日本磁気共鳴医学会雑誌

### JAPANESE JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE

第49回日本磁気共鳴医学会大会 講演抄録集 2021年9月 パシフィコ横浜ノース







#### NOBORIとは

「NOBORI」はIT 技術によって、画像などの医療情報を安全に 保管・利用できる新しいクラウドサービスです。検査画像を はじめとする大容量の医療情報を医療機関の外部にあるデータ センターで安全に管理します。

必要な時にいつでも参照、共有、利用でき、PACSという言葉に 統合されるさまざまなソフトウェアや機能をクラウド環境で ご提供いたします。



### 🕂 サービスイメージ

「NOBORI」のシステムは、堅牢なセキュリティを実現し、厚生 労働省などのガイドラインに準拠しています。データを東日本と 西日本の二拠点で多重保管するデータセンターは、PAS99, ISO9001, ISO14001,ISO20000, ISO27001 に加え、FISC 準拠認証 を取得、24 時間 365 日有人受付・生体認証とカードシステム 認証による最新鋭のセキュリティシステムで監視されており、 病院・医療機関からお預かりしたデータを安全に保管します。 「NOBORI」サービスでは、大型のサーバ機を病院・医療機関内に 設置する必要はありません。設置するのは "NOBORI-CUBE"と 呼ばれる、コンパクトな専用アプライアンスサーバのみ。 "NOBORI-CUBE"の種類と数を調整するだけで、大規模病院から クリニックまで、様々なスケールのシステムが構築可能です。

NOBORI-CUBE



#### Feature 01

院内サーバ不要

専用のアプライアンス "NOBORI-CUBE" によりシステム構築します。病院規模に 合わせてCUBEを必要数配置します。 ストレージにはSSD を採用し、耐障害性 に優れます。

# Feature 04Cost Saving初期投資『ゼロ』

NOBORI-CUBE をレンタル機器として ご提供することで、初期投資ゼロを実現 します。将来的な拡張も契約プランの 変更のみとなり、数年ごとのサーバの 買い替えも不要になります。

## Feature 02 Smart-Retrieve スピーディーな画像参照

HIS 情報と連携し、データセンターに あるデータを事前に取り寄せる "Smart-Retrieve"機能を実装して います。過去検査画像もストレスなく 参照可能です。

## Feature 05 Maintenability 障害自動検知

各施設のシステム稼働状況を常時監視 しています。障害を検知した際にはデータ センターよりNOBORI サポートセンターに 通知され、問題解決を図ります。 eature 03

安心・安全のデータ保管

データは東日本/西日本2拠点のデータ センターで多重管理します。またデータ は暗号化および秘密分散の方式により データの安全性を約束します。

# Feature 06 Communication 施設間連携にも対応

関連施設との患者データ・症例データ の共有など施設を横断した情報連携、 遠隔読影やモバイルでの情報参照など のサービスのご提供も可能です。



NOBORI Ltd.

### JSMRM2021 第49回日本磁気共鳴医学会大会・

ASMRM2021 The 3rd Annual Scientific Meeting of Asian Society of Magnetic Resonance in Medicine

### 合同大会 開催にあたって

第49回日本磁気共鳴医学会大会・第3回アジア磁気共鳴医学会合同大会は、パシフィコ横浜ノースとオンライン のハイブリッド方式にて開催致します。

1981年の第1回大会から、本学会が国内外の磁気共鳴医学の発展に貢献してきたことを大いに誇りに感じますと 共に、この歴史ある大会を引き継ぐことの重みを強く感じております.さらにアジア磁気共鳴医学会はこの地域 における医療・研究が興隆を極めてきた証であり、同大会を合同で開催することによってアジア諸国の臨床や研 究の益々の発展に貢献できるものと考えております.

この40年余りの間, ヒト画像がようやく得られた黎明期からAIを含む最新技術を駆使する現在に至るまで, 磁 気共鳴医学において多く変化がありました. しかし, 核磁気共鳴現象は永遠に存在し, これからも技術革新を遂 げ, 人類の叡智として輝き続けることと思います. この思いから大会テーマを"Eternal Brilliance of MR"「MR 永遠の輝き」とさせて頂きました.

2020年の春以降のCOVID-19による人類への影響は甚大なものでありますが、皮肉なことにそれによる情報通信 の適用拡大と技術革新には目を見張るものがありました。学会開催の考え方も大きく転換し、もはや感染対応と いうより、開催方法の最適化を行うという段階に至ったと考えております。この考えの下、本大会においては研 究情報の交換や議論という大会の中核は対面開催を基本としつつ、臨床業務や移動困難などの理由で現地にお越 しになれない方も心おきなくご参加頂けるよう、オンライン開催を併用致します。このようなハイブリッド型の 開催は、学会の本質を守りつつ、効率的な参加を促すものと考えております。

本大会では、COVID-19感染予防の観点から招宴・親睦会ができないのは大変残念でありますが、それらを補っ て余りある充実したプログラムを準備しました。特別講演1では東海大学の今井裕先生に黎明期から今日に至る 臨床MRIのご経験について語って頂き、昨今のような簡単に撮像できる時代には気づかないMRIの面白さ・難 しさに改めて思いを馳せ、皆様、特に若い研究者の方々が今後の臨床・研究における課題を見つける機会とした いと思います。特別講演2は私が師と仰ぐ押尾晃一先生にお願い致しました。MRI技術の根幹をなすのはパルス シーケンスであり、そのプログラミングにおける世界の第一人者である押尾先生に、シーケンスプログラムの真 髄をお話し頂きます。特別講演3は韓国Kwangwoon UniversityのChang-Beom Ahn先生からAIとCSの組み合 わせを中心とした最新のMRI技術の流れをお話し頂きます。

シンポジウムは、DWIBSを中心とした全身MRIの最新動向、MRMS20年間の歩み、Diversityへの取り組み、 Radiomicsの状況、Glymphatic system仮説の問題点をはじめとした、多岐にわたる充実したものとなっていま す. さらに初の試みとしてパルスシーケンス設計に関するハンズオンセミナーも開催します. また教育講演・各 セミナー・一般口演・デジタルポスターについても、あらゆる分野の方にとって興味あるものになると存じま す. さらに企業展示・製品情報についても、実体とオンライン展示を併せた多様な形態により、企業の方々と医 療・研究機関の方々をお繋ぎ致します.

以上のような豊富な内容とハイブリッド方式ならでは利便性により、参加される皆様にとって、意義深い大会に なることを確信しております.末筆になりますが、大会をご支援頂いている企業の皆様方、大会運営に携わって 頂いている、プログラム委員会、実行委員会、ならびに大会事務局、運営事務局の皆様に心より感謝申し上げま す.

皆様とお目にかかれることを楽しみにしております.

第49回日本磁気共鳴医学会・第3回アジア磁気共鳴医学会合同大会 会 長 黒田 輝(東海大学情報理工学部情報科学科)

今回, 歴史ある日本磁気共鳴医学会大会の副会長をさせていただくことになり, 大変光栄に存じます.

本学会は、磁気共鳴に関する多職種の方が集まり、毎年、様々な観点から斬新な技術の発表や討論が行われ、小 生にとっても刺激的な学会であります。それぞれの専門性から教え合い、学び合い、多方面の文化が交わり、新 たなアイデアや技術の融合が生まれるような貴重な大会だと思います。また、今回はASMRMとの合同の大会と もなり、アジアの地域で磁気共鳴医学が盛り上がっていくことに期待と喜びを感じます。

コロナ感染対策の制限下ではありますが、皆様と横浜でお会いできるのを楽しみにしつつ、お越しになれない方 にもWeb等を通じ有意義な学会となるべく、準備をいたしました.どうぞ、よろしくお願いいたします.

> 第49回日本磁気共鳴医学会・第3回アジア磁気共鳴医学会合同大会 副会長 丹羽 徹 (東海大学医学部専門診療学系画像診断学)

## ASMRM 2021 and JSMRM 2021 Foreword

I am pleased to announce that the 3rd Annual Scientific Meeting of Asian Society of Magnetic Resonance in Medicine (ASMRM 2021) will be held jointly with the 49th Annual Meeting of the Japanese Society for Magnetic Resonance in Medicine (JSMRM 2021) in the form of a hybrid system, both onsite at PACIFICO Yokohama North, Japan and online.

As a successor of Professor Yeon Hyeon Choe (the second president and congress chair of ASMRM), Professor Fuhua Yan (the first president), and Professors Jinglian Cheng and Min Chen (the first congress chairs), I've taken over the responsibility of presidency and congress chair of ASMRM. The presence of ASMRM is a testament to the spectacular rise of medical care and research in Asian countries, and holding the 3rd meeting together will contribute to the further development of clinical practice and research in the field of Magnetic Resonance.

Over the past 40 years, there have been numerous changes in magnetic resonance in medicine, from the early days when human imaging at last became possible to the present day with the latest technologies including AI. The nuclear magnetic resonance phenomenon will, nonetheless, stay with us forever and will continue to shine as the wisdom of humankind as we attain more and more technological innovation. With this in mind, I settled on the "Eternal Brilliance of MR" theme for the meeting.

The impact of COVID-19 on humankind has been tremendous, but ironically, it has also resulted in a remarkable expansion of information technology. There has also been a major shift in the approach to holding conferences, and I believe we have already reached a point where, rather than taking measures to deal with infection, we optimize the way conferences are held. In line with this idea, while the core of the conference, namely exchanging research information and engaging in discussion will be based on a face-to-face platform, we will also provide an online platform in parallel to facilitate those participants who are unable to attend the conference in person due to clinical work or travel difficulties. Such a multiplatform conference will encourage efficient participation while preserving the essence of the conference.

It is a pity that we cannot hold a banquet or social gathering at this meeting from the viewpoint of preventing COVID-19 infection, but we have prepared a fulfilling program that is more than compensated for. In Special Lecture 1, Professor Yutaka Imai of Tokai University will talk about his experience of clinical MRI from the dawn to the present day, and remind us of the fun and difficulty of MRI that we do not notice in the era of easy imaging like these days. I would like to make this an opportunity for everyone, especially young researchers, to find issues in future clinical research. Special Lecture 2 was requested for Dr. Koichi Oshio, who I call my master. The basis of MRI technology is pulse sequence. Dr. Oshio, one of the world leaders in rapid imaging, will talk about the essence of sequence programming. In Special Lecture 3, Professor Chang-Beom Ahn of Kwangwoon University in South Korea will talk about the latest MRI technology flow centered on the combination of AI and CS.

The symposiums are full of a wide range of topics, including the latest trends in whole-body MRI using DWIBS, 20 years of MRMS, initiatives for diversity, the status of radiomics, and problems with the glymphatic system hypothesis. In addition, we will hold a hands-on seminar on pulse sequence design as the first attempt. We also believe that educational lectures, sponsored seminars, general oral presentations, and digital posters will be of interest to people in all fields. Furthermore, regarding corporate exhibitions and product information, we will connect corporate people with medical and research institutes in various forms that combine entity and online exhibitions. We are confident that the abundant content and convenience unique to the hybrid system will make the meeting fruitful for all participants.

Finally, I would like to express my sincere thanks to all the companies supporting the annual meeting and to everyone in Program Committee, Organizing Committee as well as Society and Congress Secretariat for their efforts in organizing the annual meeting.

I'm look forward to seeing all of you at the conference.

Kagayaki Kuroda, PhD Chair, ASMRM 2021 and JSMRM 2021 Department of Human and Information Science, School of Information Science and Technology, Tokai University

It is a great honor to serve as the Co-Chair of this historic annual meeting of the Japanese Society for Magnetic Resonance in Medicine (JSMRM).

I'm very excited about this year's JSMRM, an annual gathering of people from many different occupations in magnetic resonance, which will be an indispensable opportunity to present and discuss novel technologies from various perspectives. I see this annual meeting as a valuable chance to teach and learn from each other from our respective areas of expertise, to allow a wide-range of cultures can interact, and to witness the merge of new ideas and technologies. This year's meeting will be jointly held with the ASMRM. I feel anticipation and take delight in magnetic resonance in medicine gaining momentum in the Asian region.

Although restricted by COVID-19 measures, I look forward to meeting you all in Yokohama. And for those who will be unable to attend in person, we have made preparations to make this a meaningful conference via online platforms.

ets him

Tetsu Niwa, M.D., Ph.D. Co-Chair, ASMRM 2021 and JSMRM 2021 Department of Radiology, School of Medicine, Tokai University

## 日本磁気共鳴医学会歴代会長

第1代	有水 昇	1981(昭和56)年7月~1989(平成元)年9月
第2代	佐久間貞行	1989(平成元)年9月~1991(平成3)年9月
第3代	高橋 睦正	1991(平成3)年9月~1993(平成5)年9月
第4代	舘野 之男	1993(平成 5)年9月~1996(平成 8)年3月
第5代	亘 弘	1996(平成 8)年4月~1998(平成10)年3月
第6代	高橋 睦正	1998(平成10)年4月~2000(平成12)年3月
第7代	宮坂 和男	2000(平成12)年4月~2002(平成14)年3月
第8代	渡部 徳子	2002(平成14)年4月~2004(平成16)年3月
第9代	杉村 和朗	2004(平成16)年4月~2006(平成18)年3月
第10代	犬伏 俊郎	2006(平成18)年4月~2008(平成20)年3月
第11代	荒木 力	2008(平成20)年4月~2010(平成22)年6月
第12代	梅田 雅宏	2010(平成22)年7月~2012(平成24)年9月
第13代	新津 守	2012(平成24)年9月~2014(平成26)年9月
第14代	巨瀬 勝美	2014(平成26)年9月~2016(平成28)年9月
第15代	原田 雅史	2016(平成28)年9月~2018(平成30)年9月
第16代	青木 茂樹	2018(平成30)年9月~2020(令和2)年9月
第17代	黒田 輝	2020(令和2)年9月~

## 歴代大会長

第1回	1981(昭和56)年	有水 昇	東 京
第2回	1982(昭和57)年	有水 昇	東 京
第3回	1983(昭和58)年	松沢 大樹	仙 台
第4回	1984(昭和59)年	亀井 裕孟	つくば
第5回	1985(昭和60)年(春)	飯尾 正宏	東 京
第6回	1985(昭和60)年(秋)	飯沼 武	東 京
第7回	1986(昭和61)年(春)	古瀬 和寛	中津川
第8回	1986(昭和61)年(秋)	鳥塚 莞爾	京 都
第9回	1987(昭和62)年(春)	亘 弘	岡 崎
第10回	1987(昭和62)年(秋)	青野 要	岡山
第11回	1988(昭和63)年(春)	荒田 洋治	東 京
第12回	1988(昭和63)年(秋)	竹中 榮一	東 京
第13回	1989(平成元)年(春)	金沢 洋子	福 岡
第14回	1989(平成元)年(秋)	舘野 之男	東 京
第15回	1990(平成 2)年(春)	曽我美 勝	岐 阜
第16回	1990(平成 2)年(秋)	佐久間貞行	名古屋
第17回	1991(平成3)年(春)	井上 多門	東 京

第18回	1991(平成3)年(秋)	高橋	睦正	熊	本
第19回	1992(平成 4)年(春)	遠藤	真広	東	京
第20回	1992(平成 4)年(秋)	入江	五朗	札	幌
		宮坂	和男		
第21回	1993(平成 5)年	能勢	忠男	つく	ば
第22回	1994(平成 6)年	小塚	隆弘	大	阪
第23回	1995(平成7)年	渡部	徳子	東	京
第24回	1996(平成 8)年	湯浅	龍彦	大	磯
第25回	1997(平成 9)年	板井	悠二	大	宮
第26回	1998(平成10)年	成瀬	昭二	京	都
第27回	1999(平成11)年	多田	信平	東	京
第28回	2000(平成12)年	西川	弘恭	京	都
第29回	2001(平成13)年	上野	照剛	つく	ば
第30回	2002(平成14)年	蜂屋	順一	東	京
第31回	2003(平成15)年	荒木	力	山	梨
第32回	2004(平成16)年	犬伏	俊郎	大	津
第33回	2005(平成17)年	平敷	淳子	東	京
第34回	2006(平成18)年	三森	文行	つく	ば
第35回	2007(平成19)年	杉村	和朗	神	戸
第36回	2008(平成20)年	田中	邦雄	旭	川
第37回	2009(平成21)年	吉川	宏起	横	浜
第38回	2010(平成22)年	巨瀬	勝美	つく	ば
第39回	2011(平成23)年	興梠	征典	北ナ	山州
第40回	2012(平成24)年	富樫な	いおり	京	都
第41回	2013(平成25)年	原田	雅史	徳	島
第42回	2014(平成26)年	梅田	雅宏	京	都
第43回	2015(平成27)年	青木	茂樹	東	京
第44回	2016(平成28)年	新津	守	大	宮
第45回	2017(平成29)年	瀬尾	芳輝	宇者	『宮
第46回	2018(平成30)年	宮地	利明	金	沢
第47回	2019(令和元)年	山下	康行	熊	本
第48回	2020(令和2)年	佐々オ	大真理	WE	B開催
第49回	2021(令和3)年	黒田	輝	横	浜

### 参加者へのご案内

#### 1. 開催方式

- 本会は、新型コロナウイルス感染症の感染状況を鑑み、現地開催とWeb配信(LIVE・オンデマンド)のハイブリッド形式にて開催いたします.
- ○全セッション(共催セミナーなど一部セッションを除く)がWeb上でも閲覧いただけます. オンデマンド配信期間:2021年9月21日(火)~10月20日(水)
- ○一般演題(ポスター)はeポスターとし、会場での発表はございませんので、Web上で閲覧く ださい.

【現地会場の感染症対策について】

- ○ソーシャルディスタンス確保のため、会場内の席数を通常より減らして実施いたします. 立見 は出来ませんので、満席の場合はLIVE・オンデマンド配信をご利用ください.
- ○会場内ではマスクをご着用ください. なお,マスクは会場内ゴミ箱にはお捨てにならず,お持 ち帰りください.
- ○会場内の換気にご協力ください.
- ○受付や会場前,休憩会場などソーシャルディスタンスの確保にご協力ください.
- ○各所に消毒液を配置しますので,ご利用ください.
- ○パシフィコ横浜ノース1F 受付付近に検温器を設置いたしますので、検温にご協力ください.
- ○37度5分以上の発熱,強いだるさ(倦怠感)や息苦しさ(呼吸困難)がある方は参加をご遠慮 ください.

参加者の皆様の感染拡大防止へのご協力を宜しくお願いいたします.

#### 2. 会期および会場

- 会期:2021年9月10日(金)·11日(土)·12日(日)
- 会 場:パシフィコ横浜 ノース

〒220-0012 神奈川県横浜市西区みなとみらい1-1-2 TEL:045-221-2155

総合受付:パシフィコ横浜ノース1F フォワイエ

- 大会本部:パシフィコ横浜ノース3F G311
- 第1会場:パシフィコ横浜ノース1F G2
- 第2会場:パシフィコ横浜ノース1F G1
- 第3会場:パシフィコ横浜ノース3F G303+304
- 第4会場:パシフィコ横浜ノース3F G314+315
- 第5会場:パシフィコ横浜ノース3F G316+317
- 機器展示会場:パシフィコ横浜ノース3F G301+302
- 書籍展示会場:パシフィコ横浜ノース1F G2前
- 休憩コーナー:パシフィコ横浜ノース3F G301+302(機器展示会場内)
  - パシフィコ横浜ノース3F G320
- PC受付:パシフィコ横浜ノース1F フォワイエ

#### 3.参加者へのご案内

1)参加費

	当日参加
本学会 正会員	12,000円
本学会 学生会員	4,000円
一般参加者	15,000円
基礎系学生・外国人留学生(非会員)	6,000円

- \*「学生」のお申し込みをいただいた方で,在学を証明できる書類を事前に提出していない 場合は,受付でご提示ください.
- 2)参加受付

オンライン参加登録期間:~10月20日(水)正午まで お支払い方法:クレジットカードのみ 当日も現地にて受付はございますが,現金での対面受付は行いません.受付にPCをご用意 いたしますので,そちらから参加登録をお済ませください.当日受付は混み合う可能性もあ りますので,極力,あらかじめオンライン参加登録をいただきますようお願いします. 【受付時間】9月10日(金)8:10~16:30

9月11日 (土)  $8:10 \sim 16:30$ 

9月12日 (日) 8:10~12:00

【受付場所】パシフィコ横浜ノース1F フォワイエ



←参加登録ページはこちら

3) オンライン参加登録者

オンライン参加登録の上,現地参加をされる方は,参加登録時に自動配信された「参加登録 完了/視聴サイトログイン情報のご案内」メール(印刷したものまたはメールの画面)をお 手元にご用意いただき,1F受付へお越しください.メールのご提示と引き換えに,ネーム カードとプログラム・抄録集をお渡しいたします.ネームカードホルダーも受付にご用意が ございます.参加証明書,領収書はメールに記載のあるWEB視聴サイトよりダウンロード いただけます.

4) プログラム・抄録集

参加費には、プログラム・抄録集が1冊含まれます.

- ・現地参加の場合:会期当日に受付にてお渡し(オンライン参加登録時に自動配信された 「参加登録完了/視聴サイトログイン情報のご案内」メールを確認の上お渡しいたします)
- ・Web参加の場合:会期終了後に郵送

【抄録集を別途ご希望の方】

追加で購入を希望される方は、大会ホームページより10月20日(水)までお申し込みを受け付けております. 金額は1冊4,000円です.

- ・現地参加の場合:会期当日に受付にてお渡し
- ・Web参加の場合:会期終了後に郵送(送料はご負担ください) 現地会場での販売は行いません.冊数に限りがございますので,完売の場合はご了承くだ さい.

5) Wi-Fi

大会期間中は会場内にてWi-Fi(無料)をご利用いただけます. SSID:FREE-PACIFICO-NORTH ※パスワードはございません.

6)機器展示・書籍展示
機器展示会場:パシフィコ横浜ノース3FG301+302
書籍展示会場:パシフィコ横浜ノース1FG2前
開催時間:9月10日(金)・11日(土)9:00~17:00
9月12日(日)
9:00~13:00

7) クローク

感染症対策のため、クロークは設置いたしません. 会場内はスペースを広くとっております ので、お荷物をお持ち込みいただくか、パシフィコ横浜ノース1Fにございますコインロッ カーをご利用ください。

8) 共催セミナー

本会の共催セミナーでは整理券の配布はございません. 直接, 現地会場へお越しください. 各会場先着順でご入場いただきます. ただし, ご用意するお食事には数に限りがございます のであらかじめご了承ください. また, 立見は出来ませんので, 満席の場合はWEB視聴サイトよりライブ配信をご視聴くだ さい.

9)日本磁気共鳴医学会への入会手続き
一般演題の発表者で未入会の方は、学会事務局にご連絡の上、至急入会手続きをお済ませください。発表日までに入会がお済みでない場合、演題取り下げとなりますのでご留意ください。
一般社団法人日本磁気共鳴医学会事務局
〒105-0012 東京都港区芝大門2-12-8 浜松町矢崎ホワイトビル2F
TEL:03-6721-5388 FAX:03-6721-5433

#### 4. 会員のみなさまへ

会員へのメール配信サービスをより充実させるため、下記の二次元バーコードもしくは下記アド レスの日本磁気共鳴学会ホームページより各種変更手続きに進みメールアドレス等の登録をお願 いします.

https://www.jsmrm.jp/



5. 抄録アプリについて

大会 HP(https://www.c-linkage.co.jp/jsmrm49/)より,電子抄録アプリをダウンロードいただ けます. iOS版と Android版を用意しておりますので,是非ご活用ください.

抄録の閲覧には、パスワードが必要です。パスワードは9月上旬に、WEB視聴サイト内にてご案 内いたします。WEB視聴サイトへのログインには、参加登録時に配信された「参加登録完了/視 聴サイトログイン情報のご案内」メールに記載のあるユーザーID、パスワードが必要となります。

### お願い

- ・ネームカードは、各会場への入場券となりますので、大会期間中は必ずご着用ください.
- ・ネームカードホルダーを記名台にご用意しておりますので、ご自由にお取りください.
- ・会場内での呼び出しは行いません。参加者への連絡は、総合受付で申し受け、受付付近のメッセージボードに掲示します。呼び出しが予想される方は掲示板をご確認ください。
- ・会場内では携帯電話のスイッチをお切りいただくか、マナーモードに設定してください.
- ・大会長の許可のない掲示・展示・印刷物の配布・録音・写真撮影・ビデオ撮影は固くお断りいたします。

#### 座長へのご案内

#### 共通:①会場にお越しになる場合,②WEBで参加される場合

- ・プログラムの円滑な進行のため、各セッションの時間管理を厳密にお願いします.
- ・参加者からの質疑は、会場とWEBの両方から受け付けます. ※質疑受付方法の詳細は、運営事務局より別途ご案内いたします.
- ・英語セッションをご担当いただく座長の先生方は、発表者が英語にて聴衆へ説明する際や英語
   にて討論を行う場合に、発表者をサポートいただきますようお願いいたします。
- ・シンポジウム,教育講演,共催セミナーを含め,本大会ではすべての演者の略歴・CVは準備 しておりません.現所属のアナウンスのみでお願いいたします.

#### ①会場にお越しになる場合

- ・座長受付はございません.
- ・ご担当セッション開始予定時刻の15分前までに、会場内右手前方の進行席のスタッフへお声が けいただき、「次座長席」にご着席ください.

#### ② WEB で参加される場合

- ・WEB会議システム「Zoom」をご利用いただきます.
- ・ご担当セッション開始予定時刻の40分前まで(Zoomのご案内メール参照)に、事前にご案内 するURLよりZoomにログインをお願いします.

### 演者へのご案内

共通:①会場にお越しになる場合,②WEBで参加される場合

■口述発表の発表時間は、10分(講演7分、質疑3分)です.計時は発表終了1分前に黄色ラン プが点灯,終了時に赤色ランプを点灯してお知らせします.円滑な進行のため、時間厳守でお 願いします.

■発表時における,利益相反(COI)の開示のお願い

本大会では、利益相反(COI)の開示が必要となります.

スライドの最初に(または演題・発表者などを紹介するスライドの次に)利益相反(COI)状態を開示してください.

※詳細は大会ホームページをご参照ください.

①会場にお越しになる場合

■発表形式

パワーポイントによるコンピュータ(以下, PC)発表のみとなります. 講演に使用できるPC プロジェクターは1台(スクリーン1面)のみです. 当日は演者ご自身で演台に設置された キーボードおよびマウスにて操作をお願いします.

■PC受付

1)発表データの受付・確認

ご担当セッションの30分前までに必ずPC受付で発表データの試写をお願いします.

- 【受付時間】9月10日(金)8:10~16:30
  - 9月11日 (土) 8:10~16:30
  - 9月12日 (日) 8:10 $\sim$ 12:00

【受付場所】パシフィコ横浜ノース1F フォワイエ

- 2) PC 受付での発表データの修正作業は、準備進行の妨げになりますのでご遠慮ください.
- 3) PC本体を持ち込みされる場合は,発表データ確認終了後,発表会場のPCオペレーター席 (会場内左手前方)までご自身でPC本体をお持ちください.

■発表に関する注意事項

<データをお持ち込みの方>

・発表データはWindowsのPowerPointのみとし、USBフラッシュメモリのメディアにてご持 参ください.

ご発表データのファイル名は,「演題番号」と「氏名」をご入力ください.

※例「01-001○○○.ppt」もしくは「01-001○○○.pptx」

・ご発表用アプリケーションは以下のバージョンをご用意いたします.

Microsoft PowerPoint 2019

- ・Macintoshで発表データを作成される場合は、ご自身のPC本体をお持ち込みください.
- ・フォントはOS 標準で装備されているものをご使用ください. 画面レイアウトの崩れを防ぐ には、下記フォントのご使用をお薦めいたします.
- 1. 推奨フォント/日本語の場合 MS ゴシック, MSP ゴシック, MS 明朝, MSP 明朝
- ・推奨フォント/英語の場合 Arial, Century, Century Gothic, Times New Roman
   ※上記以外のフォントを使用した場合,文字や段落のずれ,文字化け,文字が表示されない
   等のトラブルが起こる可能性があります.
- ・作成いただくスライドのサイズはワイド画面(16:9)を推奨いたします.(4:3スライドも 使用可能です)

- ・事前にご自身でウイルスチェックを必ず行ってください.
- ・動画をご使用の場合は、PowerPointとのリンク状態を保つ為、動画ファイルも同じフォル ダに保存してください、ファイル形式は、Windows Media Playerで動作するファイル形式 でご用意ください。
- ・動画および音声をご使用の場合は、ご自身のPC本体をお持ち込みください. (→<PC本体 をお持ち込みの方>へ)
- ・セッションの進行に影響が出るため,発表者ツールは使用できません.発表原稿が必要な方 は、あらかじめプリントアウトしてお持ちください.
- ・お預かりした発表データは、終了後にPCより消去いたします.

< PC本体をお持ち込みの方>

- ・PC本体お持ち込みの方は、PC受付でのデータ確認終了後、発表会場のPCオペレーター席 (会場内左手前方)までご自身でPC本体をお持ちください.
- ・PC本体をお持ち込みの場合は、外部ディスプレイ出力が可能であることを必ずご確認くだ さい.
- ・会場には PC プロジェクターにつながったHDMIケーブル,及びD-Sub 15ピン (ミニ)オ スを用意しております.

※ Mini Display Portなど上記以外のコネクターについては変換コネクターの貸し出しを行って おりませんので、必ずご持参ください.

- ・PCのACアダプターは必ず各自ご持参ください.
- ・出力端子がHDMIでないものは、必ず接続アダプターをご持参ください。
- ・スクリーンセーバー、省電力設定については、予め解除をお願いいたします.

#### ② WEB で参加される場合

■発表形式

WEB会議システム「Zoom」をご利用いただきます.

開始予定時刻の40分前まで(Zoomのご案内メール参照)に、事前にご案内するURLより Zoomにログインをお願いします。

■当日の発表方法

発表方法の詳細は、運営事務局より別途ご案内いたします.

### 交通のご案内



### パシフィコ横浜 ノース

T220-0012 神奈川県横浜市西区みなとみらい1-1-2 TEL: 045-221-2155(代表) HP: https://www.pacifico.co.jp/

#### ■会場へのアクセス

- 【駅からアクセス】 みなとみらい駅より徒歩5分 (みなとみらい線(東急東横線・副都心線直通)) 横浜駅よりタクシーで10分
- 【羽田空港からアクセス】 空港バスご利用の場合 パシフィコ横浜行き直通リムジンバスを利用(40分)
- 【お車でアクセス】 首都高速神奈川1号横羽線 みなとみらいランプから直進2分

## 会場のご案内

パシフィコ横浜 ノース/PACIFICO Yokohama North



3F



## 大会第1日目 9月10日(金)

	第1会場	第2会場	第3会場 ASMRM	第4会場	第5会場	展示会場・ 休憩コーナー
	1F G2	1F G1	3F G303+304	3F G314+315	3F G316+317	3F G301+302
8:00						
	8:20~9:20	8:20~9:20	8:20~9:20	8:20~9:20	8:20~9:20	
9:00	<b>教育講演1</b> 脳神経1	<b>教育講演2</b> 腹部骨盤1	<b>教育講演3</b> 骨軟部1	<b>教育講演4</b> <sup>基礎1</sup>	<b>教育講演5</b> <sub>乳腺</sub>	
						9:00~17:00
	9:25~9:55 <b>開会式</b> (ASMRM合同)					
10:00	10:00~11:00					
	<b>特別講演1</b> 我が国のMRI医療黎明期に 考えていたこと					
11:00				11:00~12:00	11:00~11:50	
12.00	11:10~12:00 <b>シンポジウム1【第1部】</b> 全身MRIと定位放射線治療の 診療報酬加算を意識した DWIBSの利用法	11:10~11:50 一般口演 <sup>乳腺</sup> 01-001~01-004	11:10~12:00 ASMRM/JSMRM- KSMRM/JPC Joint Symposium Neuro:AI & Radiomics 1	<b>一般口演</b> 脳構造解析 01-005~01-010	ー般口演 CS·Synthetic·AI/基礎・拡散 01-016~01-020	
12:00	12.10 12.00	12.10 12.00	10.10 12.00	12:10 12:00	12.10 12.00	
					12:10~13:00 ランチョンセミナー5	
	(株)フィリップス・	バイエル薬品㈱	キヤノンメディカル	ヤンセンファーマ㈱	GEヘルスケアファーマ㈱	
13:00	ジャパン		システムズ(株)	メディカルアフェアース本部		企業展示
	13:10~14:50	13:10~15:10	13:10~15:10	13:10~14:00 <b>一般口演</b> エラストグラフィ 臨床	13:10~13:50 一般口演 超偏極 01 022~01 025	
14:00	ンノホンワム1【第2部】 全身MRIと定位放射線治療の 診療報酬加算を意識した	<b>シンポジウム2</b> 小児MRIの活用:	ASMRM/JSMRM- KSMRM	01-011~01-015		
	DWIBSの利用法	CTでの被ばくを 減らすために	Neuro: AI & Radiomics 2		14:10~15:10 一般口演	
					脳代謝 01-026~01-031	
15:00						
	15:20~17:20	15:20~17:20	15:20~17:20	15:20~17:20	15:20~16:10	
					一般口演	
16:00		シンポジウム4			神経変性・脱髄 01-032~01-036	
	シンポジウム3	臨床MR画像の適切な	シンポジウム5	シンポジウム6		
	MRMS20周年の 歩みと今後の戦略	利定法と工夫について. これから研究に	術中MRの現状と展望	心不全パンデミック	16:20~17:20	
		取り組む方へ			一般口演	
17:00					01-037~01-042	
	17:30~18:30	17:30~18:30				
18.00	イブニングセミナー1	イブニングセミナー2				
10.00	シーメンス ヘルスケア(株)	心臓植込みデバイス患者の MR安全性に関する新たな展開				
19:00						

## 大会第2日目 9月11日(土)

	第1会場	第2会場	第3会場 ASMRM	第4会場	第5会場	展示会場・ 休憩コーナー
	1F 62	1F G1	3F G303+304	3F G314+315	3F G316+317	3F G301+302
8:00	UL		00001004	00141010	00101011	00011002
	8:20~9:20	8:20~9:20	8:20~9:20	8:20~9:20	8:20~9:20	
0.00	<b>教育講演6</b> 脳神経2	<b>教育講演7</b> 腹部骨盤2	<b>モーニングセミナー</b> メディエ㈱	<b>教育講演8</b> 基礎2	<b>教育講演9</b> 心血管	
5.00						9:00~17:00
	9:30~10:30	9:30~11:30	9:30~10:10 一般口演	9:30~10:30		
10:00	<b>特別講演2</b> パルスシーケンス開発の 本質	シンポジウム7	MSK 02-006~02-009 10:10~11:30	<b>一般口演</b> 頭部撮像法·所見 02-025~02-030		
	10:35~11:35	Diversity どう取り組むの、 どう変わるの?	シンポジウム8	10:35~11:35	10:30~11:30	
11:00	<b>スポンサードセミナー</b> バイエル薬品(株)		Cutting edge of the lung MRI	<b>一般口演</b> 頭部人工知能・機械学習・ データサイエンス 02-019~02-024	一般口演 体幹人工知能·機械学習 02-059~02-064	
	11:40~12:30	11:40~12:30	11:40~12:30	11:40~12:30		
12:00	<b>ランチョンセミナー6</b> (㈱フィリップス・	<b>ランチョンセミナー7</b> シーメンスヘルスケア㈱	<b>ランチョンセミナー8</b> GEヘルスケア・	<b>ランチョンセミナー9</b> ゲルベ・ジャパン(株)		
	ジャパン		ジャパン(株)			
13:00	12:40~14:10	12:40~14:40	12:40~14:10	12:40~13:50	12:40~13:40 <b>一般口</b> 演	企業展示
	<b>シンポジウム9</b> MRI vs. CT	<b>シンポジウム10</b> 腹部における制限拡散	シンポジウム11 Latest Advancement in Breast Imaging	<b>一般口演</b> Neurofluid 02-031~02-037	画像・データ解析/ 撮像技術・ハードウェア 02-065~02-070	
14:00				14:00~14:50	13:50~14:50	
	14:20~15:20		14:10~14:50 一般口演 Neuro	<b>一般口演</b> 肝胆膵	一般山通 安全管理と画質改善 02-071~02-076	
15:00	行別 調 換 3 Deep Learning and Compressed Sensing		02-010~02-013	02-038~02-042		
	Magnetic Resonance Imaging	15:00~15:50 一般口演 体幹部DWI	15:00~15:50 一般口演 Physics+Body	15:00~16:00 <b>一般口演</b> 脳血管·灌流	15:00~15:50 一般口演 エラストグラフィ 基礎	
16:00		02-001~02-005	02-014~02-018	02-043~02-048	02-049~02-053	
	16:10~17:40	16:00~18:00	16:00~18:00	16:10~17:00	16:00~17:00 一般口演	
	シンポジウム12	シンポジウム13		<b>一般口演</b> <sup>泌尿器</sup> 02-054~02-058	心大血管 02-077~02-082	
17:00	脳から始まる 次世代MRI	スポーツ関連の 運動器MRIトピックス	<b>ハンスオンセミナー</b> パルスシーケンスの設計			
18:00	18:00~18:50					
	イブニングセミナー3					
	メドエルジャパン(株)					
19:00						

## 大会第3日目 9月12日(日)

1F       1F       3F       3F       3F       3F       3F       3F         62       G1       G303+304       G314+315       G316+317       G         8:00       8:20~9:20       8:20~9:20       8:20~9:20       8:20~9:20       8:20~9:20         教育講演10       教育講演11       教育講演12       教育講演13       教育講演14       操像技術       9:0         9:00       9:30~11:30       9:30~11:30       9:30~11:30       9:30~11:00       9:30~10:30       -般口演         9:30~11:30       9:30~11:30       9:30~11:30       9:30~11:00       -般口演       近影別・         10:00       シンポジウム14       シンポジウム15       シンポジウム16       Glymphatic system仮説の       9:30~11:00       -般口演         ポース       シンポジウム16       Glymphatic system仮説の       0:01~03-001       -001~03-001       0:01~03-015	
8:00       00       00       00       0	3F G301+302
8:20~9:20       8:20~9:20 <td>00011002</td>	00011002
教育講演10 脳神経3       教育講演11 腹部骨盤3       教育講演12 骨軟部2       教育講演13 	
9:30~11:30     9:30~11:30     9:30~11:30     9:30~11:00     9:30~10:30       10:00     シンボジウム14 MR conditional デバイスのMR検査     シンボジウム15 肝診療最前線と     シンボジウム16 Glymphatic system仮説の     -般口演 音軟部 骨軟部基礎・ 人工知能 03-001~03-009     9:30~10:30	
10:00     9:30~11:30     9:30~11:30     9:30~11:30     9:30~11:00     9:30~10:30       ・シンポジウム14 MR conditional デバイスのMRkée     ・シンポジウム15 肝診療最前線と     ・シンポジウム16 Glymphatic system仮説の     ・一般口演 骨軟部 骨軟部基礎・ 人工知能 03-001~03-009     ・9:30~10:30	9:00~13:00
10:00 <b>シンポジウム14</b> MR conditional デバイスのMRkée AT 10:00 <b>シンポジウム15</b> 所診療最前線と Glymphatic system仮説の AT 10:00 <b>・酸ロ液</b> 合歌部 合軟部基礎・ 人工知能 03-001~03-009	
MR conditional     シノホシウム15     シノホシウム16     人工知能     03-010-03-019       デバイスのMR検査     肝診療最前線と     Glymphatic system仮説の     03-001~03-009     03-001	
- 一 画像診断の役割 問題点 問題点	
11:00 11:00 10:50~11:30 一般口演 肺野	企業展示
03-016~03-019	
11:40~12:30 11:40~12:30 11:40~12:30 11:40~12:30	
12:00 <b>ランチョンセミナー10 ランチョンセミナー11 ランチョンセミナー12 ランチョンセミナー13</b> GFへルスケア・ 富士フィルム エーザイ㈱ キャノンメディカル	
ジャパン(株)         ヘルスケア(株)         システムズ(株)	
12:40~13:00     開会式(ASMRM合同)       13:00	
14:00	
15:00	
16:00	
17:00	
18:00	
19:00	

## Day1 Friday, September 10

	Room 1	Room 2	Room 3 ASMRM	Room 4	Room 5	Exhibition, Lounge
	1F G2	1F G1	3F G303+304	3F G314+315	3F G316+317	3F G301+302
8:00						
9.00	8:20~9:20 Educational Lecture 1	8:20~9:20 Educational Lecture 2	8:20~9:20 Educational Lecture 3	8:20~9:20 Educational Lecture 4	8:20~9:20 Educational Lecture 5 Breast	
0100		Abdoment & Feivis T	Wascaloskeletar		Dicust	9:00~17:00
	9:25~9:55 Opening Ceremony (ASMRM/JSMRM)					
10:00	10:00~11:00 <b>Special Lecture 1</b> What one is thinking at the dawning of MRI medical care in Japan					
12:00	11:10~12:00 Symposium 1 <part 1=""> How to use DWIBS in consideration of the recently established additional reimbursement for whole-body MRI and stereotactic radiotherapy</part>	11:10~11:50 <b>Oral</b> Breast 01-001~01-004	11:10~12:00 ASMRM/JSMRM- KSMRM/JPC Joint Symposium Neuro:AI & Radiomics 1	11:00~12:00 <b>Oral</b> Brain Structure 01-005~01-010	11:00~11:50 <b>Oral</b> CS/Synthetic/Al/ Diffusion 01-016~01-020	
12.00	12:10~13:00	12:10~13:00	12:10~13:00	12.10~13.00	12.10~13.00	
13.00	Luncheon Seminar 1 Philips Japan, Ltd.	Luncheon Seminar 2 Bayer Yakuhin, Ltd.	Luncheon Seminar 3 Canon Medical Systems Corporation	Luncheon Seminar 4 Janssen Pharmaceutical K.K. Medical Affairs Division	Luncheon Seminar 5 GE Healthcare Pharma	Exhibition,
10.00	13.10~14.50	13.10~15.10	13.10~15.10	13.10~14.00	13.10~13.50	Lounge
14:00	Symposium 1 <part 2=""> How to use DWIBS in consideration</part>	Symposium 2	ASMRM/JSMRM-	Oral Elastography: Clinical 01-011~01-015	Oral Hyperpolarization 01-022~01-025	
	on the recently established additional reimbursement for whole-body MRI and stereotactic radiotherapy	Utility of pediatric MRI to reduce radiation exposure	Joint Symposium Neuro: AI & Radiomics 2		14:10~15:10 <b>Oral</b> Brain Metabolism	
15:00					01-026~01-031	
	15.00 17.00	15.00 17.00	15.00 17.00	15.20 17.20	15.20 16.10	
16:00	Symposium 3 The 20 years' path of MRMS and the strategy for the future	Symposium 4 Tips and Tricks in Clinical MR Imaging Measurement – Message for Young Researchers	Symposium 5 Current status and future prospect of intraoperative MR	Symposium 6 Cardiac MRI in heart failure pandemic	Neurodegeneration/ Demyelination 01-032~01-036 16:20~17:20 Oral	
17:00					Brain Diffusion 01-037~01-042	
	17:30~18:30	17:30~18:30 Evening Seminar 2				
18:00	Siemens Healthcare K.K.	New developments in MR safety for patients with implantable cardiac devices				
19:00						

## Day2 Saturday, September 11

	Room 1	Room 2	Room 3 ASMRM	Room 4	Room 5	Exhibition, Lounge
	1F G2	1F G1	3F G303+304	3F G314+315	3F G316+317	3F G301+302
8:00						
9:00	8:20~9:20 Educational Lecture 6 CNS 2	8:20~9:20 Educational Lecture 7 Abdomen & Pelvis 2	8:20~9:20 Morning Seminar MEDIE Co., Ltd.	8:20~9:20 Educational Lecture 8 MR basics 2	8:20~9:20 Educational Lecture 9 Cardiovascular	0:00~17:00
						9.00**17.00
10:00	9:30~10:30 <b>Special Lecture 2</b> The essence of pulse sequence development	9:30~11:30 Symposium 7	9:30~10:10 <b>Oral</b> MSK 02-006~02-009 10:10~11:30	9:30~10:30 Oral Brain: Methodology/Findings 02-025~02-030		
11:00	10:35~11:35 <b>Sponsored Seminar</b> Bayer Yakuhin, Ltd	Diversity - Where to start? What is expected to change?	Symposium 8 Cutting edge of the lung MRI	10:35~11:35 <b>Oral</b> Brain: Al/ML/DS 02-019~02-024	10:30~11:30 <b>Oral</b> Al/Machine learning 02-059~02-064	
	11:40~12:30	11:40~12:30	11:40~12:30	11:40~12:30		
12:00	<b>Luncheon Seminar 6</b> Philips Japan, Ltd.	Luncheon Seminar 7 Siemens Healthcare K.K.	Luncheon Seminar 8 GE Healthcare Japan	Luncheon Seminar 9 Guerbet Japan KK		
	12:40~14:10	12:40~14:40	12:40~14:10	12:40~13:50	12:40~13:40	
13:00	Symposium 9 MRI vs. CT	Symposium 10	Symposium 11 Latest Advancement in Breast Imaging	<b>Oral</b> Neurofluid 02-031~02-037	<b>Oral</b> Hardware/Imaging/ Analysis 02-065~02-070	Exhibition, Lounge
14:00		in body diffusion MRI	14.10~14.50	14:00~14:50	13:50~14:50 <b>Oral</b>	
	14:20~15:20 <b>Special Lecture 3</b> Deep Learning and		Oral Neuro/Al/Radiomics 02-010~02-013	Ural HBP 02-038~02-042	Safety management/ Image quality 02-071~02-076	
15:00	Compressed Sensing Magnetic Resonance Imaging	15:00~15:50 <b>Oral</b> Body DWI 02-001~02-005	15:00~15:50 Oral Physics and more 02-014~02-018	15:00~16:00 <b>Oral</b> Cerebrovascular/ Perfusion 02-043~02-048	15:00~15:50 <b>Oral</b> Elastography: Methodoloigy O2-049~O2-053	
16:00		16:00~18:00	16:00~18:00		16:00~17:00	
17.00	16:10~17:40 Symposium 12 Next-generation	Symposium 13	Hands-on Seminar	16:10~17:00 <b>Oral</b> Urogenital 02-054~02-058	Oral Cardiovascular 02-077~02-082	
17.00	MRI techniques begins in the brain region	I opics of Musculoskeletal MR imaging in Sports Medicine	Pulse sequence design			
18:00	18:00~18:50					
	<b>Evening Seminar 3</b> MED-EL Japan					
19:00						

## Day3 Sunday, September 12

	Room 1	Room 2	Room 3 ASMRM	Room 4	Room 5	Exhibition, Lounge
	1F G2	1F G1	3F G303+304	3F G314+315	3F G316+317	3F G301+302
8:00						
9.00	8:20~9:20 Educational Lecture 10	8:20~9:20 Educational Lecture 11	8:20~9:20 Educational Lecture 12	8:20~9:20 Educational Lecture 13 MR basics 3	8:20~9:20 Educational Lecture 14	
0.00	CN3 5	Abdomen & Feivis 5		WIT Dasies 5	inaging technique	9:00~13:00
10.00	9:30~11:30	9:30~11:30	9:30~11:30	9:30~11:00	9:30~10:30 Oral	
10.00	Symposium 14 The technique of MR experts: Scan conditions for patients with MR	Symposium 15 Cutting edge of clinical practice for liver disease and related roles	Symposium 16 Issues in the glymphatic system hypothesis	<b>Oral</b> MSK: Al/ML O3-001~O3-009	Molecular/CEST 03-010~03-015	
11:00	conditional medical device	of imaging diagnosis			10:50~11:30 Oral Lung 03-016~03-019	Exhibition, Lounge
	11:40~12:30	11:40~12:30	11:40~12:30	11:40~12:30		
12:00	Luncheon Seminar 10 GE Healthcare Japan	Luncheon Seminar 11 FUJIFILM Healthcare Corporation	Luncheon Seminar 12 Eisai Co., Ltd.	Luncheon Seminar 13 Canon Medical Systems Corporation		
13·00	12:40~13:00					
	Closing Ceremony (ASMRM/JSMRM)	)				
14:00						
15:00						
16:00						
17:00						
18:00						
19:00						

## プログラム委員

プログラム委員長	黒田	輝	東海大学 情報理工学部情報科学科
プログラム委員	黒田	輝	東海大学 情報理工学部情報科学科
	佐々フ	木真理	岩手医科大学 医歯薬総合研究所 超高磁場 MRI 診断・病態研究部門
	長縄	慎二	名古屋大学大学院 医学研究科 量子医学分野
	阿部	修	東京大学 医学部放射線医学教室
	佐野	勝廣	順天堂大学 医学部放射線科
	青木	茂樹	順天堂大学 医学部放射線科
	山田	惠	京都府立医科大学 放射線医学教室
	田岡	俊昭	名古屋大学 医学部放射線科
	妹尾	淳史	東京都立大学 健康福祉学部 放射線学科
	丹羽	徹	東海大学医学部 放射線科
	楫	靖	獨協医科大学 放射線科
	野崎	太希	聖路加国際病院 放射線科
	押尾	晃一	慶応義塾大学 医学部放射線科
	高橋	順士	虎の門病院分院 放射線部
	高原	太郎	東海大学 工学部医用生体工学科
	岩澤	多恵	神奈川県立循環器呼吸器病センター 放射線科
	大田	英揮	東北大学大学院 放射線診断科
	扇谷	芳光	昭和大学 放射線科
	稻岡	努	東邦大学佐倉病院 放射線科
	風間	俊基	東海大学 医学部専門診療学系画像診断学
	椛沢	宏之	国際医療福祉大学 成田保健医療学部放射線・情報科学科
	尾藤	良孝	富士フイルムヘルスケア株式会社
	久保E	田一徳	獨協医科大学 放射線科
	工藤	與亮	北海道大学大学院 医学研究院 画像診断学教室
	藤本	肇	千葉大学医学部附属病院 画像診断センター
	酒井	晃二	京都府立医科大学大学院 医学研究科 放射線診断治療学
	後藤	政実	順天堂大学
	吉浦	敬	鹿児島大学大学院医歯学総合研究科 放射線診断治療学分野
	五島	聡	浜松医科大学 放射線診断学・核医学講座
	増谷	佳孝	広島市立大学
	小野	敦	川崎医療福祉大学 医療技術学部 診療放射線技術学科

### **Special Lecture 1** 特別講演1

Chair: Tetsu Niwa (Department of Radiology, Tokai University School of Medicine) 座 長:丹羽 (東海大学医学部専門診療学系画像診断学)

#### SL1 What one is thinking at the dawning of MRI medical care in Japan 我が国のMRI医療黎明期に考えていたこと

Yutaka Imai (Department of Radiology, Tokai University School of Medicine) 今井 裕(東海大学 医学部 画像診断学)

Saturday, S	September 1	11	9:30 -	10:30
-------------	-------------	----	--------	-------

**Room 1** (PACIFICO Yokohama North, 1F, G2)

#### **Special Lecture 2** 特別講演2

Chair: Kagayaki Kuroda (Department of Human and Information Science School of Information Science and Technology Tokai University)

座 長:黒田 輝 (東海大学情報理工学部情報科学科)

#### SL2 The essence of pulse sequence development パルスシーケンス開発の本質

Koichi Oshio (Department of Radiology, Juntendo University School of Medicine) 押尾 晃一 (順天堂大学医学部 放射線科)

Saturday, September 11 14:20 - 15:20 Room 1 (PACIFICO Yokohama North, 1F, G2)

### **Special Lecture 3** 特別講演3

Chair: Yoshitaka Bito (FUJIFILM Healthcare Corporation) 座 長:尾藤 良孝 (富士フイルムヘルスケア株式会社)

#### SL3 Deep Learning and Compressed Sensing Magnetic Resonance Imaging

Chang-Beom Ahn (Kwangwoon University)

### Friday, September 10 11:10 - 12:00 Room 3 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G303+304)

#### ASMRM/JSMRM-KSMRM/JPC Joint Symposium

Neuro: AI & Radiomics 1

Chairs : Hideto Kuribayashi (Siemens Healthcare K.K.) Yoshiyuki Watanabe (Department of Radiology, Shiga University of Medical Science) Ji Eun Park (Department of Radiology and Research Institute of Radiology, Asan Medical Center)

座 長: 栗林 秀人 (シーメンスヘルスケア株式会社) 渡邉 嘉之 (滋賀医科大学放射線科 放射線医学講座)

#### KJ1-1 Assessment of XGBoost and F-score feature selection in improving the predictive performance of machine-learning-based radiogenomics model on glioblastoma patients

Khanh Le (Taipei Medical University)

## KJ1-2 Accelerating Magnetic Resonance Fingerprinting Using Hybrid Deep Learning and Iterative Reconstruction

Peng Cao (Department of Diagnostic Radiology, The University of Hong Kong)

#### KJ1-3 Al and Radiomics Research in Head and Neck Tumors 頭頸部腫瘍における Al/radiomics 研究の現状と課題

Akira Kunimatsu (Department of Radiology, International University of Health and Welfare Mita Hospital)國松聡(国際医療福祉大学 三田病院 放射線科)

### Friday, September 10 13:10 - 15:10 Room 3 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G303+304)

#### ASMRM/JSMRM-KSMRM Joint Symposium

Neuro: AI & Radiomics 2

Chairs: Hiroyuki Kabasawa (International University of Health and Welfare)

Mika Kitajima(Department of Medical Imaging Sciences, Faculty of Life Sciences, Kumamoto University)Yae Won Park(Department of Radiology and Research Institute of Radiological Science and Center for<br/>Clinical Imaging Data Science, Yonsei University College of Medicine)

座長:椛沢 宏之(国際医療福祉大学成田保健医療学部放射線・情報科学科)
 北島 美香(熊本大学大学院生命科学研究部 医用画像科学講座)

## KS1-1 AI and Radiomics into Clinical Workflow in Brain Tumor

Ji Eun Park (Department of Radiology and Research Institute of Radiology, Asan Medical Center)

## KS1-2 AI / radiomics in neuroradiology : focused on brain tumor and neurodegenerative disease

Yoon Seong Choi (Department of Radiology, Yonsei University College of Medicine)

#### KS1-3 AI prediction model for paediatric Ultrafast MRI brain protocol

Phua Hwee TANG (KK Women's and Children's Hospital)

#### KS1-4 Al applications to neuroradiology 神経放射線分野へのAI応用

Daiju Ueda (Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Graduate School of Medicine, Osaka City University)

植田 大樹 (大阪市立大学大学院医学研究科 放射線診断学・IVR学)

#### KS1-5 AI in Mental Illness

Meiyun Wang (Department of Radiology, Henan Provincial People's Hospital)

### Friday, September **10** 11:10 - 12:00

Room 1 (PACIFICO Yokohama North, 1F, G2)

#### Symposium 1 <Part 1>

How to use DWIBS in consideration of the recently established additional reimbursement for whole-body MRI and stereotactic radiotherapy

#### シンポジウム1【第1部】

全身MRIと定位放射線治療の診療報酬加算を意識したDWIBSの利用法

Chairs: Taro Takahara (Department of Biomedical Engineering, School of Engineering, Tokai University) Katsuhiro Sano (Department of Radiology, Juntendo University)

座 長:高原 太郎 (東海大学工学部医用生体工学科)佐野 勝廣 (順天堂大学 放射線診断学講座)

#### SY1-1 History, current status, and future prospects of whole-body MRI 全身MRIの歴史と現況,将来展望

Taro Takahara (Dept. of Biomedical Engineering, Tokai University School of Engineering) 高原 太郎 (東海大学 工学部 医用生体工学科)

#### SY1-2 Technical factors in DWIBS DWIBS撮影における技術的要素

Tomohiko Horie (Department of Radiology, Tokai University Hospital) 堀江 朋彦 (東海大学医学部付属病院 診療技術部 放射線技術科)

## SY1-3 The Reimbursement system and the road to insurance coverage for whole body MRI

#### 保険収載の仕組みと全身MRI収載の道のり

Ryoichi Tanaka (Reimbursement Subcommittee, Medical Equipment and Diagnostics Committee, European Business Council)

田中 良一(欧州ビジネス協会(EBC)医療機器・IVD委員会診療報酬部会/シーメンスヘルスケア株式会社)

### Symposium 1 <Part 2>

How to use DWIBS in consideration of the recently established additional reimbursement for whole-body MRI and stereotactic radiotherapy

#### シンポジウム1【第2部】

全身MRIと定位放射線治療の診療報酬加算を意識したDWIBSの利用法

Chairs : Toshinori Hirai (Department of Diagnostic Radiology, Faculty of Life Sciences, Kumamoto University) Taro Takahara (Department of Biomedical Engineering, School of Engineering, Tokai University)

座 長:平井 俊範 (熊本大学放射線診断学講座)

高原 太郎 (東海大学工学部医用生体工学科)

## SY1-4 Changes in treatment strategies for prostate cancer by DWIBS DWIBS がもたらす前立腺癌に対する治療戦略の変化

Soichiro Yoshida (Tokyo Medical and Dental University) 吉田宗一郎 (東京医科歯科大学大学院 腎泌尿器外科学)

SY1-5 Stereotactic radiotherapy and DWIBS 定位放射線治療とDWIBS

Shinjiro Sakaino (Center of radiotherapy, Suzukake central hospital) 境野晋二朗 (すずかけセントラル病院 放射線治療センター)

## SY1-6 Incidentaloma in WB(whole body)-MRI

Whole body MRIにおける incidentaloma について Kazuhiro Katahira (Radiology, Kumamoto chuo hospital)

片平 和博(熊本中央病院 放射線科)

## SY1-7 Volume analysis and ADC display technology for whole-body diffusion-weighted MRI

全身拡散強調MRIのボリューム解析とADC表示技術

Tsuyoshi Sakamoto (PixSpace.Ltd) 阪本 剛 (株式会社PixSpace)

## SY1-8 Using artificial intelligence to solve the shortcomings of DWIBS DWIBS の短所を解決する人工知能の利用

Daisuke Hirahara (Department of AI Research Lab, Harada Academy)

平原 大助(原田学園 経営企画室 人工知能教育・研究開発チーム/聖マリアンナ医科大学 医学研究科 医療情報処理技術応 用研究分野/東北大学 医学系研究科 画像診断学分野)

Utility of pediatric MRI to reduce radiation exposure

#### シンポジウム2

小児MRIの活用:CTでの被ばくを減らすために

Chairs: Taiki Nozaki (Department of Radiology, St.Luke's International Hospital) Tetsu Niwa (Department of Radiology, Tokai University School of Medicine)

 座
 長:野崎
 太希(聖路加国際病院 放射線科)

 丹羽
 徹(東海大学医学部専門診療学系画像診断学)

#### SY2-1 Introduction: current problem and limitation in pediatric MRI Introduction:小児MRIにおける現状,問題点

 Tetsu Niwa (Department of Radiology, Tokai University School of Medicine)

 丹羽
 徹 (東海大学医学部専門診療学系画像診断学)

SY2-2 Utilization of MRI for pediatric lung disease 小児肺疾患における MRIの活用

Kumiko Nozawa (Department of Radiology, Kanagawa Children's Medical Center) 野澤久美子 (神奈川県立こども医療センター 放射線科)

## SY2-3 Challenge to evaluate fetal bone morphology with MRI MRIによる胎児の骨形態評価への挑戦

Chihiro Tani (Department of Diagnostic Radiology, Hiroshima University Hospital) 谷 千尋 (広島大学病院 放射線診断科)

#### SY2-4 Change The Story, Change The Future : MRI Scan for Children ~Solution to a Pediatric MRI~

Change The Story, Change The Future: MRI Scan for Children ~小児MRI検査の課題解決~

Kojiro Ono (Depertment of Radiology, Chiba Children's Hospital) 小野浩二郎 (千葉県こども病院 検査部 放射線科/千葉大学大学院融合理工学府 基幹工学専攻)

SY2-5 Utilization of whole-body MRI in pediatric patients with hereditary tumor predisposition syndromes 小児遺伝性腫瘍における全身 MRIの活用

Taiki Nozaki (Department of Radiology, St. Luke's International Hospital) 野崎 太希 (聖路加国際病院 放射線科)

The 20 years' path of MRMS and the strategy for the future

#### シンポジウム3

MRMS20周年の歩みと今後の戦略

- Chairs : Tae Iwasawa (Department of Radiology, Kanagawa Cardiovascular and Respiratory Center) Masaaki Hori (Department of Radiology, Toho University Omori Medical Center)
- 座 長:岩澤 多恵(神奈川県立循環器呼吸器病センター放射線科) 堀 正明(東邦大学医療センター大森病院放射線科)

## SY3-1 A brief history of MRMS & the 20th anniversary award はじめに: 20年の歩みと論文賞の紹介

Takayuki Obata (Institute for Quantum Medical Science, QST) 小畠 隆行 (QST量子医科学研究所)

SY3-2 My strategy for research publication; Triple "3" and Triple "S" 研究から論文発表までの戦略;私のトリプルスリーとトリプルS

> Shinji Naganawa (Department of Radiology, Nagoya University Graduate School of Medicine) 長縄 慎二 (名古屋大学 医学部 放射線科)

SY3-3 Suggestions from the Editor-in-chief of Japanese Journal of Radiology Japanese Journal of Radiology 編集委員長からの提言

Yukunori Korogi (Moji Medical Center) 興梠 征典 (門司メディカルセンター)

SY3-4 Common Pitfalls in Statistical Analysis for Diagnostic Imaging 画像診断の統計解析における陥りやすいピットフォール

Ayumi Shintani (Osaka City University, Graduate School, Faculty of Medicine)新谷歩 (大阪市立大学大学院医学研究科)

SY3-5 How to write a paper to be accepted by an international journal: Reviewer's point of view

#### 国際ジャーナルにアクセプトされるための論文の書き方,査読者は何を見ているのか?

Masako Kataoka (Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Kyoto University Graduate School of Medicine)

片岡 正子 (京都大学大学院医学研究科 放射線医学講座 (画像診断学・核医学))

Tips and Tricks in Clinical MR Imaging Measurement - Message for Young Researchers

#### シンポジウム4

臨床MR画像の適切な測定法と工夫について:これから研究に取り組む方へ

Chairs: Yasushi Kaji (Department of Radiology, School of Medicine, Dokkyo Medical University) Kei Fukuzawa (Department of Radiology, Toranomon Hospital)

### 座 長: 楫靖(獨協医科大学医学部放射線医学講座)

福澤
圭(国家公務員共済組合連合会虎の門病院放射線部)

#### SY4-1 Signal and Noise in MRI System MRIシステムにおける信号と雑音

Yoshitaka Bito (FUJIFILM Healthcare Corporation) 尾藤 良孝 (富士フイルムヘルスケア株式会社)

## SY4-2 How level MRI noise is acceptable? - Understanding of characteristics and evaluation methods -

MRIノイズはどこまで許容されるのか? ~特性と評価法の理解~

Junichi Hata (Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University) 畑 純一 (東京都立大学 大学院人間健康科学研究科)

#### SY4-3 Advances in MR fast imaging techniques and image quality evaluation 高速撮像法の進歩と画質評価

Yoshio Machida (Health Sciences, Tohoku university Graduate School of Medicine) 町田 好男 (東北大学大学院医学系研究科 保健学専攻)

## SY4-4 How to place an ROI at MR elastography?; precision vs accuracy MR elastographyの測定の実際; ROIの置き方

Kengo Yoshimitsu (Department of Radiology, Faculty of Medicine, Fukuoka University) 吉満 研吾(福岡大学医学部放射線医学教室)

#### SY4-5 Watch your step in quantitative diffusion MRI: Artifacts and pitfalls 定量的拡散 MRI では足元にご注意を:アーチファクトとピットフォール

Mami Iima (Institute for Advancement of Clinical and Translational Science, Department of Radiology, Kyoto University Hospital)

飯間 麻美 (京都大学医学部附属病院 先端医療研究開発機構 放射線診断科)

### Friday, September 10 15:20 - 17:20 Room 3 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G303+304)

### Symposium 5 Current status and future prospect of intraoperative MR シンポジウム5 術中MRの現状と展望 Chairs : Manabu Kinoshita (Department of Neurosurgery, Asahikawa Medical University) Kagayaki Kuroda (Department of Human and Information Science, School of Information Science and Technology, Tokai University)

 座 長:木下
 学(国立大学法人 旭川医科大学)

 黒田
 輝(東海大学情報理工学部情報科学科)

## SY5-1 Intraoperative Magnetic Resonance Imaging contributes to improving neurosurgeon's skills

#### 術中MRIは脳神経外科医のスキルアップに貢献している

Mitsunori Matsumae (Department of Neurosurgery, Tokai University School of Medicine) 松前 光紀 (東海大学医学部外科学系脳神経外科学領域)

## SY5-2 Smart Cyber Operating Theater (SCOT) Centered on Intraoperative MRI 術中 MRIを核としたスマート治療室 SCOT

Yoshihiro Muragaki (Faculty of Advanced Techno-Surgery, Institute of Advanced Biomedical Engineering and Science, Tokyo Women's Medical University)

村垣 善浩(東京女子医科大学 先端生命医科学研究所 先端工学外科学/東京女子医科大学 脳神経外科)

#### SY5-3 Fully electronically steered phased arrays for MRI-guided therapy

Kullervo Hynynen (University of Toronto/Sunnybrook Research Institute)

#### SY5-4 Focal Therapy for localized prostate cancer based on the localization with MRI-Transrectal ultrasound fusion image-guided prostate biopsy 核磁気共鳴画像-経直腸的超音波画像融合画像ガイド下生検による癌局在診断にもとづく前立腺癌標的 局所療法

Sunao Shoji (Department of Urology, Tokai University School of Medicine) 小路 直 (東海大学医学部 外科学系腎泌尿器科学)

#### SY5-5 **MR-guided online adaptive radiotherapy** MR画像誘導即時適応放射線治療

Hiroshi Igaki (Department of Radiation Oncology, National Cancer Center Hospital)

井垣 浩(国立がん研究センター中央病院 放射線治療科)

### Friday, September 10 15:20 - 17:20 Room 4 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G314+315)

### Symposium 6

Cardiac MRI in heart failure pandemic

#### シンポジウム6

心不全パンデミック

Chairs : Masaki Ishida (Department of Radiology, Mie University Graduate School of Medicine) Noriko Oyama-Manabe (Department of Radiology, Jichi Medical University Saitama Medical Center)

座長:石田 正樹(三重大学大学院医学系研究科 放射線医学講座)真鍋 徳子(自治医科大学総合医学第一講座放射線科)

## SY6-1 The Current Status and Issues of Heart Failure in Japan 日本における心不全診療の現状及び問題点

Yuya Matsue (Department of Cardiovascular Biology and Medicine, Juntendo University Graduate School of Medicine)

末永 祐哉 (順天堂大学大学院循環器内科学講座/順天堂大学大学院心血管睡眠呼吸講座)

## SY6-2 Cardiac magnetic resonance image acquisition methods for assessment of heart failure

#### 心不全評価に役立つ心臓MRIの撮像法

Shinichi Takase (Department of Radiology, Mie University Hospital) 高瀬 伸一 (三重大学 医学部附属病院 中央放射線部)

#### SY6-3 Cardiac MRI in heart failure related to ischemic heart disease 虚血性心疾患に関連した心不全における心臓MRIの役割

Masaki Ishida (Department of Radiology, Mie University Graduate School of Medicine) 石田 正樹 (三重大学大学院医学系研究科 放射線医学講座)

#### SY6-4 Role of CMR for heart failure patients with nonischemic cardiomyopathy 非虚血性心疾患の心不全をCMRでみる-アミロイドーシスを除く-

Eri Watanabe (Department of Cardiology, Tokyo Women's Medical University) 渡邉 絵里 (東京女子医科大学循環器内科)

#### SY6-5 Cardiac amyloidosis 心アミロイドーシス

Seitaro Oda (Department of Diagnostic Radiology, Kumamoto University Hospital) 尾田済太郎 (熊本大学病院 画像診断・治療科/熊本大学病院 アミロイドーシス診療センター)

# SY6-6 The prevalence and characteristics of chronic cardiac injury associated with COVID-19: TRACE-COVID COVID-19関連心臓障害に関する調査研究(TRACE-COVID)について

Shingo Kato (Department of Diagnostic Radiology, Yokohama City University Graduate School of Medicine) 加藤 真吾 (横浜市立大学 放射線診断科)

Diversity - Where to start? What is expected to change?

#### シンポジウム7

Diversity どう取り組むの、どう変わるの?

Chairs : Masako Kataoka (Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Graduate School of Medicine, Kyoto University)

Tomoko Sakai (Department of Physiology, Keio University School of Medicine)

座 長:片岡 正子(京都大学大学院医学研究科 放射線医学講座 画像診断学・核医学)

酒井 朋子 (慶應義塾大学医学部生理学教室)

#### SY7-1 Diversity: Points from the MRI Researcher 多様性: MRI研究者の立場から

Mitsue Miyazaki (University of California San Diego, Radiology Department) 宮崎美津恵 (カリフォルニア大学サンディエゴ校 医学部放射線科)

#### SY7-2 Diversity Promotion Activities in the Japanese Circulation Society: Ten Years of Progress

日本循環器学会におけるダイバーシティ推進活動 10年の軌跡

Yayoi Tsukada-Tetsuou (Department of General Medicine, Nippon Medical School Musashi-Kosugi Hospital)

塚田 (哲翁) 弥生 (日本医科大学武蔵小杉病院 総合診療科)

## SY7-3 For the Japanese Breast Cancer Society 10 years from now 10年後の日本乳癌学会のために

Akiko Sato-Tadano (Department of Breast Surgery, Miyagi Cancer Center / Japanese Breast Cancer Society, Workstyle Review Committee)

佐藤 章子(宮城県立がんセンター乳腺外科/日本乳癌学会働き方検討委員会)

### Saturday, September 11 10:10 - 11:30 Room 3 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G303+304)

#### Symposium 8/シンポジウム8

Cutting edge of the lung MRI

Chairs: Yoshiharu Ohno (Department of Radiology, Fujita Health University School of Medicine) Tae Iwasawa (Department of Radiology, Kanagawa Cardiovascular and Respiratory Center)

座 長:大野 良治 (藤田医科大学医学部放射線医学教室)

岩澤 多恵(神奈川県立循環器呼吸器病センター放射線科)

#### SY8-1 Consensus Expert Opinions to Lung MR Imaging from Fleischner Society Position Paper 2020

Fleischner Society Position Paper 2020によるLung MRIに対するConsensus Expert Opinions

Yoshiharu Ohno (Department of Radiology, Fujita Health University School of Medicine)

大野 良治 (藤田医科大学 医学部 放射線医学教室/藤田医科大学 医学部 先端画像診断共同研究講座)

#### SY8-2 State of the art MR imaging for Lung Cancer

Ho Yun Lee (Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine, Seoul, Korea)

#### SY8-3 State of the art Pulmonary Functional Imaging

Jens Vogel-Claussen (Institute of Diagnostic and Interventional Radiology, Hannover Medical School)

### Saturday, September **11** 12:40 - 14:10

**Room 1** (PACIFICO Yokohama North, 1F, G2)

### Symposium 9/シンポジウム9

MRI vs. CT

Chairs: Kohsuke Kudo (Hokkaido University Faculty of Medicine) Takashi Yoshiura (Department of Radiology, Kagoshima University Graduate School of Medical and Dental Sciences)

座長:工藤 與亮(北海道大学大学院医学研究院)
 吉浦 敬(鹿児島大学大学院医歯学総合研究科放射線診断治療学分野)

#### SY9-1 MR-Linac Radiation Therapy

#### 1.5T-MRリニアックによる放射線治療

Takashi Uno (Diagnostic Radiology and Radiation Oncology, Graduate School of Medicine, Chiba University)字野隆 (千葉大学大学院医学研究院 画像診断・放射線腫瘍学)

#### SY9-2 Synthetic CT image generated from MR image for radiotherapy 放射線治療に向けたMRI画像から仮想CT画像生成

Noriyuki Kadoya (Department of Radiation Oncology, Tohoku University Graduate School of Medicine) 角谷 備之 (東北大学病院 放射線治療科)

#### SY9-3 Clinical utility of CT like imaging CT like imagingの臨床的有用性

Kazuhiro Katahiara (Department of Radiology, Kumamoto chuo hospital) 片平 和博 (熊本中央病院 放射線科)

### Saturday, September **11** 12:40 - 14:40

Room 2 (PACIFICO Yokohama North, 1F, G1)

#### Symposium 10

Restricted diffusion in body diffusion MRI

#### **シンポジウム10** 腹部における制限拡散

Chairs: Satoshi Goshima (Department of Radiology, Hamamatsu University School of Medicine) Yoshihiko Fukukura (Department of Radiology, Kagoshima University Graduate School of Medical and Dental Sciences)

#### SY10-1 Quantification of restricted diffusion 制限拡散の定量評価

Koichi Oshio (Department of Radiology, Juntendo University School of Medicine) 押尾 晃一 (順天堂大学医学部 放射線科)

## 

腹部拡散におけるパルスシーケンス・アプリケーション

Hiroshi Kusahara (CANON MEDICAL SYSTEMS CORPORATION MRI Systems Development Department) 草原 博志 (キャノンメディカルシステムズ株式会社 MRI開発部)

## SY10-3 Challenges to abdominal restricted diffusion: preliminary study in clinical cases of double diffusion encoding

腹部の制限拡散への挑戦:double diffusion encoding の臨床例での初期検討

Katsuhiro Sano (Department of Radiology, Juntendo University)

佐野 勝廣 (順天堂大学大学院医学研究科 放射線診断学)

### Saturday, September 11 12:40 - 14:10 Room 3 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G303+304)

#### Symposium 11 / シンポジウム11

Latest Advancement in Breast Imaging

Chairs : Cho Nariya (Department of Radiology, Seoul National University Hospital) Mami lima (Institute for Advancement of Clinical and Translational Science, Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Kyoto University Hospital)

座 長:飯間 麻美 (京都大学医学部附属病院 先端医療研究開発機構・放射線診断科)

#### SY11-1 Clinical application of ultrafast breast MRI

Cho Nariya (Department of Radiology, Seoul National University Hospital)

#### SY11-2 Diffusion-weighted breast MRI: Clinical Applications and Advanced Models 乳房MRI拡散強調像:臨床応用と先進モデルについて

Mariko Goto (Department of Radiology, Kyoto Prefectural University of Medicine) 後藤眞理子 (京都府立医科大学大学院医学研究科 放射線診断治療学)

#### SY11-3 Noncontrast MRI of the Breast including a Multicenter DWI Trial in Korea

Hee Jung Shin (Department of Radiology and Research Institute of Radiology, Asan Medical Center)

#### SY11-4 Radiomics in Breast Cancer Imaging

Eun Sook Ko (Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine)

#### SY11-5 Artificial Intelligence in Breast MRI 乳房 MRI と人工知能

Tomoyuki Fujioka (Department of Diagnostic Radiology, Tokyo Medical and Dental University) 藤岡 友之 (東京医科歯科大学 放射線診断科)

Next-generation MRI techniques begins in the brain region

#### シンポジウム12

脳から始まる次世代MRI

Chairs : Shigeki Aoki (Department of Radiology, School of Medicine, Juntendo University) Minako Azuma (Department of Radiology, Faculty of Medicine, University of Miyazaki)

## 座 長:青木 茂樹(順天堂大学医学部放射線診断学講座)東 美菜子(宮崎大学医学部病態解析医学講座 放射線医学分野)

#### SY12-1 Advances in MR fingerprinting MR fingerprintingの最近の動向

Shohei Fujita (Department of Radiology, School of Medicine, Juntendo University) 藤田 翔平 (順天堂大学医学部放射線診断学講座/東京大学 医学部 放射線医学講座)

#### SY12-2 Application of Synthetic MRI for Central Nervous System 中枢神経領域のSynthetic MRI

Minako Azuma (Departments of Radiology, Faculty of Medicine, University of Miyazaki) 東 美菜子 (宮崎大学医学部 病態解析医学講座 放射線医学分野)

SY12-3 Quantitative Susceptibility Mapping (QSM): From the Brain to Whole Body 定量的磁化率マッピング (QSM): 脳から全身へ

Kohsuke Kudo (Department of Diagnostic Imaging, Hokkaido University Faculty of Medicine) 工藤 與亮 (北海道大学大学院 医学研究院 画像診断学教室)

SY12-4 Quantification in the diffusion images 拡散画像の定量性と撮像法

Toshiaki Taoka (Department of Innovative Biomedical Visualization (iBMV), Nagoya University) 田岡 俊昭 (名古屋大学大学院医学系研究科 革新的生体可視化技術開発産学協同研究講座)

#### SY12-5 Quantitation and interpretation of CEST signals CEST信号の定量と解釈

Masaya Takahashi (Department of Radiology, School of Medicine, Juntendo University / Medical Information Guerbet Japan)

高橋 昌哉 (順天堂大学医学部放射線診断学講座/ゲルベジャパン 医療情報)

Topics of Musculoskeletal MR imaging in Sports Medicine

#### シンポジウム13

スポーツ関連の運動器 MRI トピックス

Chairs : Hajime Fujimoto (Comprehensive Radiology Center, Chiba University Hospital) Tsutomu Inaoka (Department of Radiology, Toho Unversity Sakura Medical Center)

 座長:藤本
 肇(千葉大学医学部附属病院画像診断センター)

 部四
 32

稻岡 努(東邦大学佐倉病院放射線科)

#### SY13-1 Qualitative MRI of articular cartilage and its clinical applications 関節軟骨の質的MRI評価法とその臨床応用について

Atsuya Watanabe (Osteoarthritis Research Center, Junhokai Medical Corporation) 渡辺 淳也 (医療法人社団淳朋会 変形性関節症センター)

#### SY13-2 Joints and Al Diagnosis

#### 関節とAI診断

Hiroshi Yoshioka (University of California, Irvine, School of Medicine, Department of Radiological Sciences) 吉岡 大 (カリフォルニア大学アーバイン校 医学部 放射線科/エルピクセル)

#### SY13-3 Progress in muscle research using MRI 筋肉MRIの可能性

Masamitsu Hatakenaka (Department of Diagnostic Radiology, School of Medicine, Sapporo Medical University)

畠中 正光 (札幌医科大学 医学部 放射線診断学)

## SY13-4 Practical use of diffusion-weighted image in sports science スポーツ科学分野における拡散強調像の活用

Osamu Yanagisawa (Jobu University, Faculty of Business Information Sciences, Department of Sports & Health Management)

柳澤 修(上武大学 ビジネス情報学部 スポーツ健康マネジメント学科)

#### SY13-5 Have a large research mind!

#### スケールの大きいリサーチマインドを持とう

Yoshikazu Okamoto (Department of Radiology, Faculty of Medicine, University of Tsukuba) 岡本 嘉一 (筑波大学 医学医療系 放射線診断IVR)

The technique of MR experts: Scan conditions for patients with MR conditional medical device

#### シンポジウム14

MR conditional デバイスのMR検査 ~匠の技~

Chairs : Atsushi Ono (Department of Radiological Technology, Graduate School of Health Science and Technology, Kawasaki University of Medical Welfare)

Junji Takahashi (Department of Radiological Technology, Toranomon hospital)

座 長:小野 敦(川崎医療福祉大学大学院医療技術学研究科医療技術学専攻診療放射線技術学) 高橋 順士(虎の門病院 放射線部)

#### SY14-1 MR examination of Head for patient with MR conditional device 条件付き MRI対応デバイス植込み患者の頭部 MRI 検査

Naoto Kaji (Nippon Medical School Hospital) 鍛治 尚利 (日本医科大学付属病院)

#### SY14-2 Fast and easy, but beautiful. Head MRA and cardiac MRI 早い,簡単,でもよく分かる!頭部MRAと心臓MRI

Hidesato Suzuki (Department of Radiological Technology, Toranomon Hospital) 鈴木 秀郷 (虎の門病院 放射線部)

## SY14-3 MRI in patients with MRI-conditional devices: examinations of the head and abdomen using a GE MRI scanner

MR conditionalデバイスを使用している患者のMRI: GE社MRI装置を用いた頭部および腹部の検査について

Shotaro Komi (Department of Radiology, Kitasato University Hospital) 小見正太郎 (北里大学病院 放射線部)

## SY14-4 Approach to patients with MR conditional medical device MR conditional デバイス挿入患者における当院の取り組み

Sanae Takahashi (Section of Radiology, Kyorin University Hospital) 高橋沙奈江 (杏林大学医学部付属病院 放射線部)

#### SY14-5 MRI on brain and orthopedic scans 頭部と整形外科領域のMRI検査

Takayuki Sakai (Department of Radiology, Eastern Chiba Medical Center) 坂井 上之 (東千葉メディカルセンター 放射線部)
#### Symposium 15

Cutting edge of clinical practice for liver disease and related roles of imaging diagnosis

#### シンポジウム15

肝診療最前線と画像診断の役割

Chairs: Satoshi Goshima (Department of Radiology, Hamamatsu University School of Medicine) Katsuhiro Sano (Department of Radiology, School of Medicine, Juntendo University)

座 長:五島 聡 (浜松医科大学放射線診断学講座) 佐野 勝廣 (順天堂大学医学部放射線診断学講座)

#### SY15-1 Concept and overview of this symposium シンポジウムのコンセプト

Satoshi Goshima (Department of Radiology, Hamamatsu University School of Medicine) 五島 聡 (浜松医科大学放射線診断学講座)

#### SY15-2 Redox targeting of cancer: Role of dysfunctional mitochondria and hypoxia

Rumiana Bakalova (National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology (QST))

#### SY15-3 Trends of systemic chemotherapy for hepatocellular carcinoma 肝細胞癌化学療法の潮流

Kazuomi Ueshima (Department of Gastroenterology and Hepatology, Kindai University Faculty of Medicine) 上嶋 一臣 (近畿大学医学部 消化器内科)

#### SY15-4 Research Trends in Texture Analysis of Liver Cancer 肝癌のテクスチャー解析の研究動向

Shintaro Ichikawa (Department of Radiology, Hamamatsu University School of Medicine) 市川新太郎 (浜松医科大学放射線診断学講座)

#### SY15-5 Evaluation of Therapeutic Response for Hepatocellular Carcinoma 肝癌の薬物療法に対する治療効果判定

Keitaro Sofue (Kobe University Graduate School of Medicine) 祖父江慶太郎 (神戸大学医学部附属病院)

#### Sunday, September 12 9:30 - 11:30 Room 3 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G303+304)

#### Symposium 16

Issues in the glymphatic system hypothesis

#### シンポジウム16

Glymphatic system 仮説の問題点

Chairs : Yoshitaka Bito (FUJIFILM Healthcare Corporation) Takayuki Obata (Institute for Quantum Medical Science, QST)

座長:尾藤 良孝(富士フイルムヘルスケア株式会社)
 小島 隆行(QST量子医科学研究所)

#### SY16-1 An overview of glymphatic system hypothesis Glymphatic system 仮説の概説

Shinji Naganawa (Department of Radiology, Nagoya University Graduate School of Medicine) 長縄 慎二 (名古屋大学医学部 放射線科)

#### SY16-2 Lymphatic Drainage of Central Nervous System and Glymphatic System 中枢神経系リンパ系ドレナージとGlymphatic system

Mitsuhito Mase (Department of Neurosurgery, Nagoya City University Graduate School of Medical Sciences) 間瀬 光人(名古屋市立大学大学院 医学研究科 脳神経外科学)

SY16-3 What is the "glymphatic system"? Glymphatic systemとは何か

> Koichi Oshio (Department of Radiology, Juntendo University School of Medicine) 押尾 晃一 (順天堂大学医学部 放射線科)

#### Saturday, September 11 16:00 - 18:00 Room 3 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G303+304)

Hands-on Seminar

Hands-on seminar: Pulse sequence design

#### ハンズオンセミナー

パルスシーケンスの設計

Chairs: Koichi Oshio (Department of Radiology, Juntendo University School of Medicine)

Hiroyuki Kabasawa (Department of Radiological Sciences, School of Health Sciences at Narita, International University of Health and Welfare)

座長: 押尾 晃一 (順天堂大学医学部 放射線科)
 椛沢 宏之 (国際医療福祉大学成田保健医療学部放射線・情報科学科)

#### 111/11 一位人工 (国际区源油证八于成田休姓区源于即次初称" 同報科子科

#### HS1-1 Imaging Gradient: Design and Implementation イメージング勾配:設計法と具体例

Daiki Tamada (Department of Radiology, University of Yamanashi) 玉田 大輝 (山梨大学医学部 先端医用画像学講座)

HS1-2 Basics of RF Pulses: design and examples RFパルスの基礎:設計法と具体例

Toru Shirai (FUJIFILM Healthcare Corporation, Innovative Technology Laboratory)白猪亨 (富士フイルムヘルスケア株式会社 革新技術研究所)

### HS1-3 Optimization of pulse sequence by considering Patient safety and Hardware limitation

#### 人体への安全性とハードウェア制限を考慮したパルスシーケンスの最適化

Mitsuharu Miyoshi (GE Healthcare Japan, MR Applications and workflow) 三好 光晴 (GEヘルスケア・ジャパン株式会社 研究開発部)

#### HS1-4 **MRI pulse sequence design on open source environment** オープンソース環境を使用したパルスシーケンス設計

Hiroyuki Kabasawa (Department of Radiological Sciences, School of Health Sciences at Narita, International University of Health and Welfare)

椛沢 宏之(国際医療福祉大学成田保健医療学部放射線・情報科学科)

#### Friday, September 10 8:20 - 9:20 Room 1 (PACIFICO Yokohama North, 1F, G2)

#### Educational Lecture 1 CNS 1 教育講演1

脳神経1

Chair : Takashi Yoshiura (Department of Radiology, Kagoshima University Graduate School of Medical and Dental Sciences)

座 長:吉浦 敬 (鹿児島大学大学院医歯学総合研究科放射線診断治療学分野)

### EL1-1 Basics of cerebrovascular 4D Flow MRI and its application to intracranial aneurysms

#### 脳血管 4D Flow MRI の基礎と脳動脈瘤への応用

Haruo Isoda (Brain & Mind Research Center, Nagoya University) 礒田 治夫 (名古屋大学 脳とこころの研究センター)

### EL1-2 The clinical application of neurovascular 4D Flow MRI -From ischemic diseases to Alzheimer's disease-

脳血管 4D Flow MRI の臨床応用 - 虚血から Alzheimer'sdisease まで-

Tetsuro Sekine (Department of Radiology, Nippon Medical School Musashi-Kosugi Hospital) 関根 鉄朗 (日本医科大学 武蔵小杉病院 放射線科)

Abdomen & Pelvis 1

#### 教育講演2

腹部骨盤1

Chair: Akira Yamada (Department of Radiology, Shinshu University School of Medicine) 座 長:山田 哲(信州大学医学部画像医学教室)

#### EL2-1 Diagnostic imaging for hepatocellular carcinoma using LI-RADS LI-RADS による肝癌の画像診断

Nobuyuki Kawai (Department of Radiology, Gifu University) 河合 信行 (岐阜大学 放射線科)

### EL2-2 Update on MRI of diffuse liver disease びまん性肝疾患のMRI update

Nobuhiro Fujita (Department of Clinical Radiology, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University) 藤田 展宏 (九州大学大学院 医学研究院 臨床放射線科)

#### Friday, September 10 8:20 - 9:20 Room 3 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G303+304)

#### **Educational Lecture 3**

Musculoskeletal 1

#### 教育講演3

骨軟部1

 Chair: Mamoru Niitsu (Saitama Medical University)

 座長:新津
 守(埼玉医科大学病院 放射線科)

#### EL3-1 **MRI of vertebral bone tumor and related disease** 脊椎骨腫瘍性病変のMRI-転移性病変を中心に-

Katsuyuki Nakanishi (Department of Diagnostic & Interventional Radiology, Osaka International Cancer Institute)

中西 克之 (大阪国際がんセンター 放射線診断 IVR科)

#### EL3-2 Degenerative Spine Disease 脊椎変性疾患

Yuko Fukuda (Shikoku Medical Center for Children and Adults)

福田 有子 (四国こどもとおとなの医療センター)

MR basics 1

#### 教育講演4

基礎1

Chair: Yasuhiko Terada (Institute of Applied Physics, University of Tsukuba) 座 長: 寺田 康彦 (筑波大学 数理物質系)

#### EL4-1 Basics of DTI

#### DTIの基礎

Katsutoshi Murata (MR Research & Collaboration Department, Siemens Healthcare K.K.) 村田 勝俊 (シーメンスヘルスケア株式会社 MR リサーチ&コラボレーション部)

#### EL4-2 Synthetic MRI & MR fingerprinting

#### Synthetic MRIとMR fingerprinting入門

Shohei Fujita (Department of Radiology, School of Medicine, Juntendo University) 藤田 翔平 (順天堂大学医学部 放射線診断学講座/東京大学 医学部 放射線医学講座)

#### Friday, September 10 8:20 - 9:20 Room 5 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G316+317)

Educational Lecture 5 Breast 教育講演5 乳腺

Chair: Hiroko Satake (Department of Radiology, Nagoya University Graduate School of Medicine) 座 長: 佐竹 弘子 (名古屋大学医学部附属病院放射線部)

### EL5-1 Imaging Technique and Pitfall for Ultrafast Breast Dynamic Contrast-Enhanced MRI

#### ultrafastを実現するためのMRI撮像技術とピットホール

Hajime Sagawa (Division of Clinical Radiology Service, Kyoto University Hospital)

佐川 肇 (京都大学医学部附属病院 放射線部)

#### EL5-2 **Clinical utility of ultrafast DCE-MRI in breast** 乳房Ultrafast DCE-MRIの臨床における有用性

Ken Yamaguchi (Dept. of Radiology, Faculty of Medicine, Saga university)

山口 健(佐賀大学 医学部 放射線科)

CNS 2

#### 教育講演6

#### 脳神経2

Chair: Kumiko Ando (department of diagnostic radiology, Kobe City Medical Center General Hospital) 座 長: 安藤久美子 (神戸市立医療センター中央市民病院放射線診断科)

#### EL6-1 Clinical update and related images on head and neck cancer 頭頚部癌における近年の臨床的動向とその画像

Nobuo Kashiwagi (Department of Future Diagnostic Radiology, Osaka University Graduate School of Medicine)

柏木 伸夫 (大阪大学大学院医学系研究科 次世代画像診断学共同研究講座)

#### EL6-2 Advanced imaging in the head and neck lesions 頭頚部病変に対する Advanced imaging

Koji Takumi (Department of Radiology, Kagoshima University Graduate School of Medical and Dental Sciences)

内匠 浩二 (鹿児島大学医学部 放射線診断治療学分野)

#### Saturday, September **11** 8:20 - 9:20

**Room 2** (PACIFICO Yokohama North, 1F, G1)

#### **Educational Lecture 7**

Abdomen & Pelvis 2

#### 教育講演7

腹部骨盤2

Chair : Hiroyoshi Isoda (Preemptive Medicine and Lifestyle-related Disease Research Center Kyoto University Hospital)

座 長:磯田 裕義(京都大学医学部附属病院先制医療生活習慣病研究センター)

### EL7-1 Multimodality imaging of early pancreatic ductal adenocarcinoma 早期膵癌の画像診断

Masakatsu Tsurusaki (Department of Radiology, Kindai University Faculty of Medicine) 鶴崎 正勝 (近畿大学医学部 放射線医学教室 放射線診断学部門)

#### EL7-2 MR Imaging Findings of Cystic Lesions of the Pancreas 膵嚢胞性病変の画像診断

Shintaro Ichikawa (Department of Radiology, Hamamatsu University School of Medicine) 市川新太郎 (浜松医科大学 放射線診断学講座)

MR basics 2

#### 教育講演8

#### 基礎2

Chair: Shunrou Fujiwara (Department of Neurosurgery, School of Medicine, Iwate Medical University) 座 長:藤原 俊朗 (岩手医科大学医学部脳神経外科学講座)

#### EL8-1 Image processing and analysis of MR Data using Home-built Program プログラムの自作による MR データの画像処理・解析

Satoshi Yatsushiro (Department of Human and Information Science, School of Information Science and Technology, Tokai University / BioView, Inc.)

八ツ代 諭 (東海大学 情報理工学部 情報科学科/BioView株式会社)

#### EL8-2 Brain Image Processing 脳画像処理

Keita Watanabe (Open innovation institute, Kyoto University)渡邉啓太 (京都大学 オープンイノベーション機構)

#### Saturday, September 11 8:20 - 9:20 Room 5 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G316+317)

#### **Educational Lecture 9**

Cardiovascular

#### 教育講演9

心血管

Chair: Shigeo Okuda (Department of Radiology, Keio University School of Medicine) 座 長:奥田 茂男 (慶應義塾大学医学部)

#### EL9-1 Clinical application of 4D flow MRI 4D flow MRI の臨床応用

Hideki Ota (Department of Diagnostic Radiology, Tohoku University Hospital) 大田 英揮 (東北大学病院 放射線診断科)

#### EL9-2 Non-Contrast MRA Present and Recent Progress 非造影MRAの現状と進展

Mitsue Miyazaki (University of California San Diego Radiology Department) 宮崎美津恵 (カリフォルニア大学サンディエゴ校 医学部放射線科)

CNS 3

#### 教育講演10

脳神経3

Chair: Osamu Abe (Department of Radiology, Graduate School of Medicine, The University of Tokyo) 座 長: 阿部 修 (東京大学大学院医学系研究科放射線医学講座)

#### EL10-1 Clinical applications and future potential of double diffusion encoding (DDE) ダブルディフュージョンエンコーディング (DDE) の臨床応用と将来性

Masaaki Hori (Department of Radiology, Toho University Omori Medical Center) 堀 正明 (東邦大学 医療センター 大森病院)

#### EL10-2 Oscillating Gradient Spin Echo (OGSE) OGSE:振動する MPG で得られる DWI信号

Takayuki Obata (Institute for Quantum Medical Science, QST) 小畠 隆行 (QST量子医科学研究所)

#### Sunday, September **12** 8:20 - 9:20

Room 2 (PACIFICO Yokohama North, 1F, G1)

#### **Educational Lecture 11**

Abdomen & Pelvis 3

#### **教育講演11** 腹部骨盤3

Chair: Junko Takahama (Higashiosaka City Medical Center) 座 長:高濱 潤子 (市立東大阪医療センター)

#### EL11-1 Image of gentitourinary system : Role of MRI in diagnosis 泌尿器科領域の画像診断: MRIの役割

Tetsuya Tachiiri (Nara medical University. Department of Radiology and Nuclear Medicine) 立入 哲也 (奈良県立医科大学 放射線・核医学科)

#### EL11-2 Diagnostic Imaging of Ovarian Tumors 卵巣腫瘍の画像診断

Yuichiro Kanie (Department of Radiology, Okayama University Hospital) 蟹江悠一郎 (岡山大学病院 放射線科)

Musculoskeletal 2

#### 教育講演12

骨軟部2

Chair: Asako Yamamoto (Department of Radiology, Teikyo University School of Medicine) 座 長:山本 麻子 (帝京大学放射線科)

EL12-1 MR Imaging in Bone Marrow Disorders 骨髄・骨髄疾患のMRI

> Miyuki Takasu (Department of Diagnostic Radiology, Hiroshima City Hiroshima Citizens Hospital) 高須 深雪 (広島市民病院放射線診断科)

#### EL12-2 Magnetic Resonance Imaging of the Spine in Children and Young Adults 若年者の脊椎 MRI

Waka Nakata (Department of Pediatric Medical Imaging, Jichi Children's Medical Center Tochigi)
 中田 和佳(自治医科大学 とちぎ子ども医療センター 小児画像診断部)

#### Sunday, September 12 8:20 - 9:20 Room 4 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G314+315)

#### Educational Lecture 13

MR basics 3

#### 教育講演13

#### 基礎3

Chair: Moyoko Tomiyasu (Institute for Quantum Medical Science, National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology)

座 長: 富安もよこ (量研機構 量子生命・医学部門量子生命科学研究所)

#### EL13-1 Radiogenomics for glioma

#### グリオーマのRadiogenomics

Manabu Kinoshita (Department of Neurosurgery Asahikawa Medical University) 木下 学 (国立大学法人 旭川医科大学 脳神経外科学講座)

#### EL13-2 Hyperpolarized-Magnetic Resonance Metabolic Imaging: For Application as Next-generation Diagnostic Imaging

超偏極-核磁気共鳴代謝イメージング:次世代の画像診断技術としての応用に向けて

Yoichi Takakusagi (Institute for Quantum Life Science, National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology)

高草木洋一(量子科学技術研究開発機構量子生命科学研究所)

Imaging technique

#### 教育講演14

撮像技術

Chair: Yasuhiro Fujiwara (Departent of Medical Image Sciences, Fuculty of Life Sciences, Kumamoto University) 座 長:藤原 康博 (熊本大学大学院生命科学研究部医用画像科学講座)

#### EL14-1 The Usefulness of MR Bone Image in Lumbar Spondylolysis of the Youth 若年者腰椎分離症における MR Bone Imageの有用性について

Yuta Kobayashi (Department of Radiology, Tokuyama Medical Association Hospital)

小林 裕太(地域医療支援病院 オープンシステム 徳山医師会病院 放射線科)

#### EL14-2 Imaging techniques of spine 椎体の撮像技術

Takayuki Sakai (Department of Radiology, Eastern Chiba Medical Center) 坂井 上之 (東千葉メディカルセンター 放射線部)

#### Day 1

Room 2 (PACIFICO Yokohama North, 1F, G1)

#### Breast

11:10 - 11:50

Chairs : Toshiki Kazama (Tokai University School of Medicine) Yoshihide Kanemaki (Breast & Imaging center ST. marianna university school of medicine)

座長:風間 俊基(東海大学医学部専門診療学系画像診断学)
 印牧 義英(聖マリアンナ医科大学附属研究所ブレスト&イメージング先端医療センター附属クリニック 放射線科)

### 01-001 Prediction of PD-L1 expression among triple negative breast cancer using texture analysis of high-resolution MRI

高分解能造影MR・拡散強調画像のTexture analysisを用いたトリプルネガティブ乳癌における PD-L1 発現予測

升井久留海 (京都大学 医学部 医学科)

Kurumi Masui, Maya Honda, Masako Kataoka, Yasuhiro Fukushima, Rie Ota, Mami Iima, Kanae Miyake, Yousuke Yamada, Masakazu Toi, Yuji Nakamoto

#### 01-002 Apparent diffusion distance reveals breast tumor microstructure in vivo 乳腺腫瘍の微細構造を捉える見かけの拡散距離

飯間 麻美 (京都大学大学院医学研究科 放射線医学講座(画像診断学・核医学))

Mami Iima, Masako Kataoka, Maya Honda, Ayami Ohno, Rie Ota, Akane Ohashi, Yuta Urushibata, Masakazu Toi, Yuji Nakamoto

### 01-003 Effect of contrast agent on the measurement of breast fatty acid composition (FAC) using 2D-multipoint DIXON MRI

造影剤は 2D-multipoint DIXON を用いた乳房脂肪酸組成計測に影響を与えるか

山村健太郎(京都府立医科大学附属病院 医療技術部 放射線技術課)

Kentaro Yamamura, Mariko Goto, Hiroyasu Ikeno, Koji Sakai, Hiroshi Imai, Toshiaki Nakagawa, Kei Yamada

#### 01-004 Quantitative MRI and breast cancer subtypes 乳癌サブタイプとMRI定量解析

風間 俊基 (東海大学 医学部 画像診断学)

Toshiki Kazama, Taro Takahara, Noriko Nakamura, Nobue Kumaki, Naoki Niikura, Tetsu Niwa, Jun Hashimoto

#### Day 1 Room 4 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G314+315)

Brain Structure	11:00 - 12:00
Chairs:Shingo Kakeda(Department of Radiology, Hirosaki University Graduate School of	Medicine)
Shoko Hara (Department of Neurosurgery, Tokyo Medical and Dental University)	
座 長: 掛田 伸吾 (弘前大学放射線診断学講座)	

原 祥子(東京医科歯科大学脳神経外科)

#### 01-005 Simultaneous Relaxometry and Morphometry of Human Brain Structures using 3D MR Fingerprinting: A Multisite, Multiplatform, Multi-field-strength Study 3D MR Fingerprintingによる脳構造毎の組織緩和時間と形態情報の同時解析に関する網羅的検討

藤田 翔平 (順天堂大学 医学部 放射線科)

Shohei Fujita, Matteo Cencini, Guido Buonincontri, Naoyuki Takei, Issei Fukunaga, Wataru Uchida, Akifumi Hagiwara, Osamu Abe, Michela Tosetti, Shigeki Aoki

### 01-006 Evaluation of gray matter microstructure changes by repetitive head impact in contact sports using Free Water Imaging

Free Water Imagingを用いたコンタクトスポーツによる反復的な頭部への衝撃による灰白質微細構造の評価

守田 裕一(順天堂大学大学院医学研究科放射線診断学講座)

Yuichi Morita, Koji Kamagata, Kaito Takabayashi, Wataru Uchida, Yuya Saito, Junko Kikuta, Hideyoshi Kaga, Yuki Someya, Mari Miyata, Christina Andica, Toshiaki Akashi, Akihiko Wada, Yoshifumi Tamura, Ryuzo Kawamori, Hirotaka Watada, Shigeki Aoki

#### 01-007 Evaluation of Relationship between Lower Limb Muscle Strength and White Matter Microstructure by Free-Water Imaging

#### Free-Water Imagingを用いた下肢筋力と脳白質微細構造の関連性評価

高林 海斗 (順天堂大学大学院医学研究科 放射線診断学)

Kaito Takabayashi, Koji Kamagata, Hideyoshi Kaga, Yuki Someya, Wataru Uchida, Christina Andica, Yuya Saito, Junko Kikuta, Toshiaki Akashi, Akihiko Wada, Yoshifumi Tamura, Ryuzo Kawamori, Hirotaka Watada, Shigeki Aoki

#### 01-008 Structural Grey Matter Changes after Motor Rehabilitation in Haemorrhagic Stroke

#### 出血性脳卒中患者に対するリハビリテーション後における灰白質の構造変化

プラデーパルワン ワンニアラッチゲ (東京都立大学人間健康科学研究科 放射線学域)

Pradeepa Ruwan Wanniarachchige, Sadhani Karunarthne, Tomoki Izumi, Hiroki Sakaguchi, Atsushi Senoo

### 01-009 Oral health is associated with white matter volume reduction: A rural Japanese population study

口腔内環境が脳容積に与える影響: A rural Japanese population study

辰尾宗一郎(弘前大学 医学部 大学院 医学研究科 放射線診断学講座)

Soichiro Tatsuo, Fumiyasu Tsushima, Sho Maruyama, Nina Sakashita, Wataru Kobayashi, Kazushige Ihara, Mizuri Ishida, Takuro Iwane, Shigeyuki Nakaji, Keita Watanabe, Shingo Kakeda

#### 01-010 Initial study of DTI of a chemically fixed human fetus 胎生期初期の胎児化学固定標本のDTIの初期検討

南 茉里 (筑波大学大学院 理工生命情報学術院 数理物質科学研究群)

Mari Minami, Shigehito Yamada, Yasuhiko Terada

#### **Elastography: Clinical**

13:10 - 14:00

Chairs : Shintaro Ichikawa (Department of Radiology, Hamamatsu University School of Medicine) Mikio Suga (Chiba University)

座 長:市川新太郎(浜松医科大学放射線診断学講座)

菅 幹生 (千葉大学)

### 01-011 Value of MRE for the prediction of hepatocarcinogenesis in patients with hepatitis C virus infection who achieved viral eradication

C型肝炎ウイルス除去後の肝発癌リスクとmagnetic resonance elastography(MRE)の関係について

後藤 竜也 (大垣市民病院医療技術部)

Tatsuya Gotou, Sadanobu Ogawa, Akikazu Tsunekawa, Ken Takada, Seika Ito, Masakazu Furukawa, Hidenori Toyoda, Takashi Kumada

### 01-012 Agreement on the stiffness between CHASE algorithm for automating stiffness measurement and observer in MR elastography

MRエラストグラフィにおける弾性率自動測定技術CHASEと観察者評価の一致度

伊東 大輝 (慶應義塾大学病院 放射線技術室)

Daiki Ito, Tomokazu Numano, Tetsushi Habe, Kazuyuki Mizuhara, Hiroki Sakata, Kengo Takeda, Riki Yamaguchi, Shigeo Okuda, Masahiro Jinzaki

### 01-013 Effect of band-pass filter on MR elastography of the psoas major muscle 大腰筋MR Elastography における Band-pass filter の効果

金井 翠里 (東京都立大学大学院 人間健康科学研究科 放射線科学域)

Midori Kanai, Tomokazu Numano, Daiki Ito, Tetsushi Habe, Kengo Takeda, Hiroki Sakata, Riki Yamaguchi, Kaito Osada

### 01-014 Temporal evaluation of the shear modulus of the psoas major muscle after loading using MR elastography

MR elastography を用いたトレーニング後の経時的大腰筋弾性率評価

波部 哲史(東京都立大学大学院人間健康科学研究科放射線科学域)

Tetsushi Habe, Tomokazu Numano, Kouichi Takamoto, Hisai Nishijo, Daiki Ito, Hiroki Sakata, Kengo Takeda, Riki Yamaguchi, Kaito Osada, Midori Kanai, Kazuyuki Mizuhara

#### 01-015 The effects of Repetition Time setting on psoas major muscle MRE Repetition Time 設定が大腰筋MR Elastography に及ぼす影響

長田 海豊 (東京都立大学人間健康科学研究科 放射線科学域)

Kaito Osada, Tomokazu Numano, Daiki Ito, Tetsushi Habe, Kengo Takeda, Hiroki Sakata, Riki Tmaguchi, Midori Kanai

#### Day 1

Room 5 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G316+317)

# CS/Synthetic/Al/ Diffusion11:00 - 11:50Chairs : Yoshitaka Masutani (Hiroshima City University)<br/>Suguru Yokosawa (Innovative Technology Laboratory, FUJIFILM Healthcare Corporation)座 長: 増谷 佳孝 (広島市立大学)

横沢 俊(富士フイルムヘルスケア株式会社 革新技術研究所)

01-016 Study on Multi-channel and Grouped sub-space Image Learning CNN for MR Compressed Sensing Image Reconstruction

多重解像度解画像のグループ型学習とマルチチャンネル CNN を使用した圧縮センシング再構成法の検討

大内 翔平(宇都宮大学大学院 工学研究科 システム創成工学専攻)

Shohei Ouchi, Satoshi Ito

01-017 The effect of the Advanced Intelligent Clear-IQ Engine (AiCE) for the Knee Joint Image Quality Improvement with Compressed Sensing (CS) CSを用いた膝関節高速撮像におけるAiCE併用による画質改善効果の基礎的検討

高橋沙奈江(杏林大学医学部付属病院 放射線部)

Sanae Takahashi, Kenichi Yokoyama, Junpei Suyama, Keita Fukushima, Tatsuya Yoshioka, Akihito Nakanishi, Kuninori Kobayashi, Kenji Kunimitsu

#### 01-018 Impact of fluid motion in MR Fingerprinting: Comparison of liquid and gel phantoms using a spatiotemporal residual map

MR Fingerprintingにおける Spatiotemporal residual mapを用いた液体の動きの影響

加藤 裕(名古屋大学医学部附属病院 医療技術部 放射線部門)

Yutaka Kato, Toshiaki Taoka, Katsutoshi Murata, Katsuya Maruyama, Shinji Naganawa

#### 01-019 The effect of Prospective Motion Correction on Quantitative Values in 3D Synthetic MRI

3D Synthetic MRI における Prospective Motion Correction 併用による定量値への影響

西村 勇真 (東京都立大学人間健康科学研究科 放射線学域)

Yuma Nishimura, Shohei Fujita, Akifumi Hagiwara, Rina Tachibana, Takako Shirakawa, Akira Furukawa, Shigeki Aoki

### 01-020 Detection of hypoxic tissue in tumor model mice using diffusion-weighted imaging

#### 拡散強調MRIによる腫瘍モデルマウスの低酸素領域の検出

今泉 晶子 (量子科学技術研究開発機構 量子生命·医学部門 量子医科学研究所)

Akiko Imaizumi, Takayuki Obata, Jeff Kershaw, Yasuhiko Tachibana, Sayaka Shibata, Nobuhiro Nitta, Sumitaka Hasegawa, Tatsuya Higashi

#### Hyperpolarization

Chairs : Masayuki Matsuo (Department of Radiology, Gifu University) Yoichi Takakusagi (Institute for Quantum Life Science, QST)

座 長:松尾 政之(岐阜大学放射線科) 高草木洋一(量子科学技術研究開発機構量子生命科学研究所)

#### 01-022 Early detection of metabolic changes in tumors after irradiation using in vivo DNP-MRI and hyperpolarized 13C-pyruvate MRS

in vivo DNP-MRIと超偏極13Cピルビン酸MRSを用いた放射線照射後の腫瘍内代謝変化の早期検出に 関する研究

子安 憲一(岐阜大学医学系研究科 放射線医学分野)

Norikazu Koyasu, Fuminori Hyodo, Ryota Iwasaki, Elsayed Elhelaly Abdelazim, Hiroyuki Tomita, Shinichi Shoda, Yoshifumi Noda, Hiroki Kato, Takashi Mori, Masayuki Matsuo

#### 01-023 Hyperpolarized 13C MRI of Fumarate Metabolism for Imaging Necrosis in Hepatitis Mice by Parahydrogen-induced Polarization

パラ水素誘起偏極による超偏極13Cフマル酸の生成と肝細胞死イメージングへの応用

松元 慎吾 (北海道大学 情報科学研究院)

Shingo Matsumoto, Neil J. Stewart, Hitomi Nakano, Takuya Hashimoto, Hiroshi Hirata

#### 01-024 In-vivo experiment using the triplet DNP method toward metabolic imaging Triplet-DNP法を用いたMRI代謝イメージングに向けたin-vivo実験

阿曽沼智明 (大阪大学基礎工学研究科)

Tomoaki Asonuma, Ryoma Kobayashi, Junichiro Enmi, Makoto Negoro, Akinori Kagawa, Koichiro Miyanishi, Masahiro Kitagawa, Yoshichika Yoshioka

#### 01-025 Thousands-fold Increase in Paramagnetic Imaging Using DNP-MRI 動的核偏極 (DNP) - MRIによる常磁性物質の高感度可視化

内海 英雄 (静岡県立大学薬学部) Hideo Utsumi, Hiroyuki Utano

<b>Brain Metabolis</b>	sm
------------------------	----

#### 14:10 - 15:10

Chairs: Masafumi Harada (Department of Radiology, Tokushima University) Tsuyoshi Matsuda (Tokyo Medical University Hospital)

座長:原田 雅史(徳島大学大学院医歯薬学研究部放射線医学分野)松田 豪(東京医科大学病院)

#### 01-026 Development of an automatic metabolite level evaluation software for in vivo brain MRS data

#### In vivo 脳MRS データの代謝物レベル自動評価ソフトウエアの開発

富安もよこ(量研機構量子生命・医学部門量子医科学研究所分子イメージング診断治療研究部)

Moyoko Tomiyasu, Hiroshi Kawaguchi, Jun Shibasaki, Tatsuya Higashi, Takayuki Obata, Noriko Aida

### 01-027 NNLS analysis of T2 components by brain T2map; Investigation of the effect of circadian rhythm

#### 脳T2mapによるT2成分のNNLSによる解析;概日リズムの影響の検討

井戸 翔太 (大阪大学大学院 医学系研究科 保健学専攻)

Shota Ido, Hisasi Tanaka, Syuichi Kawabata, Hiroto Takahashi, Noriyuki Tomiyama

#### 01-028 Brain Activation Changes in Haemorrhagic Stroke Patients after Motor Rehabilitation

出血性脳卒中患者に対するリハビリテーション後における脳活動の変化

プラデーパルワン ワンニアラッチゲ(東京都立大学人間健康科学研究科放射線学域)

Pradeepa Ruwan Wanniarachchige, Sadhani Karunarathne, Tomoki Izumi, Hiroki Sakaguchi, Atsushi Senoo

### 01-029 Measurement of macromolecule signal in human brain <sup>1</sup>H MRS at 7T: Analysis by peak fitting

ヒト脳7T<sup>1</sup>H MRSでの巨大分子計測:ピークフィッティングによる解析

岡田 知久 (京都大学大学院 医学研究科)

Tomohisa Okada, Yuta Urushibata, Hideto Kuribayashi, Thai Akasaka, Dinh HD Thuy, Tadashi Isa

### 01-030 Measurement of macromolecule signal in human brain <sup>1</sup>H MRS at 7T: Removal of residual peaks

ヒト脳7T<sup>1</sup>H MRS での巨大分子計測:残余信号の除去

栗林 秀人 (シーメンスヘルスケア株式会社)

Hideto Kuribayashi, Yuta Urushibata, Thuy Dinh Ha Duy, Toru Ishii, Tadashi Isa, Tomohisa Okada

### 01-031 Brain Metabolite Measurement of by Proton Chemical Shift Imaging using 7T MR system

#### 7T-MR装置を用いた<sup>1</sup>H-CSIによる脳の代謝物計測

梅田 雅宏 (明治国際医療大学 基礎教養 データサイエンス学)

Masahiro Umeda, Masaki Fukunaga, Norihiro Sadato, Yasuharu Watanabe, Yuko Kawai, Tomokazu Murase, Toshihiro Higuchi

#### Neurodegeneration/Demyelination

15:20 - 16:10

Chairs : Koji Kamagata (Juntendo University Department of Radiology) Mari Miyata (Institute for Quantum Medical Science)

座 長:鎌形 康司 (順天堂大学 放射線診断学)

宮田 真里 (量子医科学研究所)

### 01-032 Evaluation of white matter degeneration in patients with amyotrophic lateral sclerosis using free-water imaging

Free-water imagingを用いた筋萎縮性側索硬化症に伴う大脳白質神経変性の評価

内田 航(順天堂大学医学部附属順天堂医院 放射線科)

Wataru Uchida, Koji Kamagata, Sayori Hanashiro, Christina Andica, Yuya Saito, Kouhei Kamiya, Akifumi Hagiwara, Toshiaki Akashi, Akihiko Wada, Shohei Fujita, Shigeki Aoki, Masaaki Hori, Osamu Kano

#### 01-033 Applying free-water correction to diffusion imaging data uncovers white matter pathology in children with autism spectrum disorder Free-Water Imaging を用いた自閉症スペクトラム障害における白質神経変性評価

ルキエ トルシュン (順天堂大学医学部附属順天堂医院 放射線科)

Rukeye Tuerxun, Koji Kamagata, Eiji Kirino, Christina Andica, Wataru Uchida, Yuya Saito, Akifumi Hagiwara, Toshiaki Akashi, Akihiko Wada, Shohei Fujita, Masaaki Hori, Shigeki Aoki

#### 01-034 Analysis of neurodegeneration in the common marmoset hearing loss model using Voxel Based meta-Analysis

Voxel Based meta-Analysisを用いた難聴モデル小型霊長類の脳神経変性

野武 幸子 (東京慈恵会医科大学)

Sachiko Notake, Junichi Hata, Motoki Hirabayashi, Mitsuki Rikitake, Daisuke Yoshimaru, Sho Kurihara, James Hirotaka Okano

#### 01-035 Association between visualization of perivascular space and brain atrophy 血管周囲腔の描出と脳萎縮の関連の検討

菅井 康大(山形大学 医学部 放射線医学講座 放射線診断学分野)

Yasuhiro Sugai, Kazuho Niino, Toshitada Hiraka, Rei Matsueda, Masafumi Kanoto, Chifumi Iseki, Yasuyuki Ota

#### 01-036 Comparison of DIR-like images and Synthetic MRI 多発性硬化症における DIR 類似画像の Synthetic MRI(MAGiC) との比較検討

小玉 亮一 (長崎北病院 放射線科)

Ryoichi Kodama, Takeshi Ideguchi, Tatsuro Miyake, Yuki Minamikawa, Makoto Ochi

#### **Brain Diffusion**

16:20 - 17:20

Chairs : Kiyohisa Kamimura (Department of Radiology, Kagoshima University Graduate School of Medical and Dental Sciences)

Tetsuya Wakayama (GE Healthcare, MR Collaboration and Development)

座 長:上村 清央 (鹿児島大学大学院医歯学総合研究科 放射線診断治療学分野)

若山 哲也(GEヘルスケア・ジャパン株式会社研究開発部MR研究室)

### 01-037 Harmonization of multicenter DTI and NODDI data using combined association test (ComBat)

Combined association test法を用いたDTIおよびNODDIの施設間差除去

斎藤 勇哉 (順天堂大学大学院 医学研究科 放射線診断学)

Yuya Saito, Koji Kamagata, Christina Andica, Wataru Uchida, Toshiaki Akashi, Akihiko Wada, Masaaki Hori, Shigeki Aoki

### 01-038 Effect of b-tensor samplings on the quantitative value in Multi-Dimensional Diffusion

#### Multi-Dimensional Diffusionにおけるb-tensor のサンプリング数が及ぼす定量値への影響

上山 毅(東京大学医学部附属病院 放射線部)

Tsuyoshi Ueyama, Yuichi Suzuki, Shohei Inui, Shiori Amemiya, Tetsuya Wakayama, Hideyuki Iwanaga, Osamu Abe

### 01-039 Investigation of reproducibility in Fixel based analysis of healthy brain DWI acquired by a standard sequence

標準シーケンスで取得した健常脳DWIを用いたFixel based analysis の再現性の検討

天野 恵太(名古屋大学大学院 医学系研究科 総合保健学専攻 医療技術学コース 医用量子科学分野)

Keita Amano, Epifanio Bagarinao, Haruo Isoda, Shuji Koyama

#### 01-040 Initial investigation of image distortion reduction techniques for diffusionweighted images

拡散強調像における画像歪低減技術の初期検討

原岡健太郎 (キヤノンメディカルシステムズ(株) MRI営業部)

Kentaro Haraoka, shohei Hamanaga, Yuki Takai, Shuhei Takemoto, Yuichiro Sano, Yuichi Yamashita

#### 01-041 Differentiation of glioblastoma and lymphoma by time dependent diffusionweighted imaging

拡散時間依存性拡散強調像による膠芽腫と悪性リンパ腫の鑑別

上村 清央 (鹿児島大学大学院医歯学総合研究科 放射線診断治療学分野)

Kiyohisa Kamimura, Masanori Nakajo, Bohara Manisha, Hiroyuki Uchida, Takashi Iwanaga, Hiroshi Imai, Takashi Yoshiura

#### 01-042 Comparative study of meningioma, glioblastoma, and sarcoma using doublediffusion encoding

#### Double-diffusion encodingを用いた髄膜腫,膠芽腫,肉腫の比較検討

加藤 伸平 (順天堂大学 医学部 放射線医学講座)

Shimpei Kato, Kouhei Kamiya, Masahiro Abe, Hiroshi Kusahara, Shohei Fujita, Toshiaki Akashi, Koji Kamagata, Akihiko Wada, Masaaki Hori, Osamu Abe, Shigeki Aoki

#### Day 2

**Body DWI** 

Room 2 (PACIFICO Yokohama North, 1F, G1)

15:00 - 15:50

#### Chairs : Mitsuyuki Takahashi (Federation Of National Public Service Personnel Mutual Aid Associations Yokohama Sakae Kyousai Hospital)

Susumu Takano (Department of Radiology, Tokai University Hospital)

#### 座 長: 高橋 光幸 (国家公務員共済組合連合会 横浜栄共済病院)

**高野** 晋(東海大学医学部付属病院 診療技術部 放射線技術科)

### 02-001 Optimal trigger delay in cardiac MR diffusion weighted imaging using 3T-MRI 3T-MRIによる心臓MR拡散強調画像における最適なtrigger delayの検討

植木 渉(国立循環器病研究センター 放射線部)

Yasuhiro Nagai, Yasutoshi Ohta, Yoshiaki Morita, Masaru Shiotani, Wataru Ueki, Tatsuhiro Yamamoto, Honami Suzuki, Keizo Murakawa, Tetsuya Fukuda

#### 02-002 Devising a multiple-number of excitations diffusion-weighted image to be imaged under split breath-hold acquisition without post-processing 後処理を必要としない複数回呼吸停止下で撮像する複数加算の拡散強調画像の考案

植松 正裕(社会福祉法人仁生社江戸川病院)

Hiroshi Fujikawa, Yosuke Ikeda, Masahiro Uematsu

#### 02-003 Improvement of Left Hepatic Lobe Diffusion Weighted Imaging using Double Triggering with Motion Sensitive CINE Imaging

Motion-Sensitive CINE Imagingを用いたDouble Triggered DWIによる肝左葉の画質改善

濱野 裕(株式会社フィリップス・ジャパン)

Hiroshi Hamano, Masami Yoneyama, Akihiro Nishie, Keisuke Ishimatsu, Hiroaki Watanuki, Chiaki Tokunaga, Tatsuhiro Wada, Isao Shiina, Michinobu Nagao, Yasuhiro Goto, Kazuo Kodaira, Yutaka Hamatani, Takumi Ogawa, Takashi Namiki

#### 02-004 Diffusion-Weighted Imaging of the Abdomen using Echo Planar Imaging with Compressed SENSE (EPICS)

#### Echo-planar imaging with compressed SENSE (EPICS)法で撮像した腹部拡散強調像の画質及び ADC値評価

加賀 徹郎 (岐阜大学 放射線科)

Tetsuro Kaga, Yoshifumi Noda, Takayuki Mori, Nobuyuki Kawai, Kimihiro Kajita, Yuta Akamine, Masami Yoneyama, Fuminori Hyodo, Masayuki Matsuo

### 02-005 Evaluation of SNR on Single-shot EPI with Compressed SENSE (EPICS) for DWIBS at 1.5T MRI

1.5T MRIにおける DWIBS のための Compressed SENSE 併用 Single-shot EPI (EPICS)の SNR検討

渡部 勝浩 (東海大学医学部付属病院 診療技術部 放射線技術科)

Katsuhiro Watanabe, Susumu Takano, Natsuo Konta, Tomohiko Horie, Tetsuo Ogino, Makoto Obara, Tetsu Niwa

#### Day 2

Room 3 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G303+304)

MSK	9:30 - 10:10

Chairs: Mahesh Prakash (Professor, PGIMER, Chandigarh, India) Yuko Kobashi (Department of Radiology, Tokyo Dental College Ichikawa General Hospital)

座 長:小橋由紋子(東京歯科大学市川総合病院 放射線科)

### 02-006 Toward development of a software application that can automatically demonstrate pannus in rheumatoid hand using dynamic MRI dataset

Fang Wanxuan (Faculty of Health Sciences, Hokkaido University) Yujie An, Hiroyuki Sugimori, Shinji Kiuch, Tamotsu Kamishima

#### 02-007 Efficacy of MRI in comparison to MR Arthrography in Knee Joint Pathologies

Rastogi Rajul (Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India)

Adil Ali Khan, Vijai Pratap

02-008 Artificial intelligence to diagnose anterior cruciate ligament tear on magnetic resonance imaging can be utilized as a screening 機械学習を用いた前十字靭帯損傷診断モデル性能の検討:多施設共同研究

吉野 謙輔 (千葉大学大学院 医学研究院 整形外科)

Kensuke Yoshino, Shigeo Hagiwara, Atsuya Watanabe, Jeon Young Seok, Mengling Feng, Swee Tian Quek, Hiroshi Yoshioka

### 02-009 Deep learning to detect abnormalities in knee joint MRI 深層機械学習による膝関節 MRIの異常検出

稻岡 努(東邦大学佐倉病院 放射線科)

Tsutomu Inaoka, Akihiko Wada, Tomoya Nakatsuka, Rumiko Ishikawa, Rui Iwata, Takamitsu Uchi, Hidetoshi Yamana, Shusuke Kasuya, Akinori Yamamoto, Hisanori Tomobe, Ryosuke Sakai, Masaru Sonoda, Hitoshi Terada

#### **Neuro/AI/Radiomics**

14:10 - 14:50

Chairs : Hiroyuki Kabasawa (International University of Health and Welfare) Meiyun Wang (Department of Radiology, Henan Provincial People's Hospital)

座 長: 椛沢 宏之 (国際医療福祉大学成田保健医療学部放射線・情報科学科)

#### 02-010 Structural brains in the course of Schizophrenia: Multi-MRI contrast study

Akiko Uematsu (BDR Brain Laboratory for Brain Connectomics Imaging, RIKEN) Hidenori Yamasue, Kiyoto Kasai, Shinsuke Koike

### 02-011 Impaired cerebral blood flow in vascular dementia, measured by multi-delay pCASL MRI

Kim Minji (Department of radiology, Ajou University School of Medicine, Ajou University Medical Center) Jin Wook Choi, Miran Han, Jung Hyun Park, Woo Sang Jung

### 02-012 Dynamic Pseudo-Continuous Arterial Spin Labeling using Variable-TR scheme with Optimized Background Suppression

可変TRスキームに最適化背景抑制パルスを用いたダイナミックpCASLの検討

小原 真(株式会社フィリップス・ジャパン)

Makoto Obara, Osamu Togao, Tatsuhiro Wada, Chiaki Tokunaga, Ryoji Mikayama, Hiroshi Hamano, Kim van de Ven, Masami Yoneyama, Tetsuo Ogino, Yuta Akamine, Yu Ueda, Jihun Kwon, Marc Van Cauteren

### 02-013 Assessment of Cerebral Perfusion in Moyamoya Disease with Dynamic pCASL using Variable-TR scheme with Optimized Background Suppression

可変TRスキームに最適化背景抑制パルスを用いたダイナミックpCASLによるもやもや病の脳血流評価

栂尾 理(九州大学大学院医学研究院分子イメージング・診断学講座)

Osamu Togao, Akio Hiwatashi, Makoto Obara, Kazufumi Kikuchi, Tatsuhiro Wada, Chiaki Tokunaga, Ryoji Mikayama, Yasuo Yamashita, Shingo Baba, Marc Van Cauteren, Kousei Ishigami

#### Physics and more

15:00 - 15:50

Chairs : Chi-Woong Mun (Dept. of BME, Inje University) Tosiaki Miyati (Kanazawa University)

座 長:宮地 利明(金沢大学)

#### 02-014 Application of Hyperpolarized 13C pyruvate MRS for early evaluation of anticancer treatment

Elsayed Elhelaly Abdelazim (Department of Radiology, Frontier Science for imaging, Gifu University) Fuminori Hyodo, Norikazu Koyasu, Hiroyuki Tomita, Masaharu Murata, Yoshifumi Noda, Hiroki Kato, Masayuki Matsuo

#### 02-015 Multi-Spatial-Frequency-Scale Network for MRI Reconstruction

Mu Yuxuan (Beijing Institute of Technology) Zechen Zhou, Chun Yuan

02-016 Inferotemporal Lobe High-Resolution fMRI at Ultra-High Field Using Multi-Shot EPI

Waggoner R. Allen (RIKEN Center for Brain Science) Masaki Fukunaga, Topi Tanskanen, Kenichi Ueno, Norihiro Sadato, Keiji Tanaka

### 02-017 Safety assessment study on temperature rise during MR scans with EEG electrode cap

Kenichi Ueno (Center for Brain Science, RIKEN) Masako Tamaki, Chisato Suzuki, Hiroyuki Kamiguchi, Keiji Tanaka, R. Allen Waggoner

#### 02-018 Validation of magnetic susceptibility source separation: Monte-Carlo simulation and Histological comparison in human brains

Shin Hyeong-Geol (Department of Electrical and Computer Engineering, Seoul National University) Kyeongseon Min, Sooyeon Ji, Myung-Kyun Woo, Jongho Lee

#### Day 2

**Room 4** (PACIFICO Yokohama North, 3F, G314+315)

#### Brain: AI/ML/DS 10:35 - 11:35

Chairs : Koichiro Yasaka (The University of Tokyo Hospital) Kazushige Ichikawa (Department of Radiological Technology, Nagoya University Hospital)

座 長:八坂耕一郎(東京大学医学部附属病院) 市川 和茂(名古屋大学医学部附属病院 医療技術部 放射線部門)

#### 02-019 Noise reduction method by using multiple convolutional neural networks optimized for noise intensity in parallel imaging

パラレルイメージングにおけるノイズ強度に応じた複数CNNを用いたノイズ低減方法

鈴木 敦郎 (富士フイルムヘルスケア株式会社 革新技術研究所)

Atsuro Suzuki, Chizue Ishihara, Yukio Kaneko, Tomoki Amemiya, Yoshitaka Bito, Toru Shirai

#### 02-020 Denoising method by deep learning with excluding instability 不安定性を除いた深層学習によるノイズ低減法

野崎 隼杜 (順天堂大学医学部附属順天堂医院 医学部放射線診断学講座)

Hayato Nozaki, Yasuhiko Tachibana, Yujiro Otsuka, Wataru Uchida, Yuya Saito, Koji Kamagata, Shigeki Aoki

### 02-021 Improving motion artifacts in brain MRI using deep learning 深層学習による頭部MRIのmotion artifactの改善

室 伊三男 Isao Muro

### 02-022 Multi-coil CS reconstruction using deep learning under parallel imaging constraints

#### パラレルイメージング制約下における deep learning を用いたマルチコイル CS 再構成

宮坂 知樹 (筑波大学 理工情報生命学術院 数理物質科学研究群)

Tomoki Miyasaka, Satoshi Funayama, Daiki Tamada, Utaroh Motosugi, Hiroyuki Morisaka, Hiroshi Onishi, Yasuhiko Terada

#### 02-023 Machine learning based classification between obsessive-compulsive disorder and healthy controls using structural MR imaging 機械学習を用いたMR構造画像による強迫症と健常者の鑑別の分類

Ritu Bhusal Chhatkuli (千葉大学子どものこころの発達教育研究センター)

Junko Ota, Akiko Nakagawa, Rio Kamashita, Tokiko Yoshida, Hitomi Kitagawa, Eiji Shimizu, Takayuki Obata, Koji Matsumoto, Yoshitada Masuda, Yoshiyuki Hirano

#### 02-024 Whole Brain structural connectome in pediatric epilepsy 小児てんかんの全脳コネクトーム

齋藤 慶斗 (東京女子医科大学 八千代医療センター)

Keito Saito, Daisuke Yoshimaru, Yuki Hamada, Kotaro Fukuda, Shinya Hasegawa, Jun-ichi Takanashi

#### **Brain: Methodology/Findings**

Chairs : Yasutaka Fushimi (Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Kyoto University Graduate School of Medicine)

9:30 - 10:30

Masami Yoneyama (MR Clinical Science, Philips Japan)

座 長:伏見 育崇(京都大学大学院医学研究科 放射線医学講座(画像診断学・核医学))

米山 正己 (株式会社フィリップス・ジャパン MRクリニカルサイエンス)

#### 02-025 3D T1 weighted, T2 weighted and FLAIR imaging in a single scan for Multicontrast Imaging

同時収集3D T1 強調, T2 強調, FLAIRのマルチコントラストイメージングの検討

竹井 直行 (GEヘルスケア・ジャパン 研究開発部)

Naoyuki Takei, Shohei Fujita, Issei Fukunaga, Mitsuharu Miyoshi, Shigeki Aoki, Tetsuya Wakayama

#### 02-026 Examination of FLAIR Using Variable flip angle in the brain region 頭部領域における Variable flip angle を用いた FLAIRの検討

安里 昌竜(沖縄県立八重山病院放射線技術科)

Masatatsu Asato, Kanan Morikone, Yuuki Oosiro, Hitomi Minei, Masafumi Agarie

#### 02-027 Compared Utility for Metastasis Surveillance of Fast 3D Wheel with Compressed Sensing and Parallel Imaging in Suspected Brain Metastasis Patients 脳転移検索に関する Fast 3D Wheel, CSとParallel Imagingの有用性比

村山 和宏 (藤田医科大学 医学部 先端画像診断共同研究講座)

Kazuhiro Murayama, Yoshiharu Ohno, Kaori Yamamoto, Takahiro Matsuyama, Seiichiro Ota, Satomu Hanamatsu, Yuki Obama, Takahiro Ueda, Hirotaka Ikeda, Masao Yui, Masato Ikedo, Akiyoshi Iwase, Takashi Fukuba, Shigeki Kobayashi, Hiroshi Toyama

#### 02-028 Clinical feasibility of multi echo 3D-Fast Field Echo Imaging time in Quantitative Susceptibility Mapping (QSM)

定量的磁化率マッピング(QSM:Quantitative Susceptibility Mapping)における 3D-mFFE 撮像時 間の検討

磯嶋 志保 (三重大学 医学部附属病院 中央放射線部)

Shiho Isoshima, Katsuhiro Inoue, Shinichi Takase, Tsunehiro Yamahata, Chiaki Egi, Maki Umino, Ryota Kogue, Masayuki Maeda

#### 02-029 Dispersing FID artifact uniformly by modulating phase of 180 degrees pulse of Spin Echo sequence with quadratic function

SEシーケンスの180°パルスの照射位相最適化によるFIDアーチファクトの均等分散

伊藤 公輔(富士フイルムヘルスケア株式会社)

Kosuke Ito, Atsushi Kuratani

#### 02-030 Examination of head MRI findings after improvement in mild cases of COVID-19 COVID-19軽症例における症状改善後の頭部MRI所見に関する検討

大竹 誠(横浜市立大学大学院医学研究科 脳神経外科学)

Makoto Ohtake, Hisatarou Ikeuchi, Ayumu Muroya, Hiroyuki Ohata, Tomoaki Hamano, Masaaki Chiku, Tetsuya Yamamoto

#### Neurofluid

12:40 - 13:50

Chairs : Toshiaki Taoka (Department of Innovative Biomedical Visualization (iBMV) Graduate School of Medicine, Nagoya University)

Hiroyuki Kameda (Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Hokkaido University Hospital, Sapporo, Japan)

座 長:田岡 俊昭(名古屋大学大学院医学系研究科革新的生体可視化技術開発産学協同研究講座)亀田 浩之(北海道大学病院放射線診断科)

#### 02-031 ALPS index changes after surgery in idiopathic normal pressure hydrocephalus 特発性正常圧水頭症術前後における ALPS index 変化についての検討

菊田 潤子 (順天堂大学医学部放射線診断学講座)

Junko Kikuta, Koji Kamagata, Kaito Takabayashi, Toshiaki Taoka, Wataru Uchida, Akihiko Wada, Kaito Kawamura, Chihiro Akiba, Madoka Nakajima, Masakazu Miyajima, Shinji Naganawa, Shigeki Aoki

### 02-032 Association between magnetic resonance imaging measures of glymphatic system activity in healthy elderly individuals

健康高齢者における glymphatic system に関連する MRI 指標間の関連

鎌形 康司 (順天堂大学大学院医学研究科 放射線診断学)

Koji Kamagata, Toshiaki Taoka, Yuya Saito, Jyunko Kikuta, Hideyoshi Kaga, Yuki Someya, Christina Andica, Toshiaki Akashi, Akihiko Wada, Yoshifumi Tamura, Ryuzo Kawamori, Hirotaka Watada, Shinji Naganawa, Shigeki Aoki

#### 02-033 Measurement of Slow Flow in Mouse Brain based on Q-space Imaging Q空間画像化法に基づくマウス脳内の微流速測定

八ツ代 諭 (BioView株式会社)

Satoshi Yatsushiro, Anju Satou, Mitsunori Matsumae, Hideki Atsumi, Tomohiko Horie, Kagayaki Kuroda

#### 02-034 Low *b*-value DTI (Low-*b* DTI) for Analyzing CSF: New Index for Estimating Repeatability of DTI

Low b-value DTI (Low-b DTI)を用いた CSF の解析:安定性評価指標の提案

尾藤 良孝(富士フイルムヘルスケア株式会社)

Yoshitaka Bito, Hisaaki Ochi, Kuniaki Harada, Ryuji Shirase, Kohsuke Kudo

#### 02-035 DWI-fluidography for qualifying and quantifying the cerebrospinal fluid dynamics DWI-fluidographyを用いた脳脊髄液の動きの可視化とその定量化

藤原 俊朗(岩手医科大学 医学部 脳神経外科学講座)

Shunrou Fujiwara, Kuniaki Ogasawara, Kohei Chida, Yasushi Ogasawara, Jun-ichi Nomura, Sotaro Oshida, Kentaro Fujimoto, Shouta Tsutsui, Yoshichika Yoshioka

### 02-036 Intravoxel incoherent motion imaging of the cerebrospinal fluid 脳脊髄液のIVIMイメージング

田村 元 (東北大学大学院医学系研究科医用物理学分野)

Hajime Tamura, Hideto Toyoshima, Kazuhiro Takahashi, Keisuke Matsubara, Kazuhiro Nakamura, Masanobu Ibaraki, Toshibumi Kinoshita

# 02-037 Age-threshold for leakage of intravenously administered gadolinium-based contrast agent into the subarachnoid space around cortical veins 静注 Gd 造影剤がクモ膜下腔へ漏出するしきい年齢

阿知波颯太 (総合上飯田第一病院 放射線科) Sota Achiwa, Toshio Ohashi, Shinji Naganawa, Kayao Kuno

#### HBP

14:00 - 14:50

Chairs : Yusuke Tsuji (Kyoto Prefectural University of Medicine Department of Radiology) Tatsuya Hayashi (Graduate School of Medical Technology, Teikyo University)

- 座 長: 辻 悠佑 (京都府立医科大学放射線医学教室)
  - 林 達也(帝京大学医療技術学部)

### 02-038 Background suppression and short shot duration 3D MRCP (SSD-3D MRCP) by using iMSDE

iMSDE併用Short Shot Duration 3D MRCP(SSD-3D MRCP)の背景抑制効果および安定性の検討

宅見 寿輝 (フィリップス・ジャパン)

Toshiki Takumi, Hiroshi Hamano, Tomohiro Mochizuki, Yasutomo Katsumata, Takashi Namiki, Kenji Iinuma

### 02-039 Under-sampled scans with iterative reconstruction improve the image quality of magnetic resonance cholangiopancreatography

MRCP における under-sampled scan with iterative reconstructionの有用性の検討

中村 優子 (広島大学 放射線診断学)

Yuko Nakamura, Shota Kondo, Toru Higaki, Keigo Narita, Yukiko Honda, Takahiro Sueoka, Shogo Kamioka, Yuji Akiyama, Takashi Nishirara, Masahiro Takizawa, Toru Shirai, Motoshi Fujimori, Yoko Ohara, Yoshitaka Bito, Kazuo Awai

### 02-040 Portal Hemodynamic changes associated with liver fibrosis: 4D flow MR imaging estimation

#### 4D flow MR imagingを用いた肝線維化と門脈血行動態の関連性の評価

檜垣 篤 (川崎医科大学 放射線診断学)

Atsushi Higaki, Tsutomu Tamada, Yu Ueda, Akihiko Kanki, Kazuya Yasokawa, Ayumu Kido, Akira Yamamoto

#### 02-041 Influence of rotation angle in Tilting Zoomed-EPI diffusion on image quality Tilting Zoomed-EPI diffusionのRotation angleが画質に及ぼす影響

向谷 航(山口大学医学部付属病院 放射線部)

Wataru Mukaidani, Masatoshi Yamane, Takahiro Yamaguchi, Kojiro Ikushima, Hiroshi Imai, Masanori Tanabe, Katsuyoshi Ito

#### 02-042 Free-breathing dynamic contrast-enhanced MRI of the pancreas: The relationship between temporal resolution and the pharmacokinetic parameters 自由呼吸下膵dynamic 造影MRIにおける時間分解能と薬物動態解析パラメータの関係

雄山 一樹 (信州大学医学部 画像医学教室)

Kazuki Oyama, Fumihito Ichinohe, Yasuo Adachi, Yoshihiro Kito, Akira Yamada, Katsuya Maruyama, Yusuke Kanki, Yasunari Fujinaga

#### Cerebrovascular/Perfusion

Chairs : Osamu Togao (Department of Molecular Imaging and Diagnosis, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University)

15:00 - 16:00

Miho Gomyo (Department of Radiology, Faculty of Medicine, Kyorin University)

座長: 栂尾 理 (九州大学大学院医学研究院分子イメージング・診断学講座)

五明 美穂 (杏林大学医学部 放射線医学教室)

#### 02-043 Arterial CBV imaging using Hadamard-encoded multi-delay DANTE-ASL Hadamard-encoded multi-delay DANTE-ASLによる arterial CBV イメージング

石田 翔太(福井大学医学部附属病院放射線部)

Shota Ishida, Hirohiko Kimura, Naoyuki Takei, Yasuhiro Fujiwara, Tsuyoshi Matsuda, Masayuki Kanamoto, Yuki Matta, Nobuyuki Kosaka, Eiji Kidoya

### 02-044 Application of Variable TI Ultrashort TE 4D-MRA for high temporal resolution (100 ms) and improvement of peripheral vessel visibility

Variable TI Ultrashort TE 4D-MRAの高時間分解能化(100ms)かつ末梢血管描出能改善への応用

赤津 敏哉 (順天堂大学医学部放射線診断学講座)

Toshiya Akatsu, Haruyuki Fukuchi, Yutaka Ikenouchi, Michimasa Suzuki, Sho Arai, Akihiko Wada, Koji Kamagata, Osamu Abe, Shigeki Aoki

### 02-045 Evaluation of vertebro-basilar artery by using highly-accelerated 3D T2-CUBE with HyperCUBE and HyperSense

HyperCUBEと HyperSenseを用いた高速 T2 CUBEによる椎骨脳底動脈の評価: 2D-BPAS法との比較

澤野 美樹 (国立研究開発法人 国立循環器病研究センター 放射線部)

Miki Sawano, Yoshiaki Morita, Masaru Shiotani, Yasuhiro Nagai, Yoshitsune Tanaka, Wataru Ueki, Tatsuhiro Yamamoto, Yasutoshi Ohta, Tetsuya Fukuda

### 02-046 Evaluation of carotid artery plaque by using MP2RAGE with 3D T1-weighted imaging and T1 mapping

#### 頸動脈プラーク評価における MP2RAGEの有用性の検討

塩谷 優(国立研究開発法人国立循環器病研究センター放射線部)

Masaru Shiotani, Yoshiaki Morita, Yasuhiro Nagai, Wataru Ueki, Tatsuhiro Yamamoto, Miki Sawano, Yasutoshi Ohta, Keizo Murakawa, Tetsuya Fukuda

### 02-047 Optimal scan interval of MR angiography for patients with unruptured cerebral aneurysms

#### 未破裂脳動脈瘤経過観察中の至適MRA間隔

井上 敬 (みやぎ県南中核病院 脳神経外科)

Takashi Inoue, Masayuki Ezura, Hiroshi Uenohara, Satoru Ohtomo, Teiji Tominaga

### 02-048 Validation of vascular bed location for carbon dioxide reactivity using superparamagnetic contrast agents

超常磁性造影剤を用いた二酸化炭素反応性に寄与する血管径の検討

中村 和浩 (秋田県立循環器・脳脊髄センター)

Kazuhiro Nakamura, Toshibumi Kinoshita

#### Day 2

Room 5 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G316+317)

15:00 - 15:50

#### Elastography: Methodoloigy

Chairs : Atsushi Ono (Graduate School of Health Science and Technology Kawasaki University of Medical Welfare) Masatoshi Yamane (Department of Radiological Technology in Yamaguchi University Hospital)

座 長:小野 敦(川崎医療福祉大学大学院 医療技術学研究科)

山根 正聪(山口大学医学部附属病院 放射線部)

### 02-049 Comparison of viscoelasticity measurement results by MRE and rheometer for phantoms with different loss tangents

損失正接が異なるファントムを対象としたMREとレオメータによる粘弾性測定結果の比較

菅 幹生 (千葉大学 フロンティア医工学センター)

Kaname Kurokawa, Mikio Suga, Riwa Kishimoto, Takayuki Obata

#### 02-050 Appropriate vibration pad conditions for MR Elastography MR Elastographyにおける適切な加振パッドの条件

山口 璃己 (東京都立大学大学院 人間健康科学研究科 放射線科学域)

Riki Yamaguchi, Tomokazu Numano, Daiki Ito, Tetsushi Habe, Hiroki Sakata, Kengo Takeda, Kaito Osada, Midori Kanai, Kazuyuki Mizuhara

#### 02-051 **The Influence of Vibration Phase Offsets and MR Phase Shift on MR Elastography** MR Elastographyにおける振動位相分割数とMR位相シフトの影響

坂田 大喜(東京都立大学大学院人間健康科学研究科放射線科学域)

Hiroki Sakata, Tomokazu Numano, Daiki Ito, Tetsushi Habe, Kengo Takeda, Riki Yamaguchi, Kaito Osada, Midori Kanai

#### 02-052 A novel technique for MR elastography : Minimize Mre acquisition with Invert phase image Contrast(MiMIC)

#### MR Elastographyにおける新たな撮像回数削減法(MiMIC)

竹田 賢吾(東京都立大学大学院人間健康科学研究科放射線科学域)

Kengo Takeda, Tomokazu Numano, Daiki Ito, Tetsushi Habe, Riki Yamaguchi, Hiroki Sakata, Midori Kanai, Kaito Osada

#### 02-053 Mechanism of the MR magnitude image MR elastography

MR強度画像を利用する新しいMR Elastography技術のからくり

沼野 智一 (東京都立大学大学院 人間健康科学研究科 放射線科学域)

Tomokazu Numano, Daiki Ito, Tetsushi Habe, Hiroki Sakata, Riki Yamaguchi, Kengo Takeda, Midori Kanai, Kaito Osada, Toshikatsu Washio, Kazuyuki Mizuhara

#### Day 2

Room 4 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G314+315)

Urogenital	16:10 - 17:00

Chairs : Koji Uchida (Institute National Institute of Information and Communications Technology) Yasushi Kaji (Dokkyo Medical University, Department of Radiology)

座 長:内田 幸司 (情報通信研究機構)

**楫** 靖 (獨協医科大学 放射線医学講座)

### 02-054 Synthetic MRI for primary prostate cancer evaluation: diagnostic potential of a non-contrast-enhanced biparametric approach

Synthetic MRIを用いた前立腺癌診断における非造影定量解析の検討

有田 祐起 (慶應義塾大学 医学部 放射線科学 (診断))

Yuki Arita, Shigeo Okuda, Hirotaka Akita, Haruka Okamura, Yusuke Shimizu, Ryo Ueda, Masahiro Hashimoto, Takeo Kosaka, Shigeyoshi Soga, Hirokazu Fujiwara, Mototsugu Oya, Masahiro Jinzaki

#### 02-055 Clinical impact of accelerated three-dimensional T2-weighted turbo spin-echo imaging with compressed SENSE in prostate MRI

前立腺MRIにおける圧縮SENSE併用3D-TSE T2強調像の臨床に与える影響

木戸 歩 (川崎医科大学 放射線診断学)

Ayumu Kido, Tsutomu Tamada, Yu Ueda, Akira Yamamoto

#### 02-056 Comparison of Capability for Distinguishing Malignant from Benign Prostatic Areas among CEST, DWI, PI-RADS and Combined Discriminators 前立腺癌検出におけるCEST, DWI, PI-RADSおよび併用画像評価の有用性に関する検討

植田 高弘 (藤田医科大学 医学部 放射線医学教室)

Takahiro Ueda, Yoshiharu Ohno, Kaori Yamamoto, Masao Yui, Masato Ikedo, Akiyoshi Iwase, Takashi Fukuba, Satomu Hanamatsu, Yuki Obama, Hirotaka Ikeda, Kazuhiro Murayama, Kazuhiro Katada, Shigeki Kobayashi, Hiroshi Toyama

#### 02-057 Comparison of single-shot EPI DWI, multi-shot EPI DWI, and single-shot EPI DWI using Compressed SENSE framework in prostate

前立腺MRIにおける3つの異なるデータ取得方法を用いた拡散強調像の比較検討

木戸 歩 (川崎医科大学 放射線診断学)

Ayumu Kido, Tsutomu Tamada, Yu Ueda, Masami Yoneyama, Neelavalli Jaladhar, Akira Yamamoto

#### 02-058 Synthetic short TR DWI in prostate

#### 前立腺における synthetic short TR DWIの検討

上田 優(株式会社フィリップス・ジャパン)

Yu Ueda, Tsutomu Tamada, Makoto Obara, Tetsuo Ogino, Daisuke Ishikawa, Hiroyasu Sanai, Koji Yoshida, Ayumu Kido, Tomoko Hyodo, Kazunari Ishii, Masami Yoneyama, Marc Van Cauteren

#### Day 2

Room 5 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G316+317)

AI/Machine learning	10:30 - 11:30

Chairs: Daisuke Hirahara (Harada Academy) Yasuhiko Tachibana (Quantum-medicine Al Research Group, QST) 座長:平原 大助 (原田学園) 立花 泰彦 (量子科学技術研究開発機構 未来ラボ・量子医療 Al 研究グループ)

#### 02-059 Model-based deep learning reconstruction using folded image training strategy (FITS) for abdominal 3D T1-weighted images

折りたたみ学習法を用いたモデルベース深層学習再構成による腹部 3DT1 強調像

舟山 慧(山梨大学 医学部 放射線医学講座)

Satoshi Funayama, Utaroh Motosugi, Shintaro Ichikawa, Hiroyuki Morisaka, Yoshie Omiya, Hiroshi Onishi

#### 02-060 Initial investigation of machine learning-based MRCP plane detection method toward to the slice positioning support function for liver MRI 肝臓位置決め支援を目的とした機械学習を用いたMRCP 断面検出の初期的検討

寶珠山 裕(キヤノンメディカルシステムズ株式会社 MRI事業部)

Yutaka Hoshiyama, Hong Yang, Chunqi Wang, Zhen Zhou, Kensuke Shinoda

### 02-061 Comparison of 3D MRCPs among PI, CS and Fast 3D Mode Multiple with and without DLR in IPMN Patients

#### PMNにおける PI, CS および Fast 3D Multiple による DLR 併用 3D MRCPの検討

松山 貴裕 (藤田医科大学 医学部 放射線医学教室)

Takahiro Matsuyama, Yoshiharu Ohno, Kaori Yamamoto, Masato Ikedo, Masao Yui, Akiyoshi Iwase, Takashi Fukuba, Satomu Hanamatsu, Yuki Obama, Takahiro Ueda, Hirotaka Ikeda, Kazuhiro Murayama, Kazuhiro Katada, Shigeki Kobayashi, Hiroshi Toyama

#### 02-062 Impact of Deep Learning on Prostate T2-weighted Images 前立腺T2強調画像にDeep Learningが与える影響

藤井 亮輔 (聖隷浜松病院 放射線部)

Ryosuke Fujii, Yuki Takayanagi, Wakaba Koide, Masayoshi Sugimura, Takayuki Masui

#### 02-063 Deep Learning Reconstruction of PROPELLER T2 weighted imaging of the Prostate for PI-RADS Protocol

PI-RADSプロトコールに沿った深層学習再構成を用いた前立腺プロペラT2強調画像

增井 孝之 (聖隷浜松病院 放射線科)

Takayuki Masui, Mitsuharu Miyoshi, Yuji Iwadate, Motoyuki Katayama, Masako Sasaki, Takahiro Yamada, Naoto Kono, Xinzeng Wang, Ersin Bayram, Yuki Takayanagi

#### 02-064 Capability of Compressed Sensing and Deep Learning Reconstruction on Women's Pelvic MRI at 1.5-T MR System as Compared with Parallel Imaging 1.5-T MRIを用いた女性骨盤部における圧縮センシングと深層学習型再構成

**植田** 高弘(藤田医科大学 医学部 放射線医学)

Takahiro Ueda, Yoshiharu Ohno, Kaori Yamamoto, Natsuka Yazawa, Ikki Tozawa, Masayuki Sato, Motohiro Katagiri, Masato Ikedo, Masao Yui, Kazuhiro Murayama, Kazuhiro Katada, Shigeki Kobayashi, Hiroshi Toyama

- 13:40

Hardware/Imaging/Analysis	12:40
Chairs: Daisuke Yoshimaru (Jikei University School of Medicine)	
Chifumi Matcuda (Takya Madical University Haspital)	

Chifumi Matsuda (Tokyo Medical University Hospital)

座 長: 吉丸 大輔 (東京慈恵会医科大学) 松田 知郁 (東京医科大学病院)

#### 02-065 Depicting vessel of Lower limb by 3D- Proton Density Weighted Image (PDWI) 3D- Proton Density Weighted Image (PDWI) による下肢血管描出能の検討

中野 淳史(独立行政法人国立病院機構大阪医療センター放射線診断科)

Atsushi Nakano, Kazuki Nakahara, Atsuhiko Okada, Ayumi Mitsumoto, Shiori Sugahara, Hiroshi Nakao

#### 02-066 Investigation of effects of iterative noise reduction on image quality in low magnetic field MRI

#### 低磁場MRI装置における繰り返し再構成によるノイズ除去法の画質への影響の検討

笹原 基希 (富士フイルムヘルスケア株式会社)

Motoki Sasahara, Kenya Sakai, Miki Tachibana, Masahiro Takizawa, Chikako Moriwake

#### 02-067 Fast T1 mapping method for wide range of T1 value 広範囲のT1値を高速に計測するT1マッピング

小高 晃弘 (富士フイルムヘルスケア株式会社) Akihiro Odaka, Kosuke Ito, Masahiro Takizawa

#### 02-068 Development of double helix dipole (DHD) coils for 7T MR microscopy

7T MRマイクロスコピー用のdouble helix dipole (DHD) コイルの開発

國枝 和輝 (筑波大学 理工情報生命学術院 数理物質科学研究群)

Kazuki Kunieda, Yuto Murakami, Yasuhiko Terada

#### 02-069 Evaluation of drug activity of a novel anticancer drug E7130 in different human breast cancer models by DCE-MRI clustering analysis

#### DCE-MRIクラスター解析による異なるヒト乳がんモデルに対する新規抗がん剤E7130の活性評価

牧原 和幸 (筑波大学 理工情報生命学術院 数理物質科学研究群)

Kazuyuki Makihara, Kazuya Sakaguchi, Masayuki Yamaguchi, Ken Ito, Yusaku Hori, Taro Semba, Yasuhiro Funahashi, Hirofumi Fujii, Yasuhiko Terada

#### 02-070 Optimization of spatial tag patterns for tagging MRI using Bayesian optimization ベイズ的最適化を用いたタギングMRIの空間的タグパターンの最適化

山本 詩子 (京都大学 大学院情報学研究科)

Utako Yamamoto, Hirohiko Imai, Masayuki Ohzeki, Takamasa Hori, Megumi Nakao, Tetsuya Matsuda

#### Safety management/Image quality

Chairs : Shinya Kojima (Teikyo University Department of Medical Radiology) Yukiko Hoshi (Japan Community Health care Organization Sendai Hospital)

座 長:小島 慎也(帝京大学医療技術学部診療放射線学科) 星 由紀子(JCHO仙台病院)

#### 02-071 An Information Management Pipeline to Accumulate Safe Scan Conditions for Patients with Implantable Medical Devices

医療機器植込み型患者の安全な撮像条件の蓄積・管理システム

矢部 邦宏(山形県立新庄病院 放射線部)

Kunihiro Yabe, Yasuo Takatsu, Hideto Kuribayashi, Kagayaki Kuroda

#### 02-072 A system that automatically collects the specific absorption rate and implantable medical device data in patients undergoing MRI examinations MRI検査における医療機器植込み患者のSAR管理システムの構築

的場 将平 (倉敷中央病院 放射線技術部)

Shohei Matoba, Masaaki Fukunaga, Takashi Ogasahara, Takayuki Miyazaki, Tomoyuki Moriyama, Hideki Mitsui

### 02-073 Survey on the extent to which the risks of conditionally MRI-compatible devices are well known

条件付MRI対応デバイスのリスクはどこまで周知されているか、に関する調査

矢部 邦宏 (日本磁気共鳴専門技術者認定機構 2020年度学術調査研究班)

Kunihiro Yabe, Kousaku Saotome, Kosuke Morita, Naoto Yoshida, Yukiko Hoshi, Toshiki Tateishi, Tsutomu Kanazawa, Tsukasa Doi

#### 02-074 Basic study of metal artifact reduction effect in MRI MRIにおける金属アーチファクト低減効果の基礎検討

有田 圭吾(大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部)

Keigo Arita, Daichi Takemori, Chisato Ota, Mitsuji Higashida, Eiji Yamada

#### 02-075 Metallic susceptibility dependence of MR artifact size 金属MRアーチファクト広がりの材料磁化率依存性

**高張 廉**(北海道大学 大学院 保健科学院)

Ren Takahari, Minghui Tang, Toru Yamamoto

### 02-076 Examination of imaging time reduction when imaging the hip joint with SEMAC in using noise reduction software

#### ノイズ低減ソフトウェアを使用したSEMAC併用股関節撮像時における撮像時間短縮の検討

伊藤 憲之 (順天堂大学 医学部附属 練馬病院 放射線科)

Kazuyuki Ito, Nozomi Hamasaki, Reiko Inaba, Hitoshi Maekawa, Kazuhiko Doryo

#### Cardiovascular

Chairs : Shingo Kato (Department of Radiology, Yokohama City University) Yasuka Kikuchi (NTT-East Sapporo Hospital, Department of Radiology)

座 長:加藤 真吾 (横浜市立大学 放射線診断科) 菊池 穏香 (NTT東日本札幌病院 放射線科)

### 02-077 Optimization of regularization parameters for the reconstruction of 3T GRE contrast-enhanced free-running 5D whole-heart coronary MRA

3T造影free-running 5D whole-heart coronary MRA再構成における正則化パラメータの最適化

高瀬 伸一 (三重大学医学部附属病院 中央放射線部)

Masaki Ishida, Shinichi Takase, Haruno Ito, Masafumi Takafuji, Shiro Nalaori, Yoshito Ichiba, Yoshiaki Komori, Jerome Yerly, Davide Piccini, Jessica Bastiaansen, Mathias Stuber, Kaoru Dohi, Hajime Sakuma

#### 02-078 3D Multi-Contrast Blood Imaging with a Single Acquisition: Simultaneous Non-Contrast-Enhanced MRA and Vessel Wall imaging

MR AngiographyとVessel Wall Imagingを同時取得できる新たな撮像法:胸部大動脈における有用 性の検討

立川 圭彦(唐津赤十字病院 医療技術部 放射線技術課)

Yoshihiko Tachikawa, Hiroshi Hamano, Hikaru Yoshikai, Kento Ikeda, Yasunori Maki, Yukihiko Takahashi, Kunishige Matake

### 02-079 Improved image quality using Accelerated-motion compensated (AMC) in cardiac DTI

#### 心臓DTIにおける加速度補正型傾斜磁場による画質の向上

植木 渉(国立循環器病研究センター)

Wataru Ueki, Yoshiaki Morita, Yu Ueda, Tomohiro Mochizuki, Tetsuo Hagino, Masaru Shiotani, Tatsuhiro Yamamoto, Honami Suzuki, Yuki Kittaka, Miki Sawano, Yasuhiro Nagai, Yasutoshi Ohta, Keizo Murakawa, Tetsuya Fukuda

### 02-080 Efficacy of deep learning-based image reconstruction in respiratory-triggered 2D cine kat-ARC

#### 呼吸同期併用 2D Cine kat-ARC における Deep Learning を用いた画像再構成の有用性

菅原 毅(岩手医科大学附属病院 中央放射線部)

Tsuyoshi Sugawara, Makoto Orii, Tsuyoshi Metoki, Kenta Muranaka, Atsushi Nozaki, Kunihiro Yoshioka

### 02-081 Improvement of image quality and accelerating on cardiovascular 4D flow MRI with turbo-field echo planar imaging

心大血管 4D flow MRI における turbo-field echo planar imaging による画質改善と高速化

青野 聡(北海道大学病院 医療技術部 放射線部門)

Satoru Aono, Satonori Tsuneta, Kinya Ishizaka, Takuya Aoike, Noriko Nishioka, Noriyuki Fujima, Kohsuke Kudo

#### 02-082 Blood flow dynamics analysis of the main pulmonary artery in repaired tetralogy of Fallot using 4D-flow MRI

4D-flow MRIを用いた、ファロー四徴症術後患者における主肺動脈の血流動態解析

稲毛 章郎(日本赤十字社医療センター小児科)

Akio Inage, Naokazu Mizuno, Jun Matsuda

#### Day 3

#### MSK: AI/ML

9:30 - 11:00

Chairs : Tsutomu Inaoka (Department of Radiology, Toho Unversity Sakura Medical Center) Shoichiro Takao (Tokushima University)

座 長: 稲岡 努 (東邦大学佐倉病院放射線科) 高尾正一郎 (徳島大学 医用画像解析学分野)

### 03-001 <sup>1</sup>H-MRS observation of acetyl-L-carnitine in the soleus muscle of the lower leg after exercise

<sup>1</sup>H-MRSによる運動後の下腿のヒラメ筋に生じるアセチル-L-カルニチンの観測

梅田 雅宏(明治国際医療大学 基礎教養 データサイエンス)

Masahiro Umeda, Tomoya Hayashi, Yasuharu Watanabe, Yuko Kawai, Tomokazu Murase, Toshihiro Higuchi

#### 03-002 Bloch simulation of the 3-point Dixon method on biological systems 生体を対象とした3 point Dixon法のBloch simulation

巨瀬 勝美 (株式会社エムアールアイシミュレーションズ)

Katsumi Kose, Ryoichi Kose, Yasuhiko Terada

#### 03-003 Proposal of bone mineral evaluation method using reference substance 基準物質を用いた骨塩評価法の提案

高津 安男 (徳島文理大学 大学院システム制御工学専攻)

Yasuo Takatsu, Hiroshi Ohnishi, Yuriko Nohara, Rei Yoshida, Kenichirou Yamamura, Kunihiro Yabe

### 03-004 Examination of in phase and out of phase by GRE and various Dixon using fat containing samples

脂肪含有試料を用いたGREと各種Dixonによるin phase, out of phaseについての検討

樋口 裕平 (山形県立新庄病院 放射線部)

Yuhei Higuchi, Kunihiro Yabe

#### 03-005 Basic study of Turbo spin echo imaging combined with Simultaneous Multi Slice in 3.0T knee joint MRI

3.0T 膝関節MRI における Simultaneous Multi Slice 併用高速スピンエコー法の基礎検討

竹森 大智 (大阪市立大学医学部附属病院 中央放射線部)

Daichi Takemori, Keigo Arita, Chisato Oota, Mitsuji Higashida, Eiji Yamada

### 03-006 The feasibility of rapid three-dimensional MR imaging of the knee using compressed sensing

膝関節の高速3次元撮像 圧縮センシング使用時の画質検討

酒井 亮介(東邦大学医療センター佐倉病院中央放射線部)

Ryousuke Sakai, Hisanori Tomobe, Akinori Yamamoto, Mitsuyuki Tozawa, Masayuki Sugeta, Tomoya Nakatsuka, Tsutomu Inaoka, Hitoshi Terada

#### 03-007 Accelerating magnetic resonance imaging with Compressed SENSE of quasidynamic shoulder

#### 肩関節の準動態撮影における Compressed SENSE を用いた高速撮影 MRIの検討

浅野 波慧 (九州大学大学院 医学系学府 保健学専攻)

Namie Asano, Hidetake Yabuuchi, Hiroo Murazaki, Koji Kobayashi, Tatsuhiro Wada, Takuya Ogiura, Takeshi Kamitani, Kousei Ishigami

#### 03-008 Utility of Quasi-Dynamic Imaging in delineation of the Triangular Fibrocartilage Complex Using Compressed SENSE MRI

三角線維軟骨複合体の描出における Compressed SENSE MRI を用いた準動態撮影の有用性の検討

追立 和久 (九州大学大学院医学系学府保健学専攻)

Kazuhisa Oitate, Hidetake Yabuuchi, Tatsuhiro Wada, Koji Kobayashi, Hiroki Fujiwara, Yasuo Yamashita, Takeshi Kamitani, Kousei Ishigami, Toko Houshuyama, Namie Asano, Takuya Ogiura

### 03-009 Examination of optimal conditions for wrist joint imaging applying Deep Learning Deep Learning を用いた手関節撮像の最適条件検討

小出 若葉 (聖隷浜松病院 放射線部)

Wakaba Koide, Yuuki Takayanagi, Yudai Tokunaga, Masayoshi Sugimura, Takayuki Masui

#### Day 3

Room 5 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G316+317)

Contrast agents/Molecular/CEST

9:30 - 10:30

Chairs : Masaya Takahashi (Department of Radiology, Juntendo University School of Medicine/Medical Affairs, Guerbet Japan)

Syo Murata (Faculty of Health Sciences, Komazawa University)

座 長:髙橋 昌哉 (順天堂大学放射線科/ゲルベ・ジャパン医療情報)

村田 涉 (駒澤大学 医療健康科学部)

#### 03-010 Brain redox status of Alzheimer's disease model mouse using piperidine nitroxide Tempone with EPR imaging system

ニトロキシドプローブ Tempone によるアルツハイマー病モデルマウスのレドックスイメージング

江本 美穂 (北海道医療大学 医療技術学部 臨床検査学科)

Miho Emoto, Hideo Sato-Akaba, Hirotada Fujii

#### 03-011 **iPS cell tracking in mouse brain after stereotaxic injection** マウス脳へのiPS細胞インジェクション後のMRI 1細胞追跡

林 直弥(東京都立大学人間健康科学研究科放射線科学域)

Naoya Hayashi, Junichi Hata, Motoki Hirabayashi, Sho Kurihara, James, Hirotaka Okano, Akira Furukawa

### 03-012 in vivo deuterium MRI at 1.5T using deuterium oxide for evaluation of tumor metabolic response to treatment

in vivo deuterium MRI(1.5T) による重水動態に基づく早期治療効果判別へ向けた検証

兵藤 文紀(岐阜大学 医学系研究科 放射線医学分野 先端画像開発講座)

Fuminori Hyodo, Elsayed Elhelaly Abdelazim, Yoshifumi Noda, Norikazu Koyasu, Ryota Iwasaki, Hiroyuki Tomita, Shinichi Shoda, Hiroki Kato, Takashi Mori, Masayuki Matsuo

#### 03-013 Time-series observations of <sup>17</sup>O-labeled water in normal mouse brain: comparison with D<sub>2</sub>O experiments

正常マウス脳における<sup>17</sup>O標識水の時系列的観測:重水との比較

新田 展大 (量子科学技術研究開発機構)

Nobuhiro Nitta, Hong Zhang, Takuya Urushihata, Hiroyuki Takuwa, Manami Takahashi, Tatsuya Higashi, Kohsuke Kudou, Takayuki Obata

### 03-014 A pilot study of extracellular pH measurement using iopamidol acido-chemical exchange transfer imaging on a 3T MRI

3T-MRI装置での細胞外pH測定に向けたiopamidol acido-chemical exchange transfer imaging の検討

松元 友暉 (徳島大学大学院医歯薬学研究部)

Yuki Matsumoto, Masafumi Harada, Yuki Kanazawa, Mitsuharu Miyoshi

#### 03-015 Examination of the determinants of CEST signals CEST信号の決定要因の検討

村田 涉(駒澤大学 医療健康科学部)

Syo Murata, Masaya Takahashi, Shigeki Aoki

#### Lung

10:50 - 11:30

Chairs : Masahiro Endo (Comprehensive Radiology Center, Chiba University Hospital) Nanae Tsuchiya (Department of Radiology, University of the Ryukyus)

座 長:遠藤 正浩(千葉大学医学部附属病院画像診断センター)
 土屋奈々絵(琉球大学放射線診断治療学講座)

#### 03-016 Deep Learning Reconstruction (DLR) for Chest MRI: Image Quality and Diagnostic Performance Improvements in Non-Small Cell Lung Cancer

DLRの胸部MRIにおける画質改善と非小細胞肺癌の診断能向上における有用性に関する検討

大野 良治(藤田医科大学 医学部 放射線医学教室)

Yoshiharu Ohno, Kaori Yamamoto, Masato Ikedo, Masao Yui, Akiyoshi Iwase, Takashi Fukuba, Satomu Hanamatsu, Yuki Obama, Takahiro Ueda, Hirotaka Ikeda, Kazuhiro Murayama, Kazuhiro Katada, Shigeki Kobayashi, Hiroshi Toyama

#### 03-017 Single- and Multi-Parametric Predictions for Therapeutic Effect on DWI, CEST and FDG-PET/CT in NSCLC Patients with Chemoradiotherapy

DWI, CESTとFDG-PET/CTにおける非小細胞肺癌の化学放射線治療効果予測能に関する検討

大野 良治 (藤田医科大学 医学部 放射線医学教室)

Yoshiharu Ohno, Masao Yui, Daisuke Takenaka, Takeshi Yoshikawa, Kaori Yamamoto, Masato Ikedo, Akiyoshi Iwase, Takashi Fukuba, Satomu Hanamatsu, Yuki Obama, Takahiro Ueda, Hirotaka Ikeda, Kazuhiro Murayama, Kazuhiro Katada, Shigeki Kobayashi, Hiroshi Toyama

#### 03-018 Comparison of Capability for TNM and VALSG Stage Assessments among PET/ MRI, PET/CT, Whole-Body MRI and Conventional Method in SCLC Patients PET/MRI, PET/CT, 全身MRIと標準検査による小細胞癌のTNM/ VALSG病期診断能比較

大野 良治 (藤田医科大学 医学部 放射線医学教室)

Yoshiharu Ohno, Masao Yui, Kota Aoyagi, Daisuke Takenaka, Takeshi Yoshikawa, Satomu Hanamatsu, Yuki Obama, Takahiro Ueda, Hirotaka Ikeda, Kazuhiro Murayama, Kazuhiro Katada, Shigeki Kobayashi, Hiroshi Toyama

#### 03-019 Compared Lymph Node Metastasis Prediction Capability among UTE-MRI with Two Methods, CT, DWI, PET/CT and Combined MR Predictors in NSCLC Patients UTE-MRI, DWI, PET/CTとMRI予測因子を用いた非小細胞肺癌リンパ節転移予測能の比較

大野 良治(藤田医科大学 医学部 放射線医学教室)

Yoshiharu Ohno, Masao Yui, Kaori Yamamoto, Masato Ikedo, Yoshimori Kassai, Daisuke Takenaka, Satomu Hanamatsu, Yuki Obama, Takahiro Ueda, Hirotaka Ikeda, Kazuhiro Murayama, Kazuhiro Katada, Shigeki Kobayashi, Hiroshi Toyama

### Day 1~3

fMRI	
P-001-J	Assessment of functional connectivity development in common marmosets by resting-state functional MRI 安静時 fMRI によるコモンマーモセットの機能的結合の発達評価 伊東 莉那 (東京都立大学人間健康科学研究科 放射線科学域)
	Rina Ito, Yuji Komaki, Fumiko Seki, Mayu Iida, Mitsuki Rikitake, Marin Nishio, Junichi Hata, Takako Shirakawa
P-002-J	fMRI study of brain activation pathways connecting odor stimulation and behaviors: Analysis of activations evoked by attractive odor, muscone 匂い刺激と行動を結ぶ脳活性化経路の機能的MRI研究:誘引物質ムスコンにより刺激したマウスの 脳応答の解析
	椿原由美子(熊本大学大学院生命科学研究部)
	Yumiko Tsubakihara, Mitsuhiro Takeda, Sosuke Yoshinaga, Hiroaki Terasawa
P-003-J	<b>Effects of animal habituation on brain networks in resting state fMRI</b> 脳活動MRIにおける脳ネットワークへの動物馴化の影響
	黒川 華怜 (東京都立大学)
	Karen Kurokawa, Junichi Hata, Mitsuki Rikitake, Sachiko Notake, Ken Ito, Daisuke Yoshimaru, James Hirotaka Okano, Akira Furukawa
P-004-J	Resting-State Networks in Common Marmoset Brain コモンマーモセットの安静時脳機能ネットワークの検討
	羽賀 柔(理化学研究所 CBS マーモセット神経構造研究チーム)
	Yawara Haga, Junichi Hata, Daisuke Yoshimaru, Kei Hagiya, Kanako Muta, Minako Kurakata, Hirotaka James Okano, Akira Furukawa, Hideyuki Okano
P-005-J	<b>Necessary rsfMRI data volume in the calculation of Functional Connectivity</b> Functional connectivityの算出における必要な画像データサンプル量の探索 倉形美菜子 (東京都立大学 健康福祉学部 放射線学科)
	Minako Kurakata, Yawara Haga, Junichi Hata, Naoya Hayashi, Hinako Ooshiro, Daisuke Yoshimaru, Kei Hagiya, Noriyuki Kishi, Takako Shirakawa, Hideyuki Okano
P-006-J	The Caffeine stimulation caused changes in brain activity, which were analyzed by rs-fMRI
	ー 慢性カフェイン離脱時における rs-fMRI を用いた脳活動解析
	力武 聖月 (東京都立大学)
	Mitsuki Rikitake, Junichi Hata, Sachiko Notake, Karen Kurokawa, Ken Ito, Hinako Oshiro, Yawara Haga, Fumiko Seki, Daisuke Yoshimaru, Takako Shirakawa, James Hirotaka Okano
P-007-J	Development of the unanesthetized brain activity MRI method for elucidating age-dependent brain function in a rat model of early-onset CNS disorders 生後早期に発症する中枢神経疾患モデルラットの年齢依存性脳機能病態解明の為の無麻酔脳活動 MRI計測法開発
	伊藤 研(東京慈恵会医科大学 再生医学研究部)
	Ken Ito, Norimichi Higurashi, Junichi Hata, Kanako Muta, Mitsuki Rikitake, Daisuke Yoshimaru, Hirotaka Okano

#### P-008-J Changes in brain neural activations following fast-reading training 速読トレーニングによる脳神経活動の変化

坂口 大樹 (東京都立大学人間健康科学研究科 放射線科学域)

Hiroki Sakaguchi, Atsushi Senoo, Tomoki Izumi, Pradeepa Ruwan Wanniarachchige, Karunarathna Sadhani

#### **Diffusion Methodology**

## P-009-J Development of a novel method for visualizing restricted diffusion using subtraction of apparent diffusion coefficient values 制限拡散を描出するための新たなADCサブトラクション法の開発

吉村 祐樹 (岡山済生会総合病院 画像診断科) Yuuki Yoshimura, Masahiro Kuroda

#### P-010-J OGSE observation of micro restricted structures OGSEを用いた微細制限構造の観察

大城日菜子(東京都立大学大学院人間健康科学研究科 放射線科学域)

Hinako Oshiro, Junichi Hata, Yawara Haga, Naoya Hayashi, Daisuke Yoshimaru, Akira Furukawa

#### P-011-J Evaluation of Distortion on Single-shot EPI with Compressed SENSE (EPICS) for DWIBS

DWIBS のためのCompressed SENSE 併用 Single-shot EPI (EPICS) における歪みの検討

高野 晋(東海大学医学部付属病院 診療技術部 放射線技術科)

Susumu Takano, Katsuhiro Watanabe, Natsuo Konta, Tomohiko Horie, Tetsuo Ogino, Makoto Obara, Tetsu Niwa

#### P-012-J Effect of number of excitations on the accuracy of diffusion tensor analysis 積算回数が拡散テンソル解析に与える影響

新川 翔太 (東京大学医学部附属病院 放射線部·科)

Shota Arakawa, Junichi Hata, Yuichi Suzuki, Yawara Haga, Hideyuki Iwanaga, Osamu Abe

### P-013-J Effects of differences of diffusion encoding schemes on image quality in Diffusion-Weighted Imaging

拡散エンコード方式の違いが拡散強調画像の画質に及ぼす影響

山下 達也 (明成会 塩川医院) Tatsuya Yamashita

P-014-J Influence of deFINE for the DWIBS images 3T装置における deFINEを用いた DWIBS 画像の検討 石川 応樹 (上尾中央総合病院)

Masaki Ishikawa

### P-015-J Basic study of Exsper DWI, which is DWI with new parallel imaging using k-space calibration and image-space synthesis

K-Spaceとimage-spaceを組み合わせたParallel imagingである Exsper DWIの基礎検討 福場 崇 (藤田医科大学病院 放射線部)

Takashi Fukuba, Akiyoshi Iwase, Kaori Yamamoto, Masato Ikedo, Yuichiro Sano, Kazuhiro Murayama, Yoshiharu Ohno

#### Imaging Condition/Image Quality

#### P-016-J Influence of the interpolation algorithm on the temporal axis on 4D-MRA based on superselective pCASL combined with CENTRA-keyhole and View-Sharing

#### 時間軸補間アルゴリズムが superselective pCASLを用いた 4D-MRA に及ぼす影響

村崎 裕生 (九州大学病院 医療技術部 放射線部門)

Hiroo Murazaki, Tatsuhiro Wada, Osamu Togao, Makoto Obara, Michael Helle, Ayaka Yoshimine, Ryohei Funatsu, Masahiro Oga, Kouji Kobayashi

### P-017-J Ghosts' Characteristics of 3D-TSE method in off-center imaging off-center imaging における 3D-TSE 法のゴースト特性

山越 一統(自治医科大学附属病院) Kazunori Yamakoshi

P-018-J Comparison of distortion and signal non-uniformity correction between device-specific method and Phantom-based method (PDIC) MR画像の幾何学的歪みと信号ムラ補正:装置固有の方法と三次元ファントムを用いた方法(PDIC) の比較

中澤 智子 (国立研究開発法人国立長寿医療研究センター)

Tomoko Nakazawa, Fumio Yamashita, Kaori Iwata, Shirou Koie, Hitomi Shimizu, Yuki Sakai, Yuuya Shimizu, Hirofumi Watanabe, Shintarou Suzuki, Keita Sakurai, Takashi Nihashi, Takashi Katou

#### P-019-J Evaluation of appropriate scan parameters in single breath-hold 3D MRCP 1回息止め 3D MRCP 撮像における至適撮影条件の検討

太田 知里 (大阪市立大学 医学部附属病院 中央放射線部)

Chisato Ota, Daichi Takemori, Keigo Arita, Mitsuji Higashida, Eiji Yamada

#### P-020-J Effect of the Reference Lines to image quality of compressed sensing imaging 圧縮センシング法併用撮像でのReference Line数が画質に及ぼす影響について

橋本 強志 (神戸市立西神戸医療センター 放射線技術部)

Tsuyoshi Hashimoto, Ryota Hayashi, Katsutoshi Nakamoto, Rina Miyamoto, Makoto Hamada, Tatsuya Fukui

### P-021-J Study of distortion in large field of view imaging of pediatric chest and abdomen using stack-of-stars

Stack-of-starsを用いた小児体幹部広範囲撮像における歪みの検討

伍 成文(神奈川県立こども医療センター 放射線技術科)

Narufumi Goh, Katsunori Shimanuki, Ai Kitagawa, Yukio Wada

#### P-022-J Optimization of the simultaneous collection of 3D morphological and quantitative T1rho image sequence of the knee 3D形態画像・定量画像同時収集シーケンス(MIXTURE シーケンス)の膝関節臨床応用に向けた 撮像条件の最適化

新井 勇輔(埼玉医科大学病院中央放射線部)

Yuusuke Arai, Atsushi Kondou, Masaki Gotou, Taishi Unezawa, Shinichi Watanabe, Tomio Yamasaki, Eito Kozawa, Mamoru Niitsu, Masami Yoneyama
## P-023-J Characteristics of relaxation time by 2D Simultaneous MR relaxometry using phantom

#### ファントムを用いた 2D Simultaneous MR relaxometry による緩和時間の特性

大湯 和彦(弘前大学 医学部附属病院 医療技術部 放射線部門)

Kazuhiko Ohyu, Takuma Daimaruya, Tsuyoshi Abe, Masashi Suzuki, Yuhiko Otani, Masataka Narita, Shingo Kakeda

### MRA & vessel wall imaging

### P-024-J The consideration of parameters of Flow void effect in 3D VRFA-TSE with blood suppression which used self-made fluid

自作流体ファントムを用いたBlood suppression併用 3D VRFA-TSE による Flow void誘発パラ メータの検討

高田 瑞希(東京慈恵会医科大学葛飾医療センター 放射線部)

Mizuki Takada, Hisashi Kitagawa, Hiroaki Suzuki, Tomoki Koide, Tomoo Sakurai

### P-025-J Radial Scan using Compressed SENSE Technique for Carotid Artery Plaque Imaging

Compressed SENSEを用いた Radial scan 2D 頸動脈プラークイメージング

森田 康祐 (熊本大学病院 中央放射線部)

Kosuke Morita, Masami Yoneyama, Shogo Fukuda, Hiroyuki Uetani, Akira Sasao, Seitaro Oda, Takeshi Nakaura, Masahiro Hatemura, Toshinori Hirai

### P-026-J Examination of scan parameters for cervical MRA fast imaging using the LAVA-Flex sequence in Acute Ischemic Stroke

急性虚血性脳卒中におけるLAVA-Flex法を用いた頸部MRA高速撮像の撮像条件検討

飯島 竜(上尾中央総合病院 放射線技術科)

Ryu Iijima, Yuto Kinoshita, Akira Ichikawa

# P-027-J Depiction of carotid plaque calcification using bone cortical depiction sequence

#### 骨皮質描出シーケンスを用いた頚動脈プラークの石灰化の描出

服部 尚史 (東邦大学医療センター大橋病院 放射線部) Naofumi Hattori, Tomoe Nakano, Makoto Hasegawa, Tatsuya Gomi

#### P-028-J Low-dose Contrast Enhanced TWIST with Iterative Reconstruction (IT-TWIST-MRA) Covering the Head and Neck 低用量造影剤を用いた頭頚部IT-TWIST-MRAの初期経験

坂田 昭彦 (京都大学医学部附属病院 放射線部)

Akihiko Sakata, Ryo Sakamoto, Yasutaka Fushimi, Satoshi Nakajima, Takuya Hinoda, Sonoko Oshima, Tomohisa Okada, Sachi Okuchi, Sayo Otani, Wicaksono Krishna Pandu, Azusa Sakurama, Hiroshi Tagawa, Yang Wang, Satoshi Ikeda, Speier Peter, Schmidt Michaela, Forman Christoph, Yuji Nakamoto

#### P-029-J Imaging Techniques for Improving Image Quality of Carotid Plaque Quantitative Susceptibility Mapping(QSM) 頸動脈プラークQSMにおける画質改善のための撮影技術

川崎 智博(北海道大学病院 医療技術部 放射線部門)

Tomohiro Kawasaki, Kinya Ishizaka, Youhei Ikebe, Kuniaki Harada, Ryuji Shirase, Ryota Sato, Yositaka Bito, Kohsuke Kudou

### P-030-J Examination of sensitivity correction effect using sensitivity correction technology reFINE in 3T-Neck artery MR Angiograpy 3T- 頚動脈 MRA における感度補正補正技術 reFINE を用いた感度補正効果の検討

木下 友都(上尾中央総合病院 放射線技術科) Yuto Kinoshita, Ryu Iijima

### MSK

# P-031-J The efficacy of deep learning reconstruction on 1.5T MRI of the knee: A comparison with 3T MRI in healthy volunteers 健常者の膝関節 1.5TMRI における深層学習を用いた画像再構成の有用性: 3TMRI との比較

赤井 宏行 (東京大学 医科学研究所附属病院 放射線科)

Hiroyuki Akai, Koichiro Yasaka, Haruto Sugawara, Taku Tajima, Masaaki Akahane, Naoki Yoshioka, Kuni Ohtomo, Osamu Abe, Shigeru Kiryu

### P-032-J **3D** isotropic knee cartilage T1rho mapping using multi-interleaved fluidattenuated TSE acquisition (MIXTURE)

multi-interleaved fluid-attenuated TSE acquisition (MIXTURE) を用いた 3D 等方性膝軟骨 T1rho マッピング

猿谷 真二 (埼玉医科大学 放射線科)

Shinji Saruya, Masami Yoneyama, Yasutomo Katsumata, Kaiji Inoue, Eito Kozawa, Mamoru Niitsu

### P-033-J Investigation of high-resolution imaging using multipurpose flexible RF receive coil and deep learning reconstruction

汎用性フレキシブルRF受信コイルと深層学習型再構成を用いた高分解能イメージングの検討 佐野雄一郎(キャノンメディカルシステムズ株式会社 MRI営業部)

Yuichiro Sano, Shuhei Takemoto, Kentaro Haraoka, Yuichi Yamashita

### P-034-J Basic study of lumbar DWI using SMS (Simultaneous Multi-Slice) EPI SMS(Simultaneous Multi-Slice)EPIを用いた腰部DWIの基礎的検討

岡村 茂 (メディカルスキャニング) Shigeru Okamura, Nozomu Yanaida

### P-002-E Are the advantages of 3D Image Sequences in Knee MRI?

Rastogi Rajul (Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India)

Neha Jain, Vijai Pratap

### P-003-E Comparative Evaluation of High-Resolution Ultrasonography (HRUS) and Magnetic Resonance Imaging (MRI) in Painful Wrist Joint

Rastogi Rajul (Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India)

Abhishek Kumar Singh, Vijai Pratap

### **Imaging Technique**

P-035-J Usefulness of thin slice diffusion-weighted images using IR Scheme IR Scheme を利用したthin slice 拡散強調画像の有用性

> 鴨下 宗和 (医療法人社団水聖会 メディカルスキャニング池袋) Sowa Kamoshita, Yuki Matsuda, Yukihiro Hoshino

P-036-J Inter-and intra-rater reliability of sciatic nerve diameter measurements with MR neurography: a comparison study of multiple sequences MR neurography による坐骨神経径測定の評価者間および評価者内信頼性:複数のシーケンスの 比較研究

黒澤 隆那(千葉大学医学部附属病院)

Ryuna Kurosawa, Hajime Yokota, Takafumi Yoda, Takayuki Sada, Koji Matsumoto, Takashi Namiki, Masami Yoneyama, Yoshitada Masuda, Takashi Uno

P-037-J Which is the optimal low b-value setting for ADC Map in DWIBS? DWIBS検査における ADC Map 作成の最適b 値の設定に関する検討

> 坂村 志帆 (東海大学医学部付属大磯病院 放射線技術科) Shiho Sakamura, Yuhei Otsuka, Kazuhiro Watanabe

P-038-J Iterative Density Correction for Fast Reconstruction of Undersampled Image 繰り返し密度補正によるアンダーサンプリング撮像再構成の高速化

> 黒川 眞次 (富士フイルムヘルスケア株式会社) Shinji Kurokawa, Yoshitaka Bito

### P-039-J Assessment of planning-less REACT-MD for fast and simple run-off exam of the lower extremities

非造影下肢MRAにおける planning-less REACT-MDの有用性の検討

濱谷 豊(東京女子医科大学病院 中央放射線部)

Yutaka Hamatani, Kayoko Abe, Masami Yoneyama, Katemann Christoph, Zhang Shuo, Yasuhiro Goto, Michinobu Nagao, Isao Shiina, Kazuo Kodaira, Takumi Ogawa, Isao Tanaka, Shuji Sakai

### P-040-J Initial experience of cervical spine MRI in Compressed SENSE MultiVane (CS-MV)

#### Compressed SENSE MultiVaneにおける頸椎MRIの初期検討

櫻井 葵(埼玉医科大学病院中央放射線部)

Mamoru Sakurai, Atsushi Kondou, Masaki Gotou, Taishi Unezawa, Shinichi Watanabe, Tomio Yamasaki, Eito Kozawa, Mamoru Nitsu, Masami Yoneyama, Yasutomo Katsumata

#### P-041-J Shoulder Joint MRI using Compressed SENSE MultiVane Compressed SENSE MutiVaneにおける肩関節MRIの初期検討

西村 明香 (埼玉医科大学病院)

Sayaka Nishimura, Taishi Unezawa, Shinichi Watanabe, Atsushi Kondou, Tomio Yamasaki, Mamoru Niitsu, Eito Kozawa, Yasutomo Katsumata, Masami Yoneyama

### AI/Machine Learning

- P-042-J Improvement of Robustness to Signal Under-sampling Pattern in Deep Learning based Compressed Sensing MR Image Reconstruction CS-MRIの深層学習再構成における信号間引きパターンに対する頑健さの改善 渋井 雅希(宇都宮大学地域創生科学研究科情報電気電子システムエ学プログラム)
   Masaki Shibui, Kazuki Yamato, Satoshi Ito
- P-043-J Study on Phase-varied Image Reconstruction Using Real-valued CNN with Symmetric Signal Under-sampling in MR Compressed Sensing 圧縮センシングにおける対称的信号間引きと実数型CNNによる複素MR画像の再構成法の検討

大内 翔平 (宇都宮大学大学院 工学研究科 システム創成工学専攻) Shohei Ouchi, Satoshi Ito

P-044-J Initial study of elastic modulus estimation method using deep learning in MR elastography

#### MRエラストグラフィにおける深層学習を用いた弾性率推定手法の初期検討

青木 貴紀(千葉大学 融合理工学附 基幹工学専攻 医工学コース) Takanori Aoki

P-045-J Image restoration for spiral imaging using dAUTOMAP and GIRF dAUTOMAPとGIRFを用いたSpiral 画像のアーチファクト補正の検討 吉田 圭佑 (筑波大学 理工情報生命学術院 数理物質科学研究群)

ーロー主伯(丸放入子 理工情報主命子術院 数理物員料子術会 Keisuke Yoshida, Yasuhiko Terada

 P-046-J
 Image quality of 2D-TSE using deep learning: a phantom study

 深層学習再構成を用いた2D-TSE法の画質に関するファントムによる基礎的検討

前原 将貴(信州大学 医学部 附属病院 放射線部)

Masataka Maehara, Yasuo Adachi, Hayato Hayashihara, Katsuya Maruyama, Yusuke Kanki, Yoshihiro Kitoh, Yasunari Fujinaga

#### spine

### P-047-J Quantitative evaluation of spinal cord motions by optical flow analysis in spinal cord Cine-MRI

#### 脊髄 Cine-MRI を対象にした Optical flow 解析による脊髄動態の定量評価の試み

堀江 朋彦 (東海大学医学部付属病院 診療技術部 放射線技術科)

Tomohiko Horie, Natsuo Konta, Masateru Kawakubo, Hiroshi Hamano, Han Soo Chang, Tetsu Niwa, Kagayaki Kuroda, Mitsunori Matsumae

P-048-J Reproducibility of Diffusion tensor imaging with Compressive Sensing in Brachial plexus

### 腕神経叢における圧縮センシングを用いたDiffusion Tensor Imagingの再現性

佐田 貴之 (千葉大学医学部附属病院)

Takayuki Sada, Hajime Yokota, Takafumi Yoda, Ryuna Kurosawa, Koji Matsumoto, Takashi Namiki, Masami Yoneyama, Yoshitada Masuda, Takashi Uno

### P-004-E Is Whole Spine Sagittal MR Image Imperative for Reporting of Dorsolumbar MR Spine Examination?

Jain Neha (Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India)

Rastogi Rajul, Vijai Pratap

#### P-005-E Clinical role of diffusion tensor tractography in Compressive Myelopathy

Rastogi Rajul (Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India)

Neha Jain, Vijai Pratap

### body DWI

#### P-049-J Effect of Tilting Zoomed-EPI diffusion on ADC value Tilting zoomed-EPI diffusionにおける ADC への影響

今井 広(シーメンスヘルスケア株式会社 MR リサーチ&コラボレーション部)

Hiroshi Imai, Wataru Mukaidani, Masatoshi Yamane, Takahiro Yamaguchi, Kojiro Ikushima, Masahiro Tanabe, Thomas Benkert, Katsuyoshi Ito

P-050-J Examination of DWIBS protocol for detection of bone metastases in prostate cancer as an alternative to bone scintigraphy

骨シンチに代わる前立腺癌の骨転移検出のためのDWIBS プロトコルの検討

冨山 弘樹 (ときわ会 常磐病院)

Hiroki Tomiyama, Yosuke Shike, Hiroaki Shinmura

P-051-J Evaluation of diffusion encoding pattern on Double Diffusion Encoding MRI for abdomen: Volunteer study

Double Diffusion Encoding法の躯幹部適応へ向けた拡散エンコードパターンのボランティア評価

阿部 正裕 (順天堂大学 医学部附属 順天堂医院 放射線科)

Masahiro Abe, Hiroshi Kusahara, Katsuhiro Sano, Shigeki Aoki

### Hyperpolarization/Molecular/CEST/MRS

P-052-J Phantom Study for Simultaneous Quantification of 19F and Gd-based Contrast Agents

ファントムを用いたフッ素およびガドリニウム造影剤の同時定量に関する検討

佐藤 良太 (富士フイルムヘルスケア株式会社 革新技術研究所) Ryota Sato, Yosuke Otake

#### P-053-J Observation of <sup>17</sup>O-labeled water in mice brain by <sup>17</sup>O-MRS <sup>17</sup>O-MRSによるマウス脳内水の観測

津田 正史 (高知大学 教育研究部 総合科学系) Masashi Tsuda, Masayuki Tsuda, Noboru Nakayama, Shigeru Nakaoka

#### P-054-J The one-breath-hold amide proton transfer imaging approach using the Dixon method: A phantom study

#### 自作ファントムを用いた Dixon 法による呼吸停止下 APT イメージングの基礎的検討

(流永 千晶 (九州大学病院 医療技術部 放射線部門)

Chiaki Tokunaga, Tatsuhiro Wada, Akihiro Nishie, Osamu Togao, Ryohei Funatsu, Masahiro Oga, Kouji Kobayashi

#### P-055-J Accelerated 3D chemical exchange saturation transfer imaging using compressed SENSE for full z-spectrum acquisition: a phantom study 自作ファントムを用いたz-spectrum取得のための圧縮センシング併用高速 3D CEST imagingの 基礎的検討

和田 達弘 (九州大学病院 医療技術部 放射線部門)

Tatsuhiro Wada, Chiaki Tokunaga, Osamu Togao, Masami Yoneyama, Ryohei Funatsu, Masahiro Oga, Koji Kobayashi, Hidetake Yabuuchi

#### P-056-J Basic Verification of in vivo redox imaging of pig heart using clinical 3T MRI 臨床用3.0TMRIを用いたブタ心臓におけるレドックスイメージングに関する基礎検証

**庄田** 直一(岐阜大学 医学系研究科 放射線医学分野)

Shinichi Shoda, Fuminori Hyodo, Masaki Takasu, Elsayed Elhelaly Abdelazim, Norikazu Koyasu, Yoshifumi Noda, Hiroki Kato, Takashi Mori, Masayuki Matsuo

#### Fundamental study of lung cancer imaging in hyperpolarized <sup>129</sup>Xe MRI using P-057-J contrast agent

造影剤を用いた超偏極<sup>129</sup>Xe MRIにおける肺癌イメージングの基礎的検討

木村 敦臣 (大阪大学 大学院 医学系研究科 保健学専攻)

Atsuomi Kimura, Seiya Utsumi, Misaki Miyaoka, Ryoga Moriaki, Seiki Tanimura, Hirohiko Imai

#### P-058-J Characteristics of the proton magnetic resonance spectroscopy signals in beige adipocyte in white adipose tissue induced by cold exposure 寒冷暴露により生じたベージュ脂肪における<sup>1</sup>H-MRSの特徴

小川まどか (京都産業大学) Madoka Ogawa, Yuki Tamura, Junichi Hata

#### P-059-J A phantom study of chemoCEST imaging for the detection of anticancer agents using clinical 3T MRI: A feasibility study 抗がん剤を検出するchemoCESTイメージングの実現可能性に関するファントム評価

内匠 浩二 (鹿児島大学 医学部 放射線科)

Koji Takumi, Hiroaki Nagano, Takashi Iwanaga, Hirokazu Otsuka, Yoshihiko Fukukura, Yuta Akamine, Takashi Yoshiura

#### Phantom study of <sup>17</sup>O-labeled water concentration measurements using fast P-060-J T2 mapping with T2-prep pulse

T2-prep pulse を用いた高速 T2 mapping による<sup>17</sup>O 標識水の濃度測定に関するファントム実験

仲田 有美(北海道大学大学院 医学研究院 放射線科学分野 画像診断学教室)

Yumi Nakada, Hiroyuki Kameda, Hiroyuki Sugimori, Minghui Tang, Kohsuke Kudo

### P-061-J Attempts to improve spectral quality using aggregation-suppressed mutant proteins for in-cell NMR

NMRを用いたタンパク質の細胞内解析に向けた自己会合抑制変異体の利用によるスペクトル改善の試み

東 愛理(熊本大学大学院 生命科学研究部)

Airi Higashi, Takafumi Sato, Haruka Udatsu, Sosuke Yoshinaga, Mitsuhiro Takeda, Etsuko Toda, Kouji Matsusima, Hiroaki Terasawa

### Head: MRI Sequences/Findings

### P-062-J Finite element modeling and stress analysis of temporomandibular joint disorder using MR images

MR画像を用いた顎関節疾患の有限要素モデル構築と解析

中井 隆介 (京都大学 こころの未来研究センター)

Ryusuke Nakai, Takashi Azuma

P-063-J Relationship between the inversion time of phase-sensitive inversion recovery (PSIR) sequence and the contrast of brain tissue

Phase-sensitive inversion recovery (PSIR) 法のinversion timeと脳の組織コントラストの関係

榎 卓也(兵庫医科大学病院 放射線技術部)

Takuya Enoki, Wataru Jomoto, Yu Hagiwara, Masaki Takatsuki, Takahiro Okazaki, Yuika Tsugami, Mizuki Kudou, Maina Fuji, Noriko Kotoura

### P-064-J Enhanced MR conspicuity of Type IIb focal cortical dysplasia by T1WI with CHESS: Two case reports

T1WI CHESSを用いたことによりII型限局性皮質形成異常症の描出能が向上した2例

草間 緑(国立精神・神経医療研究センター病院 放射線診療部)

Midori Kusama, Noriko Sato, Zen-ichi Tanei, Yukio Kimura, Masaki Iwasaki, Masayuki Sasaki, Kenji Miyagi, Yuko Saito

# P-065-J Quantification of APT CEST imaging for differentiation between growing and not growing intracranial meningiomas

APT CEST画像の定量化による増大・非増大頭蓋内髄膜腫の鑑別

小池 玄文 (長崎大学病院 放射線科) Hirofumi Koike, Minoru Morikawa, Reiko Ideguchi, Masataka Uetani

### P-012-E Are the advantages of 3D Image Sequences in Brain MRI time efficient?

Jain Neha (Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India)

Rastogi Rajul, Vijai Pratap

### P-013-E Postcontrast T1GRE or T2FLAIR Which is better and where?

Jain Neha (Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India)

Rastogi Rajul, Vijai Pratap

### P-014-E Rare Coexistence of Dural and Intraventricular Meningioma

Rastogi Rajul (Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India)

Neha Jain, Vijai Pratap

### breast

#### P-066-J Assessment of background parenchymal signal on DWI 拡散強調画像による背景乳腺の評価

岡澤 藍夏(田附興風会医学研究所 北野病院 放射線科)

Aika Okazawa, Mami Iima, Ryosuke Okumura, Sachiko Takahara, tomotaka noda, Taro Nishi, Masako Kataoka, Yuji Nakamoto

### P-067-J Reducing motion artifact by using cylinder-shaped pre-saturation pulse on Breast imaging

シリンダ型プリサチュレーションパルスを用いた乳房撮像時の体動アーチファクト低減

瀧澤 将宏 (富士フイルムヘルスケア株式会社)

Masahiro Takizawa, Akihiro Odaka, Takashi Nishihara, Chikako Moriwake

### P-068-J Breast MR elastography with external vibration to the back - Initial experiences

背部からの加振乳房MR elastography 撮像法の初期検討

山室 桂 (東京医科歯科大学医学部附属病院 放射線部)

Katsura Yamamuro, Makiko Hayashi, Mia Takahashi, Emi Yamaga, Tomoyuki Fujioka, Hiromi Nakamura, Shinichi Otani, Ukihide Tateishi

### P-006-E Background Parenchymal Enhancement level in HER2-positive breast cancer : Association with Recurrence

Park Ga Eun (Department of radiology, Seoul Saint Mary's Hospital) Sung Hun Kim, Yoonho Nam, Junghwa Kang, Yelin Kim

### **Brain Diffusion**

### P-069-J Time-Dependent Diffusion Using Oscillating-Gradient Spin-echo Sequence in Extra-Axial Brain Tumors

#### Oscillating-gradient spin-echo法を用いた脳実質外腫瘍の拡散時間依存性の評価

前川 朋子 (順天堂大学医学部附属順天堂医院 放射線科)

Tomoko Maekawa, Masaaki Hori, Katsutoshi Murata, Kouhei Kamiya, Christina Andica, Akifumi Hagiwara, Shohei Fujita, Koji Kamagata, Akihiko Wada, Shigeki Aoki

### P-070-J Optimal acceleration factor in Intravoxel Incoherent Motion MR Imaging of Head and Neck using Compressed SENSE

#### Compressed SENSEを用いた頭頚部 Intravoxel Incoherent Motion MR Imaging における至適 加速係数の検討

扇浦 拓也 (九州大学大学院 医学系学府 保健学専攻)

Takuya Ogiura, Hidetake Yabuuchi, Kouji Kobayashi, Tatsuhiro Wada, Ryoji Mikayama, Namie Asano, Takeshi Kamitani, Kousei Ishigami, Kazuhisa Oitate, Tomonori Matsushita

### P-071-J Distortion correction of diffusion-weighted image by FSL learning model using 3D U-net

3D U-netを用いたFSLの学習モデルによる拡散強調画像の歪み補正

上山 毅 (筑波大学 数理物質系 物理工学域)

Tsuyoshi Ueyama, Keisuke Yoshida, Yuichi Suzuki, Hideyuki Iwanaga, Osamu Abe, Yasuhiko Terada

### P-072-J Comparison of diffusion-weighted MRI in human brains at 3T MRI: TGSE-BLADE-DWI vs RESOLVE vs single-shot EPI

#### TGSE-BLADE-DWI, RESOLVE, single-shot EPI法を用いた拡散強調撮像法の比較

奥知 左智(京都大学医学部附属病院 放射線診断科)

Sachi Okuchi, Yasutaka Fushimi, Satoshi Nakajima, Akihiko Sakata, Takuya Hinoda, Sayo Otani, Azusa Sakurama, Krishna Pandu Wicaksono, Hiroshi Tagawa, Yang Wang, Satoshi Ikeda, Kun Zhou, Yuji Nakamoto

### P-073-J Characterizing intravoxel spatial distribution of diffusion by using texture analysis

テクスチャー解析によるボクセル内の拡散空間分布の定量化

横沢 俊(富士フイルムヘルスケア株式会社 革新技術研究所)

Suguru Yokosawa, Toru Shirai, Yoshitaka Bito, Hisaaki Ochi

# P-074-J Assessment of Advanced optic nerve DWI: motion-compensated IRIS combined with motion-compensated motion probing gradient Motion-compensated motion probing gradientを併用したmotion-compensated IRIS の

有用性

阿部香代子(東京女子医科大学 画像診断学・核医学分野)

Kayoko Abe, Kazufumi Suzuki, Masami Yoneyama, Shuji Sakai

### P-075-J Metal artifacts reduction in Readout Segmentation of Long Variable Echotrains using FSL

RESOLVEシーケンスに対するMRI解析ソフトFSLを用いたメタルアーチファクト補正の検討

高橋 一広 (秋田県立循環器・脳脊髄センター 放射線科)

Kazuhiro Takahashi, Fumiaki Sasaki, Kazuhiro Nakamura, Masanobu Ibaraki, Mamoru Katou, Toshibumi Kinoshita

### P-076-J Utility of Optic nerve DWI using IRIS: comparison with conventional methods 視神経のDWIに対する IRIS の有用性: 従来法との比較

濱谷 豊(東京女子医科大学病院中央放射線部)

Yutaka Hamatani, Kayoko Abe, Masami Yoneyama, Neelavalli Jaladhar, Yasuhiro Goto, Isao Shiina, Kazuo Kodaira, Takumi Ogawa, Isao Tanaka, Shuji Sakai

# P-077-J Comparison of two approaches for diffusional kurtosis inference: synthetic Q-space learning and DWI denoising

拡散尖度推定における2つのアプローチの比較:生成型Q空間学習とDWIデノイジング

增谷 佳孝(広島市立大学大学院情報科学研究科)

Kou Sasaki, Nanase Iwabu, Yoshitaka Masutani

### P-015-E Altered white matter microstructure in adults with autism assessed using neurite orientation dispersion and density imaging

Andica Christina (Department of Radiology, Juntendo University Graduate School of Medicine) Koji Kamagata, Eiji Kirino, Wataru Uchida, Ryusuke Irie, Syo Murata, Shigeki Aoki

### P-016-E Comparative Evaluation of Conventional and Advanced Magnetic Resonance Imaging (MRI) Sequences in Mesial Temporal Lobe Sclerosis Patients with Seizure

Jain Neha (Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India)

Rastogi Rajul, Vijai Pratap

### Brain: image analysis

### P-078-J Diagnostic accuracy of neuromelanin imaging for Parkinson's disease 神経メラニンイメージング法を用いたパーキンソン病の診断

中原 一樹(独立行政法人国立病院機構大阪医療センター放射線診断科)

Kazuki Nakahara, Atsushi Umemura, Atsushi Nakano, Hiroshi Nakao, Mitsuyo Matsumoto

### P-079-J Noninvasive Assessment Of The Cerebrospinal Fluid and Its Composition By Electric Properties Tomography

導電率イメージングを用いた脳脊髄液とその成分の非侵襲的評価

キンキン タ(北海道大学医学研究院医理工学グローバルセンター)

Khin Khin Tha, Ulrich Katscher, Xinnan Li, Hideki Hyodoh

# P-080-J Correlations between volume ratios of regional brain structures and scores of the Mini-Mental State Examination in community-dwelling adults 地域在住成人における局所脳体積比とMini-Mental State Examinationの相関

赤澤健太郎 (京都府立医科大学 放射線診断治療学)

Kentaro Akazawa, Nagato Kuriyama, Etsuko Ozaki, Daisuke Matsui, Teruhide Koyama, Koji Sakai, Akihiro Takada, Yoshinori Marunaka, Toshiki Mizuno, Ritei Uehara, Kei Yamada

### P-081-J Joint estimation of undistorted image and displacement map in brain EPI images

頭部EPI画像における歪補正画像と変位マップの結合推定

熊澤 誠志(北海道科学大学保健医療学部診療放射線学科) Seiji Kumazawa, Takashi Yoshiura

## P-082-J Proposal for a new index for automated quality assessment of brain MR images

頭部MR画像の自動画質評価指標の提案

幾嶋洋一郎 (純真学園大学 保健医療学部 放射線技術科学科) Yoichiro Ikushima, Shogo Tokurei, Hiroyuki Tarewaki, Junji Morishita, Hidetake Yabuuchi

P-083-J Proposal of *B*<sup>1</sup> correction method using probability density function of multivariate normal distribution in VFA method VFA法における多変量正規分布の確率密度関数を用いた B1 補正手法の提案

福田 和海 (徳島大学 保健科学教育部 保健学専攻)

Nagomi Fukuda, Yuki Kanazawa, Yuki Matsumoto, Shun Kitano, Akihiro Haga, Masafumi Harada

### P-084-J Is compressed sensing useful for the acquisition of quantitative MRI on brain?: healthy volunteer study

圧縮センシングは脳の定量的MRI測定に有用か?:健常者による検討

北口 知明 (京都府立医科大学 放射線診断治療学)

Tomoaki Kitaguchi, Kentaro Akazawa, Koji Sakai, Kei Yamada, Yuya Wada, Kentaro Yamamura, Yuta Takeshima, Kentaro Tanaka, Ngoc Tram Thanh, Haruki Fujiwara, Hiroyasu Ikeno, Toshiaki Nakagawa

### P-085-J Evaluation of T1 and T2 values on 3D MR fingerprinting between two magnets

#### 3D MR fingerprintingから得られたT1値・T2値の装置間における検討

伏見 育崇(京都大学大学院医学研究科 放射線医学講座(画像診断学・核医学))

Yasutaka Fushimi, Satoshi Nakajima, Sachi Okuchi, Akihiko Sakata, Takuya Hinoda, Sayo Otani, Azusa Sakurama, Krishna Pandu Wicaksono, Hiroshi Tagawa, Yang Wang, Satoshi Ikeda, Yuji Nakamoto

### P-086-J Investigation of the setting of T2<sup>\*</sup> cut-off values for myelin water fraction Myelin Water Fraction (MWF) における T2<sup>\*</sup> cut-off 値の検討

北野 舜(徳島大学大学院保健科学教育部保健学専攻)

Syun Kitano, Yuki Kanazawa, Masafumi Harada, Nagomi Fukuda, Yuki Matsumoto, Hiroaki Hayashi, Yo Taniguchi, Kosuke Ito, Yoshitaka Bito, Akihiro Haga

### Cerebrovascular/Perfusion

### P-087-J Comparison of the Capability of Brain MRA for Examination Time, Image Quality and Diagnostic Performance between Fast3D Wheel and Parallel Imaging

頭部MRA における Fast 3D Wheel と従来法による撮像時間, 画質および動脈瘤診断能の比較

花松 智武 (藤田医科大学 医学部 放射線科)

Satomu Hanamatsu, Kazuhiro Murayama, Yoshiharu Ohno, Kaori Yamamoto, Masato Ikedo, Masao Yui, Yuichiro Sano, Akiyoshi Iwase, Takashi Fukuba, Sigeki Kobayashi, Kazuhiro Katada, Hiroshi Toyama

### P-088-J Spatial coefficient of variation of arterial spin labeling MRI in patients with moyamoya disease; comparison with <sup>15</sup>O-gas PET もやもや病患者における ASL 変動係数と<sup>15</sup>O-ガス PET の比較

原 祥子 (東京医科歯科大学 脳神経外科)

Shoko Hara, Yoji Tanaka, Motoki Inaji, Shihori Hayashi, Taketoshi Maehara, Kenji Ishii, Tadashi Nariai

### P-089-J Evaluation on automatic detection of cerebral aneurysms using artificial intelligence

#### AIを用いた脳動脈瘤自動検出に関する検討

吉田 学誉 (財団法人自警会 東京警察病院 放射線科)

Takashige Yoshida, Kohei Yuda, Tomoyuki Okuaki, Takashi Namiki, Mika Yanagida, Choppin Antoine, Daisaku Takamiya, Nobuo Kawauchi

### P-090-J Verification of MR angiography parameters using Fast3D Fast3D併用頭部MR Angiographyの条件検討

室井 僚哉 (順天堂大学医学部附属順天堂医院 放射線科・部)

Tomoya Muroi, Shuji Sato, Fumitaka Kumagai, Toshiya Akatsu, Nao Takano, Hideo Kawasaki, Haruyoshi Houshito, Shigeki Aoki

### P-091-J Usefulness of Ultrashort TE 4D MR Angiography after Coil Embolization for Intracerebral Aneurysms

### コイル塞栓術後の脳動脈瘤評価におけるUltrashort TE 4D MR Angiographyの有用性

上谷 浩之 (熊本大学 大学院生命科学研究部 放射線診断学講座)

Hiroyuki Uetani, Mika Kitajima, Yuki Ohmori, Kosuke Morita, Yuichi Yamashita, Yasuyuki Kaku, Takeshi Nakaura, Akira Sasao, Akitake Mukasa, Toshinori Hirai

### P-092-J Impact of short TE MRA with compressed sensing on metal artifact 金属アーチファクトに対する圧縮センシング併用 short TE MRAの基礎検討

宮武 祐士 (おさか脳神経外科病院 放射線部) Yuji Miyatake, Sunao Nakata, Kazuto Anzai, Yasuaki Kamada, Naomi Honjo

# P-093-J Influence of data-acquisition and labeling techniques for the regional cerebral blood flow in the arterial spin labeling Arterial spin labeling検査におけるデータ収集手法とラベリング方法が Cerebral blood flow 値 に与える影響

小畠 巧也 (香川大学医学部附属病院 放射線部) Takuya Kobata, Tatsuya Yamasaki, Keigo Omori, Kazuo Ogawa

#### P-094-J Two cases of vertebrobasilar aneurysms after stent assisted coil embolization evaluated using Ultrashort TE 4D MRA 椎骨脳底動脈瘤に対するステント併用コイル塞栓術後のUltrashort TE 4D MRA: 2症例における 経験

池之内 穣 (順天堂大学 医学部 放射線診断学講座)

Yutaka Ikenouchi, Michimasa Suzuki, Toshiya Akatsu, Nao Takano, Sho Arai, Akiyoshi Suzuki, Kanako Sato, Koji Kamagata, Toshiaki Akashi, Akihiko Wada, Hidenori Oishi, Shigeki Aoki

### P-095-J Evaluation of the peripheral vessels depiction ability in brain single slab MRA using Compressed Sensing

Compressed Sensingを併用した頭部 single slab MRA における末梢血管描出能の検討

上田 桂輔 (社会医療法人北斗 北斗病院 医療技術部 診療画像科)

Keisuke Ueda, Kenji Moriyama

### P-096-J A basic study for application of fractal analysis to quantitative evaluation of vessel visualization in MR Angiography

頭部MR Angiography血管描出能評価へのフラクタル次元の適応に関する基礎的検討

舟木 歩 (獨協医科大学 埼玉医療センター)

Ayumu Funaki, Toshirou Shukuya, Kazunori Ohashi, Satoshi Yamaura, Satoshi Iijima, Akihiro Narita, Masaki Ohkubo

### P-097-J Feasibility study of Variable TR method on Variable TI Ultrashort TE 4D-MRA Variable TI Ultrashort TE 4D-MRAへのVariable TR法の検討

福地 治之(東京大学大学院医学系研究科放射線医学講座、順天堂大学医学部附属順天堂医院放射線科)

Haruyuki Fukuchi, Toshiya Akatsu, Hiroshi Kusahara, Nao Takano, Yutaka Ikenouchi, Michimasa Suzuki, Koji Kamagata, Osamu Abe, Shigeru Aoki

### **Brain Structure**

## P-098-J Abnormal segments of bilateral corticospinal tract and corpus callosum in bipolar depressio

#### 双極性うつ病における両側皮質脊髄路、脳梁膝部の異常

上田 亮 (慶應義塾大学病院 放射線技術室)

Ryo Ueda, Bun Yamagata, Richi Niida, Akira Niida, Jinichi Hirano, Yasuharu Yamamoto, Masaru Mimura

### P-099-J Effect of numerical analysis on non-rigid processing for white matter regions 白質領域に対する非剛体処理に伴う数値解析の影響

池光 捺貴(徳島大学保健科学教育部保健学専攻)

Natsuki Ikemitsu, Yuki Kanazawa, Masafumi Harada, Yuki Matsumoto, Hiroaki Hayashi, Kosuke Ito, Yo Taniguchi, Yoshitaka Bito, Akihiro Haga

# P-100-J Microstructural gray matter alterations in adults with autism spectrum disorder detected using free water imaging 成人自閉症スペクトラム障害における灰白質微細構造変化

成人日闭症人へントラム障害にのける次日貝似細情迫炎

新井 貴士 (順天堂大学 医学部附属 順天堂医院 放射線科)

Takashi Arai, Koji Kamagata, Wataru Uchida, Yuya Saito, Christina Andica, Toshiaki Akashi, Akihiko Wada, Shohei Fujita, Masaaki Hori, Eiji Kirino, Shigeki Aoki

### P-101-J Grey Matter Changes after Fast Reading Training using Voxel-Based Morphometry

Voxel-Based Morphometryを用いた速読トレーニング後の灰白質変化の解析

泉 智稀 (東京都立大学 人間健康科学研究科 放射線科学域)

Tomoki Izumi, Pradeepa Ruwan Wanniarachchige, Hiroki Sakaguchi, Sadhani Karunarathna, Atsushi Senoo

## P-102-J Performance of MRI-derived myelin indices in the evaluation of white matter of brain specimen

#### MRIを用いた脳検体の白質評価における各ミエリン指標の性能

濱口 裕行(北海道大学病院 医療技術部 放射線部門)

Hiroyuki Hamaguchi, Yuta Urushibata, Xinnan Li, Isabel Fernandez, Nina Patzke, Khin Khin Tha

### P-103-J Visualization of displacement deformation of intracranial tissue using MR images

MR画像を用いた体位変換に伴う頭蓋内組織の変位変形可視化

熊本 悦子 (神戸大学 情報基盤センター) Etsuko Kumamoto, Shunsuke Maki, Sigeto Hayashi

### Hardware/Simulator/Phantom

### P-104-J **Development of acrylamide phantoms for T1 rho mapping** T1 rho mappingのためのアクリルアミドファントムの開発

鈴木 政司 (埼玉医科大学病院)

Masashi Suzuki, Yasuhito Koyama, Takashi Namiki, Masami Yoneyama, Kaiji Inoue, Eito Kozawa, Mamoru Niitsu

### P-105-J Implementation of three-dimensional fast spin echo sequences on the MRI simulator

三次元高速スピンエコー法のMRI simulatorへの実装

巨瀬 勝美 (株式会社エムアールアイシミュレーションズ)Katsumi Kose, Ryoichi Kose

### P-106-J Loop/CRC RF Array Coil for Open MRI 垂直磁場向けLoop/CRCアレイコイル

大竹 陽介 (富士フイルムヘルスケア株式会社 革新技術研究所) Yosuke Otake, Takeshi Taniguchi, Hideta Habara, Masayoshi Dohata, Kazuyuki Kato

# P-107-J Development of a <sup>1</sup>H/<sup>13</sup>C RF coil for mouse chest for ECG-synchronized hyperpolarized 13C MRI metabolic imaging

心電図同期した超偏極13C MRI代謝イメージングのためのマウス胸部用<sup>1</sup>H/13C RF コイルの開発

齋藤 心(北海道大学情報科学院)

Kokoro Saito, Hitomi Nakano, Hiroshi Hirata, Shingo Matsumoto

### lung

### P-108-J Examination of pulmonary artery visualization by Time-SLIP FFE 3D UTE method

#### Time-SLIP FFE 3D UTE法における肺動脈描出の検討

佐藤 秀二 (順天堂大学医学部附属順天堂医院 放射線部)

Shuji Sato, Hideo Kawasaki, Nao Takano, Toshiya Akatsu, Haruyoshi Housito, Fumitaka Kumagai, Tomoya Muroi

### P-109-J Feasibility of motion tracking analysis using cine MRI for differentiating thymic epithelial tumors

胸腺上皮性腫瘍の組織学的診断におけるシネ MRI を用いた motion tracking 解析の有用性の検討

内匠 浩二 (鹿児島大学 医学部 放射線科)

Koji Takumi, Hiroaki Nagano, Takuro Ayukawa, Fumitaka Ejima, Yoshihiko Fukukura, Takashi Yoshiura

## P-110-J Non contrast enhanced selective time-resolved vessel imaging by using cylinder-shaped pre-saturation pulse in Lung

シリンダ型プリサチュレーションパルスを用いた肺野の非造影時間分解血流イメージング

森分 周子(富士フイルムヘルスケア株式会社)

Chikako Moriwake, Akihiro Odaka, Takashi Nishihara, Masahiro Takizawa

### abdomen/pelvis

### P-111-J The feasibility of reduced field-of-view DWI in evaluating bladder invasion of uterine cervical cancer

子宮頸癌の膀胱浸潤評価における Reduced FOV DWIの有用性の検討

竹内麻由美 (徳島大学 医学部 放射線科) Mayumi Takeuchi, Kenji Matsuzaki, Masafumi Harada

### P-009-E Role of MRI in the evaluation of levator hiatus Rastogi Rajul (Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India) Tanya Jain, Vijai Pratap

### P-010-E Comparative Study of Magnetic Resonance Imaging (MRI) & Colonoscopy in Evaluation of Colorectal Diseases

Rastogi Rajul (Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India)

Vaibhav Khare, Vijai Pratap

### P-011-E Imaging and Laparoscopy in Female Subfertility

Jain Neha (Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India)

Rastogi Rajul, Vijai Pratap

### HBP

P-112-J Breath-hold 3D gradient- and spin-echo (GRASE) MRCP compared to compressed-sensing highly accelerated respiratory-triggered technique 呼吸停止下 3D GRASE MRCP と圧縮センシング高度併用呼吸同期下 3D MRCP との比較検討

河合 信行 (岐阜大学 放射線科) Nobuyuki Kawai, Yoshifumi Noda, Tetsuro Kaga, Kimihiro Kajita, Masayuki Matsuo

P-113-J Image non-uniformity correction in 3T EOB-MRI: Comparison of quantitative indices of liver parenchymal enhancement among different software versions 3T EOB-MRI における画像不均一性補正:ソフトウエアバージョン間での肝実質増強効果指標の比較

中嶋 藍(北里大学病院 放射線部)

Ai Nakajima, Hirofumi Hata, Yusuke Inoue, Yuki Takato

P-114-J Verification of the usefulness of deep learning-based noise-reduction (dDLR) for breath-hold 3D MRCP at 1.5T

深層学習によるノイズ除去技術を用いた1.5T MRIにおける息止め3D MRCPの画質改善の検討

田島 拓(国際医療福祉大学三田病院 放射線科)

Taku Tajima, Hiroyuki Akai, Haruto Sugawara, Koichiro Yasaka, Akira Kunimatsu, Naoki Yoshioka, Masaaki Akahane, Kuni Ohtomo, Osamu Abe, Shigeru Kiryu

P-115-J The effect of share rate in the high-frequency region on the images of EOB-MRI in 4D contrast enhanced -MR- Angiography

造影4D-MRAにおいて高周波領域のshare率がEOB-MRIの画像に与える影響

高坂 未来(国立がん研究センター中央病院 放射線技術部 放射線診断技術室)

Miku Kousaka, Tatsuya Horita, Toshimitsu Utsuno, Hirobumi Nagasawa, Toshihiro Ishihara, Kanyu Ihara, Tomohiko Aso

P-116-J Initial investigation of deep learning-based liver position detection method toward to the slice positioning support function for liver MRI 肝臓位置決め支援を目的とした深層学習を用いた肝臓位置検出の初期的検討

寳珠山裕(キヤノンメディカルシステムズ株式会社 MRI事業部)Yutaka Hoshiyama, Ye Liu, Zhe Huang, Kensuke Shinoda

P-117-J Comparison of Breath-holding 3D-MRCP using FRFSE sequence and Cube sequence

FRFSE法とCube法による息止め3D-MRCPの比較検討

山崎 敬之(静岡済生会総合病院 放射線技術科) Hiroyuki Yamasaki

#### P-118-J Examination of hepatocellular phase imaging of patients with poor navigatortriggered using the LAVA Star method LAVA Star を用いた横隔膜同期不良患者に対する肝細胞相撮像法の検討

徳永 雄大 (聖隷浜松病院 放射線部)

Yudai Tokunaga, Masayoshi Sugimura, Yuki Takayanagi, Wakaba Koide, Takayuki Masui

### P-119-J Evaluation of accuracy of focal point tracking using restricted MR signals in Focused Ultrasound Surgery

集束超音波治療における信号収集領域を限局したMR信号を用いた照射位置追従精度の検討

國領 大介(神戸大学大学院システム情報学研究科)

Daisuke Kokuryo, Yusuke Nakagawa, Toshiya Kaihara, Nobutada Fujii, Etsuko Kumamoto

### P-001-E Predicting pericholecystic adhesions in Gallbladder Calculus Disease by Magnetic Resonance Imaging

Rastogi Rajul (Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India)

Neha Jain, Vijai Pratap

### Cardiovascular

### P-120-J Feasibility of whole heart 3D cine MRI with highly-accelerated technique using HyperKat method

HyperKat法を用いた高加速技術による心臓 3D cine MRIの実現性の検討

山本 達寛(国立研究開発法人国立循環器病研究センター)

Tatsuhiro Yamamoto, Yoshiaki Morita, Yasuhiro Nagai, Masaru Shiotani, Wataru Ueki, Yasutoshi Ohta, Keizo Murakawa, Tetsuya Fukuda

### P-121-J High resolution cardiovascular black-blood T2 weighted image with deep learning reconstruction

#### Deep learningを用いた心臓black-blood T2強調画像再構成法の検討

高門 政嘉 (愛媛大学 大学院 医学系研究科 放射線医学)

Masahiro Takakado, Ryo Ogawa, Masashi Nakamura, Tomoyuki Kido, Atsushi Nozaki, Marc Level R, Teruhito Kido

### P-122-J Body motion-corrected T2-weighted images using myocardial null point as TI

心筋のnull pointをTIに用いた体動補正T2強調画像の検討

南 広哲(横浜南共済病院放射線科)

Hiroaki Minami, Mitsuyuki Takahashi, Yoshito Nakajima, Tatsuhito Tsukui

### P-123-J Novel 3D Cardiac Cine Magnetic Resonance Imaging in Pediatric Congenital Heart Disease

小児先天性心疾患における 3D-Cine イメージングの考案

松下 利 (岡山大学病院 医療技術部 放射線部門)

Toshi Matsushita, Minori Hoshika, Shunsuke Fujii, Naoki Nishida, Akira Kurozumi, Mitsugi Honda

P-124-J Cardiac T2-mapping with diaphragm-synchronization using GRASE GRASE を使用した横隔膜同期併用心筋T2 mappingの有用性

> 市尻 航輝 (倉敷中央病院 放射線技術部) Kouki Ichijiri, Shohei Matoba, Takashi Ogasahara

P-125-J Examination of accuracy and reproducibility in evaluation of left and right ventricular simultaneous cardiac function using automatic assist function 自動アシスト機能を用いた左右心室同時心機能評価における正確性・再現性の検討

飛岡佑太朗(キャノンメディカルシステムズ株式会社) Yutaro Tobioka, Shuhei Takemoto

P-126-J Accelerated coronary MRA and T1-weighted plaque imaging by using 3D-TFEPI: comparison with TFE with CS-SENSE

3D-TFEPIを用いた冠動脈MRAとプラークイメージングの高速化の検討:CS-SENSEを用いた TFEとの比較

橘高 優希(国立循環器病研究センター 放射線部)

Yuki Kittaka, Wataru Ueki, Masaru Shiotani, Tatsuhiro Yamamoto, Yasuhiro Nagai, Yasutoshi Ohta, Yoshiaki Morita, Keizo Murakawa, Tetsuya Fukuda

### P-127-J Improvement of accuracy in LV volumetry on accelerated cardiac cine using deep learning reconstruction

高速心臓シネ撮像における深層学習再構成を用いた容積計測正確性の向上

奥田 茂男 (慶應義塾大学 医学部 放射線科)

Shigeo Okuda, Ryo Tsukada, Tatsuya Suzauki, Syunsuke Matsumoto, Sari Motomatsu, Koshi Okabe, Atsushi Nozaki, Shigeyoshi Soga, Masahiro Jinzaki

### P-128-J High-resolution myocardial T1mapping with compressed sensing 心臓MRIにおける圧縮センシングを用いた高分解能T1mappingによる右室心筋評価

西懸 大介 (九州大学病院 医療技術部 放射線部門)

Daisuke Nishigake, Yuzo Yamasaki, Kenichiro Yamamura, Ryohei Funatsu, Tatsuhiro Wada, Masahiro Oga, Koji Kobayashi, Toyoyuki Kato

### P-129-J Feasibility of automatic image slice selection using DL technique in cardiac MRI

#### 心臓MRI撮影におけるDL技術を使用した自動位置決めによる検討

塚田 諒 (慶應義塾大学病院 放射線技術室)

Ryo Tsukada, Ryo Ueda, Rikiya Fujishiro, Sari Motomatsu, Koshi Okabe, Atsushi Nozaki, Shigeo Okuda, Masahiro Jinzaki

### P-130-J Examination of aortic 4D flow MRI using Compressed Sensing Compressed Sensingを用いた大動脈4D Flow MRIの検討

水野 直和 (榊原記念病院 放射線科)

Naokazu Mizuno, Jun Matsuda, Toshiya Tatsuno, Mitsuru Kanisawa, Kaori Takada, Yoshiyuki Mizutani, Yoshiaki Komori, Jin Ning, Nobuo Iguchi

### P-131-J Whole heart coronary MRA using image based 2D navigator (iNav) and conventional Nav system: comparison of image quality and scan time 画像ベース 2Dナビゲータ(iNav)と従来 Nav システムを用いた心臓全体冠状動脈 MRA: 画質と スキャン時間の比較

小平 和男 (東京女子医科大学病院 中央放射線部)

Kazuo Kodaira, Michinobu Nagao, Masami Yoneyama, Yasuhiro Goto, Isao Shiina, Yutaka Hamatani, Takumi Ogawa, Isao Tanaka

### P-132-J Comparison of inspiratory breath holding and free breathing in cardiac MRI T1 mapping by 3T MRI

#### 3TMRIによる心臓MRI T1mappingにおける吸気息止めと自由呼吸下での比較

鈴木 穂波(国立循環器病研究センター放射線部)

Honami Suzuki, Yasutoshi Ohta, Yasuhiro Nagai, Masaru Shiotani, Wataru Ueki, Tatsuhiro Yamamoto, Yoshiaki Morita, Keizo Murakawa, Tetsuya Fukuda

### P-133-J Magnetic resonance lymphangiography staging system for lower limb lymphedema

#### MR lymphangiographyに基づいた下肢リンパ浮腫ステージングシステムの提唱

曽我 茂義 (慶應義塾大学 放射線診断科)

Shigeyoshi Soga, Fumio Ohnishi, Shigeo Okuda, Ayako Mikoshi, Toshiharu Minabe, Masahiro Jinzaki, Hiroshi Shinmoto

### P-134-J Usefulness of 3.0T whole heart coronary MRA using compressed SENSE with high-acceleration factor

high-acceleration factor compressed SENSEを用いた3.0T whole heart coronary MRAの 有用性

吉田 学誉(財団法人自警会 東京警察病院 放射線科)

Takashige Yoshida, Kohei Yuda, Keishi Komiya, Yasutomo Katsumata, Masami Yoneyama, Jihun Kwon, Nobuo Kawauchi

### New applications

### P-135-J Development of a dynamic imaging method for gravitropism in plant using MRI

MRIを用いた植物の重力屈性の計測法の開発

中井 隆介 (京都大学 こころの未来研究センター) Ryusuke Nakai, Mitsuaki Toda, Takashi Azuma

# P-136-J MR microimaging of marsupial embryo and neonate specimens using a 4.7T vertical superconducting magnet

4.7T 縦型超電導磁石を用いた有袋類胚・新生仔標本のMRマイクロイメージング

宮坂 知樹 (筑波大学 理工情報生命学術院 数理物質科学研究群) Tomoki Miyasaka, Erika Takahashi, Sayaka Tojima, Shigehito Yamada, Yasuhiko Terada

### P-137-J **Detection of Fenoldopam-induced arteritis in rats using ex vivo/in vivo MRI** Ex vivo/in vivoMRIによるラットのFenoldopam誘発性動脈炎の検出

藤井 雄太 (大日本住友製薬株式会社 前臨床研究ユニット)

Yuta Fujii, Yuka Yoshino, Kazuhiro Chihara, Aya Nakae, Junichiro Enmi, Yoshichika Yoshioka, Izuru Miyawaki

## P-138-J Morphological observation of the prepupal to pupation stage of a Japanese beetle using 9.4T MRI

#### 9.4-T MRIを用いたカブトムシの前蛹から蛹化直後の体内の形態学的観察

池上 聖人 (東海大学大学院 工学研究科 電気電子工学専攻)

Shoto Ikegami, Dai Ishiyama, Toshiki Takahashi, Kaito Kimura, Takashi Inoue A., Masahumi Yoshida, Kinuko Niihara, Yoshiki Oda, Kagayaki Kuroda

### Brain: AI/ML/DS

#### P-139-J FASE vs. EPI: Image Quality and Diagnostic Performance on DWI with Deep Learning Reconstruction in Suspected Head and Neck Tumor FASE vs. EPI: 頭頸部腫瘍診断での拡散強調像の深層学習型再構成を用いた画質と診断能の検討

池田 裕隆 (藤田医科大学 放射線医学)

Hirotaka Ikeda, Yoshiharu Ohno, Kaori Yamamoto, Kazuhiro Murayama, Masato Ikedo, Masao Yui, Satomu Hanamatsu, Akiyoshi Iwase, Takashi Fukuba, Yuki Obama, Takahiro Ueda, Shigeki Kobayashi, Hiroshi Toyama

### P-140-J Verification of image quality improvement effect by applying Deep Learning Reconstruction to 1.5T MRI in hippocampus T2-weighted image 海馬のT2強調画像における1.5T MRIへのDeep Learning Reconstruction適用による画質向上 効果の検討

佐藤 吉海(さいたま市立病院 中央放射線科)

Yoshiomi Sato, Isao Fujita, Takashi Ishida, Katsuki Enomoto, Kiyoshi Ookuma, Hiromi Watanabe, Sayuri Kodama, you Ogawa, Yuuta Asami

# P-141-J Pyramidal tract visualization ability with automatic brain white matter extraction software in patients with brain arteriovenous malformations 脳動静脈奇形患者における脳白質自動抽出ソフトを用いた錐体路の描出能評価

鈴木 雄一 (東京大学 医学部 附属病院 放射線部)

Yuichi Suzuki, Yuki Shinya, Tsuyoshi Ueyama, Kentaro Sakata, Takahiro Iwasaki, Nobuhito Siato, Osamu Abe

## P-142-J Improving the Quality of Ultrashort TE 4D MR Angiography by Machine Learning

#### 機械学習による Ultrashort TE 4D MR Angiography の改善

和田 昭彦 (順天堂大学 医学部 放射線診断学講座)

Akihiko Wada, Yutaka Ikenouchi, Toshiya Akatsu, Toshiaki Akashi, Katsuhiro Sano, Shohei Fujita, Kanako Sato, Koji Kamagata, Junko Kikuta, Nobuo Tomizawa, Yayoi Hayakawa, Atsushi Nakanishi, Shigeki Aoki

### P-143-J Improved performance of deep-learning-based super-resolution of clinical brain images improved by decreasing reduction factor

Reduction factorの改善による臨床脳画像のディープラーニング超解像の性能向上

高橋絵里花(筑波大学大学院 数理物質科学研究科 電子·物理工学専攻)

Erika Takahashi, Tomoki Miyasaka, Satoshi Funayama, Daiki Tamada, Utaroh Motosugi, Hiroyuki Morisaka, Hiroshi Onishi, Yasuhiko Terada

### P-144-J Accelerated T1 weighted PROPELLER of the brain with model based deep learning

モデルベース深層学習を用いた頭部 T1 強調 PROPELLER 撮像の高速化

川村 元秀 (山梨大学医学部 放射線医学講座)

Motohide Kawamura, Daiki Tamada, Kazuyuki Sato, Masahiro Hamasaki, Satoshi Funayama, Tetsuya Wakayama, Utaroh Motosugi, Hiroyuki Morisaka, Hiroshi Onishi

### P-145-J Local pattern analysis in DWI and dMRI parameter maps for synthetic X-Q space learning

生成型X-Q空間学習のための拡散強調像および拡散MRIパラメタマップの局所パターン解析

增谷 佳孝 (広島市立大学大学院情報科学研究科)

Yoshitaka Masutani

### Urogenital

### P-146-J Investigation of Optimal Original Image b-value for Computed DWI in DWI Using FASE Sequence

FASE-DWIにおけるComputed DWIの最適な元画像b値の検討

朝倉 祐太 (東名厚木病院 放射線技術科)

Yuta Asakura, Takuya Ito, Takamasa Matsushima

### P-147-J Phantom study for optimal scan parameters of multi-NEX HASTE in Prostate MRI

前立腺MRIにおける multi-NEX HASTE法の至適撮像条件のファントム実験による検討

竹位 応輝 (独立行政法人 国立病院機構 京都医療センター 放射線科) Oki Takei, Takanobu Muroya, Kouji Matsuo

# P-148-J Multiparametric MR imaging in diabetic nephropathy: New insights to evaluate early diabetic nephropathy noninvasively

マルチパラメトリックMRIによる早期糖尿病性腎症の新たな非侵襲的検査法についての検討

山本 亮 (川崎医科大学 放射線診断学)

Akira Yamamoto, Tsutomu Tamada, Yu Ueda, Ayumu Kido, Takeshi Fukunaga, Atsushi Higaki, Akihiko Kanki

### P-149-J Evaluation of Image Quality in High-Spatial-Resolution Prostate MRI with Deep Learning Reconstruction

前立腺MRIにおける Deep Learning 画像再構成を用いた高分解能画像の画質評価

仲宗根進也(大阪大学医学部附属病院 医療技術部 放射線部門)

Shinya Nakasone, Hiroyuki Tarewaki, Yoshihiro Koyama

### P-150-J Pathological Features of Prostate Cancer with Suspected Extraprostatic Extension on Multiparametric MRI

マルチパラメトリックMRI上で被膜外浸潤が疑われる前立腺癌の病理学的特徴の検討

岡野 孔亮(防衛医科大学校放射線医学講座)

Kousuke Okano, Ayako Mikoshi, Fumiko Hamabe, Hiromi Edo, Kosuke Miyai, Hitoshi Tsuda, Keiichi Ito, Hiroshi Shinmoto

### P-007-E Evaluating the role of MRU in anterior male urethral strictures

Rastogi Rajul (Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India)

Neha Jain, Vijai Pratap

### P-008-E Comparison of Imaging Characteristics on CT and MR Urography in Urological Conditions

Rastogi Rajul (Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India)

Nitya Verma, Vijai Pratap

Friday, September **10** 12:10 - 13:00

Luncheon Seminar 1 Shape the new reality in MR with Next Generation Compressed SENSE ランチョンセミナー1 次世代 Compressed SENSE がもたらす MRIの未来 Chair : Satoshi Goshima (Hamamatsu University School of Medicine Department of Diagnostic Radiology & Nuclear Medicine) 座 長:五島 聡 (浜松医科大学 放射線診断学講座)

> Sponsored by Philips Japan, Ltd. 共催:株式会社フィリップス・ジャパン

### LS1-1 Accelerated imaging at Philips: a historical perspective

Marc Van Cauteren (Philips Healthcare)

- LS1-2 Increasing the speed and information content of MRI by AI-based reconstructions Matthias J. P. van Osch (Leiden University Medical Centre)
- LS1-3 Applying Next Generation Motion Free Compressed SENSE for demanding clinical applications

Next Generation Motion Free Compressed SENSEは臨床にどのようなベネフィットをもたらすか? Mamoru Niitsu (Saitama Medical University Hospital, Department of Radiology) 新津 守 (埼玉医科大学 放射線科)

Friday, September **10** 12:10 - 13:00

Room 2 (PACIFICO Yokohama North, 1F, G1)

Luncheon Seminar 2/ランチョンセミナー2

Chair: Kazuhiro Saito (Department of Radiology, Tokyo Medical University) 座 長:齋藤 和博 (東京医科大学 放射線医学分野)

Sponsored by Bayer Yakuhin, Ltd. 共催:バイエル薬品株式会社

### LS2 EOB-MRI interpretation and how to write a report EOB-MRIの読影とレポートの書き方

Masahiro Tanabe (Department of Radiology, Yamaguchi University Graduate School of Medicine) 田辺 昌寛 (山口大学大学院医学系研究科 放射線医学講座)

### Friday, September 10 12:10 - 13:00 Room 3 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G303+304)

### **Luncheon Seminar 3**

New Possibilities of MRI Diagnosis

### ランチョンセミナー3

新しいMRI診断の可能性

Chair: Shinji Naganawa (Department of Radiology, Nagoya University Graduate School of Medicine) 座 長:長縄 慎二(名古屋大学大学院医学系研究科総合医学専攻高次医用科学講座 量子医学分野)

Sponsored by Canon Medical Systems Corporation 共催:キヤノンメディカルシステムズ株式会社

### LS3-1 Value of 3D Synthetic MRI in Clinical Imaging 3D Synthetic MRI ~定量化と標準化がもたらす新たな価値~

Shohei Fujita (Department of Radiology, Juntendo University Graduate School of Medicine) 藤田 翔平 (順天堂大学 医学部・大学院医学研究科 放射線医学教室 放射線診断学講座)

### LS3-2 Estimation of water dynamics in the brain using T2 analysis T2解析による脳の水動態の推定

Koichi Oshio (Department of Radiology, Juntendo University Graduate School of Medicine) 押尾 晃一 (順天堂大学 医学部・大学院医学研究科 放射線医学教室 放射線診断学講座)

### Friday, September 10 12:10 - 13:00 Room 4 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G314+315)

### Luncheon Seminar 4

Collaboration with Urology for Imaging diagnosis of metastatic prostate cancer

### ランチョンセミナー4

転移性前立腺がんの画像診断と泌尿器科との連携

Chair : Shigeru Kiryu (Radiology, Graduate School of Medical Sciences, International University of Health and Welfare)

座 長:桐生 茂 (国際医療福祉大学 大学院医学研究科 放射線医学)

Sponsored by Janssen Pharmaceutical K.K. Medical Affairs Division 共催:ヤンセンファーマ株式会社 メディカルアフェアーズ本部

### LS4-1 Diagnostic and Treatment strategy for Advanced Prostate Cancer using WBMRI WBMRIを用いた進行性前立腺癌の治療戦略

Hiromichi Iwamura (Department of Urology, Hirosaki University Graduate School of Medicine) 岩村 大径 (弘前大学大学院医学研究科 泌尿器科学講座)

### LS4-2 Diagnosis of Bone Metastasis of Prostate Cancer - Features of Each Imaging Modality -

#### 前立腺癌の骨転移診断 ―各モダリティの特長を活かして―

Hiroyuki Horikoshi (Department of Diagnostic Radiology, Gunma Prefectural Cancer Center) 堀越 浩幸 (群馬県立がんセンター 放射線診断部門)

### Friday, September 10 12:10 - 13:00 Room 5 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G316+317)

### **Luncheon Seminar 5**

**Risk Management for Radiologists** 

#### ランチョンセミナー5

放射線診断医のリスクマネジメント

Chair: Yusuke Inoue (Department of Diagnostic Radiology, Kitasato University of School of Medicine) 座 長: 井上 優介 (北里大学医学部 放射線科学画像診断学)

Sponsored by GE Healthcare Pharma 共催:GEヘルスケアファーマ株式会社

### LS5-1 Clinical and physicochemical properties of MRI contrast agents MRI造影剤の特徴

Harushi Mori (Department of Radiology, Jichi Medical University)森墾(自治医科大学医学部 放射線医学講座)

### LS5-2 Risk Management for Radiology, learning and guidance from law cases 裁判例からみた放射線領域のリスクマネージメント

Junko Echigo (Department of Medical Safety, Toranomon Hospital) 越後 純子 (虎の門病院 医療安全部)

### Saturday, September **11** 11:40 - 12:30

**Room 1** (PACIFICO Yokohama North, 1F, G2)

### Luncheon Seminar 6

Shape the new reality in Neuro Advanced Imaging

ランチョンセミナー6

Neuro Advanced Imagingがもたらす進化したMRI

Chair: Kohsuke Kudo (Hokkaido University Graduate School of Medicine Department of Diagnostic Imaging) 座 長: 工藤 與亮 (北海道大学大学院医学研究院 画像診断学教室)

Sponsored by Philips Japan, Ltd. 共催:株式会社フィリップス・ジャパン

### LS6-1 Non-contrast Cerebral Vascular MR Angiography and Perfusion Imaging - Making an Impact with Super-Selective ASL -

非造影脳血管・灌流画像 - Super-Selective ASLのインパクト -

 Takashi Katsube (Shimane University)

 勝部
 敬 (島根大学医学部 放射線医学講座)

### LS6-2 Advanced techniques for diffusion Weighted Imaging and its utility in neuroradiology

#### 脳・頭頸部領域における拡散強調像の新技術とその有用性

Noriyuki Fujima (Hokkaido University Graduate School of Medicine Department of Diagnostic Imaging) 藤間 憲幸 (北海道大学大学院医学研究院 画像診断学教室)

### Luncheon Seminar 7/ランチョンセミナー7

Driving the innovation in Abdominal Oncology with AI

Chair: Kengo Yoshimitsu (Department of Radiology, Faculty of Medicine, Fukuoka University) 座 長: 吉満 研吾 (福岡大学医学部放射線医学教室)

Sponsored by Siemens Healthcare K.K. 共催:シーメンスヘルスケア株式会社

### LS7 Rapid acquisition of abdominal MRI: Clinical application of PI, CS and DL 腹部MRIにおけるPI, CS, DLの臨床応用

Yasunari Fujinaga (Department of Radiology, Shinshu University School of Medicine) 藤永 康成 (信州大学医学部画像医学教室)

### Saturday, September 11 11:40 - 12:30 Room 3 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G303+304)

### **Luncheon Seminar 8**

Advanced clinical applications and future of MRI

### ランチョンセミナー8

MRIの新たな臨床活用と将来展望

Chair: Takatoshi Aoki (Department of Radiology, University of Occupational and Environmental Health, Japan) 座 長: 青木 隆敏 (産業医科大学 放射線科学教室)

Sponsored by GE Healthcare Japan 共催:GEヘルスケア・ジャパン株式会社

### LS8-1 **Clinical Impact of Deep Learning Reconstruction in 1.5T MRI** 1.5T装置におけるディープラーニング画像再構成のインパクト

Kumiko Ando (Department of Diagnostic Radiology, Kobe City Medical Center General Hospital.) 安藤久美子 (神戸市立医療センター中央市民病院 放射線診断科)

#### LS8-2 Advanced musculoskeletal MRI: Future with bone imaging 骨軟部 MRI 最新トピック:骨イメージングへの期待

Taiki Nozaki (Department of Radiology, St Luke's International Hospital) 野崎 太希 (聖路加国際病院 放射線科)

### Saturday, September 11 11:40 - 12:30 Room 4 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G314+315)

### Luncheon Seminar 9

Key Points of Future Diagnostics Imaging in CNS Region

#### ランチョンセミナー9

エキスパートによる これからの中枢神経領域の画像診断 -おさえておくべきポイント -

Chair: Shinji Naganawa (Department of Radiology Nagoya University) 座 長:長縄 慎二(名古屋大学医学部放射線医学教室)

> Sponsored by Guerbet Japan KK 共催:ゲルベ・ジャパン株式会社

#### LS9-1 Advances in Brain Tumor MRI これからの脳腫瘍MRI

Takashi Yoshiura (Department of Radiology, Kagoshima University Graduate School of Medical and Dental Sciences)

吉浦 敬(鹿児島大学大学院医歯学総合研究科 放射線診断治療学分野)

### LS9-2 Advanced MR sequences as a key for diagnosis 診断のKeyとなる先進MR撮像法

Toshinori Hirai (Department of Diagnostic Radiology Kumamoto University) 平井 俊範 (熊本大学大学院 生命科学研究部 放射線診断学講座)

### Sunday, September 12 11:40 - 12:30 Room 1 (PACIFICO Yokohama North, 1F, G2)

### **Luncheon Seminar 10**

Deep learning reconstruction: Clinical impact in abdominal MRI

ランチョンセミナー10

ディープラーニング画像再構成:腹部MRIへの臨床インパクト

Chair: Takamichi Murakami (Department of Radiology, Kobe University) 座 長:村上 卓道 (神戸大学大学院医学研究科 放射線診断学分野)

> Sponsored by GE Healthcare Japan 共催:GEヘルスケア・ジャパン株式会社

#### LS10-1 Pelvis

#### 骨盤領域

Takahiro Tsuboyama (Department of Radiology, Osaka University Graduate School of Medicine) 坪山 尚寛 (大阪大学大学院医学系研究科 放射線統合医学講座 放射線医学教室)

#### LS10-2 Upper Abdomen 肝胆膵領域

Kengo Yoshimitsu (Department of Radiology, Fukuoka University) 吉満 研吾(福岡大学医学部放射線医学講座)

### Luncheon Seminar 11

Toward the Realization of Next-Generation MRI examination by AI and Quantification

#### ランチョンセミナー11

AIと定量化による次世代MRI検査の実現へ

Chair : Takashi Yoshiura (Department of Radiology Graduate School of Medical and Dental Sciences Kagoshima University)

座 長:吉浦 敬 (鹿児島大学大学院医歯学総合研究科 放射線診断治療学分野)

### LS11-1 Developing practical applications supporting MR diagnosis by use of AI technology in Fujifilm

富士フイルムのAI技術を活用したMR診断支援機能の実用化への取り組み

Yoshinori Itai (FUJIFILM Corporation, Medical Business Div., IT Solution Div.) 板井 善則(富士フイルム株式会社メディカルシステム事業部 ITソリューション部)

### LS11-2 Trials for Daily Clinical Implementation of Tissue Specific Parameters Mapping Using QPM

QPMを用いた組織特異的パラメーター画像の日常診療実用化の取り組み

Masafumi Harada (Department of Radiology, Graduate School of Biomedical Sciences, Tokushima University)

原田 雅史(徳島大学大学院 医歯薬学研究部 放射線医学分野)

### Sunday, September 12 11:40 - 12:30 Room 3 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G303+304)

### Luncheon Seminar 12/ランチョンセミナー12

Toward the Realization of Next-Generation MRI examination by AI and Quantification

 Chair: Tetsu Niwa (Diagnostic Radiology, Tokai University School of Medicine)

 座長: 丹羽
 徹 (東海大学医学部専門診療学系画像診断学)

Sponsored by Eisai Co., Ltd. 共催:エーザイ株式会社

### LS12 Safe use of contrast agents : including rare adverse effects 造影剤の安全使用:まれな副作用を含めて

Yoshito Tsushima (Department of Diagnostic Radiology and Nuclear Medicine, Gunma University Graduate School of Medicine)

対馬 義人 (群馬大学大学院医学系研究科 放射線診断学核医学)

Sponsored by FUJIFILM Healthcare Corporation 共催:富士フイルムヘルスケア株式会社

### Sunday, September 12 11:40 - 12:30 Room 4 (PACIFICO Yokohama North, 3F, G314+315)

### Luncheon Seminar 13

The frontier of cardiovascular imaging diagnosis powered by Canon DLR-MRI

#### ランチョンセミナー13

Canon DLR-MRIが切り拓く循環器画像診断

Chair: Noriko Oyama-Manabe (Dept. of Radiology, Jichi Medical University Saitama Medical Center) 座 長: 真鍋 徳子(自治医科大学総合医療第一講座放射線科)

> Sponsored by Canon Medical Systems Corporation 共催:キヤノンメディカルシステムズ株式会社

### LS13-1 Practical Use of 1.5T DLR-MRI for Cerebral Cardiovascular Diseases 脳心血管疾患における 1.5T DLR-MRIの活用

Shingo Kato (Department of Diagnostic Radiology, Yokohama City University Graduate School of Medicine) 加藤 真吾(横浜市立大学大学院医学研究科放射線診断科)

### LS13-2 The new standard for cardiovascular MRI achieved by Vantage Centurian Vantage Centurianが実現する循環器MRIのNew Standard

Kanae Miyake (Department of Advanced Medical Imaging Research, Kyoto University Graduate School of Medicine)

三宅可奈江(京都大学医学研究科 高度医用画像学講座)

Saturday, September 11 10:35 - 11:35 Room 1 (PACIFICO Yokohama North, 1F, G2)

#### **Sponsored Seminar**

Update on diagnostic imaging in neuroradiology

スポンサードセミナー

神経放射線領域 画像診断アップデート

Chair: Yukio Miki (Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Graduate School of Medicine, Osaka City University)

座 長:三木 幸雄(大阪市立大学大学院医学研究科 放射線診断学・IVR学教室)

Sponsored by Bayer Yakuhin, Ltd. 共催:バイエル薬品株式会社

#### SS-1 High-resolution Intracranial Vessel Wall MR Imaging in Cerebrovascular Diseases 臨床に役立つ脳血管障害の画像診断:血管壁イメージングの活用法

Kazuhiro Murayama (Joint Research Laboratory of Advanced Medical Imaging, Fujita Health University School of Medicine)

村山 和宏 (藤田医科大学医学部 先端画像診断共同研究講座)

SS-2 Diagnosis of Brain Tumors by Quantitative MRI: Focusing on Diffusion Models 定量的MRI解析による脳腫瘍診断:拡散モデルを中心に

Osamu Togao (Department of Molecular Imaging and Diagnosis, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University)

栂尾 理(九州大学大学院医学研究院分子イメージング・診断学講座) Morning Seminar Cutting edge of MR Safety of patients with IMD's モーニングセミナー 医療機器植込み患者のMR安全性の最前線 Chair: Takayuki Obata (Institute for Quantum Medical Science, QST)

座 長:小畠 隆行 (QST量子医科学研究所)

Sponsored by MEDIE Co., Ltd. 共催:メディエ株式会社

### MS1-1 Recent developments in standards to support the scanning of patients with active implants

能動型医療機器を植込んだ患者のスキャンをサポートする最新の規格動向

Michael Steckner (CANON MEDICAL RESEARCH USA, INC.)

### MS1-2 Practical interpretation of MR conditionality described in standards and package inserts

MR適合性に関する規格・添付文書とそれらの検査現場での解釈

Kagayaki Kuroda (School of Information Science and Technology, Tokai University) 黒田 輝 (東海大学情報理工学部)

Friday, September **10** 17:30 - 18:30

Room 1 (PACIFICO Yokohama North, 1F, G2)

**Evening Seminar 1**/イブニングセミナー1

MR Neurology - Advanced Postprocessing

Chair: Yukio Miki (Diagnostic and Interventional Radiology, School of medicine & Graduate School Of Medicine, Osaka City University)

座 長:三木 幸雄 (大阪市立大学大学院医学研究科 放射線診断学・IVR学)

Sponsored by Siemens Healthcare K.K. 共催:シーメンスヘルスケア株式会社

### ES1 Latest Diagnosis Supporting Function for Brain MRI : Focusing on Cinematic Rendering and Brain Morphometry

頭部MRIの最新診断支援機能: Cinematic Rendering と Brain Morphometry を中心に

Kazuhiro Tsuchiya (Department of Radiology, JR TOKYO GENERAL HOSPITAL) 土屋 一洋 (JR東京総合病院放射線科)

### **Evening Seminar 2**

New developments in MR safety for patients with implantable cardiac devices

### イブニングセミナー2

心臓植込みデバイス患者のMR安全性に関する新たな展開

Chair: Masafumi Harada (Department of Radiology, Tokushima University Graduate School) 座 長:原田 雅史 (徳島大学大学院医歯薬学研究部放射線医学分野)

### ES2-1 Current and future perspectives for MRI in patients with implantable cardiac devices

心臓植込みデバイス患者のMRI撮像における現状と今後の課題~循環器科医の立場から~

Haruhiko Abe (Division of Cardiology, Department of Heart Rhythm Management, University of Occupational and Environmental Health, Japan)

安部 治彦 (産業医科大学医学部不整脈先端治療学)

### ES2-2 Studies on post-marketing safety measures for medical devices used in combinations with other companies' products 他社製品を組み合わせて使用する可能性のある医療機器の市販後安全対策に関する研究 ~厚生労働省研究事業における取り組み~

Atsuko Miyajima (Division of Medical Devices, National Institute of Health Sciences) 宮島 敦子 (国立医薬品食品衛生研究所 医療機器部)

## ES2-3 New challenges and solution clue for MR safety in patients with implantable cardiac devices

心臓植込みデバイス患者のMR安全性に関する新たな課題と解決の緒~ MR研究者の立場から~

Kagayaki Kuroda (Department of Human and Information Science, School of Information Science and Technology, Tokai University)

黒田 輝 (東海大学情報理工学部情報科学科)

### Saturday, September **11** 18:00 - 18:50

**Room 1** (PACIFICO Yokohama North, 1F, G2)

### **Evening Seminar 3**

MRI with MED-EL Cochlear Implants - Practical Experience at the hospital in Europe

### イブニングセミナー3

MRI with MED-EL Cochlear Implants - Practical Experience at the hospital in Europe

Chair : Tosiaki Miyati (Faculty of Health Sciences, Institute of Medical, Pharmaceutical and Health Sciences, Kanazawa University)

座 長: 宮地 利明 (金沢大学保健学類)

Sponsored by MED-EL Japan 共催:メドエルジャパン株式会社

### ES3-1 MRI Compatibility of Cochlear Implants

Martin Zimmerling (Head of Implant Development-R&D, MED-EL Worldwide Headquarters)

### ES3-2 CI and MRI: A mandatory feature in Simultaneous Vestibular Schwannoma Resection and CI

Christoph Arnoldner (Department of Otolaryngology, Medical University of Vienna)

### ES3-3 Magnetic Resonance Imaging in patients with Cochlear Implants - A radiologist's experience

Ursula Schwarz-Nemec (Department of Biomedical Imaging and Image-Guided Therapy, Division of Neuroradiology and Musculoskeletal Radiology, Medical University of Vienna)

# **Special Lecture**

特別講演

#### SL1 What one is thinking at the dawning of MRI medical care in Japan 我が国のMRI医療黎明期に考えていたこと

今井 裕

東海大学 医学部 画像診断学

Yutaka Imai

私が最初にMRIに出会ったのは、1988年に米国ペンシルバニア大学のKressel教授のもとで体部MRIの診断グループに加わり、日々の診療の 傍ら前立腺癌の診断のための体腔内コイルの開発や直腸癌のMRI診断に携わった時である。前立腺癌の治療方針、すなわち手術か、保存的療法 かの決定は、癌の被膜浸潤の有無にあったが当時のボディコイルを用いた装置では診断が難しく、これを可能にすることが体腔内コイル開発の 目的であった。また同大学のLenkinski教授と米軍のレーダーを専門とする技術者から表面コイルの原理を教えて頂き、種々の表面コイルや体 腔内コイルを作成する機会を得られた事も良い経験であった、1989年に帰国後も、前立腺癌のほか消化管癌の診断について病理組織像と対比し ながら研究をしていたが、同じ年にハーバード大学から帰国した同僚の樋口は、位相エンコードを変えながら180°パルスを繰り返して画像を得 るFast SEを完成させ、これによりすべてのMRIの画質は大幅に向上した。その後、広い撮像範囲と高いSNRを両立させる複数のコイルを用い たアレイコイルが登場し、体腔内コイルも連結することにより局所の癌の浸潤のほかリンパ節転移の診断精度も向上した。同僚の高原は、2003 年頃から躯幹部領域における拡散強調像の活用に精力的に取り組んでいた。通常のMRIでは難しい全身の癌の検出への応用を目標に研究を進 か、最終的には自由呼吸下で広範囲の撮像が可能となりDWIBSと命名した。現在では前立腺癌の骨転移の診断として広く普及している。後に 拡散強調像のヒストグラム解析は、直腸癌の化学療法後の治療効果判定にも重要な情報を提供し、腫瘍の残存の有無を診断する手立てを得るこ とができた。我々は、多くの優秀な先人達から教えて頂いた技術やMRI装置の進化により、まだ誰も知らない、目に見えない情報をいかにMRI から引き出し、治療方針の決定に結びつけられるかを目標にした挑戦の時代の中にいた。

#### The essence of pulse sequence development パルスシーケンス開発の本質

押尾 晃-順天堂大学医学部 放射線科

Koichi Oshio

SL2

パルスシーケンスはMR装置においてデータ取得の順序を記述した、一種のコンピュータプログラムである. MRIのモダリティとしての強みは、 このパルスシーケンスを切り替えることでハードウェアの変更なしに多様な情報が得られる点にある.しかし,近年のMR技術の著しい進歩の 結果、皮肉なことにMR技術はユーザーおよび開発者の両者にとって非常に複雑で理解が難しいものになってきた、本講演では、パルスシーケ あるいはパルスシーケンス開発というものの全体を俯瞰的に眺め、その本質はどこにあるのか、今後どういった方向に進むべきかといっ たことを立ち止まって考えてみたい

これまでMR技術は非常に速いスピードで発展してきたが,近年はパルスシーケンス自体は技術として成熟してきており,代わって画像再構成 や後処理に開発のウェイトが移っていく傾向が見られる.しかしこのことは必ずしもパルスシーケンスの重要性の低下を意味しない. -ザー側,例えば画像診断医から見た時,目的とする情報を得るために最適なパルスシーケンスは何か,パラメータはどう設定すべきかとい うプロセスは非常に重要で、診断プロセスの一部と考えることもできる. MRIで何ができるかではなく、MRIを使ってどう問題を解決するかという問いが今後益々重要になってくると思われる.

現在のMRシステムは必要以上に複雑化,ブラックボックス化しているが,これは技術の継承を考えるとさらに深刻な問題となってくる.今後 この複雑化した技術を整理,統合することは開発側,ユーザー側の双方にとって重要である.これは開発者側ではシーケンスの原理に関わる部 分とシステムプログラムを分けることであり,ユーザー側ではそれぞれのシーケンスの画像コントラストの原理を明示的に示すことを意味する. これを成し遂げた上で次世代に向けてパルスシーケンスの専門家を育てる必要がある.

#### SL3 Deep Learning and Compressed Sensing Magnetic Resonance Imaging

#### Chang-Beom Ahn

#### Kwangwoon University

Deep learning (DL) is a powerful method to replace or to supplement existing algorithms in various fields. Artificial deep neural networks are the basic architecture of deep learning, inspired by the processing of information in

Kurageour University
Weights on the properties of the probability dependence of the properties of the properises of the properties of the properties of the properti

# **ASMRM/JSMRM-KSMRM/JPC Joint Symposium**
curacy

0.886

0.877

0.866

0.67

0.887

#### KJ1-1 Assessment of XGBoost and F-score feature selection in improving the predictive performance of machine-learning-based radiogenomics model on glioblastoma patients

Khanh Le

Taipei Medical University



erences e NQK, Do DT, Chiu F-Y, Yapp EKY, Yeh H-Y, Chen C-Y, XGBoost Improves Classification of MGMT Promoter Methylation Status in 11 Wildtype Glioblastoma J, Pers. Med. 2020; 10(3):128. e NQK, Hung TNK, Do DT, Lam LHT, Dang LH, Huynh TT. Radiomics-based machine learning model for efficiently classifying scriptome subtypes in glioblastoma patients from MRI. Comput. Biol. Med. 2021, 132, 104320.

#### 0.4 0.6 False Positive Rate ng GBM transcriptome subtype using XGBoost and F-score feature selection

0.

0.0 0.2 Proneural (AUC = 0.854)

0.8 1.0

#### KJ1-2 Accelerating Magnetic Resonance Fingerprinting Using Hybrid Deep Learning and Iterative Reconstruction

Peng Cao<sup>1</sup>, Di Cui<sup>1</sup>, Yanzhen Ming<sup>1</sup>, Varut Vardhanabhuti<sup>1</sup>, Elaine Lee<sup>1</sup>, Edward Hui<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Diagnostic Radiology, The University of Hong Kong, <sup>2</sup>Department of Rehabilitation Science, The Hong Kong Polytechnic University

Purpose: To accelerate magnetic resonance fingerprinting (MRF) by developing a flexible deep learning reconstruction method. Methods: Synthetic data were used to train a deep learning model. The trained model was then applied to MRF for different organs and diseases. Iterative reconstruction was performed outside the deep learning model, allowing a changeable encoding matrix, i.e., with flexibility of choice for image resolution, radiofrequency coil, k-space trajectory, and undersampling mask. In vivo experiments were performed on normal brain and prostate cancer volunteers to demonstrate the model performance and generalizability.

Results: In 400-dynamics brain MRF, direct nonuniform Fourier transform caused a slight increase of random fluctuations on the T2 map. These fluctuations were reduced with the proposed method. In prostate MRF, the proposed method suppressed fluctuations on both T1 and T2 maps.

Conclusion: The deep learning and iterative MRF reconstruction method described in this study was flexible with different acquisition settings such as radiofrequency coils. It is generalizable for different in vivo applications.

#### KJ1-3 AI and Radiomics Research in Head and Neck Tumors 頭頸部腫瘍における AI/radiomics 研究の現状と課題

國松 聡

国際医療福祉大学 三田病院 放射線科

#### Akira Kunimatsu

A wide variety of tumors can occur in the head and neck region. In the literature, the applications of AI and radiomics analysis in head and neck tumors include differential diagnosis, detection of metastatic lymph nodes, estimation of human papillomavirus infection status, and determination of treatment response. While many radiologists are interested in preoperative differential diagnosis, the latter three topics are very important in relation to treatment planning, risk stratification, and improved survival. In this session, we will first review AI and radiomics studies using head and neck MRI, and then discuss the practical use of AI and radiomics analysis for head and neck tumors. Secondly, we will discuss the challenges in translating these research findings into clinical practice.

# **ASMRM/JSMRM-KSMRM Joint Symposium**

#### KS1-1 AI and Radiomics into Clinical Workflow in Brain Tumor

Ji Eun Park

Department of Radiology and Research Institute of Radiology, Asan Medical Center

To be adopted in clinical practice, deep learning and radiomics must address unmet needs or improve existing situations. A conceptual framework for evaluation of the comparative accuracy of new diagnostic tests was developed by Bossuyt et al., and it consists of the following: 1) replacement situation, 2) triage situation, and 3) add-on situation.

The replacement situation is when a new test differs from existing methods in various ways, including improved accuracy, ease, comfort, and speed, and may replace existing tests. In triage, the new test is used before the existing test or testing pathway, and only patients with a particular result on the triage test continue on the testing pathway. Add-on test scenarios may also be positioned after the existing pathway, and the use of these tests may be limited to a subgroup of patients. The matched clinical scenarios in neuro-oncology are tumor segmentation to replace manual segmentation, detection-based triage in brain metastasis, and radiomics to supplement existing information.

In this lecture, potential application of deep learning and radiomics in the clinical workflow will be discussed. Also, the infrastructure is a critically appraised topic to be discussed for clinical implementation.

### KS1-2 AI / radiomics in neuroradiology : focused on brain tumor and neurodegenerative disease

Yoon Seong Choi

Department of Radiology, Yonsei University College of Medicine

In this talk, the application of radiomics and deep learning in imaging of brain tumor (i.e. glioma) and neurodegenerative diseases (i.e. Alzheimer's disease) will be reviewed.

With the attempt to extract the information given images beyond human cognition, radiomics analysis has been actively utilized, especially in brain tumor imaging. The combination of machine learning and radiomic features yielded excellent performances that has not been preceded by conventional statistical approach. This strength has led to publication of so many papers with radiomics approach till now. However, limited generalizability and reproducibility are important issues in radiomics analysis, as there is a lack of standardization in the complicated preprocessing and feature computation.

Deep learning, whereby the image information is learned and extracted by convolutional neural network, has a strength that it learns the relevant features directly from the images without the need for hand-crafted feature extraction that limits the model reproducibility. Deep learning models can be divided into two categories: A. discriminative model, whereby the model predicts something (i.e. class) based on features, such as 1) lesion segmentation, 2) classification, or 3) prognostication; and B. generative model, whereby the model generate 'features' based on noises with/without classes. Given that the sample size is limited and the size each neuroimaging data is relative large, various approaches have been attempted to overcome this characteristics of neuroimaging. As examples of these variable approaches in neuroimaging, several previous papers on glioma and Alzheimer's disease will be briefly reviewed in this talk.

Nonetheless, a few characteristics of neuroimaging need to be considered when building deep learning models; 1) Limited sample size, large data size per sample – It is relatively hard to get large dataset of brain tumor images, and brain MRI is a3D structure with various (at least 3) sequences; 2) Voxel values (i.e. MRI signal intensities) are not just number, but represent microscopic pathophysiology; 3) Aside from brain tumor voxel values, 3D anatomical structure also has pathophysiological meaning by itself. For example, some specific brain area (such as frontal lobe, eloquent area, subependyma, etc.) are more frequently involved in the gliomas with specific tumor behavior (i.e., gene mutation, or worse prognosis).

### KS1-3 AI prediction model for paediatric Ultrafast MRI brain protocol

#### Phua Hwee TANG

KK Women's and Children's Hospital

Background : Retrospective review of the MRI brain done in the hospital over the 2 year period which showed a substantial number of normal MRI brains, particularly when the indication did not adhere to guidelines.

Potential solution was explored with ultrafast 5 minute MRI brain protocol that had been carried out in adults and this protocol was then optimized for the paediatric population.

Aim : To create a model to ensure correction selection of patients with low risk of having significant brain abnormalities for the ultrafast MRI brain protocol.

Materials and methods : MRI brain orders were retrospective reviewed and manually classified as to whether they adhered to American College of Radiology guidelines.

A variety of models were explored to distinguish between MRI orders that were ordered according to guidelines or not. Models explored were logistic regression, K-nearest neighbor, random forest, XGBoost, Bidirectional long short term memory (Bi-LSTM)) recurrent neural network.

Models were trained on 2470 cases and tested using 2711 cases.

Results : Bi-LSTM showing best performance with an area under curve (AUC) of 0.89. Graphic user interface was created using LIME (Local Interpretable Model-Agnostic Explanations) to clearly demonstrate how model does the triage.

#### KS1-4 AI applications to neuroradiology 神経放射線分野へのAI応用

植田 大樹

大阪市立大学大学院医学研究科 放射線診断学·IVR 学

Daiju Ueda

Cerebral aneurysms are often detected using MRA, but interpretation is a delicate, time consuming process. Our first contribution to neuroradiology was to create a model to provide support for interpreting MRA. We collected MRA images of confirmed cerebral aneurysms from four facilities to develop our model. The development data set, which provided training and validation data, included 748 aneurysms from 683 examinations. The test data included 649 aneurysms in 521 examinations collected from a hospital cohort and 80 aneurysms in 67 examinations collected from a clinic cohort. The sensitivity was 91% and 93% for the hospital and clinic test data sets, respectively. Furthermore, the assistance of the model increased the number of aneurysms detected by radiologists by 4.8–13% compared with the initial reports.

Our next neuroradiology work was in interventional radiology. Misregistration artifacts occur when the patient undergoing the procedure moves, so the mask image no longer aligns with the live image. We hypothesized that an AI method that generates vascular images without requiring mask images would be capable of preventing misregistration artifacts altogether. We trained our AI model on 10,751 DSA image pairs without misregistration artifacts. Then we quantitatively evaluated the model on 1,346 images without misregistration artifacts and visually evaluated the model on 711 images with artifacts. The AI-generated images showed high similarity to the artifact-free DSA images, with SSIM of 0.97 and PSNR of 40.21. The AI-generated images were judged by readers to be more clinically useful.

These two applications to neuroradiology demonstrate the flexibility of AI to provide support to neuroradiologists and neurointerventionalists as well as open up new possibilities.

### KS1-5 AI in Mental Illness

Meiyun Wang

#### Department of Radiology, Henan Provincial People's Hospital

AI is very helpful in imaging mental illness. Signal loss in blood oxygen level-dependent (BOLD) functional neuroimaging is common and can lead to misinterpretation of findings. We reconstructed compromised fMRI signal using deep machine learning (DCGAN). Intriguingly, BOLD time series extracted from reconstructed frames are correlated with the original time series, and moreover, reconstructed functional connectivity maps exhibit good correspondence with the original connectivity maps, indicating that the model recovers functional relationships among brain regions. Critically, the reconstructions capture individual-specific information. Deep machine learning thus presents a unique opportunity to reconstruct compromised BOLD signal while capturing features of an individual's own functional brain organization. Neuroimaging studies of psychotic disorders have demonstrated abnormalities in structural and functional connectivity involving widespread brain networks. Based on reconstructed compromised fMRI signal, we employed a novel approach to defining individual-specific functional connectivity in patients diagnosed with schizophrenia, schizoaffective disorder, or bipolar disorder with psychosis, and identified neuroimaging features that track psychotic symptoms in a dimension- or disorder-specific fashion. Using individually specified functional connectivity, we were able to estimate positive, negative, and manic symptoms that showed correlations ranging from r = 0.35 to r = 0.51 with the observed symptom scores.

# **Symposium**

シンポジウム

#### SY1-1 History, current status, and future prospects of whole-body MRI 全身 MRIの歴史と現況,将来展望

高原 太郎

東海大学 工学部 医用生体工学科

Taro Takahara

全身MRIはまずDWIなしで始まり、STIRやT1WIによる評価が行われていた.その後,病変の鋭敏な検出を主な目的としたDWIを部分的に 加えることが試みられたが、一気に全身DWI撮像を可能にした方法論がDWIBS法である.

1. 加点内容

なった。

認定84施設

I 全身 MRI に対する加点

MRI 撮影において、一定の基準を満たす全身

MRIを撮影した場合は、基本点数(1,330~

1,620 点)に、新たに 600 点が加算されることに

重要なポイントとしては、「認定されなくても

2004年に考案され現在に至るが、2020年の診療報酬改定 で、認定施設における前立腺癌骨転移検索を対象とした検 査を対象として加算(600点)が付与されたことで、国が 認めた正式な検査項目となった、加算がつかない殆どの施 設においても、この全身MRIは保険適応検査として実施可 能で、むしろ患者にとっては安価に繰り返し受診できるメ リットがある(全身MRI7,000円程度、造影CT 12,000 円程度、PET-CT 30,000円程度).

□14(2), 101 01 30,000 f # (0,7) 1 = 101 30,000 f = 101 30,000 f = 100 100,000 f = 10

## SY1-2 Technical factors in DWIBS DWIBS撮影における技術的要素

堀江 朋彦

東海大学医学部付属病院 診療技術部 放射線技術科

#### Tomohiko Horie

この報告ではDWIBS撮影における技術的要素として、まず自然呼吸下におけ る体幹部DWIについて2005年に室らが報告した動態ファントムによる検討 を紹介しながら、伸縮や捻れのない単純な定速運動は、拡散を助長しないこと を示す、次にDWIBS撮影法の変遷として、peripheral vascular coil やsynbody coilによるsliding coil法を用いたmulti-stationによる横断面収集が基 本として始まり、その後digital coilの登場により冠状断面収集へ移行してき た経過や1.5Tから3Tへの静磁場強度の移行についても触れる.さらに、現在 もなおDWIBS撮影の課題といえるEPI収集による画像歪みの改善、そして安 定した脂肪抑制効果を得るための技術や工夫について自験例および他施設事例 を挙げながら紹介する.最後に、今後期待される技術として、SPLICE (SEと STE両方収集) によるTSE-DWI, C-SENSEとEPIを併用するEPICSを用い たDWIBS撮影の可能性について述べる.



加算600点





#### 1. 増点内容

2020年の診療報酬改定において,<u>直径 5cm 以</u> 下の転移性脊椎腫瘍、5 個以内のオリゴ転移に対 する定位放射線治療(SRT)が保険収載された。 定位放射線治療とは、限局した小腫瘍に対して 局所制御の向上と周囲臓器への有害事象の低減を 目的に多方向から照射する技術と照射する放射線 を病変に正確に照準する技術の両者を満たすもの で<sup>3</sup>、その<mark>診療報酬点数は 63,000点</mark>となっている。 該当項目のQR コードを図5に示す。

従来の骨転移に対する前後対向2門照射で 30Gy/10分割の照射点数が840点×10回の8400 度であることを考えるとインパクトは大きい。

2004年初期DWIBS 2021年現DWIBS

## SY1-3The Reimbursement system and the road to insurance coverage for whole body MRI<br/>保険収載の仕組みと全身 MRI 収載の道のり

#### 田中 良一1,2

<sup>1</sup>欧州ビジネス協会(EBC)医療機器・IVD 委員会 診療報酬部会,<sup>2</sup>シーメンスヘルスケア株式会社

#### Ryoichi Tanaka

はじめに、本邦の保険収載は、医療技術の患者への均てん化として重要な制度です。その中で、今回保険収載された全身 MRI 撮影加算は、2013 年より団体から医療技術の適正評価を厚労省へ提案し、2018年

度の診療報酬改定では、MR学会からも申請され、2度目の2020 年度の改定申請で、保険収載されています.

高度診断機器であるMRIに於ける診療報酬点数は,薬剤や特定 医療保険材料と異なり,医師の技術料として,撮影料,基本診断 料,管理料,そして先進技術料等に大別されています.この先進 医療技術料に心臓MR加算,乳房MR加算,鎮静化MR加算等が 保険収載されてきました.

全身 MRI加算においては、BodyDWI研究会へ、団体陳情時に 研究会をご案内し、厚労省も見学頂きましたが、撮影や評価方法 もバラツキがありました。その後、研究会は、Evidenceを積み 上げ、医療技術評価提案書として学会より申請され、前立腺がん の全身骨転移検索、骨シンチの更新として評価を受けて、前回の 改定で保険収載されました。

今後企業は、イノベーション技術の適正評価を得る為に使用実績 を踏まえた再評価制度の創設を求めており、安定的に患者への早 期の寄与で貢献できればと考えています.



## SY1-4 Changes in treatment strategies for prostate cancer by DWIBS DWIBSがもたらす前立腺癌に対する治療戦略の変化

吉田宗一郎 東京医科歯科大学大学院 腎泌尿器外科学

Soichiro Yoshida

転移性ホルモン感受性前立腺癌に対して、LATITUDE criteriaによるリスク分類やCHAARTED criteriaによるvolume分類による薬剤選択, metastatic burdenに応じた前立腺への放射線治療の適応,さらに転移数に応じ転移部位への標的放射線療法の適応が検討されるようになって いる.そのため、転移性ホルモン感受性前立腺癌の治療戦略を検討する上で、転移部位や転移量の評価の重要性は非常に高い.前立腺癌の評価 において、DWIBS法を用いた全身MRIは、PSMA-PET,choline-PETと共に、next generation imagingと称され、その有用性が評価され ている.これらにより、前立腺癌の転移部位や転移量のより詳細な評価が可能となるため、stagingや新規画像診断所見で分類した際のリスク分 類やvolume分類の評価が変化し、治療戦略へ大きな影響を及ぼすこととなる.また、去勢抵抗性前立腺癌の画像的な病勢評価には、骨転移の 活動性評価が重要となるが、従来の画像法による造骨型骨転移における早期の治療効果評価には限界があった.拡散強調MRIは、造骨型、溶骨 型に関わらず骨転移の活動性評価に優れているため、DWIBS法を用いた全身MRIにより、去勢抵抗性前立腺癌の活動性病愛の気が限られているため、DWIBS法を用いた全身MRIにより、古動性病変の数が限られている法勢抵抗性前立腺癌(oligo progressive cancer)に対する標的放射線療法の有効性が効 されてるようになっている.現在の前立腺癌に対する治療戦略は、従来の画像診断による評価に基づき構築されているものが多いため、新規画 の構築が進んでいくと考えられる.

#### SY1-5 Stereotactic radiotherapy and DWIBS 定位放射線治療とDWIBS

境野晋二朗

すずかけセントラル病院 放射線治療センター

Shinjiro Sakaino

定位放射線治療は患者の固定制度を担保し腫瘍に対して集中的に放射線を照射する照射法である。全身MRI保険収載と時を同じくして転移性脊 椎腫瘍,オリゴ転移に適応拡大となった、オリゴ転移とは原発巣が制御され、少数で限られた部位のみに転移がある状態で,病巣への手術や放 射線治療等の局所治療が予後を改善する可能性が報告されている。定位放射線治療の診療報酬は63000点であり,これは全身MRIの600点の加 算の105回分に相当する。DWIBSは骨転移検出に優れ,無被ばく,非造影,安価であるためがん患者様の経過観察に用いやすい。DWIBSで 再発,転移腫瘍を早オリゴ転移で発見することできれば,患者様の予後を改善するだけでなくMRIの加算点数以上に病院の収益も改善させると 考えられる。今回は私の施設での全身MRI撮像ルーチン,DWIBS検査が定位放射線治療につながった症例の紹介,その他の放射線治療におけ るDWIBSの利用法について紹介する。

### SY1-6 Incidentaloma in WB(whole body)-MRI

Whole body MRIにおける incidentaloma について

片平 和博

熊本中央病院 放射線科

Kazuhiro Katahira

前立腺癌骨転移に対するWB(whole body)-MRIの有用性が多く報告されるようになってきた.特に骨転移に対する経過観察に有用性が高く CT/骨シンチとの組み合わせよりも優れる点が多い.他にも非侵襲性・骨転移の早期発見・治療効果判定など有用性は多岐に渡る.ただし広範 囲撮像であるがため予期しない病変(incidentaloma)に遭遇することも少なくない.本来WB-MRIは病変検出のためのスクリーニング検査であ り詳細な病変評価を目的としていない.そのため前立腺癌骨転移評価目的で行われるWB-MRI検査前同意書には"本検査はあくまでも前立腺癌 の骨転移を検出するための広範囲検査であり,病変局 所の詳細な評価を目的とした検査ではありません.本検査で異常所見が見つかった場合, 後日改めて精査を必要とする場合もあります.また,前立腺癌局所,リンパ節転移,骨転移以外の遠隔転移巣,播種巣,他臓器の癌や大動脈瘤 などの偶発所見は本検査による診断の対象外となっていることを予めご了承ください. "等の文面を加えることを推奨している.とはいえ拡散 強調画像が持つ高いコントラスト分解能であるがゆえ,前述のように臨床的に明らかな異常陰影を偶然に発見することも少なくない.本来体幹 部拡散強調画像は病変コントラストが高いという意味でPET like imagingである上にT1WI/T2WI/STIR/chemical shift imaging等の通常 MRI画像を含むためスクリーニング検査としては多くの情報を得ることが可能である.当院ではWB-MRIを始めて約16年経過し約5000例程 度の検査を行ってきたが,incidentalomaとして多くの病変を経験した.これらは偶発腫瘍(悪性腫瘍をはじめとして),炎症・感染性病変(膿 瘍含む),その他(下肢静脈血栓症など)に大別されるが,これらの具体例提示を主体として概説したい.

SY Day 1

#### SY1-7 Volume analysis and ADC display technology for whole-body diffusion-weighted MRI 全身拡散強調 MRIのボリューム解析と ADC 表示技術

阪本 剛 株式会社 PixSpace

Tsuyoshi Sakamoto

【背景】全身を撮影する拡散強調MRIの普及が始まっている.被曝が生じない,糖尿病患者でも撮影可能,差杖にかかる費用の面から治療経過のフォローアップを目的とした撮影が大きなメリットとさて,普及に至っている.【課題】拡散強調MRIによる病態の評価は病変部が高輝度に表示されるため,その量を視覚的に表現する方法が一般的であった.しかし,視覚評価では観察者による差異が生じるため,高輝度ピクセルを定量化し,病変部を容積として評価する方法が求められていた.さらにADCの計測も,計測箇所によってバラツキが生じるため,抽出された容積全体での評価が求められていた.【結果】拡散強調画像から背景信号を抑制し,自動的に高輝度のピクセルを抽出するプログラムを開発した.これによって全身の拡散強調MRIから病変部の容積を求めることが可能である.さらに病変部として特定された全てのピクセルのADC値を統計的に解析し,代表値としてADCの中央値を表示している.また,全身の拡散強調MRIから抽出された病変部をADC値を力ラー化して表示する技術を開発した.【考察】病変部を容積とADC値の推移で治療の経過を評価することが可能になった。すでに前立腺がんに由来する遠隔転移や多発性骨髄腫の治療効果を判定する研究などに実績がある.また拡散強調MRIの最大値投影表示(MIP表示)の病変部をADC値によるカラー表示を施すことで,病変ごとのADCの変化を視覚的に把握することが可能になった.これによって放射線治療計画への判断材料として有効に活用されることを期待している.

## SY1-8Using artificial intelligence to solve the shortcomings of DWIBS<br/>DWIBS の短所を解決する人工知能の利用

平原 大助 1,2,3, 高原 太郎

<sup>1</sup>原田学園 経営企画室 人工知能教育・研究開発チーム,<sup>2</sup>聖マリアンナ医科大学 医学研究科 医療情報処理技術応用研究分野,<sup>3</sup>東北大 学 医学系研究科 画像診断学分野,<sup>4</sup>東海大学 工学部 医用生体工学科

Daisuke Hirahara, Taro Takahara

DWIBS検査はコントラスト分解能に優れ,放射線被ばくがなく繰り返し検査可能であることから,がんの全身分布の把握や治療経過 観察に適している.しかし,(1)単位時間あたりの信号収集効率が悪いこと,(2) PETに比較して不要な構造物の描出が多めで,読影の支障になること,また(3) MRIの良さであるマルチパラメトリックな アプローチは読影時間を増加させること,に課題がある.

人工知能は深層学習の登場により飛躍的な進化を遂げ,特に画像での利用は,ときに人間を上回るパフォーマンスを達成することが知られている.そこで深層学習による上述の課題解決について検討した.

(1)については、ノイズ除去モデルを作成した.(2)については、脾臓 信号除去モデルを作成した.また(3)については、DWIBSと脂肪抑 制T2強調画像に対して診断補助モデルを作成し検討を行った.

ノイズ除去モデルの評価をSSIMで実施し、テスト画像で0.907という高いスコアが得られた.嚢胞所見検出モデルと拡散低下所見検 出モデルのテストデータでのAUCはそれぞれ0.950と0.871という結果が得られた.

深層学習モデルのDRCN(Deeply-Recursive Convolutional Network)を利用した超解像についても検討を行った.





#### SY2-1 Introduction: current problem and limitation in pediatric MRI Introduction:小児MRIにおける現状,問題点

#### 丹羽 徹

東海大学医学部専門診療学系画像診断学

Tetsu Niwa

小児においては、MRI検査における静止困難,鎮静剤の必要性、対象が小さい、呼吸や心拍動が早くアーチファクトが生じやすいなど、成人 と比べ撮像上不利な点が多い.また、小児画像検査は、一般的な施設では検査の頻度が高くない、疾患が特殊、遺伝性/代謝性疾患など多部位に 病変が及ぶこともあるなど画像診断を進める際における特殊性もある.よって臨床での画像診断では特に体幹部ではCTがまず選択されること が多いと思われる.近年のMDCTの普及により小児CTは比較的安定して短時間で画像が得られるようになってきた.一方でCTでは被ばくが あるため、検査回数や範囲は最小限にとどめる必要がある.

近年MRIの高速化、S/Nの向上、体動補正などのアプリケーションの向上により小児MRIが以前より施行しやすくなってきている.本シンポジウムでは、小児CTの被ばくを減らし、MRIで臨床に有用な情報を提供するにはどうしたらよいかを考える機会とする.

#### SY2-2 Utilization of MRI for pediatric lung disease 小児肺疾患における MRIの活用

野澤久美子 神奈川県立こども医療センター 放射線科

Kumiko Nozawa

肺は空気を多く含む臓器で、組織のプロトン密度が低く、磁化率効果による信号減衰が早いことや、心拍や呼吸の動きによるアーチファクトな どの理由から、MRIでの画像化が難しい臓器のひとつであった.近年、ultrashort TE(UTE)を用いた撮像法の開発により、肺MRIの画質を 向上させることが可能となり臨床応用での報告が増えている. Pointwise encoding time reduction with radial acquisition(PETRA)はUTE を用いた撮像法のひとつで、従来の撮像法に比べて空間分解能に優れ、安静呼吸下の撮像でも肺や気道についての評価が可能となり、静音シー ケンスとしての利点も持ち合わせる.

当センターでは、胎児診断で先天性嚢胞性肺疾患と診断された児の出生後画像診断にMRIを積極的に取り入れ、小児の中でも特に放射線感受 性の強い新生児期の被ばく低減に役立てている。また、悪性固形腫瘍症例の治療効果判定や治療後経過観察として施行するMRI検査にPETRA を組み込み、肺を評価する目的で行うCTの一部を代用することや、肺評価を目的としたMRI画質向上のために開発された3D-UTE stack of spirals vibe(3D-USV)という新たな撮像法についての研究にも取り組んでいる。肺や気道の評価はCTが gold standard であるが、撮像技術の 進歩とともに臨床応用の拡大が進むことは、MRIが肺疾患の評価においても小児の被ばく低減に寄与する有用なツールになり得ることが期待さ れる。

本シンポジウムでは、当センターでの肺MRIへの取り組みについて、症例を呈示しつつどのように臨床応用しているかを紹介する.

## SY2-3 Challenge to evaluate fetal bone morphology with MRI MRIによる胎児の骨形態評価への挑戦

谷 千尋

広島大学病院 放射線診断科

Chihiro Tani

胎児MRIは胎児超音波検査に付加する情報が得られるとして、胎児の中枢神経、呼吸器、泌尿生殖器、消化管疾患などが疑われる場合に施行され、出生前診断の有用な検査法としての地位を確立している。一方で、胎児の骨系統疾患の診断においては胎児超音波検査に続く精査として胎児MRIではなく、胎児CTが選択される。これは胎児CTが胎児の骨格全体を容易に把握することができ、さらに各々の骨形態の評価も可能であることが理由である。CT装置の進歩により、被ばく線量をかなり低減しても胎児の骨評価が可能となっており、胎児の骨系統疾患の診断において重要な役割を担っている。しかしながら、被ばく線量をゼロにすることはできない。そこで、我々は所謂 "Black bone" imageに注目し、MRIで胎児の骨形態評価ができないか

MRI Chi.2017 が急許価がですないが と考えた、T2\*強調像に基づいた骨描 出のための新たなシーケンスの設定を 行い,我々の施設の解剖学教室に保管 されている胎児標本を使用しMRIと CTを撮影,両者における骨描出を比 較検討する研究を行った.この研究の 結果,MRIによる胎児の骨形態評価の 可能性,実現に向けた課題などについ て報告させていただく.



#### SY2-4 Change The Story, Change The Future: MRI Scan for Children ~Solution to a Pediatric MRI~ Change The Story, Change The Future: MRI Scan for Children ~小児MRI検査の課題解決~

小野浩二郎<sup>1,2</sup>

1千葉県こども病院 検査部 放射線科,2千葉大学大学院融合理工学府 基幹工学専攻

Kojiro Ono

"放射線被ばくのない"画像検査法のひとつであるMRI検査は、小児診療の「医療の質」に大きな構造変化をもたらした.一方で、"平等"な MRI検査が提供される日本において、すべての子ども達たちが"公平"にMRI検査の恩恵を受けるためには、まだまだ多くの課題に満ちてい る.本講演では、小児MRI検査の課題解決について、自身の臨床や研究の知見を述べる.それらの課題解決が小児MRI検査に関わる「医療の 質」にどのような影響をもたらすかを、「医療の質」を評価するDonabedianモデルの3つの側面【構造:structure】・【過程:process】・【結 果:outcome】から各々に当てはめて解説したい、具体的には、(1)小児疾患へのMR Angiography、Quantitative MRI(DCE-MRI, BOLD-MRI)の活用による【結果:outcome】の変化、(2)プリパレーションをはじめ検査説明や検査中の映像視聴などの"医療体験"の【過程: process】の変化がもたらすストーリー、(3)MRI禁忌とされる「心臓ペースメーカー"心外膜リード"」が先天性心疾患児の診療に用いられる 現状とその【構造:structure】を変えた先の未来、の3つのエピソードについて話す.医療の質は【構造:structure】・【過程:process】・【結果: outcome】の順に変化が生じる、小児MRI検査における1つのアクション(課題解決)が、子ども達のストーリーを変え、僕たちの未来に繋が ることを信じている.たくさんの"想い"を背負ったMRI検査が"価値"となって、1人でも多くの子ども達とその家族に届くことを期待してい る.

## SY2-5 Utilization of whole-body MRI in pediatric patients with hereditary tumor predisposition syndromes

小児遺伝性腫瘍における全身MRIの活用

野崎 太希

聖路加国際病院 放射線科

Taiki Nozaki

Li-Fraumeni症候群(LFS)をはじめとする遺伝性腫瘍症候群は、生涯にわたり高率にがんを発症する疾患群である.2016年に米国がん学会 (AACR)の分科会として開催されたChildhood Cancer Predisposition Workshopでは、小児遺伝性腫瘍の至適なサーベイランスとケアの基 準を策定し、2017年にClinical Cancer Research誌に17件の論文として報告した.その後、本邦でも厚労科研費による研究班が結成され、 2019年にLFS診療ガイドラインが発表になり、がんサーベイランスについての推奨が示されている.そもそも、LFSをはじめいくつかの遺伝 性腫瘍ではCT、PET-CTなどの画像検査で用いる放射線被ばくを可能な限り回避する必要があり、全身MRIによるサーベイランスの必要性が 言われている.またその有効性についての論文もLancet oncology誌を含めて、近年、とくに欧米からの研究報告が増えてきている.本講演で は、小児遺伝性腫瘍の患者における全身MRIについての有用性や問題点について、海外からの論文報告や本邦でのガイドラインで述べられてい ることに触れながら、本邦での今後の動きについて述べたい.また現時点での実行可能性、そして問題点や改善点についても議論できればと考 えている.

## SY3-1A brief history of MRMS & the 20th anniversary award<br/>はじめに:20年の歩みと論文賞の紹介

小畠 隆行

QST 量子医科学研究所

Takayuki Obata

2001年に創刊した会雑誌Magnetic Resonance in Medical Sciences (MRMS) もおかげさまで順調に発展を遂げ,今年 Vol. 20の節目を 迎えました. 20年の長きにわたりアクティブな活動を継続してこられたのも,学会員のみなさまの論文投稿などでのご貢献や,多方面にわたる ご支援によるものと,心より感謝申し上げます.

今回のシンポジウムでは前半では20周年を祝して、20周年論文賞を受賞されました名古屋大学の長縄慎二先生と、MRMSと密接な連携関係 にある日本医学放射線学会誌 Japanese Journal of Radiology 編集委員長の興梠征典先生にご講演していただきます。後半では国際ジャーナル にアクセプトされる論文の作成に必要な医学統計について、大阪市立大学の新谷歩先生に、また論文作成法や査読との向き合い方などをMRMS 編集委員でもある京都大学の片岡正子先生にご講演いただきます。

私自身はこれらのご講演に先立ち, MRMSの20年の歩みと今後の戦略について簡単に紹介するとともに, 今回の20周年論文賞の選考の過程 などをお話しさせていただきます.

どのご講演もより良い研究と論文制作のための道しるべとなるものと確信しております.広い層の方々に興味深くご参加いただけるシンポジ ウムとなっておりますので,是非,皆さまのご参加をお待ちしております.

SY3-2My strategy for research publication; Triple "3" and Triple "S"<br/>研究から論文発表までの戦略;私のトリプルスリーとトリプルS

長縄 慎二

名古屋大学 医学部 放射線科

Shinji Naganawa

20周年最優秀論文賞として以下の論文を選出していただきました.編集委員会および関係各位に深謝いたします.これは特に血液脳関門の破綻のない被検者においても、通常量ガドリニウム造影剤静脈内投与4時間後に、大脳基底核の血管周囲腔と脳脊髄液が造影されるという内容です. 線状型でもマクロ環状型の製剤でも同様の結果でした.当時としては教科書的な常識に反する内容でした.2016年にe-pubとなり2017年に正式に出版されています.2016年頃は、ガドリニウム脳沈着が大きな問題となっており、ガドリニウムが脳内に入る経路について多くの議論がありました.本論文は、ガドリニウムが脳脊髄液経由で脳内に入ること、当時話題になり始めたGlymphatic systemがガドリニウムの脳内方布に関与していることを示唆しており、2021/5/27現在、web of scienceで52回の引用が確認されています.また高被引用論文(いわゆるトップ)1%論文)にweb of science上で選ばれていた時期もありました.本講演では、本論文の発表に至った経緯とその後の展開をご紹介しつつ、私が日頃から、研究発案、実施、論文発表に至る過程で大切にしていることをお示しして、若い研究者の皆様に多少なりとも参考のようなものをお示しすることを目指します.副題については講演中に述べる予定です.Naganawa S, Nakane T, Kawai H, Taoka T. Gd-based Contrast Enhancement of the Perivascular Spaces in the Basal Ganglia. Magn Reson Med Sci. 2017 Jan 10;16(1):61-65.

### SY3-3 Suggestions from the Editor-in-chief of Japanese Journal of Radiology Japanese Journal of Radiology 編集委員長からの提言

興梠 征典 門司メディカルセンター

Yukunori Korogi

国内の代表的な放射線科関連ジャーナル4誌(ANM, JJR, JRR, MRMS)はそれぞれの役割を有している。日本では、国内ジャーナルに対 して関心が低い現状が指摘されてきた。投稿先として欧米のジャーナルを優先する傾向があることは事実だが、徐々に意識は変化してきている。 また各誌のインパクトファクターも順調に伸びてきている。全ての放射線科関連ジャーナルが一緒に成長し、世界でのプレゼンスを共に上げて いくのが、目指すべき姿であろう。JJRがMRMSから学ぶことは多くあるが、ここではJJR編集委員会が行ってきた取り組みを紹介することに より、MRMSとともに成長して行く戦略を考える契機となればと思う。総合的な対策として、Deputy Editor制、つまりDeputy Editorが Editor-in-chiefから独立して、自分の責任で査読業務を行うシステムを採用した。これにより、Editor-in-chiefがより全体のマネジメントに 専念できるようになった。また冊子体を廃止し、完全電子化した。JJR認知度向上の取り組みとして、総会と秋季大会でJJRセミナーを行ってい る.これは「正しい査読の仕方」や「英語論文の書き方」などのテーマによる教育セッションである。また投稿の動機付けのため、JJR優秀論 文賞を独立させ、受賞者数も増やした。さらに冊子体廃止に伴う費用削減を原資の一部として、学会員の論文に対しのPen access費用補助を開 始した。RSNA受賞演題および総会・秋季大会の推薦演題をInvited Reviewとして積極的に掲載しており、引用が多いためIFに貢献している。 ほか、いわゆるウインウインの関係を築くべく、各国のRadiology関連ジャーナルとのコラボを推進しており、すでにイタリア、フランス、ト ルコなどとInvited Reviewの交換を開始している。 医学ジャーナルを取り巻く環境の激変の中、JJRやMRMSはまさに嵐の海に浮かぶ小舟の ようだとも言えよう。協力しながら荒波を乗り越えていきたいと願っている。

#### **SY3-4** Common Pitfalls in Statistical Analysis for Diagnostic Imaging 画像診断の統計解析における陥りやすいピットフォール

新谷 步

大阪市立大学大学院医学研究科

Ayumi Shintani

本公演では特に画像診断の領域で必要となる統計手法について以下の4つのテーマに絞って説明します.画像診断の一致性を調べる場合 intraclass correlationやカッパ,ピアソンやスピアマンの相関係数などが用いられますが,相関があるからと言って一致するわけではありませ ん.相関と共に用いられるBland-Altman図は視覚的に系統的なデータの一致性を調べることが可能です.Bland-Altman図では,誤差の許容 範囲(limits of agreement;LOA)を表すLOAが,臨床的に事前に臨床的に決められた範囲内に入れば,2つの測定方法は同等である(一致 性がある)と解釈することができます.診断の正確性を調べるときに,感度・特異度とはせてROCなどが用いられますが,ROCを用いた解析 が乱用されている傾向があります.例えばROCを用いて求められる検査の閾値に関しては,信頼区間が計算されず結果の信頼性について軽んじ られていたり,患者背景が考慮されていないなど,統計的に改善の余地が大いにあります.また,ROCから得られる情報は非常に少なく,近年 ROCに替わる指標として近年Net Re-classification Improvement NRIや,Integrated Discrimination Improvement (IDI)等が開発されて います.多変量解析は年齢や既往歴,生物マーカー値など臨床的な指標と組み合わせることによって,画像診断の精度向上を調べる場合等に用 いられますが,画像診断領域における多変量回帰の使い方についてはあまり知られていません.データのクラスター複数の異なる部位の画像を 用いる場合や,時間を変えて撮影された画像を用いる場合は,混合効果モデルや一般化推定方程式のようなより最新の解析手法を用いる必要があ ります.

**SY3-5** How to write a paper to be accepted by an international journal: Reviewer's point of view 国際ジャーナルにアクセプトされるための論文の書き方,査読者は何を見ているのか?

片岡 正子

京都大学大学院医学研究科 放射線医学講座(画像診断学・核医学)

#### Masako Kataoka

研究を行った.興味深い成果が得られた.学会でも発表し良い反応が返ってきた.次は,論文投稿である.できれば英語で世界中の人に読んで もらいたいと英文国際ジャーナルに出すことを考える人も多いであろう.ただ,ここからあっさりと論文が通る人はおそらく一握りであろう. 複数の投稿誌とのやり取りを経て初めて日の目を見る論文の方が多く,多忙な業務の中に埋もれたまま日の目を見なかった論文はさらに多いと 推測される.論文のアクセプトに関しては,研究のデザインから測定,方法論といった多くのプロセスが関与するが,本講演ではプロセスの後 半で論文をまとめる段階,および投稿の際のやり取りに焦点を当てたい.特に,演者を含め査読者として論文を読む立場から,どのように書か れた論文であれば採択につながるのかについて検討する.査読者としても豊富な経験を有するMRMS誌の編集委員へのアンケート結果も取り入 れつつ,査読者・編集者が論文査読の過程で特に重視している点とその理由,査読作業中に気づく論文執筆の盲点や,よくある間違いについて 取り上げる.査読は面倒ではあるが,十分な査読をへて出版とする課程で論文の質は向上し,多くの読者にとって役に立つ論文,画像医学にお して言文スづくりにつながる.また,査読者側に立った経験からはじめて見えてきた論文の改善点は自らの論文作成の質向上にも還 元できる.これからMRMS誌をはじめとして英文誌に投稿を考えている方々にとって本口演が役に立つものになれば幸いである.

#### SY4-1 Signal and Noise in MRI System MRIシステムにおける信号と雑音

尾藤 良孝, 越智 久晃

富士フイルムヘルスケア株式会社

Yoshitaka Bito, Hisaaki Ochi

MRI計測の再現性は、研究においても臨床検査においても近年益々重要性が増している.再現性を阻む要因としては、計測データに混入する不 要な情報であるノイズが挙げられる.ノイズには様々な種類があるが、例えば、本来意図していない磁気共鳴信号から実在しない構造が派生す るアーチファクトや、被験者やMRI装置から発生する熱雑音などがある.特に、磁気共鳴信号の強度はこれらノイズに比較して十分大きいとは 言えないため、再現性を向上するにはノイズの影響を抑制することが肝要である.

本講演ではMRIの信号とノイズについて概説したのち,主に熱雑音について,発生原因と再現性向上のための方策について詳説する.熱雑音の 原因は,被験者内部に存在する分子のブラウン運動と,信号伝送経路に存在する自由電子の熱振動とに大きく分類される.前者により発生した 電磁波はRFコイルで磁気共鳴信号に重畳した形で受信,電気信号に変換され,さらに信号伝送路において後者の熱雑音が重畳されていく.この ノイズを含んだ信号は,AD変換器でデジタルデータに変換され,複数RFコイルによる信号合成や画像再構成,さらに解析処理を経て評価すべ き指標へと変換されていく.この過程において,信号に混入した熱雑音は画像や評価指標の誤差へと伝播していく.MRI計測の再現性を向上す るためには,このような熱雑音などのノイズの発生を抑制するとともに、制約された検査時間の中で,ノイズに起因する誤差伝播を最小に抑え るようなRF技術や計測シーケンス・パラメータ,データ処理方法を適用することが重要である.

### SY4-2 How level MRI noise is acceptable? - Understanding of characteristics and evaluation methods - MRIノイズはどこまで許容されるのか? ~特性と評価法の理解~

畑 純-

東京都立大学 大学院人間健康科学研究科

Junichi Hata

磁気共鳴画像法(Magnetic Resonance Imaging: MRI)において,信号とノイズの関係は非常に重要な性能指標のひとつである.また,計測 時間とノイズ量はトレードオフの関係にあり,臨床MRIとしてどちらをどれだけ優先するか常に天秤にかける必要がある.通常の構造画像では コントラスがつけばよい,領域境界がわかればよいが,近年活発に開発が進められている定量値画像ではより高度なノイズ特性を理解する必要 がある.ノイズは送受信をおこなうRFコイルや電子回路などでは,Gause分布やRayleigh分布となり,通常用いられるMRI画像(絶対値画 像)ではRician分布となる特性を持っている.本項ではこういったノイズの特性や信号雑音比(Signal noise ratio: SNR)の計測方法を概説 し,またその重要性,基準などに関してまとめて報告をする.

#### SY4-3 Advances in MR fast imaging techniques and image quality evaluation 高速撮像法の進歩と画質評価

町田 好男

東北大学 大学院医学系研究科 保健学専攻

#### Yoshio Machida

MRIの撮像法(高速撮像法)の進歩は凄まじく、その方法論も多様である.本シンポジウムのテーマ「臨床MR画像の適切な測定法と工夫」の 中で与えられた仮題は、「圧縮センシング(CS)画像の画質評価」であったが、少し広めに、高速撮像の進歩の中での画質評価法について考えた い.撮像の高速化は、当初はMRI固有のパルスシーケンス技術の発展によるところが大きかった。k空間データを素早く揃えるアプローチであ り、画像再構成は基本となるフーリエ変換に必要な補正を加えたものといえた。これに対してパラレルイメージング(PI)以降の技術では、間 引き収集を伴うものが多い.画像再構成は、コイル感度や画像のスパース性など何らかの追加情報を加味して実行するより複雑なものとなり、 非線形処理も伴うようになってきた.そのため、画質も被検体に依存して変化し得ることになる.一方倫理上の問題から、臨床に先立つボラン ティアでの評価が難しくなり、ファントムでの評価の重要度が増している。ただしファントムで何が模擬できているかはなかなか難しい.緩和 時間は意識することは多いが、例えば被検体の全体的な形状も画質に影響を与える.臨床との関係でいえば、こうしたファントムでの基礎的評 価の限界も踏まえつつ、臨床画像の評価と対比し、さらなる改善を目指すということになるのであろう.本シンポジウムでは、こうした対応を 意識しながら、我々が行ってきた圧縮センシングのノイズや解像特性の画質評価例も提示し、話題提供としたい.

### SY4-4 How to place an ROI at MR elastography?; precision vs accuracy MR elastographyの測定の実際; ROIの置き方

吉満 研吾

福岡大学医学部放射線医学教室

Kengo Yoshimitsu

新しい技術を世に出す際に必ず検証すべきことは、それが既存の技術に比べ優れているか否か、また十分に再現性のある検査法かどうかを明確にすることである。MRエラストグラフィ(MRE)が本邦で保険適用となって10年弱が経とうとしているが、病理学的な肝線維化グレードとの相関の良さについてはエビデンス(FO-2 vs F3-4鑑別でAUC 90%以上)がほぼ確立されていると言える一方で、再現性については、「同一人物で19%以上の差が出て初めて95%の信頼区間を以て有意に変化したと言える」というかなり幅のある解釈が求められている。これは偏に測定の関心領域(ROI)の置き方が一定しないことに起因すると考えられる。実際、北米放射線学会のQIBA(Quantitative Imaging Biomarkers Alliance) MRE biomarker committeeにおいてのここ数年の話題がROIの置き方であることは、米国においてもこの問題の重要性が認識されていることの表れであろう。

我々は全国多施設でMREの再現性に関する研究を行った結果を昨年の日本医学放射線学会総会で発表した。本シンポジウムではその結果をもと に、日本におけるMRE測定の現状での問題点を明らかにし、今後の方向性を論じたい。

## SY4-5Watch your step in quantitative diffusion MRI: Artifacts and pitfalls<br/>定量的拡散 MRIでは足元にご注意を:アーチファクトとピットフォール

飯間 麻美

京都大学医学部附属病院 先端医療研究開発機構 放射線診断科

Mami Iima

Echo-planar imaging (EPI)は、高いSNRを保ったまま高速MRイメージングが可能であり、スキャン内の動きに対する感度が低いことから、 拡散強調画像の撮影においてよく用いられている。しかし、EPIにはいくつかの限界がある。例えば、EPIは、被験者固有の不均一な磁化率や傾 斜磁場の渦電流に起因する幾何学的な歪みが生じやすい。また、磁化率の影響や化学シフトアーチファクトにより、画像がぼやけてしまうこと もある。このアーチファクトは、中心部から離れた箇所を基準とする点(オフアイソセンタースキャン)、特徴的な解剖学的構造や、空気で満た された肺や胸壁の近い点などから、乳房でよく発生する。アーチファクトにより拡散強調画像が幾何学的に歪み、腫瘍の位置や描出の精度が低 下してしまう。RESOLVEのような高度なシーケンスを用いると、歪みが軽減し、空間分解能が向上するかもしれないが、撮影時間が長くなる という代償を伴う。最大磁場の不均一性を低減するためには、シミングによる調整が必須である。乳房のEPI関連アーチファクトを低減するた めには、脂肪の抑制も不可欠である。脂肪は拡散低下と関連するため、脂肪抑制が不良だと、乳房組織との部分的な体積効果により乳癌病変と 誤認してしまう可能性もある。さらに、(スキャンの間での) バルクな被験者の動きや拡散エンコーディング勾配パルスによって引き起こさない 渦電流は、その方向や強度によっては異なる撮影(b値=0と高b値など)間のミスレジストレーションを生じる可能性がある。本講演では、こ のような乳房における拡散強調画像に特有のアーチファクトを紹介し、定量的な拡散MRIを解釈する際に確認すべき点、ADCなどの定量的な 拡散計測をより正確に行う方法、DWIの標準化への方法につき概説する。

#### SY5-1 Intraoperative Magnetic Resonance Imaging contributes to improving neurosurgeon's skills 術中MRIは脳神経外科医のスキルアップに貢献している

松前 光紀<sup>1</sup>, 西山 淳<sup>1</sup>, 黒田 輝<sup>2</sup>

1 東海大学医学部外科学系脳神経外科学領域,2 東海大学情報理工学部

Mitsunori Matsumae, Jun Nishiyama, Kagayaki Kuroda

When treating gliomas, neurosurgeons aim to obtain a good functional outcome by maximizing the extent of tumor removal without damaging eloquent areas with important neurological functions. In fact, ioMR imaging was created to meet the needs of these neurosurgeons, as well as to overcome neurosurgeons' conflict between the desire to remove as much as possible of

the glioma and the limitation of preserving important neural function. MR imaging is needed intraoperatively, since diagnosis, both pre-operative and postoperative, is performed based on MR imaging. This presentation provides a clear understanding of the development and current context of ioMR imaging for those who are active in technical, clinical, and research areas in the fields of radiology.



### S

#### SY5-2 Smart Cyber Operating Theater (SCOT) Centered on Intraoperative MRI 術中MRIを核としたスマート治療室SCOT

村垣 善浩 1,2, 岡本 淳<sup>1</sup>, 齋藤 太一<sup>1,2</sup>, 田村 学<sup>1,2</sup>,新田 雅之<sup>1,2</sup>,川俣 貴一<sup>2</sup>,正宗 洋<sup>1</sup> 賢<sup>1</sup>,伊関 1 東京女子医科大学 先端生命医科学研究所 先端工学外科学, 2 東京女子医科大学 脑神経外科

Yoshihiro Muragaki, Jun Okamoto, Taiichi Saito, Manabu Tamura, Masayuki Nitta, Takakazu Kawamata, Ken Masamune, Hiroshi Iseki

手術"エラー"の原因として必要な機器が揃ってない37%、組合わせや設定ミスが43%との報告がある。そこで我々は、滅菌空間を提供する 従来手術室と異なり、部屋自体が単体医療機器として治療を遂行するスマート治療室(Smart Cyber Operating Theater: SCOT)を5大学12 企業とAMEDの支援下で、3施設で3タイプSCOTを開発した.

術中MRI装置を核とした基本機器をパッケージ化した basic SCOTを2016年広島大学(栗栖薫前教授チーム)に導入し,悪性脳腫瘍や骨腫 場等に使用、産業用ミドルウェア(OpeLiNK)によりを機器(20機器)をネットワーク化したStandard SCOTを信州大学(本層一時前教授) に導入し世界初症例含め下垂体腺腫含めた良性腫瘍も対象とした。戦略デスクは時間同期した多種デジタルデータを表示、振り返りやコメント 機能も稼働し、相互通信や"お絵かき"機能によって術中フローサイト結果や削除範囲の遠隔助言に有用であった。結果を予測するAI導入とロ ボット化を目指した hyper SCOT のデモ版を2016年,臨床版を2019年女子医大に導入し覚醒下手術含めて神経膠腫中心に施行した.

術中MRIは残存腫瘍の確認、誤差の少ないナビゲーション、術中出血や遺残金属等のインシデント同定に極めて有用であり、200+例で重大 なインシデント・アクシデントはなく、平均摘出率は約90%で1ヶ月以内の再手術(0%)はなかった. 手術の意思決定に必要な情報を網羅するSCOTと戦略デスクは遠隔手術支援に最適なシステムであり、上級医が5G等の高速通信で遠隔地か

字柄の意志決定に必要な情報を納維するSCOTと戦略アスクは遠隔字柄交援に最適なシステムであり、工転医がSG等の高速通信で遠隔地から 戦略デスクでの支援する方法,SCOTが病院を飛び出して(mobile SCOT)災害救急現場で救命医の手術を遠隔地から専門医が支援する未 来が考えられる、更に,他科腫瘍手術や血管外科への応用,ICUや病棟へのシステム展開も目指している。 スマート治療室は,精確な意思決定の支援と高度均霑化に貢献し,精密誘導治療を行う単体医療機器となる。

#### SY5-3 Fully electronically steered phased arrays for MRI-guided therapy

Kullervo Hynynen

University of Toronto/Sunnybrook Research Institute

A modular transducer and driving technology was created that allows large phased array systems with thousands of independent transducer elements to be built for thermal ablation. The transducer modules were manufactured using technology reported earlier that allows the electrical impedance of the transducer elements to be controlled and matched with the driving RF-line. The 64 RF-signals were generated by custom miniaturized ASIC electronics developed in-house. Each transducer module contains grid of 8x8 elements with center-to-center spacing of half wavelength. We have used this technology to assemble a 6000+ element array and used it for animal testing and clinical uterine fibroid treatments. We have also built a conformal array system with over 4000 elements for the BBB modulation for image-guided drug delivery into the brain. Both the transducer and the driving technology was made MRI-compatible such as that MRI guidance and monitoring could be used. The 6000+ element array was built in the MRI scanner table such that the patient is positioned on top of the array. MR imaging is used to localize the fibroid and then MR-thermometry is used to map the temperature elevation. T1-weighte contrast enhanced scans are used to map the ablated non-perfused tissue after the sonications. The patient treatments demonstrated good ablation efficiency without the need of mechanical movements.

Similar device was constructed for MRI-guided brain treatments by placing the transducer modules on a helmet that can be placed around the head. A prototype device was tested using ex vivo human skulls with an in vivo rabbit head inside the skull. The sonications demonstrated controlled BBB permeability enhancement in the brain in the MRI targeted locations. Multi-point sonications demonstrated precise electronic steering. The focusing through the skull showed effective aberration correction and ability to perform the sonications using noninvasive treatment planning.

Overall, our experiments and clinical trial demonstrate that high power MRI-guided focused ultrasound phased arrays with full electronic control are feasible and clinically practical. This technology enhance the practicality of MRI-guided interventions by making devices less expensive, easier to manufacture and use and by allowing fast beam steering that is not feasible with the current clinical devices.

#### SY5-4 Focal Therapy for localized prostate cancer based on the localization with MRI-Transrectal ultrasound fusion image-guided prostate biopsy

核磁気共鳴画像-経直腸的超音波画像融合画像ガイド下生検による癌局在診断にもとづく前立腺癌標的局所療法

直<sup>1</sup>, 杠 総一郎<sup>1</sup>, 花田いずみ<sup>1</sup>, 小川 貴博<sup>1</sup>, 中野まゆら<sup>1</sup>, 武笠 杏樹<sup>2</sup>, 小泉 憲裕<sup>2</sup>, 橋田 和靖<sup>3</sup>, 長谷部光泉<sup>3</sup>, 小路 哲<sup>1</sup> 宮嶋

1 東海大学医学部 外科学系腎泌尿器科学,2 電気通信大学 大学院情報理工学研究科,3 東海大学医学部付属八王子病院 画像診断科

Sunao Shoji, Soichiro Yuzuriha, Izumi Hanada, Takahiro Ogawa, Mayura Nakano, Anju Mukasa, Norihiro Koizumi, Kazunobu Hashida, Terumitsu Hasebe, Akira Miyajima

【背景・目的】近年, Multi-parametric MRI (MpMRI)の前立腺癌検出における有用性が示された. さらに, MRIと経直腸的超音波画像 (transrectal ultrasound, TRUS)の融合技術を活用させることにより, MRI情報をリアルタイムに活用した生検や治療が可能となり, 従来困難 であった前立腺内部の癌局在診断にもとづく治療戦略が期待されている. 本シンポジウムでは, われわれが取り組んでいる限局性前立腺癌に対 する癌標的局所療法(Focal Therapy)の臨床成績と展望について示す. 【方法】対象は, 血清 PSA 値が 20ng/ml以下で, MRI-TRUS融合画像 ガイド下生検(BioJet<sup>™</sup>, D&K Technologies GmbH, Germany)により癌局在が診断された症例. 癌局在領域に対して, 高密度焦点式超音波療 法(HIFU) (Sonablate<sup>™</sup>500, SonaCare Medical, USA)によるアブレーション治療を実施した. 【結果】対象は180症例. 年齢中央値は70歳, PSA 中央値は7.11ng/ml, リスク群別症例数は, 低リスク群48例, 中リスク群, 82例, 高リスク群50例であった. 治療時間中央値は48分間 で, 全例が24時間以内に尿道カテーテルが抜去され, 退院した. 治療1カ月後の造影MRIでは, 全治療区域の血流消失が確認された. 経過観察 期間中央値は24カ月間(12-54)で, 生化学的非再発率(Phoenix ASTRO definition)は92.2%であった. 排尿機能は, 治療前と比較して, 治療 6月1カ月目のIPSS, IPSS QOL, OABSS, 最大尿流量、および残尿量が有意な悪化を示したが, 3ヶ月目以降は改善し, 治療前と有意差が認め られなかった. 術後尿失禁は認められず, 術後勃起不全率は24%であった. 【考察】わが国で実施されたHIFUをもちいたFocal Therapyの臨 られなかった. 術後尿失禁は認められず, 術後勃起不全率は24%であった. 【考察】わが国で実施されたHIFUをもちいたFocal Therapyの臨 床成績は, 癌制御と機能温存の両立が期待される結果であり, さらなる長期成績が期待された. さらに精度の高い治療を実現するため, MRI上 の癌局在をTRUS上に正確に示す"癌局在抽出・追従・モニタリング技術"の確立を工学系研究室と共同研究を進めている.

## SY5-5 MR-guided online adaptive radiotherapy MR 画像誘導即時適応放射線治療

井垣 浩

国立がん研究センター中央病院 放射線治療科

Hiroshi Igaki

放射線治療技術の進歩は、腫瘍存在範囲と放射線照射範囲とを一致させる工夫の歴史そのものである. 腫瘍の存在範囲を正確にとらえるために CTやMRI, PETなどの各種画像を用いた放射線治療計画が行われ、シミュレーション時と治療寝台上でのセットアップ時と照射すべき標的の 位置を一致させるためにコーンビームCTやEPID (electric portal imaging device)を搭載した画像誘導放射線治療装置が開発された. 標的 の呼吸性移動に対しても、腫瘍近傍に金属マーカーを留置してこれをEPIDで追尾する技術や、呼吸位相から腫瘍の位置変動を予測する技術が すでに実用化されている. 一方,体内の状態を放射線照射中にリアルタイムに確認する手段が存在しなかったことと、放射線治療計画立案やそ の検証には一定の時間と設備が必要であったことから、日々、そして、照射中も時々刻々変化する腫瘍および周囲正常臓器の形状・サイズに対応して治療計画を変更する即時適応放射線治療の実用化はなかなか進んでこなかった. しかし,MR画像誘導放射線治療装置は、画像誘導にMR を用いることにより、コーンビームCTやEPIDに比較してより正確に位置照合が可能となったが、それ以上に、照射中もリアルタイムに腫瘍 および周囲正常臓器の位置・形状を3次元的に確認できるようになったことで、即時適応放射線治療の臨床導入が求められるようになった. 世 界初のMR画像誘導即時適応放射線治療では、日々の腫瘍や周囲正常臓器の状態に応じた最適な治療を提供し、isotoxicity policyによる可及的 線量増加も可能であるため、従来よりも更に安全で有効性の高い放射線治療が期待できる.本講演では、このような放射線治療の歴史も踏まえ、 MR画像誘導即時適応放射線治療の意義とその有用性について議論する.

#### SY6-1 The Current Status and Issues of Heart Failure in Japan 日本における心不全診療の現状及び問題点

末永 祐哉 1,2

1 順天堂大学大学院循環器内科学講座, 2 順天堂大学大学院心血管睡眠呼吸講座

Yuya Matsue

昨今「心不全パンデミック」という言葉からもわかるように、生活習慣病の増加や高齢化を背景として、心不全患者の数は現在も増え続けてい る.実際、我が国の疫学調査によると、心不全患者の数は2035年までは増加の一途をたどりその数は130万人に達すると予想されている.こ れまでの多くの臨床研究の成果により、拡張型心筋症を含むいわゆる収縮不全を伴う心不全(HFrEF)の予後は、近年の薬物治療の進歩や植え 込み型除細動器、両室ペーシング機能付き植え込み型除細動器などのデバイスの進化により確実に改善しつつある一方、現在の心不全診療が直 面している大きな問題の1つに心不全全体の約4割程度を占める左室収縮能が保たれている心不全(HFpEF)の診断と治療がある.以前は心不 全という疾患は左室駆出率が低下していることとほぼ同義であるように扱われてきた.しかし、近年の研究の結果からは、実は左室駆出率が保 たれているとしても、心不全症状を呈す患者は多数存在しており、この群を左室駆出率で分類しHFpEFと定義された.その後、いくつかの研究 によって、実は詳細にエコーで観察するとHFpEFは必ずしもその全例で収縮能が保たれているわけではない事、当初良いと思われていた長期予 後はほぼHFrEFと同等程度に悪い事、その一方HFrEFと比較し背景に様々な合併症を持つことが明らかとなった.また、これまで稀少疾患予 してとらえられていたトランスサイレチン型心アミロイドーシスが、左室肥大を伴うHFpEF患者において少なくない比率で存在している事が近 体所見のみから精度が高い診断を行う事は困難であり、またHFpEFと診断される患者の数は非常に多いことを考慮すると、心臓MRIを含む画 像診断を駆使した効率的かつ正確な診断アルゴリズムの構築が必要である.

## SY6-2 Cardiac magnetic resonance image acquisition methods for assessment of heart failure 心不全評価に役立つ心臓 MRIの撮像法

高瀬 伸一

三重大学 医学部附属病院 中央放射線部

Shinichi Takase

心不全診療における心臓MRI検査は、心機能や心筋性状を低侵襲に評価することができ、心不全の原因検索と予後評価をする上で価値の高い情報を提供することが可能である。従来、心不全評価のための心臓MRI検査では心機能や心筋性状を評価するためにCine MRや遅延造影MRIが用いられてきたが、近年は撮像法や解析方法の進歩により新たな情報を得ることが可能となってきている。その例として、拡張障害を評価できる可能性のある心筋ストレイン解析、心筋性状の定量的評価のためのTl値T2値測定やECV計測、心筋血流評価を可能にするDual sequence perfusion MRI等が挙げられる。これらの手法から得られる結果は定量的な値であることが特徴的であり、心不全診療に新たな情報をもたらす可能性がある。しかし、これらの情報は変動のない心拍やしっかりとした呼吸停止の上で初めて正確な値が得られるものであるが、実際の臨床ではそれが難しいという状況もしばしば経験する。

そこで,本講演では画像取得の原理について解説し,撮像時に行う工夫やその限界,今後の展望等について自施設での経験を踏まえて述べる.

#### SY6-3 Cardiac MRI in heart failure related to ischemic heart disease 虚血性心疾患に関連した心不全における心臓 MRIの役割

SY Day 1

石田 正樹

三重大学大学院医学系研究科 放射線医学講座

Masaki Ishida

虚血性心疾患は心不全の主要な原因の一つである.心筋梗塞後に生じる慢性心不全は左室リモデリングと密接な関係がある.広範囲の心筋梗塞 後には左室容積が拡大し駆出率が低下するが,比較的小さい心筋梗塞でも非梗塞心筋に線維化が生じるなど,形態だけでなく組織性状のレベル で左室リモデリングは生じている.明確な心筋梗塞の既往がないにも関わらず画像検査で心筋梗塞が認められる頻度は比較的高くsilent MIと言 われ,silent MIも心不全の発症と密接な関連がある.さらに,心筋梗塞を発症していない冠動脈疾患患者も心不全で病院を受診する患者の割合 の多くを占める.また,近年,拡張障害を主体とした心不全(HFPEF)の増加が問題となっているがHFPEFは高血圧などの冠危険因子もつ虚 血性心疾患患者やその予備軍に生じることが多い.シネMRIは左室容積や機能を,遅延造影MRIは心筋梗塞の程度,範囲を最も正確に評価でき る検査であり,梗塞の程度と心機能・容積との関連を評価するのに適している.TIマッピングでは組織性状の変化を含めた左室リモデリングの 評価が可能である.冠動脈疾患や冠危険因子を多く抱えた患者では負荷心筋血流MRIを用いることにより冠動脈狭窄や微小循環障害による心筋 血流予備能の評価が可能である.HFPEFにおける心臓MRIの役割は従来,原因疾患の診断が中心であったが,TIマッピングや心筋ストレイン 解析が普及するにつれて病態評価においても有用であることが知られ始めている.本シンポジウムでは虚血性心疾患に関連した心不全の病態を 振り返り,その診療における心臓MRIの役割について解説する.

#### **SY6-4** Role of CMR for heart failure patients with nonischemic cardiomyopathy 非虚血性心疾患の心不全をCMRでみる-アミロイドーシスを除く-

渡邉 絵里

東京女子医科大学循環器内科

Eri Watanabe

急性および慢性心不全患者の治療において、心不全の原因を早期に同定することは、早期に適切な治療を行うことを可能とし、患者の予後に直 接寄与する.心不全の原因疾患は、虚血性心疾患と非虚血性心疾患に大別され、臨床の場では、通常、まず虚血性心疾患の有無を確認し、冠動 脈疾患が除外された場合、さらなる原因精査を行う.非虚血性心疾患の範疇は広く、すべての疾患を個々にあたることは、現実的には困難であ る.心臓 MRI (CMR)の遅延造影像(LGE)は、局所の心筋線維化を検出でき、LGEのパターンや分布により、心不全の原因となる数多くの疾患 から少数の特定の疾患に絞り込むことができる.また近年普及しつつあるT1,T2,T2\* mappingは、びまん性線維化、心筋浮腫、心筋の細 胞内異常、細胞外の異常蛋白蓄積などの病態を定量評価でき、心不全の原因診断の一助となる.本講演では、高度左室収縮能低下を伴う心不全 (HFrEF)をきたす代表的疾患として拡張型心筋症、左室収縮能が維持されている心不全(HFpEF)をきたす疾患として、拡張障害が主体の左室肥 大を呈する疾患、また炎症性心疾患、浸潤性心疾患などについて、心不全の病態とMRI所見につき、鑑別診断も含め解説する.さらにCMRは、 心機能改善および突然死などの心血管イベントの予後予測評価にも有用であり、この点についても言及する.

### SY6-5 Cardiac amyloidosis

心アミロイドーシス

尾田済太郎 1,2

1 熊本大学病院 画像診断・治療科,2 熊本大学病院 アミロイドーシス診療センター

#### Seitaro Oda

近年、心アミロイドーシスは大変注目されている。その理由として以下の3つが上げられる:(1)慢性心不全、特に左室駆出率の保たれた心不 全(HFpEF)の原因として多く潜在、(2)画像診断の有用性が見いだされる、(3)特異的な治療薬が登場.心アミロイドーシスではAL型、野生 型ATTR、変異型ATTRの3タイプが大半を占めており、いずれのタイプにおいても早期発見と早期治療介入が予後改善において重要である。 心アミロイドーシスの診断では、まずレッドフラグとされる症候(心肥大・拡張不全・刺激伝導系障害・心房細動・大動脈弁狭窄症・手根管症 候群・末梢神経症状など)を有する症例を画像診断へ誘導することが大切である。画像診断では心臓MRIとピロリン酸シンチグラフィが中心的 な役割を果たす.心臓MRIでは遅延造影(LGE)の有用性が確立しており、典型的所見として(1)左室内膜下びまん性のLGE、(2)右室壁や心 房壁のLGE、(3)心腔内の低信号化(dark blood pool)がある。近年では心筋ダメージを定量的かつ客観的に評価できるT1マップの普及して おり、心アミロイドーシスの診断効率が格段に向上している。心アミロイドーシスではNative T1、ECVとも極端な異常高値を示すことが多 い、T1マップは心アミロイドーシスの診断だけでなく、重症度評価、イベントリスク評価、病勢モニターへの活用も期待されている。更に最近 では利便性の高い、心臓CTを用いた心筋障害の評価(心臓CTによるECV評価)の心アミロイドーシスへの応用も進められており、実地診療 での期待が大きい.本講演では心アミロイドーシスにおける画像診断の役割について論考する.

# SY6-6 The prevalence and characteristics of chronic cardiac injury associated with COVID-19: TRACE-COVID

COVID-19関連心臓障害に関する調査研究(TRACE-COVID)について

加藤 真吾<sup>1</sup>,末永 祐哉<sup>2</sup>,野出 孝一<sup>3</sup>

1横浜市立大学放射線診断科,2順天堂大学循環器内科,3佐賀大学循環器内科

Shingo Kato, Yuya Matsue, Koichi Node

新型コロナウイルス感染症(COVID-19)において心臓障害は重要な合併症であり、血清トロポニンの上昇で規定される心筋障害は17-36%の 患者に発症し、予後規定因子であると報告されている.心臓MRIは非侵襲的に心筋線維化、心筋壊死、心筋浮腫などの組織性状評価が可能な画 像診断法であるが、COVID-19の心筋障害の評価に有用であるとの報告がなされている.欧州からの報告では、COVID-19回復後の患者にお いて、78%の患者に何らかの心臓MRIの異常所見が検出された(Puntmann, V. O., et al. JAMA Cardiol. 2020).このような背景を踏まえ て、わが国での現状を評価するために、COVID-19関連心臓障害に関する多施設共同前向き調査研究(TRACE-COVID)が学会主導で行われて いる、本講演ではTRACE-COVIDの研究デザイン、意義などについての解説を行う.

#### SY7-1 Diversity: Points from the MRI Researcher 多様性: MRI研究者の立場から

宮崎美津恵

カリフォルニア大学サンディエゴ校 医学部放射線科

Mitsue Miyazaki

By considering "diversity", what are the academic systemic differences between the US and Japan? MRI itself is a diverse system that is involved in various fields such as medicine, engineering, physiology, physics, chemistry, etc. In the US, not only MD but also PhD can be a faculty or academic positions in the Department of Medicine including Radiology. This allows joint research of MDs and PhDs. In addition, in the disease-oriented research theme, not only radiologists but also MDs from other departments participate in joint research. In this lecture, I would like to introduce my experiences in academic to work in diverse teams as an MRI researcher.

### SY7-2Diversity Promotion Activities in the Japanese Circulation Society: Ten Years of Progress<br/>日本循環器学会におけるダイバーシティ推進活動 10年の軌跡

塚田(哲翁)弥生

日本医科大学武蔵小杉病院 総合診療科

Yayoi Tsukada-Tetsuou

2020年日本循環器学会ダイバーシティ推進委員会は、その前身である男女共同参画委員会設立以来10周年を迎えた.当初は、女性循環器医を とりまく勤務環境を改善し、育児期間中も就労を継続し、キャリア形成できる勤務体制の確立を目指すことを目的として、学術集会での保育所 の設置や地方会での出産・子育復帰研修やスキルアップセミナーなどを実施し、2014年には、女性循環器医勤務環境改善のための提言を行っ た.さらに、目的達成のために意思決定の場へ女性が参画できるように、社員選挙で女性枠社員を従来の社員数の外枠で増設、女性枠の理事の 任命、各委員会および各選考委員会への女性社員の参画についての要望書を提出した.また、リーダー層の女性医師育成のため、海外の学会 参加のための女性会員のキャリア支援を目的として国際学会において女性筆頭者が発表する優秀演題を顕彰する「Travel Award for Women Cardiologists」を設立.2017年には循環器学会女性会員のネットワークである「女性循環器医コンソーシアム」が発足した.2018年6月よ りダイバーシティ推進委員会に発展し、現在は「男女にとどまらず、世代・職種・留学生・他学会などさらなる多様性と交流し、互いの理解・ 進歩を考える場を設け、大きく発展していくために活動する」ことを目標に活動を継続している、同年からは40歳未満の若手医師の部会である 「U-40」を新規に設置し、活気のある学会活動をもたらすために若手の人材育成に注力、また、様々な領域の構成員を委員に加え、更なる多様 性の推進に向けて活動を行っている.2021年3月には「座長のてびき」を作成し、一般演題における女性座長比率は目標の30%を越えること ができた、本講演では、これまでの日本循環器学会のダイバーシティ推進活動の軌跡を辿り、2021年4月に行った会員の意識調査の結果に踏ま え、今後の本学会における多様性促進活動の課題と対策について展望したい.

## SY7-3For the Japanese Breast Cancer Society 10 years from now<br/>10年後の日本乳癌学会のために

佐藤 章子<sup>1,2</sup>, 大野 真司<sup>2</sup>, 惠美 純子<sup>2</sup>, 川瀬 和美<sup>2</sup>, 島津 研三<sup>2</sup>, 田中 眞紀<sup>2</sup>, 田辺 真彦<sup>2</sup>, 土井原博義<sup>2</sup>, 明石 定子<sup>2</sup> <sup>1</sup>宮城県立がんセンター 乳腺外科,<sup>2</sup>日本乳癌学会 働き方検討委員会

Akiko Sato-Tadano<sup>1,2</sup>, Shinji Oono<sup>2</sup>, Jyunnko Emi<sup>2</sup>, Kazumi Kawase<sup>2</sup>, Kenzo Simazu<sup>2</sup>, Maki Tanaka<sup>2</sup>, Masahiko Tanabe<sup>2</sup>, Hiroyosi Doihara<sup>2</sup>, Sadako Akashi<sup>2</sup>

厚生労働省の調査によると外科を選択する医師は減少傾向にあるが、女性では増加している。とりわけ日本乳癌学会の構成員に占める女性医師の割合は年々増加しており、40歳以下の若年層では会員の過半数、乳腺専門医の8割が女性という現状である。これまで女性医師はライフイベントを機にキャリア継続が困難となり医師不足に拍車をかけるという根深い問題があるため、両立支援・離職防止策という議論に留まり、子育ての環境を整え、責任の少ない業務を与えるのが支援と考えられる傾向にあった。しかし今後の課題は一部のスーパーウーマンだけではなく、ダイバーシティに富んだ女性医師の活躍・活用が不可欠である。スペシャリティを維持したキャリア継続を実現し、さらなるキャリアアップや指導的リーダーの育成など次世代に繋がるような能動的な活躍への対策が望まれている。日本乳癌学会では働き方検討委員会が男女共同参画に関する業務を直轄し、男女共同参画やワークライフバランスに貢献することを目的として早くからこの課題に着目し会員の意識の醸成を期待したアンケート調査や学術総会でのセッション企画を行なってる。今回乳癌学会の現状と取り組みを紹介させていただくとともに、異なる診療科間での課題を共有し、組織全体のパフォーマンスカ向上のため女性医師のみならず働く医師すべての労働環境をよくするマネジメントについても議論を深めたい。

#### SY8-1 Consensus Expert Opinions to Lung MR Imaging from Fleischner Society Position Paper 2020 Fleischner Society Position Paper 2020によるLung MRIに対するConsensus Expert Opinions

大野 良治 1,2

1藤田医科大学 医学部 放射線医学教室,2藤田医科大学 医学部 先端画像診断共同研究講座

Yoshiharu Ohno

Since lung MR imaging was first used in a clinical setting, it has been suggested that MR imaging has limited clinical utility for chest diseases, especially lung diseases, in comparison with x-ray or CT. Therefore, many clinicians believe lung MR imaging as no need for routine clinical practice. In many countries and states and for specific indications, MR imaging has recently become practicable. In addition, recently developed pulmonary MR imaging with ultra-short echo-time (UTE) or zero echo time (ZTE) have enhanced the utility of MR imaging for thoracic diseases in routine clinical practice. Furthermore, MR imaging has been introduced as being capable of assessing pulmonary function or providing unique information in oncology. In 2020, the Fleischner Society published a new report, which provides consensus expert opinions regarding appropriate clinical indications for pulmonary MR imaging for not only oncologic, but also pulmonary diseases. In this lecture, I present a brief history of lung MR imaging regarding its technical aspects and major clinical indications in Japan 1) in terms of what is currently available, 2) promising but requiring further validation or evaluation, and 3) developments warranting research investigations in preclinical or patient studies. I believe many investigators, especially young investigators, are interested in lung MR imaging, apply state of the art MR techniques in not only academic, but also routine clinical practice, and will play as leaders in next a few decades in this field.

### SY8-2 State of the art MR imaging for Lung Cancer

Ho Yun Lee

Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine, Seoul, Korea

Pulmonary magnetic resonance imaging (MRI) has conventionally been limited by a low signal-to-noise ratio (SNR) in the lung parenchyma, which stems from the combined effects of low proton density and high local susceptibility induced by the numerous air-tissue interfaces intrinsic to the lung parenchyma that facilitate gas exchange. In recent years, however, the outlook for pulmonary MRI is improving due largely to the increased performance of gradient systems and constrained reconstruction methods that have enabled 3D high spatial resolution MRI of lung structures with improved contrast and coverage. This talk will review the current status of lung MR imaging particularly focusing on lung cancer evaluation from screening, diagnosis and staging through treatment response evaluation and prognostic stratification, thereby highlighting its potential for positioning as a pragmatic diagnostic tool.

### SY8-3 State of the art Pulmonary Functional Imaging

Jens Vogel-Claussen

Institute of Diagnostic and Interventional Radiology, Hannover Medical School

Pulmonary proton MRI techniques offer the unique possibility of assessing lung function and structure. The most popular approaches of proton and inhaled gas-based functional lung MRI will be presented and their clinical value will be discussed.

#### SY9-1 MR-Linac Radiation Therapy

1.5T-MR リニアックによる放射線治療

宇野 隆

千葉大学大学院医学研究院 画像診断・放射線腫瘍学

Takashi Uno

画像誘導放射線治療(IGRT)技術の進歩とともにMRリニアックが国内にも導入され始めた.従来のCT-IGRT技術では、治療開始前に撮影 されたCT画像で治療計画を立案し、照射直前にリニアック寝台上で取得したCTによる腫瘍位置の確認、あるいは照射中のX線透視またはマー カー追尾による間接的な位置確認が基本であった.MR画像誘導即時適応放射線治療(MR-on line IGART)では、1)組織コントラストの良い MRI画像を用いることで位置照合精度が向上する、2)照射直前のMRI画像から腫瘍、リスク組織の位置、形状変化に対応した最適な線量分布 を作成することが可能となる、3)非侵襲的なほぼリアルタイムシネMR画像により、放射線被曝なく直接的に腫瘍、重要組織を監視、捕捉し照 射を制御する、4)機能画像を用いた臨床的標的体積設定が可能となる、5)腫瘍の縮小に応じて計画標的体積の縮小も個別化可能となる、といっ た利点がある、「放射線治療中の体内が見える化された」ことで画期的なIGRT技術と考えられる.0.35T MRI搭載機(ViewRay社MRIdian) が先行したが、2020年度には1.5T-MRリニアック(Elekta社Unity)による放射線治療が開始される見込みである.MR-IGARTは放射線治 療の適応があるあらゆる疾患、特に限局して高線量処方を必要としつつリスク臓器に近接する固形悪性腫瘍で適応がある治療法である。本治療 とのーline IGARTの反学物理的な定義や名称、施設要件、治療計画法、臨床的な有効性を記載したMR画像誘導即時適応放射線治療ガイドライン が作成中である.

#### SY9-2 Synthetic CT image generated from MR image for radiotherapy 放射線治療に向けた MRI 画像から仮想 CT 画像生成

角谷 倫之

東北大学病院 放射線治療科

Noriyuki Kadoya

放射線治療計画における重要な点の一つは線量計算精度である.その線量計算に必要な情報が体内の電子密度情報であり、通常計画画像に用い られるCT画像では、CT値と電子密度の変換テーブルを事前に取得することが可能であり、それを用いることで容易に変換できる.ただ、近年 ではMR装置自体の技術進歩とともに、治療分野との融合、つまりMR装置と放射線治療装置(Linac)の融合システム(MR-Linac)の開発が行わ れ、既に欧米を中心に臨床利用され始めている.このMR-LinacではMR画像のみで治療することが最も理想的であるため、MR画像だけを用 いた放射線治療計画法の開発が早急に解決すべき課題となっている.ただ、上述したように放射線治療の挙動(線量計算)を計算するためには 電子密度の情報が不可欠であるが、MR画像の信号強度からは電子密度を変換することができないのが現状である.そこで、MR画像から仮想的 なCT画像を生成することができれば、CT値は容易に電子密度に変換することができ線量計算を行うことができるため、MR画像から仮想的 なして画像を生成する研究が行われている。仮想CT画像の生成方法としては、臓器ごとに代表的な電子密度(CT値)を割り当てる方法、非剛体レジス トレーションを使用した方法、画像生成系の深層学習を使う方法などがある.本研究では、我々の研究成果を含めながら現時点でのこれらの現 状について解説し、今後の課題についても議論する.

## SY9-3 Clinical utility of CT like imaging CT like imagingの臨床的有用性

片平 和博,野田 一将,豊成 信幸,野田誠一郎

熊本中央病院 放射線科

Kazuhiro Katahiara, Kazumasa Noda, Nobuyuki Toyonari, Seiichiro Noda

CT like imagingとは、MRIで撮像する"CT みたいな画像"である。MRIモダリティメーカー各社でその手法は様々であるが、当院で用いる手 法は3D-multi-FFE sequence にて取得される複数のin phase 画像を加算し最後に白黒反転した画像として作成される。この手法では全てのin phase 画像において骨皮質や石灰化は無信号であるため加算されても無信号となり白黒反転によりCTのような著明高信号になるという原理で ある。よって腱・靭帯・空気などCTでは低濃度となる物質も高信号化(骨と同信号化)する点に注意が必要である。さらにCT like imagingで あるため高分解能である必要がある。当院では、0.6mmから1mm程度のisotropic収集を基本としていために分解能の点でもCT に近似したも のとなる。分解能に関してはMRI装置の性能や磁場強度に依存するため装置毎の最適条件を組む必要がある。臨床適応としては、原法ではMRI にて描出されづらい骨折の描出に重点が置かれていて、この撮像を行うことでCTのような骨折線が描出可能となる場合が多い。従来、骨の外 傷性疾患において骨折の描出に重点が置かれていて、この撮像を行うことでCTのような骨折線が描出可能となる場合が多い。従来、骨の外 傷性疾患において骨折の描出に可しても今回の手法を用いればMRIでも骨折と骨挫傷を描出することが可能になり臨床的に有用と考えられる。さ らにこの手法を応用することで、脊柱管狭窄の原因として椎間板ヘルニアと骨性因子を鑑別することが容易となる。また骨腫瘍の鑑別において 造骨性腫瘍と溶骨性腫瘍の鑑別を可能とすることで何えば前立腺癌多発骨転移の場合にラジウム治療の適応を推定することなど応用が広がる。 また通常はCTで行う腱や靭帯の3D画像もMRIで作成することが可能となり元々濃度分解能が高いMRIで行うメリットは高い、今回以上のよ うな臨床的有用性を主体に概説したい。

#### SY10-1 Quantification of restricted diffusion 制限拡散の定量評価

押尾 晃一 順天堂大学医学部 放射線科

Koichi Oshio

拡散MRIの組織コントラストは長いこと不明とされてきたが、近年細胞膜による制限拡散が主なメカニズムであることがわかってきた.しかし 腹部領域ではボクセル内の構造が脳神経に比べて複雑なこともあり、理論構築が遅れている.これまで制限拡散を評価するのにnon-gaussian diffusionが利用されてきた.ボクセル内に異なる拡散係数を持つ成分が混在していると拡散による信号減衰が指数関数から外れることを利用す るが、この外れ方はごくわずかであり安定して制限拡散成分を推定することは難しい.今回、NODDI [1] からの類推により、組織内の水の形 態によるモデルに基づいて信号減衰に対する制限拡散の寄与成分を推定する方法を考案した.組織を細胞内液、細胞外液、および自由水が混在 する状態と考え、細胞外液と細胞内液のADCの差が制限拡散のみによるというモデルである.真のD値は細胞内外でほぼ一定の1.7付近にあ ると考える.ADCがこれより大きければ自由水成分、小さければ制限拡散の影響と考える.これにより、例えば下式により制限拡散成分比の 推定値が通常臨床に用いられるデータのみから得られる.fR = (1.7 - ADC) / 1.7fR (fractional restriction) は信号減衰に対する制限拡散の 寄与分の推定値である.この値が0と1の間であればそのまま制限拡散の成分比、負であれば自由水成分と考える.WDS (weighted diffusion subtraction) [2] の信号値はほぼ b0 \* fR となっており、fRの視覚的評価法と考えることができる.1. Zhang H et al, NeuroImage 2012; 61: 1000-1016.2. Oshio K et al, Magn Reson Med Sci 2016; 15: 146-148.

#### **SY10-2** Pulse sequence and application for abdominal diffusion 腹部拡散におけるパルスシーケンス・アプリケーション

草原 博志

キヤノンメディカルシステムズ株式会社 MRI 開発部

#### Hiroshi Kusahara

近年,拡散MRIは様々な領域で研究されており、ADC(Apparent Diffusion Coefficient)やFA(Fractional Anisotropy)の計測,拡散時 間の評価などが行われている.それに合わせて様々なパルスシーケンスやアプリケーションが開発されている.拡散MRIを評価するために はMPG(Motion Probe Gradient)パルスを付与する収集が一般的であり、その方法としてはstejskal-tanner法以外にもOGSE(Oscillating Gradient Spin Echo)やDDE(Double Diffusion Encoding)などが挙げられる.これらの手法は制限拡散やボクセル内の異方性の詳細情報を 評価可能であるが、いずれも高い傾斜磁場強度が必要であり、付与するMPGが複雑であるほどエコー時間(TE)も延長する傾向にある.腹部領 域においても拡散MRIは腫瘍検出を主目的として広く臨床応用されてきているが、研究としては発展途上である.頭部領域に関してはSNRを確 保しやすいこともありパルスシーケンスの最適化が比較的容易に行うことが可能であるが、それをそのまま腹部領域に適応することは非常に困 難である.その理由として、緩和時間の違いと動きの影響が主な原因としてあげることができる.とりわけ肝臓のT2値は短く、特に高磁場では T2短縮の効果も相まって、TEを短縮することは腹部領域での拡散MRIでは重要となってくる.腹部臨床においても=500-1000s/mm<sup>2</sup>程度の り値が用いられるが、b値とTEはトレードオフの関係にあり、高b値にするとTEが延長してしまう、上述したOGSEやDDEのようなMPGを 適応するとよりTEは延長し、これらの要因が腹部での拡散の研究を阻害する要因になっているとも言える.一方、動きの影響に関しては同期撮 像やnavigator echoを併用することで低減させることは可能であるが、いまだ位置ずれや信号抜けは問題として残存している.本講演ではこれ らのパルスシーケンスやアプリケーションの特徴に加え腹部に適応する際のポイントについて概説する.

## SY10-3 Challenges to abdominal restricted diffusion: preliminary study in clinical cases of double diffusion encoding

腹部の制限拡散への挑戦: double diffusion encoding の臨床例での初期検討

佐野 勝廣

順天堂大学大学院医学研究科 放射線診断学

Katsuhiro Sano

腹部領域の拡散強調像は常に呼吸や心拍動による動きのアーチファクトとの戦いが強いられる.現在の腹部領域における拡散強調像の主流はb 値800~1000s/mm<sup>2</sup>ほどの画像の信号強度やapparent diffusion coefficient (ADC)を評価するものである.腹部の研究領域ではこれまで に拡散テンソルなどによる拡散異方性の検討が試みられてきたが限界があった.また、neurite orientation dispersion and density imaging (NODDI)の組織モデルでは細胞内液,細胞外液,自由水に分類し制限拡散を類推することが可能であるが、腹部領域においては制限拡散を 分離して評価することは不可能であった.一方,脳神経領域では制限拡散や拡散異方性の研究が進んでおり,これらを考慮した解析モデル も多数存在している.例えばボクセル内の異方性の詳細情報を評価可能なdouble diffusion encoding (DDE)ではmicroscopic fractional anisotropy (μFA)の解析が可能であり、fractional anisotropy (FA)よりもさらに微細な構造の拡散異方性の評価が可能である。今回この DDEシーケンスを上腹部臓器へ応用することにより、mean diffusivityに加えてFA、μFAを計測し、制限拡散の定量化を試みたので、現時点 での進捗状況を報告する.

#### SY11-1 Clinical application of ultrafast breast MRI

Cho Nariya

Department of Radiology, Seoul National University Hospital

Breast ultrafast dynamic contrast-enhanced (DCE)-MRI is an imaging technique to take multiple images with very high temporal resolution (4 to 7 seconds) before the first post-contrast phase of DCE-MRI. It can acquire whole-breast 3D images with moderate spatial resolution, which is followed by conventional high-spatial resolution DCE-MRI. Thus, it can provide very early kinetic information. The high spatiotemporal resolution of ultrafast DCE-MRI is achieved by using various acceleration techniques, such as view-sharing, parallel imaging, or compressed sensing. The view-sharing technique heavily undersamples the outer part of the k-space but shares data between successive time points. In compressed sensing technique, a subset of the full k-space is acquired through random sampling.

There are several clinical applications of breast ultrafast DCE-MRI. First, the initial enhancement analysis results obtained from ultrafast DCE-MRI such as maximum slope or time to enhancement (TTE) have shown non-inferior accuracy for discriminating benign from malignant lesions than conventional DCE-MRI. Second, the mean TTE or maximal slope of invasive breast cancers or aggressive tumors have been shown to be shorter than that of in situ cancer or less aggressive tumors. Third, ultrafast DCE-MRI has improved the lesion conspicuity compared to conventional DCE-MRI. In cases with marked BPE, maximum conspicuity of the lesion is found before conventional DCE-MRI. Lastly, addition of ultrafast sequence into the abbreviated breast MRI has been shown to improve specificity and PPV in screening breast MRI.

In this lecture, I am going to introduce and review the technique of ultrafast DCE-MRI protocol and the clinical applications.

### SY11-2 Diffusion-weighted breast MRI: Clinical Applications and Advanced Models 乳房 MRI 拡散強調像:臨床応用と先進モデルについて

#### 後藤眞理子

京都府立医科大学大学院医学研究科 放射線診断治療学

Mariko Goto

Diffusion-weighted imaging (DWI) of the breast has been incorporated into routine breast MRI and introduced into the diagnostic decision making worldwide. Addition of breast DWI has a potential to improve the diagnostic accuracy of dynamic contrast enhanced MRI in the breast tumor detection, biological characterization of breast tumor, and treatment response of breast cancer. A commonly used DWI metrics 'apparent diffusion coefficient (ADC)' provides a quantitative measure of observed diffusion restriction, and usefulness of ADC for breast lesion diagnosis is supported by the accumulation of many research evidence. The recently developed European Society of Breast Radiology (EUSOBI) consensus and mission statement point out the importance of quality controls in quantitative DWI of the breast. Standardization of acquisition and interpretation of DWI protocols and data are critical as the next step for ADC integration into the BI-RADS criteria. Recently, advanced DWI protocols and analyses, such as intravoxel incoherent motion (IVIM), non-Gaussian diffusion MRI

Recently, advanced DWI protocols and analyses, such as intravoxel incoherent motion (IVIM), non-Gaussian diffusion MRI are extensively introduced into this field. These advanced models are generally accepted to allow the characterization of the microscopic structure of the tissue, such as tissue perfusion or microstructure (e.g., cell membrane) more precisely than ADC. They are expected to play a role in the breast lesion characterization and as imaging biomarkers for breast cancer without contrast agents.

In this presentation, I would like to talk about the current status and potential of DWI in the breast field.

### SY11-3 Noncontrast MRI of the Breast including a Multicenter DWI Trial in Korea

#### Hee Jung Shin

Department of Radiology and Research Institute of Radiology, Asan Medical Center

Current evidence suggests that DW MRI combined with anatomical T1- and T2-weighted sequences has a sensitivity that is lower than DCE MRI but superior to mammography. However, advances in DW MRI acquisition, post-processing, and standardized interpretation can further improve the performance of DW MRI in breast cancer detection. In addition, DW MRI has a shorter scan time and does not require intravenous contrast materials, which could increase the availability and cost-effectiveness of breast MRI scans and enable a faster throughput. The technique has potential to benefit high-risk women with contraindications to gadolinium-based contrast agents, but indications may be expanded to women of intermediate risk factors such as personal history of breast cancer or dense breast tissue. The results of ongoing prospective clinical trials including a prospective DWI screening trial in Korea are expected to provide the evidence necessary to implement DW MRI as a stand-alone modality in a diverse patient population.

#### SY11-4 **Radiomics in Breast Cancer Imaging**

Eun Sook Ko

Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine

In modern medical practice, radiological imaging is essential for diagnoses, staging, treatment planning, postoperative surveillance, and response evaluation during the routine management of cancer. These radiological images have been postulated to contain more information that is not visible to the human eye. This information is regarded as radiological texture and could provide additional details on the targeted tissue. Researchers have suggested that this invisible information can be extracted from images using advanced texture and shape analysis. Recent advancements in computer technology used to investigate these texture and shape analyses have led to the development of a new area of research termed radiomics. Researchers posed the idea that this invisible information can be extracted from images using advanced computational analysis including texture and shape analysis. Recent advancements of computer technology to investigate these texture and shape analyses have led to the development of a new area of research termed radiomics/radiogenomics.

Radiomics is based on the assumption that extracted imaging data are the product of mechanisms occurring at a genetic and molecular level linked to the genotypic and phenotypic characteristics of the tissue. A high-throughput extraction of quantitative features from radiological images creating a high-dimensional data set followed by data mining have shown improved decision support. Traditionally, radiomics features provide information about gray-scale patterns, inter-pixel relationships, shape, and spectral properties within regions of interest (ROI) on radiological images. Incorporated with clinicopathological data, radiomics is well-suited to the concept of personalized medicine and has drawn considerable attention in radiology.

In this lecture, I will briefly review all the steps of radiomics used in oncology using MRI, specifically addressing potential applications in breast cancer imaging and focusing on technical issues. Also, I will address whether there is added value of radiomics in patient management.

Classification

Image synthesis

**Object detection** 

Segmentation

#### Artificial Intelligence in Breast MRI SY11-5 乳房 MRI と人工知能

藤岡 友之

東京医科歯科大学 放射線診断科

#### Tomoyuki Fujioka

Breast cancer is the most diagnosed cancer in women and poses a serious threat to women's health, and its early detection and proper treatment can improve the patient's prognosis. The breast MRI is one of the most common schemes to detect and diagnose breast cancer in the clinical practice. Artificial Intelligence (AI) has made significant progress in data extraction and analysis for medical images in recent years. Therefore, the use of AI for breast MRI in the clinical practice is very important, not only saving time and reducing fatigue for radiologists but also compensating for some beginners' lack of experience and skills. This presentation provides a basic technical knowledge and algorism of AI for breast MRI, and their application in the image classification, object detection, segmentation, and image synthesis. Finally, we discuss current issues and future perspectives of AI in breast MRI.

#### SY12-1 Advances in MR fingerprinting

MR fingerprintingの最近の動向

### 藤田 翔平 1,2

1 順天堂大学医学部放射線診断学講座, 2 東京大学 医学部 放射線医学講座

#### Shohei Fujita

MR fingerprintingはT1やT2といった複数の定量情報を短時間かつ同時に取得できる技術である(Ma et al. Nature 2013). T1 値やT2 値は 組織固有の定量値であり,主観にとらわれずに生体組織の性状を客観的に把握することができる.適切に取得されれば,異なる撮像機種・施設・ 時期に撮像された検査間でも比較可能であり、イメージングバイオマーカーの基盤技術として期待される.従来、研究レベルにおいてはT1値や

時期に撮像された検査値でも比較可能であり、イメーシングノイオマーカーの基盤技術として期待される。使来、研究レベルにおけては11値や T2値により病態を推定することが可能であったものの、臨床現場では時間的制約から運用することは非現実的であった。MR fingerprintingは 定量情報を非常に短時間で取得可能であるため、研究ツールという枠を超えて、実際の臨床現場で役立つ技術として期待される。 本講演では、MR fingerprinting の原理・特性を紹介の上、最近の本領域の動向に関して抑えておくべきポイントを紹介する。MR fingerprintingは最初の論文では脳を対象としたproof-of-conceptであったが、その後、撮像スケジュールから再構成、辞書作成に至るまで活 発な研究開発がなされ、様々な解剖学的部位に適用が広がっている。今年のISMRMでの最新の話題にも触れながら「現在、MR fingerprinting を用いてどのようなことができるようになったのか」という観点から,自験例も交えながら臨床応用例を紹介したい.

### SY12-2 Application of Synthetic MRI for Central Nervous System 中枢神経領域のSynthetic MRI

東 美菜子

宮崎大学医学部 病態解析医学講座 放射線医学分野

Minako Azuma

Synthetic MRIは、全脳で約6分間の撮影で、複数のコントラスト強調画像や定量マップ、組織分画マップを取得可能である。2D Synthetic MRIはQRAPMASTER (quantification of relaxation times and proton density by multi-echo acquisition of saturation-recovery using turbo spin-echo readout) というTSE系のシークエンスであり、4種類の反転時間(TI)と2種類のエコー時間(TE)から8枚の基画 像を作成し、4種類のTIで得られた画像からT1緩和曲線を推定してT1値とプロトン密度を、2種類のTEで得られた画像からT2緩和曲線を 推定してT2値を算出するものである。これらの定量値をもとに、仮想的に、繰り返し時間(TR)、TE、TIを設定し、T1強調像、T2強調像、 FLAIR像などの任意のコントラスト強調像を作成することができる。加えて、定量マップに基づき、灰白質・白質・脳脊髄液の容積測定、ミエ リン量の測定、セグメンテーションなども可能である。Synthetic MRIを用いた脳腫瘍や変性疾患などの研究がこれまでに多くなされており、 その有用性が示されている。また、近年はSynthetic MRIの3D化が進み、3D-QALAS(quantification using an interleaved Look-Locker acquisition sequence with a T2 preparation pulse)というGRE系のシークエンスが開発されている。本講演では、Synthetic MRIの基礎的 原理、中枢神経領域での臨床応用を概説する。

#### SY12-3 Quantitative Susceptibility Mapping (QSM): From the Brain to Whole Body 定量的磁化率マッピング (QSM): 脳から全身へ

工藤 與亮

北海道大学大学院 医学研究院 画像診断学教室

Kohsuke Kudo

定量的磁化率マッピング(quantitative susceptibility mapping, QSM)は「磁化率」という物性値を定量的に画像化する手法である.磁化率 強調像(susceptibility weighted imaging, SWI)は臨床的に広く使われるようになっているが,磁化率を定性的に強調するものであるのに対 し、QSMは磁化率を定量値として画像化している.磁化率が大きな常磁性体としては、組織鉄であるフェリチン、出血後のヘモジデリン、静脈 内や血腫内のデオキシヘモグロビンなどがあり、QSM画像上白く描出される.一方、磁化率が小さい反磁性体としてはミエリン、石灰化などが あり、QSM画像上は黒く描出される.QSMは微小出血や静脈の描出、出血と石灰化の鑑別が可能であり、神経変性疾患における組織鉄の沈着 も広く研究対象となっており、主に脳で臨床応用が進んでいる.一方体幹部においては脂肪の存在、呼吸や心拍動などの動き、肺や消化管の空 気の存在などが障壁になるが、撮像法や解析法の工夫・発展がなされており、臨床応用可能な画像が取得されるようになっている.

#### SY12-4 Quantification in the diffusion images 拡散画像の定量性と撮像法

田岡 俊昭

名古屋大学大学院医学系研究科 革新的生体可視化技術開発産学協同研究講座

Toshiaki Taoka

MRIは相対的な信号値を扱うことから、もともと定量を指向したものとはいえず、MRIから得られる定量値の多くは何らかの比や、時定数であ る. 拡散画像での定量値についても、見かけの拡散係数(Apparent diffusion coefficient: ADC)をはじめ、提供される多くの定量値は相対的 なものである.かつてはADC値をCTの吸収値の様に、組織固有の定量値として扱われる誤解もあったが、最近ではADC値が組織の要因以外 の様々な要因で変化する事が広く知られるようになっている。例えばADC値は拡散画像の撮像の際の拡散時間に大きく左右されることから、異 なる撮像条件で得られたADC値を比較することはできない.ただし、拡散時間の違いによるADC値の変化は組織性状に左右されることから、 逆にその変化の程度によって組織性状を評価する指標として使おうとする動きもある.その一つで、拡散時間を極端に短くする撮像法として、 Oscillating Gradient Spin Echo(OGSE)という手法がある.

最近の拡散画像の定量的応用の一つとして、diffusion tensor image analysis along the perivascular space (DTI-ALPS)法を紹介したい. この手法は脳内の老廃物排泄系とされるglymphatic systemの評価を目的としたものである. Glymphatic system仮説では、脳内の老廃物が 間質液あるいは脳脊髄液によって微小血管の血管周囲腔に沿って洗い流されるとされている. 上記のDTI-ALPS法は脳内の間質液動態を微小な 血管周囲腔方向の拡散の程度として、脳内で支配的な白質の拡散を除外する形で観察しようとする手法である. この方法により、脳間質液動態 の異常を来す疾患群,すなわちInterstitial fluidopathyを来す様々な疾患での間質液動態の評価がなされている. 現在では、アルツハイマー病 やパーキンソン病、正常圧水頭症について、DTI-ALPS法を用いた複数の論文で間質液動態の障害と疾患との関連が報告されている.

#### SY12-5 Quantitation and interpretation of CEST signals CEST信号の定量と解釈

高橋 昌哉<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>順天堂大学医学部放射線診断学講座,<sup>2</sup>ゲルベジャパン 医療情報

Masaya Takahashi<sup>1,2</sup>

化学交換飽和移動 (chemical exchange saturation transfer: CEST) 法では、-CONH, -NH<sub>2</sub>, -OHなどの側鎖をもつ代謝物である、組織内 のタンパク質・ペプチド, 神経伝達物質のグルタメート, クレアチンやグルコースなどの可視化が報告されている. T1やT2などの緩和時間 (時間), 水の拡散(単位時間あたりの移動可能面積)などは、ある条件下での単位を持つ絶対値とみなすことができる. これに対しCEST信号 は、「水信号の変化率(%)」を測定し、通常異なる周波数の変化率の差異(%)として「定量」される. さらに、代謝物の測定を行うスペクト ル (z-spectra)はbroadであり、ある周波数での変化率は代謝物毎に特異的なものではなく、他の代謝物、組織内環境の影響を受ける. 本講演で は、通常のCEST信号の定量法を確認し、その問題点、将来のCEST法の可能性について解説を行う.

## SY13-1Qualitative MRI of articular cartilage and its clinical applications<br/>関節軟骨の質的MRI評価法とその臨床応用について

渡辺 淳也

医療法人社団淳朋会 変形性関節症センター

Atsuya Watanabe

関節軟骨は関節機能の維持に最も重要な組織の一つであり、その機能低下は変形性関節症(Osteoarthritis: OA)を進行させ、不可逆的な関節 変形を生じさせる.磁気共鳴撮像(Magnetic resonance imaging: MRI)は関節軟骨の損傷や変性の診断に極めて有用な非侵襲的評価法であ る.近年MRIにより軟骨の質的評価や、詳細な形態評価が可能となり、早期軟骨変性の検知や軟骨変性度の経時的な評価、及び再生軟骨の質的 評価などに用いられるようになった.軟骨の質的評価法の一つであるdelayed gadolinium enhanced MR imaging of cartilage (dGEMRIC) は、軟骨機能に重要な役割を果たす基質構成高分子であるglycosaminoglycan (GAG)濃度を評価することが可能なMRI撮像法である。GAG は健常硝子軟骨中に豊富に含まれるが、変性に伴い早期より減少することが知られており、この濃度変化を調べることにより早期軟骨変性の評 価が可能となる.一方T2マッピングは、コラーゲン配列の規則性や水分含有量の変化が評価可能なMRI撮像法である。健常軟骨ではコラーゲ ンは密で規則的な配列をとるが、変性に伴ってその密度や規則性は低下するため、軟骨変性の鋭敏な指標となり得る.Tlpマッピングは、軟骨 中のGAG濃度や水分含有量等の評価が可能なMRI撮像法とされる.OAの早期に生ずる軟骨中のGAG濃度の低下、水分含有量の増加等はとも にTlpを延長させることから、Tlpマッピングは早期軟骨変性の有効な指標となる。これらの新しいMRI評価を用いることにより、軟骨に対し 保護作用を持つ因子、及び有害作用を持つ因子などが実際の臨床症例において次々と解明されてきている。また我が国でも保険適応となり、広 く利用されている再生軟骨の質的評価にもこれらのMRI撮像法は有用とされ、特にT2マッピングを利用した基礎、臨床研究が進んでいる.本 発表では、関節軟骨の質的MRI評価法の原理と臨床応用でのピットフォールなどを紹介する.

### SY13-2 Joints and AI Diagnosis

関節とAI診断

吉岡 大<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>カリフォルニア大学アーバイン校 医学部 放射線科,<sup>2</sup>エルピクセル

#### Hiroshi Yoshioka

現在, AI (Artificial Intelligence; 人工知能)という言葉を目にしない日はなく,我々の日常に深くかかわっている. Machine Learning (機械学習)はその一つであり、とりわけDeep learning (深層学習)の一手法であるCNN (Convolutional Neural Network)は、MRIをはじめとして画像解析に用いられる. 関節をはじめ骨軟部領域のMRIへの深層学習の応用は、主に1)Lesion detection, 2) Classification, 3) Segmentation, 4) Non-interpretiveの4つに分類できる.本講演では、これらの分類に沿って関節のAI診断研究をレビューし、2021年のISMRMの骨軟部MRIのAI研究の最新動向も紹介する.また、関節のAI研究の取り組み方や問題点を自身の経験を踏まえて提示することとする.

#### SY13-3 Progress in muscle research using MRI 筋肉MRIの可能性

畠中 正光 札幌医科大学 医学部 放射線診断学

Masamitsu Hatakenaka

1989年に大学院に進学したことが切っ掛けで筋肉の研究を始めた.放射線科医が大学院で筋肉の研究?と訝しむ方も多いと思うが、当時は、 「明日からの診療に役立つ」というよりは「研究の基礎をしっかり学べ」と言った古き良き時代であった.生意気な若者を自由にさせてくださっ た増田名誉教授に心から感謝している.と言っても、正常筋肉と放射線科をどう結び付ければよいのか、放射線科に帰ってから悩んだ末に、シ ドニー開催につられて1998年のISMRMにかなりマニアックな演題(actin-myosin interaction reduces proton T2 relaxation time等)を 発表したのが私のMRIを使った筋肉研究の始まりである.何とかISMRMには採択されたが、放射線科で認めてもらえるのか不安に思っていた ところ、筑波大学の久野先生らの、MR緩和時間と筋線維型との関連に関する論文(Radiology 1998)を知り、筋肉研究は放射線科でも大分認 められていると意を強くしたことを思い出す.その後、MRIを使った骨格筋・心筋に関する研究は長足の進歩を遂げているが、今回のシンポジ ウムでは、緩和時間・拡散等のMRIによる計測法を縦糸に、骨格筋の微細構造・加齢/ステロイド/トレーニング・筋線維型・収縮/弛緩等を横 糸に、MRIを使った骨格筋研究の歴史を振り返ってみたい.皆様の今後の研究の一助となることができれば望外の喜びである.

### SY13-4Practical use of diffusion-weighted image in sports science<br/>スポーツ科学分野における拡散強調像の活用

柳澤

上武大学 ビジネス情報学部 スポーツ健康マネジメント学科

Osamu Yanagisawa

身体活動において、骨格筋は動きの源であり、その形態や機能は運動パフォーマンスに大きく影響する.スポーツ科学の分野では、骨格筋 の形態把握にT1強調像を、そして骨格筋の機能や損傷の評価にT2強調像を利用してきた.これらの画像に比して、拡散強調像(Diffusionweighted image, DWI)の利用頻度は少ないが、DWIはT2強調像と類似性を示しつつも、組織の水分子の動き(灌流を含む)といった動的 な情報を提供できる.加えて、T2強調像と比較して、時間分解能が非常に優れているという利点を有する.我々は、DWIの特徴を活かして、 骨格筋の生理的(もしくは病態生理的)特質を検証してきた.本発表では、自身の研究活動で得られた成果を中心に扱い、骨格筋を対象とした DWIの活用例を報告する.その内容は、1)DWIを用いた力発揮(等尺性収縮)中の筋や体幹エクササイズにおける腹部筋の動員パターン(息 止め撮像で呼吸によるモーションアーチファクトの影響を回避)の評価、2)骨格筋の構造的変化(筋束長や羽状角の変化など)に伴う筋内水分 子の動きの評価、3)DWIによる高強度運動後の筋微細損傷の評価、そして4)DWIによる骨格筋への冷却効果の検証、とする.さらに、高負 荷レジスタンス運動(スクワット、デッドリフト)が腰椎椎間板に与える力学的なストレスをDWIで評価した研究を紹介する.

### SY13-5 Have a large research mind!

スケールの大きいリサーチマインドを持とう

岡本 嘉一

筑波大学 医学医療系 放射線診断 IVR

Yoshikazu Okamoto

すべては2012年の冬、筑波大学MRI検査待合室からはじまった.次の患者は坊主頭の小学生.見るからに血気盛んな野球少年であった.しか し次の瞬間衝撃が訪れる.彼の利き肘は見事にボロボロだったのである.次の衝撃は案外すぐに訪れた.偶然にも小2の長男が野球をやりたい といいだした.そこで近所の少年野球の練習を見に行ったがそこで見た光景を今でも忘れない.[罵声]「怒声」の嵐である.昭和が終わってす でに20年以上経過していた中、この空間だけ昭和だった.私がこの世で一番嫌いな事.それは「理不尽」である.そしてその時練習場で見た風 景と、MRI室で見た画像とが完全にリンクした.ほどなく少年野球の実態を理解する.特に衝撃は、「球数制限なし」である.高校球児の球炎 制限がようやく叫ばれるようになった昨今,それよりはるかに未成熟な小学生の球数の制限が存在しないのである.100球、150球、連投、二 日連続当番当たり前.それは即ち日本野球界の「才能の喪失」を意味する.なぜなら一番才能のある子がピッチャーをやるためだ.その子が故 障すると、次は二番目.これを理不尽以外になんと表現できよう.そこから行動まで時間はかからなかった.研究は頭になくとにかくこの理不 尽をどうかせねば、思いはそれだけだった.まず少年野球チームを作った.肘を故障せずに強いチームにしようと知恵を絞った.「週末1/4ルー ル」の誕生である.これで自チームの子供たちは安全に楽しく野球ができる.だがそれでは片手落ちだ.他チームの子を救うにはどうすればい いか.考えた挙句MRIを使った肘検診を始めた.あれから9年、野球肘MRI検診車は茨城県内を走り、早期野球肘を次々に捉えている.自チー ムは強豪になり、部員数は関東ーとなった.しかしこの国の少年スポーツは依然歪みだらけだ.「体育」を「スポーツ」に変える事が恐らく私の 使命であり、そのため今日も考え続ける.

#### SY14-1 MR examination of Head for patient with MR conditional device 条件付き MRI対応デバイス植込み患者の頭部 MRI 検査

鍛治 尚利,土橋 俊男 日本医科大学付属病院

Naoto Kaji, Toshio Tsuchihashi

検査前の確認で体内デバイス存在が分かった場合,添付文書や「医療機器のMR適合性検索システム」などを用いて,MRI適合性を調べること になる.MR safeであれば通常通り検査可能となるが,MR unsafeであれば検査は中止となる.MR conditional (条件付きMRI対応)であれ ば、検査を実施する場合の撮像条件を確認し、上限値を超えないように装置を操作して検査を実施することになる.この時の装置の操作方法や 上限値を超えないためのparameterの設定、変更方法は、装置メーカにより異なる可能性がある.今回のシンポジウムでは、当院の富士フイル ム(旧日立)社製のMRI装置に関して、条件付きMRI対応デバイス植込み患者のSAR管理や撮像parameter設定などの検査対応について報告 する.通常操作モードが上限値の場合、設定した撮像条件が通常操作モードを超えるときにscanは必ず一旦停止するため、その解除を適切に実 施し撮像parameterを再設定することになる。一方、通常操作モード以下が上限値(例えば全身SARが1.0W/kgなど)の場合,SARが上限値 を超えてもscanは停止しないため、撮像parameterを設定しながらSARを管理し、上限値を超えてscanが進まないよう注意する必要がある。 当院の装置では、特にSARが高くなりやすいT1WIおよびT2WIのSARを効率よく低減するために、3D FSE (isoFSE) sequenceを使用す 法と各sequenceの特徴を理解し、装置の操作時間とスキャン時間の延長および画質の低下を極力押させて検査時間の延長を少なくすることが 重要である。

#### SY14-2 Fast and easy, but beautiful. Head MRA and cardiac MRI 早い, 簡単, でもよく分かる!頭部MRAと心臓MRI

鈴木 秀鄉<sup>1</sup>, 福澤 圭<sup>1</sup>, 藪山田美穂<sup>1</sup>, 新津理英子<sup>2</sup>

<sup>1</sup> 虎の門病院 放射線部,<sup>2</sup> 虎の門病院 健康管理センター・循環器センター内科

Hidesato Suzuki, Kei Fukuzawa, Miho Yabuyamada, Rieko Niitsu

心臓MRIの特徴としては、検査時間が1時間程度と長い事が挙げられる.全てのスキャンは基本的に息止めで行う必要があり、息止めの回数が 非常に多い.また、Balanced等のSARの大きいシーケンスを多用するため、熱感や騒音等のストレスを感じやすい.こういった理由から、心 臓MRIは患者負担の大きい検査となっている.検査の質を担保しつつ、これらの患者負担の軽減を目指すことは、患者にとってより安全な検査 を行うことにつながると考える.心臓MRI領域におけるこれらの負担軽減の具体例としては、シーケンス自体の時間短縮、検査内容の最適化、 SAR等のインフォメーションの確認と患者への声かけ等が挙げられる.シーケンスの時間短縮に関しては、CSを用いる事で従来よりも息止め時 間を減らしたり、息止め回数を減らしたりする事が可能である.また、診断科医との密なコミュニケーションをとることで、患者状態や疾患に 合わせて、検査内容を減らす等の最適化を計ることが出来る.SAR等の確認は常に行う必要があり、検査しつつも患者をモニターする余裕を持 つことが望ましい.こういった事に加えて、息止めをしない撮像法の確立等の、シーケンスの改良によっても患者負担を軽減出来る.今回のシ ンポジウムでは、これらの事を踏まえ、実際の症例を交えながら解説し、安全で負担の少ない検査について再考する機会にしたい.

## SY14-3 MRI in patients with MRI-conditional devices: examinations of the head and abdomen using a GE MRI scanner

MR conditional デバイスを使用している患者のMRI: GE社MRI装置を用いた頭部および腹部の検査について

小見正太郎,秦 博文

北里大学病院 放射線部

Shotaro Komi, Hirofumi Hata

現在、多くのMRI conditional デバイスが存在し、制限が厳しいものになると操作モードの選択によるRF出力の管理だけでは添付文書に定めら れた specific absorption ratio (SAR)等の上限値を超えてしまう場合がある.したがってデバイスによっては、撮像の際にコンソール画面上に 表示されるやSARやB1+rmsを確認しながら撮像条件を調整する必要がある。本項では、MRI conditional デバイスの頭部および腹部MRI検 査に関して、GE社MRI装置を使用した際の撮像条件設定のポイントを紹介する。頭部および腹部の検査に共通して、MR conditional デバイ スがある場合はSARの制限によりSpin echo系のsequenceで撮像条件の設定が特に難しくなる。基本的な対応策はTR延長、acquisition数の 分割であるが、撮像時間が延長してしまう。GE社装置に実装されているSAR低減機能には refocus flip angle を調整する tailored RF (TRF)お よび modulated angle refocusing train (MART)やRFの形状を変えてその出力を下げる variable-rate selective excitation (VERSE) などが ある (MARTとVERSE は 3T のみ使用可能).これによりSARの制限による撮像時間の延長を緩和することができる。また、腹部検査において は、呼吸停止撮像を呼吸同期撮像に変更することで励起間隔が広がりSARを効果的に軽減できる。そのため、他の撮像条件の調整をほとんど必 要とせず、簡便にSARを軽減できる実用的な対策となる。この他にも、使用する sequenceに応じた撮像条件の調整が必要となるが、検査を開 始してからどう調整するかを考えるのでは時間を要したり誤って上限を超えた条件で撮像してしまったりする可能性がある。特に制限の厳しい MR conditional デバイスについては、安全かつ良質なMRI検査を実施するために、事前に撮像条件等の検証をしておくことが必要不可欠であ る。

### SY14-4 Approach to patients with MR conditional medical device

MR conditional デバイス挿入患者における当院の取り組み

高橋沙奈江<sup>1</sup>, 吉岡 達也<sup>1</sup>, 福島 啓太<sup>1</sup>, 小林 邦典<sup>2</sup>, 横山 健一<sup>3</sup> <sup>1</sup> 杏林大学医学部付属病院 放射線部, <sup>2</sup> 杏林大学 保健学部 診療放射線技術学科, <sup>3</sup> 杏林大学 医学部放射線医学教室

Sanae Takahashi, Tatsuya Yoshioka, Keita Fukushima, Kuninori Kobayashi, Kenichi Yokoyama

当院では現在3台の1.5T装置と2台の3.0T装置で検査を行っている.ステントなどの電子デバイス以外に関しては添付文書の条件に応じて 装置の選択を行っている.電子デバイス挿入患者に対して2013年より現在まで約260件検査を行っており,内訳は,ペースメーカーやICD, 神経刺激電極,人工内耳などがある.電子デバイスは当院では安全に対するマージンを考慮し1.5T装置で検査を行っているが,症例によって は3.0T装置を選択する事もある. RF出力管理にはSARおよびB1+rmsが用いられるが,当院の1.5T装置ではSARのみ,3.0T装置は SARおよびB1+rmsの表示のため,装置により,確認できる情報が異なる. 当院での頭部MRIにおいて最もRF出力を要する撮像法はSE法 を用いたT1WIである.RF出力を抑える手法にTEやTRの延長やフリップ角の低減などがあげられるが,いずれもコントラスやSNRの変化に 注意が必要である.FSE法に関しては、フロップ角の低減、エコースペースの延長がコントラストを変えずにRF出力を抑える手法として挙げら れる. 頭部以外の非造影MRAとして、当院ではデバイス挿入患者のASOの精査にFresh Blood Imaging (FBI) 用いた下肢動脈の描出依頼 がある.この撮像法は心電図同期であり,通常操作モード内で収まることが多いが,患者のR-Rの変動によりSARが高値を示す場合がある.但 し、フロップ角の極端な低下は血流に対するdephase 効果となる事からフロップ角と血流信号との関係を把握しておくことが必要である. 近年、デバイスの種類の増加に伴いMR Conditionalの幅が広がり,撮像条件の制限が厳しいデバイスに遭遇する機会も増えることも懸念され る.特に条件の厳しいデバイスを想定してプロトコルを作成しておく事で安心して検査を行うことができる.

#### SY14-5 MRI on brain and orthopedic scans 頭部と整形外科領域のMRI検査

坂井 上之

東千葉メディカルセンター 放射線部

Takayuki Sakai

2020年に体内金属(心臓ペースメーカ,人工関節など)が挿入された患者は、世界で2200万人を超えると言われている.そのため日常的に体 内金属を挿入した患者のMRI 検査をする機会が増えてきている.このような患者が対象の場合,通常の検査以上に注意すべき項目が増える.検 査前の体内金属のMRI検査への適合性の確認はもちろんであるが、検査時にもRFの出力をコントロールして金属の発熱や体温上昇にも注意を 要する.本講演ではフィリップスのMRI装置を用いたMR conditionalデバイス挿入患者に対する頭部および整形外科領域の検査について述べ る.

当院で検査を行っているMR conditionalデバイスには頭部の脳動脈瘤クリップやコイル,整形外科領域の脊椎固定ボルトやスクリュー,膝や股 関節の人工関節などがある.これらの金属にはそれぞれMRI検査において許容される使用条件が存在する.主には最大SAR値,最大B1+RMS 値を軸にRFの出力を管理しながら検査を行う.これらの値はシーケンスごとに表示され、コンソールで簡単に確認できる.シーケンスごとに使 用条件を超えないようにパラメータを調整する必要があるが、そのためにはRF出力を下げる術を持ち合わせていなければならない.そのよう な場合に役立つ機能として、フィリップスのMRIにはScanWise Implantがある.これは事前にデバイスの使用条件を装置に入力することで、 検査時にRF出力をコントロールして許容範囲で検査が行える機能である.ただしRF出力を抑えるためにTRが延長するため、撮像時間を短縮 する術は必要である.対策としてRFAを下げることや圧縮センシング技術を積極的に活用している.また整形外科領域ではデバイスによる金属 アーチファクトが懸念されるが、MARS&VAT などの金属アーチファクト低減技術を用いることで画質改善につながる.体内デバイスが挿入さ れた患者に対して検査時に心がけていることを概説したい.

### SY15-1 Concept and overview of this symposium

シンポジウムのコンセプト

五島 聡

浜松医科大学放射線診断学講座

Satoshi Goshima

直接作用型抗ウィルス薬の登場によりウィルス性肝炎患者は激減したものの、アルコール性肝障害やNAFLDなどをベースとした肝細胞癌については今後も増加する可能性がある。肝細胞癌に対しては、従来の局所治療に加え、複数の分子標的薬が登場し、治療選択肢にも大きな変化が訪れた。肝細胞癌における画像診断の役割とは従来の存在診断や質的診断に加えて、最適な治療方針を決定するための重要なツールとも言える。特に切除やTACE不能患者においては分子標的薬が第一選択となるが、この場合も治療の効果と肝予備能からは再度RFAやTACEに変更することも稀ではない。本シンポジウムでは肝細胞癌内の性状を画像評価し、どのような観点で治療法を選択し、場合によってはどのように治療法変更に結びつけていくかということに注目したい。

#### SY15-2 Redox targeting of cancer: Role of dysfunctional mitochondria and hypoxia

Rumiana Bakalova<sup>1</sup>, Akira Sumiyoshi<sup>1</sup>, Zhivko Zhelev<sup>2</sup>, Ichio Aoki<sup>1</sup>

#### <sup>1</sup>National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology (QST), <sup>2</sup>Medical Faculty, Trakia University, Bulgaria

INALIONAL INSULTUES FOR QUARTUM and Kadiological Science and Technology (QST), "Medical Faculty, Trakia University, Bulgaria Redox signaling plays a crucial role in carcinogenesis. The increase in cellular oxidants [e.g., reactive oxygen species (ROS) and reactive nitrogen species (RNS)] above a critical level triggers genomic instability and uncontrolled proliferation. Cancer cells are also characterized by an abnormal production of reducing equivalents as a result of accelerated glycolysis (Warburg effect) and the pentose phosphate cycle and by a rapid consumption of these reduces to maintain accelerated anabolism, which is necessary for cell proliferation and immutralization. Cancer cells also creative high amounts of antioxidants to maintain an ROS/RNS level that is below the threshold for the induction of apoptosis and cell death but is sufficiently high to ensure genomic instability. All of these processes provoke redox inbalance in cancer, which is a hallmark of carcinogenesis. The tissue redox status: could be a diagnostic marker, a therapeutic target and a marker for the evaluation and planning of a therapeutic strategy in real time. It is widely accepted that primary endogenous triggers of redox imbalance in cancer are defective mitochondria and NADPH oxidase complex. These triggers are involved simultaneously in two processes that affect tissue redox status: (0) an excessive generation of ROS (in particular, superoxide and/or hydrogen peroxide) and (i) an increased consumption of the major cellular reducers, such as NADH, NADPH, and glutathione. The high oxidative activity of cancer ous status is an excessive generation of rox oxidative stress, the induction of uncontrolled proliferation and immortalization. Most likely, here is a significant difference between the redox activity of the tumor core and periphery in addition to tumors in different stages of development. However, there are methodological restrictions that hamper the visualization and evaluation of such a difference in vivo. In 2013, we

from the primary tumor locus) increases with cancer progression and that these tissues become susceptible to oxidative stress and damage. This finding is closely related to the assessment of the risk of cancer invasion and metastasis. Our recent studies are directed to highly specific targeting of cancer and development of new theranostic strategies, based on: (i) visualization of the redox state of solid tumors, and (ii) its modulation using redox-cells (mitocans). These substances induce depolarization of mitochondrial membrane, strong inversible ATP depletion, verproduction of ROS, and induction of apoptosis, feroptosis and/or necrosis in cancer cells, only. They also change the status of the main endogenous redox-pairs (such as NADH/NAD+, NADPH/NAD+, GSH/GSSG, ascorbate/ dehydroascorbate, succinate/fumarte and others), as well as modulate the immune response and make cancer cells, but not for normal cells of the same origin, which allows side effects to be minimized and even eliminated. Some of the same origin, Michi allows side effects to be minimized and even eliminated. Some of the same origin, Michi allows allow cite of apoptosis. Moreover, these substances are redised by impressive induction of apoptosis. Moreover, these substances are redised by impressive induction of apoptosis. MUN-2238, Plabocitib, Pi-103), exhibiting synergistic or additive for latest studies demona), as well as on many cultured cell lines (cancer and normal). An example is given on Figure 1.

Our latest stuttes entonesticate entonesticate and a set of the state anovnasionargianceu nince, analyzeu oy nitroxine-ennanced Mki. Ninetic curves were obtained on 7 and 14 days after drug administration. Note that tumor tissues of glioblastoma-bearing mice are characterized by a significantly higher oxidative capacity than tissues of healthy mice. Redox-modulating drug increases oxidative activity in the tumor, but not in non-tumor tissues signifi



#### SY15-3 Trends of systemic chemotherapy for hepatocellular carcinoma 肝細胞癌化学療法の潮流

上嶋 一臣

近畿大学医学部 消化器内科

Kazuomi Ueshima

肝細胞癌に対する薬物療法の発達は目覚ましく,現在,ソラフェニブ,レゴラフェニブ,レンバチニブ,ラムシルマブ,アテゾリズマブ・ペバ シズマブ,カボザンチニブの合計6レジメン(承認順)が使用可能となり治療選択の幅が広がってきている.分子標的薬は,従来,Child-Pugh Aかつ,Intermediate stageのTACE不応またはAdvanced stageに対して推奨されてきたが,Intermediate stage・Up-to-7 OUT は,最 近では「TACE不適」とみなされ、TACEではなく分子標的薬が推奨されるようになった. Up-to-7 OUTはTACEの効果が乏しく、そのよう な状況下でのTACEの繰り返しが肝予備能を低下させ、予後を短くすることが判明しているためである。一方、TACE不適であっても薬物療法 により効果が得られた場合、局所療法にスイッチすることで肝予備能を温存しつつ根治を目指すことも可能である。このように分子標的薬の適 用範囲が次第に拡大している反面,TACEの適応基準が厳しくなっている。またUp-to-7 INのようなTACEのみで根治可能な状態であっても 薬物療法併用でさらに治療効果が高まることもわかってきつつある.薬物療法の発達により肝細胞癌治療は、根治を目指した声所療法(切除含 む)と予後延長を目指した薬物療法に2極化しつつあるが、最近では、根治療法後の再発抑制、あるいはTACEの補助療法としての複合免疫療 法の開発治験が盛んに 行われており,これらの有効性が証明されれば,局所療法単独ではなく,補助薬物療法を含めた集学的治療がstageを問 わず行われる、すなわちEarly stageからAdvanced stageまで局所療法と薬物療法が併用されるような時代がやってくるかもしれない。 肝細 胞癌治療においては、治療効果のみならず、肝予備能温存が重要であり、薬物療法は局所療法と併用することで、あるいは局所療法は薬物療法 と併用することで、肝予備能を温存しつつ治療効果を最大化することが可能な治療となりえる.

#### SY15-4 **Research Trends in Texture Analysis of Liver Cancer** 肝癌のテクスチャー解析の研究動向

市川新太郎

浜松医科大学放射線診断学講座

Shintaro Ichikawa

テクスチャー解析は画像における病変の性質を数値化し、定量的に特徴づける手法であり、近年注目されているRadiomicsに含まれる. RadiomicsはCTやMRIなどの医用画像上に描出された病変の表現型を画像特徴量として抽出し、解析する手法である.日常臨床では腫瘍のサ イズや濃度/信号強度,造影効果の有無など視覚的評価を基に診断を行っているが,Radiomicsではこれら視覚的に認識可能な特徴量だけでな 人間の目では観察できないような高次元の特徴量まで非常に多くの項目を数値化して抽出することができる。主な特徴量としては、形態的 なもの(大きさや形状など),画素値の度数分布に基づくもの(最小値,最大値,パーセンタイル値など(=ヒストグラム)),画素値の空間的分 布に基づくもの (gray-level co-occurrence matrix (GMCL), gray level size zone matrix (GLSZM)など (=テクスチャー)), これらの特 徴量は客観的な定量値であり、北米放射線学会や日本医学放射線学会が近年進めている、放射線画像から得られる定量値を標準化し、 臨床試験 や日常臨床で使用できるよう確立することを目指す活動組織(Quantitative Imaging Biomarkers Alliance, QIBA)の目標に合致する. テクスチャー解析やRadiomicsは最近10年程度で非常に注目されている研究分野であり、肝臓領域でも肝細胞癌の分化度や病理学的特徴の予 測、良悪性病変の鑑別、治療効果予測などが報告されている、以前はCTを用いた報告が主体だったが、最近ではMRIを用いた報告が増えてい

る.本講演では肝臓MRIを用いた肝癌のテクスチャー解析やRadiomicsの最新動向をレビューする.

#### SY15-5 Evaluation of Therapeutic Response for Hepatocellular Carcinoma 肝癌の薬物療法に対する治療効果判定

祖父江慶太郎 神戸大学医学部附属病院

Keitaro Sofue

肝細胞癌に対する治療効果判定には画像的効果判定が広く用いられている。一般的な薬物療法の治療効果判定にはRECISTが汎用されているが、 多血性肝細胞癌ではその治療の特殊性から腫瘍内血流の低下を考慮に入れたmodified RECISTが広く用いられている。特に分子標的療法では血 管新生阻害作用により腫瘍を縮小させる以前に腫瘍壊死をもたらすため、内部血流低下の変化を早期に評価することで適切な治療効果判定を行 うことができる可能性がある。一方、分子標的療法に並ぶ全身化学療法の第一選択として承認された免疫チェックポイント阻害薬と新生血管阻 害薬の複合免疫療法では分子標的療法よりも高い抗腫瘍効果が期待できるが、一部の肝細胞癌に対しては抗腫瘍効果が乏しいことが分かってお り、その原因のひとつとしてWnt/β-Catenin活性化変異の存在が報告されている。肝特異性造影剤(Gd-EOB-DTPA)を用いたMRI検査は 肝細胞癌診断に広く用いられているが、薬物療法に対する効果判定においても有用性を発揮できると思われる。本発表では、Gd-EOB-DTPA 造影MRIを用いた肝癌の薬物療法に対する治療効果判定の可能性につき紹介する。

## SY16-1 An overview of glymphatic system hypothesis Glymphatic system 仮説の概説

#### 長縄 慎二

名古屋大学医学部 放射線科

Shinji Naganawa

Glymphatic system は脳の老廃物排泄機構として現在盛んに研究がなされており、2021/5/27現在で"glymphatic"でpubmed 検索を行うと 680 もの論文が表示される. Glympahtic system は未だ仮説の状態と言えるが,最初に提唱された論文はIliff JJ, Wang M, Liao Y, Plogg BA, Peng W, Gundersen GA, Benveniste H, Vates GE, Deane R, Goldman SA, Nagelhus EA, Nedergaard M. A paravascular pathway facilitates CSF flow through the brain parenchyma and the clearance of interstitial solutes, including amyloid β. Sci Transl Med. 2012 Aug 15;4(147):147ra111.である. この論文は上記のpubmed 検索ではヒットしない. 題名や抄録にglymphatic system の記載がないた めと思われるが,考察の中でglymphatic pathwayという名称を提唱している. この論文では動物における蛍光トレーサーを用いた2光子顕微 鏡での実験からCSF が動脈周囲腔から脳の間質へ入り,静脈周囲腔を経て排出されること, AQP4が関与すること, アミロイドβの排泄にも関 わることが示されている. その後,睡眠との関連や神経変性疾患, 正常圧水頭症, 脳血管障害などとの関連, ガドリニウム沈着との関連などか らさらに注目を集めている. 脳以外でも眼球における緑内障にも関与が報告されている. 一方でGlymphatic system 仮説への疑問も多く投げか けられていて, hot topicとなっている. 本講演では主に, Glymphatic system 仮説の概説とMRIとの関連を述べる. MRMSの20周年特集号 に以下の総説を掲載していただいたので, そちらも参考としていただきたい. Naganawa S, Taoka T. The Glymphatic System: A Review of the Challenges in Visualizing its Structure and Function with MR Imaging, Magn Reson Med Sci. 2020 Nov 27.

## SY16-2 Lymphatic Drainage of Central Nervous System and Glymphatic System 中枢神経系リンパ系ドレナージとGlymphatic system

### 間瀬 光人<sup>1</sup>, 宮地 利明<sup>2</sup>

1名古屋市立大学大学院 医学研究科 脳神経外科学,2金沢大学大学院 医薬保健研究域

#### Mitsuhito Mase, Tosiaki Miyati

Glymphatic System is a hypothesis of wash-out mechanism of waste products from the brain parenchyma advocated by Iliff's group. The term "Glymphatic System" sounds very new and attractive, which makes many brain researchers wake up. However, this concept still includes fuzzy and unclear points such as driving force of the system, venous drainage routes, para- or perivascular spaces, and so on. Because high-weight molecules cannot be washed out from brain through capillaries, lymphatic drainage system (LDS) of central nervous system (CNS) including brain and CSF spaces has already been shown since more than 30 years ago. In this meaning, Glymphatic System is a part of this LDS, especially in the brain. Now, we have to review the relationship and difference between these concepts and to clarify the mechanism. Recently, many new findings have obtained using new imaging techniques. But, we have to pay attention to what we observe on images, for example water molecules or solutes (osmolytes). Neurofluid are not identical in each area but different. We have shown that the movement of water molecule is very fast and passive in brain tissue using PET. Then, distribution of water molecules is determined by the amount of solutes (osmolarity), which may reflect net movement of the fluid. Dynamics and turnover of each content in Neruofluid and their control mechanism are important.

### SY16-3 What is the "glymphatic system" ?

Glymphatic system とは何か

押尾 晃一 順天堂大学医学部 放射線科

Koichi Oshio

近年 glymphatic system という仮説が注目を集めている. この仮説はIliff等によって提唱され, くも膜下腔の脳脊髄液 (CSF) が動脈側の血管 周囲腔にそって脳実質内に入り, 間質液として老廃物を静脈側に流して静脈の血管周囲腔から再びくも膜下腔に出て行くというものである [1]. 根拠となるのはマウスによる動物実験系で, くも膜下腔あるいは脳実質内に注入した蛍光色素の動きをin-vivoおよび ex-vivoで観察した結果 である. これまでこの排泄経路が直接MR画像により観測されたとの報告はないが, Oshio等は T2を広範囲 (60 - 2000 msec) にわたって計 測することにより, 間接的にこの経路を画像化した[2]. これは経路自体を証明するものではないが, 経路にそって急激な T2 値の変化がないよ うな水が分布するとの仮定により, 経路である可能性の高い部分を画像化したものである. その結果によれば, くも膜下腔のCSFと間質液で は T2 に大きな隔たりがあり, くも膜下腔の静脈にそってCSF より T2の短い部分が観測される. この結果から Oshio は老廃物を含んだ間質液 はくも膜下腔とは別の静脈にそったコンパートメントを通って硬膜リンパ管に達するとの仮説を昨年のこの大会で発表した. 今回の発表はこれ をさらに発展させ, 間質内での水および老廃物の動きを具体的に規定したものである. この仮説は (1) 脳実質内での水の経路, (2) 血管周囲腔 にそった水と老廃物の経路, (3) アストロサイトのネットワークによるこの経路の維持, からなる. 1. Iliff JJ et al, Sci Transl Med 2012; 4: 147ra1111.2. Oshio K et al, Magn Reson Med Sci 2021; 20: 34-39.

# **Hands-on Seminar**

ハンズオンセミナー
# HS1-1 Imaging Gradient: Design and Implementation

イメージング勾配:設計法と具体例

玉田 大輝

山梨大学医学部 先端医用画像学講座

Daiki Tamada

理工系学生及び放射線技師を主な対象として、パルスシーケンス設計におけるイメージング勾配の役割と実装例について解説をする、また、 MRIの基礎を理解していることを前提としているが、数式などは可能な限り用いずに説明を行う予定である。イメージング勾配は、周波数エ ンコード及び位相エンコードといったアプローチを用いて、MR信号に位置情報を付加する目的で用いられる。例えば、最も単純な周波数エン コードを行う際は、リワインド・リードアウト・スポイラー勾配の3つの勾配パルスが用いられる。これらは一見単純な仕組みに見えるが、適 切な実装にはいくつかの工夫を必要とする。不適切な実装は、アーチファクト、SNRの低下や画像の歪みなど、画質に直接影響を与える。本講 演では、イメージング勾配の正しい実装について、実例を挙げながら解説する。さらに、より良い画質を得るため、教科書では解説されていな い実装のコツについても触れる。当日は、基本的なイメージングである、スピンエコー及び勾配エコー法を例にして解説を行う、また、本講演 では基礎的な内容を中心に解説するため、複雑な非カーテシアン・非線形勾配磁場イメージング等の特殊な手法については取り扱わない。

# HS1-2 Basics of RF Pulses: design and examples RFパルスの基礎:設計法と具体例

白猪 亨

富士フイルムヘルスケア株式会社 革新技術研究所

Toru Shirai

MRIは、核磁気共鳴現象を利用した医用断層像撮像装置である.非侵襲に任意断面の撮像が可能であり、脳などの軟部組織の描出に優れてい る.MRIは撮像方法や撮像パラメータ変更により様々な組織コントラストの画像を撮像できることから、形態情報の他、血流や代謝機能などの 様々な生体機能の情報が取得可能である.MRIでは、静磁場中の被検体に対して特定の周波数(RF: Radio Frequency)の電磁波を照射する必要 がある.この電磁波を短時間で照射するRFパルスは、撮像シーケンスの基本であり、核磁気共鳴信号の誘起だけでなく、様々な生体情報を引き 出すために使用されている.例えば、緩和や磁化移動によるコントラスト付与、脂肪や脳脊髄液などの信号抑制、RF trainによる計測高速化、 スライス面等の領域選択励起や領域選択抑制などがある.MRIにおいては、過去から現在に渡ってこれらRFパルスを駆使した、様々な撮像技 術の研究開発がなされている.そのため、MRIの技術を理解し新たな研究開発を進めるために、撮像シーケンスの基本であるRFパルスの役割 について理解することが重要である.

本講演では、これらRFパルスの役割について理解するために、RFパルスの基礎について概説する.まず、磁気共鳴現象における磁化とRFパ ルスとの関係について、Bloch 方程式に則った基本的な挙動をもとに説明する.次に、計算機シミュレーションによるRFパルスの挙動を例示し ながらRFパルスの波形設計方法について説明する.ここでは、RFパルスによる磁化の励起や反転、RFパルスと同時に傾斜磁場を印加するスラ イス領域選択励起・選択抑制、ケミカルシフトの影響などについて例示する.これらにより、RFパルスの基本的な役割の理解を深めることをめ ざす.

## HS1-3 Optimization of pulse sequence by considering Patient safety and Hardware limitation 人体への安全性とハードウェア制限を考慮したパルスシーケンスの最適化

三好 光晴

GE ヘルスケア・ジャパン株式会社 研究開発部

#### Mitsuharu Miyoshi

パルスシーケンスの設計や撮像プロトコルの最適化を行う際、人体への安全性やハードウェア制限により、撮像プロトコルのパラメータに上限 下限が加えられる.人体への安全性としては、RFによる人体の発熱(SAR, Specific Absorption Rate),神経刺激(dB/dt),騒音などがあり、 ハードウェアとしてはRFや傾斜磁場のアンプの発熱などがある.これらの制限は基本的にはMRIメーカーが実装しているSoftwareやモニター によって制御されており、実際にパルスシーケンスを設計する場合には知っておく必要がある.また、オペレーターが日常的に選択する撮像 モード(通常操作/第一次水準)によっても制御されており、具体的な制御方法を知ることでより柔軟にプロトコルを最適化できる. これらの制限は大きく二つに分けることができる.

一つ目はRFに関する制限で,SARやRFアンプの発熱などを制御している.TR,撮像時間,スライス枚数などに影響する.具体的には,RF pulseの幅を伸ばすRF pulse stretch, Fast Spin Echoのrefocus pulseの強度を制御するRefocus flip angle modulation,などがある. 二つ目は傾斜磁場に関する制限で,傾斜磁場強度(Gmax)やSlew Rate (SR)などのハードウェア的な仕様に依存している.神経刺激や騒音の原 因であり,静音化技術が開発されている.EPIやFSEのEcho Space, Balanced SSFPのTR, Diffusion weighted EPIのTEなどに影響する. また,傾斜磁場印可時に発生する渦電流により傾斜磁場波形にひずみが生じるため,Shielded Gradient Coilによる渦電流の抑制や,後処理に よる画像の補正などが行われている.

Hand-onでは、RFと傾斜磁場に関するパルスシーケンス最適化の具体例を紹介する.

## HS1-4 MRI pulse sequence design on open source environment

オープンソース環境を使用したパルスシーケンス設計

椛沢 宏之 国際医療福祉大学 成田保健医療学部 放射線・情報科学科

Hiroyuki Kabasawa

パルスシーケンスの設計はMRI技術の基本であり、多くのMRI研究者が研究を進めている分野である.一方、新たなパルスシーケンスの着想 があったとしても、そのアイデアを実際のMRI装置で動かすには多くの障壁がある.パルスシーケンスの開発環境はそれぞれのMRIメーカー 独自の仕様で構築されている上に、研究契約が無いと使用できないなど、シーケンスプログラミングの参入障壁は非常に高い.この参入障壁の 存在は、パルスシーケンス技術の発展の阻害要因にもなっていると考えられる.研究者が気軽にアクセスできないということから、研究者人口 がメーカー開発者に限定されてしまう傾向がある.また、権利関係の問題により、研究成果のコードの共有が難しいため、成果の再利用や、再 現性の検証など学術的な課題がある.近年、この状況を改善するため、パルスシーケンス開発のオープンソース環境活動が行われている.さま ざまな活動が行われているが、今回は、複数のMRIメーカーでの動作実績があり、ライセンスや費用の問題が無くだれでも容易にアクセスでき る開発環境としてpulseqを紹介する.matlabやpythonによる高級言語が開発されているため、比較的容易に開発が行える.今回のセミナー では、パルスシーケンスの開発に興味があるが学ぶ環境が無い研究者を対象に、プログラミング環境構築の方法とシーケンス開発の初歩の解説 を行う.下記のサイトを参考にして、google colaboratory上でのpython」開発環境を準備してご参加いただければ幸いである.[参考文献][1] Magn Reson Med. 2017 Apr;77(4):1544-1552.[2] https://www.python.jp/train/experience/index.html (python環境の構築法、2021 年6月22日アクセス)[3] https://colab.research.google.com/ (google colaboratoryの使用方法、2021年6月22日アクセス)[4] https:// github.com/imr-framework/pypulseq (pypulseq の情報、2021年6月22日アクセス)

# **Educational Lecture**

教育講演

## EL1-1 Basics of cerebrovascular 4D Flow MRI and its application to intracranial aneurysms 脳血管 4D Flow MRI の基礎と脳動脈瘤への応用

礒田 治夫

名古屋大学 脳とこころの研究センター

Haruo Isoda

4D Flow MR imaging (MRI)は3次元シネ位相コントラスト磁気共鳴法であり、ボクセル毎に速度3成分のデータを空間3次元と時間の計4次 元で得ることができる.周期的に動く血液・髄液・心筋などの速度計測が可能である.近年、血管に対する4D Flow MRIの臨床応用が数多く 報告されている.本講演では脳血管、脳動脈瘤の血流解析について述べる. 血管の平均流速、最高流速を精度良く求めるには、ボクセルサイズを各々直径の30%以下、10%以下にする必要がある。臨床現場では撮影時間

血管の平均流速,最高流速を精度良く求めるには、ボクセルサイズを各々直径の30%以下,10%以下にする必要がある.臨床現場では撮影時間 と信号雑音比を考慮すると、脳血管を対象とした4D Flow MRIのボクセルサイズは0.5~1.0 mmで撮影するのが現実的である.一方,脳内主 幹動脈は1-4mm程度と他部位の血管よりも細いため、血管径と用いる空間分解能からどの程度の精度が担保されているのかを理解する必要が ある.条件を満たせば、速度、流量は比較的精度が高いが、WSSとその誘導指数の精度はあまり高くないものの、再現性はある.また、解析過 程で血管のセグメンテーションを行うが、これで作成される血管形状はバイオマーカーに影響を及ぼすため、重要である.さらに、解析値であ る流線、流跡線、剪断応力とその関連指数などについても紹介する.

脳血流解析によって得られる血流動態パラメータ(特にWSSとその誘導指数)が脳動脈瘤の発生・成長・破裂に大きな役割を担っており、脳動脈瘤の発生・成長・破裂のリスクを予測するバイオマーカーになり得ると考えられている。我々の4D Flow MRIの検討では、破裂動脈瘤は未破裂脳動脈瘤と比べて、振動せん断指数(OSI)と相対滞留時間(RRT)が高値であった。脳血管血流動態の基準と考えられている計算流体解析 (CFD)と同様の所見が得られた。

脳血管の4D Flow MRI は高空間分解能が要求され、そのために他部位の血管と比較して信号雑音比が低下し、精度が下がる.これを克服するためのAI研究についても紹介する.

# EL1-2 The clinical application of neurovascular 4D Flow MRI -From ischemic diseases to Alzheimer's disease-

脳血管 4D Flow MRI の臨床応用 - 虚血から Alzheimer's disease まで-

関根 鉄朗

日本医科大学 武蔵小杉病院 放射線科

Tetsuro Sekine

4D Flow MRI撮像は既に主要3社のMRI商用機全てで撮像が可能である。条件を調整すれば、5分程度まで撮像を短縮し、一般検査としての 脳血管4D Flow MRI撮影が可能である。解析ソフトも、例えば、科研費取得程度で購入可能な価格帯であり、研究/臨床導入のハードルは大幅 に下がっている。

演者は10年以上前から脳血管領域の4D Flow MRI臨床研究の発表を行っている.近年は放射線領域よりも脳外科・神経内科領域から依頼講 演・原稿執筆を頼まれる機会が大幅に増えた.4D Flow MRIにより導出される血流情報は臨床医にも理解が簡便であり、また、壁剪断応力と いった血流評価については本邦の脳神経外科が世界的に見ても先行していた点が背景として存在する.今後,臨床医-技師間でタッグを組んだ 4D Flow MRI臨床研究が多数報告されて行く事が想定出来る.

本講演では、虚血・バイパス・血管奇形など、4D Flow MRIが有用と考えられる領域をサマライズする。更に、Alzheimer's disease 評価に ついて数多くの既報があり、これを紹介する。血管拍動を観察する事で、perivascular spaceのglymphatic drainage機能や、脳のコンプライ アンスが間接的に観察可能な事が示唆されている。"拍動性"に着目する手法は2D-PC MRIの時代から、多くの疾患に対して用いられている古 くて新しい指標である。4D Flow MRIにおける血管拍動性は比較的robustかつindependent な結果を返す事から、他modalityと組み合わせ る事で、病態評価に向けて、大きな拡がりが出てくる事を筆者は期待している。

本講演を通し、4D Flow MRIを臨床応用する際のstudy design の枠組みについて、聴衆に馴染みを持って頂く事を目指す.臨床医からの"○ ○の疾患について血流評価をしたいんだけど・・・"といったふんわりとした要求に対し、適切なMRI撮像/解析の構築を行う上で、第一歩の手 助けとなれば幸いである.

# EL2-1Diagnostic imaging for hepatocellular carcinoma using LI-RADS<br/>LI-RADS による肝癌の画像診断

河合 信行

岐阜大学 放射線科

Nobuyuki Kawai

Hepatocellular carcinoma (HCC) is estimated at the sixth-most common cancer and the third cause of cancer-related mortality worldwide in 2020. What is unique about HCC is that it can be diagnosed noninvasively with imaging without mandatory pathology examination according to Western and Eastern guidelines. However, as several scientific organizations provide different diagnostic systems for HCC, standardization of liver imaging has been required. Here, Liver Imaging Reporting and Data System (LI-RADS) was developed by American College of Radiology (ACR), with a consortium of experts in liver imaging from a total of over the 30 countries. It standardizes terminology, technique, interpretation, and reporting of liver imaging in the context of screening and surveillance, diagnosis, and treatment response assessment in patients at risk for HCC; and may play an important role in clinical care, education, and research for liver imaging. In addition, the most recent update of LI-RADS (version 2018) was integrated into practice guidance for HCC by the American Association for the Study of Liver Diseases (AASLD) and adopted into National Comprehensive Cancer Network (NCCN) clinical practice guideline. This was the first step of universal access for diagnostic imaging of HCC. This educational lecture provides an overview of LI-RADS and its application in practice, including changes in the recent update.

#### EL2-2 Update on MRI of diffuse liver disease びまん性肝疾患のMRI update

藤田 展宏 九州大学大学院 医学研究院 臨床放射線科

Nobuhiro Fujita

MRIは肝疾患の診療において重要な役割を果たし、びまん性肝疾患の評価に有用な情報も多い.本講演では特に、1.Gd-EOB-DTPA 造影 MRI、 2. CEST (chemical exchange saturation transfer) 画像, Tlp値計算画像, 3.化学療法に伴う肝・胆道系障害の画像所見, について概説する. 肝癌診療のなかで重要な役割を担うのが、EOB造影MRIである.EOBは肝細胞に取り込まれる造影剤であり、その取り込みの程度は肝機能や 肝癌診療のなかで重要な役割を担うのか、EOB 痘形 MKI である。EOD は所和旭に取り込まれる垣形用であり、ての取り込みのは長は11 (KRET) 肝実質の炎症・線維化と相関することが知られている。これらの検討は、従来は肝実質の信号比(造影前や脾臓、筋肉との比)を用いて行われる ことが多かった、近年はより正確に肝機能や肝実質を評価するために、T1・R1 などの緩和度を用いて定量性を向上させる方法、取り込みパ ラメーターに肝容積を考慮する方法、細胞外液腔に停滞するEOBを考慮する方法などが報告されている。CEST 画像、T1p 値計算画像ではタン パク質が定量可能と考えられる. CEST 画像は、水とは共鳴周波数の異なるアミド基の共鳴周波数のプロトンが、周囲のバルク水との間で交換 される現象を利用した撮像法である. 特にタンパクやペプチドを対象としたものが amide proton transfer (APT) イメージングであり, 組織の タンパク質を定量的に評価することができる。T1p級和時間は細胞外腔の水分量やタンパク質含有量、胆汁量が主に反映される。肝臓はタンパ ク質を合成する臓器であり、これらの撮像法は肝機能評価に有用なことが期待できる。また、化学療法に伴う肝、胆道系の障害が画像所見に反映されることがある。オキサリプラチンによる類洞閉塞症候群に代表されるように、近年の化学療法の進歩に伴い、画像診断の際には薬剤の知 識と伴にこれらの画像所見に精通しておく必要がある.

#### EL3-1 MRI of vertebral bone tumor and related disease 脊椎骨腫瘍性病変のMRI-転移性病変を中心に-

登,中矢 泰裕,田中淳一郎,本行 秀成,田中 中西 克之,酒井 美緒,前田 大阪国際がんセンター 放射線診断 IVR 科

優,山田紗和香,小田 惣也

Katsuyuki Nakanishi, Mio Sakai, Noboru Maeda, Yasuhiro Nakaya, Junichiro Tanaka, Hidenari Hongyo, Yu Tanaka, Sawaka Yamada, Soya Oda

脊椎骨の腫瘍性病変特に転移性骨腫瘍とそれらと鑑別を有する諸疾患について当院での経験及 び文献的考察を加えて述べる。転移性骨腫瘍は従来X線像やCTを用いて造骨性、溶骨性とこれらの混合型に古典的に分類されてきた。しかし、従来のモダリティでは診断、分類ともに不能な骨梁間型転移がMRIの使用によって初めてわかることが多く、骨梁間型転移の重要性を 認識して頂きたい.同時に鑑別が重要、かつ困難なのが骨髄過形成である.重喫煙や長距離ラ ンナー,肥満やGCSF投与との関連が言われる骨髄過形成は脊椎MRIにおいてしばしば多発 骨転移との鑑別が問題となる.このような場合,Dixon法が有用とされる.本講演では演者 の施設で経験し、確実な診断あるいは経過観察がなされている骨梁間型転移と骨髄過形成症例 を紹介したい.この他に鑑別の点で問題となる圧迫骨折,椎体血管腫,椎間板炎などの良性疾患についても紹介し、その特徴,鑑別点を述べたい.さらに転移性骨腫瘍においては化学放射 線療法施行前後の比較評価でMRIの信用度が高く、その有効活用例を紹介したい。



骨梁間型転移

骨髄過形成

#### EL3-2 **Degenerative Spine Disease** 脊椎変性疾患

福田 有子

四国こどもとおとなの医療センター

Yuko Fukuda

脊椎変性疾患は加齢に伴い日常診療で高頻度に遭遇する common な疾患である. MRI は単純X線やCT が及ばない, 脊髄・神経を広範囲に観 察できるので,脊椎変性疾患の病態把握と鑑別診断の際,必須の検査である.本講演では検査や診断に必要な脊椎の解剖,位置決めの際,注意 すべき正常変異, 撮影時の注意点と読影の基本を中心に, 以下の代表的な症例を中心に供覧し解説する. 1. 頚椎症2. 後縦靭帯骨化症3. 黄色 靭帯骨化症4. 椎間板ヘルニア5. 脊柱管狭窄症4. 脊椎分離症・脊椎辷り症5. びまん性特発性骨増殖症 (DISH: diffuse idiopathic skeletal hyperostosis)

## EL4-1 Basics of DTI

DTIの基礎

村田 勝俊

シーメンスヘルスケア株式会社 MR リサーチ & コラボレーション部

Katsutoshi Murata

現在、拡散テンソルイメージング (Diffusion Tensor Imaging,以下DTI)は、市販の臨床機で広く利用可能であり、日常的に使用されているな じみ深い技術となっています。テンソルは異方性を表す数学的な表現方法であり、これを拡散強調MRIに用いることによって、組織内の水分子 の拡散の異方性を把握し、その組織の性状を想像することができます、DTIはMRの空間的な分解能を超えた細胞レベルの情報を得ることので きる技術であり、主に、神経束の描出に応用されています。本講義では、直感的なテンソルの理解から、拡散テンソルの計算方法を若干の数式 を交えて説明します。また、臨床的に良く使用されているMean Diffusivity、Fractional Anisotropyなど回転不変量の意味や、DTIの限界に ついても言及します。本講義はMR初学者向けであり、日頃DTIは使用しているものの、その具体的内容をもう少しだけ深く勉強をしたい人を 対象といたします。

## EL4-2 Synthetic MRI & MR fingerprinting Synthetic MRI と MR fingerprinting 차백

藤田 翔平 1,2

1 順天堂大学医学部 放射線診断学講座, 2 東京大学 医学部 放射線医学講座

Shohei Fujita

Synthetic MRIやMR fingerprintingはT1値やT2値といった複数の定量情報を短時間かつ同時に取得できる技術である[1,2]. 緩和現象を支配 している物理量である T1 値や T2 値といった組織固有の定量値を取得することで,撮像機種・施設・時期が異なっても客観的な比較評価が可 能になる. 従来,T1値 や T2 値を取得するには非常に長い時間がかかっていたが,これらの技術によって数分に劇的に短縮することが可能とな り,実際の臨床現場で役立つ技術として期待される.

本講演では、まず定量化の意義を解説したのち、組織緩和時間を高速に定量する技術としてSynthetic MRIとMR fingerprintingを紹介する. 本講演に際して予備知識は不要で、それぞれのコンセプトと基本原理、特徴を時間が許す限り説明する.

[1] Warntjes JB, Leinhard OD, West J, Lundberg P. Rapid magnetic resonance quantification on the brain: Optimization for clinical usage. Magn Reson Med. 2008;60(2):320 - 329. doi:10.1002/mrm.21635
[2] Ma D, Gulani V, Seiberlich N, et al. Magnetic resonance fingerprinting. Nature. 2013;495(7440):187 - 192. doi:10.1038/nature11971

## EL5-1 Imaging Technique and Pitfall for Ultrafast Breast Dynamic Contrast-Enhanced MRI ultrafastを実現するためのMRI撮像技術とピットホール

佐川 肇

京都大学医学部附属病院 放射線部

#### Hajime Sagawa

近年,乳房MRI検査における,Ultrafast DCE MRIへの注目が集まっている.乳房MRIにおける超早期相のダイナミック解析で得られる情報 は、従来の検査プロトコールにおけるKineticカーブ解析よりも多くの診断情報が得られることがわかってきた.これはMRIのハードウェアと ソフトウェアの改良により、高い時間分解能(3-10秒)と乳房MRI検査で必要とされる高空間分解能の両立が可能となったためである.しか しながら、元来MRIにおける撮像時間と空間分解能はトレードオフの関係にある.現在、パラレルイメージング、ビューシェアリング、圧縮セ ンシング等の高速化技術を用いてUltrafastが実現されているが、これらの技術を利用するためにはその特徴を理解していないと、思わぬ落とし 穴にはまってしまう恐れがある.この講演では乳房Ultrafast DCE MRIで使用される撮像/再構成技術の特徴、画像解析手法について解説する.

## EL5-2 Clinical utility of ultrafast DCE-MRI in breast 乳房Ultrafast DCE-MRIの臨床における有用性

山口 健

佐賀大学 医学部 放射線科

Ken Yamaguchi

従来の乳房におけるダイナミックMRIは造影前,造影後2分以内の早期相,及び5分前後(報告によっては10分近く)の後期相による時間信 号曲線を用いて病変の血流評価を行っている.このため撮影時間が長いことが欠点ともいえる.一方,乳房におけるUltrafast DCE-MRIは造 影剤注入直後から60秒ないし90秒程度の時間で,高時間分解能画像を用いて1相あたりの撮影時間を短くし,多時相で撮影するダイナミッ クスタディの手法である.他にも短時間撮影の方法としてabbreviated MRIが存在するが,こちらが造影前後1相ずつの撮影のため血流評価 ができないのに対し,Ultrafast撮影では短時間ながらも血流評価ができることが特徴である.血流評価に際してはmaximum slope,time to enhancement,造影剤注入後の時間信号曲線下面積などいくつかのパラメーターがあり,これらを用いて病変の評価を行う.その乳癌診断の 成績は従来の乳房ダイナミックMRIと同程度との報告が多い.また,背景乳腺の濃染が顕在化する前に撮影できるため病変の同定が従来のダイ ナミックMRIより容易なことも多い.最近では、乳癌予後因子との対比,術前化学療法の効果判定,リンパ節転移診断などへの応用が研究され ている.乳房におけるUltrafast撮影では空間分解能が従来の撮影に比べてやや劣るため,高空間分解能画像と組み合わせて診断能向上を図る ような研究や他にも拡散強調像,T2強調像と組み合わせて診断能向上を図るような研究も行われている.この発表では乳房におけるUltrafast DCE-MRIについて,従来のダイナミックMRIやabbreviated MRIとの比較や,過去の報告や経験例をもとにした臨床における有用性を紹介 する.

# EL6-1Clinical update and related images on head and neck cancer<br/><br/> 頭頚部癌における近年の臨床的動向とその画像

柏木 伸夫

大阪大学大学院医学系研究科 次世代画像診断学共同研究講座

Nobuo Kashiwagi

頭頚部領域に発生する癌は唾液腺および甲状腺を除くと90%以上を扁平上皮癌が占め、その疫学はここ20年で大きく変化した.中咽頭に好発 するヒトパピローマウイルス (human papillomavirus: HPV) 関連扁平上皮癌は顕著な増加を示し、煙草やアルコール暴露が要因の扁平上皮 癌は減少している.加えてHPV 関連癌は放射線化学療法への反応がよく、予後良好というデータの蓄積も進んでいる.このため最新のTMN 分類では、HPV 関連中咽頭癌とHPV非関連中咽頭癌は区別され、前者の大幅なダウンステージがなされている.本講演では、両者の組織性状 の相違をふまえた MRI 画像の対比と画像診断の役割について概説したい.加えて中咽頭癌の次にHPV 関連癌の割合が多い鼻副鼻腔癌における HPV 感染と予後および画像の関連を紹介予定である.前述の疫学上の変化や化学放射線療法の進歩により、近年は局所進行扁平上皮癌に対して も、臓器温存をめざした放射線化学療法が施行される事が多くなっている.これに伴い画像診断の現場では、治療後変化と残存または再発腫瘍 の区別が求められる機会が増えている.この判定において、FDG-PET/CT は感度が高く、特異度は低い.逆にMRI は感度が低く、特異度が高 い.自験した教訓的な症例を提示しながら、MRI における読影ポイントを概説したい.さらに MRI での感度を上げる取り組みについても言及予 定である.

# EL6-2 Advanced imaging in the head and neck lesions 頭頚部病変に対する Advanced imaging

内匠 浩二

鹿児島大学医学部 放射線診断治療学分野

Koji Takumi

頭頚部領域におけるMRI診断は、主に扁平上皮癌の広がり診断を行うことに利用されることが多く、神経周囲進展などわずかな病変の描出にも コントラスト分解能の高いMRIはその有用性が高い.しかしながら、頭頚部は嚥下などの動きや磁化率アーチファクトなど多くのアーチファク トの影響を受けやすい部位であり、病変の形態的評価のみならず定量的な評価を行うためにも、これらのアーチファクトの克服は必須である. 現在では、radial scanや拡散強調像における TSE 撮像、compressed sensing の併用などさまざまなアーチファクト低減のアプローチが臨床 導入されており、まずはこれらの撮像法の理解と導入が重要である.また定量的評価法として、脳神経領域を中心に広く利用されている arterial spin labelling (ASL) 法を用いた灌流評価や拡散強調画像から得られる各種パラメータ (intravoxel incoherent motion (IVIM), diffusion tensor imagingなど)、また近年報告の増えているchemical exchange saturation transfer (CEST) イメージングなども頭頚部領域におけ る臨床的有用性が報告されており、質的診断が重要となる唾液腺腫瘍の診断や扁平上皮癌の治療効果予測などにも応用されている.本講演では、 頭頚部領域におけるこれらの高度な撮像法に関して、最近の報告や自験例とともに紹介する.

## EL7-1 Multimodality imaging of early pancreatic ductal adenocarcinoma 早期膵癌の画像診断

#### 鶴崎 正勝

近畿大学医学部 放射線医学教室 放射線診断学部門

#### Masakatsu Tsurusaki

膵癌(膵管癌)は予後の悪い癌として知られている. 医療の進歩により胃癌や大腸癌, 肝臓癌の死亡率が減少しつつあるなか, 膵癌の死亡率 が減少する徴候は認められず, 膵癌の予後を改善させるための具体策は見出せずにいる. 膵癌診療の難しさの第一は「早期」診断の困難さに ある. 腹痛や体重減少などの自覚症状が出てからでは遅く周囲組織への浸潤がすでに起きている場合も多い. 日本膵臓学会から発刊されてい る『膵癌診療ガイドライン2016年版』(GL 2016)に示されている診断アルゴリズムでは, 危険因子を複数以上有するもの, 臨床症状を伴うも の, 膵酵素の異常値がみられるもの, 血清腫瘍マーカーの上昇がみられるものなどにまず, 超音波検査を施行する. その後, 侵襲の少ない順番 で造影 CT, MR 胆管膵管造影(magnetic resonance cholangiopancreatography: MRCP)を行う. 早期膵癌ではこれらのの加出imodality imagingを行ったとしても描出できない場合もあるが, その場合, 超音波内視鏡(endoscopic ultrasonography: EUS)を患者の状況に応じ て施行することとなる. しかし, EUSは主観的であり術者による差が懸念されるため手技に習熟した施設で行うことが望ましい. さらに必要に 応じて内視鏡的逆行性胆道膵管造影(endoscopic retrograde cholangiopancreatography: ERCP)やFDG-PET の施行を検討する. EUSで なんとか膵に腫瘤性病変が描出された場合は、主に超音波内視鏡下穿刺吸引細胞診(endoscopic ultrasonography-fine needle aspiration: EUSFNA)を, また膵管狭窄や口径不同などの異常を認めた場合は、ERCPに引き続き膵液細胞診などを施行し可能なかぎり病理診断を行うこ とが望ましいとされる. 本講演では、早期(微小) 膵癌の画像診断の方法、エビデンス、限界について、当院のデータも提示しながら解説する.

## **EL7-2** MR Imaging Findings of Cystic Lesions of the Pancreas 膵嚢胞性病変の画像診断

市川新太郎 浜松医科大学 放射線診断学講座

Shintaro Ichikawa

膵嚢胞性病変は日常診療において遭遇する頻度の高い疾患である.撮像機器の進歩によって数mm大の小さな病変も指摘可能となっており、検診や他疾患評価目的の画像検査で偶発的に発見されることも多い.膵嚢胞性疾患を正しく診断するための第一歩は、嚢胞性病変か充実性病変か を正確に判断することである.MRIはコントラスト分解能に優れており、特にMRCPは嚢胞性病変の検出に有用である.本講演では1)膵嚢胞 性病変の典型像と鑑別疾患、診断する際の注意点をおさらいする、2)膵嚢胞性病変のマネジメントについて最新の知見をレビューする、の2点 を中心に膵嚢胞性病変の画像診断におけるMRIの有用性を学ぶことを目標とする.

# EL8-1Image processing and analysis of MR Data using Home-built Program<br/>プログラムの自作によるMRデータの画像処理・解析

八ツ代 諭<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> 東海大学 情報理工学部 情報科学科,<sup>2</sup>BioView 株式会社

Satoshi Yatsushiro<sup>1,2</sup>

MRIの撮像方法T1,T2強調画像のような解剖学的情報を与える画像の他に,拡散強調画像化法,動的磁化率マップ法に基づく血液灌流画像化法,位相コントラスト法に基づく速度画像,プロトン共鳴周波数法に基づく温度画像など,定量情報を得るための様々な撮像方法および解析方法がある.こうした定量情報はMRデータを数学的に解析することで抽出できる.そのための解析ソフトウェアが開発・公開されているが、それらは汎用性に優れている反面,研究者自身が意図する解析ができないこともあるため,解析プログラムを自作することも必要になる.そこで本講演ではプログラムの自作によるMRデータの画像処理・解析の基礎について話した後に,脳血液灌流画像,温度画像,速度画像の解析を例として紹介したい.なお、今回は数値計算ソフトウェアMATLABを用いた解析を例として示す.

## EL8-2 Brain Image Processing 脳画像処理

渡邊 啓太

京都大学 オープンイノベーション機構

#### Keita Watanabe

この20年間で、生体の脳を詳細に評価する手法としてMRIを用いた脳解析が大きく発展してきた.MRIを用いることで、脳梗塞や脳腫瘍など 病気の診断以外にも、構造画像による脳容積・脳萎縮、拡散テンソル画像による白質神経繊維の統合性、functional MRIによる脳血流・機能な どの定量化が可能である。これらの評価項目は主に研究用途で使用されているが、今後は臨床や健診などでの利用が進んで行くことが期待され る.また、脳萎縮の評価に関して、VSRADなどの定量化ソフトウェアを導入している施設は少なくない、本講演では、脳画像の定量化への理 解を深めることを目的に、構造画像と拡散テンソル画像における画像処理について概説する.前半では、画像フォーマットの変換や幾何学的な 歪みの補正など定量化を行うまでの基本的な画像処理の流れについて説明する.画像処理に必ずしも定められた規則はないが、参考として、海 外の大規模研究における画像処理の手順を紹介する.後半では、画像処理により定量化された脳情報と認知機能や生活習慣との関係について紹 介し、定量化された脳情報を臨床や健診に用いることの意義を考える.また、定量化された脳情報を医療へ導入する上での注意点について解説 する.

#### EL9-1 Clinical application of 4D flow MRI 4D flow MRI の臨床応用

大田 英揮 東北大学病院 放射線診断科

Hideki Ota

MRI は心血管系の評価に重要な役割を果たしている.その中でも、phase constrast法は血流速度を反映した画像を取得出来ることから、心 内や大血管およびその主要分枝における血流動態の評価が可能である.4D flow MRI はphase constrast法を基礎にしており、適切なpost processing によって生体内の血流動態を実測に基づいて3次元的に表現できる、ユニークなツールである.4D flow MRIの適応範囲は広く、脳 血管から末梢動脈まで、多くの領域での報告がある。当院では、主に心臓・大血管領域において、4D flow MRI 撮像している.本講演では、主 に当院での経験例をもとに、肺動脈疾患(肺高血圧症)、大動脈疾患および成人先天性心疾患の領域で、臨床応用について紹介する.1) 肺高血 圧症:肺高血圧症におけるMRIは、一般的に精査目的に用いられ、包括的な画像評価が可能である。4D flow MRIでは中枢側における3次元的 な肺動脈血流評価が可能であり、肺高血圧症では肺動脈幹における渦流形成が特徴的である。第4 群肺高血圧症である慢性肺血栓性肺高血圧症 では、手術や血管内治療による病態改善が期待できる。4D flow MRIにおいても、その治療効果を表現することが可能である。2) 大動脈弁狭 窄症では、大血管へ駆出される血流の低下、および上行大動脈の加速血流、らせん流形成が認められる.4D flow MRIでは、手術介入による大 動脈血流改善、流線の形態の変化、頭部・体幹部血流分布の変化などを評価することが可能である。また、大動脈解離の症例における臨床応用 についても症例を提示する。3) 成人先天性疾患においては、血流動態における問題点の検出・評価と、それに基づく治療戦略の例を提示する.

## EL9-2 Non-Contrast MRA Present and Recent Progress 非造影 MRA の現状と進展

宮崎美津恵

カリフォルニア大学サンディエゴ校 医学部放射線科

Mitsue Miyazaki

Current status of non-contrast MRA would be updated in head, chest, abdomen, and peripheral regions. Particularly, various technical advancements would be introduced those based on inflow effect, time-of-flight (TOF) and inflow-background suppressed bSSFP (Time-SLIP, IRFR, bTRANS, and Native TrueFISP), diastolic-systolic subtraction MRA (fresh blood imaging; FBI, TRANCE, deltaFlow, and Native SPACE), and chest MRA with various methods. For peripheral MRA, recent advancement in FBI will be briefly introduced. References:1) Miyazaki M and Lee VS. Radiology 248:20-43, 2008.2) Miyazaki M and Akahane M. JMRI 35:1-19, 2012. 3) Wheaton AJ and Miyazaki M. JMRI 36:286-304, 2012. 4) Miyazaki M, Sugiura S, Tateishi F, Wada H, Kassai Y, and Abe H. JMRI 12:776-783, 2000.5) Miyazaki M, Zhou X, and Nakamura. ARRS Book Chapter, AJR 2020.

#### EL10-1 Clinical applications and future potential of double diffusion encoding (DDE)

ダブルディフュージョンエンコーディング(DDE)の臨床応用と将来性

堀 正明

東邦大学 医療センター 大森病院

Masaaki Hori

従来の拡散強調像では、b値や拡散時間の相違はあるが、基本的に1回の撮像中に1方向に1つのmotion probing gradient (MPG)のペアを 印加する single diffusion encoding (SDE)が主流である.近年、MPGの印加方法に関して、様々な手法が提案されており、MPGを複数方向 に2回印加する方法がdouble diffusion encoding (DDE) である。DDEでは、SDEにおいて変更可能なMPGの向きや大きさの他、MPG間の時間および2つのMPGの印加方向の相違も画像のコントラストや得られる定量値には重要な要素となる。 前臨床研究において、DDEはボクセル内要素の大きさ(神経軸索径や腫瘍細胞径など)、要素の大きさのばらつきの評価が期待されてきたが、臨床用のMRI装置でこれらは成功しているとは言い難い。

DDEから得られる定量値のうち、µfractional anisotropy (FA)はボクセルを構成する要素の異方性を示すものであり、拡散テンソルにおける FAとは異なる情報を得ることができる.また、filter-exchange imaging (FEXI)という手法では、異なるコンパートメント間の水交換を定量

的に評価することが可能である。いずれも臨床用の3T MRI装置にて、疾患で撮像されている報告がある。 DDEの問題点として、臨床用のMRI装置でのMPGのグラディエントの強さの制限により、MPGを印加している時間が長くなってしまうこと、 さらにSDEと異なりDDEでは2つのMPGを印加するという理由により、どうしてもエコー時間(TE)が長くなることが挙げられる。また、 正確な定量値の評価には、必要なデータが多くなり、必然的に撮像時間が長くなる. 本教育講演では、DDEの臨床応用と将来性について、現状と問題点を含め論ずる.

#### **Oscillating Gradient Spin Echo (OGSE)** EL10-2 OGSE:振動する MPG で得られる DWI 信号

小畠 隆行

QST 量子医科学研究所

Takayuki Obata

#### 【始めに】

最近,臨床でも聞くようになってきたOscillating Gradient Spin Echo (OGSE)はこれまでのDWIでは得られなかった生体信号を得ることができ る手法として注目されている. Motion Probing Gradient (MPG) を波 の形で連続的に印加するこの方式で見えてくる信号の意味についてお話し, 最後に簡単に臨床応用例も紹介したい. 【OGSEと拡散時間】

OGSEを理解するためには拡散時間の概念の理解が不可欠である.まずは 拡散時間に関して理解すべき事項について説明する.

【連続波にするメリット】

拡散時間を短縮すると同じ傾斜磁場の強さでもb値は極端に小さくなって しまう. このため、MPGペアを加算することによりb値をあげられること が連続波にすることの一つのメリットである.しかし、もっと大事なこと は周波数特性があがることで、このことを中心に説明を進める. 【なぜ、Cosine波 ○、Sine波 ×なのか】

OGSEのMPGはCosine波が使用される.この理由はOGSEを理解するた めの大事な部分であり、今回は重点的にお話したいと考えている (図1). 【臨床応用】

簡単にではあるが、神経領域や腫瘍診断での応用例を紹介する.



図1、Sine型のMPG(上)とCosine型のMPG(下) では周波数特性が大きく異なる。

#### EL11-1 Image of gentitourinary system : Role of MRI in diagnosis 泌尿器科領域の画像診断:MRIの役割

立入 哲也,丸上 永晃

奈良県立医科大学 放射線·核医学科

Tetsuya Tachiiri, Nagaaki Marugami

泌尿器科疾患に対するMRIはCTやUSの補足的な画像モダリティーとして位置づけられているが、MRIは進展範囲の理解や出血、脂肪、蛋白 成分、繊維成分の検出に優れており、診断向上に寄与する場合がある.また小児や妊婦などX線被爆を避けたい場合やヨード造影剤アレルギー などでヨード造影剤を投与できない場合にCT検査の代替検査法としても有用である。本講演では、各臓器別にMRIの役割について述べる。 腎腫瘤はまず嚢胞性か充実性に分けられる。嚢胞性腫瘤は良悪性の鑑別が需要であり、Bosniak分類が役立つ。2019年に報告された新しい Bosniak 分類ではMRでの評価法についても追記された.充実性腫瘤においては偽被膜の有無,脂肪の有無,腫瘤内部の均一性などに着目し評 価を行う.これら評価の要点について解説する.

副腎腫瘍においては偶発腫瘍の鑑別診断としての役割を有することが多い。副腎腫瘤の鑑別では脂肪の有無についての判断が重要であり、 chemical shift imagingを用いた微小な脂肪の検出が診断の一歩となる. その他, 副腎には嚢胞や出血, 感染などが生じうり, 出血や壊死を 伴った褐色細胞腫と鑑別を要する場合がある。

前立腺癌や膀胱癌ではPIRADSやVI-RADSによるMRIでの病期診断の再確認と鑑別となる疾患について画像を交えながら解説する.

#### EL11-2 Diagnostic Imaging of Ovarian Tumors 卵巣腫瘍の画像診断

蟹江悠一郎 岡山大学病院 放射線科

Yuichiro Kanie

卵巣に腫瘤を認めた場合,それが非腫瘍性病変か腫瘍性病変かの判別が行われる.腫瘍性の場合には、良悪の鑑別および腫瘤の組織学的類推が 求められる.卵巣腫瘍にはさまざまな組織型が存在しそのMRI像も多彩であるが、卵巣腫瘍の鑑別には、内容液の性状、充実部分の有無、充実 部分がある場合にはその充実部分の拡散の低下の程度やdynamic studyや造影MRIでの増強効果などの所見を総合的に検討することが重要であ る.また、年齢や症状、腫瘍マーカーなどの臨床情報も診断の手かがりとなりうる. 本講演では比較的頻度の高い腫瘍を中心にその特徴や鑑別のポイントなどを解説する.

## EL12-1 MR Imaging in Bone Marrow Disorders 骨髄・骨髄疾患のMRI

高須 深雪

広島市民病院放射線診断科

Miyuki Takasu

すべての血液細胞は骨髄の造血幹細胞と、そこから分化してできる多能性前駆細胞によって産生される.造血幹細胞は自身を自己複製しながら 前駆細胞へと分化して、最終的には終末分化した血液細胞を恒常的に供給する.

骨髄にストレスが付加された際には、ストレスの種類や強度に応じて、骨髄の複数の細胞種がそれぞれ協調的に変容することで、全体として造 血恒常性を保っている.

骨髄には造血幹細胞とは異なる細胞系譜の間葉系前駆細胞が存在している.これらは骨髄の血管近傍に存在し、骨芽細胞、脂肪細胞、軟骨細胞 に分化する能力を備えている.骨髄は加齢に伴って末梢から徐々に脂肪で置換されていくが、間葉系前駆細胞はこうした加齢に伴う骨髄の脂肪 化の原因となる.間葉系前駆細胞は骨芽細胞への分化能も保持しており、生後形成される骨の主なソースであることが知られている. 骨髄不全症候群は造血幹細胞の量的・質的減少により、多くは汎血球減少症を呈する造血器疾患である.造血幹細胞の減少を来す原因としては、

骨髄不全症候群は造血幹細胞の量的・質的減少により、多くは汎血球減少症を呈する造血器疾患である.造血幹細胞の減少を来す原因としては、 再生不良性貧血に代表される、造血幹細胞に対する直接的障害あるいは免疫学的機序による幹細胞の枯渇、骨髄異形成症候群などにおける造血 幹細胞の遺伝子変異による分化障害がある.

造血器腫瘍はその旺盛な増殖能から、骨髄において正常の血液細胞を空間的・機能的に占拠してしまい、造血幹細胞による正常造血が抑制され てしまう.

本教育講演では、これらの各状態を中心に、骨髄のMRI所見を述べる.

#### EL12-2 Magnetic Resonance Imaging of the Spine in Children and Young Adults 若年者の脊椎 MRI

中田 和佳

自治医科大学 とちぎ子ども医療センター 小児画像診断部

Waka Nakata

椎体,椎間板,脊髄,周囲軟部組織の評価に組織コントラストに優れたMRIは欠かせない.小児脊椎のMRI検査では解剖学的な知識の他に発達 過程にある脊椎の画像変化を理解しておく必要がある.例えば,脊椎の二次骨化核は椎体隅角部に環状骨端核として10-12歳ごろに出現する. 成長期の脊椎の特徴を知ることで,終板障害など若年者に生じる病変の分布への理解が深まる.また,疑い病名なしにただの腰痛として依頼さ れる症例の中では脊椎分離症や脊椎関節炎などは若年者に好発するので,これらの所見を知っておくことも重要である.脊椎奇形(二分脊椎) は学童期になってから診断されることがあり,成人用のルーチン検査では評価が不十分な場合がある.

MRIでは被曝がないが、検査時間が長く、患児にあわせた撮影の工夫は不可欠である。検査中にシーケンスの変更や追加が必要となることもしばしばである。本講演では基本的に鎮静を必要としない小児・若年成人を中心とした脊椎MRIの画像検査について比較的頻度の高い疾患を取り上げて解説する。

EL Day 3

## EL13-1 Radiogenomics for glioma

グリオーマのRadiogenomics

木下 学

国立大学法人 旭川医科大学 脳神経外科学講座

Manabu Kinoshita

これまでの脳画像研究分野の勢力的な研究によって豊富な脳腫瘍画像解析ツールが開発され,研究者コミュニティーの間で配布されてきた.こ

のような背景をもとにグリオーマは希少がんである にもかかわらず, Radiogenomics研究の試金石と して極めて重要な悪性疾患である (図面参照). 数 あるグリオーマのradiogenomics研究の中でも腫 瘍のIDH遺伝子の有無を画像によって推定する研 究が中心をなしている.研究黎明期に提唱された radiomics解析に最近では機械学習や人工知能を導 入することが試みられている.このように、MRIと いう非侵襲的な診断技術によって悪性腫瘍の質的診 断を成し遂げようとするradiogenomics研究は極 めて近未来的で魅力的な研究分野であるが、最近の 研究結果を俯瞰すると、その限界も見え隠れする. MRIをradiogenomics研究の基軸においている限 り,施設間での撮影条件と画像再構成法のバラツキ から逃れることはできず,構築した診断アルゴリズ ムの汎化が難しい.本教育講演ではradiogenomics 研究の問題点に特に焦点を絞ってまとめる.



# EL13-2 Hyperpolarized-Magnetic Resonance Metabolic Imaging: For Application as Next-generation Diagnostic Imaging

超偏極-核磁気共鳴代謝イメージング:次世代の画像診断技術としての応用に向けて

高草木洋一

量子科学技術研究開発機構 量子生命科学研究所

Yoichi Takakusagi

超偏極-核磁気共鳴代謝イメージングが幕を開けて 15 年以上が経過する. その間, 超偏極技術は MRI と共に発展を遂げ, [1-<sup>13</sup>C] ピルビン酸 を主役に脳, 心臓, 肝臓, 膵臓, 腎臓, 前立腺などの機能や, がん・老化・炎症・レドックス・遺伝子変異などの関連疾患・早期治療応答を診 断するための画像技術としてその可能性が示されてきた. 2010 年に開始された初の臨床試験(前立腺がん)を皮切りに, 世界では臨床研究拠点 の形成と臨床研究が進行中であるが, 基礎研究についてはややもすると停滞気味の様相を呈してきている. 大型装置を取り揃えた拠点形成の難 しさや, 装置の開発・導入・維持に必要な高額費用といった根本的事情に加え, 2000 年代後半の市販機 HyperSense™ の登場・事業停止から 10 年以上が経過し, 装置の経年劣化の問題も無視できなくなりつつある. また, 超偏極ピルビン酸の応用研究に底が見え始めていることや, 根 源的な弱点である偏極寿命の短さとこれに起因するプロープ開発の制限など, その原因は多岐に亘る. 特に分子プロープの開発は本技術の将来 を左右しうる重要な要素であり, 現状を打破しその応用範囲を拡げるためのブレイクスルーが今なお切望されている.

本講演では、超偏極-核磁気共鳴代謝イメージングについて [1-<sup>13</sup>C] ピルビン酸の応用を中心に概説し、本技術の基礎や開発動向、国内外の現状 について説明しながらこれまでの約 20 年を振り返る.本技術が抱える現状の課題にまで理解を深めていただくとともに、それらの克服を目指 した演者らの最近の取り組みについても紹介する.最新の分子プローブが切り拓く新たな研究展開や、本技術ならではのユニークな画像診断の 可能性について触れながら、超偏極-核磁気共鳴代謝イメージングの未来予想図を描いてみたい.

Vaeggemose M. et al. Metabolites 11, 219, 2021 (Review)

Kondo Y. et al. Angew Chem Int Ed Engl 60, 14779, 2021 (Review)

# EL14-1The Usefulness of MR Bone Image in Lumbar Spondylolysis of the Youth<br/>若年者腰椎分離症における MR Bone Imageの有用性について

小林 裕太<sup>1</sup>, 目 昭仁<sup>2</sup>, 花岡 篤哉<sup>3</sup>, 長弘 行雄<sup>4</sup>, 岡田 守久<sup>1</sup>, 渡邊 征二<sup>1</sup>, 長谷川夕華<sup>1</sup>

<sup>1</sup> 地域医療支援病院 オープンシステム 徳山医師会病院 放射線科,<sup>2</sup> さっか整形外科クリニック,<sup>3</sup> 新南陽整形外科クリニック,<sup>4</sup> 香田整 形外科医院

Yuta Kobayashi, Akihito Sakka, Atuya Hanaoka, Yukio Nagahiro, Morihisa Okada, Seiji Watanabe, Yuka Hasegawa

腰椎分離症は、主に椎弓関節突起間部に発症する疲労骨折であり、成長期のスポーツなどで繰り返す腰椎への伸展及び回旋負荷により生じると されている.診断においては、MRI検査にて骨髄浮腫の評価、CT検査にて骨状態の評価を行い診断・治療方針決定が行われている.MRI検査 では、高い組織コントラストにより脊椎や脊髄、周辺組織を形態的かつ質的に評価は可能だが骨情報がCT検査と同様に描出できないという欠 点があった.検査部位も放射線感受性の高い生殖腺に近く、対象年齢も思春期ということを考慮するとMRI検査にて骨髄浮腫と骨状態の評価が 同時に行うことができ、経過観察が行いやすい方法があると良いと考えた.近年、MRI装置の性能向上により人工知能を用いたノイズ除去再構 成技術 AiCE処理やShort TEといった技術を使用できるようになった為、これらを用いて MR Bone Image法 (MBI)を検討し、MBIを取り入れ た MRI検査にて総合的に診断・治療方針決定に有用性があるか検討を行った.この腰椎分離症の検討を基にMBIの原理や撮像テクニック、MBI を用いた臨床症例を解説させていただきたいと思います.

## EL14-2 Imaging techniques of spine 椎体の撮像技術

坂井 上之

東千葉メディカルセンター 放射線部

Takayuki Sakai

脊椎MRIでは、骨・関節・脊髄神経・椎間板・靭帯・周囲筋組織など観察対象が多く存在する.本講演ではその中の椎体に着目し、MRIにお ける椎体の観察ポイントや撮像技術の紹介を行う.まず撮像断面は脊椎の長軸である矢状断像を基準とし、側方への疾患の広がりや周囲筋組織 への影響を観察するために冠状断像が有用である.また横断像は椎間板や椎体による脊髄への圧迫の程度を観察できる.撮像法は高速スピンエ コー法を用いたT1,T2強調画像が基本となる.これは形態評価に優れるだけでなく、脊椎疾患により椎体に生じる骨硬化、線維化、壊死、ガ ス、腫瘍、骨髄浮腫などの組織性状評価にも有用である.

椎体内の撮像を行う上で骨髄(赤色髄と脂肪成分に富む黄色髄)についての理解は重要である.成長とともに椎体内の黄色髄が増加するため, T1,T2強調画像で高信号に描出される.一方で多くの疾患(椎体骨折,骨転移,再生不良性貧血など)では骨髄浮腫や骨髄の減少,骨髄置換, 赤色髄沈着などにより椎体内の脂肪成分が減少する.そのためT1強調画像やSTIR像で椎体内の脂肪量の変化を異常信号として検出できる.近 年ではこの椎体内脂肪量に着目し,Dixon法によるproton density fat fraction (PDFF)の定量評価の報告が散見され,圧迫骨折の良悪性鑑別 や骨粗鬆症性椎体圧迫骨折の進行予測などに期待される.

今後期待される撮像技術としては、3D-UTEを用いた骨イメージング(BoneVIEW)や3D-高速スピンエコー法をベースとした形態画像と定量 画像同時取得シーケンス (MIXTURE)がある.その他、脊椎固定による金属アーチファクト低減手法や圧縮センシングを用いた脊椎・椎体への 臨床応用についても触れたい.

# Oral

一般演題(口述発表)

#### 01-001 Prediction of PD-L1 expression among triple negative breast cancer using texture analysis of high-resolution MRI

高分解能造影 MR・拡散強調画像の Texture analysisを用いたトリプルネガティブ乳癌における PD-Ll 発現予測

升井久留海<sup>1</sup>,本田 茉也<sup>2</sup>,片岡 正子<sup>3</sup>,福島 康宏<sup>4</sup>,太田 理恵<sup>3</sup>,飯間 麻美<sup>37</sup>,三宅可奈江<sup>3</sup>,山田 洋介<sup>5</sup>,戸井 雅和<sup>6</sup>, 中本 裕士3

Kurumi Masui<sup>1</sup>, Maya Honda<sup>2</sup>, Masako Kataoka<sup>3</sup>, Yasuhiro Fukushima<sup>4</sup>, Rie Ota<sup>3</sup>, Mami Iima<sup>3,7</sup>, Kanae Miyake<sup>3</sup>, Yousuke Yamada<sup>5</sup>, Masakazu Toi<sup>6</sup>, Yuji Nakamoto<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Faculty of Medicine, Kyoto University, <sup>2</sup>Department of Diagnostic Radiology, Kansai Electric Power Hospital, <sup>3</sup>Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Graduate school of Medicine, Kyoto University, <sup>4</sup>Department of Applied Medical Imaging, Graduate School of Medicine, Gunma University, <sup>5</sup>Department of Pathology, Kyoto University Hospital, <sup>6</sup>Department of Surgery, Kyoto University Hospital, <sup>7</sup>Institute for Advancement of Clinical and Translational Science, Kyoto University Hospital

[要旨] We investigated if radiomic features of breast tumor and rim from high-resolution CE MRI and DWI can predict PD-L1 expression among TNBC. Several significant features were selected from tumor and rim on ADC map, and tumor on CE MRI. They may be useful in predicting expression status of PD-L1.

トリプルネガティブ乳癌(TNBC)においては近年免疫チェックポイント阻害剤を用いた治療が注目され、免疫細胞機能を抑制する細胞表面タンパク質 目的 トリプルネガティブ乳癌 (TNBC) においては近年免疫チェックポイント阻害剤を用いた治療が注目され、免疫細胞機能を抑制する細胞表面タンパク質 PD-L1が発現していれば抗PD-L1抗体を用いた治療が適応可能である。PD-L1発現の有無は生検で調べるが発現の程度は必ずしも均一でない、今回我々は、 病変全体の情報をとらえるMRI画像からPD-L1陽性・陰性TNBCを鑑別することを目的とした.方法 対象は当院で2019年11月から2020年8月に高分解 能造影MR画像 (CE) および高分解能拡散強調画像 (DWI) を撮像され、組織学的にTNBCと診断された13病変、CEおよびDWI画像を3次元画像解析ソ 7ト (3D Slicer) に取り込み、1名の放射線診断医と半年の訓練を終えた1名の学生が各画像のセグメントを手動で作成した。各症例において最も大きい連続 性の病変を腫瘍部のセグメント (tumor) とし、腫瘍の量外側3mmを辺縁部のセグメント (rim) とした. PyRadiomicsを用いて各セグメントから特徴量を 抽出した. DWIのADCマップから抽出を行い、CEは抽出時にnormalizationを行った、CEのtumor, rimからそれぞれ1218、DWIのtumor, rimからそれ ぞれ1132の特徴量が抽出され、ここからセグメント作成者2人のICC (級内相関係数) >0.8となるものだけを選択した、病変の生検または手術検体から得ら れたPD-L1の発現の有無をアウトカムとし、Least Absolute Shrinkage and Selection (LASSO) を用いて、PD-L1の発現予測に有用な特徴量を選択した. 結果 DWL\_tumorからはwavelet-LLH\_glcm\_Correlationなど6つ、ADC\_rimからはorginal\_firstorder\_Median, wavelet-LHL\_firstorder\_Maximum の2つが有用な特徴量として選択された. CE\_tumorからはwavelet-LLL\_glcm\_Imc2など8つが有用な特徴量として選択された. 結論 MRI画像から得られ る特徴量はPD-L1の有無の推定に有用な可能性がある. 目的

#### O1-002 Apparent diffusion distance reveals breast tumor microstructure in vivo 乳腺腫瘍の微細構造を捉える見かけの拡散距離

飯間 麻美<sup>1,2</sup>, 片岡 正子<sup>1</sup>, 本田 茉也<sup>1,4</sup>, 大野 文美<sup>1,5</sup>, 太田 理恵<sup>1</sup>, 大橋 茜<sup>1,6</sup>,漆畑 勇太<sup>3</sup>, 戸井 雅和<sup>7</sup>, 中本 祐士<sup>1</sup> Mami Iima<sup>1,2</sup>, Masako Kataoka<sup>1</sup>, Maya Honda<sup>1,4</sup>, Ayami Ohno<sup>1,5</sup>, Rie Ota<sup>1</sup>, Akane Ohashi<sup>1,6</sup>, Yuta Urushibata<sup>3</sup>, Masakazu Toi7, Yuji Nakamoto1

<sup>1</sup>Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Kyoto University Graduate School of Medicine, Kyoto University, <sup>2</sup>Institute for Advancement of Clinical and Translational Science (iACT), Kyoto University Hospital, Kyoto, Japan, <sup>3</sup>Siemens Healthcare K.K., Tokyo, Japan, <sup>4</sup>Radiology department, Kansai Electric Power Hospital, Osaka, Japan, <sup>5</sup>Radiology department, Kyoto-Katsura Hospital, Kyoto, Japan, <sup>6</sup>Radiology department, National Kyoto Hospital, Kyoto, Japan, <sup>7</sup>Breast Surgery, Graduate School of Medicine, Kyoto University, Kyoto, Japan

【要旨】 Ki-67 positive breast cancers tended to have a shorter apparent diffusion distance compared to Ki-67 negative breast cancers. This tendency might be attributable to the cancer cells or cell membrane permeability to water, which needs further investigation.

This prospective study included 80 breast cancer patients. DWI scans with two diffusion times were acquired on a clinical 3T MRI scanser using oscillating and pulsed diffusion-encoding gradients (effective diffusion times = 4.7 ms and 96.6 ms, respectively) and b-values of 0 and 700 s/mm<sup>2</sup>. The apparent diffusion distance of water molecules with diffusion times was calculated for each diffusion time using Einstein's equation: $<x^{2}>^{1/2}=(2ADCdiff)^{1/2}$ . Ki-67 positivity was determined as tumors with more than 14% positive tumor cells among the total number of malignant cells. 25 breast cancers were Ki-67 negative and 55 breast cancers were Ki-67 positive breast cancers tended to have shorter apparent diffusion distance (3.46µm at short diffusion time, and 13.16µm at long diffusion time) compared to Ki-67 negative breast cancers (3.50µm at short diffusion time, and 13.96µm at long diffusion time). This tendency might be attributable to the cancer cells or cell membrane permeability to water, which needs further investigation.

#### O1-003 Effect of contrast agent on the measurement of breast fatty acid composition (FAC) using **2D-multipoint DIXON MRI**

## 造影剤は2D-multipoint DIXONを用いた乳房脂肪酸組成計測に影響を与えるか

惠 2 山村健太郎<sup>1</sup>,後藤眞理子<sup>2</sup>,池野 寛康<sup>1</sup>,酒井 晃二<sup>2</sup>,今井 広<sup>3</sup>, 中川 稔章<sup>1</sup>, 山田

Kentaro Yamamura<sup>1</sup>, Mariko Goto<sup>2</sup>, Hiroyasu Ikeno<sup>1</sup>, Koji Sakai<sup>2</sup>, Hiroshi Imai<sup>3</sup>, Toshiaki Nakagawa<sup>1</sup>, Kei Yamada<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Ragiology, University Hospital, Kyoto Prefectual University of Medicine, <sup>2</sup>Department of Ragiology, Kyoto Prefectural University of Medicine, <sup>3</sup>Siemens Healthcare K.K.

【要旨】 The effect of gadolinium contrast administration on the measurement for fatty acid composition of breast adipose tissue was evaluated. The fraction of the poly- and mono-unsaturated fat had significant differences between pre- and post-contrast measurement. Background

Fatty acid composition (FAC) image using 2D-multi point DIXON is a prototype imaging to measure fatty acid fractions of the tissue. In the breast, a few studies have been reported the associations between fatty acid fractions in breast adipose tissue and breast cancer status. With our best knowledge, there are no reports about the effects of contrast media on FAC measurements. Objective

To verify the effect of contrast agent on the breast FAC measurement.

Methods Twenty-nine subjects who underwent breast MRI using on a 3T scanner (Siemens Healthcare) were included. A prototype 16-echo 2D gradient echo DIXON sequence was used to obtain the FAC maps before and after administration of the contrast media. After the data acquisition, the saturated fat (SF), unsaturated fat (UF), mono-unsaturated fat (MUF), and poly-unsaturated fat (PUF) fraction maps were generated. Four regions of interests (ROI) were drawn in each breast adipose tissue on each pre- and post-contrast map. The mean values of 4 ROIs were compared between pre- and post-contrast image. Result

The mean SF was  $30.3 \pm 3.4\%$  in pre-contrast and  $29.9 \pm 4.1\%$  in post-contrast. UF was  $69.6 \pm 3.5\%$  in pre-contrast, and  $68.9 \pm 9.1\%$  in post-contrast. There were no significant differences in SF (p=0.28) and UF (p=0.47) between pre- and post-contrast image. Meanwhile, in the post-contrast, PUF was significantly lower ( $24.4 \pm 6.1\%$  vs  $26.5 \pm 5.2\%$ ; p<0.01) and MUF was higher ( $45.9 \pm 7.3\%$  vs  $43.2 \pm 6.1\%$ ; p<0.01) than pre-contrast image. Conclusion PUF and MUF measurement using 2D-multi point DIXON may be affected by contrast media.

# O1-004 Quantitative MRI and breast cancer subtypes 乳癌サプタイプとMRI定量解析

風間 俊基<sup>1</sup>,高原 太郎<sup>2</sup>,中村 法子<sup>1</sup>,熊木 伸枝<sup>3</sup>,新倉 直樹<sup>4</sup>,丹羽 徹<sup>1</sup>,橋本 順<sup>1</sup>

Toshiki Kazama<sup>1</sup>, Taro Takahara<sup>2</sup>, Noriko Nakamura<sup>1</sup>, Nobue Kumaki<sup>3</sup>, Naoki Niikura<sup>4</sup>, Tetsu Niwa<sup>1</sup>, Jun Hashimoto<sup>1</sup> <sup>1</sup>Department of Diagnostic Radiology, Tokai University School of Medicine, <sup>2</sup>Department of Biomedical Engineering, Tokai University School of Engineering, <sup>3</sup>Department of Pathology, Tokai University School of Medicine, <sup>4</sup>Department of Breast and Endocrine Surgery, Tokai University School of Medicine

【要旨】 Mean T2 of ER-negative cancers was significantly higher than that of ER-positive cancers. The T1, T2, and PD exhibited an excellent correlation with Ki-67. Among ER-positive cancers, T1, T2, and PD of low Ki-67 cancers were significantly lower than those of high Ki-67 cancers.

Purpose: The purpose of this study was to correlate the quantified values obtained using synthetic MR and breast cancer subtypes. Materials and methods: Twenty-eight breast cancer patients underwent MRI of the breast including Synthetic MR. T1, T2, and PD were correlated with Ki-67. T1, T2, and PD were compared between cancers with and without ER, and between high Ki-67 groups and low Ki-67 groups in ER-positive breast cancers. Result: Mean T2 relaxation of ER-negative cancers was significantly higher than that of ER-positive cancers (p < .05). The T1, T2, and PD exhibited an excellent correlation with Ki67 (Pearson's r = 0.75, 0.69, 0.60 respectively; p < .001). Among ER-positive cancers (n=23), T1, T2, and PD of low Ki-67 cancers were significantly lower than those of high Ki-67 cancers (p < .05). Conclusion: Quantitative MRs significantly correlated with subtypes of invasive breast cancer.



#### O1-005 Simultaneous Relaxometry and Morphometry of Human Brain Structures using 3D MR Fingerprinting: A Multisite, Multiplatform, Multi-field-strength Study 3D MR Fingerprintingによる脳構造毎の組織緩和時間と形態情報の同時解析に関する網羅的検討

藤田 翔平<sup>1,2</sup>, 竹井 直行<sup>5</sup>, 福永 一星<sup>1</sup>, 内田 航<sup>1</sup>, 萩原 彰文<sup>1</sup>, 阿部 修<sup>2</sup>, Michela Tosetti<sup>3,4</sup>, 青木 茂樹<sup>1</sup>

Shohei Fujita<sup>1,2</sup>, Matteo Cencini<sup>3,4</sup>, Guido Buonincontri<sup>3,4</sup>, Naoyuki Takei<sup>5</sup>, Issei Fukunaga<sup>1</sup>, Wataru Uchida<sup>1</sup>, Akifumi Hagiwara<sup>1</sup>, Osamu Abe<sup>2</sup>, Michela Tosetti<sup>3,4</sup>, Shigeki Aoki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Juntendo University, <sup>2</sup>Department of Radiology, The University of Tokyo, <sup>3</sup>Imago7 Foundation, <sup>4</sup>IRCCS Stella Maris, <sup>5</sup>MR Applications and Workflow, GE Healthcare

[要旨] The repeatability and reproducibility of 3D MRF-based simultaneous relaxometry and morphometry in healthy volunteers were evaluated in a brain structure-wise manner using scan-rescan tests performed on different scanners types across multiple centers with different magnetic field strengths.

#### Background:

Magnetic resonance fingerprinting (MRF) permits simultaneous acquisition of T1 and T2 maps inherently aligned to the anatomy, allowing morphometry and relaxometry analysis of the whole brain in a single scan. **Purpose:** 

To evaluate the repeatability and reproducibility of simultaneous relaxometry and morphology of brain structures in healthy volunteers using 3D MRF on different scanner platforms across multiple institutions with different field strengths. Materials and Methods:

Materials and Methods: This study was a secondary analysis of a previous prospective study. Scan-rescan tests of whole-brain 3D MRF were performed at five 1.5 T and three 3.0 T operating systems including different models from a single vendor across three institutions. Regional T1, T2, cortical thickness, and subcortical volume were calculated for each representative neuroanatomical structure. The Bland-Altman plots and within coefficient of variation (wCV) were used to assess bias, intra-scanner repeatability, inter-scanner repeatability, and inter-field-strengths reproducibility. **Results:** 

Results: Twelve healthy volunteers (10 men and 2 women; age range, 28-43 years) were included in this study. The wCV of relaxation times and morphology of the human brain measured with 3D MRF varied by 1.5 to 10.3% across multiple scanners operating at 1.5 and 3.0 T from a single vendor.

#### Conclusion:

3D MRF-derived morphological information and relaxation times showed high repeatability and reproducibility at both 1.5 and 3.0 T. The regional cortical thickness and subcortical volumes showed good agreement across magnetic field strengths.

# O1-006 Evaluation of gray matter microstructure changes by repetitive head impact in contact sports using Free Water Imaging

Free Water Imagingを用いたコンタクトスポーツによる反復的な頭部への衝撃による灰白質微細構造の評価

守田 裕一<sup>1</sup>,鎌形 康司<sup>1</sup>,高林 海斗<sup>1</sup>,内田 航<sup>1</sup>,斎藤 勇哉<sup>1</sup>,菊田 潤子<sup>1</sup>,加賀 英義<sup>2</sup>,染谷 由希<sup>3</sup>,宮田 真理<sup>4</sup>, クリスティナ アンディカ<sup>1</sup>,明石 敏明<sup>1</sup>,和田 昭彦<sup>1</sup>,田村 好史<sup>2,3</sup>,河盛 隆造<sup>2,3</sup>,綿田 裕孝<sup>2,3</sup>,青木 茂樹<sup>1</sup>

Yuichi Morita<sup>1</sup>, Koji Kamagata<sup>1</sup>, Kaito Takabayashi<sup>1</sup>, Wataru Uchida<sup>1</sup>, Yuya Saito<sup>1</sup>, Junko Kikuta<sup>1</sup>, Hideyoshi Kaga<sup>2</sup>, Yuki Someya<sup>3</sup>, Mari Miyata<sup>4</sup>, Christina Andica<sup>1</sup>, Toshiaki Akashi<sup>1</sup>, Akihiko Wada<sup>1</sup>, Yoshifumi Tamura<sup>2,3</sup>, Ryuzo Kawamori<sup>2,3</sup>, Hirotaka Watada<sup>2,3</sup>, Shigeki Aoki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Juntendo University Graduate School of Medicine., <sup>2</sup>Department of Metabolism & Endocrinology,

Juntendo University Graduate School of Medicine., <sup>3</sup>Center for Sportology, Juntendo University Graduate School of Medicine., <sup>4</sup>Department of Functional Brain Imaging, National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology.

【要旨】We use Free Water Imaging(FWI) to examine how repetitive head impact(rHI) affects gray matter in 40 healthy adults who experienced contact sports and 40 control subjects. FWI showed significant changes in the frontal and temporal lobe cortex. FWI can detect micro-changes of gray matter rHI caused.

【背景・目的】繰り返す頭部への衝撃(repetitive head impact: rHI)が脳灰白質微細構造に与える変化は明らかでない.本研究ではFree Water Imaging(以下FWI)を用いて,脳灰白質の微細構造変化を評価した.【方法】対象者はコンタクトスポーツ歴のある健常成人40名,コンタクトスポーツ歴のない健常成人40名とした。3.0T MRI装置(MAGNETOME Prisma, Simens社)で拡散強調像(b-values:0, 1000 s/mm2, 各MPG64軸)を取得した. 拡散強調像からFW定量値マップ(Free Water(FW), FW corrected axial diffusivity(ADt), FW corrected mean diffusivity(Dt), FW corrected mean diffusivity(RDt)) を算出した。Gray matter-based statistics (GBSS)を使用して各群のFW定量値をVoxel based morphometry(VBM)により全脳灰白質容積を,それぞれコンタクトスポーツ群と対照群で群間比較した.【結果】コンタクトスポーツ群では,前脳基底部,海馬,大脳基底核,前頭・側頭葉皮質におけるADt, MDt, RDtが有意に上昇した.VBMでは灰白質体積に有意な差は認めなかった.【考察】前脳基底部や前頭葉皮質(側頭葉皮質は,皮質脳挫傷の好発部位であり,コンタクトスポーツ経験者では巨視的な脳挫傷に及ばない微細構造変化が生じていると考えられた.マウスにおいてrHIによって受傷部位の樹状突起変性を認める報告があり,これらの領域におけるADt, MDt, RDtの有意な上昇はrHIによって樹状突起変性を反映した所見の可能性がある.【結論】FWIはコンタクトスポーツ経験者における脳灰白質の微細構造変化を検出可能

#### 01-007 **Evaluation of Relationship between Lower Limb Muscle Strength and White Matter Microstructure by Free-Water Imaging**

## Free-Water Imagingを用いた下肢筋力と脳白質微細構造の関連性評価

高林 海斗<sup>1</sup>,鎌形 康司<sup>1</sup>,加賀 英義<sup>2</sup>,染谷 由希<sup>3</sup>,内田 航<sup>1</sup>,クリスティナ 7 明石 敏昭<sup>1</sup>,和田 昭彦<sup>1</sup>,田村 好史<sup>2,3</sup>,河盛 隆造<sup>2,3</sup>,綿田 裕孝<sup>2,3</sup>,青木 茂樹<sup>1</sup> 航<sup>1</sup>, クリスティナ アンディカ<sup>1</sup>, 斎藤 勇哉<sup>1</sup>, 菊田 潤子<sup>1</sup>,

Kaito Takabayashi<sup>1</sup>, Koji Kamagata<sup>1</sup>, Hideyoshi Kaga<sup>2</sup>, Yuki Someya<sup>3</sup>, Wataru Uchida<sup>1</sup>, Christina Andica<sup>1</sup>, Yuya Saito<sup>1</sup>, Junko Kikuta<sup>1</sup>, Toshiaki Akashi<sup>1</sup>, Akihiko Wada<sup>1</sup>, Yoshifumi Tamura<sup>2,3</sup>, Ryuzo Kawamori<sup>2,3</sup>, Hirotaka Watada<sup>2,3</sup>, Shigeki Aoki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Juntendo University Graduate School of Medicine, <sup>2</sup>Department of Metabolism & Endocrinology, Juntendo University Graduate School of Medicine, <sup>3</sup>Sportology Center, Juntendo University Graduate School of Medicine

【要旨】 We compared white matter (WM) microstructure between groups with low and high lower limb muscle strength using free-water imaging (FWI). We found FWI parameters changes, which reflect axon and myelin structures. Our results suggested lower limb muscle strength is associated with WM microstructure.

【背景】近年,歩行速度や筋力といった身体機能と脳白質病変との関連が検討されている.正常に見える脳白質にも運動習慣の影響が生じると考えられるが,十 分な検討は行われていない.そこで本研究ではdiffusion tensor imaging (DTI) とbi-tensor free-water imaging (FWI) を使用し,下肢筋力と脳白質微細構 造との関連を検討した

造との関連を検討した. 【方法】65-84歳の健常者112名を対象とし、頭部3TMRI (MAGNETOM Prisma; Siemens Healthcare) で拡散MRIを撮像した.BIODEX systemで測定 される膝伸筋のピークトルクを下肢筋力の指標として用い、ピークトルクが高い群、低い群に群別, tract-based spatial statistics (TBSS) を用いたDTI定量 値 (Axial Diffusivity: AD, Mean Diffusivity: MD, Radial Diffusivity: RD, Fractional Anisotropy: FA), FWI定量値 (Pree Water: FW, FW corrected AD: ADt, FW corrected MD: MDt, FW corrected RD: RDt, FW corrected FA: FAt)の群間比較を行い、検出した有意ボクセルにおける各定量値の平均 値とピークトルクとの相関解析を行った. [結果] ピークトルクが高い群では低い群に比べ、皮質脊髄路を含む放線冠や、上縦束などの白質領域で、MDt, RDtが有意に低く、FAtが有意に高かった.これ らの領域において、ピークトルクと MDt, RDt との間に負相関, FAt との間に正相関が見られた. 【考察・結論】白質領域における MDt, RDt, FAt の変化は軸索構造と髄鞘形成の程度の違いを反映すると考えられ、下肢筋力と脳白質微細構造との関連が示唆 された、下肢筋力が強い群では日頃の運動習慣があることが推測される、運動により神経保護に寄与する脳由来神経栄養因子 (brain-derived neurotrophic factor: BDNF)の放出が促進されることが知られており、下肢筋力の強い群ではBDNFの作用が増加した可能性がある、今後は運動強度(強度や頻度など)と 脳白質微細構造との関連の検討も必要である.

#### 01-008 Structural Grey Matter Changes after Motor Rehabilitation in Haemorrhagic Stroke 出血性脳卒中患者に対するリハビリテーション後における灰白質の構造変化

プラデーパルワン ワンニアラッチゲ1

Pradeepa Ruwan Wanniarachchige<sup>1</sup>, Sadhani Karunarthne<sup>1,2</sup>, Tomoki Izumi<sup>1</sup>, Hiroki Sakaguchi<sup>1</sup>, Atsushi Senoo<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Sciences, Graduate School of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>Department of Radiography & Radiotherapy University of Peradeniya Sri Lanka

【要旨】 We performed voxel-based morphometry analysis in haemorrhagic stroke patients after motor rehabilitation. Significant grey matter changes were found in brain areas, including cerebellum, frontal gyrus, insula, angular gyrus, somatosensory and primary motor cortex after rehabilitation.

Background: The brain plasticity mechanism underlying motor rehabilitation is widely established, but its morphological changes have not been studied exhaustively. Objectives; We aimed to investigate the grey matter volume (GMV) changes following motor rehabilitation based on low-frequency rTMS and intensive occupational therapy after stroke. Methods: 24 left hemisphere damaged and 30 right hemisphere damaged stroke patients were studied. T1-weighted images were obtained before and after motor rehabilitation. Motor functional outcomes were assessed using Fugl-Meyer Assessment (FMA). We performed voxel-based morphometry and a ROI analysis using mostly studied motor areas. Results: FMA significantly increased following intervention (p < 0.05). We used p < 0.001(uncorrected), since no significant grey matter changes were survived with multiple comparisons. A significant decreased GMV in the left insula region and increased GMV in the right cerebellum of the left hemisphere damaged group was observed. The right hemisphere damaged group showed significantly increased grey matter in the right cerebellum. Both groups showed a significant decrease in GMV in the inferior frontal gyrus and a significant increase in GMV in the left angular gyrus. ROI values of GMV significantly increased in the right cerebellum, and somatosensory cortex and significantly decreased in primary motor cortex across groups (p < 0.05, corrected). Conclusions: Motor rehabilitation result in grey matter changes of brain areas, including motor networks, insula, and angular gyrus.

#### 01-009 Oral health is associated with white matter volume reduction: A rural Japanese population study 口腔内環境が脳容積に与える影響: A rural Japanese population study

辰尾宗一郎<sup>1</sup>, 対馬 史泰<sup>1</sup>, 丸山 翔<sup>1</sup>, 坂下 仁菜<sup>1</sup>, 小林 恒<sup>2</sup>, 井原 一成<sup>3</sup>, 石田 水里<sup>4</sup>, 岩根 拓朗<sup>4</sup>, 中路 重之<sup>4</sup>, 渡邊 啓太<sup>5</sup>,掛田 伸吾<sup>1</sup>

Soichiro Tatsuo<sup>1</sup>, Fumiyasu Tsushima<sup>1</sup>, Sho Maruyama<sup>1</sup>, Nina Sakashita<sup>1</sup>, Wataru Kobayashi<sup>2</sup>, Kazushige Ihara<sup>3</sup>, Mizuri Ishida<sup>4</sup>, Takuro Iwane<sup>4</sup>, Shigeyuki Nakaji<sup>4</sup>, Keita Watanabe<sup>5</sup>, Shingo Kakeda<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Hirosaki University Graduate School of Medicine, <sup>2</sup>Department of Oral and Maxillofacial Surgery,

Hirosaki University Graduate School of Medicine, <sup>3</sup>Department of Social Medicine, Hirosaki University Graduate School of Medicine, <sup>4</sup>Central of Healthy Aging Innovation, Hirosaki University, <sup>5</sup>Open Innovation Institute, Kyoto University

【要旨】 For 2390 volunteers, who participated in the rural health promotion project, we examined the association of oral health (tongue strength and number of teeth present) with brain volume. Our results showed that the oral health may be an important risk factor for white matter volume reduction.

【目的】青森県は加齢性疾患・生活習慣病の罹患率が高い地域であり、これに対して、健康増進プロジェクトとして大規模住民健康調査(以下、いきいき健診)を実施している。本研究の目的は、いきいき健診で得られたデータを対象に、脳MRI画像と歯科口腔環境との関係を調べた、【方法】対象は、いきいき健診に参加し頭部MRIと歯科口腔検査を受けた2390例(平均年齢:70.0±4.2歳,男性:949例,女性:1441例)である。歯科口腔検査は、残歯数を3群(0-9,10-19,20本以上)、舌圧を3群(0-19,20-39,40 kPa以上)に分けた。脳容積については、高分解能3次元T1強調像から、画像解析ソフト(SPM12 software program)を用いて、全脳の灰白質・白質容積、左右海馬容積を算出した。重回帰分析を用いて各脳容積と歯科口腔検査項目との相関性を調べた。その際、脳容積に関連する項目として、Mini-Mental State Examination (MMSE)、生活歴(飲酒、喫煙)、既往歴(うつ病、高血圧、高脂血症、糖尿病)を含めた。【結果】多変量解析において、舌圧と残歯数は、全脳白質容積に有意に関連した(残歯数,p<0.01、舌 圧,p<0.01).【結語】今回の結果は、歯科口腔環境が大脳白質容積に影響する独立した因子であることを示唆する。

## O1-010 Initial study of DTI of a chemically fixed human fetus 胎生期初期の胎児化学固定標本のDTIの初期検討

南 茉里<sup>1</sup>,山田 重人<sup>2</sup>,寺田 康彦<sup>1</sup>

Mari Minami<sup>1</sup>, Shigehito Yamada<sup>2</sup>, Yasuhiko Terada<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Graduate School of Science and Technology, University of Tsukuba, <sup>2</sup>Congenital Anomaly Research Center, Kyoto University Graduate School of Medicine

【要旨】 DTI has been widely used to study the fiber structure of the fetal central nervous system. Most studies have been limited to the mid-fetal period. In this study, we present an initial investigation of DTI on chemically fixed fetal specimens from the embryonic and early fetal stages.

【はじめに】水の拡散の異方性情報を取得するDTIは、胎児の中枢神経系の繊維構造の研究に広く使われているが、ほとんどが胎児期中期までを対象とした研究に限られている。本研究では、これまで研究されていなかった、胚子期および胎生期初期の胎児の化学固定標本を対象とした、DTIの初期検討を行う、【方法】10%ホルマリンを充填したガラス管(内径)に頭殿長47mm(11週齡)の胎児化学固定標本を固定し、頭部のDTI撮像を行なった.標本の固定にはジェルボールを用いた.撮像条件は3D-spin echo法でTR=1400ms, TE=20ms, Matrix size=(128)<sup>3</sup>, FOV=(3.072)<sup>3</sup>cm, 画素サイズ240µm, b=600s/mm<sup>2</sup>, 6軸,  $\Delta$ =10ms,  $\delta$ =5msとした.300MHz超伝導磁石(OXFORD社製)と, 鞍型RFコイル(直径42.2mm,長さ634mm),能動遮蔽型勾配磁場コイル(最大磁場勾配=20.1G/cm)を用いた.【結果】一部の脳および神経組織においてFA値が周囲の組織と比較して高くなり,拡散の異方性がみられた.これは、この週齡でも中枢神経の繊維構造に異方性がある可能性を示す.今後はDTIの撮像条件の最適化を行い、週齡の異なる胎児や胚子標本についても撮像を行う.



 $b{=}0 \qquad MD \qquad FA$  Fig.1 Sagittal and axial cross-sections of T2W spin echo (b=0), mean diffusivity (MD), and fractional anisotropy (FA).

# O1-011 Value of MRE for the prediction of hepatocarcinogenesis in patients with hepatitis C virus infection who achieved viral eradication

C型肝炎ウイルス除去後の肝発癌リスクとmagnetic resonance elastography(MRE)の関係について

後藤 竜也<sup>1</sup>, 小川 定信<sup>1</sup>, 恒川 明和<sup>1</sup>, 高田 賢<sup>1</sup>, 伊藤 精華<sup>1</sup>, 古川 雅一<sup>1</sup>, 豊田 秀徳<sup>2</sup>, 熊田 卓<sup>3</sup> Tatsuya Gotou<sup>1</sup>, Sadanobu Ogawa<sup>1</sup>, Akikazu Tsunekawa<sup>1</sup>, Ken Takada<sup>1</sup>, Seika Ito<sup>1</sup>, Masakazu Furukawa<sup>1</sup>, Hidenori Tovoda<sup>2</sup>, Takashi Kumada<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Ogaki municipal hospital Department of Clinical Research, <sup>2</sup>Ogaki municipal hospital Department of Gastroenterology, <sup>3</sup>Department of Nursing, Faculty of Nursing, Gifu Kyoritsu University, Ogaki, Gifu, Japan

【要旨】 Liver stiffness measured by MRE before DAA therapy was an extremely excellent marker as an index for predicting subsequent HCC development in patients with HCV infection who achieved SVR. This was the same result in patients with high FIB-4 scores.

背景と目的 肝線維化の病期分類は、肝細胞癌発症のリスクを層別化する上で最も重要な要因の1つです. Direct acting antivirals (DAA) を投与 する前に、MR Elastography (MRE) を測定することの有用性について検討した. 方法 DAA療法の前にMREを受け、SVRを達成した合計537 人を対象とした. HCC発生に関連する要因について、単変量および多変量Cox比例ハザードモデルによって分析した. 結果 アルブミン-ビリルビ ン (ALBI) スコア-2.60以上 (aHR 6.303), FIB-4スコア 3.25より大きい (aHR 7.676), およびMRE値4.5kPa以上 (aHR 13.190) は、単変量 Cox比例ハザードによる肝発癌と関連していた. 多変量コックス比例ハザードモデルは、MRE値4.5kPa (aHR 7.301) 以上が肝発癌の独立した関連 因子にすぎないことを示しました. 患者のFIB-4スコアが3.25より大きくても、MRE値が4.5 kPa 未満の患者のHCC発症の累積発生率は、MRE値 が4.5kPa以上の患者よりも有意に低かった. 結論 DAA療法の前にMREによって測定された肝硬度は、SVRを達成したHCV感染患者のその後の HCC発症を予測するための指標として非常に優れたマーカーであった. これは、FIB-4スコアが高い患者でも同じ結果であった.

# O1-012 Agreement on the stiffness between CHASE algorithm for automating stiffness measurement and observer in MR elastography

## MRエラストグラフィにおける弾性率自動測定技術 CHASE と観察者評価の一致度

伊東 大輝<sup>1,2</sup>, 沼野 智一<sup>2,3</sup>, 波部 哲史<sup>1,2</sup>, 水原 和行<sup>3,4</sup>, 坂田 大喜<sup>2</sup>, 竹田 賢吾<sup>2</sup>, 山口 璃己<sup>2</sup>, 奥田 茂男<sup>5</sup>, 陣崎 雅弘<sup>5</sup> Daiki Ito<sup>1,2</sup>, Tomokazu Numano<sup>2,3</sup>, Tetsushi Habe<sup>1,2</sup>, Kazuyuki Mizuhara<sup>3,4</sup>, Hiroki Sakata<sup>2</sup>, Kengo Takeda<sup>2</sup>, Riki Yamaguchi<sup>2</sup>, Shigeo Okuda<sup>5</sup>, Masahiro Jinzaki<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Office of Radiation Technology, Keio University Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiological Sciences, Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University, <sup>3</sup>Health Research Institute, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, <sup>4</sup>Department of Mechanical Engineering, Tokyo Denki University, <sup>5</sup>Department of Radiology, Keio University School of Medicine

[要旨] To investigate the potential of our new automated technique for stiffness measurement in MR elastography (CHASE), agreement on the stiffness between CHASE and observers was assessed. The results showed close agreement, suggesting that CHASE can improve the reproducibility of stiffness measurement.

【目的】MRエラストグラフィ(MRE)は外部振動による伝播波を画像化し、弾性率を算出する技術 である、弾性率を正確に計測するためには、波が一定方向(コヒーレント)の伝播領域にROIを設 定する必要がある、肝MREでは、ROI設定の補助ツールとしてconfidence mapを使用するが、目 視のROI調節が不可欠であり、それに伴う再現性の低下が問題となっている、そこで、伝播波のコ ヒーレント性を評価し、弾性率計測領域を自動抽出する新たなアルゴリズム(CHASE)を開発した (特許申請中)、本研究では、CHASEと観察者間の弾性率一致度を評価したので報告する。【方法】 6人の健常ボランティアに対して肝MREを実施し、計24スライスのデータを収集した(6人×4ス ライス).それぞれのデータに対し、CHASEおよび観察者による弾性率計測を行い、級内相関係数 (ICC)にてCHASEと観察者間の弾性率一致度を評価した。【結果】CHASEと観察者間の弾性率 致度は非常に高く(ICC = 0.97)、両者のROI位置に関しても、概ね一致していた(図参照).よっ て、CHASEは観察者と同等以上の精度で弾性率計測を実施できる可能性があり、MREの再現性を 改善書でる新たな「ROI設定自動化ツール」となり得る.



#### 01-013 Effect of band-pass filter on MR elastography of the psoas major muscle 大腰筋 MR Elastography における Band-pass filter の効果

金井 翠里<sup>1</sup>,沼野 智一<sup>1,2</sup>,伊東 大輝<sup>1,3</sup>,波部 哲史<sup>1,3</sup>,竹田 賢吾<sup>1</sup>,坂田 大喜<sup>1</sup>,山口 璃己<sup>1</sup>,長田 海豊<sup>1</sup> Midori Kanai<sup>1</sup>, Tomokazu Numano<sup>1,2</sup>, Daiki Ito<sup>1,3</sup>, Tetsushi Habe<sup>1,3</sup>, Kengo Takeda<sup>1</sup>, Hiroki Sakata<sup>1</sup>, Riki Yamaguchi<sup>1</sup>, Kaito Osada

<sup>1</sup>Department of Radiological Sciences, Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>National Institute of Advanced Industrial Science and Technology(AIST), <sup>3</sup>Office of Radiation Technology, Keio University Hospital

【要旨】 We conducted MR Elastography image processing by using image filter " Band-pass filter (BPF) ". We investigated the behavior of BPF for uniform concentration agarose gel-phantoms previously. In this study, we investigated the behavior of BPF for volunteer psoas major muscle.

【目的】MR Elastography(MRE)は、撮像対象に外部振動を加えながら撮像することで、対象内部の伝播波をMR位相画像に可視化し、この波長から弾 性率を算出する. 伝播波に反射や散乱等が生じている場合、見かけ上の波長が変化することで誤った弾性率を算出する可能性がある. そこで、Band-pass 性学を昇出する。に確認に反射や取乱等が生している場合、見かり上の波長が変化することで誤った理性学を昇出する可能性がある。そこで、Ballor pass filter(BPF)と呼ばれる画像フィルタを用いて、可視化する波長を選択的に抽出し、見かけ上の波長が変化した個所を取り除く、我々はこれまでに均一濃度 の寒天ファントムを対象にBPFを多様に変化させ、弾性率への影響を検証した。その結果、MR位相画像に含まれる長い波長が弾性率を上昇させる可能性 があり、これをBPFで除去する必要があることがわかった、人体は均一組織ではないため適切なフィルタ設定がファントムとは異なる可能性がある。そ こで今回はVolunteerの大腰筋を対象にBPFの効果を検証した。

こで今回は Volunteerの天阪加を対象に BFF の知来で快証した。 【方法】撮像対象は Volunteer3 名の大腰筋,加振周波数は50Hz とした.まず,以下の方法で基準波長を決定した.MR 位相画像上で大腰筋内の伝播波が 視認できる領域でプロファイルを取得した。これに空間周波数フーリエ解析を行い,スペクトルピークを基準波長とした.次に,BPF の効果を以下の方法 で検討した.一般的にBPF は抽出したい伝播波波長帯域と,その中央値を設定する.そこで,BPFの波長帯域を固定して中央値を変化させた場合の比較 と,中央値を固定して波長帯域を変化させた場合の比較を行った.

【結果・考察】BPFが基準波長よりも長い波長を含むような中央値を設定するほど弾性率は上昇した.一方,基準波長よりも短い波長を含むような中央値 を設定しても弾性率の変化は小さかった.波長帯域を広げると長短さまざまな波長を含むようになるが,弾性率は上昇傾向にあった.これらのことから, 長い波長によって実際よりも弾性率が高く評価される可能性がある.これを防ぐにはBPFで長い波長を除去することが効果的である.

#### 01-014 Temporal evaluation of the shear modulus of the psoas major muscle after loading using MR elastography

#### MR elastographyを用いたトレーニング後の経時的大腰筋弾性率評価

波部 哲史<sup>1,2</sup>, 沼野 智一<sup>1,3</sup>, 高本 考一<sup>4</sup>, 西条 寿夫<sup>5</sup>, 伊東 大輝<sup>1,2</sup>, 坂田 大喜<sup>1</sup>, 竹田 賢吾<sup>1</sup>, 山口 璃己<sup>1</sup>, 長田 海豊<sup>1</sup>, 金井 翠里1,水原 和行6

Tetsushi Habe<sup>1,2</sup>, Tomokazu Numano<sup>1,3</sup>, Kouichi Takamoto<sup>4</sup>, Hisai Nishijo<sup>5</sup>, Daiki Ito<sup>1,2</sup>, Hiroki Sakata<sup>1</sup>, Kengo Takeda<sup>1</sup>, Riki Yamaguchi<sup>1</sup>, Kaito Osada<sup>1</sup>, Midori Kanai<sup>1</sup>, Kazuyuki Mizuhara<sup>6</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Science, Graduate School of Human Health Science, Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>Office of Radiation Technology, Keio University Hospital, <sup>3</sup>National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST), <sup>4</sup>Department of sport and Health Sciences, Faculty of Human Sciences, University of East Asia, <sup>5</sup>Faculty of Medicine, Graduate School of Medicine and Pharmaceutical Science for Education, University of Toyama, <sup>6</sup>Department Mechanical Engineering, TOKYO DENKI UNIVERSITY

【要旨】 The aim of this study is to evaluate the change of the shear modulus of the psoas major muscle after muscle loading using MR elastography. Imaging was performed before and after training over time. The shear modulus decreased, T2 value and ADC increased at 10 about minutes after training.

about minutes alter training. 【目的】本研究の目的は大腰筋に負荷をかけた事による弾性率変化をMR elastography (MRE)によって評価することにある。大腰筋は体幹部でも非常に大きな 筋肉であり、長期間負荷がかかることにより筋硬結が生じ、腰痛が引き起こされることが示唆されている。一方、大腰筋は健幹部でも非常に大きな 筋肉であり、長期間負荷がかかることにより筋硬結が生じ、腰痛が引き起こされることが示唆されている。一方、大腰筋は体幹部でも非常に大きな 筋肉であり、長期間負荷がかかることにより筋硬結が生じ、腰痛が引き起こされることが示唆されている。一方、大腰筋に負荷をかける(トレーニング) 評価可能な技術である。大腰筋にMREを適用することができれば、腰痛の原因究明に繋がる可能性がある。我々は、大腰筋に負荷をかける(トレーニング)こ とによって腰痛を引き起こす状態を模擬できるのではないかという仮説を立てた。トレーニング前後の大腰筋性生した現象を多角的に評価した。 【方法】撮像はMRE、T2map、そして拡散強調画像(b=0,800)の取得を1セットとし、1日目にトレーニング前後の撮像、その翌日の2日目に1セット、そし て7日目に1セットの撮像を行った。1日目のトレーニング後の撮像は前述のセットを経時的に繰り返し、各パラメータの時間的変化を観察した。左右比較のた め、トレーニングは左側のみ行った。 【結果】トレーニング10分後において、トレーニング側の弾性率は極小値(-20%)を示し、T2値とADCは極大値(20%)を示した.非トレーニング側において は各パラメータの変化は約10%以内であった、2日目、7日目には各パラメータに大きな変化は見られなかった。10分後における弾性率の減少とT2値の上昇 は筋浮腫が生じたことに起因し、ADCの上昇はトレーニングによる筋温度上昇によるものと考えられる。

#### 01-015 The effects of Repetition Time setting on psoas major muscle MRE Repetition Time 設定が大腰筋 MR Elastography に及ぼす影響

長田 海豊<sup>1</sup>, 沼野 智一<sup>1,2,3</sup>, 伊東 大輝<sup>1,4</sup>, 波部 哲史<sup>1,4</sup>, 竹田 賢吾<sup>1</sup>, 坂田 大喜<sup>1</sup>, 山口 璃己<sup>1</sup>, 金井 翠里<sup>1</sup>

Kaito Osada<sup>1</sup>, Tomokazu Numano<sup>1,2,3</sup>, Daiki Ito<sup>1,4</sup>, Tetsushi Habe<sup>1,4</sup>, Kengo Takeda<sup>1</sup>, Hiroki Sakata<sup>1</sup>, Riki Tmaguchi<sup>1</sup>, Midori Kanai<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Science, Graduate School of Human Health Science, Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>Department of Radiology, Faculty of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University, <sup>3</sup>National Institute of Advanced Industrial Science and Technology, <sup>4</sup>Office of Radiation Technology, Keio University Hospital

【要旨】MR Elastography(MRE) of the gradient-echo type multi-echo method is less affected by Repetition Time(TR) setting. This MRE sequence is possible to change the image contrast of the MR magnitude image obtained simultaneously with the Elastogram as desired by changing of TR and Flip Angle.

[目的] 本研究の目的はRepetition Time(TR) 設定が大腰筋MR Elastography(MRE)に及ぼす影響を検証することである.MREとは外部から加振させながら撮像することで,波が伝わる様子をMR位相画像に画像化(Wave Image:WI)し,その可視化された伝播波の波長から弾性率を算出する 技術である.この弾性率を反映させた画像をElastogramと呼ぶ.我々のGradient-echo type multi-echo法によるMREではMotion encoding gradient(MEG)を印可させる必要がないため、Echo Time(TE)を短くすることが可能であり、SNRの高いMR強度画像をElastogramと同時に撮像することができる.ここで得られるMR強度画像コントラストを任意に設定できれば、本手法の有用性がさらに高まる.本手法の撮像条件設定では振動周 波数によってTEが制限されるが、TRは振動周期の整数倍という条件付きで任意に設定できる。そのためMR強度画像のコントラスト支配因子は、上記の条件付きTRとFlip Angle(FA)となる。これまでの検証によりFAの設定はMREの結果に影響を与えないことが分かっているので、本実験では条件付 きTR設定が大腰筋MREに及ぼす影響を検証した.

[方法]本実験では3.0 T臨床機を使用し, Gradient-echo type multi-echo法によるMREを実施した.対象は健常ボランティアの大腰筋とし,振動周 波数は50 Hzとした.TRは7種類(40, 60, 80, 100, 120, 140, 160 ms)とし,各TRのWIから伝播波プロファイルを取得し,空間周波数フーリエ解析

した. さらにMRE/waveにより作成した各TRのElastogramを比較した. [結果] 各TRの空間周波数フーリエ解析のスペクトルピークが重なった(波長が一致した)のでMREへの影響は少ないと判断できる. また各TRで得ら れた大腰筋のElastogramの標準誤差は±0.05 kPaと僅かであり,本手法のTR設定は弾性率算出(MRE)に影響を与えにくい.本手法はTRやFAの設 定を変化させることでMR強度画像のコントラストを任意に設定できる.

## O1-016 Study on Multi-channel and Grouped sub-space Image Learning CNN for MR Compressed Sensing Image Reconstruction

多重解像度解画像のグループ型学習とマルチチャンネル CNN を使用した圧縮センシング再構成法の検討

大内 翔平 1,2, 伊藤 聡志 1

Shohei Ouchi<sup>1,2</sup>, Satoshi Ito<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Graduate School of Engineering, Utsunomiya University, <sup>2</sup>JSPS Research Fellow

【要旨】 We proposed a novel CNN-CS method using multi-channel grouped CNN-based image reconstruction using multi-resolution images. Experimental results showed that the proposed method could achieve better reconstruction qualities and preserve the fine image details.

CNN based compressed sensing image reconstruction (CNN-CS) has attracted much attentions. It is difficult to restore higher spatial frequency components even with CNN-CS. In this study, we proposed a novel transformed image domain CNN-CS method based on equal-sized multi-resolution image decomposition (eFREBAS transform)[1]. The eFREBAS transform is multi resolution analysis method that divide the image into equal-sized sub-images. This CNN consisting of three U-Net-based CNNs, each with multi-channel sub-image input and output reconstructs MR phase varied images through estimating artifact-free sub-images from under-sampled sub-image details.

1. S.Ito et al., IEEE ICIP 2003, Barcelona, Spain, Map8.7.

# O1-017 The effect of the Advanced Intelligent Clear-IQ Engine (AiCE) for the Knee Joint Image Quality Improvement with Compressed Sensing (CS)

#### CSを用いた膝関節高速撮像における AiCE 併用による画質改善効果の基礎的検討

高橋沙奈江<sup>1</sup>, 横山 健一<sup>2</sup>, 須山 淳平<sup>2</sup>, 福島 啓太<sup>1</sup>, 吉岡 達也<sup>1</sup>, 中西 章仁<sup>1</sup>, 小林 邦典<sup>3</sup>, 國光 健二<sup>4</sup> Sanae Takahashi<sup>1</sup>, Kenichi Yokoyama<sup>2</sup>, Junpei Suyama<sup>2</sup>, Keita Fukushima<sup>1</sup>, Tatsuya Yoshioka<sup>1</sup>, Akihito Nakanishi<sup>1</sup>, Kuninori Kobayashi<sup>2</sup>, Kenii Kunimitsu<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Section of Radiology, Kyorin University Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiology, Faculty of Medicine, Kyorin University, <sup>3</sup>Department of Medical Radiological Technology, Faculty of Health Sciences, Kyorin University, <sup>4</sup>Canon Medical Systems Corporation

【要旨】 We evaluated the effect of the image quality improvement by AiCE in the knee joint using CS. With the use of AiCE it was possible to acquire knee joint MR images as much visualization as possible with the full sampling images with the use of the high acceleration factor of CS with the  $\lambda$  value fixed.

[Purpose] CS has been used in the clinical setting, and the image quality deterioration is well known by fixed  $\lambda$  value and shortening of shooting time. AiCE is the new reconfiguration technology using deep learning and could be used for the noise reduction. We evaluated the effect of the image quality improvement by AiCE in the knee joint imaging using CS. [Method] 21 cases of the MRI of the knee joints were inspected. A 3T MR system (Vantage Centurian /ZGO; Canon Medical Systems Corporation) with a 16ch Flex SPEEDER coil was utilized. The parameters of PDWI and fat sat-PDWI (FS-PDWI) were TR: 2526/2883 ms, TE: 20 ms, 448 × 512 matrix, slice thickness: 3 mm, FOV: 150 × 150 mm. All images obtained by CS (CS acceleration factor; 2, 3, 4) were reconstructed with and without AiCE. For the full sampling images and images before and after using AiCE, we calculated SNR. The vision assessment of visualizing ability and was performed for the FS-PDWI images. [Result] In both PDWI and FS-PDWI, SNR was lower than full sampling images at all CS factor. The decrease of SNR was larger in FS-PDWI, and with AiCE utilization, significant improvement of the SNR was observed, which lead its value close to the full sampling images. In visual assessment, SNR was lower than full sampling image at all CS factor. However, with AiCE utilization, SNR was significantly improved. [Conclusion] By combining CS with AiCE, it was possible to acquire knee joint images with the use of the high acceleration factor of CS with the  $\lambda$  value fixed.

# O1-018 Impact of fluid motion in MR Fingerprinting: Comparison of liquid and gel phantoms using a spatiotemporal residual map

#### MR FingerprintingにおけるSpatiotemporal residual mapを用いた液体の動きの影響

加藤 裕<sup>1</sup>, 田岡 俊昭<sup>2</sup>, 村田 勝俊<sup>3</sup>, 丸山 克也<sup>3</sup>, 長縄 慎二<sup>2</sup>

Yutaka Kato<sup>1</sup>, Toshiaki Taoka<sup>2</sup>, Katsutoshi Murata<sup>3</sup>, Katsuya Maruyama<sup>3</sup>, Shinji Naganawa<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Technology, Nagoya University Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiology, Nagoya University Hospital, <sup>3</sup>Siemens Healthcare K.K., MR Research & Collaboration Dpt.

【要旨】 A spatiotemporal residual (STR) map visualizes motion errors in MR Fingerprinting. Line artifacts in liquid vials caused poor T2 accuracy and repeatability. A large standard deviation during STR maps implies T2 underestimation due to fluid motion. STR map may visualize convection as line artifacts.

Purpose: T2 values estimated from 2D MR fingerprinting (MRF) are sensitive to through-plane motion and can be inaccurate although the motion is not visually detectable. Moreover, FISP-MRF underestimates T2 values in tissues with long T2 and ADC, such as cerebrospinal fluid. Spatiotemporal residual (STR) map is a new method to visualize motion-induced errors. This study aimed to evaluate the impact of fluid motion in MRF using an STR map. Methods: Four liquid and three gel vials were scanned using prototype 2D FISP-MRF and DWI. Repeatability was characterized as coefficient of variation (CV). Accuracy was evaluated to compare the MRF values with reference values. T2 drop rates from reference values in each vial were calculated. Time intensity plots of residual signals were generated for evaluation of STR maps. The standard deviation (SD) of time frame signals was defined as STR-SD. Results: Liquid vials had line artifacts on MRF (17/22 scans), whereas gel vials had none. CVs of liquid vials were 0.9%-1.4% for T1 and 5.4%-25.7% for T2, whereas those of gel vials were<2.0%. ADC map had no line artifacts, and CVs were<1.3%. Line artifacts caused underestimation and a large CV for T2. STR-SD tended to be larger in the presence of line artifacts in liquid vials and was strongly correlated with the T2 drop rate (r=0.72). Conclusion: Liquid vials had line artifacts that caused T2 poor accuracy and repeatability, whereas gel vials showed high performances. A large STR-SD implies T2 underestimation due to fluid motion. The STR map may visualize slight convection as line artifacts.

## O1-019 The effect of Prospective Motion Correction on Quantitative Values in 3D Synthetic MRI 3D Synthetic MRI における Prospective Motion Correction 併用による定量値への影響

西村 勇真<sup>1,2</sup>,藤田 翔平<sup>2,3</sup>,萩原 彰文<sup>2</sup>,橘 里菜<sup>1,2</sup>,白川 崇子<sup>1</sup>,古川 顕<sup>1</sup>,青木 茂樹<sup>2</sup> Yuma Nishimura<sup>1,2</sup>, Shohei Fujita<sup>2,3</sup>, Akifumi Hagiwara<sup>2</sup>, Rina Tachibana<sup>1,2</sup>, Takako Shirakawa<sup>1</sup>, Akira Furukawa<sup>1</sup>, Shigeki Aoki<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Sciences, Graduate School of Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>Department of Radiology, Juntendo University School of Medicine, <sup>3</sup>Department of Radiology, Graduate School of Medicine, The University of Tokyo

【要旨】 We evaluated the effects of prospective motion correction (PROMO) technique on T1, T2, and proton density values obtained with 3D synthetic MRI using an ISMRM/NIST phantom. Quantitative values obtained with PROMO showed good accuracy with values obtained without PROMO.

【背景・目的】Synthetic MRIは一スキャンによって組織の定量値や複数のコントラストの画像を得ることのできる手法である. 一回の撮像ですべてのマップを取得するため、マップ間で位置ずれが生じない利点を有する一方で、撮像時に体動が生じた場合、すべての画像に劣化が生じてしまう.本研究では 3D Synthetic MRIにプロスペクティブ体動補正技術である PROMO(Prospective Motion Correction)を組み合わせた際の定量値に対する影響を検討した.【方法】PROMOではデータ収集の前にスパイラルスキャンを行い三次元的な被写体の動きを検出し、次のデータ収集時の破写体の動きを分割した傾斜磁場の印加、データ収集を行って動きを補正する. ファントムに動きはないもののPROMOで用いられるスパイラルスキャンによる定量値への影響を検討した. ISMRM/NIST標準ファントムを対象に 3T MRI(Discovery 750w, GE Healthcare)にてPROMOの有無により10回ずつSynthetic MRIを用いて撮像を行った. SyMRIを用いて、ファントム内のT1値、T2値、プロトン密度(proton density, PD)を測定し、PROMOの有無による撮像の変動係数(coefficient of variation, CV)を求めた. また測定値は、単回帰分析を行い線形性の評価を行うとともに誤差率を求めることで比較した.【結果】決定係数R2はT1値でR2 = 1, T2値でR2 = 0.998, PD値でR2 = 0.999であった. またT1値, PD値の球ではすべての球において訳差率が大きくなったのは、SyMRIが人の脳を想定して各定量値を算出しているためと考えられる. またT2値はT1値, PD値と比較して, CVが大きかったが、これはT2値の測定点が2点と少ないためと考えられる.【結論】ファントムにおいて, PROMOの有無により3D Synthetic MRIで算出され る定量値への影響は小さかった.

#### O1-020 Detection of hypoxic tissue in tumor model mice using diffusion-weighted imaging 拡散強調MRIによる腫瘍モデルマウスの低酸素領域の検出

今泉 晶子,小畠 隆行,ジェフ カーショー,立花 泰彦,柴田さやか,新田 展大,長谷川純崇,東 達也 Akiko Imaizumi, Takayuki Obata, Jeff Kershaw, Yasuhiko Tachibana, Sayaka Shibata, Nobuhiro Nitta, Sumitaka Hasegawa, Tatsuya Higashi

Institute for Quantum Medical Science, National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology

【要旨】 Diffusion-weighted imaging was performed in tumor model mice. HIF-1 $\alpha$  antibody staining was used as an index of hypoxia. Decreases in diffusion coefficient estimated with diffusion kurtosis model and diffusion coefficient of fast compartment in 2-compartment model were observed in the hypoxic tissue.

**Background and purpose.** The ability to detect hypoxic tissue in cancer with MRI would benefit both diagnosis and therapy planning. Alterations in the hypoxic cell structure are known to affect the results of diffusion-weighted imaging (DWI). HIF-1 $\alpha$  is a protein expressed in hypoxic cells and is an indicator of hypoxia. By evaluating the correlation between HIF-1 $\alpha$  positivity and several parameters estimated from DWI of tumor model mice, the purpose of this study was to investigate whether tumor oxygenation can be quantified using DWI.

Materials and Methods. Tumor model mice (n=3) were prepared by transplantation of MIAPaCa-2. A 7T MRI system was used to perform DWI with b-values increased from 0 to 7000 s/mm<sup>2</sup> in 16 steps. The apparent diffusion coefficient, 2-compartment, and diffusion kurtosis imaging (DKI) models were each used to analyze the data [1]. As an index of hypoxia, HIF-1 $\alpha$  antibody staining was performed, and the normalized positive rate was measured. Correlations between the DWI parameter estimates and the HIF-1 $\alpha$  positive rate were evaluated.

**Results and Discussion.** There were significant negative correlations between the HIF-1 $\alpha$  positive rate and the diffusion coefficient from DKI (r=-0.83, P=0.040) and the diffusion coefficient of the fast compartment of the 2-compartment model (r=-0.97, P=0.0013). It is thought that increased cell density in hypoxic tissue leads to narrowing of the extracellular space, which leads to a decrease in those diffusion coefficients.

Ref. [1] Imaizumi et al. Magn Reson Med Sci. 2020

# O1-022 Early detection of metabolic changes in tumors after irradiation using in vivo DNP-MRI and hyperpolarized 13C-pyruvate MRS

in vivo DNP-MRIと超偏極13Cピルビン酸MRSを用いた放射線照射後の腫瘍内代謝変化の早期検出に関する研究

子安 憲一<sup>1</sup>, 兵藤 文紀<sup>2</sup>, 岩崎 遼太<sup>4</sup>, 富田 弘之<sup>3</sup>, 庄田 真一<sup>1</sup>, 野田 佳史<sup>1</sup>, 加藤 博基<sup>1</sup>, 森 崇<sup>4</sup>, 松尾 政之<sup>1</sup>

Norikazu Koyasu<sup>1</sup>, Fuminori Hyodo<sup>2</sup>, Ryota Iwasaki<sup>4</sup>, Elsayed Elhelaly Abdelazim<sup>1</sup>, Hiroyuki Tomita<sup>3</sup>, Shinichi Shoda<sup>1</sup>, Yoshifumi Noda<sup>1</sup>, Hiroki Kato<sup>1</sup>, Takashi Mori<sup>4</sup>, Masayuki Matsuo<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Gifu University, <sup>2</sup>Department of Radiology, Frontier Science for imaging, Gifu University, <sup>3</sup>Department of Tumor Pathology, Gifu University, <sup>4</sup>Department of Veterinary Medicine, Faculty of Applied Biological Sciences, Gifu University

【要旨】In in vivo DNP-MRI, EPR irradiation of the in vivo free radical molecule induces DNP, and increases the MRI signal. In vivo DNP-MRI/CmP probe method can detect the early response on tumor redox metabolism earlier than 13C pyruvate hyperpolarized MRS based on lactate metabolism after irradiation.

[Background & Purpose] In in vivo DNP-MRI, EPR irradiation at the resonant frequency of the in vivo free radical molecule induces DNP, and, subsequently, increases the MRI signal. We have two types of DNP systems, in vivo DNP and dissolution DNP. The purpose of this study was to compare and validate the Warburg effect response based on pyruvate metabolism and redox metabolism for early response in tumors after irradiation.[Materials & Methods] MIA PaCa-2 tumor cells were subcutaneously administered to the right leg of BALB/c-nu mice. In vivo DNP-MRI scanning of the tumor-bearing legs was performed after the injection of carbamoyl-PROXYL (CmP). dissolution DNP-MRI was performed after the injection of hyperpolarized 13C pyruvate solution. Thereafter, the tumor was irradiated with 5 Gy using a linac. After radiation, in vivo DNP-MRI imaging and dissolution DNP-MRI measurement were performed. The redox map in the tumor were calculated from the in vivo DNP images. Analysis of each of the the spectra of 13C Pyruvate and 13C Lactate were performed.[Results] Redox maps showed a clear reduction in the redox metabolism even on the first day after radiation treatment (5Gy) compared to pre-irradiation, and the redox metabolism continued to decrease until day 3. On the other hand, Metabolism to 13C-pyruvate and 13C-lactate did not change with or without irradiation (5Gy).[Discussion] In vivo DNP-MRI/CmP probe method can detect the early response on tumor redox metabolism earlier than 13C pyruvate hyperpolarized MRS, based on lactate metabolism after radiation treatment.

# O1-023 Hyperpolarized 13C MRI of Fumarate Metabolism for Imaging Necrosis in Hepatitis Mice by Parahydrogen-induced Polarization

パラ水素誘起偏極による超偏極13Cフマル酸の生成と肝細胞死イメージングへの応用

松元 慎吾<sup>1</sup>, ニール スチュワート<sup>1</sup>, 中野 瞳<sup>1</sup>, 橋本 卓也<sup>2</sup>, 平田 拓<sup>1</sup>

Shingo Matsumoto<sup>1</sup>, Neil J. Stewart<sup>1</sup>, Hitomi Nakano<sup>1</sup>, Takuya Hashimoto<sup>2</sup>, Hiroshi Hirata<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Information Science and Technology, Hokkaido University, <sup>2</sup>Department of Chemistry, Chiba University

【要旨】 Metabolic flux of exogenously administered hyperpolarized 13C fumarate into malate can serve as an imaging biomarker for necrotic cell death. We show the feasibility of cell death imaging by hyperpolarized 13C fumarate MRI in hepatitis mouse by parahydrogen-induced polarization (PHIP).

Cell death is commonly observed in various diseases including inflammation and cardiac infarction etc. Metabolic flux of exogenously administered hyperpolarized 13C fumarate, prepared by dissolution dynamic nuclear polarization (dDNP), into malate can serve as a non-invasive biomarker for necrotic cell death. Parahydrogen-induced polarization (PHIP) is a low-cost alternative to dDNP. Although typical parahydrogenation of alkynes result in cis-alkenes as reaction products, a novel trans-selective Ru catalyst has been used to generate hyperpolarized [1-13C]fumarate by PHIP. In this study, we report 1) a cost-effective synthetic route for high yield of the fumarate precursor [1-13C]acetylene dicarboxylate, 2) comparison of several different 1H-to-13C spin order transfer methods including a magnetic field cycling and INEPT-type pulse sequences, and 3) the feasibility of hyperpolarized 13C MRI of fumarate metabolism in a hepatitis mouse using PHIP. Ref. Stewart NJ et al ChemPhysChem 2021.



Fig.1 a) Generation of hyperpolarized [1-<sup>13</sup>C] furmarate by PHIP, b) Dynamic <sup>13</sup>C MRS of hyperpolarized <sup>13</sup>C furmarate metabolism into [1-<sup>13</sup>C]/4-<sup>13</sup>C] malate by mixing with mouse liver homogenate, c) Visualization of necrotic cell death by hyperpolarized <sup>13</sup>C furmarate MRI in an acetaminophen-induced hepatitis mouse.

## O1-024 In-vivo experiment using the triplet DNP method toward metabolic imaging Triplet-DNP 法を用いた MRI 代謝イメージングに向けた in-vivo 実験

阿曽沼智明<sup>1</sup>, 小林 竜馬<sup>2</sup>, 圓見純一郎<sup>2</sup>, 根来 誠<sup>3</sup>, 香川 晃徳<sup>1</sup>, 宮西孝一郎<sup>1</sup>, 北川 勝浩<sup>1</sup>, 吉岡 芳親<sup>2</sup>

Tomoaki Asonuma<sup>1</sup>, Ryoma Kobayashi<sup>2</sup>, Junichiro Enmi<sup>2</sup>, Makoto Negoro<sup>3</sup>, Akinori Kagawa<sup>1</sup>, Koichiro Miyanishi<sup>1</sup>, Masahiro Kitagawa<sup>1</sup>, Yoshichika Yoshioka<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Graduate School of Engineering Science, Osaka University, <sup>2</sup>Graduate School of Frontier Bioscience, Osaka University, <sup>3</sup>Center for Quantum Information and Quantum Biology, Institute for Open and Transdisciplinary Research Initiatives, Osaka University

(要旨) We have developed triplet DNP instruments for MRI experiments. We obtained <sup>13</sup>C MRI of hyperpolarized substance injected into mouse abdominal cavity under anesthesia using our instruments. Triplet DNP was carried out at room temperature and 0.4 T. The SNR of the image was 4.2.

【背景・目的】MRIの感度向上のために、DNP (Dynamic Nuclear Polarization)が用いられている。我々はDNP手法の1つであり室 温・低磁場下でも高い核スピン偏極率が得られるトリプレットDNP を利用して各種化合物の超偏極を行ってきた。本研究では、麻酔下 のマウスに投与した超偏極核含有化合物のイメージングを試みた。 【方法・結果】図1(a)に実験装置の全体像を示した。超偏極用サンプ ルとしてはペンタセンをドープしたd₁~a<sup>13</sup>C安息香酸5mgを用いた。 この安息香酸に、電磁石 (0.4T)中でレーザーを照射し、磁場掃引 を行いながらマイクロ波照射することで<sup>1</sup>Hスピンを超偏極した。さ らに、交差偏極法を用いて<sup>13</sup>Cスピンに偏極を移した。電磁石中の 超偏極化サンプルを、100℃の炭酸ナトリウム水溶液で速やかに溶 解し、MRI装置(11.7T)内部にあるマウス投与用注射器に圧送後、 麻酔下のマウスの腹腔に投与した。超偏極後、投与までに要した時 間は30秒程度であった。投与直後の撮像により、積算せずに<sup>13</sup>Cス ピンを観測することに成功した(図1(b)).このとき、SNRは4.2程 度であった。



図1 (a) 実験装置の全体像. (b)マウス腹部矢状断画像. 超偏極サンプルの腹腔投与直後に 得られた<sup>13</sup>C 画像を<sup>1</sup>H 画像の上に重ねた.

## O1-025 Thousands-fold Increase in Paramagnetic Imaging Using DNP-MRI 動的核偏極 (DNP) - MRIによる常磁性物質の高感度可視化

## 内海 英雄<sup>1,2</sup>, 宇田野博之<sup>2</sup>

Hideo Utsumi<sup>1,2</sup>, Hiroyuki Utano<sup>2</sup>

<sup>1</sup>School of Pharmaceutical Sciences, University of Shizuoka, <sup>2</sup>ReMI Corporation

[要旨] We invented the novel algorism for mapping the paramagnetic substances using both DNP and paramagnetic relaxation enhancements and succeeded in the thousands-fold increase in paramagnetic mapping even with a 1/20-fold decrease of ESR irradiation power than those of the previous reports.

Paramagnetic substances including metabolic intermediates and metal-enzymes are key substances in organisms and occasionally cause various oxidative diseases. Dynamic nuclear polarization (DNP) in solution increases the polarization of the proton coupled to electron spin by ESR irradiation, and hence DNP-MRI is a non-invasive imaging method for paramagnetic substances. A pixel-by-pixel calculation of DNP-MRI provided the maps of in vivo oxygen concentration, metabolic intermediates, redox status, and pH profile in animal models (Kishimoto S, Krishna MC, Khramtsov VV, Utsumi H, Lurie DJ, Antioxid Redox Signal, 28, 1345, 2018). To improve the sensitivity and reduce the ESR irradiation power of DNP-MRI, we invented the novel algorism for mapping the paramagnetic substances by utilizing both DNP and paramagnetic relaxation enhancements and succeeded in a thousands-fold increase in paramagnetic mapping even with a 1/20-fold decrease of ESR irradiation power than those of the previous reports (Lurie DJ., et al., Magn Reson Imaging, 23, 175-181, 2005). We also performed the paramagnetic mapping using the DICOM data obtained with ordinary DNP-MRI and confirmed a thousands-fold increase over the image intensities. The optimization of the pulse sequence can increase much more the paramagnetic signal intensity. The present studies demonstrate that the novel algorism could provide a new tool in DNP-MRI for clinical diagnosis. The novel algorism might take advantage of chemical shift imaging of the metabolites hyperpolarised by dissolution-DNP and PHIP.

#### O1-026 Development of an automatic metabolite level evaluation software for in vivo brain MRS data In vivo 脳MRSデータの代謝物レベル自動評価ソフトウエアの開発

富安もよこ<sup>1,2</sup>, 川口 拓之<sup>3</sup>, 柴崎 淳<sup>4</sup>, 東 達也<sup>1</sup>, 小畠 隆行<sup>1</sup>, 相田 典子<sup>1,2</sup> Moyoko Tomiyasu<sup>1,2</sup>, Hiroshi Kawaguchi<sup>3</sup>, Jun Shibasaki<sup>4</sup>, Tatsuya Higashi<sup>1</sup>, Takayuki Obata<sup>1</sup>, Noriko Aida<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Dept. of Molecular Imaging and Theranostics, Quantum Life and Medical Science Directorate, QST, <sup>2</sup>Dept. of Radiology, Kanagawa Children's Medical Center, <sup>3</sup>AIST, <sup>4</sup>Dept. of Neonatology, Kanagawa Children's Medical Center

【要旨】 We developed a metabolite level evaluation software that automatically selects age-matched controls for a patient, compare metabolite levels (1H-MRS, 3T, PRESS TE/TR=30/5000ms) between them, and display normality/abnormality for each metabolite of the patient. Further development is in progress.

**Purpose** The brain metabolite concentrations change with development. In this study, we developed a metabolite level evaluation software (MetComp) that automatically selects agematched controls from an age-specific database for a patient, compares metabolite levels between them, and displays normality/abnormality for each metabolite of the patient.

Methods The age-specific database was created from single-voxel <sup>1</sup>H-MRS data (3T Siemens, PRESS: TE/TR=30/5000ms) from healthy volunteers and patients who met the certain criteria such as no brain imaging findings. MetComp was developed in MATLAB (MathWorks). The age range of the control data for a comparison was set to be changed according to the patient age.

**Results and Discussion** In total, 197 age-specific data (3mo. to 31y. old) were obtained. Representative output display from MetComp is shown in Fig.1. We are planning further development of MetComp such as implementation GUI so that it can be easily used in clinical practice.



Fig.1. Representative MetComp output of *in vivo* brain metabolite level to total creatine ratios in the basal ganglia of a patient (7-year-old girl) obtained from single-voze1 MRS (PRESS sequence: TE/TR=30/5000ms). The blue diamond in each metabolite bar graph shows the patient's value. The white part of the graph is within  $\pm 2$  standard deviation of the control data, and it can be easily seen whether the patient's value is there.

# O1-027 NNLS analysis of T2 components by brain T2map; Investigation of the effect of circadian rhythm 脳T2mapによるT2成分のNNLSによる解析; 概日リズムの影響の検討

井戸 翔太<sup>1</sup>,田中 壽<sup>1</sup>,川畑 秀一<sup>2</sup>,高橋 洋人<sup>3</sup>,富山 憲幸<sup>4</sup>

Shota Ido<sup>1</sup>, Hisasi Tanaka<sup>1</sup>, Syuichi Kawabata<sup>2</sup>, Hiroto Takahashi<sup>3</sup>, Noriyuki Tomiyama<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Osaka University Graduate School of Medicine, Division of Health Science, <sup>2</sup>Osaka University Hospital, Department of Radiology, <sup>3</sup>Osaka University Graduate School of Medicine, Twin Research, <sup>4</sup>Osaka University Graduate School of Medicine, Department of Radiology

【要旨】 Six volunteers were scanned with T2 mapping at 7 am and 7 pm. NNLS analysis of the acquired images revealed that the T2 values at 832 msec tended to be distributed along the superior sagittal and cortical veins. No significant differences were found between the two scans.

【目的】脳内老廃物の排出機構の一説である Glympatic System(GS) について、概日リズムの関係性をヒトで検討した例は少ない. 我々は、GS では脳 脊髄液内の老廃物が静脈周辺から排出されるという仮説に着目し、同一人物の頭頂部を12時間の時間を空けて2回撮影することで、その違いを比較し た. 【方法】文書により同意が得られた6人の正常被験者に対し、朝7時と夜7時の2回撮影を行った。用いたMRI装置はGE社製SIGNA Architect 3.0Tでコイルは48channel head coilである。AC-PCに平行な撮影で頭頂部の脳実質、脳溝、皮質静脈が良く見えるスライスでT2map画像を撮影し た. T2map 画像はCPMG法でスライス数:1,スライス厚5mm,TR 5s,TE 40-1000ms,エコー数:25,Asset x2,撮影時間6:45である。得られた画 像をnon-negative least squares (NNLS) で近似することで任意のT2成分を強調した13枚の画像に再構成した. 【結果】T2値832msの成分を示す 画像において、脳内の静脈付近への信号の集中が認められた。これはGSにおける静脈排出によるものと想定される。朝と夜とには明確な違いは認めら れなかったが、GSが概日リズムに関係しないという動物実験を基にした説と一致している.

## **O1-028** Brain Activation Changes in Haemorrhagic Stroke Patients after Motor Rehabilitation 出血性脳卒中患者に対するリハビリテーション後における脳活動の変化

プラデーパルワン ワンニアラッチゲ<sup>1</sup>

Pradeepa Ruwan Wanniarachchige<sup>1</sup>, Sadhani Karunarathne<sup>1,2</sup>, Tomoki Izumi<sup>1</sup>, Hiroki Sakaguchi<sup>1</sup>, Atsushi Senoo<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Sciences, Graduate School of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>Department of Radiography & Radiotherapy University of Peradeniya Sri Lanka

【要旨】 We investigated fMRI activations in response to motor rehabilitation. Significant clusters were found in major motor brain areas, cerebellum and thalamocortical regions after motor rehabilitation.

Background; Low-frequency repetitive transcranial magnetic stimulation and intensive occupational therapy have been previously shown to improve motor functions in stroke patients. However, brain activation patterns in response to rehabilitation can be varied. Objectives; We aimed to assess brain activation changes in left and right hemisphere damaged stroke patients after rehabilitation using fMRI.Methods;24 left hemisphere (LH) damaged and 30 right hemisphere (RH) damaged stroke patients were scanned while performing finger-tapping tasks. 3DT1 images and fMRI were acquired before and after motor rehabilitation. fMRI analysis was performed using FSL. ROI analysis was conducted to examine BOLD signal changes.Results; With affected hand movement, LH damaged group showed significant clusters (p<0.05, corrected) in the primary motor cortex, middle frontal, inferior frontal gyri and frontal pole of the RH after the intervention and the RH damaged group showed significant clusters in the superior longitudinal fascicle, visual cortex, supramarginal gyrus, secondary somatosensory cortex, insula of the RH and corticospinal tract, caudate, putamen of the LH and bilateral cerebellum after the intervention. ROI analysis demonstrated significant differences in the supplementary motor areas, primary motor cortex and premotor cortex between two-time points. Conclusions; Brain activation patterns were associated with increased activity in major motor brain areas, cerebellum and thalamocortical regions of stroke patients in response to motor rehabilitation.

# Oral Day 1

#### 01-029 Measurement of macromolecule signal in human brain <sup>1</sup>H MRS at 7T: Analysis by peak fitting ヒト脳7T<sup>1</sup>H MRSでの巨大分子計測:ピークフィッティングによる解析

岡田 知久<sup>1</sup>,漆畑 勇太<sup>2</sup>,栗林 秀人<sup>2</sup>,赤坂 太<sup>1</sup>, Dinh HD Thuy<sup>1</sup>, 伊佐 正1

Tomohisa Okada<sup>1</sup>, Yuta Urushibata<sup>2</sup>, Hideto Kuribayashi<sup>2</sup>, Thai Akasaka<sup>1</sup>, Dinh HD Thuy<sup>1</sup>, Tadashi Isa<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Graduate School of Medicine, Kyoto University, <sup>2</sup>Siemens Healthcare KK.

【要旨】 Macromolecules were investigated in spectra acquired using a short-TE STEAM sequence at 7T. Spectra were acquired after applying an inversion-recovery pulse, and residual metabolite peaks were removed. Fitting analysis found 14 macromolecular peaks, which were similar to a former study.

[Introduction] Reliable assessment of brain metabolites is important to study a variety of neurological and neuropsychiatric disorders. A short-TE STEAM MRS has high measurement repeatability of many brain neurochemicals including glutamate GABA and others in human subjects at 7T (1). However, the MR spectrum includes some weak and broad peaks of macromolecules (MMs). Around 10 macromolecular peaks have been reported, and fitting of each peak has been conducted (2). [Methods] Twelve healthy young volunteers macromolecular peaks have been reported, and htting of each peak has been conducted (2). [Methods] Twelve healthy young volunteers were enrolled after obtaining written informed consent. MR spectroscopy was conducted using a whole-body 7T scanner (MAGNETOM 7T-prototype, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) with a 32-channel head coil. Scans were conducted using a short-TE STEAM sequence (Siemens Healthcare, prototype) with and without an inversion-recovery (IR) pulse (IT=950ms) with the following common parameters: TR/TE/TM=8000/5/45ms. The spectra without IR were analyzed using LCModel. The spectra with it were fitted for peaks of residual metabolites and MMs using an in-house software implemented on MATLAB. [Results and Discussion] The averaged spectrum found 14 macromolecular peaks including small ones, as was reported at 9.4T (3), although there exist some differences. A smaller number of peaks are frequently reported at 3T and 7T. The observed MMs are considered to be dependent on the static magnetic field strength, scan sequences and parameters. [References] (1) Okada T, et al. QIMS 2021;11:9-20. (2) Povazan M, et al. MRM 2018;79:1231-40. (3) Murali-Manohar S, et al. MRM 2021;85:601-14. 40. (3) Murali-Manohar S, et al. MRM 2021;85:601-14.

#### Measurement of macromolecule signal in human brain <sup>1</sup>H MRS at 7T: Removal of residual peaks 01-030 ヒト脳7T<sup>1</sup>H MRS での巨大分子計測:残余信号の除去

栗林 秀人<sup>1</sup>, 漆畑 勇太<sup>1</sup>, ティ ディン ハ ユィ<sup>2</sup>, 石井 徹<sup>2</sup>, 伊佐 正<sup>2</sup>, 岡田 知久<sup>2</sup>

Hideto Kuribayashi<sup>1</sup>, Yuta Urushibata<sup>1</sup>, Thuy Dinh Ha Duy<sup>2</sup>, Toru Ishii<sup>2</sup>, Tadashi Isa<sup>2</sup>, Tomohisa Okada<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Siemens Healthcare K.K., <sup>2</sup>Human Brain Research Center, Graduate School of Medicine, Kyoto University

【要旨】 The macromolecule signal in human brain <sup>1</sup>H MRS at 7T was measured using inversion recovery. The metabolite-free macromolecule signal was successfully provided with a simple subtraction of the measured macromolecule signal minus residual sharp peaks, which were fitted on LCModel.

Introduction: MR spectrum from human brain using a short-TE sequence includes a broad signal produced by macromolecules (MMs). To quantitate low concentration metabolites, the MM signal measured using inversion recovery (IR) has been integrated to spectral analysis (1-3). It is a required process to remove residual sharp peaks on the measured MM signal, which is reported here. Methods: Twelve healthy young volunteers were enrolled after obtaining written informed consent. MR spectroscopy was conducted using a whole-body scanner (MAGNETOM 7T-prototype, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) with a 32-channel head coil (Nova Medical, MA, USA). Three different spectra were obtained using: 1) a short-TE STEAM (Siemens prototype, TR/TE = 8000/5 ms), 2) the STEAM with IR (inversion time = 950 ms (1)), 3) the IR-STEAM with TE = 30 ms. Spectra were analyzed using LCModel (LA Systems, Tokyo, Japan). Spectral data were extracted to LCModel-formatted coord files, which were then analyzed using MATLAB (The MathWorks, MA, USA). Results: The residual peaks on the IR-STEAM spectra were detected as positive or negative. To fit to the negative peaks on LCModel, the 30-ms-TE IR-STEAM spectra were inverted with adding 180° to the zeroth-order phase parameter (DEGZER). After the process, metabolite-free MM signal could be provided with a simple subtraction of the 5-ms-TE IR-STEAM spectrum minus fitted residual peaks. References: 1. Schaller B et al. Magn Reson Med 2014;72:934-940. 2. Snoussi K et al. Magn Reson Med 2015;74:607-613. 3. Marjanska M et al. Neuroscience 2017;354:168-177.

#### 01-031 Brain Metabolite Measurement of by Proton Chemical Shift Imaging using 7T MR system 7T-MR装置を用いた<sup>1</sup>H-CSIによる脳の代謝物計測

梅田 雅宏<sup>1</sup>, 福永 雅喜<sup>2,3</sup>, 定藤 規弘<sup>2,3</sup>, 渡邊 康晴<sup>1</sup>, 河合 裕子<sup>1</sup>, 村瀬 智一<sup>1</sup>, 樋口 敏宏<sup>4</sup>

Masahiro Umeda<sup>1</sup>, Masaki Fukunaga<sup>2,3</sup>, Norihiro Sadato<sup>2,3</sup>, Yasuharu Watanabe<sup>1</sup>, Yuko Kawai<sup>1</sup>, Tomokazu Murase<sup>1</sup>, Toshihiro Higuchi<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Department of Data Science, Meiji University of Integratied Medcine, <sup>2</sup>Division of Cerebral Integration, National Institute for Physiological Sciences, <sup>3</sup>School of Life Science, The Graduate University for Advanced Studies (SOKENDAI), <sup>4</sup>Department of Neurosurgery, Meiji University of Integrative Medicine

【要旨】<sup>1</sup>H-MRS on 7T were acquired with spatial resolution of 7.5x7.5x15 mm<sup>3</sup> using CSI to avoiding CSD problem. We successfully measured several metabolites and estimate the ratio to Cr+PCr from four voxels of gray matter and adjacent white matter respectively at six subjects.

Currently, PRESS and STEAM are widely used for the <sup>1</sup>H single voxel spectroscopy on 3T scanner, and which utilize the selective excitation using field gradient. However chemical shift displacement

(CSD) become major problem in UHFMRI such as 7T. To avoid a this issue, we proposed Chemical Shift Imaging (CSI) to minimize the contamination of metabolites signals from outside of ROI. In this study, we applied the CSI to human subjects to evaluate the relative concentration of several neurometabolites on 7T. Whole body 7T scanner and 1Tx/32Rx head coil (Magnetom 7T, Siemens) were used to acquire the CSI. In CSI measurement, 12x12 acquisition matrix was interpolated to 16x16 by zerofiling resulted 7.5x7.5x15 mm3 spatial resolution with 80x80x15 mm3 excitation volume. We successfully measured metabolites concentration of gray matter and adjacent white matter (Fig. 1) by averaging spectrum from four voxels, and the ratio of Cr+PCr reported (Table 1).



Table1	1	
	Gray Matter	White Matter
NAA	1.59±0.14	1.91±0.12
Cho	0.33±0.07	0.22±0.04
myo-1	0.96±0.04	0.87±0.06
GIx	1.75±0.09	1.01±0.15
GABA	0.35±0.06	0.33±0.08

# O1-032 Evaluation of white matter degeneration in patients with amyotrophic lateral sclerosis using free-water imaging

#### Free-water imagingを用いた筋萎縮性側索硬化症に伴う大脳白質神経変性の評価

内田 航<sup>1</sup>,鎌形 康司<sup>1</sup>,花城 里衣<sup>2</sup>,クリスティナ アンディカ<sup>1</sup>,斎藤 勇哉<sup>1</sup>,神谷 昂平<sup>3</sup>,萩原 彰文<sup>1</sup>,明石 敏明<sup>1</sup>, 和田 昭彦<sup>1</sup>,藤田 翔平<sup>1</sup>,青木 茂樹<sup>1</sup>,堀 正明<sup>3</sup>,狩野 修<sup>2</sup>

Wataru Uchida<sup>1</sup>, Koji Kamagata<sup>1</sup>, Sayori Hanashiro<sup>2</sup>, Christina Andica<sup>1</sup>, Yuya Saito<sup>1</sup>, Kouhei Kamiya<sup>3</sup>,

Akifumi Hagiwara<sup>1</sup>, Toshiaki Akashi<sup>1</sup>, Akihiko Wada<sup>1</sup>, Shohei Fujita<sup>1</sup>, Shigeki Aoki<sup>1</sup>, Masaaki Hori<sup>3</sup>, Osamu Kano<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Juntendo University Graduate School of Medicine, <sup>2</sup>Department of Neurology, Toho University Faculty of Medicine, <sup>3</sup>Department of Radiology, Toho University Faculty of Medicine

【要旨】 We investigated the difference in the white matter structure between patients with amyotrophic lateral sclerosis (ALS) and healthy controls using bi-tensor free-water imaging (FWI). We revealed that FWI parameters, especially in the corticospinal tract, might reflect the axonal loss in ALS.

【目的】筋萎縮性側索硬化症(ALS)は主に皮質脊髄路(CST)を含む上位及び下位運動性ニューロンの障害が発現する進行性の神経変性疾患であり、拡散 MRIを用いて大脳白質構造が広く検討されている.しかし、従来のDiffusion tensor imaging (DTI)ではボクセル内に含まれる神経細胞外自由水の部分体 積効果により、神経微細構造評価が困難である.そこで本研究では、細胞外自由水を定量化し、その影響を従来のDTIから除去可能なFree-water imaging (FWI)を用いてALSの白質神経微細構造を評価した.

(Twi)を用いてALSの目的で構成した。 【方法】ALS患者20症例、健常者9症例を対象とし、3T MRIでMulti-shell DWI (b-values: 0, 700, 2000 s/mm2, MPG計120軸)を取得した。DTIFITに よりDTI (Axial diffusivity: AD, Mean diffusivity: MD, Radial diffusivity: RD, Fractional anisotropy: FA)を算出し、MATLABでbi-tensor FWI (FW, FW-corrected DTI: ADt, MDt, RDt, FAt)を算出、Tract-based spatial statistics (TBSS)によりALS患者、健常者で群間比較を行った。さらに、 JHU atlasを用いてCSTにおけるFWI, DTIを定量、群間比較を行い、ALS群ではALS Functional Rating Scale (ALSFRS-R)及び罹病期間との相関解析 を行った。

【結果・考察】TBSSでは健常群と比較してALS群ではCSTを含む白質路におけるAD, MD, ADt, MDtが有意に高く, ROI解析ではCSTにおけるMDtが 有意に高値を示した. さらに相関解析ではALSFRS-RスコアとCSTにおけるADtに負の有意相関, 罹病期間とADtに正の有意相関を示した. ALSでは運動性 ニューロンの軸索損傷が病態を反映すると考えられており, TBSS及びROI解析で検出したCSTにおけるADt, MDtの有意な増加はALSの病態を反映した可 能性がある. また, ALSFRS-RとADtとの負相関, 罹病期間とADtの正相関から, FWIはALSの重症度や進行度を反映する可能性も示唆した. 【結論】FWIはALSに伴う大脳白質神経変性の定量評価に有用である.

# O1-033 Applying free-water correction to diffusion imaging data uncovers white matter pathology in children with autism spectrum disorder

Free-Water Imaging を用いた自閉症スペクトラム障害における白質神経変性評価

ルキエ トルシュン<sup>1</sup>,鎌形 康司<sup>1</sup>,桐野 衛二<sup>2,3</sup>,クリスティーナ アンディカ<sup>1</sup>,内田 航<sup>1</sup>,斎藤 勇哉<sup>1</sup>,萩原 彰文<sup>1</sup>, 明石 敏昭<sup>1</sup>,和田 昭彦<sup>1</sup>,藤田 翔平<sup>1</sup>,堀 正明<sup>4</sup>,青木 茂樹<sup>1</sup>

Rukeye Tuerxun<sup>1</sup>, Koji Kamagata<sup>1</sup>, Eiji Kirino<sup>2,3</sup>, Christina Andica<sup>1</sup>, Wataru Uchida<sup>1</sup>, Yuya Saito<sup>1</sup>, Akifumi Hagiwara<sup>1</sup>, Toshiaki Akashi<sup>1</sup>, Akihiko Wada<sup>1</sup>, Shohei Fujita<sup>1</sup>, Masaaki Hori<sup>4</sup>, Shigeki Aoki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Juntendo University Graduate School of Medicine, <sup>2</sup>Department of Psychiatry, Juntendo University School of Medicine, <sup>3</sup>Juntendo Shizuoka Hospital, <sup>4</sup>Department of Radiology, Toho University Omori Medical Center

[要旨] Neuroinflammation was considered partly responsible for the behavioral features in ASD. Using free-water imaging, we demonstrated increases in free-water volume fraction, which is expected in neuroinflammation states, in the WM tracts related to social and communication deficits in ASD.

#### Background

Autism spectrum disorder (ASD) is a neurological and developmental disorder characterized by impaired social interaction, impaired verbal and non-verbal communication, and repetitive behaviors. In the present study, we obtained bi-tensor free-water imaging measures to provide more specific depictions of white matter (WM) microstructure changes related to ASD. Notably, the fractional volume of extracellular free-water (FW) might be used to assess neuroinflammation that was considered partly responsible for the behavioral features in ASD. Methods

Diffusion-weighted data with b-value = 1000 s/mm2 were acquired from 27 children with ASD (mean age, 8.0  $\pm$  2.2 years) and typically developing controls (mean age, 9.1  $\pm$  2.1 years) from the Autism Imaging Data Exchange I and II. Free-water imaging measures (free-water corrected fractional anisotropy, mean diffusivity, axial diffusivity, radial diffusivity, and FW) were compared between groups using tract-based spatial statistics analysis. **Results** 

Significantly higher FW was demonstrated in ASD compared to control groups in commissural, projection, and long association fibers (i.e., corpus callosum, anterior thalamic radiation, inferior fronto-occipital fasciculus, superior and inferior longitudinal fasciculus, and uncinate fasciculus), which are known to be related with cognitive, social, and communication functions. Conclusion

Increased extracellular FW, which is expected in neuroinflammation states, in the WM tracts might be the underlying pathology of behavioral deficits in children with ASD.

# O1-034 Analysis of neurodegeneration in the common marmoset hearing loss model using Voxel Based meta-Analysis

#### Voxel Based meta-Analysisを用いた難聴モデル小型霊長類の脳神経変性

野武 幸子<sup>1</sup>, 畑 純一<sup>1,2</sup>, 平林 源希<sup>1</sup>, 力武 聖月<sup>1,2</sup>, 吉丸 大輔<sup>1</sup>, 栗原 渉<sup>1</sup>, 岡野ジェイムス洋尚<sup>1</sup>

Sachiko Notake<sup>1</sup>, Junichi Hata<sup>1,2</sup>, Motoki Hirabayashi<sup>1</sup>, Mitsuki Rikitake<sup>1,2</sup>, Daisuke Yoshimaru<sup>1</sup>, Sho Kurihara<sup>1</sup>, James Hirotaka Okano<sup>1</sup>

<sup>1</sup>The Jikei University School of Medicine, <sup>2</sup>Tokyo Metropolitan University

【要旨】In this study, using brain MRI images of marmosets with hearing loss, we performed the statistical analysis of VBM and VBA to show changes in the various brain regions. The results showed compensatory responses in vision and balance to auditory deprivation, as well as reduced motor skills.

【目的・背景】難聴者の脳機能に関する研究は、ヒトを被験者とした聴覚野の変化に関する研究が中心である。脳変性を経時的に可視化するにあたり、 侵襲性が少なく、形態・形質学的特徴を捉えられるMRIは非常に有用である。しかし、ヒトの場合、難聴に対するMRI撮像頻度が少ないことや、発症 時期の予測が難しいために、難聴前後での比較は困難であること、難聴の経過が長期であり、加齢をはじめとする交絡因子が関与する可能性があるなど 様々な問題がある。難聴モデル動物を対象とすることで、バイアスが少ない状態で難聴が脳に与える影響を推定できる。コモンマーモセットはヒトと脳 神経構造が類似しているため、実験動物を用いた前臨床研究として有用とされている。本研究では、このコモンマーモセットの難聴モデルを作成し、難 聴前後でのVBM・VBA解析から、脳の様々な領域における量的・質的変化を示し、聴覚遮断との関係性について理解することを目的とする。【方法】 音響曝露により難聴となったマーモセット(n=4)を対象とし、9.4T-MRI装置(Bruker社)にて音響曝露前、1ヶ月後、3ヶ月後、6ヶ月後それぞれの T1WI, T2WI, DWIのMRI画像データを取得した、VBM解析では、T2WIを用い、SPMからPaired t testで統計解析(音響曝露前 vs音響曝露後) を行い、P valueの閾値を0.001とした、VBA解析は、Mrtrix3を用いてT1w/T2w Myelin mapの算出を行った画像と、Diffusion Toolkitを用いて テンソル解析したRD, AD, FA像の4種類に対して、VBMと同様の統計解析を行った。【結果・結論】VBM・VBAともに、補足運動野・一次運動野・ 視覚野・小脳・尾状核・視覚連合野・帯状皮質・外側膝状体などといった運動・視覚関連領野において有意差が検出された。また、聴覚し意明で関し ては有意差が見られなかった。これより、聴覚遮断モデルマーモセットに対する視覚・平衡感覚での代償反応、運動能力の低下が示された。

#### 01-035 Association between visualization of perivascular space and brain atrophy 血管周囲腔の描出と脳萎縮の関連の検討

营井 康大<sup>1</sup>, 新野 一穂<sup>1</sup>, 平賀 利匡<sup>1</sup>, 松枝 怜<sup>1</sup>, 鹿戸 将史<sup>1</sup>, 伊関 千書<sup>2</sup>, 太田 康之<sup>2</sup>

Yasuhiro Sugai<sup>1</sup>, Kazuho Niino<sup>1</sup>, Toshitada Hiraka<sup>1</sup>, Rei Matsueda<sup>1</sup>, Masafumi Kanoto<sup>1</sup>, Chifumi Iseki<sup>2</sup>, Yasuyuki Ota<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Division of Diagnostic Radiology, Department of Radiology, Yamagata University Faculty of Medicine, <sup>2</sup>Division of Neurology and Clinical Neuroscience, Department of Internal Medicine III, Yamagata University Faculty of Medicine

【要旨】 The purpose of this study was to investigate the association between visualization of perivascular space and brain atrophy in population-based study. The result suggests that PVS in cerebral white matter do not visualized only by brain atrophy.

[背景] 血管周囲腔(perivascular suggests that i vo in cerebian winte matter do not visualized only by brain anophy. [背景] 血管周囲腔(perivascular space; PVS)は実質内に侵入する血管周囲の間隙ある. Glymphatic systemの一角をなし, その障害を背景として 種々の疾患において PVSの拡大が見られるという報告がなされている. しかし PVSの拡大を脳萎縮の観点から定量的に検討した報告は見当たらない. [目的] MRIでの PVSの描出は, 脳萎縮の程度に関連するのかを検討すること. 【方法・方法】住民検診のコホートにおいて頭部MRIが撮影され面像解 析が問題なく行えた 216人(A 群 (85/86歳) 70人, B 群 (74/75歳) 146人)を対象にした. 基底核および大脳白質の PVSを, 先行研究に基づき 4段 階 (grade) に分類した. また SPM12を用い, 3D-T1強調像から皮質, 白質, 脳脊髄液 (CSF) の各領域をセグメンテーションし各々の体積を算出 した. 頭蓋容積をこれら3領域の合計とし, CSFの体積を頭蓋容量で除して相対値 (CSF/頭蓋容量) として検討に用いた. Fazekas分類により大脳白 質の虚血性病変を4段階に分類した. さらにEvans indexと脳染角を計測し, 特発性正常圧水頭症 (iNPH) に類似する形態として「Evans indexが高 値 (中央値以上), かつ脳染角が低値 (中央値以下)」を示す 1 群を設定した. 以上の画像指標と, PVS grade との関連を検討した. 【結果・考察】 基底 核の PVS gradeが大きい群ほど CSF/ 頭蓋容量は高値になる傾向があり、先行研究で示されているように白質病変や年齢とも有意な関連が認められた. 一方、白質の PVS gradeが大きい群ほど CSF/ i 画蓋容量は低値になる傾向があり、また iNPH 様の形態を示す 1 難は白質の PVS gradeが伝表に立て 一方、白質のPVS gradeが大きい群ほどCSF/頭蓋容量は低値になる傾向があり、またiNPH様の形態を示す1群は白質のPVS gradeが低値を示した. 潜在的にiNPH様の形態変化が生じて、二次的にPVSの描出が低下する可能性が考えられた.【結論】基底核のPVSの拡大は脳萎縮と関連していることが示唆された.一方、大脳白質のPVSの拡大は脳萎縮との関連は乏しく、PVS gradeの低値の背景にはCSF動態の潜在的な変化が示唆された.

#### 01-036 **Comparison of DIR-like images and Synthetic MRI** 多発性硬化症における DIR 類似画像の Synthetic MRI(MAGiC) との比較検討

小玉 亮一,井手口 猛,三宅 達郎,南川 友貴,越智 誠

Ryoichi Kodama, Takeshi Ideguchi, Tatsuro Miyake, Yuki Minamikawa, Makoto Ochi

Department of Radiology, Nagasaki Kita Hospital

【要旨】We subtracted GAIR from FLAIR to obtain DIR-like images and compared contrast of white matter lesions of multiple sclerosis among DIR-like image, FLAIR, T2 weighted images and Synthetic MRI. DIR-like images provided comparable contrast to Synthetic MRI in lesion detection.

In Icition detection. [はじめに] 多発性硬化症の診断においてMRIは病変検出能が高く、バイオマーカーとして重要な役割を果たしている。第46回大会において、我々は TI値の異なる2つの反転回復法で撮像した画像を差分し、DIR類似画像を作成し検討し報告した。今回は、DIR類似画像とSynthetic MRI(MAGiC) との関連について検討し報告する。[目的] 脱髄性疾患における白質病変の描出能のSynthetic MRI・T2強調画像・FLAIR画像・DIR類似画像の比 較検討.[方法]使用したMR装置はGE社製Signa Architect 3.0T、コイルは48ch AIR Head coilである。DIR類似画像をGAIR画像(灰白質抑制 画像)からFLAIR画像を差分することで作成し、臨床的に多発性硬化症(MS)と診断された13症例(24歳~72歳,男性5名,女性8名)のT2強調画 像・FLAIR画像およびSynthetic MRIによる白質病変のコントラスト分解能を評価した.[結果]白質病変と正常白質のコントラストの平均はDIR類 似画像0.61±0.09,T2強調画像0.22±0.08,FLAIR画像0.21±0.05,Synthetic MRI 0.69±0.14であった。各画像のコントラストの比較では、 DIR類似画像とSynthetic MRIが有意に高く、T2強調画像とFLAIR画像での有意差もみられなかった。[結語]DIR類似画像はプラークの検出率が高 いSynthetic MRIと同様の検出率が得られると考える。また、DIR類似画像の作成はFLAIR画像からGAIR画像を差分するのみの簡便な方法であり、 GAIR画像の撮像時間も2分弱と短く通覚検査時に追加撮像することができ。多発性硬化症の検査において有田であると考えられた GAÍR 画像の撮像時間も2分弱と短く通常検査時に追加撮像することができ、多発性硬化症の検査において有用であると考えられた.

#### 01-037 Harmonization of multicenter DTI and NODDI data using combined association test (ComBat) Combined association test法を用いたDTIおよびNODDIの施設問差除去

斎藤 勇哉<sup>1</sup>, 鎌形 康司<sup>1</sup>, クリスティナ アンディカ<sup>1</sup>, 内田 航<sup>1</sup>,明石 敏明<sup>1</sup>,和田 昭彦<sup>1</sup>,堀 正明<sup>2</sup>, 青木 茂樹<sup>1</sup> Yuya Saito<sup>1</sup>, Koji Kamagata<sup>1</sup>, Christina Andica<sup>1</sup>, Wataru Uchida<sup>1</sup>, Toshiaki Akashi<sup>1</sup>, Akihiko Wada<sup>1</sup>, Masaaki Hori<sup>2</sup>, Shigeki Aoki1

<sup>1</sup>Department of Radiology, Juntendo University Graduate School of Medicine, Tokyo Japan, <sup>2</sup>Department of Radiology, Toho University Omori Medical Center, Tokyo Japan

【要旨】 Multicenter study using diffusion MRI includes the site difference and it degenerates the reproducibility. We applied ComBat for DTI and NODDI metrics to reduce site difference. The results showed that ComBat not only reduced the site difference but also retained biological information.

#### INTRODUCTION:

Recently, the multicenter study using diffusion MRI (dMRI) has been advanced to improve statistical power. However, the multicenter study includes the site difference such as MRI scanner and acquisition parameters and it degenerates the reproducibility. In this study, (NODDI) of the multicenter dMRI data using ComBat which uses regression of covariates for data harmonization. METHODS:

dMRI of 12 healthy adults was obtained at two sites using 3-T MRI with same scanner (MAGNETOM Prisma, Siemens Healthcare) and acquisition parameters (b-values of 700, 2000 s/mm2 along 32, 64 directions, respectively). DTI and NODDI metrics from dMRI were measured on 4 regions including cortical gray matter (GM), subcortical GM, subcortical white matter (WM) and deep WM. The differences of DTI and NODDI metrics as well as, to make sure the biological information was retained, the age correlation and effect size for sex were compared between before and after ComBat. RESULTS and DISCUSSION:

ComBat reduced the site difference and retained biological information in almost DTI and NODDI metrics and brain regions. There were significant harmonization effects in mean diffusivity in deep WM (P<.05), intra-cellular volume fraction in cortical (P<.001) and subcortical GM (P<.005) and isotropic volume fraction in subcortical WM (P<.05). The above results suggest ComBat could harmonize DTI and NODDI metrics while retaining biological information.

#### O1-038 Effect of b-tensor samplings on the quantitative value in Multi-Dimensional Diffusion Multi-Dimensional Diffusionにおける b-tensor のサンプリング数が及ぼす定量値への影響

Tsuyoshi Ueyama<sup>1</sup>, Yuichi Suzuki<sup>1</sup>, Shohei Inui<sup>2</sup>, Shiori Amemiya<sup>2</sup>, Tetsuya Wakayama<sup>3</sup>, Hideyuki Iwanaga<sup>1</sup>, Osamu Abe<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, The University of Tokyo Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiology, The University of Tokyo, <sup>3</sup>MR Collaborations and Development, GE Healthcare

【要旨】 We verified the analysis accuracy of anisotropic diffusion index obtained by MDD while changing the b-tensor sampling pattern. In Short, the f\_AT value is significantly lower in gray matter. In Long, the µFA value was calculated to be significantly higher in gray matter. 【音号】

NHT Dimensional Diffusion (MDD)はq-vector Trajectory Encoding (従来の拡散MRIのMPGに相当)を用いて拡散情報を取得する. q-vector Trajectory Encodingは3軸の傾斜磁場を同時に変調させ拡散する空間形状 (b-tensor)をエンコードする. この方法で得られるmicroscopic fractional anisotropy (µFA)などの拡散指標はより細胞内の微細な構造を反映していることが知られている. しかし,正確な計測には様々なb-tensor の形状・大きさ・向きが必要とされる. 【目的】

b-tensorの形状,大きさ、向き等のサンプリングを変えながらMDDで得られる異方性拡散の拡散指標の解析精度を検証する.

「AAT においてヒストグラムが shortのみ分布形状が異なる領域が存在した.特に Shortでは f\_AT 値は灰白質において有意に低く,白質において有意に高く算 出された.μFAではヒストグラムが Longのみ分布形状が異なっていた.またμFA 値は灰白質において Longが有意に高く算出された.一方白質においてμFA 値に差は認められなかった. 【結語】

b-tensorのサンプリングの違いは異方性拡散の拡散指標 (f\_AT/μFA)の解析結果に影響を与えていた.

# O1-039 Investigation of reproducibility in Fixel based analysis of healthy brain DWI acquired by a standard sequence

## 標準シーケンスで取得した健常脳DWIを用いたFixel based analysis の再現性の検討

天野 恵太<sup>1</sup>, エピファニオ バガリナオ<sup>2</sup>, 礒田 治夫<sup>3</sup>, 小山 修司<sup>3</sup>

Keita Amano<sup>1</sup>, Epifanio Bagarinao<sup>2</sup>, Haruo Isoda<sup>3</sup>, Shuji Koyama<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Radiological Sciences, Department of Radiological and Medical Laboratory Sciences, Nagoya university Graduate School of Medicine, <sup>2</sup>Department of Integrated Health Sciences, Nagoya University Graduate School of Medicine, <sup>3</sup>Brain and Mind Research Center, Nagoya University

【要旨】In order to conduct Fixel based analysis (FBA) using the healthy brain DWI data obtained in our cohort study, we investigated the optimization of the analysis method and the reproducibility. Reproducibility was confirmed and FBA is expected to be used for research that focuses on healthy brain.

【背景および目的】本学では健常脳DWIのコホート研究を行っている。従来DWI解析法の一つとして用いるvoxel based analysis は、ボクセル内の 白質交差繊維を描出することが困難であった。近年、ボクセル内交差繊維の描出を目的としたFixel based analysis (FBA) が登場し、脳神経疾患への 有用性が期待されているが、従来シーケンスによる健常脳データを対象とした再現性や解析精度については十分な検証が行われていない。そのため、本 研究は標準的シーケンスによる健常脳DWIを対象としたFBAの再現性、解析精度の検証、パラメータ調整による再現性担保と重たい解析処理の軽量 化との両立を目指した.【方法】健常者20名を対象に同一3T MR装置でMPRAGEとsingle-shell DWI(b-values:0,1000, MPG64軸)を短期間に2回 撮影した. MPRAGEから白質マスクを作成し、被験者内テンプレートを作成後、FBAパイプラインに沿って処理し、FBA固有の指標値 fiver density (FD), fiver-bundle cross-section (FC), fiver density and cross-section (FDC)を取得し、統計解析を行った。これらの過程を、パラメータや処理 方法を調整し、複数回行った.【結果】いずれの解析手順でも各指標で高い再現性が確認された。アップサンプリングサイズの大小による比較において 指標値に僅かな差異が生じた、差異は脳辺縁部に認められることから位置補正による影響が考えられた。【結語】DTI dataを用いたFBAの再現性が確 認できたことから健常者を対象としたコホート研究においての有用性が示唆された。今後、再現性が確保できる範囲で、処理の軽量化についてさらに検 討を進めたい。

## O1-040 Initial investigation of image distortion reduction techniques for diffusion-weighted images 拡散強調像における画像歪低減技術の初期検討

原岡健太郎<sup>1</sup>, 濱永 翔平<sup>2</sup>, 高井 雄紀<sup>2</sup>, 竹本 周平<sup>1</sup>, 佐野雄一郎<sup>1</sup>, 山下 祐市<sup>1</sup>

Kentaro Haraoka<sup>1</sup>, shohei Hamanaga<sup>2</sup>, Yuki Takai<sup>2</sup>, Shuhei Takemoto<sup>1</sup>, Yuichiro Sano<sup>1</sup>, Yuichi Yamashita<sup>1</sup>

<sup>1</sup>MR sales Department, Canon Medical Systems Corporation, Kanagawa, Japan, <sup>2</sup>MRI Systems Division, Canon Medical Systems Corporation, Tochigi, Japan

【要旨】 We investigated image distortion in diffusion-weighted images using a shift-map-based distortion correction technique. It was confirmed that the effect of image distortion could be reduced by using this technique.

【背景・目的】Single shot EPIの撮像において局所磁場の不均一性や渦電流の影響により位相エンコード方向に画像歪が生じることが知られてい る. 歪を軽減させる方法として、位相エンコード方向を順/逆方向で収集し歪量を表すシフトマップを作成し各画像を補正する技術であるReverse encoding Distortion Correction DWI (以下RDC DWI)を開発したので初期検討を行った.【方法】キヤノンメディカルシステムズ社製1.5テスラ 装置 Vantage Orian 及び Atlas SPEEDER ヘッド/ネックコイル. 撮像条件は, SSEPI2D, TR/TE/ETS=5000/90/0.9ms, 受信パンド幅=1302Hz/ pixel, 1.2×1.2×5(mm), b値=1000s/mm2, 高速化率2倍, 歪補正有り無しで撮像. 評価(1):一辺140mmのベビーオイルを封入した立方体ファ ントムをSSEPI法の歪補正有り無しで撮像し全てのスライスで画像歪を計測した. 画像歪の算出は, SSEPI法のファントム底辺幅をFSET2強調像のそ れで除した値と定義した. 評価(2):ボランティア2名の頭部横断像を歪補正有り無しで撮像し3名の観察者で4段階スコアを用いて視覚評価を実施し た. 評価方法は以下の通りである.4: 歪なし,3: 軽度の歪,2: 中等度の歪,1: 高度の歪【結果】評価(1): 歪補正を使用すると、すべてのスラ イスにおいて画像歪の値は1に近づいた.特にファントムの両端のスライスにおいて歪補正の効果が大きかった. 評価(2): 視覚評価において,歪補正 を使用すると歪補正しない場合より評価が高い結果となり,特に側頭骨錐体と側頭葉境界付近においてスコアが高かった.【結論】RDC DWIを使用す ることで画像歪が低減できた.特に組織と空気との境界など磁化率の違いが大きい領域において有用と考えられた.

## O1-041 Differentiation of glioblastoma and lymphoma by time dependent diffusion-weighted imaging 拡散時間依存性拡散強調像による膠芽腫と悪性リンパ腫の鑑別

上村 清央<sup>1</sup>, 中條 正典<sup>1</sup>, ボハラ マニシャ<sup>1</sup>, 内田 裕之<sup>2</sup>, 岩永 崇<sup>3</sup>, 今井 広<sup>4</sup>, 吉浦 敬<sup>1</sup> Kiyohisa Kamimura<sup>1</sup>, Masanori Nakajo<sup>1</sup>, Bohara Manisha<sup>1</sup>, Hiroyuki Uchida<sup>2</sup>, Takashi Iwanaga<sup>3</sup>, Hiroshi Imai<sup>4</sup>, Takashi Yoshiura<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Kagoshima University Graduate School of Medical and Dental Sciences, <sup>2</sup>Department of Neurosurgery, Kagoshima University Graduate School of Medical and Dental Sciences, <sup>3</sup>Department of Radiological Technology, Kagoshima University Hospital, Kagoshima, <sup>4</sup>Siemens Healthcare K.K.

【要旨】 We evaluated the usefulness of time dependent DWI in distinguishing between glioblastomas and PCNSLs. PCNSLs showed significantly lower minADC<sub>44.5ms</sub> and higher ave $\Delta$ ADC than glioblastomas. The ave $\Delta$ ADC appears to be a more efficient DWI index than conventional ADC to differentiate the two tumor types.

【目的】膠芽腫とリンパ腫の鑑別に、拡散時間依存性拡散強調像解析の有用性を調査することである.【対象および方法】病理学的に膠芽腫(44-91歳, 年齢:69.3 ± 10.2歳)と診断された連続44例とリンパ腫(50-86歳,年齢:70.4 ± 10.7歳)と診断された連続13例を対象とした. 全例臨床用3T 装置で拡散強調像を撮影した.b値,0,1500(s/mm<sup>2</sup>),振動周波数と拡散時間,PGSE法で0HZ,44.5ms,OGSE法でsin50Hz,8.5ms. それぞ れのADCマップと,それらの差分であるAADCマップを作成した.造影後T1強調像における増強域に設定したROIを使用して,各々の最小ADC値 (minADC<sub>44.5ms</sub>,minADC<sub>8.5ms</sub>)と、差分の最大値(maxAADC),差分の平均値(aveAADC)を算出した.膠芽腫とリンパ腫との間で,各パラメー 夕をMann-Whitney U test を用いて比較した.膠芽腫とリンパ腫の鑑別能を,ROC解析を用いて比較した.【結果】リンパ腫のminADC<sub>44.5ms</sub>は,膠 芽腫よりも有意に低値であり,aveAADCは有意に高値であった(x10<sup>-3</sup>/mm<sup>2</sup>)(0.423 ± 0.184 vs.0.622 ± 0.257, p = 0.0089; 0.229 ± 0.044 vs. 0.168 ± 0.038, p < 0.0001).両者のminADC<sub>8.5ms</sub>とmaxAADCに有意差はなかった(0.681 ± 0.123 vs.0.774 ± 0.242, p = 0.2473; 0.378 ± 0.111 vs.0.347 ± 0.160, p = 0.1513). ROC解析では,minADC<sub>44.5ms</sub> aveAADCが有意であったが(AUC = 0.737 and 0.877, p = 0.0015 and < 0.0001),minADC<sub>8.5ms</sub>とmaxAADCは有意ではなかった(AUC = 0.608 and 0.633, p = 0.1668 and 0.1595). aveAADC のAUCが最も高値で あった.【結語】時間依存性拡散強調像から得られるaveAADCは,膠芽腫とリンパ腫の鑑別に有用と考えられた.

# 01-042 Comparative study of meningioma, glioblastoma, and sarcoma using double-diffusion encoding Double-diffusion encodingを用いた髄膜腫, 膠芽腫, 肉腫の比較検討

加藤 伸平<sup>1,2</sup>, 神谷 昂平<sup>3</sup>, 阿部 正裕<sup>1</sup>, 草原 博志<sup>1</sup>, 藤田 翔平<sup>1</sup>, 明石 敏昭<sup>1</sup>, 鎌形 康司<sup>1</sup>, 和田 昭彦<sup>1</sup>, 堀 正明<sup>3</sup>, 阿部 修<sup>2</sup>, 青木 茂樹<sup>1</sup>

Shimpei Kato<sup>1,2</sup>, Kouhei Kamiya<sup>3</sup>, Masahiro Abe<sup>1</sup>, Hiroshi Kusahara<sup>1</sup>, Shohei Fujita<sup>1</sup>, Toshiaki Akashi<sup>1</sup>, Koji Kamagata<sup>1</sup>, Akihiko Wada<sup>1</sup>, Masaaki Hori<sup>3</sup>, Osamu Abe<sup>2</sup>, Shigeki Aoki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Juntendo University School of Medicine, <sup>2</sup>Department of Radiology, The University of Tokyo,

<sup>3</sup>Department of Radiology, Toho University Omori Medical Center

【要旨】 We used double-diffusion encoding to obtain FA and  $\mu$ FA values in meningioma, glioblastoma, and sarcoma. The mean values of FA were 0.2, 0.15, and 0.14, respectively, and the  $\mu$ FA mean values were 0.6, 0.3, and 0.48, respectively. This result may reflect the characteristics of the tumors.

Objective:

We investigated the possibility of differences in FA and  $\mu$ FA values depending on the type of tumor using double-diffusion encoding (DDE). Methods:

With the Vantage Centurian (Canon Medical Systems Corp.), we obtained FA and  $\mu$ FA maps using DDE for three types of tumors, six cases of meningioma (meningothelial meningioma), two cases of glioblastoma, and one case of sarcoma. ROIs were placed in the center of the tumor, and FA and  $\mu$ FA values were obtained for each ROI. Results:

The mean values of FA for meningioma, glioblastoma, and sarcoma were 0.2 ( $\pm$ 0.058), 0.15 ( $\pm$ 0.05), and 0.14 ( $\pm$ 0.47), respectively, while the mean values of  $\mu$ FA were 0.6 ( $\pm$ 0.096), 0.3 ( $\pm$ 0.13), and 0.48 ( $\pm$ 0.082), respectively. The  $\mu$ FA values of meningioma and sarcoma were higher for glioblastoma, which may reflect their characteristic of bundled growth. Conclusion:

We identified differences in FA and µFA values according to tumor type.



#### O2-001 Optimal trigger delay in cardiac MR diffusion weighted imaging using 3T-MRI 3T-MRIによる心臓 MR 拡散強調画像における最適な trigger delayの検討

永井 康宏,太田 靖利,森田 佳明,塩谷 優,植木 渉,山本 達寛,鈴木 穂波,村川 圭三,福田 哲也 Yasuhiro Nagai, Yasutoshi Ohta, Yoshiaki Morita, Masaru Shiotani, Wataru Ueki, Tatsuhiro Yamamoto, Honami Suzuki, Keizo Murakawa, Tetsuya Fukuda

Department of Radiology, National Cerebral and Cardiovascular Center

【要旨】In cardiac DWI, trigger delay +20% with a slight delay in the start time of acquisition rather than trigger delay 0% improves visibility and tends to have higher homogeneity of myocardial signals in the anterior wall, septum, inferior wall, and lateral wall, which may be useful for diagnosis.

背景:拡散強調画像(DWI)は,2個の逆方向の大きな傾斜磁場(MPG)の印可が必須であるが、タイミングが明確でない.心臓DWIにおいて動きは問題でありアーチファクトの原因となっている.収集開始時間であるtrigger delayを最適にすることで,適正画像の描出を検討した.方法:SIEMENS製3T-MRIにて20人の健常者(45.3±18.4歳)を対象に,cine MRIから右冠動脈静止開始時間と静止持続時間を求め,開始時間のみと持続時間の5・10・15・20・25%を合わせたtrigger delayにて,DWI(bfactor=300 s/mm2)を撮像した.心筋の可視性を経験豊な3名の評価者が,4段階の視覚的尺度(3)Excellent 2:Good 1:Fair 0:Poor)で評価し(2,点以上のDWIで,信号の均一性を前壁・中隔・下壁・側壁にて同尺度で評価した.結果:可視性はHR<65の時trigger delay 0%に比べ+20%でばらつきが小さくスコアも高い傾向であり,HR>65でもばらつきは小さい傾向だがスコアに差はなかった,均一性はtrigger delayを設定することで可視性が向上し,均一性のとれた画像を描出することができる.



# O2-002 Devising a multiple-number of excitations diffusion-weighted image to be imaged under split breath-hold acquisition without post-processing

後処理を必要としない複数回呼吸停止下で撮像する複数加算の拡散強調画像の考案

藤川 博司,池田 洋祐,植松 正裕

Hiroshi Fujikawa, Yosuke Ikeda, Masahiro Uematsu

Social Welfare Corporation, Edogawa Hospital

[要旨] For DWI of the abdomen, there is a DWISBAP method as an imaging by breath hold.But, the DWISBAP method requires post-processing to create a trace image.Thus, we devised a method that does not require post-processing.By the method devised, multiple-NEX DWI could be obtained under split breath-hold.

背景・目的 腹部の撮像において,呼吸停止下(breath-hold:以下,BH)での撮像は呼吸による動きの抑制を簡便に行える反面,SNR (Signal Noise Ratio)の低下を伴う.これは,DWI(Diffusion Weighted Image)を撮像する場合でも同様であるが,DWISBAP(DWI under split breath-hold acquisition and post-processing)法では,複数回のBHでの撮像を繰り返すことで,複数加算のDWIの撮像を可能としている.しかし,DWISBAP 法ではトレース画像作成の後処理が必要となる.そこで今回は後処理を必要としない複数の加算回数(Number of Excitation:以下,NEX)で,かつ複数回のBHで行う撮像方法を考案した.方法 使用したMRI装置はGEHC社製1.5T SIGNA Explore(ver.25.1)である.今回,考案した方法は,ECG Gating(以下,Gating)とPose-scan(一時停止スイッチ)を使用した方法である.まず,通常の撮像では連続的に信号収集されるのに対し,Gatingを保 した場合は間欠的な信号収集となる.この写証ので生じる信号収集の間を調整し、Pose-scanを使用することで,装置に負荷がかからず,手動で撮像を一時停止することができる.この手法をもとに何回か息止め撮像を繰り返すことで,複数加算のDWIを撮像できる.そして今回は,この考案法で行った間欠的なデータ収集とするために使用したGatingと,Pose-scanの影響がDWIに与える影響について検討した.検討方法は組成の異なる3つの試料ファントムを使用し,SNRとADC 値を比較した.また健常ポランティアによる1-NEX,1-BHで撮像したDWIと、考案法での画像の比較を行った.結 果 考案法によるDWIへの影響はとくに見られなかった.また一回息止め拡散強調画像よりもSNRは改善し,呼吸による動きの抑制も可能であった.ただし,呼吸の影響を抑えた上腹部DWIを得ることができた.

## O2-003 Improvement of Left Hepatic Lobe Diffusion Weighted Imaging using Double Triggering with Motion Sensitive CINE Imaging

Motion-Sensitive CINE Imagingを用いたDouble Triggered DWIによる肝左葉の画質改善

濱野 裕<sup>1</sup>, 米山 正己<sup>1</sup>, 西江 昭弘<sup>2</sup>, 石松 慶祐<sup>2</sup>, 綿貫 裕晃<sup>3</sup>, 徳永 千晶<sup>3</sup>, 和田 達弘<sup>3</sup>, 椎名 勲<sup>4</sup>, 長尾 充展<sup>5</sup>, 後藤 康裕<sup>4</sup>, 小平 和男<sup>4</sup>, 濱谷 豊<sup>4</sup>, 小川 拓実<sup>4</sup>, 並木 隆<sup>1</sup>

Hiroshi Hamano<sup>1</sup>, Masami Yoneyama<sup>1</sup>, Akihiro Nishie<sup>2</sup>, Keisuke Ishimatsu<sup>2</sup>, Hiroaki Watanuki<sup>3</sup>, Chiaki Tokunaga<sup>3</sup>, Tatsuhiro Wada<sup>3</sup>, Isao Shiina<sup>4</sup>, Michinobu Nagao<sup>5</sup>, Yasuhiro Goto<sup>4</sup>, Kazuo Kodaira<sup>4</sup>, Yutaka Hamatani<sup>4</sup>, Takumi Ogawa<sup>4</sup>, Takashi Namiki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Philips Japan, Ltd., Tokyo Japan, <sup>2</sup>Department of Clinical Radiology, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, Fukuoka, Japan, <sup>3</sup>Division of Radiology, Department of Medical Technology, Kyushu University Hospital, Fukuoka, Japan, <sup>4</sup>Department of Radiological Services, Tokyo Womens Medical University, Tokyo, Japan, <sup>5</sup>Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Tokyo Womens Medical University, Tokyo, Japan

【要旨】 In the left hepatic lobe DWI, the respiratory and cardiac motion induce signal loss. We demonstrated that the respiratory and cardiac trigged DWI with optimal cardiac trigger delay using Motion-Sensitive CINE imaging leads to the robustness of image quality in the left hepatic lobe DWI.

Introduction: In the Liver DWI, the respiratory and cardiac motion induce signal loss and artificially increase ADC of the left hepatic lobe. Motion-Sensitive (MoSe) CINE imaging could directly visualize the motion-insensitive cardiac timing. The aim of this study is to improve the image qualities of DWI and ADC map by respiratory and cardiac triggered DWI (double triggered DWI: DT-DWI) with MoSe CINE imaging. Methods: We compared three sequences in seven healthy volunteers : 1. Respiratory triggered DWI (RT-DWI). 2. DT-DWI with TD set to shortest, assuming cardiac diastolic phase. 3. DT-DWI with optimal TD using MoSe CINE imaging (MoSe-DT-DWI). Results: MoSe-DT-DWI significantly improved the image qualities of the left hepatic lobe compared to others. Conclusion: We demonstrated that DT-DWI with optimal cardiac TD using MoSe CINE imaging leads to the robustness of image quality in DWI and ADC of the left hepatic lobe.



#### 02-004 Diffusion-Weighted Imaging of the Abdomen using Echo Planar Imaging with Compressed SENSE (EPICS)

## Echo-planar imaging with compressed SENSE (EPICS)法で撮像した腹部拡散強調像の両質及びADC値評価

貴之<sup>1</sup>,河合 信行<sup>1</sup>,梶田 公博<sup>2</sup>,赤嶺 雄太<sup>3</sup>,米山 正巳<sup>3</sup>,兵藤 文紀<sup>4</sup>,松尾 政之<sup>1</sup> 加賀 徹郎<sup>1</sup>,野田 佳史<sup>1</sup>,森 Tetsuro Kaga<sup>1</sup>, Yoshifumi Noda<sup>1</sup>, Takayuki Mori<sup>1</sup>, Nobuyuki Kawai<sup>1</sup>, Kimihiro Kajita<sup>2</sup>, Yuta Akamine<sup>3</sup>,

Masami Yoneyama<sup>3</sup>, Fuminori Hyodo<sup>4</sup>, Masayuki Matsuo<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Gifu University, <sup>2</sup>Department of Radiology Services, Gifu University Hospital, <sup>3</sup>Philips Japan,

<sup>4</sup>Department of Radiology, Frontier Science for Imaging, Gifu University

【要旨】 Our study could show the feasibility of DWI using EPI with Compressed SENSE (EPICS-DWI) compared with conventional DWI using EPI and parallel imaging techniques (PI-DWI). EPICS-DWI significantly improve image quality and has the potential to provide more accurate ADC values compared with PI-DWI.

Objective: To evaluate the feasibility, image quality, and apparent diffusion coefficient (ADC) values of diffusion-weighted imaging (DWI) using echo planar imaging (EPI) with Compressed SENSE (EPICS-DWI) of the abdomen and compare them with conventional single-shot EPI with parallel imaging (PI) technique (PI-DWI).

Materials and Methods: This prospective study included 46 participants (19 men and 27 women, mean age, 68 ± 13 years; age range, 34-88 years) who underwent MRI of the abdomen. DWI acquisition was performed using free-breathing two-dimensional fat-suppressed PI-DWI and EPICS-DWI. Image noise and contour of liver and pancreas were qualitatively evaluated using a five-point scale by two radiologists. The mean ADC value and standard deviation (SD) of the liver and pancreas were quantativery evaluated using a five point scale by two radiologists. The mean ADC value and standard deviation (SD) of the liver and pancreas were measured, and the coefficient of variation (CV) was calculated. Qualitative and quantitative parameters were compared between PI-DWI and EPICS-DWI using the Wilcoxon test. Results: The mean confidence scores for image noise and contour of liver and pancreas were significantly higher in EPICS-DWI compared with PI-DWI (P < 0.0001). The mean ADC values of the liver and pancreas were significantly higher in EPICS-DWI than PI-DWI (P < 0.0001). The mean ADC values of the liver and pancreas were significantly higher in EPICS-DWI than PI-DWI (P < 0.0001).

0.0001). The mean SD and CV of the liver and pancreas (only in reviewer 2) were significantly lower in EPICS-DWI than PI-DWI (P < P0.0001 - 0.032)

Conclusion: EPICS-DWI could be feasible in MRI of the abdomen and significantly improve image quality compared with PI-DWI. ADC value measurements could be more accurately performed in EPICS-DWI compared with PI-DWI.

#### O2-005 Evaluation of SNR on Single-shot EPI with Compressed SENSE (EPICS) for DWIBS at 1.5T MRI 1.5T MRI における DWIBS のための Compressed SENSE 併用 Single-shot EPI (EPICS)の SNR 検討

晋<sup>1</sup>,今田奈津夫<sup>1</sup>,堀江 朋彦<sup>1</sup>,荻野 徹男<sup>2</sup>,小原 真<sup>2</sup>, 丹羽 渡部 勝浩1.高野 徹

Katsuhiro Watanabe<sup>1</sup>, Susumu Takano<sup>1</sup>, Natsuo Konta<sup>1</sup>, Tomohiko Horie<sup>1</sup>, Tetsuo Ogino<sup>2</sup>, Makoto Obara<sup>2</sup>, Tetsu Niwa<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Tokai University Hospital, <sup>2</sup>Philips Japan, <sup>3</sup>Department of Radiology, Tokai University School of Medicine 【要旨】 In the phantom study, EPICS DWI showed a significantly higher SNR than SENSE DWI. Additionally, we indicated EPICS DWIBS appeared visually less noisy than SENSE DWIBS. And EPICS DWIBS involved a reduced NEX, which resulted in a shorter scan time. Thus, this technique may enhance DWIBS at 1.5T MRI.

#### PURPOSE

Diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression (DWIBS) at 1.5T MRI requires an increase number of excitations (NEX) to ensure signal to noise ratio (SNR) compared to 3.0T MRI. Compressed SENSE can improve SNR due to the denoising effect. Thus, the aim of this study is to assess the SNR of single-shot EPI with compressed SENSE (EPICS) for DWIBS at 1.5 T MRI.

#### METHOD

We used 500ml of PVA gel in a round plastic container (90mm×115mmø). Images were acquired on a 1.5T MRI (Ingenia Ambition; Philips Healthcare, Best, the Netherlands). EPICS DWI images were compared with conventional SENSE DWI images for image quality, focusing on image noise reduction. We used subtraction mapping method for assessment of phantom SNR. The respective SNRs were assessed by paired t-test. In addition, EPICS and SENSE DWIBS were performed using the same reduction factor in healthy volunteers. For this study, EPICS DWIBS used a lower NEX than SENSE DWIBS.

#### **RESULTS and DISCUSSION**

In the phantom study, the SNR of EPICS DWI and SENSE DWI decreased as the reduction factor increased. However, EPICS DWI showed a significantly higher SNR than SENSE DWI (p <0.01). Compared to SENSE DWI, EPICS DWI showed a reduced noise artifact particularly in the center of the images. For DWIBS on healthy volunteers, EPICS appeared visually less noisy than SENSE. In addition, EPICS DWIBS involved a reduced NEX, which resulted in a shorter scan time.

#### CONCLUSION

EPICS clearly reduced noise artifact and improved SNR. This technique may enhance DWIBS at 1.5T MRI.

#### 02-006 Toward development of a software application that can automatically demonstrate pannus in rheumatoid hand using dynamic MRI dataset

Fang Wanxuan<sup>1</sup>, Yujie An<sup>2</sup>, Hiroyuki Sugimori<sup>1</sup>, Shinji Kiuch<sup>3</sup>, Tamotsu Kamishima<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Faculty of Health Sciences, Hokkaido University, <sup>2</sup>Graduate School of Health Sciences Hokkaido University Sapporo, Japan, <sup>3</sup>AIC Yaesu Clinic C-road Bldg., 2-1-18, Nihonbashi, Chuo-ku, Tokyo, Japan

【要旨】 In this preliminary study, we found the automatic software developed by using deep learning with CNN has been proved to have high sensitivity and specificity in detecting the TIC shape of enhancing synovial pannus in a patient with rheumatoid arthritis.

The purpose of this study was to examine the hypothesis that the software application based on deep learning with convolutional neural network (CNN) can automatically identify the time-intensity curve (TIC) shape of pannus in the hand of a rheumatoid patient using dynamic contrast-enhanced magnetic resonance images (DCE-MRI). We placed 15, 30, and 20 regions of interest (ROI) for muscle, bone, and synovitis on DCE-MRI of the hand of a rheumatoid patient and obtained 719, 405 and 470 pixel by pixel TIC shapes, respectively. Then TIC shapes of each category were divided into supervised and test data at 4:1. A confusion matrix was created to verify the performance of the software. The accuracy, precision, sensitivity, and specificity of detection of enhancing synovial pannus was 99.7%, 98.9%, 100% and 99.6%, respectively. Our study provides the framework for future studies to detect pannus distribution on DCE-MRI.

		Confusion Matrix					
Output Class	bone	129 40.6%	2 0.6%	0 0.0%	98.5% 1.5%		
	muscle	13 4.1%	79 24.8%	0 0.0%	85.9% 14.1%		
	synovitis	1 0.3%	0 0.0%	<b>94</b> 29.6%	98.9% 1.1%		
		90.2% 9.8%	97.5% 2.5%	100% 0.0%	95.0% 5.0%		
		bare	nusde	aynovitis			
		Target Class					

## O2-007 Efficacy of MRI in comparison to MR Arthrography in Knee Joint Pathologies

#### Rastogi Rajul, Adil Ali Khan, Vijai Pratap

Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India

【要旨】Routine 1.5TMRI misses significant outcome information where compared to MRAr in evaluation of knee joint space. Hence, MR arthrography should be done for optimal evaluation of knee joints in all patients especially those with clinicoradiological discordance

Introduction: Imaging modalities like ultrasonography (USG), magnetic resonance imaging (MRI) and magnetic resonance arthrography (MRAr) provide different forms of information about the joint space and tendons related to knee joint. Knee is the most frequently examined joint by MRI/MRAr as it is relatively non-invasive and highly accurate in assessing joint structures, saving majority of the patient from non-therapeutic arthroscopy procedures. The main objective of this study is to understand the comparative role of routine MRI and MRAr in our hospital settings.

Material & Methods: Twenty-five patients included in our study underwent both MRI and MRAr on 1.5T MR scanner on the same day. Results were interpreted by radiologists and data was tabulated with final diagnosis established on MRAr.

ResultsEfficacy of MRI was inferior in anterior cruciate ligaments, meniscal and capsular tears. In patients where MRI was normal, MRAr revealed significant findings.

# O2-008 Artificial intelligence to diagnose anterior cruciate ligament tear on magnetic resonance imaging can be utilized as a screening

機械学習を用いた前十字靭帯損傷診断モデル性能の検討:多施設共同研究

吉野 謙輔<sup>1</sup>, 萩原 茂生<sup>1</sup>, 渡辺 淳也<sup>1</sup>, 吉岡  $大^2$ 

Kensuke Yoshino<sup>1</sup>, Shigeo Hagiwara<sup>1</sup>, Atsuya Watanabe<sup>1</sup>, Jeon Young Seok<sup>3</sup>, Mengling Feng<sup>3</sup>, Swee Tian Quek<sup>3</sup>, Hiroshi Yoshioka<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Orthopaedic Surgery, Graduate School of Medicine, Chiba University, <sup>2</sup>Department of Radiological Sciences University of California, Irvine, <sup>3</sup>Department of Diagnostic Radiology, National University of Singapore

【要旨】 Our ACL diagnosis algorithm model showed excellent sensitivity and specificity, particularly in high sensitivity, which would be useful as a screening tool.

Background: The aim of this study was to evaluate the accuracy of the novel anterior cruciate ligament (ACL) diagnosis algorithm on knee magnetic resonance imaging (MRI).Materials and Methods: A total of 1177 adult knee MRI scans were obtained from two institutions. All images were read and labeled whether ACL was torn or not and double-checked by three orthopaedic surgeons. The ACL diagnosis algorithm model was designed as only using a sagittal proton density-weighted series superintended by a musculoskeletal radiologist. The actual algorithm was created by an engineer knowledgeable in deep-learning methods. A total of 823 (69.9%) scans were used as a training set, 118 (10.0%) as tuning, and 236 (20.1%) as validation. Prediction confidence of the model was expressed as 0 to 1; the closer to 1, the more suspicious the tear, the closer to 0, the more suspicious normal. The sensitivity, specificity, falsepositive, and false-negative rates of the validation set were calculated.Results: When the cut-off value was 0.60, the overall sensitivity and specificity were 90.0% (63/70 cases) and 95.8% (159/166 cases), respectively. The overall accuracy rate was 94.1% (222/236 cases). Conclusion: Our ACL diagnosis algorithm model showed excellent sensitivity and specificity, particularly in high sensitivity, which would be useful as a screening tool.

# O2-009 Deep learning to detect abnormalities in knee joint MRI 深層機械学習による膝関節 MRIの異常検出

稲岡 努<sup>1</sup>,和田 昭彦<sup>2</sup>,中塚 智也<sup>1</sup>,石川ルミ子<sup>1</sup>,岩田 塁<sup>1</sup>,内 孝允<sup>1</sup>,山名 英俊<sup>1</sup>,粕谷 秀輔<sup>1</sup>,山本 彰規<sup>3</sup>, 友部 尚紀<sup>3</sup>,酒井 亮介<sup>3</sup>,園田 優<sup>4</sup>,寺田 一志<sup>1</sup>

Tsutomu Inaoka<sup>1</sup>, Akihiko Wada<sup>2</sup>, Tomoya Nakatsuka<sup>1</sup>, Rumiko Ishikawa<sup>1</sup>, Rui Iwata<sup>1</sup>, Takamitsu Uchi<sup>1</sup>, Hidetoshi Yamana<sup>1</sup>, Shusuke Kasuya<sup>1</sup>, Akinori Yamamoto<sup>3</sup>, Hisanori Tomobe<sup>3</sup>, Ryosuke Sakai<sup>3</sup>, Masaru Sonoda<sup>4</sup>, Hitoshi Terada<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Toho University Sakura Medical Center, <sup>2</sup>Department of Radiology, Juntendo University, <sup>3</sup>Division of Radiology, Toho University Sakura Medical Center, <sup>4</sup>Department of Radiology, Seirei Sakura Citizen Hospital

【要旨】 The anomaly detection in knee joint MRI was achieved using a neural network that learned only normal images. The addition of neural networks for generating fat-suppressed images and for classifying images contributed to the improvement of accuracy.

Purpose: To develop deep learning (DL) models to detect the abnormalities in knee joint MRI. Methods: T1WI, T2WI, and fat-suppressed (FS) PDWI in normal and abnormal knee joints at 3T were used. The abnormalities were bone marrow edema (BME), meniscus injuries, and anterior cruciate ligament (ACL) injuries. DL model consisted of three parts; restoring normal images, generating FS images (Unet), and determining the presence of abnormalities (CNN). The algorithm was; subtraction between input and restored normal images, anomaly detection from two FS images generated with Unet, and classification of the subtraction images. Results: DL model learning normal images did not generate abnormalities. By the subtraction, abnormalities were detected. Classification model improved accuracy (77%). BME and meniscus injuries were well detected. Conclusion: Anomaly detection in knee joint MRI was possible by generating FS images, restoring normal images, and classifying images using neural networks.



T2WI Generated fspd Generated normal fspd



Generated fspd



Generated normal fspd

#### 02-010 Structural brains in the course of Schizophrenia: Multi-MRI contrast study

Akiko Uematsu<sup>1,2</sup>, Hidenori Yamasue<sup>3</sup>, Kiyoto Kasai<sup>4</sup>, Shinsuke Koike<sup>2,4</sup>

<sup>1</sup>BDR Brain Laboratory for Brain Connectomics Imaging, RIKEN, <sup>2</sup>Graduate School of Arts and Science Center for Evolutionary Cognitive Science, University of Tokyo, <sup>3</sup>epartmentof Psychiatry, Hamamatsu University School of Medicine, <sup>4</sup>epartment of Neuropsychiatry, The University of Tokyo Hospital

【要旨】 We examined structural brain deterioration in the course of schizophrenia with multi aspects by utilizing a variety of information derived from multi-contrast MRI data. Our findings suggested superior temporal gyrus is the key to understand the onset mechanism of Schizophrenia.

IntroductionUnderstanding the pattern of progressive deterioration in the course of schizophrenia would shed light on their pathogenesis. Nevertheless, few studies have included individuals at imminent risk of developing schizophrenia. Moreover, the MRI data processing has been conducted based on the MRI templates derived from Caucasian MRI images, which may overlook the specific features that Asians have. Thus, in this study, we delineated the differences of brains of patients at risk of mental state (ARMS), first episode schizophrenia (FEP), chronic schizophrenia (SCZ), and healthy controls (HC) with multi-contrast MRI data as well as with the Japanese brain templates to delineate the deteriorations of both gray and white matter.

MethodsThis study was approved by the ethics committee of the University of Tokyo Hospital (No. 397 and 2226). T1-, T2-, diffusion-weighted images were acquired from a total of 201 individuals (41 SCZ, 26 FES, 27 ARMS, and 116 HC) with 3 Tesla GE Signa HDx. Through these different contrast MRI data, we obtained and examined the regional brains from various perspectives including the gray and white matter structures.

Results and DiscussionThere were various cortical regions that significantly different from HC group in all the stages. Especially the thickness of superior temporal gyrus (STG) showed linear thinning compared to HC (Fig1) Whereas, white matter bundles passing through STG had significantly less density in ARMS, FEP, and SCZ than HC. Our findings suggested deterioration of STG would be the key to understand the onset mechanism of Schizophrenia.

#### 02-011 Impaired cerebral blood flow in vascular dementia, measured by multi-delay pCASL MRI

Kim Minji, Jin Wook Choi, Miran Han, Jung Hyun Park, Woo Sang Jung

Department of radiology, Ajou University School of Medicine, Ajou University Medical Center

【要旨】 Subjects were grouped based on neuroimaging pathology, white matter hyperintensity and amyloid burden. Brain cerebral blood flow(CBF) was measured by multidelay pCASL. Vascular dementia showed significantly decreased CBF in Rt. frontal lobe, comparing to Alzheimer's disease and mild cognitive impairment.

Vascular dementia (VD) and Alzheimer's disease (AD) were similar in symptom but the pathophysiology of VD is less studied compared to AD. This study is to compare the cerebral blood flow of individuals with VD to AD and mild cognitive impairment (MCI), grouped by neuroimaging pathology.

Total 119 subjects were recruited from Biobank Innovations by the National Biobank of Korea. All subjects had structural MRI and 18F-flutemetamol PET scan to look for any amyloid burden. Brain CBF was measured using multi-delay pseudo continuous arterial spin-labeling (pCASL) MRI and segmented the brain by using anatomical automatic labeling brain template. On the basis of the Fazekas

labeling (pCASL) MRI and segmented the brain by using anatomical automatic labeling brain template. On the basis of the Fazekas scale, white matter hyperintensity (WMH) was classified as mild, moderate and severe grade. 28 patients with VD (negative amyloid burden, moderate/severe WMH), 36 patients with AD (positive amyloid burden, mild WMH), 17 patients with both AD and VD pathology (ADVD, positive amyloid burden, with moderate/severe WMH) were compared with 38 individuals with MCI (without any neuroimaging pathology). VD patients showed significantly decreased CBF in four regions; right inferior frontal gyrus, triangular (p=0.02) and orbital part (p=0.02), right middle frontal gyrus (p=0.04) and right superior frontal gyrus orbital part (p=0.04), relative to MCI and AD patients, after age, sex, education year and MMSE score are adjusted. This finding could be associated with depressive mood of VD and possible clue for VD pathophysiology. VD pathophysiology.

#### 02-012 Dynamic Pseudo-Continuous Arterial Spin Labeling using Variable-TR scheme with Optimized **Background Suppression**

## 可変TRスキームに最適化背景抑制パルスを用いたダイナミックpCASLの検討

理<sup>2</sup>,和田 達弘<sup>3</sup>,徳永 千晶<sup>3</sup>,三賀山諒司<sup>3</sup>,濱野 裕<sup>1</sup>, キム バンデベン<sup>4</sup>, 米山 正己<sup>1</sup>, 荻野 徹男<sup>1</sup>, 真<sup>1</sup>, 栂尾 小原 赤嶺 雄太<sup>1</sup>,上田 優<sup>1</sup>,権 池勲<sup>1</sup>, マルク バンカウテレン<sup>5</sup>

Makoto Obara<sup>1</sup>, Osamu Togao<sup>2</sup>, Tatsuhiro Wada<sup>3</sup>, Chiaki Tokunaga<sup>3</sup>, Ryoji Mikayama<sup>3</sup>, Hiroshi Hamano<sup>1</sup>,

Kim van de Ven<sup>4</sup>, Masami Yoneyama<sup>1</sup>, Tetsuo Ogino<sup>1</sup>, Yuta Akamine<sup>1</sup>, Yu Ueda<sup>1</sup>, Jihun Kwon<sup>1</sup>, Marc Van Cauteren<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Philips Japan, Ltd., Tokyo Japan, <sup>2</sup>Department of Molecular Imaging and Diagnosis, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, <sup>3</sup>Division of Radiology, Department of Medical Technology, Kyushu University Hospital, Fukuoka, Japan, <sup>4</sup>Philips Healthcare, Best, Netherlands, <sup>5</sup>Philips Healthcare, Tokyo, Japan

【要旨】 We investigated the feasibility of variable repetition time scheme for dynamic pseudo continuous arterial spin labeling. Scan time was less than 3 minutes for whole brain covered dynamic data acquisition with eleven timepoints and significant SNR gain was confirmed in healthy volunteers.

Purpose: The variable-TR scheme is time efficient dynamic pseudo continuous arterial spin labeling (pCASL) approach but is not clinically optimized yet. The purpose of this study is to optimize the scheme, combining optimized background suppression (BGS) and 3D acquisition for whole-brain coverage and investigate its clinical feasibility.METHODS: In the variable-TR scheme, dynamic pCASL data were acquired by changing label duration (LD) and post label delay (PLD). Four background suppression (BGS) pulses were inserted in LD and PLD. The BGS timing was optimized dynamically according to LD and PLD. The variable-TR scheme was implemented on a 3.0T Ingenia Elition scanner (Philips, Best, The Netherlands). The eleven LD and PLD combinations (shortest LD and PLD: 400ms, 100ms and longest LD and PLD: 2000ms, 3000ms) were used. The 3D gradient- and spin-echo (3D-GRASE) with whole-brain coverage was used for the acquisition sequence. Six healthy subjects (mean age 32.3+/-7.4 years) were examined. Informed consent required by that without BGS (woBGS). The SNR in dynamic ASL was measured and clinical feasibility was evaluated. Results and Discussion: with that without BGS (woBGS). The SNR in dynamic ASL was measured and clinical feasibility was evaluated. Results and Discussion: Residual signal level was significantly higher in woBGS than that in wBGS. The averaged SNR on GM and WM was higher than 3.0, indicating that reliable SNR is secured.
## O2-013 Assessment of Cerebral Perfusion in Moyamoya Disease with Dynamic pCASL using Variable-TR scheme with Optimized Background Suppression

可変TRスキームに最適化背景抑制パルスを用いたダイナミックpCASLによるもやもや病の脳血流評価

栂尾 理<sup>1</sup>, 樋渡 昭雄<sup>2</sup>, 小原 真<sup>3</sup>, 菊地 一史<sup>2</sup>, 和田 達弘<sup>4</sup>, 徳永 千晶<sup>4</sup>, 三賀山諒司<sup>4</sup>, 山下 泰生<sup>4</sup>, 馬場 眞吾<sup>2</sup>, マルク バンカウテレン<sup>5</sup>, 石神 康生<sup>2</sup>

Osamu Togao<sup>1</sup>, Akio Hiwatashi<sup>2</sup>, Makoto Obara<sup>3</sup>, Kazufumi Kikuchi<sup>2</sup>, Tatsuhiro Wada<sup>4</sup>, Chiaki Tokunaga<sup>4</sup>,

Ryoji Mikayama<sup>4</sup>, Yasuo Yamashita<sup>4</sup>, Shingo Baba<sup>2</sup>, Marc Van Cauteren<sup>5</sup>, Kousei Ishigami<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Molecular Imaging and Diagnosis, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, <sup>2</sup>Department of Clinical Radiology, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, <sup>3</sup>Philips Japan, <sup>4</sup>Division of Radiology, Department of Medical Technology, Kyushu University Hospital, <sup>5</sup>Philips Healthcare

【要旨】 The clinical utility of the dynamic pCASL using a variable TR scheme in the evaluation of cerebral perfusion in Moyamoya disease was assessed. CBF and arterial transit time measured by this scheme correlated with CBF and cerebrovascular reactivity to acetazolamide measured by SPECT, respectively.

Purpose: To investigate the clinical utility of dynamic pCASL using a variable TR scheme with optimized background suppression (BGS) in the evaluation of cerebral perfusion in patients with Moyamoya disease. Methods: Thirteen patients with Moyamoya disease ( $25.8 \pm 19.8$  years) were examined. The variable-TR scheme was implemented on a 3T scanner (Philips). In this scheme, dynamic pCASL data were acquired by changing label duration (LD) and post label delay (PLD). Four BGS pulses were inserted in LD and PLD. The ten LD and PLD combinations (shortest LD and PLD:400ms, 100ms and longest LD and PLD:2000ms, 3000ms) were used. The 3D-GRASE with whole brain coverage was used. From dynamic ASL data, CBF and arterial transit time (ATT) maps were created using general kinetic model of Buxton. 1231-IMP SPECT with acetazolamide challenge was performed with dual table ARG method. ROIs were placed in the regions of the anterior, middle, and posterior cerebral arteries and the cerebellum. Results: CBF measured by dynamic pCASL correlated with that measured by 1231-IMP SPECT (P<0.0001, r=0.577). CBF measured by dynamic pCASL ( $52.3 \pm 15.2ml/100mg/min$ ) was higher than that measured by 1231-IMP SPECT ( $45.7 \pm 14.0ml/100mg/min$ ). ATT correlated with CVR to acetazolamide measured by 1231-IMP SPECT ( $45.7 \pm 14.0ml/100mg/min$ ). ATT =176 $\pm 387ms$ ). Conclusion: Dynamic pCASL with this scheme is useful in the evaluation of cerebral perfusion in Moyamoya disease.

### O2-014 Application of Hyperpolarized 13C pyruvate MRS for early evaluation of anti-cancer treatment

Elsayed Elhelaly Abdelazim<sup>1,2</sup>, Fuminori Hyodo<sup>1</sup>, Norikazu Koyasu<sup>3</sup>, Hiroyuki Tomita<sup>4</sup>, Masaharu Murata<sup>5,6</sup>, Yoshifumi Noda<sup>3</sup>, Hiroki Kato<sup>3</sup>, Masayuki Matsuo<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Frontier Science for imaging, Gifu University, <sup>2</sup>Department of Food Hygiene and Control, Faculty of Veterinary Medicine, Suez Canal University, Ismailia, 41522, Egypt, <sup>3</sup>Department of Radiology, Gifu University, Japan, <sup>4</sup>Department of Tumor Pathology, Gifu University, Japan, <sup>5</sup>Innovation Center for Medical Redox Navigation, Kyushu University, Japan, <sup>6</sup>Center for Advanced Medical Innovation, Kyushu University, Japan

【要旨】 We investigated the feasibility of dissolution DNP system using hyperpolarized 13C pyruvate to monitor the Warburg effect in different tumor models before and after radiotherapy and chemotherapy. Production of 13C lactate showed a significant difference before and after irradiation.

The efficacy of anti-cancer therapy is usually determined depending on the morphological condition during a relatively long period. Hyperpolarized 13C MRS is a technique uniquely suited to directly measure the metabolic condition. At Gifu University we have a dissolution DNP system (Hypersense) for hyperpolarization of 13C compounds that can monitor the Warburg effect, a characteristic increase of lactate production in most tumors. The system measures in vivo 13C MR data of metabolic products in a matter of seconds. This study was done to evaluate the feasibility of our hyperpolarized [1-13C]-pyruvate MRS for assessment of anti-cancer treatments on different tumor models. Hyperpolarized 13C-pyruvate MRS scanning of the tumor-bearing mice was performed before and after administration of 20 Gy radiotherapy or injection of anti-cancer drugs. MRI acquisition was also conducted before and after cancer treatment. Analysis of images and spectra were also performed. Spectra of 13C-pyruvate and 13C-lactate were detected, and, thereafter, decayed over time. Production of lactate in tumor tissue showed a significant difference before and after irradiation. However, the relative production of 13C-lactate to13C-pyruvate showed some variations that may be related to the drug efficacy or stage of the disease. Our Hyperpolarized-MRS system can early detect the changes in tumor metabolism in response to medical interference based on lactate production rate and proved to be useful for evaluation of treatment response.

### O2-015 Multi-Spatial-Frequency-Scale Network for MRI Reconstruction

Mu Yuxuan<sup>1</sup>, Zechen Zhou<sup>2</sup>, Chun Yuan<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Beijing Institute of Technology, <sup>2</sup>Philips Research North America, <sup>3</sup>Vascular Imaging Lab and BioMolecular Imaging Center, Department of Radiology, University of Washington

【要旨】 A multi-spatial-frequency-scale network is proposed, including a high-level information redundancy suppression filter for multifrequency-scale feature extraction. Experiments demonstrated the effectiveness of the filter in spontaneous spectrum separation and its strength in MRI reconstruction.

A multi-spatial-frequency-scale network is proposed, including 1) Res2Net block for multi-spatial-scale perception; 2) A deep-level information suppression filter for multi-frequency-scale perception. Feature visualization demonstrated the effectiveness of the self-adaptive filter in spectrum separation. Preliminary experiments showed that our approach outperformed the baselines in fine structure restoration and the overall image quality. The max-pooling extracts the characteristic features from the upper layer, which belong to a specific frequency range in the upper layer feature map but remain in the skip-connection output of upper layers. The filter reduces this redundancy and introduces frequency ranges separation, which is termed as multi-frequency-scale perception. It synthesizes new features within a specific frequency ranges and enhance its perception of both detail and general information.



(a) (b) (c) Fig. 4. The heat maps of the feature before and after the deep-level information rodux suppression filter in different depths.

### O2-016 Inferotemporal Lobe High-Resolution fMRI at Ultra-High Field Using Multi-Shot EPI

Waggoner R. Allen<sup>1</sup>, Masaki Fukunaga<sup>2</sup>, Topi Tanskanen<sup>1,3</sup>, Kenichi Ueno<sup>1</sup>, Norihiro Sadato<sup>2</sup>, Keiji Tanaka<sup>1</sup> <sup>1</sup>RIKEN Center for Brain Science, <sup>2</sup>Division of Cerebral Integration, National Institute of Physiological Sciences, <sup>3</sup>University of Helsinki

[要旨] High-resolution fMRI data acquired using typical ssEPI acquisition strategies, suffers from a broad point-spread function and pronounced susceptibility artifacts, especially at ultra-high field. We present inferotemporal lobe high-resolution fMRI results, which used msEPI to minimize these affects.

High-resolution fMRI data acquired using typical single-shot EPI (ssEPI) acquisition strategies, suffer from a broad point-spread function in the phase-encode dimension, especially at ultra-high field. EPI images of the inferotemporal lobe also suffer from pronounced susceptibility artifacts and these artifacts are also more pronounced at ultra-high Field. Both of these affects can be addressed through the use of multi-shot EPI (msEPI). Here, we present results of an object recognition study at 7 Tesla. Six subjects were scanned with a 4-shot EPI acquisition strategy, which was used to acquire 1mm<sup>3</sup> isotropic voxel data. Motion is a more critical problem for msEPI, because motion from shot-to-shot can result in significant ghosting in the images. To minimize these motion related artifacts a bite bar was used. The susceptibility artifacts in the msEPI data were dramatically reduced, compared to ssEPI data. The functional responses were more tightly aligned to the gray matter in the msEPI data. Also, functional responses to faces vs buildings were seen in the msEPI data within the region suffering from susceptibility artifacts in the ssEPI data.

### O2-017 Safety assessment study on temperature rise during MR scans with EEG electrode cap

Kenichi Ueno, Masako Tamaki, Chisato Suzuki, Hiroyuki Kamiguchi, Keiji Tanaka, R. Allen Waggoner Center for Brain Science, RIKEN

【要旨】 Using a melon as a phantom and a fiber optic thermometer, we conducted temperature measurements while performing simultaneous MR-EEG recordings under multiple head SAR conditions. The results show that MR-EEG experiments can be safely performed under low SAR conditions (0.8 W/kg SAR).

#### Purpose

Although MR-compatible EEG systems are designed to prevent a large temperature rise in the subjects during MRI scans, it is advisable to check the possible temperature rise beforehand.

#### Methods

A 4ch fiber optic thermometer (Luxtron 790, USA) was used to measure temperature during MR scans with a 3 Tesla MRI system (Siemens Prisma) with and without EEG cap. A melon (14 cm dia.) was used as a phantom. EPI, SE and MRS scans were performed using a body Tx coil and a 64ch head/neck Rx coil. B1+ mapping was also performed to measure the RF field distortion. EEG data were acquired using an MR-compatible (3 Tesla) 32ch HydroCel GSN cap (EGI, USA) and optional EMG electrodes. Thermal sensor tips were attached on the phantom surface using conductive gel. The magnet room temperature was ~22  $^{\circ}$ C.

#### Results

The steepest temperature rise was observed in the condition with the highest SAR (SE, 1.5 W/kg) with the EEG cap. In the condition with half the SAR (SE, 0.8 W/kg), no temperature increase from initial temperature of 31 °C (raised by high SAR condition) was detected. The B1+ map showed spatial distortion due to the EEG cap.

#### Discussion

The non-positive thermal slopes indicated that under low SAR (0.8 W/kg) conditions (which covered our typical fMRI scan setups), there was no danger of the temperature increase on the human head surface, which has a higher initial temperature than our phantom condition (31  $^{\circ}$ C). On the other hand, under the higher SAR (e.g. 1.5 W/kg) conditions, a monotonic temperature increase was observed with the EEG cap, indicating a need for further thermal testing.

# O2-018 Validation of magnetic susceptibility source separation: Monte-Carlo simulation and Histological comparison in human brains

Shin Hyeong-Geol, Kyeongseon Min, Sooyeon Ji, Myung-Kyun Woo, Jongho Lee

Department of Electrical and Computer Engineering, Seoul National University

【要旨】We validate the magnetic susceptibility source separation method, which is recently proposed to separate paramagnetic (e.g., iron) and diamagnetic sources (e.g., myelin), by performing Monte-Carlo simulation. Then, the method is applied to ex-vivo and in-vivo human brains and compared to histology.

Obtaining a histological fingerprint from the in-vivo brain has been a long-standing target of MRI. In particular, imaging of iron and myelin, which are involved in normal brain functions and are histopathological hallmarks in a few neurodegenerative diseases, has practical utilities in neuroscience and medicine. Here, we propose a biophysical model that describes the individual contribution of iron and myelin to MRI signals via their difference in magnetic susceptibility (i.e., paramagnetic iron vs. diamagnetic myelin). Using this model, we develop a method,  $\chi$ -separation, that generates the voxel-

wise distributions of iron and myelin. The method is validated using computer simulation and applied to ex-vivo and in-vivo brains. The results delineate the well-known histological features of iron and myelin in the specimen, healthy volunteers, and multiple sclerosis patients. This new invivo histology technology may serve as a practical tool for exploring the microstructural information of the brain.



#### 02-019 Noise reduction method by using multiple convolutional neural networks optimized for noise intensity in parallel imaging

パラレルイメージングにおけるノイズ強度に応じた複数CNNを用いたノイズ低減方法

鈴木 敦郎<sup>1</sup>,石原千鶴枝<sup>1</sup>,金子 幸生<sup>1</sup>,雨宮 知樹<sup>1</sup>,尾藤 良孝<sup>2</sup>,白猪 貢1

Atsuro Suzuki<sup>1</sup>, Chizue Ishihara<sup>1</sup>, Yukio Kaneko<sup>1</sup>, Tomoki Amemiya<sup>1</sup>, Yoshitaka Bito<sup>2</sup>, Toru Shirai<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Innovative Technology Laboratory, FUJIFILM Healthcare Corporation, <sup>2</sup>Radiation Diagnostic Systems Division, FUJIFILM Healthcare Corporation

【要旨】 To reduce the inhomogeneous noise in parallel imaging, we developed a noise reduction method by using multiple CNNs optimized for noise level. The denoised brain images with our method demonstrated an improved mean square error between denoised and full sampling images throughout the brain regions.

Deep-learning-based noise reduction has a potential to improve image quality in parallel imaging. However, parallel imaging with a higher acceleration rate increases the noise in the region of the high geometry factor (g-factor), so that the optimal noise reduction throughout all regions might be difficult by a single convolutional neural network (CNN). To reduce the inhomogeneous noise, we developed a noise reduction method by using multiple CNNs optimized for noise level. We used a g-factor map as the spatial distribution of noise and segmented it into two regions, high and low g-factor regions. We reduced the noise by using a different optimized CNN in each region. Finally, a denoised image was generated by combining the two denoised regions. We call our method multi-adaptive CNN reconstruction (MA-CNNR). The training data set was generated from T2 and T1 weighted and FLAIR brain images of three volunteers measured by 1.5T MRI. The human brain images were obtained in accordance with the standards of the internal review board, following receipt of written informed consent. In parallel imaging with acceleration rate of 3, MA-CNNR further reduced the noise in the high g-factor region compared with a conventional single CNN method, while MA-CNNR maintained the spatial resolution in the low g-factor region. The denoised brain images with MA-CNNR demonstrated an improved mean square error between denoised and full sampling images throughout the brain regions. MA-CNNR was able to reduce the inhomogeneous noise proportional to the noise intensity.

#### O2-020 Denoising method by deep learning with excluding instability 不安定性を除いた深層学習によるノイズ低減法

野崎 隼杜<sup>1,2</sup>, 立花 泰彦<sup>3</sup>, 大塚裕次朗<sup>4</sup>, 内田 航<sup>1</sup>, 斎藤 勇哉<sup>1</sup>, 鎌形 康司<sup>1</sup>, 青木 茂樹<sup>1</sup>

Hayato Nozaki<sup>1,2</sup>, Yasuhiko Tachibana<sup>3</sup>, Yujiro Otsuka<sup>4</sup>, Wataru Uchida<sup>1</sup>, Yuya Saito<sup>1</sup>, Koji Kamagata<sup>1</sup>, Shigeki Aoki<sup>1</sup> <sup>1</sup>Department of Radiology, Graduate School of Medicine, Juntendo University, <sup>2</sup>Graduate School of Human health Sciences, Tokyo Metropolitan University, <sup>3</sup>Department of Molecular imaging and Theranostics national institute of Radiological Sciences National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology, <sup>4</sup>Milliman

【要旨】 In this study, we developed and investigated a neural network that aims to reduce the instability of deep learning by restricting the output value to the range of those in the nearby pixels. The results showed effective denoising.

背景

深層学習によるノイズ除去には、予期せず真値から大きく乖離してしまう潜在的リスクがある.そこで出力画像の各ピクセル値が、元画像の自身と周囲 ピクセルの値の範囲に制限されるニューラルネットワークを開発した. 本研究では 提案法のノイズ除去の妥当性につき初期的に検討した.

方法

健常者10人のDWI(8回加算)を撮像した.開発モデルを,加算無し画像(NEX1) に前日の人力に対してノイズ除去画像(deep learning Noise Reduction imaging: dNR) を出力できるよう8回加算画像(NEX8)を教師として最適化し、比較用画像を得た (1個抜き交差検証法). NEX1, dNRより計算されるDTI, NODDIのパラメータ マップを, NEX8より求められるマップとの差分を指標に、JHU ICBM-DTI-81 labelのROIベースに比較した(符号付順位検定, P<.05を有意). 結果・考察

dNRはNEX1と比較して視覚的に良好なノイズ除去が得られ(図;A),その意義 は特に深部で大きいと考えられた.さらに、ROIペースでは、主要な脳領域におい て2次的なパラメータマップ(DTI,NODDI)の差分が有意に減少しており(図;B)、 画像の機能情報を維持しつつノイズが除去できたと考えられた.

#### 02-021 Improving motion artifacts in brain MRI using deep learning 深層学習による頭部 MRIの motion artifactの改善

#### 室 伊三男

Isao Muro

【要旨】 We used deep learning to reduce artifacts in motion artifact images of brain MRI. The average SSIM between non artifact and output images (for deep learning) is 0.978 with a PSNR of 32.5, and the calculation time for artifact removal images is less than 1 second, which is very useful clinically.

(Purpose)To report the good results of artifact reduction in motion artifact images of brain MRI using deep learning.(Method)Deep learning machine: CPU:Intel i9-9900K 64Gb GPU:NVIDIA

GTX-1080Ti 11GbMRI machine : Philips HealthcareThe network used was Unet. A set of artifac and non-artifact images were created by computer simulation, and 36000 sets of these images were created for each of T1W, T2W, and FLAIR images and trained as training data.(Result) The training time for 36000 sets was 9 hours. The mean structural similarity index measure (SSIM) between nonartifact and output images(for deep learning) was 0.978, and the mean peak signal-to-noise ratio (PSNR) was 32.5, indicating that the motion artifact removal effect was very high.(Discussion) The creation of artifact removal images using the training results takes less than 1 second per image, which is practical and can be applied to clinical practice.





## O2-022 Multi-coil CS reconstruction using deep learning under parallel imaging constraints

パラレルイメージング制約下における deep learningを用いたマルチコイル CS 再構成

宮坂 知樹<sup>1</sup>, 舟山 慧<sup>2</sup>, 玉田 大輝<sup>2</sup>, 本杉宇太郎<sup>3</sup>, 森阪 裕之<sup>2</sup>, 大西 洋<sup>2</sup>, 寺田 康彦<sup>1</sup> Tomoki Miyasaka<sup>1</sup>, Satoshi Funayama<sup>2</sup>, Daiki Tamada<sup>2</sup>, Utaroh Motosugi<sup>3</sup>, Hiroyuki Morisaka<sup>2</sup>, Hiroshi Onishi<sup>2</sup>, Yasuhiko Terada<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Graduate School of Science and Technology, University of Tsukuba, <sup>2</sup>Department of Radiology, University of Yamanashi, <sup>3</sup>Department of Radiology, Kofu-Kyoritsu Hospital

【要旨】 Deep learning based CS (DL-CS) often uses reconstructed images as training dataset and random sampling pattern with limited consideration of parallel imaging (PI) performance. We performed DL-CS using raw data acquired with PI and compared the reconstruction performance with conventional DL-CS.

【はじめに】Deep learning (DL) ベースの圧縮センシング (CS) では、再構成画像と ランダムな undersampling (US) パターンがよく使われている. しかし、臨床検査では パラレルイメージング (PI) が一般的であり, USパターンに大きな制約がある. 本研究 では、この制約を考慮したDL-CSの評価を行った. 【方法】GE社製3T MRIと44チャネ ルコイルを使用し、頭部2DマルチスライスFLAIRのraw dataを取得した. データ取得 の位相エンコード数は、Nyquist条件の192に対し、PIでは80 (AF=2.4) であり、遡 及的USパターンでは76 (AF=2.5) と64 (AF=3) とした. (A) raw data+PI regular sampling+random US, (B) DICOM再構成画像+(A)と同じUSパターン, (C) DICOM +512 エンコードラインからのrandom USの3通りを比較した. ネットワークには MODL[1]を使用した. 【結果】(A)と(B)でPSNRは殆ど変わらないが, 視覚的には僅かに (A)の方が良く、ネットワーク性能は(A)の方が優位であった. また, (A)の方が(C)より も性能が低く、PIのサンプリング制約がある方が低かった. PIの制約を考慮しない従来の DL-CSの性能評価は楽観的であるといえる. [1] Aggarwal HK. IEEE TMI. 2019.



# O2-023 Machine learning based classification between obsessive-compulsive disorder and healthy controls using structural MR imaging 機械学習を用いたMR構造画像による強迫症と健常者の鑑別の分類

Ritu Bhusal Chhatkuli<sup>1,2</sup>, Junko Ota<sup>1,2</sup>, Akiko Nakagawa<sup>1</sup>, Rio Kamashita<sup>1</sup>, Tokiko Yoshida<sup>1</sup>, Hitomi Kitagawa<sup>1</sup>,

Eiji Shimizu<sup>1</sup>, Takayuki Obata<sup>1,2</sup>, Koji Matsumoto<sup>3</sup>, Yoshitada Masuda<sup>3</sup>, Yoshiyuki Hirano<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Research Center for Child Mental Development, Chiba University, <sup>2</sup>National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology, <sup>3</sup>Chiba University Hospital

Background and Purpose: Obsessive-compulsive disorder (OCD) is a severe disabling neuropsychiatric condition described by intrusive thoughts (obsessions) and repetitive behaviors (compulsions). Though cognitive behavioral therapy (CBT) shows moderate-tohigh effectiveness for OCD, no biomarker that aids differential diagnosis are available so far. This study aims to develop MRI based biomarkers and classify healthy subjects from OCD subjects using machine learning techniques. Material and Method: The data sets consist of harmonized T1 structure images acquired from 137 healthy subject and 82 OCD subjects obtained using two different protocols (MAD and SRPB) in our hospital. Brain regions used for classification includes regional measures of cortical thickness, surface area and subcortical volume, two lateral ventricular and intracranial volumes. Initial preprocessing and parcellations were performed using FreeSurfer. Classification was performed using some common classifiers in machine learning, with area under the receiver operator curve (AUC) and accuracy as the primary performance metrics. Results and Discussion: Gradient boosting algorithm showed the best classification performance among the other classifiers with the AUC 0.76 and accuracy 69%. The features (brain regions) with most contribution in classification were estimated. Adding more subjects, other clinical data might help in improving the overall analysis. Our results shows that parcellated structural MR data somewhat shows a satisfying overall distinction between the healthy and OCD subjects.

### **O2-024** Whole Brain structural connectome in pediatric epilepsy 小児てんかんの全脳コネクトーム

齋藤 慶斗<sup>1</sup>,吉丸 大輔<sup>2,3</sup>,濱田 雄貴<sup>1</sup>,福田幸太郎<sup>1</sup>,長谷川晋也<sup>4</sup>,高梨 潤一<sup>3</sup>

Keito Saito<sup>1</sup>, Daisuke Yoshimaru<sup>2,3</sup>, Yuki Hamada<sup>1</sup>, Kotaro Fukuda<sup>1</sup>, Shinya Hasegawa<sup>4</sup>, Jun-ichi Takanashi<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Tokyo Women's Medical University Yachiyo Medical Center, <sup>2</sup>Division of Regenerative Medicine, Jikei University School of Medicine, <sup>3</sup>Department of Pediatrics, Tokyo Women's Medical University Yachiyo Medical Center, <sup>4</sup>Department of Radiology, Chiba

Saiseikai Narashino Hospital

【要旨】We investigated differences in brain structural connectivity networks between pediatric epilepsy patients and healthy controls. As a result, differences in connectivity were observed between multiple brain regions. Therefore, it may help in the diagnosis of epilepsy in children in the future.

[背景・目的] てんかんは、脳内の神経細胞が一時的に過剰かつ無秩序に活動する発作を主徴とし、様々な臨床症状ならびに検査所見を伴う.これまでに、Diffusion Tensor Imaging (DTI) による白質のFA減少や、側頭葉、海馬、視床の灰白質体積の減少が報告されている.このように、てんかんは脳神経構造や脳領域間の神経接合性が変化する可能性があり、臨床症状や脳波に加えて、構造的神経接合性であるconnectivityの評価が、診断に役立つことが期待できる。そこで我々は、小児てんかん患者の全脳Connectome解析をし、局所的な脳領域間の神経接合性の変化を調べた.[方法] 倫理委員会承認の下、小児神経脳疾患を疑って頭部MRIを撮像し、てんかんと診断された10症例、神経小児科医によって面像上で器質的異常を認めなかった12症例をコントロールとした。装置はPhilips社製Inginia 3.0T CX MRIを使用し、DTI (TR/TE=7400 ms/ 90 ms, MPGdirection=32, b-value=1000 mm<sup>2</sup>, 加算回数1, 撮像時間5.5 min) およびT1 強調画像の3D (TR/TE= 8.8 ms/ 5.0 ms, FA= 8, voxel size=0.85 × 0.85 × 0.85 × m<sup>3</sup>, 撮影時間6.0 min) を撮像した。得られたデータを MRtrix3 ソフトウェアで全脳 Connectome 解析し、疾患群とコントロールルのの各脳領域間の神経接合性を比較評価した。統計解析はEZR ソフトウェアの Mann-Whitney U test を使用した (a< 0.05).[結果] 解析結果より、神経接合性が有意に増加したのは、視床と帯状回 (p < 0.05) および島皮質 (p < 0.05) , 淡蒼球と島皮質 (p < 0.05) だった.一方、有意に減少したのは、側坐核と淡蒼球 (p < 0.05) および被殻 (p < 0.05) 水脳皮質などだった.[結論] 全脳Connectome解析により、小児てんかん患者の局所的な脳領域間の神経接合性の変化が脱減域間の神経接合性の変化が脱減域間の

# O2-025 3D T1 weighted, T2 weighted and FLAIR imaging in a single scan for Multi-contrast Imaging 同時収集3D T1強調, T2強調, FLAIRのマルチコントラストイメージングの検討

竹井 直行<sup>1</sup>,藤田 翔平<sup>2,3</sup>,福永 一星<sup>4</sup>,三好 光晴<sup>1</sup>,青木 茂樹<sup>2</sup>,若山 哲也<sup>1</sup>

Naoyuki Takei<sup>1</sup>, Shohei Fujita<sup>2,3</sup>, Issei Fukunaga<sup>4</sup>, Mitsuharu Miyoshi<sup>1</sup>, Shigeki Aoki<sup>2</sup>, Tetsuya Wakayama<sup>1</sup>

<sup>1</sup>MR Applications and Workflow, GE Healthcare Japan, <sup>2</sup>Department of Radiology, Juntendo University Hospital, Tokyo, Japan, <sup>3</sup>Department of Radiology, Graduate School of Medicine, The University of Tokyo, Tokyo, Japan, <sup>4</sup>Facility of Health Science, Juntendo University Hospital, Tokyo, Japan

【要旨】 A novel 3D multi-contrast imaging technique using the hybrid acquisition of FSE and GRE was proposed to obtain T1 weighted(T1w), T2 weighted(T2w) and FLAIR simultaneously. The comparison with conventional 3D imagings was performed to demonstrate the proof of concept.

#### Introduction

Multiparametric mapping have the potential to reduce MRI examination time by obtaining multiple contrast images in a single scan. In this work, we have developed a new 3D multi-contrast imaging of the hybrid sequence using FSE and GRE to acquire T1w, T2w, and FLAIR simultaneously.

#### Methods

Based on a 3D segmented acquisition, the serial connection of echo train acquisitions (SCETA) consists of two FSE blocks and one GRE in a TR. The first FSE with variable refocusing flip angle builds T2w contrast. Followed by the first inversion pulse to null fluid signal, the second variable refocused FSE provides T2 FLAIR contrast. Then the second inversion pulse to make T1w contrast is followed by GRE. A healthy volunteer scan was performed to compare with the 3D conventional scan of each T1w, T2w and FLAIR. Results and Conclusion

The SCETA image contrasts appear to be similar to those of the conventional scans. The scan time of SCETA was 3:00 and the total scan time of three conventional scans was 7:24 in the same spatial resolution and scan coverage. For the ROI measurements, the contrast between gray matter and white matter in SCETA was almost the same as that of conventional scan in T2w and T1w. This technique, SCETA, not only reduces the actual scan time but also contributes to improve the efficiency of total head MRI scan including prescan, scan workflow, and reading using the co-registered volumetric images.

### O2-026 Examination of FLAIR Using Variable flip angle in the brain region 頭部領域における Variable flip angleを用いたFLAIRの検討

安里 昌竜,盛小禰可南,大城 勇樹,嶺井 一美,東江 正史

Masatatsu Asato, Kanan Morikone, Yuuki Oosiro, Hitomi Minei, Masafumi Agarie

Department of Radiological Technology, Okinawa Prefectural Yaeyama Hospital

【要旨】 We investigated the use of the variable flip angle (VRFA) method for 2D-TSE FLAIR imaging on brain MR images, and found that the VRFA method reduced the imaging time while maintaining the same contrast as the conventional method.

【目的】頭部領域のMRI検査には2D FLAIRを撮像することが多い.しかし縦磁化 の回復や脳脊髄液のフローアーチファクト,MTの影響を避けるためにPackage 数やTRを増やしたりすることから撮像時間が延長する.今回我々はVariable fip angle(VRFA)を用いることで撮像時間の短縮ができないか検討を行った.【方 法】対象は同意の得られた健常ボランティア5名.Philips社製 Ingenia 1.5T, Head coilを用いた.FLAIRのパラメータは表1に示す.Package数(2-5), TR(6000ms-11000ms)を変化させた.得られた画像は画像解析ソフト Image Jを 用い,白質・灰白質のSignal Noise Ratio(SNR)を測定した.またVRFAなしを基 準とし,得られた画像と比較し視覚評価(5段階)を行った.【結果】Package数を増 やす毎にSNRは向上した.TRにおいては8000msから若干の上昇となった.視覚 評価においてもVRFAを用いることでフローアーチファクトが消失され,Package 数 3,TR 8000ms以降ではVRFAなしと同等の評価が得られた.【結語】VRFAを 用いたFLAIR法において従来法と同等のコントラストが得られ,撮像時間の短縮が 可能であることが示唆された.

Scan parar	neters		
FOV(mm)	230		
Matrix × Scan percentage(%)	288*216 × 75		
SENSE factor	2		
Slice/thickness/gap(mm)	28/4/1		
Scan mode/technique	MS/IR		
Fast imaging mode	TSE		
TSE factor	31		
TR/TE(ms)	6000-11000/110		
IR delay(ms)	2200-2800		
BW(Hz)	295.3		
NSA	2		
Refocusing control	constant or T1_optimizd		
angle(deg)	90 or 30-120-160		
equivalent TE(ms)	83		
Packages	2-5		
Total scan duration	2:48-5:08		

# O2-027 Compared Utility for Metastasis Surveillance of Fast 3D Wheel with Compressed Sensing and Parallel Imaging in Suspected Brain Metastasis Patients 脳転移検索に関する Fast 3D Wheel, CSと Parallel Imagingの有用性比

村山 和宏<sup>1</sup>, 大野 良治<sup>1,2</sup>, 山本 香織<sup>3</sup>, 松山 貴裕<sup>2</sup>, 太田誠一朗<sup>2</sup>, 花松 智武<sup>2</sup>, 小濱 佑樹<sup>2</sup>, 植田 高弘<sup>2</sup>, 池田 裕隆<sup>2</sup>, 油井 正生<sup>3</sup>, 池戸 雅人<sup>3</sup>, 岩瀬 秋吉<sup>4</sup>, 福場 崇<sup>4</sup>, 小林 茂樹<sup>5</sup>, 外山 宏<sup>2</sup>

Kazuhiro Murayama<sup>1</sup>, Yoshiharu Ohno<sup>1,2</sup>, Kaori Yamamoto<sup>3</sup>, Takahiro Matsuyama<sup>2</sup>, Seiichiro Ota<sup>2</sup>, Satomu Hanamatsu<sup>2</sup>, Yuki Obama<sup>2</sup>, Takahiro Ueda<sup>2</sup>, Hirotaka Ikeda<sup>2</sup>, Masao Yui<sup>3</sup>, Masato Ikedo<sup>3</sup>, Akiyoshi Iwase<sup>4</sup>, Takashi Fukuba<sup>4</sup>, Shigeki Kobayashi<sup>5</sup>, Hiroshi Toyama<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Joint Research Laboratory of Advanced Medical Imaging, Fujita Health University School of Medicine, <sup>2</sup>Department of Radiology, Fujita Health University, School of Medicine, <sup>3</sup>Canon Medical Systems Corporation, <sup>4</sup>Department of Radiology, Fujita Health University Hospital, <sup>5</sup>Faculty of Radiological Technology, Fujita Health University, School of Medical Sciences

【要旨】 Capabilities for scan time reduction and image quality and diagnostic performance improvements were compared among Fast 3Dw, CS and PI in suspected brain metastasis patients. Our results demonstrate Fast 3Dw has significantly superior utility for brain metastasis surveillance to CS and PI.

Surventance to CS and PT. Purpose: To compare the utility of wheel encoding order (Fast 3D wheel: i.e. Fast 3Dw) method for meta surveillance as compared with parallel imaging (PI) and compressed sensing (CS) methods on contrast-enhanced (CE-) MRI in suspected brain metastasis patients. Materials and Methods: 35 patients suspected brain metastases underwent CE-MRI by PI, CS and Fast 3Dw. Each examination time was recorded, and SNR of normal white matter was assessed by ROI measurement. Moreover, overall image quality was assessed by a 5-point scale. To compare detection performance of brain metastasis among all methods, probability of brain metastasis was assessed. Then, Tukey's HSD test was performed to compare examination time, SNR and CR among three methods. To compare detection capability among all data sets, JAFROC analysis were performed. Finally, sensitivity (SE) and false-positive/case (FPR) was also compared among all methods by McNemar's test. Results: Mean examination times of CS and Fast 3Dw were significantly shorter than that of PI (p<0.0001). SNR of Fast 3Dw was significantly higher than those of PI and CS (p<0.001). Image quality index of Fast 3Dw was significantly higher than those of PI and CS (p<0.05). There were no significant differences of figure of merit among all methods (p>0.05). SE of Fast 3Dw (SE=0.79) had significantly higher than those of PI and CS (PI: SE=0.74, p<0.01; CS: SE=0.73, p<0.01). Conclusion: Fast 3Dw is more useful than PI and CS for metastasis surveillance in patients suspected brain metastases.

#### 02-028 Clinical feasibility of multi echo 3D-Fast Field Echo Imaging time in Quantitative Susceptibility Mapping (QSM)

### 定量的磁化率マッピング(QSM:Quantitative Susceptibility Mapping)における 3D-mFFE 撮像時間の検討

磯嶋 志保<sup>1</sup>,井上 勝博<sup>1</sup>,高瀬 伸一<sup>1</sup>,山畑 経博<sup>1</sup>,江木 千明<sup>1</sup>,海野 真記<sup>2</sup>,小久江良太<sup>2</sup>,前田 正幸<sup>3</sup>

Shiho Isoshima<sup>1</sup>, Katsuhiro Inoue<sup>1</sup>, Shinichi Takase<sup>1</sup>, Tsunehiro Yamahata<sup>1</sup>, Chiaki Egi<sup>1</sup>, Maki Umino<sup>2</sup>, Ryota Kogue<sup>2</sup>, Masayuki Maeda<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology ,Mie University Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiology ,Mie University School of Medicine, <sup>3</sup>Department of Neuroradiology ,Mie University School of Medicine

【要旨】 QSM is useful for neurodegenerative diseases. We evaluated feasibility of multi-echo 3D FFE(3D-mFFE) imaging in healthy volunteers. Based on our results, susceptibility value was reliable. By using C-SENSE, 3D-mFFE imaging is feasible within a reasonable examination time in a clinical setting.

背景,目的:神経変性疾患(パーキンソン病,アルツハイマー病)の早期診断やパーキンソン症候群の鑑別に定量的磁化率マッピング(QSM: 育京,目的: 神経変性疾患(ハーキンワング病,アルウハイマー病)の早期診断やハーキンワン症候群の鑑別に定重的磁化率マッピング(QSM. Quantitative Susceptibility Mapping)が有用である.QSMを作成するためには3D-Fast Field Echo (3D-FFE)を撮像する必要がある.我々の施 設では、これまでQSMの解析はSingle Echo 3D-FFEでしか行えなかったが、Multi echo 3D-FFE (3D-mFFE) での解析が可能となったため、昨 年より3D-mFFEを用い撮像を行っている.3D-mFFEの撮像には約5分程度の時間がかかるが、これらの疾患の患者では安静が保てず体動が懸念され ることも多いため、検査時間の短縮は不可欠であると考える.今回、Compressed SENSE(C-SENSE)を用い3D-mFFEの撮像時間の短縮が可能か検 討した

N した. 装置と方法:装置はIngenia 3.0T (Philips), 32ch Head coil. QSM解析ソフトは研究用ソフト (Hitachi, Ltd.). 対象は同意の得られた健常ボラン ティア7名. C-SENSE factor3.0, 5.0, 6.0, 7.0, 8.0, 9.0 において 3D-mFFEを撮像し, QSM を作成した. それらのQSM から大脳基底核 (淡蒼 球, 被殻, 尾状核, 黒質) および赤核に ROI を囲み, それぞれ磁化率値を計測した. 当院で実際に撮像している SENSE factorRL2.0/FH1.29の磁化率 値を基準値とし, 他条件の信頼性を検討した. 統計は級内相関係数, Bland-Altman解析を用いた. 結果:C-SENSE 3.0 から7.0 において級内相関係数が0.7以上で良好な一致度を認めた. Bland-Altman解析でも大きな誤差を認めなかった.

結論:C-SENSEを用いることで3D-mFFEの撮像時間短縮は可能と考える.

#### 02-029 Dispersing FID artifact uniformly by modulating phase of 180 degrees pulse of Spin Echo sequence with quadratic function

SEシーケンスの180°パルスの照射位相最適化によるFIDアーチファクトの均等分散

伊藤 公輔, 倉谷 厚志

Kosuke Ito, Atsushi Kuratani

FUJIFILM Healthcare Corporation

【要旨】 FID artifact in T1WI with SE sequence was dispersed uniformly by modulating RF phase of  $\pi$  pulse with quadratic function. Proposed method enables applying higher acceleration factor of parallel imaging.

#### Introduction

TWI is acquired in routine practices by using SE sequence with short TR and TE. In T1WI, FID signal induced by the  $\pi$  pulse causes zipper artifact at the edge of the FOV [1]. And the use of parallel imaging is limited to small acceleration factor. In this study, FID artifact was dispersed uniformly by modulating RF phase of  $\pi$  pulse with quadratic function of phase encoding number. Materials and Methods

RF phase of  $\pi$  pulse was modulated as (1).

 $\theta_k = \pi k^2 / N (1)$ 

 $\theta_k = \pi k^2/N$  (1) Where k is phase encode number, and N is total number of phase encoding: N=#ph/R. Experiment was conducted on a 3-T whole body MRI system (Hitachi, Ltd.). A phantom and a healthy volunteer were evaluated. The study was approved by the internal review board. Scan parameters were as follows; TR/TE=500/11 ms, Freq#xPhase#=256x256, and scan time was 2 min 10 sec. In this study, parallel imaging factor of 2 was applied. To confirm the distribution of FID artifact,  $\pi/2$  pulse was not applied on phantom experiment. SNR and line profile along FID artifact were evaluated. **Results and discussions** 

On phantom experiment, FID artifact was dispersed uniformly along phase encoding direction with proposed phase modulation. SNR was almost same between conventional image and proposed image. Thought proposed method disperses FID artifact in entire image, magnitude of FID artifact is suppressed, degradation of SNR was little. FID artifact was not confirmed on volunteer images by applying

# proposed method.

References [1] Hoff, Michael & Andre, Jalal & Stewart, Brent. (2016). Artifacts in Magnetic Resonance Imaging. 10.1201/b19609-10.

#### 02-030 Examination of head MRI findings after improvement in mild cases of COVID-19 COVID-19軽症例における症状改善後の頭部 MRI所見に関する検討

步<sup>3</sup>, 大畑 響之<sup>3</sup>, 濱野 智章<sup>3</sup>, 知久 正明<sup>4</sup>, 山本 哲哉<sup>1</sup> 誠<sup>1,2</sup>,池内久太郎<sup>3</sup>,室谷 大竹

Makoto Ohtake<sup>1,2</sup>, Hisatarou Ikeuchi<sup>3</sup>, Ayumu Muroya<sup>3</sup>, Hiroyuki Ohata<sup>3</sup>, Tomoaki Hamano<sup>3</sup>, Masaaki Chiku<sup>4</sup>, Tetsuya Yamamoto<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Neurosurgery, Graduate School of Medicine, Yokohama City University, <sup>2</sup>Advanced Emergency and Critical Care Center, Yokohama City University Medical Center, <sup>3</sup>SmartScan, Inc, <sup>4</sup>Medical Check Studio Tokyo Ginza Clinic

【要旨】 There have been few reports on central nervous system impairments associated with mild COVID-19 infection on head MRI. According to our examination in 655 patients, we found that COVID-19 infection has little effects on the central nervous system in mild cases.

[Introduction] There have been several reports on central nervous system impairments associated with severe COVID-19 infection on head MRI. However, in mild cases, MRI imaging is rarely performed, and there have been few reports on intracranial changes after COVID-19 infection. Here, we report a comparative examination of head MRI findings in 655 patients who underwent both brain

[Subjects] The subjects included 655 patients who underwent head MRI/A and COVID-19 antibody testing at the Medical Check Studio Tokyo Ginza Clinic between July 2020 and March 2021. Positive and negative cases were comparatively examined for cerebral white

matter lesions, ischemic changes, cerebral microbleeds, cerebral aneurysms, artery stenosis, and other abnormal findings. [Results] Of the 655 patients, 20 (3.1%) were COVID-19 positive, all of whom were mild cases that improved after a short period of hospitalization or stay at home. There was no significant difference in terms of background or medical history. Comparison of MRI findings between positive and negative patients showed no significant differences in cerebral white matter lesions (p=0.441), ischemic changes (p=0.711), cerebral microbleeds (p=0.978), cerebral aneurysms (p=0.840), artery stenosis (p=0.864), and other abnormal findings (p=0.436).

[Discussion] In the present examination, the intracranial lesions in mild cases did not show a clear difference from those in negative cases, suggesting that COVID-19 infection has little effects on the central nervous system in mild cases.

#### O2-031 ALPS index changes after surgery in idiopathic normal pressure hydrocephalus 特発性正常圧水頭症術前後における ALPS index 変化についての検討

菊田 潤子<sup>1</sup>, 鎌形 康司<sup>1</sup>, 高林 海斗<sup>1</sup>, 田岡 俊明<sup>2</sup>, 内田 航<sup>1</sup>, 和田 昭彦<sup>1</sup>, 川村 海渡<sup>3</sup>, 秋葉ちひろ<sup>4</sup>, 中島 円<sup>3</sup>, 宮嶋 雅一<sup>4</sup>, 長縄 慎二<sup>5</sup>, 青木 茂樹<sup>1</sup>

Junko Kikuta<sup>1</sup>, Koji Kamagata<sup>1</sup>, Kaito Takabayashi<sup>1</sup>, Toshiaki Taoka<sup>2</sup>, Wataru Uchida<sup>1</sup>, Akihiko Wada<sup>1</sup>,

Kaito Kawamura<sup>3</sup>, Chihiro Akiba<sup>4</sup>, Madoka Nakajima<sup>3</sup>, Masakazu Miyajima<sup>4</sup>, Shinji Naganawa<sup>5</sup>, Shigeki Aoki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Juntendo University Graduate School of Medicine, <sup>2</sup>Department of Innovative Biomedical Visualization, Graduate School of Medicine, <sup>3</sup>Department of Neurosurgery, Juntendo University Faculty of Medicine, <sup>4</sup>Department of Neurosurgery, Juntendo Tokyo Koto Geriatric Medical Center, <sup>5</sup>Department of Radiology, Nagoya University Graduate School of Medicine

【要旨】 The analysis along the perivascular space (ALPS) index, calculated using diffusion MRI data, was proposed as a potential in vivo biomarker to evaluate glymphatic activity in humans. We investigated ALPS index changes pre- and post-operation in idiopathic normal pressure hydrocephalus.

Introduction:Idiopathic normal pressure hydrocephalus (iNPH) accompanies gait dysfunction, cognitive impairment, and urinary incontinence. Lumboperitoneal (LP) shunt can improve these symptoms. We aimed to evaluate ALPS index changes pre- and post-surgery in iNPH. Methods:Nine iNPH patients underwent 3T MRI scans before and after LP shunt placement. Diffusivity maps of each subject in the x-axis (right-left; Dxx), y-axis (anterior-posterior; Dyy), and z-axis (inferior-superior; Dzz) were obtained. Fractional anisotropy (FA) maps of all study participants were also created and aligned using FMRIB Software Library's linear and nonlinear registration tools. Using each subject's color-coded FA map, we manually placed 5-mm-diameter square ROIs in projection and association areas at the level of both the right and left lateral ventricle body. Resulting ROIs were then registered to the same FA template. X-, y-, and z-axes diffusivity values within ROIs were obtained for each participant. The ALPS index was then calculated as a ratio of the mean x-axis diffusivity in the projection area (Dxxproj) and x-axis diffusivity in the association area (Dxxassoc) to the mean y-axis diffusivity in the projection area (Dyproj) and z-axis diffusivity in the association area (Dxzassoc). Pre- and post-operative ALPS index was significantly higher than the pre-operative (p=0.030). Conclusion:ALPS index changes may reflect glymphatic system improvement after surgery in iNPH.

# O2-032 Association between magnetic resonance imaging measures of glymphatic system activity in healthy elderly individuals

### 健康高齢者における glymphatic system に関連する MRI 指標間の関連

鎌形 康司<sup>1</sup>, 田岡 俊昭<sup>2</sup>, 斎藤 勇也<sup>1</sup>, 菊田 潤子<sup>1</sup>, 加賀 英義<sup>3</sup>, 染谷 由希<sup>4</sup>, クリスティナ アンディカ<sup>1</sup>, 明石 俊昭<sup>1</sup>, 和田 昭彦<sup>1</sup>, 田村 好史<sup>3,4</sup>, 河盛 隆造<sup>3,4</sup>, 綿田 裕孝<sup>3,4</sup>, 長縄 慎二<sup>2</sup>, 青木 茂樹<sup>1</sup>

Koji Kamagata<sup>1</sup>, Toshiaki Taoka<sup>2</sup>, Yuya Saito<sup>1</sup>, Jyunko Kikuta<sup>1</sup>, Hideyoshi Kaga<sup>3</sup>, Yuki Someya<sup>4</sup>, Christina Andica<sup>1</sup>, Toshiaki Akashi<sup>1</sup>, Akihiko Wada<sup>1</sup>, Yoshifumi Tamura<sup>3,4</sup>, Ryuzo Kawamori<sup>3,4</sup>, Hirotaka Watada<sup>3,4</sup>, Shinji Naganawa<sup>2</sup>, Shigeki Aoki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Juntendo University Graduate School of Medicine, <sup>2</sup>Department of Radiology, Nagoya University, <sup>3</sup>Department of Metabolism & Endocrinology, Juntendo University Graduate School of Medicine, <sup>4</sup>Sportology Center, Juntendo University Graduate School of Medicine

【要旨】 We evaluated the association among MRI-based measures of glymphatic system activity in healthy elderly. PVS volume was correlated negatively with FW-WM and positively with the ALPS index, suggesting the association between physiological PVS dilatation and increased clearance of brain waste products.

Introduction: Impairment of the glymphatic system has been associated with cognitive decline. Perivascular spaces (PVS) volume, diffusivity along the PVS, and extracellular free-water (FW) index obtained using MRI were indicators of the glymphatic system activity. We aimed to investigate the association among these measures and the correlation between each index and cognitive function. Methods: We obtained diffusion-weighted images (DWI; b-value=1000 s/mm2) and T1WI from 154 healthy elderly subjects on a 3T MRI. Total PVS volume was measured with the Quantitative Imaging Toolkit using T1WI. While an index for diffusivity along the PVS (ALPS-index) and whole white matter fractional volume of FW (FW-WM) were calculated from DWI data. The Spearman's correlation between (1) PVS volume, ALPS-index, and FW-WM and (2) each index and the Montreal Cognitive Assessment (MoCA) score were assessed. Results: The FW-WM was negatively correlated with the ALPS index (r=-0.25, P<0.005) and PVS volume (r=-0.268, P<0.005). In contrast, the PVS volume was positively correlated with the ALPS index (r=-0.29, p<0.005). The MoCA score was only correlated with the ALPS index (r=0.21, p<0.01) and FW-WM (r=-0.17, p<0.05). Conclusion: Given the negative correlation between PVS volume and FW-WM and the positive correlation between PVS volume and FW-WM and the association between PVS volume and FW-WM and the positive correlation between PVS volume and FW-WM and the positive correlation between PVS volume and FW-WM and the positive correlation between PVS volume and FW-WM and the positive correlation between PVS volume and FW-WM and the positive correlation between PVS volume and FW-WM and the positive correlation between PVS volume and FW-WM and the positive correlation between PVS volume and FW-WM and the positive correlation between PVS volume and FW-WM and the positive correlation between PVS volume and FW-WM and the positive correlation between PVS volume and FW-WM and the PVS.

# O2-033 Measurement of Slow Flow in Mouse Brain based on Q-space Imaging Q空間画像化法に基づくマウス脳内の微流速測定

八ツ代 諭<sup>1,2</sup>, 佐藤 杏珠<sup>3</sup>, 松前 光紀<sup>4</sup>, 厚見 秀樹<sup>4</sup>, 堀江 朋彦<sup>5</sup>, 黒田 輝<sup>2,3</sup>

Satoshi Yatsushiro<sup>1,2</sup>, Anju Satou<sup>3</sup>, Mitsunori Matsumae<sup>4</sup>, Hideki Atsumi<sup>4</sup>, Tomohiko Horie<sup>5</sup>, Kagayaki Kuroda<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup>BioView, Inc., <sup>2</sup>Department of Human and Information Science, School of Information Science and Technology, Tokai University, <sup>3</sup>Course of Electrical and Electronic Engineering, Graduate School of Engineering, Tokai University, <sup>4</sup>Department of Neursurgery, School of Medicine, Tokai University, <sup>5</sup>Department of Radiological Technology, Tokai University Hospital

【目的】脳脊髄液(CSF)運動には心拍動性,呼吸性運動,Bulk flowから成ると考えられる。心拍動性および呼吸性CSF運動の速度はcm/sオーダー であるのに対し,Bulk flowの速度はµm/sオーダーと考えられる。本研究ではQ空間画像化法と誘発エコー法(QSI-STE)に基づく速度測定法により マウス脳内の水分子の速度測定を試みた

【方法】全身麻酔下のマウス脳の視床周囲に対し, 9.4T MRIでQSI-STE撮像を行った. 撮像パラメータを次に示す:TR, 5000 ms; TE, 12.66 ms; δ, 1 ms; Δ, 1000 ms; Motion probing gradient (MPG) 強度, -292.74 ~ 292.74

gradient (MPG) 強度, -292.74 ~ 292.74 mT/m (73.185 mT/m間隔で9回); MPG 印加軸, 6軸(±X,±Y,±Z); スライス 厚, 1mm; 空間分解能, 156.2 µm; 加算回数, 2. 各ボクセルにおいてQSI-STEで得た信 号強度からX, Y, Z軸の速度を算出した.

【結果】冠状断T2画像および同スライス内の 速度分布 (e-h) を図1に示す.XY面内の 速度をベクトルで,乙軸方向の速度をカラー で表示した.

【考察】マウス脳内の水分子速度分布をQSI-STEによって可視化した、脳左右でZ軸方向 の速度が正負反転していることなど、今後も 検討が必要と考えられる.



# O2-034 Low *b*-value DTI (Low-*b* DTI) for Analyzing CSF: New Index for Estimating Repeatability of DTI

### Low b-value DTI (Low-b DTI)を用いたCSFの解析:安定性評価指標の提案

尾藤 良孝<sup>1,2</sup>, 越智 久晃<sup>1,2</sup>, 原田 邦明<sup>2</sup>, 白勢 竜二<sup>1</sup>, 工藤 與亮<sup>2</sup>

Yoshitaka Bito<sup>1,2</sup>, Hisaaki Ochi<sup>1,2</sup>, Kuniaki Harada<sup>2</sup>, Ryuji Shirase<sup>1</sup>, Kohsuke Kudo<sup>2</sup>

<sup>1</sup>FUJIFILM Healthcare Corporation, <sup>2</sup>Hokkaido University Graduate School of Medicine

【要旨】 A new index, angular tensor-correlation-coefficient (ATCC), was proposed for estimating repeatability of low-b DTI to address an issue that conventional indexes underestimate the repeatability at low FA. Proposed ATCC numerically and experimentally shows appropriate features for the estimation.

**Purpose:** Low-*b* DTI is reported to be useful for observing the CSF pseudorandom flow [1]. Its moderate repeatability has been shown using the indexes proposed for the conventional DTI (ex. dispersion of the primary eigenvector (DPE)) which targets white matter having high FA. Because FA of low-*b* DTI is not so high, more appropriate index is required. Methods: Tensor-correlation-coefficient (TCC) [2] was modified to increase sensitivity about angular difference between DTs. The repeatability of DTs was evaluated by calculating the modified angular TCC (ATCC) between each DT of repeated measurement and their mean DT. Mean ATCC and DPE were calculated in the representative ROIs in CSF. **Results:** The proposed ATCC numerically shows better features than DPE, especially regarding the issue at low FA. The obtained ATCC shows higher repeatability than DPE in the ROIs having low FA, which suggests ATCC is useful even at low FA. **Refs:** [1] Bito Y. MRM 2021 Early view. [2] Bito Y. ISMRM 2012;408.



Fig. 1. Estimated repeatability of DTI in representative ROIs.

### O2-035 DWI-fluidography for qualifying and quantifying the cerebrospinal fluid dynamics DWI-fluidographyを用いた脳脊髄液の動きの可視化とその定量化

藤原 俊朗<sup>1</sup>, 小笠原邦昭<sup>1</sup>, 千田 光平<sup>1</sup>, 小笠原 靖<sup>1</sup>, 野村 順一<sup>1</sup>, 大志田創太郎<sup>1</sup>, 藤本健太郎<sup>1</sup>, 筒井 章太<sup>1</sup>, 吉岡 芳親<sup>2,3</sup> Shunrou Fujiwara<sup>1</sup>, Kuniaki Ogasawara<sup>1</sup>, Kohei Chida<sup>1</sup>, Yasushi Ogasawara<sup>1</sup>, Jun-ichi Nomura<sup>1</sup>, Sotaro Oshida<sup>1</sup>, Kentaro Fujimoto<sup>1</sup>, Shouta Tsutsui<sup>1</sup>, Yoshichika Yoshioka<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup>Department of Neurosurgery, Iwate Medical University, <sup>2</sup>Graduate School of Frontier Biosciences, Osaka University, <sup>3</sup>Center for Information and Neural Networks (CiNet), NICT and Osaka University

【要旨】 This study aimed to investigate whether diffusion-weighted imaging-based fluidography can qualify and quantify the cerebrospinal fluid dynamics in the brain of healthy subjects using an ultra-high-field 7 Tesla magnetic resonance imaging scanner for human.

【背景・目的】脳脊髄液(cerebrospinal fluid: CSF)の新たな経路であるglymphatic systemの存在が明らかとなり、その動態が再注目されてい る.本研究では、ヒト用7 Tesla MRI (7TMRI)で取得されるDWI信号を利用してCSFの動きを可視化することが可能なDWI-fluidographyを考 案し、diffusion kurtosis modelにて推定したADC値と組み合わせることで腔および脳室におけるCSFの動きを明らかにすることとした。【対象・方 法】本研究は本学倫理委員会にて承認を受けた前向き研究(No.H26-126)の一部として実施した、対象は、2015年4月から2017年7月の間にヒ ト用7TMRI装置(GE社製、Discovery MR950, USA)での撮像に同意した健常者13例とし、single-shot spin echo echo planar imagingにて DWI (2-mm isotropic voxel, b値:0~2000 s/mm<sup>2</sup>の10個, motion probing gradient:直交3軸)を撮像した.各b値におけるMPG全方向の DWI信号値から分散値を算出し、すべての分散値を加算した値をfluidographyのボクセル値とした.次に、円蓋部くも膜下腔、側脳室前角部および 三角部、モンロー孔、中間帆槽、迂回槽、シルビウス槽、第4脳室に関心領域(ROI)を配置し、すべてのb値のROI内平均DWI信号からdiffusion kurtosis modelを用いてADCを推定した、円蓋部くも膜下腔のADC値に対する各ADC値の比(ADC比)を算出し、Friedman test とConover testにて統計学的に比較した.【結果】画像劣化等の3例を除外した10例について解析を実施した、ADC比は、他の領域に比べ側脳室前角部で有意に 【結論】DWI-fluidographyとdiffusion kurtosis modelで推定したADC値を用いることでCSFの動きの可視化と定量化ができる可能性がある.

### O2-036 Intravoxel incoherent motion imaging of the cerebrospinal fluid 脳脊髄液のIVIMイメージング

田村 元<sup>1</sup>, 豊嶋 英仁<sup>2</sup>, 高橋 一広<sup>2</sup>, 松原 佳亮<sup>2</sup>, 中村 和浩<sup>2</sup>, 茨木 正信<sup>2</sup>, 木下 俊文<sup>2</sup>

Hajime Tamura<sup>1</sup>, Hideto Toyoshima<sup>2</sup>, Kazuhiro Takahashi<sup>2</sup>, Keisuke Matsubara<sup>2</sup>, Kazuhiro Nakamura<sup>2</sup>, Masanobu Ibaraki<sup>2</sup>, Toshibumi Kinoshita<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Medical Physics, Tohoku University Graduate School of Medicine,

<sup>2</sup>Department of Radiology and Nuclear Medicine, Research Institute for Brain and Blood Vessels-Akita

[要旨] Analyzing intravoxel-incoherent-motion images of the cerebrospinal fluid (CSF), apparent diffusion coefficient (ADC) and T1-, T2-relaxation times of CSF were obtained. Larger ADC around the brain stem and positive correlations between the ADC and relaxation times were observed.

脳のintravoxel incoherent motion (IVIM) イメージングでは、部分容積効果により脳皮質の血流成分の 信号に脳脊髄液の信号が加わるため、皮質部の解釈が難しい. IVIMにおける脳脊髄液の振る舞いは良く知 られていない. そこで脳脊髄液のIVIMイメージングを試みた. 拡散強調画像の撮像は3TのMRI装置で、 健常ボランティア2名を対象に行った. 撮像シーケンスはスピンエコー (SE) -EPIとFLAIR-SE-EPIで、 b値は、10, 30, 200, 300, 800, 1400 s/mm^2, スライス厚 8ミリ、画像ピクセルサイズは、1.8 mm. 緩和時間の影響も考慮し、TEを3種類 (61 or 64, 90, 115 or 120 ms) 変化させ撮像した. 脳脊髄液は FLAIR画像で抑制される部分として分画した. 得られたデータは、通常のIVIM解析と同様に、2つの大小 の拡散成分からなるモデルを考えて解析した. さらにT1,2緩和時間も求めた. 拡散の小さい方の成分を脳 脊髄液と考えた. 結果を図に示す. 脳幹周囲の拡散が大きく、乱流があると考えられた. 全ての画素をまと めて検討すると、ADCと緩和時間の正の相関が見られ、「部分容積効果」もしくは「脳表付近の脳脊髄液の 蛋白濃度の上昇」が考えられた.



# O2-037 Age-threshold for leakage of intravenously administered gadolinium-based contrast agent into the subarachnoid space around cortical veins 静注 Gd 造影剤がクモ膜下腔へ漏出するしきい年齢

阿知波颯太<sup>1</sup>, 大橋 俊夫<sup>1</sup>, 長縄 慎二<sup>2</sup>, 久野佳也夫<sup>3</sup>

Sota Achiwa<sup>1</sup>, Toshio Ohashi<sup>1</sup>, Shinji Naganawa<sup>2</sup>, Kayao Kuno<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Kamiiida Daiichi General Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiology, Nagoya University Graduate School of Medicine, <sup>3</sup>Department of Otolaryngology, Kamiiida Daiichi General Hospital

【要旨】 An age-threshold for leakage of intravenously administered GBCA (IV-GBCA) into the subarachnoid space around cortical veins was reported in a previous study. In the present study, we investigated the age-threshold of IV-GBCA using a different GBCA from the previous report.

【目的】静注された Gd 造影剤が, 脳脊髄液中に漏出することが報告されている. Gd 造影剤静注 4 時間後に撮影された 3D real-IR を用いた研究では, 皮質静脈周囲のくも膜下腔への静注 Gd 造影剤漏出が加齢に依存して確認されるようになり, そのしきい年齢は 37 歳であると報告された. 今回の研究 の目的は,以前の研究にて使用された Gd 造影剤とは異なる Gd 造影剤を使用し,皮質静脈周囲のくも膜下腔への静注 Gd 造影剤の漏出に対するしき い年齢について調べることである.

【方法】内リンパ水腫の評価目的で MRI 検査を施行した 37 人の患者(年齢中央値:55 歳)を対象とした.使用した Gd 造影剤は Gadoteridol (ProHance<sup>®</sup>,分子量 558.69)で,通常量を静注投与した.静注 4 時間後に全脳の 3D real-IR を撮像した.文献に従い,静注 Gd 造影剤の皮質静脈 周囲のくも膜下腔への漏出を判定した.判定は 2 人の診療放射線技師で行い,観察者間一致性を評価した.年齢について,静注 Gd 造影剤漏出の陽性 群と陰性群との間の差を評価した.静注 Gd 造影剤漏出の有無と年齢との関係について ROC 解析を行った.

【結果】静注 Gd 造影剤漏出の判定について、2 人の評価者間の κ 係数は 0.834 であった. 静注 Gd 造影剤漏出の陽性群の年齢は、陰性群に比べて有 意に高かった (P < 0.001). 静注 Gd 造影剤漏出に対する ROC 解析では、曲線下面積は 0.873 であった. 年齢カットオフ値は 39.9 歳 であった. 【結論】今回の研究では、造影剤静注 4 時間後において、皮質静脈周囲のくも膜下腔への静注 Gd 造影剤の漏出がみられる年齢カットオフ値は 39.9 歳 であり、以前の研究の報告に近い値を示した.

# O2-038 Background suppression and short shot duration 3D MRCP (SSD-3D MRCP) by using iMSDE iMSDE 併用Short Shot Duration 3D MRCP(SSD-3D MRCP)の背景抑制効果および安定性の検討

宅見 寿輝<sup>1</sup>, 濱野 裕<sup>1</sup>, 望月 智広<sup>1</sup>, 勝又 康友<sup>1,2</sup>, 並木 隆<sup>1</sup>, 飯沼 賢事<sup>1</sup>

Toshiki Takumi<sup>1</sup>, Hiroshi Hamano<sup>1</sup>, Tomohiro Mochizuki<sup>1</sup>, Yasutomo Katsumata<sup>1,2</sup>, Takashi Namiki<sup>1</sup>, Kenji Iinuma<sup>1</sup> <sup>1</sup>Philips Japan, <sup>2</sup>Philips Healthcare

【要旨】 3D TSE technique is often used to MRCP imaging, but may be difficult to sync in tachypnea patient. It becomes robust sequence by reducing ETL,TE and shot duration, but it will be longer scan duration and more background signals. We tried to find a solution by using iMSDE.

【背景・目的】呼吸同期3DTSE法によるMRCP撮像は呼気時 間が短いと同期困難なことがある. ETLを減らせばShort Shot Durationとなり動きに強い撮像(以下SSD-3D MRCP)となるが 撮像時間増加とTE短縮による背景信号増加が問題となる. 撮像 時間は圧縮センシングにより短縮できることが知られており、背 景信号はISMRM2020でTakahashiらがGraSE MRCP撮像に iMSDEを用いると抑制可能であることを報告した.本検討では SSD-3D MRCPの背景抑制に最適なiMSDEのTEprep timeと 頻呼吸時の安定性を調べることを目的とした.【方法】使用装置 Ingenia3.0T(Philips). 同意を得た健常ボランティアでTEprepを 変えて撮像しSDを肝臓として水(胆嚢,総胆管,CSF)と背景(肝静 脈)のCNRを測定した.またメトロノームで頻呼吸を再現し通常 条件とSSD-3D MRCPを撮像しMIPにおける視覚評価を5段階で 行った.【結果】TEprepが長いと背景とCSFのCNRは向上したが 200msを超えるとSNR低下により胆嚢・総胆管のCNRは低下し、 150-200msが適切であった. 頻呼吸ではSSD-3D MRCPの視覚評 価が良好であった.【結語】SSD-3D MRCPはiMSDEを用いること で良好に背景信号を抑制し頻呼吸でも撮像可能なことが示唆された



# O2-039 Under-sampled scans with iterative reconstruction improve the image quality of magnetic resonance cholangiopancreatography

MRCPにおける under-sampled scan with iterative reconstructionの有用性の検討

中村 優子<sup>1</sup>, 近藤 翔太<sup>1</sup>, 檜垣 徹<sup>1</sup>, 成田 圭吾<sup>1</sup>, 本田有紀子<sup>1</sup>, 末岡 敬浩<sup>1</sup>, 神岡 尚吾<sup>2</sup>, 穐山 雄次<sup>2</sup>, 西原 崇<sup>3</sup>, 瀧澤 将宏<sup>3</sup>, 白猪 亨<sup>3</sup>, 藤森 元嗣<sup>3</sup>, 小原 陽子<sup>3</sup>, 尾藤 良孝<sup>3</sup>, 粟井 和夫<sup>1</sup>

Yuko Nakamura<sup>1</sup>, Shota Kondo<sup>1</sup>, Toru Higaki<sup>1</sup>, Keigo Narita<sup>1</sup>, Yukiko Honda<sup>1</sup>, Takahiro Sueoka<sup>1</sup>, Shogo Kamioka<sup>2</sup>, Yuji Akiyama<sup>2</sup>, Takashi Nishirara<sup>3</sup>, Masahiro Takizawa<sup>3</sup>, Toru Shirai<sup>3</sup>, Motoshi Fujimori<sup>3</sup>, Yoko Ohara<sup>3</sup>, Yoshitaka Bito<sup>3</sup>, Kazuo Awai<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Diagnostic Radiology, Hiroshima University, <sup>2</sup>Department of Radiology, Hiroshima University Hospital, <sup>3</sup>FUJIFILM Healthcare Corporation

【要旨】 Under-sampled scans with iterative reconstruction improved the image quality of MRCP without extending the acquisition time, suggesting that it is useful for MRCP scanning.

Purpose:

Under-sampled scans with iterative reconstruction (Us-IR) can increase the acquisition speed without degrading the image quality by recovering image information from under-sampled data. We investigated the clinical applicability of Us-IR for improving the quality of magnetic resonance cholangiopancreatography (MRCP) images without extending the scanning time.

Methods and Materials: We acquired navigator-triggered 3D MRCP scans with and without Us-IR (U<sup>+</sup>-, U<sup>-</sup> MRCP) in 41 patients. The matrix size was 320 x 320 for U<sup>+</sup>and 288 x 208 for U<sup>-</sup> MRCP. The acquisition time and the relative duct-to-periductal contrast ratios (RCs) for the right- and left intrahepatic bile duct, the common bile duct, and the main pancreatic duct were recorded. Visualization of each duct and overall image quality was scored on 5-point confidence scales. For visualization of each duct it ranged from 1 (not visible) to 5 (visible with excellent details); for the image quality it ranged from 1 (unacceptable) to 5 (excellent). Superiority and equivalence with prespecified margins were assessed.

The mean acquisition time was 161 sec for U<sup>+</sup> and 165 sec for U<sup>-</sup> MRCP. With respect to the RC values for all ducts, U<sup>+</sup> MRCP was not superior, but equivalent. With respect to the qualitative visualization score, U<sup>+</sup> MRCP was equivalent and superior to U<sup>-</sup> MRCP for all ducts. The overall image quality score for U<sup>+</sup> MRCP was equivalent and superior to U<sup>-</sup> MRCP.

Us-IR improved the image quality of MRCP without extending the scanning time.

# O2-040 Portal Hemodynamic changes associated with liver fibrosis: 4D flow MR imaging estimation 4D flow MR imagingを用いた肝線維化と門脈血行動態の関連性の評価

檜垣 篤<sup>1</sup>,玉田 勉<sup>1</sup>,上田 優<sup>2</sup>,神吉 昭彦<sup>1</sup>,八十川和哉<sup>1</sup>,木戸 歩<sup>1</sup>,山本 亮<sup>1</sup>

Atsushi Higaki<sup>1</sup>, Tsutomu Tamada<sup>1</sup>, Yu Ueda<sup>2</sup>, Akihiko Kanki<sup>1</sup>, Kazuya Yasokawa<sup>1</sup>, Ayumu Kido<sup>1</sup>, Akira Yamamoto<sup>1</sup> <sup>1</sup>Department of Radiology, Kawasaki Medical School, <sup>2</sup>Phillips Japan

【要旨】 We evaluated the relationship between liver fibrosis and portal Hemodynamic changes using 4D flow MRI. Our results suggest that the change of hemodynamics in the portal venous system accelerates when liver fibrosis progresses to some extent and may cause a morphological change in cirrhosis.

目的

4D flow MRIを使用した肝線維化と門脈血行動態の関連性の評価 方法

3-TのMRI装置を用いて4D flow MRIが撮像された100人(慢性肝疾患(n = 62), 非慢性肝疾患(n = 38))を対象とした、門脈本幹(PT), 左右 門脈(PV), 上腸間膜静脈(SMV), 脾静脈(SV)で定量的評価を行い, 血管径(mm<sup>2</sup>), 純血流(ml/s), 順行血流(ml/s), 逆行血流(ml/s), 順行血流と逆行血流の総和(ml/s), 平均速度(cm/s)を算出した、肝線維化は、放射線科医による定性的評価と、Fib-4indexおよびアスパラギン 酸トランスアミナーゼ-血小板比率指数(APRI)などの定量的評価の組み合わせで評価し、3群に分けた(A:正常(n = 45), B:軽度から中等度の 線維化(n = 35), およびC:高度の線維化(n = 20)).統計解析はクラスカル・ウォリス検定とマン・ホイットニーU検定で行った.

<sup>結果</sup> 3群間の比較では、PT,右PVの逆行血流と平均速度,SMVの面積と平均速度,SVの面積,順行血流と逆行血流の総和,左PVの純血流,順行血流 に有意差が認められた(p<0.001 to p=0.042). A群とB群の間で3つの指標(右PVの平均速度,左PVの純血流と順行血流)(p = 0.013 to p = 0.034),A群とC群の間で8つの指標(PTの逆行血流と平均速度,SMVの面積と平均速度,SVの面積とSVの順行血流と逆行血流の総和,右PVの 逆行血流と平均速度)(p<0.001 to p = 0.004),A群とC群の間で7つの指標(PTの逆行血流と平均速度,SMVの面積と平均速度,SVの面積とSVの面積とSVの面積とSVの 順行血流と逆行血流の総和,右PVの逆行血流)(p<0.001 to p = 0.007)に有意差が認められた.

和語。 研究結果は、肝線維症がある程度進行すると、門脈系の血行動態の変化が加速することを示唆している。肝線維症が進行すると、PT,SMV,右PVの 血流や速度が変化し、SVと左PVの流量が増加する.これらの血行動態の変化は、側副血行路の形成や肝臓の形態学的変化に関連している可能性があ る.

### O2-041 Influence of rotation angle in Tilting Zoomed-EPI diffusion on image quality Tilting Zoomed-EPI diffusionのRotation angleが画質に及ぼす影響

向谷 航<sup>1</sup>,山根 正聡<sup>1</sup>,山口 貴弘<sup>1</sup>,幾嶋宏二郎<sup>1</sup>,今井 広<sup>2</sup>,田辺 昌寛<sup>3</sup>,伊東 克能<sup>3</sup>

Wataru Mukaidani<sup>1</sup>, Masatoshi Yamane<sup>1</sup>, Takahiro Yamaguchi<sup>1</sup>, Kojiro Ikushima<sup>1</sup>, Hiroshi Imai<sup>2</sup>, Masanori Tanabe<sup>3</sup>, Katsuyoshi Ito<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Technology in Yamaguchi University Hospital, <sup>2</sup>MR Research & Collaboration, Siemens Healthcare K.K., <sup>3</sup>Department of Radiology, Yamaguchi University Graduate School of Medicine

【要旨】 The slice profile and aliasing artifacts with variable rotation angle in Tilting Zoomed-EPI were evaluated using QA phantoms. We found that a rotation angle of 5 to 20 degrees was suitable for avoiding aliasing artifacts while minimizing the degradation of the slice profile.

【目的】Zoomed-EPIは2DRF技術を用いた局所励起法で,より高空間分解能の画像を取得可能である.しかし2DRFは励起範囲のエイリアシングによ る折り返しアーチファクトが生じることがあった.Tilting Zoomed-EPIは2D RFパルスの blip方向に角度(Rotation angle)を設定することで,励起 範囲のエイリアシングがリフォーカスされず折り返しアーチファクトの抑制が期待される.本研究では,Rotation angleが画質に及ぼす影響について ファントムを用いて検討した.【方法】SIEMENS社製3T装置MAGNETOM PRISMAを使用した.Tilting Zoomed-EPI diffusion sequence (Work in progress)を使用し、均一ファントムを撮像した.Rotation angleを0から45度まで変化させ,Slice profileと折り返しアーチファクトが発生しない条 付下で撮像した画像を差分し,視覚的にアーチファクトを確認した.【結果】Slice profileはRotation angle 0度のとき,設定スライス厚に対して約10 %低下した.5から20度で約20%低下し、45度で約50%低下し最大となった.折り返しアーチファクトは,Rotation angleをしの低下を最小限に抑え,折り返し アーチファクトを抑制することが可能であった.

# O2-042Free-breathing dynamic contrast-enhanced MRI of the pancreas: The relationship between<br/>temporal resolution and the pharmacokinetic parameters<br/>自由呼吸下膵 dynamic 造影 MRI における時間分解能と薬物動態解析パラメータの関係

雄山 一樹<sup>1</sup>, 一戸 記人<sup>1</sup>, 愛多地康雄<sup>2</sup>, 木藤 善浩<sup>2</sup>, 山田 哲<sup>1</sup>, 丸山 克也<sup>3</sup>, 神吉 勇佑<sup>4</sup>, 藤永 康成<sup>1</sup> Kazuki Oyama<sup>1</sup>, Fumihito Ichinohe<sup>1</sup>, Yasuo Adachi<sup>2</sup>, Yoshihiro Kito<sup>2</sup>, Akira Yamada<sup>1</sup>, Katsuya Maruyama<sup>3</sup>, Yusuke Kanki<sup>4</sup>, Yasunari Fujinaga<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Radiology Division, Shinshu University School of Medicine, <sup>2</sup>Division of Radiology, Shinshu University Hospital, <sup>3</sup>MR Research & Collaboration Dpt., Siemens Healthcare K.K., <sup>4</sup>Magnetic Resonance Dpt., Siemens Healthcare K.K.

【要旨】We evaluated the relationship between temporal resolution and pharmacokinetic parameters in free-breathing dynamic contrastenhanced MRI of the pancreas using GRASP. There was no significant difference in the pharmacokinetic parameters between the temporal resolutions of 1.8 and 3.0 s.

Purpose: To evaluate the relationship between temporal resolution and pharmacokinetic parameters in free-breathing dynamic contrastenhanced magnetic resonance imaging (DCE-MRI) of the pancreas using Golden-angle RAdial Sparse Parallel (GRASP) imaging.Methods: Sixteen patients who underwent free-breathing DCE-MRI of the pancreas using GRASP were enrolled in this study. DCE-MR images were reconstructed every 1.8, 3.0, 4.8, and 7.8 s for each patient. Two radiologists independently performed pharmacokinetic analysis for the head, body, and tail of the pancreas, and pharmacokinetic parameters were calculated using Tissue 4D (Siemens). The average values of the two readers of the temporal resolution were compared. Results: The Ktrans, Keps, and iAUC, except in the pancreatic body, were not significantly different between the temporal resolutions of 1.8 and 3.0 s but were significantly different among 1.8, 4.8, and 7.8 s. The iAUC in the pancreatic body and Ve in the pancreatic head were not significantly different among 1.8, 4.8, and 7.8 s. On 4.8 s but were significantly different between 1.8 and 7.8 s. The Ve, except in the pancreatic head, was not significantly different among 1.8 s and the other resolutions.Conclusion: As the temporal resolution increases, pharmacokinetic values differ, and DCE-MRI with equal to or less than 3.0 s temporal resolution is recommended for pharmacokinetic analysis.

## O2-043 Arterial CBV imaging using Hadamard-encoded multi-delay DANTE-ASL

Hadamard-encoded multi-delay DANTE-ASLによる arterial CBV イメージング

石田 翔太<sup>1</sup>, 木村 浩彦<sup>2</sup>, 竹井 直行<sup>3</sup>, 藤原 康博<sup>4</sup>, 松田 豪<sup>5</sup>, 金本 雅行<sup>1</sup>, 松田 祐貴<sup>1</sup>, 小坂 信之<sup>2</sup>, 木戸屋栄次<sup>1</sup> Shota Ishida<sup>1</sup>, Hirohiko Kimura<sup>2</sup>, Naoyuki Takei<sup>3</sup>, Yasuhiro Fujiwara<sup>4</sup>, Tsuyoshi Matsuda<sup>5</sup>, Masayuki Kanamoto<sup>1</sup>, Yuki Matta<sup>1</sup>, Nobuyuki Kosaka<sup>2</sup>, Eiji Kidoya<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Radiological Center, University of Fukui Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiology, Faculty of Medical Sciences, University of Fukui, <sup>3</sup>Global MR Applications and Workflow, GE Healthcare Japan, <sup>4</sup>Department of Medical Image Sciences, Faculty of Life Sciences, Kumamoto University, <sup>5</sup>Division of Ultra-high Field MRI, Institute for Biomedical Science, Iwate Medical University

【要旨】 We clarified the kind of spin compartment that is eliminated by delays alternating with nutation for tailored excitation (DANTE) pulse using T2-relaxometry, and demonstrated a feasibility of arterial cerebral blood volume imaging using Hadamard-encoded DANTE-ASL.

Purpose: To clarify the kind of spin compartment that is eliminated by delays alternating with nutation for tailored excitation (DANTE) pulse using T2-relaxometry, and to demonstrate a feasibility of arterial cerebral blood volume (CBVa) imaging using DANTE-ASL. Method: First, DANTE and T2-preparation modules were combined into a single ASL sequence. In five healthy volunteers, T2 values under the application of DANTE were determined to evaluate changes in T2 along the PLD and relation between transit time without DANTE (TTnoVS) and T2. Reference tissue T2 (T2\_ref) was also obtained. Second, DANTE module was embedded into Hadamard-encoding datasets (with and without DANTE) in a rest and repetitive brief breath-holding (BH) task. Results: While T2 without DANTE (T2\_noVS) decreased as the PLD increased, T2 with DANTE (T2\_DANTE) was equivalent to T2\_ref and did not change with the PLD. Although there is a significant positive correlation between TTnoVS and T2\_noVS with short PLD, T2\_DANTE was correlated with neither the TTnoVS nor PLD. Baseline CBVa values that obtained in the rest condition were  $0.68 \pm 0.12$ ,  $0.68 \pm 0.10$ ,  $0.63 \pm 0.15$  [mL/100 g] for ACA, MCA, and PCA, respectively. Significant elevation of CBF and CBVa were observed with the BH task.Conclusion: Microvascular in combination with simplified two-compartment model.

# O2-044 Application of Variable TI Ultrashort TE 4D-MRA for high temporal resolution (100 ms) and improvement of peripheral vessel visibility

Variable TI Ultrashort TE 4D-MRAの高時間分解能化(100ms)かつ末梢血管描出能改善への応用

赤津 敏哉<sup>1,2</sup>, 福地 治之<sup>1,3</sup>, 池之内 穰<sup>1</sup>, 鈴木 通真<sup>1</sup>, 新井 晶<sup>1</sup>, 和田 昭彦<sup>1</sup>, 鎌形 康司<sup>1</sup>, 阿部 修<sup>3</sup>, 青木 茂樹<sup>1</sup> Toshiya Akatsu<sup>1,2</sup>, Haruyuki Fukuchi<sup>1,3</sup>, Yutaka Ikenouchi<sup>1</sup>, Michimasa Suzuki<sup>1</sup>, Sho Arai<sup>1</sup>, Akihiko Wada<sup>1</sup>, Koji Kamagata<sup>1</sup>, Osamu Abe<sup>3</sup>, Shigeki Aoki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Juntendo University Graduate School of Medicine, <sup>2</sup>Department of Radiology, Juntendo University Hospital, <sup>3</sup>Department of Radiology, Graduate School of Medicine, University of Tokyo

【要旨】In this study we applied Variable TI UTE 4D-MRA in combination with double scan to compensate signal decay from repetitive UTE RF pulse. With this method, we achieved both higher temporal resolution and improvement of peripheral vessel visibility.

[Background] The Arterial Spin Labeling based Ultrashort TE 4D-MR Angiography (UTE 4D-MRA) is widely used to assess blood flow dynamics. There is a tradeoff between signal decay and temporal resolution. To overcome this limitation, we implemented Variable TI(VTI) technique on UTE 4D-MRA and reported its effectiveness[1-3]. In this study, we applied VTI method to pursue higher temporal resolution in arterial phase and better visibility of peripheral arteries.

[Method] All data was acquired with a 3 Tesla MRI scanner (Vantage Centurian, Canon Medical Systems Corporation, Japan) using a 32-channel head coil. Scan parameters are as follows, TR/TE = 3.7/0.1ms; resolution =  $1 \times 1 \times 1$  mm<sup>3</sup>, up to 6° of UTE RF pulse. In Conventional TI method, TIs are 11 shots from 100 to 2100ms with constant TI; shot interval, 2350ms. For our new acquisition method, we used TIs from 100 to 1000 with constant TI with combination of VTI in late phases. To achieve this TI setting, we used sequential double acquisition. We set TIs of 200, 400, 600, 800, 1000, 1520 and 2104ms with shot interval of 2350ms in 1<sup>st</sup> acquisition and sequentially 100, 300, 500, 700, 900, 1300 and 1740ms with shot interval of 1990ms in 2<sup>nd</sup> acquisition.

[Results] With this novel acquisition method, we achieved higher temporal resolution in arterial phase and improved visibility in peripheral vessels. In VTI method, the signal intensity ratio of vessels were higher in late phases.

[1]Fukuchi H, et al. ISMRM 2020:1764. [2]Fukuchi H, et al. ISMRM 2021:1645. [3] Akatsu T, et al. SMRT 2021:S44.

# O2-045 Evaluation of vertebro-basilar artery by using highly-accelerated 3D T2-CUBE with HyperCUBE and HyperSense

HyperCUBEと HyperSenseを用いた高速 T2 CUBEによる椎骨脳底動脈の評価:2D-BPAS法との比較

澤野 美樹,森田 佳明,塩谷 優,永井 康宏,田中 義庸,植木 渉,山本 達寬,太田 靖利,福田 哲也 Miki Sawano, Yoshiaki Morita, Masaru Shiotani, Yasuhiro Nagai, Yoshitsune Tanaka, Wataru Ueki,

Tatsuhiro Yamamoto, Yasutoshi Ohta, Tetsuya Fukuda

Department of Radiology, National Cerebral and Cardiovascular Center

【要旨】 The highly-accelerated 3D T2-CUBE with equivalent acquisition time to 2D-BPAS permit the clear visualization and accurate vessel measurement. This sequence provide both 3D-detailed anatomical vessel information and BPAS-like image, which is useful for diagnosis of vertebra-basilar artery disease.

【背景】我々はCUBE法にHyperSense(圧縮センシング)とHyperCUBE(局所選択高分解能撮像)を併用して2D-BPASと同等の撮像時間に短縮した 高速T2 CUBEを作成し,椎骨脳底動脈評価における画質と血管径計測に関し

て、2D-BPAS及び従来のT2 CUBEとの比較を行った.【方法】装置はGE社 製3T MRI(SIGNA Premier). ボランティアに対して高速T2 CUBE(24秒)を 冠状断で撮像し、RaySum法でBPAS類似の画像を作成した. 椎骨脳底動脈の 描出能(3段階の視覚評価)と血管径の計測に関して、2D-BPAS(18秒)及び 従来のT2 CUBE(3分)と比較した.【結果】視覚評価では、高速T2 CUBE-BPASは2D-BPASよりも有意に高く(2.81v.s.2.48), 従来のT2 CUBEとは有 意差はみられなかった(2.81v.s.2.73). 血管径計測に関しては、高速T2 CUBE は2D-BPAS, 従来のT2 CUBEとの間にそれぞれ正の相関を認めた(r=0.88, r=0.94). Bland-Altman解析では、高速T2 CUBEと2D-BPAS, 従来のT2 CUBEの平均誤差は、それぞれ0.09mm(-0.38~0.56), -0.02mm(-0.40~ 0.36)であった.【結語】高速T2 CUBEは、2D-BPASと同等の時間で、椎骨脳 底動脈の良好な描出が可能であり、血管径計測に関しても、従来法との良好な相 関が認められた.



National Cerebral and Cardiovascular Center

高速T2 CUBEからRaysum法で再構成したBPAS画像

2D-BPAS画像

# O2-046 Evaluation of carotid artery plaque by using MP2RAGE with 3D T1-weighted imaging and T1 mapping

### 頸動脈プラーク評価における MP2RAGEの有用性の検討

塩谷 優,森田 佳明,永井 康宏,植木 涉,山本 達寬,澤野 美樹,太田 靖利,村川 圭三,福田 哲也

Masaru Shiotani, Yoshiaki Morita, Yasuhiro Nagai, Wataru Ueki, Tatsuhiro Yamamoto, Miki Sawano, Yasutoshi Ohta, Keizo Murakawa, Tetsuya Fukuda

Department of Radiology, National Cerebral and Cardiovascular Center

【要旨】 For carotid artery plaque, MP2RAGE provides the equivalent T1 contrast and blackblood effect to MPRAGE. Additionally, MP2RAGE enable the direct T1 quantification of plaque. This method will be of great help to understand the various types of plaque properties and to assess the plaque vulnerability.

【背景・目的】MP2RAGEはT1コントラスト画像とT1 mappingを同時に取得できるシーケンスであるが、今回我々は頸動脈プラーク評価にお ける有用性を検討した. 【方法】頸動脈プラークを有する患者14名に対して 3TMRI装置を用いてMP2RAGE(TI=700msec,2500msec, Scan time:4:26),

いる有用性を検討した。【方法】類動脈/ワラークを有する患有14名に対して 3TMRI装置を用いてMP2RAGE(TI=700msec,2500msec,Scan time:4:26), MPRAGE(TI=850msec,Scan time:5:18), T1mapping(Dual FA VIBE法)で 撮像した。MP2RAGEとMPRAGEからプラークのコントラストとしてプラー ク/胸鎖乳突筋の信号強度比を比較し、Black blood(BB)効果の評価として血管 内腔/胸鎖乳突筋の信号強度比を比較した。またプラークのT1緩和時間に関し て、MP2RAGEとDual FA VIBEによる計測値を比較した.【結果】MPRAGEと MP2RAGEの比較では、プラークのコントラスト比は有意差を認めず,強い正の相 関を認めた。またBB効果としては、両者で有意差は認められなかった。T1緩和時 間に関して、MP2RAGE とDual FA VIBEでは強い正の相関が認められ、Bland-Altman plotでは、MP2RAGEが過大評価傾向であった。【結語】MP2RAGEは MPRAGEと同等のT1コントラストおよびBB効果でのプラーク信号評価が可能で あり、さらにT1 mappingによるプラークの定量評価への応用も期待できる。



#### O2-047 Optimal scan interval of MR angiography for patients with unruptured cerebral aneurysms 未破裂脳動脈瘤経過観察中の至適 MRA 間隔

井上 敬<sup>1</sup>, 江面 正幸<sup>2</sup>, 上之原広司<sup>2</sup>, 大友 智<sup>1</sup>, 冨永 悌二<sup>3</sup>

Takashi Inoue<sup>1</sup>, Masayuki Ezura<sup>2</sup>, Hiroshi Uenohara<sup>2</sup>, Satoru Ohtomo<sup>1</sup>, Teiji Tominaga<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Neurosurgery, Southi Miyagi Medical Center, <sup>2</sup>Department of Neurosurgery, Sendai Medical Center, <sup>3</sup>Department of Neurosurgery, Tohoku Graudate University

【要旨】 Objects of this study are to clarify the characteristics of growing unruptured cerebral aneurysms detected by serial MR angiography, and to establish the recommended follow-up interval. Frequent follow-up examination is recommended to detect aneurysm growth before rupture.

[はじめに] 未破裂脳動脈瘤の破裂率は通常年間1%前後である.しかし増大した場合にはその限りではない.経過観察する場合,破裂前に増大を確認 するための至適観察間隔を数学的に検討した.[対象・方法] 2008年1月から2021年3月まで一部は後方視的(1002例)に一部はコホート的(221 例)に観察した.MRAは1.5Tまたは3T装置を用い,3DTOF法で撮像した.計測は親動脈の径を一定にしたvolume rendering 画像上で行った.前 値の1.5倍となった症例を増大したと判断した. [結果] 30例に増大を認め,年間増大率は1.8%/人年であった.有意に女性に多かったp=0.0281). 10例は手術の同意が得られ,5例が開頭クリッピング術,5例がゴイル塞栓術となった.14例は経過観察の方針となった.経過観察中に6例が破裂し た.増大した場合の年間破裂率は18.5%/年であった.破裂率が一定と仮定すると計算上破裂前に増大を確認できる確率は、6ヶ月毎のMRAで90%, 12ヶ月毎では82%であった.破裂率が対数関数的に変化すると仮定した場合は3ヶ月毎で90.2%,6ヶ月毎で86.0%であった.[考察]動脈瘤道や は破裂の危険因子であることが確認された.発見当初は手術適応がないと判断された症例でも増大することを念頭に経過観察することが有用と考えら れた.[結語] 未破裂脳動脈瘤が増大することは決してまれではなかった.また増大した場合の破裂率は低くなく、手術適応を考慮すべきと思われた. 90%の確率で破裂前に増大を確認するためには、最初は3ヶ月毎,その後は6ヶ月毎の検査が望ましいと考えられた.

# O2-048 Validation of vascular bed location for carbon dioxide reactivity using superparamagnetic contrast agents 超常磁性造影剤を用いた二酸化炭素反応性に寄与する血管径の検討

中村 和浩,木下 俊文

Kazuhiro Nakamura, Toshibumi Kinoshita

Research Institute for Brain and Blood Vessels Akita

【要旨】 To investigate the vascular bed location for the CO2 reactivity, SE and GE image with ultrasmall superparamagnetic iron oxide nanoparticle (USPIO) contrast agents was used. The results suggested it should be mainly located around 15  $\mu$ m vessels in diameter.

[Purpose] Typical imaging techniques for the diagnosis of vasodilatation is not easy to identify the location of vascular bed. Using USPIO contrast agents with long half-line in blood pool, CBV quantification technique was already developed. Spin-echo (SE) image is sensitive to the relatively small diameter of the vessels and gradient echo (GE) image reveal total CBV. Comparing both SE and GE image, we could evaluate the vascular bed location of CO2 reactivity in the brain tissue.

[Methods] Five male Sprague-Dawley rats were prepared. Before and after administrating the 0.3ml of USPIO (Molday ION, Bio PAL Inc, Fe 10mg/ml), GE and SE images were acquired. Three different concentration of CO2 inhalation was prepared. The average value of the pixel values of the region of interest was evaluated.

[Results & Discussion] The partial pressure of CO2 in the artery was 90.1  $\pm$  7.3 mmHg under 0.6% inhalation. It indicates enough inhalation of CO2 concentration. R2 change with partial pressure of CO2 was well correlated even though the R2\* and R2\*/R2 showed inconsistent tendency. From the R2 change, the vascular bed of CO2 reactivity should be mainly located around 15  $\mu$ m vessels in diameter. The results were consistent with previously published paper. Inconsistent tendency in R2\* and R2\*/R2 may indicate the results reflect the signal from the large veins. CO2 reactivity is only related to the artery not vein. Therefore, VSI might not indicate the vessel size in CO2 inhalation experiment.

#### 02-049 Comparison of viscoelasticity measurement results by MRE and rheometer for phantoms with different loss tangents

損失正接が異なるファントムを対象としたMREとレオメータによる粘弾性測定結果の比較

幹生<sup>1,2</sup>, 岸本 理和<sup>3</sup>, 小畠 隆行<sup>3</sup> 黒川 要1 菅

Kaname Kurokawa<sup>1</sup>, Mikio Suga<sup>1,2</sup>, Riwa Kishimoto<sup>3</sup>, Takayuki Obata<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Graduate School of Science and Engineering, Chiba University, <sup>2</sup>Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University, <sup>3</sup>National Institute of Radiological Sciences, QST

【要旨】 The aim of this study is to investigate the effect of frequency by measuring the shear wave speed (SWS) of three phantoms with different loss tangents using MRE and rheometer. The SWS of the tissue with high loss tangent was thought to be different between MRE and SWE using different frequencies.

【背景・目的】生体軟組織の粘弾性を定量的に測定する非侵襲的な手法としてmagnetic resonance elastography (MRE)と超音波を用いる shear wave elastography (SWE) があるが、両手法による粘弾性率や剪断波速度 (SWS) 測定値には差があることが知られている.本研究ではMREとSWE の測定値に差が生じる原因を貯蔵弾性率 (G') に対する損失弾性率 (G') の比である損失正接 (tan8) が異なるファントムをMREとレオメータによる測定 結果より推測することを目的とした. 【方法】レオメータによる測定周波数20 Hz でのG'とG" がそれぞれ1.0と0.3 kPa (tanδ=0.3), 1.1と0.1 kPa 福本より推測することを目的とした。(万法) レオメータによる剤た周波数20 H2 でのG とぼ がそれてれた1.0 と 0.5 KFa (talho-0.5), L1 2 0.1 KFa を,MREとSWEで異なる周波数(それぞれ約60 Hzと100 Hz ~ 400 Hz)で測定していることが原因と考えられる.

#### O2-050 Appropriate vibration pad conditions for MR Elastography MR Elastography における適切な加振パッドの条件

山口 璃己<sup>1</sup>, 沼野 智一<sup>1.2</sup>, 伊東 大輝<sup>1.3</sup>, 波部 哲史<sup>1.3</sup>, 坂田 大喜<sup>1</sup>, 竹田 賢吾<sup>1</sup>, 長田 海豊<sup>1</sup>, 金井 翠里<sup>1</sup>, 水原 和行<sup>4</sup> Riki Yamaguchi<sup>1</sup>, Tomokazu Numano<sup>1,2</sup>, Daiki Ito<sup>1,3</sup>, Tetsushi Habe<sup>1,3</sup>, Hiroki Sakata<sup>1</sup>, Kengo Takeda<sup>1</sup>, Kaito Osada<sup>1</sup>, Midori Kanai<sup>1</sup>, Kazuyuki Mizuhara<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Dept. of Radiological Science, Graduate School of Human Health Science, Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST), <sup>3</sup>Office of Radiation Technology, Keio University Hospital, <sup>4</sup>Dept. of Mechanical Engineering, TOKYO DENKI UNIVERSITY

【要旨】 Magnetic resonance elastography uses a vibration pad to transmit vibration to objects. Therefore, the vibration strength (VS) must be high. We focused on the relationship between the vibration pad structure and VS, and found the conditions that could make an optimal vibration pad.

[目的] Magnetic Resonance Elastography (MRE) は, 音圧式の加振パッドを利用し, 音圧による振動を与えながら撮像を行い, 対象内伝播波を可視化した画像から弾性率画像を作成する. そのため, 深部組織に伝播波を伝えるためには, 高い振動強度 (Vibration Strength: VS) が必要になる. MRE で一般的に利用される音圧式加振パッドは聴診器のような構造で, 音圧発生源から出力した音圧がホースを伝わり加振パッドを振動させる. 我々が開発する加振パッドも聴診器の膜面に相当する振動面と, チェストピースに相当する本体で構成されている. 振動面の面積 (Surface Area:S<sub>A</sub>) は, 振動を加える部位に

バットも聴き話の原面に相当する振動面と、デュストビースに相当する事件で構成されている。振動面の面積(Sufface Area.S.)は、振動を加える部位に よってある程度決定される.本研究では、S<sub>A</sub>が決定されたとき、最も高いVSを得るための本体内部体積(Internal Volume:I<sub>V</sub>)を検証した. **[方法]**撮像対象はアクリルアミド製のJSMRM-MRE Phantomとした.まず、加振パッドを20種類作成した.S<sub>A</sub>を4系統(直径,20,60,90,150 mm) 用意し、それぞれのS<sub>A</sub>においてリング状のパーツを重ねることでI<sub>V</sub>を変動させた.各S<sub>A</sub>において、最も高いVSをもつ加振パッドを1つずつ選び、縦軸を I<sub>V</sub>、横軸を4系統のS<sub>A</sub>として、それぞれのS<sub>A</sub>に対するI<sub>V</sub>をプロットした.VSは、WI上で伝播波に反射、回析などが生じていない部分の伝播波形状プロ ファイルをとり、フーリエ解析することで評価した.

[結果・考察]4系統の $S_A$ (横軸)を昇順に並べたとき、それぞれの $S_A$ に対する $I_V(縦軸)$ も昇順となり,得られた4種類のプロットはほぼ同一直線状に並んだ.つまり,最も高いVSを得るための $S_A$ と $I_V$ の比率は, $S_A$ の大きさに関わらずほぽ一定となった.このことから,撮像部位によって加振パッドの $S_A$ がある程度決定された場合,本研究で得られた結果をもとに、その部位に最も高いVSを加えるための $I_V$ を決定できる可能性がある.

#### O2-051 The Influence of Vibration Phase Offsets and MR Phase Shift on MR Elastography MR Elastography における振動位相分割数とMR 位相シフトの影響

坂田 大喜<sup>1</sup>, 沼野 智一<sup>1,2</sup>, 伊東 大輝<sup>1,3</sup>, 波部 哲史<sup>1,3</sup>, 竹田 賢吾<sup>1</sup>, 山口 璃己<sup>1</sup>, 長田 海豊<sup>1</sup>, 金井 翠里<sup>1</sup> Hiroki Sakata<sup>1</sup>, Tomokazu Numano<sup>1,2</sup>, Daiki Ito<sup>1,3</sup>, Tetsushi Habe<sup>1,3</sup>, Kengo Takeda<sup>1</sup>, Riki Yamaguchi<sup>1</sup>, Kaito Osada<sup>1</sup>, Midori Kanai<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Science, Graduate School of Human Health Science, Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST), <sup>3</sup>Office of Radiation Technology, Keio University Hospital

【要旨】MR elastography (MRE) enables to evaluate stiffness of tissues by measuring propagation wavelength. "Vibration Phase Offsets" and "MR Phase Shift" may affect the accuracy of measuring propagation wavelength. We investigated the influence of those two factors on different MRE systems.

[目的]MR Elastographyとは対象内部を伝播する伝播波をMR位相画像に可視化し、そこから局所波長を読み取り弾性率画像(Elastogram)を算出する 技術を指す. 伝播波はMR位相画像にMR位相シフトとして畳み込まれ,MR位相シフトが大きくなると伝播波の画像コントラストが増強する. これによ り局所波長の読み取りが容易になり,算出するElastogramの正確性が向上する. MR位相シフトはMotion Encoding Gradient (MEG)の印加強度・回 数と伝播波の振幅で増減する.局所波長の読み取り精度が向上する要因として,振動位相分割数も想定されるが,異なるMR位相シフトでの振動位相分割 数の検証は十分でなかった.そこで今回我々はJSMRM-MREファントムとvolunteerの大腰筋を対象に,振動位相分割数が増減した場合の局所波長読み 取り精度を,異なるMR位相シフトと2種類のMREシーケンスで検証したので報告する.

[方法] 2種類のMREシーケンスは,読み取り傾斜磁場がMEGと同様の効果を担うMultiEcho-GRE-MREとMEGを組み込んだ商用MREシーケンスの [力法] 2 種類の MKE シーケンスは, 読み取り 傾斜磁場が MEGと同種の効果を担う MultiEcho-GRE-MEE と MEG を組み込んだ商用 MRE シーケンスの SE-EPI-MREである. MR 位相シフトの増減は, MultiEcho-GRE-MRE では読み取り傾斜磁場の繰り返し回数で行い, SE-EPI-MRE では伝播波の振幅 で行った. 振動位相分割数は, ファントムでは4~60, 大腰筋では4~24 で変化させた. 最大振動位相分割数で得られた Elastogram を最も読み取り精度 の高い画像(基準画像)と仮定し, 各振動位相分割数で得られた Elastogram と基準画像の差異から, 各分割数の読み取り精度を比較した. [結果] MR 位相シフトが小さい条件下(少ない MEG の印加回数や小さい振動振幅)では振動位相分割数の増加による効果が大きかった. 特に, 少ない振動 位相分割からの分割数増加ではその効果が顕著になった. 小さい MR 位相シフトは伝播波の画像コントラストを低下させるので, 波長読み取り精度が低下 する. 振動位相分割数の増加は波長読み取りのサンプル数を増やすことになるので, 正確な波長読み取りを補償した可能性がある.

#### O2-052 A novel technique for MR elastography : Minimize Mre acquisition with Invert phase image Contrast(MiMIC)

### MR Elastographyにおける新たな撮像回数削減法(MiMIC)

竹田 賢吾<sup>1</sup>, 沼野 智一<sup>1,2</sup>, 伊東 大輝<sup>1,3</sup>, 波部 哲史<sup>1,3</sup>, 山口 璃己<sup>1</sup>, 坂田 大喜<sup>1</sup>, 金井 翠里<sup>1</sup>, 長田 海豊<sup>1</sup>

Kengo Takeda<sup>1</sup>, Tomokazu Numano<sup>1,2</sup>, Daiki Ito<sup>1,3</sup>, Tetsushi Habe<sup>1,3</sup>, Riki Yamaguchi<sup>1</sup>, Hiroki Sakata<sup>1</sup>, Midori Kanai<sup>1</sup>, Kaito Osada<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Science, Graduate School of Human Health Science, Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST), <sup>3</sup>Office of Radiation Technology, Keio University Hospital

【要旨】 A common MR elastography (MRE) need 4 vibration phase offset images by using 4 times MR phase imaging. MRE subjects experience discomfort due to 4 times vibrations. To reduce the discomfort of the MRE subject, we developed a novel technique (MiMIC) which reduce the number of MRE acquisition.

[目的]MR Elastography(MRE)では,外部から振動を加えながら撮像することで対象物内の伝播波をMR位相画像上で可視化し(Wave Image:WI),WI から伝播波を読み出すことで硬さの分布を画像化する(Elastogram). 一般的なMREでは伝播波波長の読み出し精度を向上させるため,外部振動の振動 位相を変化させた4回撮像(振動位相0:1回目, $\pi$ /2:2回目, $\pi$ :3回目, $3\pi$ /2:4回目)が行われる(4回加振).そのため,MRE被験者は外部振動による不快感を 経験する.本研究では,被験者への不快感軽減のため,加振回数2回の新たな撮像法(MiMIC)を開発した. [方法]WI上の逆位相(例えば"0と $\pi$ ", " $\pi$ /2と $3\pi$ /2")は,可視化される伝播波の"山と谷"のコントラストが反転している. MiMICでは,まず2回(振動 位相0:1回目, $\pi$ /2:2回目)の加振を行い,取得したWI(振動位相0と $\pi$ /2)のコントラストを反転させることで,疑似WI(振動位相 $\pi$ と $3\pi$ /2)を追加す る.これにより,2回加振で疑似的に4回加振でのElastogramが取得可能となる. 撮像対象は単純な円柱形構造体を内包するファントムとした. 我々 が使用しているGRE-MultiEcho-MREは一度の撮像で振動感度が異なる数種類のElastogramを取得できる.そこで1stEchoから5thEchoまでの Elastogramにおいて,MiMICと4回加振の類似度を二次元相関係数( $\gamma$ )により評価した.さらに,既製のMREシステム(SE-EPI-MRE)で肝臓 MREを実 施し,MiMICを適用した.

[結果] GRF-MultiEcho-MREでは,全EchoのElastogramにおいて,γが1に近い値(0.98~0.99)となった.また肝臓MREでも同様の結果(γ:0.94)と なった.そのため,MiMICで4回加振に酷似したElastogramを取得可能であることが示唆された.既製のMREシステム(SE-EPI-MRE)では一般的に 24秒程度の撮像・加振が実施されるが,MiMICを適用した場合には12秒となる.そのため,外部振動によるMRE被験者の不快感を大幅に軽減できる.

#### O2-053 Mechanism of the MR magnitude image MR elastography MR強度画像を利用する新しいMR Elastography技術のからくり

沼野 智一<sup>1</sup>, 伊東 大輝<sup>1,3</sup>, 波部 哲史<sup>1,3</sup>, 坂田 大喜<sup>1</sup>, 山口 璃己<sup>1</sup>, 竹田 賢吾<sup>1</sup>, 金井 翠里<sup>1</sup>, 長田 海豊<sup>1</sup>, 鷲尾 利克<sup>2</sup>, 水原 和行4

Tomokazu Numano<sup>1</sup>, Daiki Ito<sup>1,3</sup>, Tetsushi Habe<sup>1,3</sup>, Hiroki Sakata<sup>1</sup>, Riki Yamaguchi<sup>1</sup>, Kengo Takeda<sup>1</sup>, Midori Kanai<sup>1</sup>, Kaito Osada<sup>1</sup>, Toshikatsu Washio<sup>2</sup>, Kazuyuki Mizuhara<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Science, Graduate School of Human Health Science, Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST), <sup>3</sup>Office of Radiation Technology, Keio University Hospital, <sup>4</sup>Department of Mechanical Engineering, TOKYO DENKI UNIVERSITY

【要旨】In this work, we investigated a new MRE technique for imaging a propagating shear waves into MR magnitude image (MI-MRE). The visualized phase of shear waves in the MI-MRE and a common MRE were different. We suspect that the physical phenomena observed in the MI-MRE and a common MRE are different.

(目的)一般的なMR Elastography(MRE)では撮像対象に一定振動強度の外部振動(定常振動)を加えることで、対象内部を伝播する伝播波をMR位相 画像に可視化する.我々はMR強度画像に伝播波を可視化する知識しい手法Magnitude Image MRE (MI-MRE)を研究している.通常の定常振動に対し て、MI-MREではk空間の直流成分を取得するタイミングに合わせて「限定的振動」を加える.これまでの研究でMI-MREには再現性と規則性を確認し たが「からくり」は理解できていない、そこで、今回我々は一般的MREでMR位相画像に可視化される伝播波とMI-MREには再現性と規則性を確認し る伝播波の波長と位相を比較検討したので報告する.
(方法)一般的MRE およびMI-MREはマルチエコー型グラディエントエコー法(MulutiEcho-GRE-MRE)で実施した、MultiEcho-GRE-MREでは読み取り傾斜磁場が motion encoding gradient と同様な効果をもたらす、振動方法は一般的MREでは定常振動,MI-MREでは限定的振動とした、限定的 振動とは、k空間の直流成分を取得するタイミングに振動強度が最大となるように振動強度を増加させ、その変化率を維持して減少させる.この限定的振動は自作した加振システムが,MRI撮像に同期して,正確にコントロールする、対象はアクリルアミド製JSMRM-MREファントムとし、振動周波数は50, 100,150 Hzとした

100, 150 Hzとした

100,150 Hz とした。 【結果】 一般的MREとMI-MREに可視化された伝播波の波長には大きな違いがみられなかった。これは両者の弾性率画像に大きな違いが無いことを意味する。一方,伝播波の位相は異なっており,両者の位相差はおよそ90度であった。一般的MREでは伝播波によって生じる微小変位がMR位相画像に MR位相シフトとして畳み込まれるが,MI-MREは微小変位とは異なる物理量をMR強度画像に写し込んでいる可能性が高い。MI-MREでは撮像中の振 動強度を変化させているので,振動強度(微小変位)の時間変化を一種のモーションアーチファクトとして捉えていると考える.

#### 02-054 Synthetic MRI for primary prostate cancer evaluation: diagnostic potential of a non-contrastenhanced biparametric approach

#### Synthetic MRIを用いた前立腺癌診断における非造影定量解析の検討

有田 祐起<sup>1</sup>, 奥田 茂男<sup>1</sup>, 秋田 大宇<sup>1</sup>, 岡村 春香<sup>1</sup>, 清水 裕介<sup>1</sup>, 上田 亮<sup>2</sup>, 橋本 正弘<sup>1</sup>, 小坂 威雄<sup>3</sup>, 曽我 茂義<sup>1</sup>, 藤原 広和<sup>1</sup>, 大家 基嗣<sup>3</sup>, 陣崎 雅弘<sup>1</sup>

Yuki Arita<sup>1</sup>, Shigeo Okuda<sup>1</sup>, Hirotaka Akita<sup>1</sup>, Haruka Okamura<sup>1</sup>, Yusuke Shimizu<sup>1</sup>, Ryo Ueda<sup>2</sup>, Masahiro Hashimoto<sup>1</sup>, Takeo Kosaka<sup>3</sup>, Shigeyoshi Soga<sup>1</sup>, Hirokazu Fujiwara<sup>1</sup>, Mototsugu Oya<sup>3</sup>, Masahiro Jinzaki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Keio University School of Medicine, <sup>2</sup>Office of Radiation Technology, Keio University Hospital,

<sup>3</sup>Department of Urology, Keio University School of Medicine

【要旨】We investigated the utility of synthetic MRI for biparametric MRI evaluation of primary prostate cancer. Biparametric MRI with synthetic MRI-derived relaxometry maps possesses great potential to replace conventional multiparametric MRI as a contrast-agent-free diagnostic method.

Purpose: To ascertain the utility of synthetic MRI for the biparametric (bp) MRI evaluation of primary prostate cancer (PCa). Methods: We prospectively enrolled 105 patients with suspected PCa who underwent multiparametric and synthetic MRI before prostate

biopsy. Six radiologists assessed the diagnostic performance of the following datasets for clinically significant (cs) PCa (grade group >1 as per PI-RADS v2.1): conventional bpMRI [axial DWI (b-value=2,000 s/mm<sup>2</sup>) + conventional axial T2WI] and synthetic bpMRI [axial DWI (b-value=2,000 s/mm<sup>2</sup>) + synthetic T2WI]. Furthermore, the diagnostic performance of the relaxometry map obtained from synthetic MRI (T1, T2, and PD) was compared to the DCE-MRI PI-RADS score. Radical prostatectomy or systemic biopsy was used as reference standard. Results: A total of 408 lesions (88 csPCas + 14 non-csPCas + 306 non-cancerous lesions) from 102 patients were eligible for analysis.

The sensitivity/specificity of conventional bpMRI (80.7-87.5/81.3-89.1) did not differ significantly from those of synthetic bpMRI (77.3-85.2/80.0-87.2) for the 6 radiologists (p=0.35/0.24, respectively). Moreover, no significant difference was observed between the sensitivity/ specificity of relaxometry map (84.0-88.0/75.4-78.0) and DCE-MRI PI-RADS scores (72.0-80.0/85.2-86.0; p=0.32/0.16, respectively). Conclusions: Synthetic bpMRI demonstrated a high diagnostic performance for primary PCa evaluation, comparable to that of conventional bpMRI. The diagnostic performance of synthetic MRI relaxometry map was similar to that of the DCE-MRI PI-RADS scores for csPCa.

# O2-055 Clinical impact of accelerated three-dimensional T2-weighted turbo spin-echo imaging with compressed SENSE in prostate MRI

前立腺MRIにおける圧縮SENSE併用3D-TSE T2強調像の臨床に与える影響

木戸 歩<sup>1</sup>,玉田 勉<sup>1</sup>,上田 優<sup>2</sup>,山本 亮<sup>1</sup>

Ayumu Kido<sup>1</sup>, Tsutomu Tamada<sup>1</sup>, Yu Ueda<sup>2</sup>, Akira Yamamoto<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Kawasaki Medical School Department of diagnostic Radiology, <sup>2</sup>Philips Japan

【要旨】We compared the image quality and PC detection ability between 3D-VRFA-TSE and 3D-VRFA-TSE with C-SENSE. In the clinical setting, 3D-VRFA-TSE with C-SENSE could be an alternative to standard 3D-VRFA-TSE in patients with suspected PC.

PURPOSE: The aim of this study was to compare the image quality and PC detection ability between three dimensional T2-weighted turbo spin-echo with tissue-specific variable refocusing flip angle (3D-VRFA-TSE) and 3D-VRFA-TSE with C-SENSE (Compressed Sensitivity Encoding). MATERIALS and METHODS: A total of 55 patients with elevated PSA levels underwent mpMRI at 3-T including axial 3D-VRFA-TSE (5min 48 sec) and 3D-VRFA-TSE with C-SENSE (3 min 30 sec). In qualitative analysis, contrast of transitional zone and peripheral zone (CTP), clarity of prostatic capsule (CAP), blurring (B), overall image quality (OIQ), and contrast of tumor and normal tissue (CTN) were assessed by 4-point Likert scales, and in quantitative analysis, signal-to-noise ratio (SNR), and contrast-to-noise ratio (CNR) were measured. Qualitative and quantitative indices were compared between 3D-VRFA-TSE and 3D-VRFA-TSE with C-SENSE. The Wilcoxon signed rank test was used for statistical analysis. RESULTS: All qualitative indices (CTP, CAP, B, OIQ, CTN) were comparable between both sequences (all p > 0.05), whereas SNR and CNR in 3D-VRFA-TSE were significantly higher than those of 3D-VRFA-TSE with C-SENSE (23.88 ± 9.95 vs. 20.17 ± 6.92, p < 0.001, and 19.23 ± 11.10 vs. 16.12 ± 7.63, p = 0.015). CONCLUSION: In the clinical setting, 3D-VRFA-TSE with C-SENSE could be an alternative to standard 3D-VRFA-TSE with suspected PC.

# O2-056 Comparison of Capability for Distinguishing Malignant from Benign Prostatic Areas among CEST, DWI, PI-RADS and Combined Discriminators 前立腺癌検出における CEST, DWI, PI-RADS および併用画像評価の有用性に関する検討

植田 高弘<sup>1</sup>, 大野 良治<sup>1,2</sup>, 山本 香織<sup>3</sup>, 油井 正夫<sup>3</sup>, 池戸 雅人<sup>3</sup>, 岩瀬 秋吉<sup>4</sup>, 福場 崇<sup>4</sup>, 花松 智武<sup>1</sup>, 小濱 祐樹<sup>1</sup>, 池田 裕隆<sup>1</sup>, 村山 和宏<sup>1</sup>, 片田 和広<sup>2</sup>, 小林 茂樹<sup>5</sup>, 外山 宏<sup>1</sup>

Takahiro Ueda<sup>1</sup>, Yoshiharu Ohno<sup>1,2</sup>, Kaori Yamamoto<sup>3</sup>, Masao Yui<sup>3</sup>, Masato Ikedo<sup>3</sup>, Akiyoshi Iwase<sup>4</sup>, Takashi Fukuba<sup>4</sup>, Satomu Hanamatsu<sup>1</sup>, Yuki Obama<sup>1</sup>, Hirotaka Ikeda<sup>1</sup>, Kazuhiro Murayama<sup>1</sup>, Kazuhiro Katada<sup>2</sup>, Shigeki Kobayashi<sup>5</sup>, Hiroshi Toyama<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Fujita Health University School of Medicine, <sup>2</sup>Joint Research Laboratory of Advanced Medical Imaging, Fujita Health University School of Medicine, <sup>3</sup>Canon Medical Systems Corporation, <sup>4</sup>Department of Radiology, Fujita Health University Hospital, <sup>5</sup>Faculty of Radiological Technology, Fujita Health University, School of Medical Sciences

【要旨】When compared distinguishing capability for prostatic cancer among CEST, DWIs with b values at 1000 and 3000 s/mm<sup>2</sup>, and combined discriminators, CEST is considered as valuable as DWI with 3000 s/mm<sup>2</sup> and would be better to be combined with DWI at b value as 3000 s/mm<sup>2</sup> for improving accuracy.

PURPOSE: To compare the capability for distinguishing malignant from benign areas among CEST, DWIs at standard and super high b values and combined quantitative discriminator in suspected prostatic cancer patients. MATERIALS AND METHODS: 60 suspected prostatic cancer patients underwent T2WI, DWIs at b value as 1500 (DWI<sub>1500</sub>) and 3000 (DWI<sub>3000</sub>) s/mm<sup>2</sup>, CEST and dynamic CE-T1WI, surgical resection and pathological examinations. According to the pathological results, 56 areas were determined as malignant, and 56 out of 664 areas were computationally selected as benign. Then, magnetization transfer ratio asymmetry (MTR<sub>asy</sub>) at 3.5 ppm, ADCs from DWI<sub>1500</sub> (ADC<sub>1500</sub>) and DWI<sub>3000</sub> (ADC<sub>3000</sub>) in each area were determined. Multivariate regression analyses were performed to investigate the discriminating factors. Then, diagnostic performance was compared among all methods by ROC analysis. Finally, sensitivity, specificity and accuracy were compared among all methods by McNemar's test. RESULTS: Multivariate regression analyses identified MTR<sub>asy</sub> (Odds ratio [OR]: 1.01, p=0.007) and ADC<sub>3000</sub> (OR: 0.00003, p<0.0001) as significant for combined quantitative discriminators. Area under the curves (AUC) and accuracy of combined quantitative predictors were significantly better than those of each quantitative index (p<0.05). CONCLUSION: CEST is considered as valuable as DWI with 3000 s/mm<sup>2</sup> and would be better to be combined with DWI<sub>3000</sub> for distinguishing malignant from benign areas in this setting.

# O2-057 Comparison of single-shot EPI DWI, multi-shot EPI DWI, and single-shot EPI DWI using Compressed SENSE framework in prostate 前立腺 MRIにおける3つの異なるデータ取得方法を用いた拡散強調像の比較検討

木戸 歩<sup>1</sup>,玉田 勉<sup>1</sup>,上田 優<sup>2</sup>,米山 正巳<sup>2</sup>,山本 亮

Ayumu Kido<sup>1</sup>, Tsutomu Tamada<sup>1</sup>, Yu Ueda<sup>2</sup>, Masami Yoneyama<sup>2</sup>, Neelavalli Jaladhar<sup>3</sup>, Akira Yamamoto<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Kawasaki Medical School Department of diagnostic Radiology, <sup>2</sup>Philips Japan, <sup>3</sup>Philips India

【要旨】 sshEPI DWI, IRIS, and sshEPI DWI using C-SENSE were compared under the same scan time. sshEPI DWI has comparable diagnostic performance of PC equivalent to sshEPI DWI using C-SENSE and IRIS, whereas sshEPI DWI using C-SENSE and IRIS improve the image distortion and blurring compared to sshEPI DWI.

PURPOSE: To compare single-shot EPI (sshEPI) DWI, multi-shot EPI (msh-EPI) DWI called IRIS and sshEPI DWI using C-SENSE under the same scan time to investigate clinical feasibility of IRIS and sshEPI DWI using C-SENSE for prostate cancer (PC).METHODS: A total of 19 patients underwent multiparametric MRI at 3T system. Anatomical distortion (AD), lesion conspicuity score (LCS), and prostate edge clarity (PEC) based on 4-point Likert scales and SNR, CNR, lesion and normal peripheral zone (PZ) apparent diffusion coefficient (ADCmean) between three acquisition methods were compared with Friedman and Wilcoxon signed rank tests.RESULTS: There was significant difference among three acquisition methods for AD and PEC (P<0.005, both). AD in IRIS was significantly higher than that of sshEPI DWI ( $3.26 \pm 0.65$  vs.  $2.84 \pm 0.60$ , P = 0.011). PEC in IRIS was significantly higher than those of sshEPI DWI and sshEPI DWI using C-SENSE ( $3.58 \pm 0.50$  vs.  $2.42 \pm 0.51$ , P<0.001 and  $3.58 \pm 0.50$  vs.  $2.63 \pm 0.50$ , P<0.001). However, SNR and CNR in sshEPI DWI was significantly higher than those of IRIS and sshEPI DWI using C-SENSE (P=0.010 to <0.001 and P=0.018 to 0.001, respectively). LCS was comparable among three groups (P=0.368). On the other hand, in sshEPI DWI, IRIS and sshEPI DWI using C-SENSE, lesion ADCmean was significantly lower than normal ADCmean (P<0.001, respectively). CONCLUSION: sshEPI DWI has comparable diagnostic performance of PC equivalent to sshEPI DWI using C-SENSE and IRIS, whereas IRIS improve the image distortion and image blurring compared to sshEPI DWI and sshEPI DWI using C-SENSE.

## O2-058 Synthetic short TR DWI in prostate

前立腺における synthetic short TR DWIの検討

上田 優<sup>1</sup>,玉田 勉<sup>2</sup>,小原 真<sup>1</sup>,荻野 徹男<sup>1</sup>,石川 大介<sup>3</sup>,佐内 弘恭<sup>2</sup>,吉田 耕治<sup>2</sup>,木戸 歩<sup>2</sup>,兵頭 朋子<sup>4</sup>, 石井 一成<sup>4</sup>,米山 正己<sup>1</sup>,マルク バンカウテレン<sup>5</sup>

Yu Ueda<sup>1</sup>, Tsutomu Tamada<sup>2</sup>, Makoto Obara<sup>1</sup>, Tetsuo Ogino<sup>1</sup>, Daisuke Ishikawa<sup>3</sup>, Hiroyasu Sanai<sup>2</sup>, Koji Yoshida<sup>2</sup>, Ayumu Kido<sup>2</sup>, Tomoko Hyodo<sup>4</sup>, Kazunari Ishii<sup>4</sup>, Masami Yoneyama<sup>1</sup>, Marc Van Cauteren<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Philips Japan, Ltd., <sup>2</sup>Department of Radiology, Kawasaki Medical School, <sup>3</sup>Radiology Center, Kindai University Hospital,

<sup>4</sup>Department of Radiology, Kindai University, <sup>5</sup>Philips Healthcare, Asia Pacific

【要旨】 The usefulness of short TR DWI in prostate has been reported. However, care should be taken when setting short TR. It would be beneficial to generate an additional DWI with shorter TR. The synthetic DWI from DWIs with two TRs tended to show better contrast compared to the conventional DWI.

Purpose: Recently, it has been suggested that short TR (of 1850ms) DWI in prostate has the potential to replace conventional (long TR) DWI. DWI with shorter TR of less than 1850ms enables to improve contrast further, however it suffers from reduced SNR, which results in decreased accuracy of ADC. We explored the possibility of generating an additional DWI with shorter TR based on DWIs with two TRs. We refer to this as synthetic DWI (synDWI). The goal is to investigate clinical feasibility of synDWI for prostate cancer (PC). Methods: Three patients underwent mp-MRI on an Ingenia Elition 3.0T (Philips Healthcare, Best, The Netherlands). DWI was scanned with TR of 6000 and 2000ms in one single scan. synDWI at b = 1000 s/mm<sup>2</sup> with TR of 500, 1000, 2000, and 4000ms from DWIs with two TRs were generated, and contrast ratio (CR) in synDWI with each TR were compared. Moreover, CR and visual scoring were compared between synDWI with TR of 1000ms and DWI with TR of 6000ms. Results: CR in synDWI tended to show higher value in shorter TR. synDWI with shorter TR provided better contrast compared to DWI with long TR. CR in synDWI with TR of 1000ms was higher than that of DWI with TR of 6000ms. Visual scoring in synDWI with TR of 1000ms was equal to or greater than that of DWI with TR of 6000ms. These results indicated that shorter TR had improved clinical value, probably thanks to shorter T1 in PC than normal prostate. Conclusion: Our preliminary results show that synDWI with shorter TR of 1000ms. These dotter contrast compared to DWI with shorter TR of 6000ms.

# O2-059 Model-based deep learning reconstruction using folded image training strategy (FITS) for abdominal 3D T1-weighted images

折りたたみ学習法を用いたモデルベース深層学習再構成による腹部3DT1強調像

舟山 慧<sup>1</sup>,本杉宇太郎<sup>2</sup>,市川新太郎<sup>3</sup>,森阪 裕之<sup>1</sup>,大宮 慶惠<sup>1</sup>,大西 洋<sup>1</sup>

Satoshi Funayama<sup>1</sup>, Utaroh Motosugi<sup>2</sup>, Shintaro Ichikawa<sup>3</sup>, Hiroyuki Morisaka<sup>1</sup>, Yoshie Omiya<sup>1</sup>, Hiroshi Onishi<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, University of Yamanashi, <sup>2</sup>Department of Radiology, Kofu-Kyoritsu Hospital, <sup>3</sup>Department of Radiology, Hamamatsu University School of Medicine

【要旨】 Memory consumption during network training is an issue of deep learning reconstruction. We propose folded image training strategy (FITS) to improve this and showed that FITS improves reconstruction performance without increasing memory demand.

Purpose: To evaluate the feasibility of folded image training strategy (FITS) and the clinical image quality of images reconstructed using the proposed improved model-based deep learning network trained with FITS (FITS-iMoDL) on abdominal magnetic resonance imaging. Methods: This retrospective study included 122 clinical cases of 3D T1-weighted imaging on upper abdominal examinations. The network training was performed with a training set (n=40) and tested with the other cases (n=77). During network training, FITS was applied to reduce memory consumption of the proposed network doubled in network iterations. Signal-to-noise ratio (SNR) and image contrast were measured on the reference, FITS-iMoDL, and compressed sensing (CS) reconstruction images. Three independent radiologists evaluated the image quality of FITS-iMoDL and CS images using a 5-point scale in terms of liver edge, depiction of hepatic vessels, depiction of pancreas, lesion conspicuity, noise, aliasing and motion artifact, blurring, and overall quality. The mean opinion score (MOS) was calculated for each case.

Results: The proposed network was successfully trained under memory consumption less than conventional network. The SNR of FITS-iMoDL was significantly higher than that of the reference and CS (p<0.0001). Image contrast was equivalent within an equivalence margin of 10% among these three image sets (p<0.0001). MOS was significantly improved in FITS-iMoDL (p<0.001), except for hepatic vessels (p=0.42).

Conclusion: Proposed method, FITS-iMoDL, was useful for the reconstruction of 3D T1-weighted imaging.

#### 

寶珠山 裕<sup>1</sup>, 篠田 健輔<sup>1</sup>

Yutaka Hoshiyama<sup>1</sup>, Hong Yang<sup>2</sup>, Chunqi Wang<sup>2</sup>, Zhen Zhou<sup>2</sup>, Kensuke Shinoda<sup>1</sup>

<sup>1</sup>MRI Systems Division, Canon Medical Systems Corporation, <sup>2</sup>Research & Development Center, Canon Medical Systems (China) Co., Ltd

【要旨】 We propose a machine learning based method to detect several imaging planes of a liver to assist MRCP slice positioning automatically. The proposed method can be considered as comparable to manual target plane setting.

#### <Introduction>

In the MRI examination, the automatic slice positioning function is useful to scan target planes independent of operator skill and to reduce the burden on the operator. In this study, we developed the function using Hough Forest to detect several imaging planes of a liver. In this method, the target planes of MRCP 3D and MRCP 2D are detected.

This study was approved by our institutional review board and the informed consent was obtained from all volunteers. For test data sets, 12 healthy volunteers of image data sets were acquired on 3T MRI scanner (Canon Medical Systems Corporation). Two radiologic technologists manually set the target planes as a ground truth. The center position and angle errors between the ground truth and the planes detected by our proposed method were measured. Then, we compared the minimum errors to inter-observer errors. A paired T test on the mean of the errors and a F test on the variance were performed. <<Results>

The center position error of our proposed method was MRCP (3D-RL/-AP/-HF, 2D-RL/-AP/-HF)=( $3.87 \pm 3.22/2.71 \pm 2.15/8.59 \pm 8.27$ ,  $3.16 \pm 3.03/1.00 \pm 1.08/6.40 \pm 6.46$ ) [mm] while the inter-observer error was ( $2.55 \pm 1.92/4.51 \pm 3.10/9.06 \pm 6.67$ ,  $8.52 \pm 7.70/4.88 \pm 5.26/12.91 \pm 8.75$ ) [mm], respectively. The angle error of our proposed method was (MRCP 2D)=( $3.96 \pm 2.92$ ) [degree] while the inter-observer error was ( $10.38 \pm 3.77$ ) [degree]. <Conclusion>

Our proposed method was equivalent to manual except for MRCP 3D RL. Although the method has an inferior part, we consider it's not an absolute big difference since the error difference was about 1 mm.

# O2-061 Comparison of 3D MRCPs among PI, CS and Fast 3D Mode Multiple with and without DLR in IPMN Patients

## PMNにおける PI, CS および Fast 3D Multiple による DLR 併用 3D MRCPの検討

松山 貴裕<sup>1</sup>,大野 良治<sup>1,2</sup>,山本 香織<sup>3</sup>,池戸 雅人<sup>3</sup>,油井 正夫<sup>3</sup>,岩瀬 秋吉<sup>4</sup>,福場 崇<sup>4</sup>,花松 智武<sup>1</sup>,小濱 祐樹<sup>1</sup>, 植田 高弘<sup>1</sup>,池田 裕隆<sup>1</sup>,村山 和宏<sup>2</sup>,片田 和広<sup>1</sup>,小林 茂樹<sup>5</sup>,外山 宏<sup>1</sup>

Takahiro Matsuyama<sup>1</sup>, Yoshiharu Ohno<sup>1,2</sup>, Kaori Yamamoto<sup>3</sup>, Masato Ikedo<sup>3</sup>, Masao Yui<sup>3</sup>, Akiyoshi Iwase<sup>4</sup>,

Takashi Fukuba<sup>4</sup>, Satomu Hanamatsu<sup>1</sup>, Yuki Obama<sup>1</sup>, Takahiro Ueda<sup>1</sup>, Hirotaka Ikeda<sup>1</sup>, Kazuhiro Murayama<sup>2</sup>,

Kazuhiro Katada<sup>1</sup>, Shigeki Kobayashi<sup>5</sup>, Hiroshi Toyama<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Fujita Health University School of Medicine, <sup>2</sup>Joint Research Laboratory of Advanced Medical Imaging, Fujita Health University School of Medicine, <sup>3</sup>Canon Medical Systems Corporation, <sup>4</sup>Department of Radiology, Fujita Health

University Hospital, <sup>5</sup>Faculty of Radiological Technology, Fujita Health University, School of Medical Sciences

【要旨】 Image quality and diagnostic performance improvements of 3D MRCP were compared among parallel imaging (PI), compressed sensing (CS) and multiple slice encoding in TR (Fast 3D mode multiple: i.e. Fast 3Dm) methods with and without deep learning reconstruction (DLR) for in patients with IPMN.

Purpose: To compare the capability of 3D MRCP with and without deep learning reconstruction (DLR) for image quality and diagnostic performance improvements among parallel imaging (PI), compressed sensing (CS) and multiple slice encoding in TR (Fast 3D mode multiple: Fast 3Dm) methods in patients with IPMN. Materials and Methods: 32 consecutive IPMN patients underwent 3D MRCPs by PI, CS and Fast 3Dm methods, surgical resections, and pathological examinations. Then, each MRCP data was reconstructed with and without DLR. Then, signal to noise ratio (SNR) and contrast ratio (CR) between pancreas and liver were assessed by ROI measurements. In addition, overall image quality and lesion depiction were assessed by 5-point scales, and IPMN types were also evaluated. SNR and CR were compared among all MRCP data set by Tukey's HSD test. Moreover, all qualitative indexes were compared among all data set by Wilcoxon signed-rank test. Finally, diagnostic accuracy for IPMN evaluation was compared each other by McNemar's test. Results: All image quality indexes of each method with DLR were significantly higher than those without DLR (p<0.05). For diagnostic performance of IPMN, accuracies of all MRCP data except CS without DLR (78%<AC<88%) were significantly accurate than CS without DLR (65.5%, p<0.05). Conclusion: DLR is able to improve image quality and diagnostic performance of 3D MRCP in patients with IPMN and would be better to be applied CS rather than others.

# O2-062Impact of Deep Learning on Prostate T2-weighted Images<br/>前立腺T2強調画像にDeep Learningが与える影響

藤井 亮輔<sup>1</sup>, 高柳 有希<sup>1</sup>, 小出 若葉<sup>1</sup>, 杉村 正義<sup>1</sup>, 増井 高之<sup>2</sup>

Ryosuke Fujii<sup>1</sup>, Yuki Takayanagi<sup>1</sup>, Wakaba Koide<sup>1</sup>, Masayoshi Sugimura<sup>1</sup>, Takayuki Masui<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Seirei Hamamatsu General Hospital Radiation part, <sup>2</sup>Seirei Hamamatsu General Hospital Department of Radiology

【要旨】 Deep Learning (DL) removes noise and improves SNR. High-quality images can be obtained without extending the imaging time. The purpose is the effect of DL on prostate T2-weighted images. DL improves SNR without changing image contrast.

[背景]PI-RADS Version2におけるT2強調画像は前立腺の解剖や病変を検出する上で,高い分解能と連続性が求められる.SNRを担保するためには撮 像時間の延長は避けることができないが,Air Recon Deep Learning(DL)が導入されたことにより,撮像時間を延長することなく高画質の画像を得られ る可能性がある.[目的]今回我々は,DLが前立腺T2強調画像に与える影響を検討したので報告する.[方法]使用機器はGE社製Pioneer 3.0T,使用コイ ルはAir Anterior Array coilとした.撮像したT2強調画像の基本パラメーターは(TR:3000ms,TE:100ms,ETL:16,スライス厚;2mm)である.コントラ ストファントム,TZ領域(T1値:984msT2値:74ms),PZ領域(T1値:1467ms,T2値111ms)に対して,DL強度(LOW,MID,HIGH)とNEXを1~4に変 化させ画像を取得した.得られた画像から,TZとPZのSNRとコントラスト比(CR)を算出した.また,健常ボランティアに対しても同様に画像を取得し た.NEXによってSNRが良好な画像を基準画像とし、SSIMによってDLとNEXを変化させた画像の類似度を比較した.[結果]コントラストファントムの SNRはTZ・PZともにDL強度を上げると増加したがCRには大きな変化は見られなかった.SNRの増加率はNEXの変化よりDL強度の方が大き かった.SSIMはDLの強度を上げていくと基準画像に近づいたが,SSIMの値はどれも0.99以上で原画像に近い結果となった.[結語]前立腺T2強調画像 におけるDLは画像コントラストを変化させることなく,SNRを向上することができた.そのため撮像時間の延長なく高画質の画像を得ることができる 可能性が示唆された.

## O2-063 Deep Learning Reconstruction of PROPELLER T2 weighted imaging of the Prostate for PI-RADS Protocol

## PI-RADSプロトコールに沿った深層学習再構成を用いた前立腺プロペラ T2強調画像

増井 孝之<sup>1</sup>, 三好 光晴<sup>2</sup>, 岩舘 雄二<sup>2</sup>, 片山 元之<sup>1</sup>, 佐々木昌子<sup>1</sup>, 山田 尊大<sup>1</sup>, 紅野 尚人<sup>1</sup>, ジンツエン ワング<sup>3</sup>, エルシン ベイラム<sup>3</sup>, 高柳 有気<sup>1</sup>

Takayuki Masui<sup>1</sup>, Mitsuharu Miyoshi<sup>2</sup>, Yuji Iwadate<sup>2</sup>, Motoyuki Katayama<sup>1</sup>, Masako Sasaki<sup>1</sup>, Takahiro Yamada<sup>1</sup>, Naoto Kono<sup>1</sup>, Xinzeng Wang<sup>3</sup>, Ersin Bayram<sup>3</sup>, Yuki Takayanagi<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Seirei Hamamatsu General Hospital, <sup>2</sup>Global MR Applications and Workflow, GE Healthcare Japan, <sup>3</sup>Global MR Applications and Workflow, GE Healthcare

【要旨】 PROPELLER T2WI with Deep Learning reconstruction for 75% of noise reduction provides acceptable image quality and lesion conspicuity for the prostate. Significant reduction of imaging time can be accomplished, which is accordance with PI-RADS.

Deep-learning (DL) reconstruction facilitates shorter imaging time. PROPELLER T2WI is robust for motion. The purpose was to evaluate performance of DL-PROPELLER T2WI of the prostate in accordance with a PI-RADS protocol.Population: 6 consecutive patients underwent MR imaging for the prostatic cancer on a 3T scanner (Pioneer, GEHC) using an AIR anterior array coil. Conventional FSE T2WI and PROPELLER T2WI were obtained. Imaging parameters are summarized in Table. 50% and 75% for a DL imaging reconstruction (DL-PROPELLER T2WI 50%, 75%) were applied. Image Quality(IQ) and Lesion conspicuity(LC) of DL-PROPELLER T2WI 75% and 50% were compared with that of conventional T2WI as ranked for inferior, equal, and superior. IQ on DL-PROPELLER T2WI 50%, IQ and LC were equal in 2 of 6, inferior in 4 of 6.Conclusions: Acceptable IQ and LC on DL-PROPELLER T2WI 75% can be obtained.

Parameter	Conventional T2WI	POPELLER T2WI
TR(ms)	4000	3000
TE(ms)	95-100	87-95
ETL	16	24
No phase wrap (NPW)	1.5	1.25 with AIR recon
ARC Factor	1.5	3
FOV	20	20
matrix	384x256	400x400
Slice thickness/gap (mm)	4/0.5	3/0
DL %	Non	50, 75
NEX	2	1.54
Imaging time	2min12-28sec	1min42-56sec

#### O2-064 Capability of Compressed Sensing and Deep Learning Reconstruction on Women's Pelvic MRI at 1.5-T MR System as Compared with Parallel Imaging 1.5-T MRIを用いた女性骨盤部における圧縮センシングと深層学習型再構成

植田 高弘<sup>1</sup>, 大野 良治<sup>1</sup>, 山本 香織<sup>2</sup>, 矢澤 夏佳<sup>2</sup>, 登澤 一輝<sup>3</sup>, 佐藤 正幸<sup>3</sup>, 片桐 基博<sup>3</sup>, 池戸 雅人<sup>2</sup>, 油井 正生<sup>2</sup>, 村山 和宏<sup>4</sup>, 片田 和広<sup>1</sup>, 小林 茂樹<sup>5</sup>, 外山 宏<sup>1</sup>

Takahiro Ueda<sup>1</sup>, Yoshiharu Ohno<sup>1</sup>, Kaori Yamamoto<sup>2</sup>, Natsuka Yazawa<sup>2</sup>, Ikki Tozawa<sup>3</sup>, Masayuki Sato<sup>3</sup>, Motohiro Katagiri<sup>3</sup>, Masato Ikedo<sup>2</sup>, Masao Yui<sup>2</sup>, Kazuhiro Murayama<sup>4</sup>, Kazuhiro Katada<sup>1</sup>, Shigeki Kobayashi<sup>5</sup>, Hiroshi Toyama<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Fujita Health University School of Medicine, <sup>2</sup>Canon Medical Systems Corporation, <sup>3</sup>Department of Radiology, Fujita Health University Bantane Hospital, <sup>4</sup>Joint Research Laboratory of Advanced Medical Imaging, Fujita Health University School of Medicine, <sup>5</sup>Faculty of Radiological Technology, Fujita Health University School of Medical Sciences

【要旨】 Compressed sensing (CS) and deep learning reconstruction (DLR) was compared with parallel imaging (PI) on women's pelvic MRI at 1.5-T system, and determined the superior capability of CS with DLR to PI for image quality improvement with reducing examination time.

Purpose: To determine the utility of compressed sensing (CS) and deep learning reconstruction (DLR) on women's pelvic MRI at 1.5-T system as compared with parallel imaging (PI).Materials and Methods: 52 consecutive female patients with various pelvic diseases underwent T1WI and T2WI at 1.5-T MR system by PI and CS. Then, each CS data was reconstructed with and without DLR. Moreover, examination times of CS and PI were recorded. Then, SNRs of muscle and CNRs between fat tissue and iliac muscle on T1WI and between endometrium and myometrium on T2WI were assessed. Moreover, overall image qualities and diagnostic confidence levels were evaluated by 5-point scales on T1WI and T2WI. Mean examination times were compared among all data sets by Tukey's HSD test. SNRs and CNRs were also compared among all methods by Tukey's HSD test. Finally, both indexes on T1WI and T2WI were compared among all methods by Wilcoxon signed-rank test. Results: Mean examination times of T1WI and T2WI obtained by CS with and without DLR were significantly shorter than that of PI (p<0.001). On T1WI and T2WI, SNRs and CNRs of CS with DLR were significantly higher than those of CS without DLR and PI (p<0.05). On T1WI and T2WI, overall image qualities and diagnostic confidence levels of CS with DLR was significantly higher than those of PI and CS without DLR (p<0.05). Conclusion: CS with DLR is useful on women's pelvic MRI at 1.5-T system, when compared with PI.

#### O2-065 Depicting vessel of Lower limb by 3D- Proton Density Weighted Image (PDWI) 3D- Proton Density Weighted Image (PDWI) による下肢血管描出能の検討

中野 淳史,中原 一樹,岡田 敦彦,満元あゆみ,菅原 詩織,中尾 弘

Atsushi Nakano, Kazuki Nakahara, Atsuhiko Okada, Ayumi Mitsumoto, Shiori Sugahara, Hiroshi Nakao

Department of Radiology, National Hospital Organization Osaka National Hospita

【要旨】 Diagnosis of disease represented by Varix of lower extremity requires imaging vessel of lower limb. The method of 3D-Volume ISotropic Turbo spin echo Acquisition without using contrast agent may depict them with high contrast. We examined lower limbs by 3D-VISTA with each Refocusing Angle.

【背景】下肢血管造影MRIや造影CT検査においては、腎機能が低下している場合や喘息既往のある患者においては造影剤の使用が制限される.しかし下肢静脈血栓症や閉塞性動脈硬化症、下肢静脈瘤などの診断においては下肢血管を描出するのが必須である.MRI検査においてはその優れた特性から造影剤を用いずに下肢血管を描出することが可能である.しかし、造影剤を用いないため動脈、静脈の確定的な診断能力には造影CT検査に比べて劣る.今回 3D- VISTA (Volume ISotropic Turbo spin echo Acquisition) 法を用いることでコントラストの高い非造影下肢血管の描出が可能と考えられる。【対象と方法】健常ボランティア10名(男性5名[50%],年齢35.7 ± 9.0歳)において3D-VISTA PDWIを撮像した.MRI装置はAchieva dStream 1.5T CX (Philips).使用コイルは32ch dS Torso coilを使用した、検討項目として、Refocusing Angle (RA)を30degreeから180degreeの4段階に変化させ、右腓骨静脈(Fibular Vein:FV)と周囲の筋肉(muscle)および左右大伏在静脈(Great Saphenous Vein:GSV)と周囲の皮下脂肪(fat)のコントラスト比を計算した。解析はImage-J (Ver.1.4.3.67)を使用した、検定にはtukey-kramerの方法で一元配置分)分析を用いた.また、Flow Compensation (FC)の有無によるコントラスト比も算出した。【結果】各RAにおけるコントラスト比は、FV/muscle,GSV/fat共にRA = 180degreeで最大を示し、RAが低くなるほど低下した。FCの有無によるコントラストの変化については、FCを用いた方がコントラスト比は上昇した。【結論】3D- VISTA法PDWIは、適正なRAを設定することで、下肢血管の撮像において有用であることが示唆された.

### O2-066 Investigation of effects of iterative noise reduction on image quality in low magnetic field MRI 低磁場 MRI 装置における繰り返し再構成によるノイズ除去法の画質への影響の検討

笹原 基希,酒井 健也,立花 美紀,瀧澤 将宏,森分 周子

Motoki Sasahara, Kenya Sakai, Miki Tachibana, Masahiro Takizawa, Chikako Moriwake

Fujifilm Healthcare Corporation

【要旨】 This study investigated effects of iterative noise reduction (INR) on image quality to measure signal-to-noise ratio (SNR), modulation transfer function (MTF). The SNR was increased to apply INR in phases depending on INR strength, whereas the MTF was not decreased significantly by applying INR.

【目的】繰り返し再構成によるノイズ除去法(Iterative noise reduction: INR)は画像のノイズを低減することで,Signal-to-noise ratio(SNR)を維持しつつ撮像時間短縮や空間分解能向上、もしくは撮像時間を維持しつつSNR向上が可能である.低磁場MRI装置に搭載されたINRでは2Dシーケンスにおいてノイズ除去強度を3段階に設定可能である.ノイズ除去強度を段階的に変えることでSNRの向上は見込まれるが、空間分解能の低下が懸念される.そこで、低磁場MRI装置におけるINRが画質に与える影響を検討した.【方法】低磁場MRI装置でのINRによる画質への影響を評価するため、SNR、空間分解能について検討を行った.本検討には日立製作所製0.4T MRI装置を使用した.SNRの検討には円柱ファントムを用い、頭部、腰椎の撮像条件を想定したパラメータで検討を行った.同一撮像条件でINRを適用しない画像とノイズ除去強度を3段階変化させた画像について、それ、ぞれ空中雑音法にてSNRを測定した.空間分解能の検討には0.5mmから5.0mmまでの異なるスリット幅をもつスリットファントムを撮像し、画像より得られたLine profileから各スリット幅におけるModulation transfer function (MTF)を算出した. 頭部、腰椎の撮像条件を想定したパラメータにおいて、同一撮像条件でINRを適用した画像でそれぞれMTFを算出した.【結果】検討した撮像条件において、INRを適用しない画像と比較して、INRを適用した画像でSNRの値は増加し、ノイズ除去強度を上げるに従いSNRの値は段階的に増加した.INRを適用した画像を低下の値は同等の値を示し、ノイズ除去強度によってもMTFの値に大きな変化はなかった.【結論】INRの適用でSNRの増加し、INR適用による空間分解能の低下はほとんどなかった.このことからINRはSNRを維持しつつ、撮像時間の短縮や空間分解能の向上に用いることが可能である。

#### 02-067 Fast T1 mapping method for wide range of T1 value 広範囲のT1値を高速に計測するT1マッピング

小高 晃弘,伊藤 公輔,瀧澤 将宏 Akihiro Odaka, Kosuke Ito, Masahiro Takizawa FUIIFILM Healthcare Corporation

【要旨】We propose fast T1 mapping method with a wide range of target T1 value. T1map calculated by 5 TI data set results in the errors of the T1 value from 200ms to 2600ms within 15%.

[Introduction]In the contrast enhanced imaging, T1 change of tissue is observed to detect pathological change. Wide range of T1 mapping is expected, but it takes long scan time. We have proposed a fast T1 mapping method by acquiring images before and after IR preparation [1], but the target T1 range was limited. In this study, we expand the target range of T1 by increasing the data set number of acquiring images.[Method]Five TI images was initiated. In this study, we expand the target range of TI by increasing the data set humber of acquiring images.[Method]Five TI images were continuously acquired after IR pulse irradiation, and the T1 map was calculated by fitting the signal intensity of each TI images to the equation of longitudinal relaxation. Non IR image acquired before IR pulse used to reduce error in T1 map caused by B1 inhomogeneity and coil sensitivity. 3T MRI (Hitachi, Ltd.) and 4 small bottle phantoms magnetist (Bayer Pharmaceuticals, Ltd.) diluted from 0 mM to 1.0 mM were used to evaluation. As a reference, the average of T1 values in each solution were calculated by using conventional IR-SE method. The set of T1 values was 20, and scan time was 6 hours. Then, the average of T1 values from proposed method and reference method in each solution were compared. [result]The errors of the T1 value from 200ms to 2600ms measured by proposed method were within 15%. The scan time of proposed method was 180 times faster than the conventional method.[1] Odaka A. 47th JSMRM 2019, Kumamoto, Japan

#### O2-068 Development of double helix dipole (DHD) coils for 7T MR microscopy 7T MRマイクロスコピー用のdouble helix dipole (DHD)コイルの開発

國枝 和輝,村上 雄斗,寺田 康彦

Kazuki Kunieda, Yuto Murakami, Yasuhiko Terada

Graduate School of Science and Technology, University of Tsukuba

【要旨】 A double helix dipole (DHD) coil made by two tilted solenoid coils and is expected to have a higher SNR than conventional transmit coils such as a saddle coil. We designed DHD coils for high-field MRI application at 7T with higher SNR than the saddle coil and proposed the optimized coil geometry.

[はじめに]

DHDコイルは, 鞍型やバードケージ型コイルよりも高いSNRをもつと期待されている.しかし, 高磁場MRIへの実装は難しく, 元論文でのSNRの向上は 数%程度であった[1].そこで我々は,自己共振周波数を下げることで,7 Tでの撮像を 可能にしたDHDコイルを開発した.SNRは高かったが,B1の均一性は低かった[2].

本研究では、より高いB1の均一性とSNRを持つDHDコイルを開発する. [方法]

図1に示すのは,文献[2]で報告した6ターンDHDコイルとヒト胚子のMR撮像結果である.1ループの鞍型コイルに比べて,SNRは1.7倍,B1均一性は0.8倍だった.こ のコイルを基にして、コイルのピッチ間隔h、コイルを巻く角度α、その巻き数Nを変 えて,B1均一性とSNRを評価した.コイルの直径を12mm,最大長さを48mm,巻き 線径を1.2mm,B1の評価領域をコイル中心から15mm球体内とした. [結果]

シミュレーションから,N =8,h =4.8 mmの時にB1均一性やSNRが最も高いこと が分かった. SNRは6ループサドルコイルより約2倍高く,B1均一性は6ターンの DHDコイルより1.2倍に向上した.今後は,このコイルを製作し,ヒト胚子のMR撮 像を行う予定である。

[1] J. Alonso, et al. Journal of Magnetic Resonance 235, 32-41 (2013).



Fig1:(a) 6-turnDHD coil, (b) A MR image of a human embryo (3D gradient echo sequence, TE/TR=  $100 ms/12 ms, FOV=3.072 \times 1.536 \times 1.536 mm^3, voxel size=(60 \mu m)^3, NEX=4)$ . (c) The dependence of the mean SNR on the number of turns for the DHD coil (blue) with h=4.8 and the saddle coil (red). Note that the saddle coil (red) is the saddle coil (red) of the theta with the saddle coil (red). Note that the saddle coil (red) is the saddle coil (red) of the saddle coil (red). Note that the saddle coil (red) is the saddle coil (red) of the saddle coil (red). Note that the saddle coil (red) is the saddle coil (red). Note that the saddle coil (red) is the saddle coil (red) is the saddle coil (red). Note that the saddle coil (red) is the saddle coil (red) is the saddle coil (red). Note that the saddle coil (red) is the saddle coil (red) i

each value of mean SNR is normalized by the value of SNR of the 1-turn saddle coil

O2-069 Evaluation of drug activity of a novel anticancer drug E7130 in different human breast cancer models by DCE-MRI clustering analysis

DCE-MRIクラスター解析による異なるヒト乳がんモデルに対する新規抗がん剤E7130の活性評価

牧原 和幸<sup>1,2</sup>, 坂口 和也<sup>1,2</sup>, 山口 雅之<sup>2</sup>, 伊藤 憲<sup>2,3</sup>, 堀 優作<sup>2,3</sup>, 仙波 太郎<sup>3</sup>, 船橋 泰博<sup>3</sup>, 藤井 博史<sup>2</sup>, 寺田 康彦<sup>1,2</sup> Kazuyuki Makihara<sup>1,2</sup>, Kazuya Sakaguchi<sup>1,2</sup>, Masayuki Yamaguchi<sup>2</sup>, Ken Ito<sup>2,3</sup>, Yusaku Hori<sup>2,3</sup>, Taro Semba<sup>3</sup>, Yasuhiro Funahashi3, Hirofumi Fujii2, Yasuhiko Terada1,2

<sup>1</sup>Graduate School of Science and Technology, University of Tsukuba, <sup>2</sup>National Cancer Center, EPOC, Division of Functional Imaging, <sup>3</sup>Eisai Co., Ltd. Oncology Business Group

【要旨】K-means clustering was performed to  $K^{\text{trans}}$  and  $v_e$  maps of subcutaneous xenografts acquired at several time points during E7130 treatment. Analyzing the cluster volume fractions at relative distances from the tumor rim, we revealed temporal and spatial changes in drug activity among tumor models.

【はじめに】昨年の本大会では、腫瘍辺縁からの相対距離を計算することで抗がん剤 活性の腫瘍内不均一性を評価するDCE-MRIの解析手法を提案した[1].本研究では、 前回用いた一種類の腫瘍モデル(MCF-7)に加え、二種類を加えた計三種類の腫瘍 モデルに対して提案手法を適用し、腫瘍モデルごとの活性の不均一性の相違を調べた. 【方法】二種類のヒト乳腺がん細胞株MCF-7(22例)、MDA-MB-231(16例)、及 びヒト乳がんPDX(OD-BRE-0438(23例))をそれぞれ皮下移植したマウスを抗が ん剤E7130投与群と対照群に分け、投与前及び投与後2、5日目に9.4T装置を用いて DCE-MRI撮像を行った、計算されたK<sup>TMBIS</sup>及びV<sub>6</sub>に基づき、k-平均法により自動分 類した、計算された腫瘍辺縁からの相対距離ごとにクラスター体積分率(CVF)を 素めた【結果と考察】MCF-7とOD-BRE-0438では、投与群において腫瘍の中心 類した。計算された腫瘍辺縁からの相対距離ことにクラスター体積分率(EVF) 求めた、【結果と考察】MCF-7とOD-BRE-0438では、投与群において腫瘍の中心 部ほどK<sup>rans</sup>及びv<sub>c</sub>が高いCVFの増加傾向が見られた。一方、MDA-MB-231では大 きな変化が見られなかった、【結論】腫瘍辺縁からの相対距離ごとのCVFを計算する ことで、腫瘍モデルごとの薬剤活性の不均一性を明確化できる可能性がある。[1] K. Makihara et al., JSMRM, P-097 (2020)



or clustering, only voxe t did not satisfy these in CVF by relative dista lapsed since E7130 adr d to "Ex". rim in (b) treated and (c) non-treated groups as a function of the numbe

### **O2-070** Optimization of spatial tag patterns for tagging MRI using Bayesian optimization ベイズ的最適化を用いたタギングMRIの空間的タグパターンの最適化

山本 詩子<sup>1</sup>, 今井 宏彦<sup>1</sup>, 大関 真之<sup>2,3</sup>, 堀 隆昌<sup>1</sup>, 中尾 恵<sup>1</sup>, 松田 哲也<sup>1</sup>

Utako Yamamoto<sup>1</sup>, Hirohiko Imai<sup>1</sup>, Masayuki Ohzeki<sup>2,3</sup>, Takamasa Hori<sup>1</sup>, Megumi Nakao<sup>1</sup>, Tetsuya Matsuda<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Graduate School of Informatics, Kyoto University, <sup>2</sup>Graduate School of Information Sciences, Tohoku University, <sup>3</sup>Institute of Innovative Research, Tokyo Institute of Technology

【要旨】In tagging MRI, which visualizes the motion of a living body by marking a tag on the imaging target, we have optimized the tag patterns. The more suitable the tag is for local identification, the more detailed the motion can be tracked. We used Bayesian optimization to achieve the optimization.

Tagging MRIは心壁など生体理動の解析のために撮像対象にタグという磁気的な標識を印可し、非剛体な運動をする撮像対象の局所的な動きを追跡で きるようにする撮像方法である。時々刻々と形の変化する撮像対象を高い解像度で動きの追跡を行うためには、動き得る範囲で近傍のタグと見間違わな いような識別可能なタグを印可する必要がある。そこで、各画素が識別できる空間パターンをタグとして印可する。本研究では、MRI装置により印可 可能で、タグが移動した際に近傍のタグと識別可能なタグパターンを最適化する。タグは離散値のの(低輝度領域)と1(高輝度領域)で表される配列 であり連続値ではないため、その最適化は膨大な数の組み合わせから最適なものを選ぶ組み合わせ最適化問題となり、計算量が非常に多く全てを探索す ることは困難である。そこで、ベイズ的最適化を利用して、全探索と比較すると遙かに計算時間の少ない最適化を行った。近傍のタグと識別可能なタ グパターンを絞り込んだ後、タグパターンの印可可能性の評価はシミュレーションにより行った。入力された目的のタグパターンからSLR法に基づい てMRIパルスシーケンスを計算し、そのパルスシーケンスに沿って磁場を印加した場合に撮像結果として生成されるタグパターンを、Bloch方程式に 基づいてシミュレーションし、生成されたタグパターンと目的のタグパターンとの一致度合いをタグパターンの評価値として計算した。このシミュレー ションによる計算には比較的長い時間を要し、全てのタグパターンについて計算することは現実的な時間では不可能である。本研究では一つのタグパ ターンについてのシミュレーションから評価値を求める度に、ベイズ的最適化により次に探索するタグパターンを決定し、効率的に探索を行うことで、 短い時間でタグパターンの最適化を行った.

# O2-071An Information Management Pipeline to Accumulate Safe Scan Conditions for Patients with<br/>Implantable Medical Devices<br/>医療機器植込み型患者の安全な撮像条件の蓄積・管理システム

矢部 邦宏<sup>1</sup>, 高津 安男<sup>2,3</sup>, 栗林 秀人<sup>4</sup>, 黒田 輝<sup>5,6</sup>

Kunihiro Yabe<sup>1</sup>, Yasuo Takatsu<sup>2,3</sup>, Hideto Kuribayashi<sup>4</sup>, Kagayaki Kuroda<sup>5,6</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Yamagata Prefectural Shinjo Hospital, <sup>2</sup>Department of System Control Engineering, Graduate School of Engineering, Tokushima Bunri University, <sup>3</sup>Department of Radiological Technology, Faculty of Health and Welfare, Tokushima Bunri University, <sup>4</sup>Siemens Healthcare K.K., <sup>5</sup>Department of Human and Information Science School of Information Science and Technology Tokai University, <sup>6</sup>Center for Frontier Medical Engineering Chiba University

【要旨】 For safe exams of patients with implantable medical devices, an information managing pipeline for accumulating scan conditions was constructed using a scanner's internal logfile. The pipeline successfully saved up SAR,  $B_{1+rms}$  and total scan time for every sequence even when an exam was halted.

[Introduction] As the number of MR examinations for patients with implantable medical devices is increasing, appropriate setting and recording of safety-related parameters such as SAR,  $B_{1+rms}$  and scan time based on the corresponding package inserts becomes more important. We have reported the method of safety information management to utilize DICOM tags (Yabe et al. JSRT 2019;75:1347-54). However, in case that scanning is halted for some reason such as an excessively high heating, DICOM images and thus the corresponding tags are not generated. Therefore, we attempted to extract internally stored safety-related information from an MR system.[Methods] Phantom experiments were performed on a 1.5 T MR system (MAGNETOM Avanto, VB19). Some scans were stopped in the middle of scanning by an operator's intention. After the internal system log files related to RF transmission were obtained, the safety information in RF log for every pulse sequence including prescans. The net scan time, which were calculated as a difference between the scan start time and end time on the MR system clock. The corresponding RF energy was extracted for both completed and halted scans. These results suggest a capability of this data pipeline for post-survey of safety information for scans without using DICOM images.

# O2-072 A system that automatically collects the specific absorption rate and implantable medical device data in patients undergoing MRI examinations MRI検査における医療機器植込み患者のSAR管理システムの構築

的場 将平,福永 正明,小笠原貴史,宮崎 嵩之,森山 倫行,光井 英樹

Shohei Matoba, Masaaki Fukunaga, Takashi Ogasahara, Takayuki Miyazaki, Tomoyuki Moriyama, Hideki Mitsui

Department of Radiological Technology, Kurashiki Central Hospital

【要旨】We developed a system that automatically collects the specific absorption rate and implantable medical device data in patients undergoing MRI examinations, which allowed the automatic management of the specific absorption rate for each implantable medical device.

**Purpose:** To develop a system that automatically collects the specific absorption rate (SAR) and implantable medical device (IMD) data in patients undergoing MRI examinations and evaluate its practicality. **Methods:** The DICOM headers of patients undergoing MRI examinations with a 3.0T MRI system (Discovery MR750w; GE Healthcare) between October 2020 and January 2021 were obtained using a Clinical Performance Management (GE Healthcare), from which patient and examination IDs, imaging conditions, and SARs were extracted. IMD data were obtained from a system that stores actual consumption data. Using Microsoft Office Excel, SARs and IMD data were linked with patient and examination IDs. The SARs were distinguished for each IMD. The evaluation measures were defined as endovascular devices, prosthetic cardiac valves, and orthopedic implants. **Results:** The breakdown of IMD was as follows: 181 endovascular devices, 15 prosthetic cardiac valves, and 65 orthopedic implants. The SARs, expressed as median and interquartile range (IQR), were 1.33 (IQR 0.94-1.49) W/kg for endovascular devices, 1.38 (IQR 1.26-3.45) W/kg for prosthetic cardiac valves, and 1.45 (IQR 0.99-2.90) W/kg for orthopedic implants. **Conclusion:** Using a system that automatically collects the SAR and IMD data allowed the automatic management of the SAR for each IMD in patients undergoing MRI examinations.

#### 02-073 Survey on the extent to which the risks of conditionally MRI-compatible devices are well known 条件付MRI対応デバイスのリスクはどこまで周知されているか、に関する調査

矢部 邦宏<sup>1,2</sup>, 五月女康作<sup>1,3</sup>, 森田 康祐<sup>1,4</sup>, 吉田 直人<sup>1,2</sup>, 星 由紀子<sup>1,5</sup>, 立石 敏樹<sup>1,6</sup>, 金沢 勉<sup>1,7</sup>, 土`井 司<sup>1,8</sup> Kunihiro Yabe<sup>1,2</sup>, Kousaku Saotome<sup>1,3</sup>, Kosuke Morita<sup>1,4</sup>, Naoto Yoshida<sup>1,2</sup>, Yukiko Hoshi<sup>1,5</sup>, Toshiki Tateishi<sup>1,6</sup>, Tsutomu Kanazawa<sup>1,7</sup>, Tsukasa Doi<sup>1,8</sup>

<sup>1</sup>Japan authorize organization for magnetic resonance technological specialist, Academic Research Group 2020, <sup>2</sup>Department of Radiology, Yamagata Prefectural Shinjo Hospital, <sup>3</sup>School of Health Sciences, Fukushima Medical University, <sup>4</sup>Department of Radiology, Kumamoto University Hospital, <sup>5</sup>Japan Community Health care Organization Sendai Hospital, <sup>6</sup>National Hospital Organization Miyagi National Hospital, <sup>7</sup>Division of Radiology, Department of Clinical Technology, Niigata University Medical and Dental Hospital, <sup>8</sup>Kouseikai Takai Hospital

[要旨] We conducted a questionnaire survey focusing on the pre-MRI explanation for patients with conditional MR-compatible devices. The results showed that 20% of the centers did not explain the risks to patients, and the majority of the centers that did explain the risks only verbally.

(背景・目的)近年,各種条件付きMRI対応体内デバイス(以下デバイス)植え込み患者のMRI検査が増加している.しかし,デバイス植え込み患者は, (育京・目的)近年,各種条件付きMRI対応体内デハイス(以下デハイス)植え込み患者のMRI検査が増加している。しかし、デハイス植え込み患者は、 受診する施設やMRI担当者によって,検査を受ける事ができる場合と受けられない場合がありその境界は明確ではない.また、デバイス植え込み患者 は、MRI検査中デバイスの機能を停止もしくは制限する必要があり、リスクがある。しかしこれらのリスクを患者に説明し同意を得ているか明確では ない、本研究では、デバイス植え込み患者への患者説明、安全確認の状況を明らかにするめに全国アンケート調査を行い、その結果からより安全で明確 なMRI検査実施基準の構築を考察する。(方法)2021年3月1日時点で、デバイス植え込み患者のMR検査受け入れをホームページなどで公表している 950施設に郵送でアンケートを協力依頼し、Googleフォームで回答を収集した、アンケート結果の簡易的な因子分析を行った。(結果)622件の回答が 得られた。その内,95%がペースメーカー対応施設、69%がICD対応施設、20%がニューロモデュレーションデバイスは対応施設であった。しかし、 デバイスに対応している施設の20%が被検者にリスク説明をしていなかった。なおかつ説明を行っている施設も口頭説明のみが70%を占めた。リスク 説明、同意書の有無に着目し簡易的な因子分析を行ったが観測変数に対する特定の傾向は見られなかった。(考察・結語)デバイス植え込み症例のMRI は、臨床に定着してからの時間が短い上、添付文章の改定が多いなど現場の対応が定まっていない可能性がある。また、施設によっては、MRI検査中 デバイスの機能を停止もしくは制限することのリスクを十分に把握していない可能性が考えられた。患者への説明に関して統一した基準の作成が必要と 考えられた.

#### 02-074 Basic study of metal artifact reduction effect in MRI MRIにおける金属アーチファクト低減効果の基礎検討

有田 圭吾,竹森 大智,太田 知里,東田 満治,山田 英司

Keigo Arita, Daichi Takemori, Chisato Ota, Mitsuji Higashida, Eiji Yamada

Department of Radiology, Osaka City University Hospital

【要旨】 Our MRI system has been updated and metal artifact reduction technology has been introduced. We compared metal artifact reduction techniques. The results showed that SEMAC was most effective in reducing metal artifacts, but it also significantly extends scan time, so parameters need to be adjusted.

【背景・目的】 Magnetic Resonance Imaging (MRI) 検査での生体内金属からのアーチファクトは画質低下の原因となり、画像診断に大きく影響する. A La Andre La Andre La Contract Integing (Unit) RE Contraction (Contraction) (Con

ファントムは, 寒天内にチタン製のボルトを埋め込み作成した. T2強調画像(BW200Hz/pixel)をreference画像として, wide BW(BW 400Hz/ pixel), VAT, SEMACでそれぞれ撮像した.評価方法は、ボルトの歪み率の算出、金属アーチファクトに対する5段階評価法を用いて視覚評価を行っ

【結果】歪み率は、SEMAC、VAT、wide BW、referenceの順に低く実寸からの誤差は低減した.視覚評価でも同様にSEMAC、VAT、wide BW、 referenceの順にアーチファクトが低減する傾向を示した. 【結語】金属アーチファクト低減効果の比較を行い、SEMACが最も金属アーチファクトの低減効果が示された.しかしながら、SEMACは撮像時間も

大幅に延長するためパラメータの調整が必要であると考える.

#### O2-075 Metallic susceptibility dependence of MR artifact size 金属 MR アーチファクト広がりの材料磁化率依存性

御<sup>3</sup> 廉<sup>1</sup>, 唐 明輝<sup>2</sup>,山本 高張

Ren Takahari<sup>1</sup>, Minghui Tang<sup>2</sup>, Toru Yamamoto<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Graduate School of Health Sciences, Hokkaido University, <sup>2</sup>Faculty of Medicine and Graduate School of Medicine, Hokkaido University, <sup>3</sup>Faculty of Health Sciences, Hokkaido University

【要旨】 We measured the artifact distance of four metallic rods with different susceptibilities by following the ASTM method and found that it increases proportionally to about 1/3 power of the material susceptibility. This dependence tells that halving susceptibility reduces the artifact distance by 20%.

[目的]

金属インプラントによるアーチファクト低減のため低磁性材料の開発が進展しているが、磁化率低下に伴いどの程度のMRアーチファクト低減効果が期 待できるのかは定量化されていない、そこで、本研究では磁化率とアーチファクトの関係を定式化することを目的とし、磁化率の異なる同一形状の金属 試料を対象にアーチファクトの広がりを実測した. [方法]

[7]な] Co合金(SI体積磁化率=1286×10<sup>-6</sup>), Ti合金(180×10<sup>-6</sup>), Zr合金(132×10<sup>-6</sup>), Pt合金(61×10<sup>-6</sup>)の4種類の棒状試料(直径2.4 mm, 長さ 30.7 mm)を硫酸銅水溶液で満たしたファントム容器内に懸架した. 試料長軸方向が静磁場方向と平行または垂直になるようにそのファントム容器を スキャナ内に配置して、3T MRIにて2D GRE法(TE = 15 ms), 2D SE法(TE = 20 ms)を用いてpixel size = 0.6×0.6 mm<sup>2</sup>で撮像した. 得ら れた画像を基に、ASTMの方法に従い試料表面からアーチファクト辺縁までの最大距離を測定した. [結果と考察]

試料表面からアーチファクト辺縁までの最大距離は、試料長軸が静磁場方向と平行の場合は長軸方向に、垂直の場合は短軸方向に現れ、いずれの場合 も材料磁化率のほぼ1/3乗に比例して増加した。このべき乗関係はMRIスキャナ内で金属材料に誘起される磁化が発する擾乱磁場の空間微係数が距離 の3乗に比例することに起因し、別途実施したシミュレーションともほぼ一致した(3%以内).得られた関係より、ASTMの方法で測定されるアーチ ファクトの最大距離は、材料磁化率が半減すると約20%低減することが予想される。 [結論]

ASTMの方法で測定される金属棒状試料のアーチファクトは材料磁化率のほぼ1/3乗に比例する.

#### 02-076 Examination of imaging time reduction when imaging the hip joint with SEMAC in using noise reduction software

ノイズ低減ソフトウェアを使用したSEMAC併用股関節撮像時における撮像時間短縮の検討

望, 稲葉 玲子, 前川 仁志, 堂領 和彦 伊藤 憲之, 濱崎

Kazuyuki Ito, Nozomi Hamasaki, Reiko Inaba, Hitoshi Maekawa, Kazuhiko Doryo

Department of Radiology, Juntendo University Nerima Hospital

【要旨】 Using the noise reduction software iQMR, we aimed to reduce the imaging time when imaging the hip joint with SEMAC and maintain the image quality. It was suggested that the imaging time could be reduced while maintaining the SNR by adjusting the reduction factor and noise reduction filter.

Purpose: Slice Encoding for Metal Artifact Correction (SEMAC) is a technology that has a high effect of reducing metal artifacts, but it significantly extends the imaging time. Since I had the opportunity to use the noise reduction software iQMR (Medic Vision Imaging Solutions Ltd), we report the examination of imaging parameters when using SEMAC in the hip joint for the purpose of reducing the imaging time. Methods: We changed the reduction factor from 1 to 4 and obtained an image of a spherical phantom (\$315 mm) using a 1.5T MRI system (Ingenia Ambition, PHILIPS) and dStream Torso coil, and created the g-factor map by the subtraction method using the image J (NIH). Next, we used iQMR to create 5 images with different filter (sharp+, sharp, default, soft, soft+) and created the SNR map by the subtraction method. Then, we scanned the hip joints of healthy volunteers with consent under normal parameters and under parameters with reduced imaging time, and calculated the inp joints of healthy volunteers with consent under normal parameters and under parameters with reduced imaging time, and calculated the contrast term of Structure Similarity (SSIMc) from the noise-reduced image. **Results:** When the reduction factor was 3.5 or higher, the increase in g-factor was remarkable. Even when the reduction factor was 3.5, high SNR was obtained when the filter was soft+, soft, and default. SSIMc was the highest value in the image using default. **Conclusion:** By using reduction factor 3 and filter default, it was possible to reduce the imaging time by about 34% while maintaining SNR. It was suggested the usefulness of noise reduction processing using iQMR when imaging with SEMAC.

#### 02-077 Optimization of regularization parameters for the reconstruction of 3T GRE contrast-enhanced free-running 5D whole-heart coronary MRA

#### 3T 造影 free-running 5D whole-heart coronary MRA 再構成における正則化パラメータの最適化

石田 正樹<sup>1</sup>, 高瀬 伸一<sup>2</sup>, 伊藤 絵<sup>1</sup>, 高藤 雅史<sup>1</sup>, 中森 史郎<sup>3</sup>, 市場 義人<sup>4</sup>, 小森 芳秋<sup>4</sup>, 土肥 薫<sup>3</sup>, 佐久間 肇<sup>1</sup> Masaki Ishida<sup>1</sup>, Shinichi Takase<sup>2</sup>, Haruno Ito<sup>1</sup>, Masafumi Takafuji<sup>1</sup>, Shiro Nalaori<sup>3</sup>, Yoshito Ichiba<sup>4</sup>, Yoshiaki Komori<sup>4</sup>, Ierome Yerly<sup>5,6</sup>, Davide Piccini<sup>5,6,7</sup>, Jessica Bastiaansen<sup>5,6</sup>, Mathias Stuber<sup>5,6</sup>, Kaoru Dohi<sup>3</sup>, Hajime Sakuma<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Mie University Hospital, <sup>2</sup>Central Radiology Division, Mie University Hospital, Mie, Japan, <sup>3</sup>Department of Cardiology, Mie University Hospital, Mie, Japan, <sup>4</sup>Siemens Healthcare K.K., Tokyo, Japan, <sup>5</sup>Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Lausanne University Hospital (CHUV) and University of Lausanne (UNIL), Lausanne, Świtzerland, <sup>6</sup>Center for Biomedical Imaging (CIBM), Lausanne, Switzerland, <sup>7</sup>Advanced Clinical Imaging Technology, Siemens Healthcare AG, Lausanne, Switzerland

【要旨】 3T Contrast-enhanced (CE) gradient-echo (GRE) 5D free-running whole-heart coronary MRA (FR-CMRA) provides motion-resolved coronary MRA with compressed sensing reconstruction (CS). Optimization of regularization parameters allows for improvement of image quality for CS of 3T CE GRE FR-CMRA.

for CS of 3T CE GRE FR-CMRA. **Purpose:** 5D free-running whole-heart coronary MRA (FR-CMRA) provides motion-resolved coronary MRA with compressed sensing (CS). We sought to optimize regularization parameters for 3T contrast-enhanced (CE) gradient echo (GRE) FR-CMRA. **Methods:**3T CE GRE FR-CMRA was obtained in 12 patients. Cardiac and respiratory binned data were reconstructed by CS. Regularization weights ( $\lambda r$ ,  $\lambda t$  and  $\lambda s$ ) were optimized in one patient. All data were reconstructed with the optimized parameters and previously reported ones ( $\lambda r$ = 0.01,  $\lambda t$ = 0.01, and  $\lambda s$ = 0). Objective and subjective image quality were sompared between the 2 settings. **Results:** Using optimized regularization ( $\lambda r$ = 0.001,  $\lambda t$ = 0.0075 and  $\lambda s$ =0.001), objective and subjective image quality were slightly improved albeit without statistical significance against using the reported parameters (Fig. 1 and 2). **Conclusion:** Optimization of regularization parameters allows for improvement of image quality for CS reconstruction of 3T CE GRE FR-CMRA.

				Figure 2. Comparison of subjective image quality scores between the optimized a					
Figure 1. Comparison of objective image quality between the optimized and conventional regularization parameters.				conventional regularization parameters.					
	Patients (n=12) Regularization parameters					Patients (n=12) Regularization parameters			
	Optimized (Ar= 0.001, Al= 0.0075,	Conventional (Ar= 0.01, At= 0.01,	p	Artery		Optimized (Ar= 0.001, At= 0.0075, As=0.001)	Conventional [12] (λr= 0.01, λt= 0.01, λs=0)	p value	
	As=0.001)	As=0)		RCA					
SNRobot	13.2 ± 4.7	12.5 ± 4.5	0.4241		1	3.0±0.0	2.9±0.3	0.4701	
SNReye	8.8 ± 3.8	8.5 ± 3.1	0.5450		2	3.0±0.0	2.9±0.3	0.4701	
SNR <sub>M</sub>	5.6 ± 2.9	5.3 ± 2.2	0.6415		3	2.8±0.9	2.5±1.0	0.3712	
CNRelood-mye	4.4 ± 2.4	4.1 ± 2.7	0.2345		4	1.9±1.2	1.7±1.2	0.6144	
CNRassestar	7.7 ± 3.1	7.2 ± 3.4	0.2924	LM					
CReisedman	1.5±0.3	1.5±0.3	0.0657		5	3.0±0.0	2.8±0.4	0.2281	
CRewter	2.7 ± 1.3	26±12	0.1798	LAD					
Vessel length (cm) RCA	113+26	109+23	0.3102		6	2.9±0.3	2.8±0.5	0.3284	
Jaccal length (cm) I AD	112+44	111+14	0.6294		7	2.7±0.8	2.3±0.8	0.1833	
reaser lenger (uni) DAD	112243	10.14.44	0.0204		8	2.4±0.8	2.5±0.8	0.7463	
vessei length (cm) LCX	4.5 ± 1./	4.0 ± 1.3	0.0239		9	1.7±1.0	1.2±1.1	0.2362	
Vessel sharpness(%) RCA	49.6 ± 8.9	46.8 ± 6.7	0.1394	LCx					
/essel sharpness(%) LAD	42.1± 9.1	42.0 ± 9.5	0.8959		11	2.8±0.4	2.6±0.7	0.3485	
Vessel sharpness(%) LCx	36.3 ± 6.7	35.9 ± 6.4	0.62089		12	1.4±1.3	0.9±1.1	0.3855	
					13	2.0±1.2	1.8±1.1	0.551	

#### 02-078 3D Multi-Contrast Blood Imaging with a Single Acquisition: Simultaneous Non-Contrast-**Enhanced MRA and Vessel Wall imaging**

MR AngiographyとVessel Wall Imagingを同時取得できる新たな撮像法: 胸部大動脈における有用性の検討

裕<sup>2</sup>, 吉海ひかる<sup>1</sup>, 池田 健人<sup>1</sup>, 槇 康児<sup>1</sup>, 高橋 行彦<sup>3</sup>, 眞武 邦茂<sup>3</sup> 立川 圭彦<sup>1</sup>,濱野

Yoshihiko Tachikawa<sup>1</sup>, Hiroshi Hamano<sup>2</sup>, Hikaru Yoshikai<sup>1</sup>, Kento Ikeda<sup>1</sup>, Yasunori Maki<sup>1</sup>, Yukihiko Takahashi<sup>3</sup>, Kunishige Matake<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Technology, Karatsu Red Cross Hospital, <sup>2</sup>Philips Japan, <sup>3</sup>Department of Clinical Radiology, Karatsu Red Cross Hospital

【要旨】A new multi-contrast blood imaging method, named BRIDGE, provides image quality comparable to conventional MRA and vessel wall imaging methods with a single acquisition in a shorter time. This method could be useful in the diagnosis and management of patients with atherosclerosis.

【背景】大動脈の不安定プラークは脳梗塞や心筋梗塞のような全身塞栓症の重要な危険 因子である。従来の撮像法はMRAとVWIを同時に取得できる新たな撮像法(BRIDGE; bright

 今回,1回の撮像でMRAとVW1を同時に取得できる新たな撮像法(BRIDGE; bright and dark blood images with multi-shot gradient-echo echo-planar imaging)を 考案し,有用性の検討を行った.
 【方法】健常ボランティア10名の胸部大動脈をBRIDGEと従来法で撮影し,比較を 行った.1)MRA:胸部大動脈の5点と筋肉にROIを配置し,SNRとCNRを比較し た.2)VWI:1)と同様にROIを配置し,CNRと胸部大動脈5点のROIの血液信号抑 制の変動係数(CV)を比較した.3)各々の画質を2名の放射線科医による視覚評価で比 較した

【結果】BRIDGEと従来法の間でMRAのSNRとCNRおよびVWIのCNRとCVに有 意差はなかった.視覚評価においても有意差はなかった.MRAとVWIを両方取得す る場合,BRIDGEは従来法と同等の画質を28%短い時間で取得することができた. 【結論】BRIDGEは比較的短い時間の1回取得でマルチコントラストの画像を得ること ができ、アテローム性動脈硬化症の患者の診断と管理に有望である.



#### 02-079 Improved image quality using Accelerated-motion compensated (AMC) in cardiac DTI 心臓DTIにおける加速度補正型傾斜磁場による画質の向上

優<sup>2</sup>, 望月 智広<sup>3</sup>, 荻野 徹男<sup>4</sup>, 塩谷 植木 涉<sup>1</sup>,森田 佳明<sup>1</sup>,上田 優<sup>1</sup>,山本 達寬<sup>1</sup>,鈴木 穂波<sup>1</sup>,橘高 優希<sup>1</sup>, 澤野 美樹<sup>1</sup>,永井 康宏<sup>1</sup>,太田 靖利<sup>1</sup>,村川 圭三<sup>1</sup>,福田 哲也<sup>1</sup>

Wataru Ueki<sup>1</sup>, Yoshiaki Morita<sup>1</sup>, Yu Ueda<sup>2</sup>, Tomohiro Mochizuki<sup>3</sup>, Tetsuo Hagino<sup>4</sup>, Masaru Shiotani<sup>1</sup>,

Tatsuhiro Yamamoto<sup>1</sup>, Honami Suzuki<sup>1</sup>, Yuki Kittaka<sup>1</sup>, Miki Sawano<sup>1</sup>, Yasuhiro Nagai<sup>1</sup>, Yasutoshi Ohta<sup>1</sup>, Keizo Murakawa<sup>1</sup>, Tetsuya Fukuda<sup>1</sup>

<sup>1</sup>National Cerebral and Cardiovascular Center, <sup>2</sup>MR Clinical Scientist, Philips Japan Ltd., <sup>3</sup>MR Clinical Application IQ Specialist, Philips Japan, Ltd., <sup>4</sup>MR Clinical Scientist, Philips Japan Ltd.

【要旨】 In this study, we evaluated Fiber Tracking visualization and FA values of cardiac DTI using AMC-MPG. AMC-DTI tended to show better visualization of Fiber Tracking than conventional DTI, and FA values obtained by AMC-DTI were comparable to those in previous studies.

【目的】心臓MRIの拡散テンソル画像(DTI)において、AMCを適用することは、 モーションアーチファクトを低減し、心筋の描出能を向上させる有用なアプローチ である。そこで、従来のDTIと比較して、AMC型MPGを用いた心臓DTIを評価 することを目的とした、【方法】本研究では、健常ボランティア(n=4)を対象に、 Philips 3T MRIを用いてAMCと従来法による心臓DTI(b factor=500 s/mm2) を短軸像で撮像した、Fiber Trackingの描出能を、MRIの2名の評価者が4段階で視 を短軸像で獲像した、Fiber Trackingの描出能を、MRIの2名の評価者が4段階で視 覚評価した(3=Excellent, 2=Good, 1=Fair, 0=Poor). FA値は心筋の各セ グメント(前壁,中隔壁,下壁,側壁)で求めた.【結果】Fiber Trackingにおいて、 AMC-DTIは,従来のDTIと比較して,有意差は認めなかったものの、繊維の連続性 などの描出がよい傾向であった.(P>0.05). FA値においては、AMC-DTIは,従 来のDTIと比較して,有意差は認めなかったものの、AMC-DTIのほうが、特に前壁 や中隔でばらつきが小さかった(p>0.05).【結語】心臓DTIでは、AMC型MPGを 適用することで従来のDTIに比べて、Fiber Trackingの描出能がよい傾向を示した. さらにFA値は、過去の報告と類似していた.



#### 02-080 Efficacy of deep learning-based image reconstruction in respiratory-triggered 2D cine kat-ARC 呼吸同期併用2D Cine kat-ARCにおける Deep Learningを用いた画像再構成の有用性

毅<sup>1,2</sup>,折居 毅<sup>1</sup>, 村中 健太<sup>1</sup>, 野崎 菅原 誠<sup>3</sup>.目時 敦<sup>4</sup>, 吉岡 邦浩<sup>3</sup>

Tsuyoshi Sugawara<sup>1,2</sup>, Makoto Orii<sup>3</sup>, Tsuyoshi Metoki<sup>1</sup>, Kenta Muranaka<sup>1</sup>, Atsushi Nozaki<sup>4</sup>, Kunihiro Yoshioka<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology Service, Iwate Medical University, <sup>2</sup>Department of System Control Engineering, Graduate School of Engineering, Tokushima Bunri University, <sup>3</sup>Department of Radiology, Iwate Medical University, <sup>4</sup>GE Healthcare Japan

【要旨】 The image quality of respiratory-triggered 2D cine kat-ARC with deep learning-based image reconstruction was similar to that of the conventional method.

<背景・目的>2D Cine MRIは心室機能評価のゴールデンスタンダードであるが、小児や高齢者では、呼吸制止や長い検査時間に耐えられない ことを経験する.我々は先行研究で,呼吸同期併用2D Cine kat-ARCの有用性を報告したが,従来法(息止め2D Cine)に比べ画質の低下が認 心室容積評価が可能であれば、短時間かつ呼吸静止の必要がない、2D Cine MRIが実施できる可能性が示唆された.

#### O2-081 Improvement of image quality and accelerating on cardiovascular 4D flow MRI with turbo-field echo planar imaging

### 心大血管4D flow MRIにおける turbo-field echo planar imagingによる画質改善と高速化

聡<sup>1</sup>,常田 慧徳<sup>2</sup>,石坂 欣也<sup>1</sup>,青池 拓哉<sup>1</sup>,西岡 典子<sup>2</sup>,藤間 憲幸<sup>2</sup>,工藤 與亮<sup>3</sup> 青野

Satoru Aono<sup>1</sup>, Satonori Tsuneta<sup>2</sup>, Kinya Ishizaka<sup>1</sup>, Takuya Aoike<sup>1</sup>, Noriko Nishioka<sup>2</sup>, Noriyuki Fujima<sup>2</sup>, Kohsuke Kudo<sup>3</sup> <sup>1</sup>Department of Radiological Technology, Hokkaido University Hospital, <sup>2</sup>Department of Diagnostic and Interventional Radiology,

Hokkaido University Hospital, <sup>3</sup>Department of Diagnostic Imaging, Hokkaido University Graduate School of Medicine

【要旨】We investigated the impact of turbo-field echo planar imaging (TFEPI) on 4D flow MRI in comparison with compressed SENSE (CS) and conventional SENSE. TFEPI and CS was able to reduce the scan time compared to SENSE. TFEPI demonstrated better image quality and consistency compared to CS and SENSE.

[背景・目的] 心大血管の4D flow MRIは撮像時間が長いため高速化が必要である.従来のSENSE法と、高速化技術であるTurbo-field echo planar imaging (TFEPI) 法および compressed SENSE (CS) 法を比較し、撮像時間や画質、定量値に対する影響を検討した. [方法] 健常ボランティア5名を対象とし、3TのMRI装置 (Ingenia Elition 3.0T, Philips healthcare) を用いて、従来のSENSE法 (reduction factor: 2.5)、TFEPI法 (EPI factor: 5)、CS法 (reduction factor: 6, 12)の4通りを撮像し、撮像時間を計測した. 画質評価は2名の放射線科 医がそれぞれ独立して視覚的に強度画像と位相画像を4段階で評価した (4: excellent − 1: nonevaluable). 定量的には、2D cine phase contrast (2D-PC) 法をゴールドスタンダードとした上行大動脈における stroke volume (SV) とpeak velocity (PV)の計測値を比較した. [結果] 平均撮像時間は従来法で16:35、TFEPIで4:38、CS6で7:52、CS12で4:13であった. 視覚的な画質スコアの中央値は評価者1が従来法で2、 TFEPIで4、CS6で2、CS12で1, 評価者2が従来法で2、TFEPIで4、CS6で2、CS12で2であり、TFEPIにおいて従来法やCS法と比較して有意 に画質が良好であった (p<0.001). 定量的には、TFEPIがSV、PV いずれにおいても2D-PC法と最も高い相関を示した(従来法: r=0.955, 0.735, TFEPI: r=0.978、0.930、CS6: r=0.894、0.880、CS12: r=0.914、0.395).

TFEPI: r=0.978, 0.930, CS6: r=0.894, 0.880, CS12: r=0.914, 0.395).

【結論】TFEPI法とCS法ではいずれも従来法と比較して撮像時間が短縮した.TFEPI法では従来法やCS法と比較して有意に画質が良好で,定量精度 も優れていた.

#### O2-082 Blood flow dynamics analysis of the main pulmonary artery in repaired tetralogy of Fallot using **4D-flow MRI**

### 4D-flow MRIを用いた、ファロー四徴症術後患者における主肺動脈の血流動態解析

稻毛 章郎<sup>1,2</sup>,水野 直和<sup>3</sup>,松田 紬3

Akio Inage<sup>1,2</sup>, Naokazu Mizuno<sup>3</sup>, Jun Matsuda<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Pediatrics, Japanese Red Cross Medical Center, <sup>2</sup>Division of Pediatric Cardiology, Sakakibara Heart Institute, <sup>3</sup>Department of Radiology, Sakakibara Heart Institute

【要旨】We evaluated blood flow dynamics at the main pulmonary artery (MPA) in repaired tetralogy of Fallot (TOF) using 4D-flow MRI. Helicity in MPA was predominantly clockwise. Energy loss (EL) is involved in helicity throughout the whole cardiac cycle, and that peak EL has a particularly large.

Purpose: 4D-flow MRI was used to evaluate blood flow dynamics at the main pulmonary artery (MPA) in repaired tetralogy of Fallot (TÔF).

Methods: We measured the energy loss (EL) of MPA and helicity in 15 patients who underwent cardiac MRI at Sakakibara Heart Institute. For EL, the maximum value (peak EL) and the total value during one heartbeat were calculated. Helicity defined the clockwise rotation as positive and the counterclockwise rotation as negative, and calculated the total value. 4D-flow analysis was performed with iTFlow 1.9 manufactured by Cardio Flow Design, Japan.

Results: The mean age was 26.1+/-16.2 years, and the postoperative period was 20.9+/-10.0 years. The total value of EL was significantly higher during systole, but peak EL was observed during diastole in 6 cases (40%). The total mean value of helicity became positive, and in 9 cases (60%), the clock rotation was dominant. In the comparison between the surgical procedures, the EL of the transannular patch (TAP) group was higher than that of the pulmonary valve preservation (n-TAP) group. Helicity with predominant clock rotation was observed in 6 patients in the n-TAP group and 3 patients in the TAP group (60% in each case). A strong correlation was found between peak EL and clockwise rotation helicity (r=0.76) and counterclockwise rotation helicity (r=-0.79). **Conclusion:** In this study, helicity in MPA was predominantly clockwise repaired TOF. It was suggested that EL is involved in helicity

throughout the whole cardiac cycle, and that peak EL has a particularly large effect.

### O3-001 <sup>1</sup>H-MRS observation of acetyl-L-carnitine in the soleus muscle of the lower leg after exercise <sup>1</sup>H-MRSによる運動後の下腿のヒラメ筋に生じるアセチル-L-カルニチンの観測

梅田 雅宏<sup>1</sup>,林 知也<sup>2</sup>,渡邊 康晴<sup>1</sup>,河合 裕子<sup>1</sup>,村瀬 智一<sup>1</sup>,樋口 敏宏<sup>3</sup>

Masahiro Umeda<sup>1</sup>, Tomoya Hayashi<sup>2</sup>, Yasuharu Watanabe<sup>1</sup>, Yuko Kawai<sup>1</sup>, Tomokazu Murase<sup>1</sup>, Toshihiro Higuchi<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Data Science, Meiji University of Integratied Medcine, <sup>2</sup>Department of Physiology, Meiji University of Integrated Medicine, <sup>3</sup>Department of Neurosurgery, Meiji University of Integrated Medicine

[要旨] Using 3T-MRI, we compared  $^{1}$  H-MRS in the lower leg before and after 20 min of fast walking exercise (4.5-6.0 km/h). An increase of the ratio of acetyl-L-carnitine to creatine was observed, with a significant increase after exercise (0.12, SD 0.04) compared to before exercise (0.02, SD 0.02).

<sup>1</sup>H-MRSを利用した骨格筋の代謝物解析は細胞内外の脂肪の分離などに利用されている.アセチルカルニチン(acetyle-L-carnitine)は、脂肪の分解 で生じるアシル基がミトコンドリアの膜を通過するため、カルニチンと結合して生じる物質で、ミトコンドリアへのエネルギーの供給を担っている. 運動習慣として体力の増強効果が注目されるインターバル速歩は最大歩行速度の70%のパワーで歩行が推奨され、通常6km/h程度の速度が必要であ る.そこで、4.5km/hから6.0km/hの速度で20分の歩行運動をトレッドミル(TR-2100, YAMATO-HUMAN corporation, Japan)で行い、歩行前 後の<sup>1</sup>H-MRSを比較した.健常高齢者群14名(女性12名、男性2名、51~73歳)を対象に、臨床用の3.0 T MRI装置(Tim A Trio, SIEMENS AG, Germany)と4ch フレックスコイルを下腿後面に巻き、下腿に20mmx20mmx15mm角領域をPRESS法(TR=4s, TE=30msで32回積算)で計測し た.測定部位(ROI: Region of Interest)はヒラメ筋上に設定した.スペクトル解析は、装置に付属するカープフィットアプリケーションを利用し、 脂肪を含む主な代謝物のピーク及び、広幅のピークを含む23ピークをフィットさせ(3)ピーク面積を求め、クレアチンのピークで正規化した、全例で 上昇を認め、運動前(0.02, SD 0.02)に対して運動後(0.12, SD 0.04)は有意な上昇を認めた.(1) http://www.meiji-u.ac.jp/mr/trio\_curve\_fitting1

### O3-002 Bloch simulation of the 3-point Dixon method on biological systems 生体を対象とした3 point Dixon法の Bloch simulation

巨瀬 勝美<sup>1</sup>, 巨瀬 亮一<sup>1</sup>, 寺田 康彦<sup>2</sup>

Katsumi Kose<sup>1</sup>, Ryoichi Kose<sup>1</sup>, Yasuhiko Terada<sup>2</sup>

<sup>1</sup>MRI simulations Inc., <sup>2</sup>University of Tsukuba

[要旨] Most MR images originate from water and fat protons. Thus, it is essential to develop a method to perform Bloch simulation of such tissues. A 4D numerical phantom was created by arranging parameter maps along the frequency axis. Bloch simulation of the 3-point Dixon was performed using the phantom.

#### Introduction

Most MR images originate from water and fat protons. Therefore, it is very important to develop a method to perform Bloch simulation of such biological tissues.

#### Materials and methods

3D PDW, T1W, and T2W images of a bacon block were acquired using the 3-point Dixon method on a 1.5T MRI. After correcting the magnetic field inhomogeneity effect, water and fat images were separated and their PD, T1, and T2 maps were calculated. A 4D numerical phantom was created by arranging the parameter maps along the frequency axis. Bloch simulation of the 3-point Dixon sequence was performed using the phantom. **Pacult** 

Results and Discussion

The figure shows images obtained by the 3-point Dixon method, those obtained by the simulation, and the difference images. The mean absolute values of the difference images are 18.3%, 12.8%, and 18.4% of those of the acquired images for  $\delta TE = -2.2$ , 0, and +2.2ms. This result shows that the simulation well reproduced the image acquired by the 3-point Dixon method.



# O3-003 Proposal of bone mineral evaluation method using reference substance 基準物質を用いた骨塩評価法の提案

高津 安男<sup>1,2</sup>,大西 博<sup>3</sup>,野原百合子<sup>4</sup>,吉田 礼<sup>5</sup>,山村憲一郎<sup>2</sup>,矢部 邦宏<sup>6</sup>

Yasuo Takatsu<sup>1,2</sup>, Hiroshi Ohnishi<sup>3</sup>, Yuriko Nohara<sup>4</sup>, Rei Yoshida<sup>5</sup>, Kenichirou Yamamura<sup>2</sup>, Kunihiro Yabe<sup>6</sup>

<sup>1</sup>Department of System Control Engineering, Graduate School of Engineering, Tokushima Bunri University, <sup>2</sup>Department of Radiological Technology, Faculty of Health and Welfare, Tokushima Bunri University, <sup>3</sup>Department of Radiology, Geisei Ortho Clinic, <sup>4</sup>Department of Radiology, Daini Osaka Police Hospital, <sup>5</sup>Department of Radiology, Kurihara Central Hospital, <sup>6</sup>Department of Radiological Technology, Yamagata Prefectural Shinjo Hospital

目的:骨塩量を簡便に評価するために、磁気共鳴検査(MRI)にて脂肪含有溶液を使用して骨内脂肪量を測定する方法の実用性を調査した.方法: 0.3TMRIにて14人のボランティアの股関節近傍に脂肪含有栄養溶液(脂肪含有10%および20%,精製大豆油100%)を設置して撮像した.大腿骨 頭、大腿骨頸部、シャフト、転子領域を含む大腿骨骨髄の推定脂肪分率(SIeFF,%)に基づく信号強度を測定し、各領域のSIeFFとDXAデータの骨ミ ネラル含有量(BMC)および骨塩密度(BMD)との関係をピアソンの相関係数を用いて評価した.さらに、年齢別の基準値を、日本骨粗鬆症学会が提 示した基準に従って計算した.結果:SIeFFと合計BMDおよびBMCは、右側股関節骨頭で強い逆相関を示した.右側で中程度の逆相関を示した.年齢 別の適用基準は、20代と30代のボランティアで58.6%から73.2%でしたが、65歳で65.5%から81.9%、100歳で81.9%から102.3%に低下しまし た.結論:骨脂肪量の測定は、MRI検査で脂肪を含む栄養溶液を用いて評価できる。骨塩量測定のためにDXAの代替えとしてMRIが使用できる可能 性がある.

# O3-004 Examination of in phase and out of phase by GRE and various Dixon using fat containing samples

#### 脂肪含有試料を用いたGREと各種Dixonによる in phase, out of phase についての検討

樋口 裕平,矢部 邦宏

Yuhei Higuchi, Kunihiro Yabe

Department of Radiology, Yamagata Prefectural Shinjo Hospital

【要旨】 The in phase and out of phase images obtained by GRE, TSE-Dixon, and VIBE-Dixon showed similar contrast patterns in each sample. We believe that TSE-Dixon is useful because it can evaluate the presence or absence of fat while also providing images of the SE system.

【背景・目的】in phase, out of phaseは, 信号値変化から脂肪の有無を評価可能である.当院でin phase, out of phaseを得る方法として, GRE, TSE-Dixon, VIBE-Dixonの3種類が撮像可能である.現在, 脂肪含有試料を用いてそれら3種類のin phase, out of phaseの信号値変化を比較した報告は少なため, 検討した.【方法】装置はSiemens社製MAGNETOM Avant 1.5T, Head coilを使用.ファントムは, 水, イントラリポス輪液10%, 20%, サラダ油の4種類を作成した.GRE (TE:4.8/2.4 ms), TSE-Dixon(TE:13 ms), VIBE-Dixon (TE:4.8/2.4 ms)で撮像し, ファントムの信号値からサラダ油と各試料のコントラストを求め評価した.【結果】3種類のin phase, out of phaseは, 各試料で同様なコントラストのパターンを呈した.【考察】骨髄疾患等で脂肪の有無を評価する際、SE系のT1WIとout of phaseで評価することが多い.今回の実験から, GRE, TSE-Dixon, VIBE-Dixon で得られる out of phaseは同様に評価可能であると考える.しかし、VIBE-DixonはTE値によりコントラストが変化するため, 注意が必要である.TSE-Dixonは, SE系のT1WIも同時に取得可能なため, 他の方法に比べ有用性が高いと考える.【結語】GRE, TSE-Dixon は他の方法より有用性が高いと考える.

# O3-005 Basic study of Turbo spin echo imaging combined with Simultaneous Multi Slice in 3.0T knee joint MRI

3.0T 膝関節 MRI における Simultaneous Multi Slice 併用高速スピンエコー法の基礎検討

竹森 大智,有田 圭吾,太田 知里,東田 満治,山田 英司

Daichi Takemori, Keigo Arita, Chisato Oota, Mitsuji Higashida, Eiji Yamada

Department of Radiology Division, Osaka City University Hospital

【要旨】 There is SMS method that is expected to shorten image time. This study, we performed the basic study on SNR and Contrast of TSE and TSE combined SMS using phantom. SNR and Contrast of the SMS method was equivalent to TSE.

[背景・目的] 膝関節 MRI 撮像は、軟部組織のコントラストが高く靱帯や腱、半月板等の軟部組織を描出できる利点がある.しかし、整形外科から求め られる分解能が高く、撮像時間の延長を伴う場合がある.そこで、MRI 装置更新に伴い、同時に多段面を励起し撮像を行う Simultaneous Multi Slice (SMS) を高速スピンエコー法に併用できるようになった.SMS法は、撮像時間の短縮、もしくは同等の撮像時間でより広範囲、より薄いスライス厚で の画像収集が可能となる.本研究では、3.0T MRI 装置を用いて、T1 強調画像、T2 強調画像およびプロトン密度強調画像における Turbo Spin Echo (TSE) と SMS 併用 TSE の比較を行った.[方法] 撮像装置は Siemens 社製 Magnetom Vida 3.0T を使用し、受信コイルには 18ch knee coil を使用し た.ファントムには模擬した筋肉と軟骨をボースデルで生理食塩水を用いて希釈し作成した.模擬ファントムの間りをサラダ油で充填させた.TSE 法 と SMS 法併用 TSE でT1 強調画像、T2 強調画像、プロトン密度強調画像の撮像を行った.得られた画像から Signal to Noise Ratio (SNR) と画像コン トラストを算出し、TSE 法と SMS 法 TSE 法との比較を行った.[結語] 膝関節 3.0T MRI 撮像において、2D-TSE 法に SMS を併用することで従来の TSE 法と同等の画 質が得られ、撮像時間の短縮が得られる可能性があることが示唆された.

### O3-006 The feasibility of rapid three-dimensional MR imaging of the knee using compressed sensing 膝関節の高速3次元撮像 圧縮センシング使用時の画質検討

酒井 亮介<sup>1</sup>, 友部 尚紀<sup>1</sup>, 山本 彰規<sup>1</sup>, 戸澤 光行<sup>1</sup>, 菅田 正幸<sup>2</sup>, 中塚 智也<sup>2</sup>, 稲岡 努<sup>2</sup>, 寺田 一志<sup>2</sup> Ryousuke Sakai<sup>1</sup>, Hisanori Tomobe<sup>1</sup>, Akinori Yamamoto<sup>1</sup>, Mitsuyuki Tozawa<sup>1</sup>, Masayuki Sugeta<sup>2</sup>, Tomoya Nakatsuka<sup>2</sup>,

Tsutomu Inaoka<sup>2</sup>, Hitoshi Terada<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Toho University Sakura Medical Center, Division of Radiology, <sup>2</sup>Toho University Sakura Medical Center, Department of Radiology [要旨] The feasibility of three-dimensional (3D) proton density-weighted imaging of the knee using compressive sensing (CS) was investigated by changing various parameters.

ObjectiveTo investigate the feasibility of 3D fast spin-echo (3D-FSE) proton density-weighted imaging of the knee using compressed sensing (CS).

Subjects and MethodsThree knee joints in three healthy volunteers were included. 1.5T MRI (GE Optima MR450W) and HD T/R knee coil were used. 3D-FSE Cube proton density-weighed images were obtained (FOV:16.0cm, TR/TE:1200/40ms, ETL:40, BW:41.67, NEX:0.5). The imaging parameters were changed as following: CS factor (none, 1.0, 1.2, 1.4, 1.6), slice thickness (0.4mm, 0.6mm), matrix (256 × 224, 288 × 224, 288 × 192). SNR and CNR were measured for joint fluid, bone marrow, cartilage, ligament, and meniscus. Image quality was evaluated by three radiologists and one radiologist using a 5-point scoring system.

**Results**Heterogeneity of signal intensity was found at CS factor larger than 1.2. At CS factor less than 1.2, there was no significant difference in image quality between slice thicknesses of 0.4mm and 0.6mm. SNR was better in slice thickness of 0.6mm compared to that of 0.4mm. Although the image quality was maintained at a matrix of 288 × 192, that at a matrix of 288 × 224 was better. The use of CS reduced the scan time of 3D-FSE imaging of the knee by about 2minutes.

**Discussion and Conclusion**Although the use of CS reduced the scan time of 3D-FSE imaging of the knee, there was no significant decrease in SNR and diagnostic performance. Based on the results, CS factor of 1.2, slice thickness of 0.6 mm, and a matrix of  $288 \times 224$  are used in clinical practice.

#### **O3-007** Accelerating magnetic resonance imaging with Compressed SENSE of quasi-dynamic shoulder 肩関節の準動態撮影における Compressed SENSE を用いた高速撮影 MRIの検討

浅野 波慧<sup>1</sup>, 藪内 英剛<sup>1</sup>, 村崎 裕生<sup>2</sup>, 小林 幸次<sup>2</sup>, 和田 達弘<sup>2</sup>, 扇浦 拓也<sup>1</sup>, 神谷 武志<sup>3</sup>, 石神 康生<sup>3</sup> Namie Asano<sup>1</sup>, Hidetake Yabuuchi<sup>1</sup>, Hiroo Murazaki<sup>2</sup>, Koji Kobayashi<sup>2</sup>, Tatsuhiro Wada<sup>2</sup>, Takuya Ogiura<sup>1</sup>, Takeshi Kamitani<sup>3</sup>, Kousei Ishigami<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Health Sciences, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, <sup>2</sup>Division of Radiology, Department of Medical Technology, Kyushu University Hospital, <sup>3</sup>Department of Clinical Radiology, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University

【要旨】 3D-TSE images with neutral, externally rotated, neutral with 90° flexed elbow and abducted positon of shoulder were acquired using conventional SENSE, CS7.5, and CS10. CS7.5 could shorten imaging time while maintaining image quality.

[目的] 肩関節の準動態撮影は被検者に動作を求める負荷のかかる撮影法であり、負担軽減のため撮影時間短縮が期待される. 肩関節の準動態撮影にお けるCompressed SENSE (CS-SENSE; CS) を用いた高速撮影の有用性を検討した. [方法] 健常ボランティア8名(男 5, 女 3; 年齢21-26歳, 平 均23.1歳)を対象とし、3TMRI装置, ds small Extremity coilを使用した. 肘伸展中間位、同外旋位、肘関節90度屈曲中間位、同外転位それぞれ に従来法、CS7.5, CS10の3D-TSEを撮影した. 定量評価として信号雑音比(SNR), コントラストノイズ比(CNR)を測定した. 定性評価として構 造物の描出能とアーチファクトを4段階スコアで評価した. 肘関節90度屈曲中間位と外転位では肩峰骨頭間距離(AHD)を測定した. 名シーケンスの 中間位画像をFriedman検定、Bonferroni検定で比較し、最適シーケンスを決定した. 次に肘伸展中間位と同外旋位, 肘関節90度屈曲中間位と同外 転位をWilcoxonの符号付順位和検定で比較した. (p < 0.05) [結果] 従来法と比較し撮像時間はCS7.5: 30.2 %, CS10: 47.3 %短縮した. 定量評 価・定性評価ともにCS7.5が従来法, CS10より有意に優れ, CS7.5を最適とした. 肩甲下筋腱の描出能は肘伸展外旋位が同中間位より有意に高かった (P=0.037). 外転位のCNRは肘関節90度屈曲中間位より有意に低値(P=0.0078)であったが、AHDは外転位で肘関節90度屈曲中間位より有意に減 少した(P=0.014). [結論] 肩関節MRIにおいてCS7.5 は撮影時間を短縮し,許容可能な画像を取得できた. 回旋筋腱板の変化の観察に外旋位と外転位 は有用であった.

## **O3-008** Utility of Quasi-Dynamic Imaging in delineation of the Triangular Fibrocartilage Complex Using Compressed SENSE MRI

#### 三角線維軟骨複合体の描出における Compressed SENSE MRIを用いた準動態撮影の有用性の検討

追立 和久<sup>1</sup>, 藪内 英剛<sup>2</sup>, 和田 達弘<sup>3</sup>, 小林 幸次<sup>3</sup>, 藤原 光希<sup>1</sup>, 山下 泰生<sup>3</sup>, 神谷 武志<sup>4</sup>, 石神 康生<sup>4</sup>, 寶珠山桃子<sup>1</sup>, 浅野 波慧<sup>1</sup>, 扇浦 拓也<sup>1</sup>

Kazuhisa Oitate<sup>1</sup>, Hidetake Yabuuchi<sup>2</sup>, Tatsuhiro Wada<sup>3</sup>, Koji Kobayashi<sup>3</sup>, Hiroki Fujiwara<sup>1</sup>, Yasuo Yamashita<sup>3</sup>, Takeshi Kamitani<sup>4</sup>, Kousei Ishigami<sup>4</sup>, Toko Houshuyama<sup>1</sup>, Namie Asano<sup>1</sup>, Takuya Ogiura<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Health Sciences, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, <sup>2</sup>Faculty of Medical Sciences, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, <sup>3</sup>Division of Radiology, Department of Medical Technology, Kyushu University Hospital, <sup>4</sup>Department of clinical radiology, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University

【要旨】 Quasi-dynamic imaging of TFCC was performed using Compressed SENSE (CS-SENSE). Qualitative and quantitative analyses of TFCC were made between the intermediate position and other four flexion positions. The radial flexion position was useful as an additional imaging of the TFCC using CS-SENSE.

[目的] Compressed SENSE (CS-SENSE) は圧縮センシングとSensitivity Encoding (SENSE) を組み合わせた高速撮影法である.また、三角線維 軟骨複合体 (Triangular Fibrocartilage Complex: TFCC) は尺骨・手根骨間に位置し、手首の屈曲によりその形状が変化することが報告されてい る.CS-SENSEを用いて撮影時間を短縮し、中間位以外の屈曲位の追加撮影(準動態撮影)が可能である.TFCCの描出におけるCompressed SENSE MRIを用いた準動態撮影の有用性を検討した.[方法] 3-T MRI (Ingenia 3.0 T, Philips Healthcare, Netherlands) を用いて、健常ボランティア12 名(男7女5,年齢21-25歳,平均22.7歳)の右手関節に対して、従来法の中間位、中間位と各屈曲位(撓屈,尺屈,掌屈,背屈)に対しCS-SENSE をそれぞれ撮影した.従来法とCS-SENSEはThree-dimensional fast field echo (3D-FFE) 法を用いてT2\*強調像で撮影した。定量評価として、 Signal-to-noise ratio (SNR) と Contrast-to-noise ratio (CNR)を測定した、定性評価では、放射線科専門医がTFCCの各解剖学的構造の描出能を 4段階のスコア付けを行った.従来法とCS-SENSEの比較にはWilcoxon符号付順位和検定を用いた.中間位と各屈曲位間の差の比較にはFriedman 検定を用い、有意差が認められた場合にはり値をBonferroni補正したWilcoxon符号付順位和検定を行った.p < 0.05 を統計的に有意とした.[結果] 撮影時間は従来法が5分,CS-SENSEが3分であった.従来法とCS-SENSE間では、定量・定性評価ともに有意差は認められなかった.また、中間位 と各屈曲位間では、定量評価に有意差は認められなかったが、尺骨茎状突起付着部の描出能において提屈位が中間位に比べ有意に高いスコアが認められ た (p = 0.048).[結論]TFCCに対するCS-SENSEを用いた追加撮影として、撓屈位の有用性が示唆された.

# O3-009 Examination of optimal conditions for wrist joint imaging applying Deep Learning Deep Learningを用いた手関節撮像の最適条件検討

小出 若葉<sup>1</sup>, 高柳 有希<sup>1</sup>, 德永 雄大<sup>1</sup>, 杉村 正義<sup>1</sup>, 増井 孝之<sup>2</sup>

Wakaba Koide<sup>1</sup>, Yuuki Takayanagi<sup>1</sup>, Yudai Tokunaga<sup>1</sup>, Masayoshi Sugimura<sup>1</sup>, Takayuki Masui<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Seirei Hamamatsu General Hospital radiation part, <sup>2</sup>Seirei Hamamatsu General Hospital Department of Radiology

【要旨】In wrist joint imaging applying Air Recon Deep Learning (DL), the total imaging time can be shortened by 6 and a half minutes while maintaining image quality by using the conventional method and the conditions of DL intensity MID and HIGH with increased resolution.

【背景】Air Recon Deep Learning (DL)が導入され、SNRの向上とスキャン時間の短縮が可能となった.【目的】DLを用いた手関節撮像の最適条件 を検討した.【方法】GE社製 SIGNA PioneerにてGEM FLEX small Coilを用いて以下の撮像を行った.(1)DL強度(LOW,MID,HIGH)とマトリッ クス数(周波数\*位相=288\*224,320\*256)を変化させ脂肪抑制T2強調画像,T1強調画像,GRASS画像のファントム撮像を行いSNRを算出,従来法 (DLを用いず,後述の固定撮像条件でNEX=3としたもの)と比較した.(2)(1)において従来法の90%以上のSNRを保っていた条件で健常ボランティ アの撮像を行った.(撮像画像は冠状断=脂肪抑制T2強調画像,T1強調画像,GRASS画像(以下A,B,C),軸位断=脂肪抑制T2強調画像,T1強調 画像(以下D,E)得られた画像についてSNR,鮮鋭度,アーチファクト、全体的な印象の主観的評価(5段階 5:good-1:poor)を行った.固定撮像条 件はFOV8cm,スライス厚2mm,スペーシング0.5mm,NEX=1とした.従来法のA~E合計撮像時間は14分55秒である.【結果・結論】(1)DL 強度を上げるとSNRは良くなる.(2)A=アーチファクト・全体的な印象で全条件において基準画像を下回った.基準画像を最適とする.B,E=全ての 項目でDL HIGH,320\*256が基準画像と同等の3・または高評価.前述条件を最適とする.C=全ての項目でDL MID,320\*256が基準画像 と同等の3・または高評価.最も評価の高いDL MID,320\*256を最適とする.D=全ての項目でDL MID,320\*256が基準画像と同等の3・または高 評価.前述条件を最適とする.分解能を上げてDLを入れると画質を担保しつつ撮像時間を従来法より計6分半短縮できる.

# O3-010 Brain redox status of Alzheimer's disease model mouse using piperidine nitroxide Tempone with EPR imaging system

ニトロキシドプローブ Tempone によるアルツハイマー病モデルマウスのレドックスイメージング

江本 美穂<sup>1</sup>,赤羽 英夫<sup>2</sup>,藤井 博匡<sup>3</sup>

Miho Emoto<sup>1</sup>, Hideo Sato-Akaba<sup>2</sup>, Hirotada Fujii<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Clinical Laboratory Science, School of Medical Technology, Health Sciences University of Hokkaido, <sup>2</sup>Department of Systems Innovation, Graduate School of Engineering Science, Osaka University, <sup>3</sup>Advanced Research Promotion Center, Health Sciences University of Hokkaido

【要旨】In this study, using the EPR imaging system and piperidine nitroxide Deuterated Tempone, the brain redox imaging study was carried out for Alzheimer's disease model and control mice. Compared to brain redox images of control mice, that of AD mice showed the influence of disease-related redox status.

【目的】NitroxideはMRIにおいてはレドックス感受性T1造影剤として、electron paramagnetic resonance (EPR) ではイメージングプローブとして幅広く利用されるようになった。nitroxide化合物の基本骨格は大きく分けて2つあり、5員環構造が基本骨格のpyrrolidine系と6員環構造が基本骨格のpiperidine系に分けられる。pyrrolidine系に比べpiperidine系はレドックス感受性が高いため還元速度が速く生体内のイメージングプローブとして使用する事が困難であった。本研究では、高速撮像化したEPRイメージング法を用い、EPR・MRIにより病態と酸化ストレスの関連が示唆されているアルハイマー病(AD)モデルマウスの脳内酸化ストレス状態をpiperidine系のD-Temponeを使用して可視化した【方法】プローブとして、重水素化4-Oxo-2,2,6,6-tetramethylpiperidine(D-Tempone)を用いた、生理食塩水に溶解したプローブをコントロールマウス(C57BL/6)および ADマウスの尾静脈より投与した。EPR画像は、自作750MHz EPRイメージング装置により撮像した。MRIは、MRmini (MR Technology、筑波)を用いて撮像した。【結果・考察】コントロールマウスおよびADマウス両方でEPR・MRIの撮像画像から、D-Temponeの脳内移行性を確認した。 D-Temponeは脳内に移行した後、速やかに消失する事が明らかとなった。また、ADマウスの脳内酸化ストレス状態を可視化するレドックスマップから、コントロールマウスでは認められなかった還元速度の変化を確認することができた、【結論】D-Temponeはコントロールマウスでは認められない、ADマウスの病態を反映した脳内酸化ストレス状態を可視化できる可能性がある。

#### O3-011 iPS cell tracking in mouse brain after stereotaxic injection マウス脳へのiPS細胞インジェクション後のMRI 1細胞追跡

林 直弥<sup>1,3</sup>, 畑 純一<sup>1,2,3</sup>, 平林 源希<sup>2</sup>, 栗原 渉<sup>2</sup>, 岡野ジェイムス 洋尚<sup>2</sup>, 古川 顕<sup>1</sup>

Naoya Hayashi<sup>1,3</sup>, Junichi Hata<sup>1,2,3</sup>, Motoki Hirabayashi<sup>2</sup>, Sho Kurihara<sup>2</sup>, James, Hirotaka Okano<sup>2</sup>, Akira Furukawa<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Science, Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>Jikei University School of Medicine, <sup>3</sup>RIKEN, Center for Brain Science

【要旨】We tracked iPS cells including SPIO in mice brains by injecting cells into the brain and scanning T2WI, SWI and DWI as time went by. We observed the movement of injected iPS cells on MR images and the results indicate that iPS cells in animal tissues can be tracked on MRI.

[Introduction] iPS cell is the cells that get the pluripotent character by being mature cells reprogrammed. They are expected for regenerative medicine, disease modeling, drug trials, and so on. In regenerative therapy, iPS cells are transplanted to the patient and cells go and stay at the selective point. However, it is not sure that how the cells are moving and working in the tissues. Therefore, in this study, we tracked iPS cells by injecting the iPS cells including SPIO into the brain and scanning MRI as time went by.

[Materials & Methods] We used human iPS cells for this study. We exposed cells to SPIO and incubated them for 24 hours in order to make cells take SPIO. The concentration of the SPIO was 2.0 uL per 1 mL medium. We washed cells much enough to remove SPIO on the cell surface and we collected cells so that cell concentration became  $3.0x10^6$  /mL. After that, we stereotaxic-injected 1uL cell suspension into the motor cortex in mice brains. The mice we used were NOD mice which are suppressed their immunity. From 1 hour after injection, we scanned T2WI, SWI, and DWI as time went by. For MRI scanning, we used 9.4–T ultra-high field MRI (Bruker) and mouse cryo probe (Bruker).

[Results & Discussion] In the MR images 1 hour after injection, we checked injected iPS cells in the motor cortex with T2WI, SWI, and DWI (b-value = 1000s/mm<sup>2</sup>). In the MR images scanned as time went by after that, we could observe the movement of iPS cells including SPIO in the brain. This result indicates that iPS cells in animal tissues can be tracked on MRI.

# O3-012 in vivo deuterium MRI at 1.5T using deuterium oxide for evaluation of tumor metabolic response to treatment

#### in vivo deuterium MRI(1.5T)による重水動態に基づく早期治療効果判別へ向けた検証

兵藤 文紀<sup>1</sup>, Elsayed Elhelaly Abdelazim<sup>1</sup>, 野田 佳史<sup>2</sup>, 子安 憲一<sup>2</sup>, 岩崎 遼太<sup>3</sup>, 富田 弘之<sup>4</sup>, 庄田 真一<sup>2</sup>, 加藤 博基<sup>2</sup>, 森 崇<sup>3</sup>, 松尾 政之<sup>2</sup>

Fuminori Hyodo<sup>1</sup>, Elsayed Elhelaly Abdelazim<sup>1</sup>, Yoshifumi Noda<sup>2</sup>, Norikazu Koyasu<sup>2</sup>, Ryota Iwasaki<sup>3</sup>, Hiroyuki Tomita<sup>4</sup>, Shinichi Shoda<sup>2</sup>, Hiroki Kato<sup>2</sup>, Takashi Mori<sup>3</sup>, Masayuki Matsuo<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology Frontier Science For Imaging, Gifu University, <sup>2</sup>Department of Radiology, Gifu University, <sup>3</sup>Department of Veterinary Medicine, Faculty of Applied Biological Sciences, Gifu University, <sup>4</sup>Department of Tumor Pathology, School of Medicine, Gifu University

【要旨】In this study, the kinetic distribution of deuterium labeled water (D2O) in the tumor bearing mice were demonstrated by deuterium MRI at 1.5T which is clinically relevant magnetic field. We also evaluated the tumor metabolic response to radiotherapy and chemotherapy by deuterium MRI.

[Background & Purpose]The response of solid tumors to treatment is evaluated mainly on the basis of changes in tumor size. Recently, metabolic imaging of cancer using deuterium-labeled molecules such as glucose and maleic acid by high filed MRI have been reported for early evaluation of treatment response. We conducted a basic study of deuterium labeling imaging using MRI with clinically applicable magnetic field strength at 1.5T and evaluated the treatment response using a tumor model.[Materials & Methods] Deuterium MR imaging was performed using a small animal MRI at 1.5 T. In in vivo deuterium MRI imaging (resonant frequency is 9.8MHz), images were taken on days 1, 3, and 7 after the start of free drinking of 30 % D2O after 20 Gy radiation or treatment of gemcitabine as anticancer drug. (Results) We succeeded in visualizing the distribution of deuterium water throughout the mice 1 day after starting D2O treatment, and the signal intensity increased daily thereafter. Next, the accumulation of D2O in the tumors was compared and verified 1 and 3 days after 20 Gy radiation treatment. Interestingly, the accumulation of D2O in the tumors 1 and 3 day after Gemcitabine-treated mice was also decreased.[Discussion] In vivo deuterium MRI with D2O as a tracer may be useful as a imaging biomarker for evaluation of treatment response.

# O3-013 Time-series observations of <sup>17</sup>O-labeled water in normal mouse brain: comparison with D<sub>2</sub>O experiments

### 正常マウス脳における <sup>17</sup>0 標識水の時系列的観測 : 重水との比較

新田 展大<sup>1</sup>, 張 弘<sup>1</sup>, 漆畑 拓弥<sup>1</sup>, 田桑 弘之<sup>1</sup>, 高橋真奈美<sup>1</sup>, 東 達也<sup>1</sup>, 工藤 與亮<sup>2</sup>, 小畠 隆之<sup>1</sup> Nobuhiro Nitta<sup>1</sup>, Hong Zhang<sup>1</sup>, Takuya Urushihata<sup>1</sup>, Hiroyuki Takuwa<sup>1</sup>, Manami Takahashi<sup>1</sup>, Tatsuya Higashi<sup>1</sup>, Kohsuke Kudou<sup>2</sup>, Takayuki Obata<sup>1</sup>

<sup>1</sup>National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology, <sup>2</sup>Department of Diagnostic Imaging, Hokkaido University Graduate School of Medicine

【要旨】<sup>17</sup>O-MRI is expected to be applied to the study of water kinetic study. In this study, <sup>17</sup>O-labeled water was administered to normal mice in the tail vein and intraperitoneally, and a dynamic scan was performed in the brain. The results were compared with previous  $D_2O$  experiments.

【目的】生体における水の動きは諸疾患に関与していることが知られ、<sup>17</sup>O-MRIの応用が期待されている<sup>1</sup>. 今回正常マウスに対して、40%を<sup>17</sup>Oで標識した食塩水を尾静脈(300µl)および腹腔内(1ml)の2種類の投与経路によるDynamic scanを行い、脳内の水交換を観測した、結果は先行報告を参考にD<sub>2</sub>Oを用いた実験とも比較・検討を行った<sup>17</sup>. 【方法】装置は7.0 T-MRIおよび<sup>17</sup>O/IH double tune coilを用い、<sup>17</sup>O imageによるDynamic scanにはUTE シークエンスにて撮像した、ペースラインを3ポイント測定した時点で<sup>17</sup>O 標識水を正常マウスに投与し、合計30分間の測定を行った。パラメータは以下の通りである。TE = 0.64 ms, 1 slice, Slice Thickness = 3.52 mm, NEX = 64, Matrix = 64 × 64, FOV = 40 × 40 mm2, 1min 8sec / 1 frame, number of repetition = 27. 【結果】静脈投与では<sup>17</sup>O 信号のピークを早期に認めた。腹腔内投与では<sup>17</sup>O 信号は比較的緩徐に上昇し、D<sub>2</sub>O 腹腔内投与時と比較してもその変化は緩やかであった.【考察】本実験は水動態研究における基礎研究に有益であることが示唆される.D<sub>2</sub>Oの動態との差異に関しては環境の違いなどもあり、結論を導くためにはより詳細な検討が必要と考えられる。今後は<sup>17</sup>O 標識水とD<sub>2</sub>O を併用して、疾患モデルマウスのMRI実験を行なっていきたい.【参考文献】1. K.Kudo et.al, J Magn Reson Imaging 2018. **2.** T.Obata et al, JSMRM2020, SY2-5.

# O3-014 A pilot study of extracellular pH measurement using iopamidol acido-chemical exchange transfer imaging on a 3T MRI

**3T-MRI装置での細胞外pH測定に向けたiopamidol acido-chemical exchange transfer imagingの検討** 松元 友暉<sup>1</sup>,原田 雅史<sup>1</sup>,金澤 裕樹<sup>1</sup>,三好 光晴<sup>2</sup>

Yuki Matsumoto<sup>1</sup>, Masafumi Harada<sup>1</sup>, Yuki Kanazawa<sup>1</sup>, Mitsuharu Miyoshi<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Institute of Biomedical Sciences, Tokushima University Graduate School, <sup>2</sup>GE Healthcare, Japan

【要旨】 CEST imaging can also detect extracellular pH (pHe) using tracer that can selectively increase CEST effects. In this study, we investigated whether computed tomography (CT) contrast media can increase the CEST effects depending on the acidic environments.

#### [Purpose]

The purpose of this study was to demonstrate that extracellular pH (pHe) is detectable by combining chemical exchange saturation transfer (CEST) imaging and contrast agents.

### [Materials and Methods]

A phantom experiment was performed using iopamidol with a known acidity (6.4, 6.8, 7.2) was used with different concentration (50, and 100 mmol) of contrast medias. The dependence of the CEST peak on the radio frequency pulse, saturation time, and saturation power was varied. In this study, region of interest (ROI) analysis was performed. The mean value of signal intensity was measured by drawing ROIs with round shapes of the same size. The CEST spectra were then plotted, and the CEST effect caused by pH was confirmed at off-set RF frequency of 4.2 and 5.6 ppm. [Results]

# The CEST effect caused by pH was observed at each pH value and this increased with increasing RF duration. The strongest peak CEST effect power was also detectable at pH 6.8.

#### O3-015 Examination of the determinants of CEST signals CEST 信号の決定要因の検討

村田 涉<sup>1</sup>, 高橋 昌哉<sup>2,3</sup>, 青木 茂樹<sup>2</sup>

Syo Murata<sup>1</sup>, Masaya Takahashi<sup>2,3</sup>, Shigeki Aoki<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Sciences, Komazawa University, <sup>2</sup>Department of Radiology, Juntendo University, <sup>3</sup>Guerbet Japan

【要旨】 Chemical exchange saturation transfer (CEST) imaging has been extended to detection of different tissue metabolites. We investigated how the CEST signal measured at each frequency is affected by the imaging parameters and surrounding conditions besides tissue concentration of each metabolite.

Introduction: 化学交換飽和移動 (chemical exchange saturation transfer: CEST) 法で観察できる内因性の代謝物は、分子量の比較的小さな可動性 分子の内-CONH, -NH<sub>2</sub>, -OHなどの側鎖をもつ代謝物であり、組織内のタンパク質・ペプチド、神経伝達物質のグルタメート、クレアチンやグルコー スなどの定量が報告されている。これらの代謝物上のプロトン(<sup>1</sup>H)のMRI信号は通常は観察できないが、CEST法では代謝物と自由水の<sup>1</sup>H間の化学交 換(置き換え)を介することで間接的に観察が可能である。CEST信号は撮像条件(特に preparation pulse) に影響され、その程度は各代謝物により 異なる。さらに同じ条件下でのCEST信号の量は、各代謝物の組織内濃度のみならず組織のTI値、化学交換速度に影響を及ぼす組織pHや温度などの 影響を受ける。本研究では、CEST信号に与える要因を各代謝物のファントムで検証した。Methods: ファントムとして、水のビークから各々35,3, 2,1.2 ppmのchemical shiftを示す分子内の<sup>1</sup>Hを持つ物質(nicotinamide, glutamate, creatine, glucose)のT1, pHを調製した水溶液を作成した. 作 成ファントムをCEST法の preparation pulseの印加時間、強度を変化させて撮像し、MTR asymmetryによりCEST信号を定量評価した. Results: 同一撮像条件下において、各物質濃度は一定にもかかわらず、温度やPHの違いによりCEST信号は大きく変化した。さらにCEST信号は preparation pulseの印加時間が長く、強度が高いほど上昇したが、その上昇度合いは物質により異なっていた。Discussion: CEST信号は、撮像条件のみならず周 囲環境の違いで変化することが明確に示された。CEST信号の preparation pulseの印加時間・強度による変化の割合は物質の特性(特に化学交換時間 速度)に関係していることが示された。これらの結果を基に、今後は脳内CEST信号の条件による変化を解析し結果の解釈、補正についてさらに研究 を進める.



# O3-016 Deep Learning Reconstruction (DLR) for Chest MRI: Image Quality and Diagnostic Performance Improvements in Non-Small Cell Lung Cancer

DLRの胸部MRIにおける画質改善と非小細胞肺癌の診断能向上における有用性に関する検討

大野 良治 <sup>1,2</sup>, 山本 香織 <sup>3</sup>, 池戸 雅人 <sup>3</sup>, 油井 正夫 <sup>3</sup>, 岩瀬 秋吉 <sup>4</sup>, 福場 崇 <sup>4</sup>, 花松 智武 <sup>1</sup>, 小濱 祐樹 <sup>1</sup>, 植田 高弘 <sup>1</sup>, 池田 裕隆 <sup>1</sup>, 村山 和宏 <sup>2</sup>, 片田 和広 <sup>1</sup>, 小林 茂樹 <sup>5</sup>, 外山 宏 <sup>1</sup>

Yoshiharu Ohno<sup>1,2</sup>, Kaori Yamamoto<sup>3</sup>, Masato Ikedo<sup>3</sup>, Masao Yui<sup>3</sup>, Akiyoshi Iwase<sup>4</sup>, Takashi Fukuba<sup>4</sup>,

Satomu Hanamatsu<sup>1</sup>, Yuki Obama<sup>1</sup>, Takahiro Ueda<sup>1</sup>, Hirotaka Ikeda<sup>1</sup>, Kazuhiro Murayama<sup>2</sup>, Kazuhiro Katada<sup>1</sup>, Shigeki Kobayashi<sup>5</sup>, Hiroshi Toyama<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Fujita Health University School of Medicine, <sup>2</sup>Joint Research Laboratory of Advanced Medical Imaging, Fujita Health University School of Medicine, <sup>3</sup>Canon Medical Systems Corporation, <sup>4</sup>Department of Radiology, Fujita Health

University Hospital, <sup>5</sup>Faculty of Radiological Technology, Fujita Health University, School of Medical Sciences

【要旨】 Deep learning reconstruction (DLR) was tested to image quality improvement and T and N factor evaluation in NSCLC on chest MRI and determined that DLR can significantly improve image quality of some sequences and T factor evaluation on chest MRI.

Purpose: To determine the influence of deep learning reconstruction (DLR) on image quality and diagnostic performance at chest MRI in patients with non-small cell lung cancer (NSCLC). Materials and Methods: 39 consecutive NSCLC patients underwent chest MRI including T2WI, STIR images, MRI with ultra-short TE (UTE-MRI), unenhanced and contrast-enhanced (CE-) Quick 3D (Canon Medical Systems) and thin-section unenhanced and CE-Quick 3D with Compressed Sensing (CS-Quick 3D), surgical resection and pathological examination. Then, each data was reconstructed with and without DLR. Then, SNRs of tumor and chest wall muscle and CNR between tumor and muscle were assessed by ROI measurements. In addition, overall image quality, artifact and lesion depiction were assessed by 5-point scales. Moreover, T and N factors were also evaluated by chest MRI with and without DLR. All image quality indexes were compared between each MR data with and without DLR by paired t-test or Wilcoxon signed-rank test. Agreements for T and N factor evaluation were determined by  $\kappa$  statistics with  $\chi^2$  test. Results: SNRs of T2WI, STIR and unenhanced CS-Quick 3D with DLR were significantly higher than those without DLR (p<0.05). DLR significantly improved overall image quality and artifact of T2WI, STIR, UTE-MRI and unenhanced and CE-CS-Quick 3Ds (p<0.005). Agreements of T and N factors on each MRI and standard reference were substantial or almost perfect (0.77< $\kappa$ <0.86, p<0.0001). Conclusion: DLR can significantly improve image quality of some sequences and T factor evaluation on chest MRI.

## O3-017 Single- and Multi-Parametric Predictions for Therapeutic Effect on DWI, CEST and FDG-PET/ CT in NSCLC Patients with Chemoradiotherapy

DWI, CESTとFDG-PET/CTにおける非小細胞肺癌の化学放射線治療効果予測能に関する検討

大野 良治<sup>1,2</sup>,油井 正生<sup>3</sup>,竹中 大祐<sup>4</sup>,吉川 武<sup>4</sup>,山本 香織<sup>3</sup>,池戸 雅人<sup>3</sup>,岩瀬 秋吉<sup>5</sup>,福場 崇<sup>5</sup>,花松 智武<sup>1</sup>, 小濱 祐樹<sup>1</sup>,植田 高弘<sup>1</sup>,池田 裕隆<sup>1</sup>,村山 和宏<sup>2</sup>,片田 和広<sup>1</sup>,小林 茂樹<sup>6</sup>,外山 宏<sup>1</sup>

Yoshiharu Ohno<sup>1,2</sup>, Masao Yui<sup>3</sup>, Daisuke Takenaka<sup>4</sup>, Takeshi Yoshikawa<sup>4</sup>, Kaori Yamamoto<sup>3</sup>, Masato Ikedo<sup>3</sup>,

Akiyoshi Iwase<sup>5</sup>, Takashi Fukuba<sup>5</sup>, Satomu Hanamatsu<sup>1</sup>, Yuki Obama<sup>1</sup>, Takahiro Ueda<sup>1</sup>, Hirotaka Ikeda<sup>1</sup>,

Kazuhiro Murayama<sup>2</sup>, Kazuhiro Katada<sup>1</sup>, Shigeki Kobayashi<sup>6</sup>, Hiroshi Toyama<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Fujita Health University School of Medicine, <sup>2</sup>Joint Research Laboratory of Advanced Medical Imaging, Fujita Health University School of Medicine, <sup>3</sup>Canon Medical Systems Corporation, <sup>4</sup>Department of Diagnostic Radiology, Hyogo Cancer Center, <sup>5</sup>Department of Radiology, Fujita Health University Hospital, <sup>6</sup>Faculty of Radiological Technology, Fujita Health University, School of Medical Sciences

【要旨】 CEST imaging, DWI, FDG-PET/CT and combined predictors from MRI and PET/CT were compare the utility of therapeutic effect prediction for chemoradiotherapy among, and demonstrate their potentials in non-small cell lung cancer (NSCLC) patients.

PURPOSE: To compare the capability of therapeutic effect prediction for chemoradiotherapy among chemical exchange saturation transfer (CEST) imaging, DWI, FDG-PET/CT and combined predictors from MRI and PET/CT in non-small cell lung cancer (NSCLC) patients. MATERIALS AND METHODS: 50 pathologically diagnosed stage III NSCLC patients underwent CEST imaging, DWI, FDG-PET/CT, and chemoradiotherapy and follow-up examinations. According to the results of follow-up examination, all patients were divided into responders (n=15) and non-responders (n=35). In each primary lesion, magnetization transfer ratio asymmetry (MTRasym), ADC and SUVmax were assessed by ROI measurements. Then, multivariate logistic regression analyses were performed to determine the predictors. Then, diagnostic performance was compared among all indexes and combined predictors by ROC analysis. When applied each feasible threshold value, sensitivity, specificity and accuracy were compared among all indexes and combined predictors by McNemar's test. RESULTS: Multivariate regression analyses identified MTRasym (Odds ratio [OR]: 0.33, p=0.001), ADC (OR: 0.22, p=0.009) and SUVmax (OR: 0.11, p=0.002) as significant predictors. Area under the curve, specificity or accuracy of combined predictors were significantly higher than those of others (p<0.05). CONCLUSION: CEST imaging is considered as at least as valuable as DWI and FDG-PET/CT and would be better to be combined all information for predicting therapeutic effect of chemoradiotherapy in NSCLC patients.

#### O3-018 Comparison of Capability for TNM and VALSG Stage Assessments among PET/MRI, PET/CT, Whole-Body MRI and Conventional Method in SCLC Patients PET/MRI, PET/CT, 全身 MRIと標準検査による小細胞癌の TNM/ VALSG 病期診断能比較

大野 良治<sup>1,2</sup>, 油井 正生<sup>3</sup>, 青柳 康太<sup>3</sup>, 竹中 大祐<sup>4</sup>, 吉川 武<sup>4</sup>, 花松 智武<sup>1</sup>, 小濱 祐樹<sup>1</sup>, 植田 高弘<sup>1</sup>, 池田 裕隆<sup>1</sup>, 村山 和宏<sup>2</sup>, 片田 和広<sup>1</sup>, 小林 茂樹<sup>5</sup>, 外山 宏<sup>1</sup>

Yoshiharu Ohno<sup>1,2</sup>, Masao Yui<sup>3</sup>, Kota Aoyagi<sup>3</sup>, Daisuke Takenaka<sup>4</sup>, Takeshi Yoshikawa<sup>4</sup>, Satomu Hanamatsu<sup>1</sup>, Yuki Obama<sup>1</sup>, Takahiro Ueda<sup>1</sup>, Hirotaka Ikeda<sup>1</sup>, Kazuhiro Murayama<sup>2</sup>, Kazuhiro Katada<sup>1</sup>, Shigeki Kobayashi<sup>5</sup>, Hiroshi Toyama<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Fujita Health University School of Medicine, <sup>2</sup>Joint Research Laboratory of Advanced Medical Imaging, Fujita Health University School of Medicine, <sup>3</sup>Canon Medical Systems Corporation, <sup>4</sup>Department of Diagnostic Radiology, Hyogo Cancer Center, <sup>5</sup>Faculty of Radiological Technology, Fujita Health University, School of Medical Sciences

【要旨】 Capabilities for assessing TNM and VALSG stages were compared among PET/MRI, PET/CT, whole-body MRI and conventional examination in small cell carcinoma (SCLC) patients, and PET/MRI and MRI had equal to or better potential for TNM and VALSG stage assessments than PET/CT and conventional examination.

Purpose: To prospectively compare the capabilities for assessing TNM and VALSG stages among PET/MRI, PET/CT, whole-body MRI and conventional method in small cell carcinoma (SCLC) patients.Materials and Methods: 98 pathologically diagnosed SCLC patients underwent whole-body MRI, FDG-PET/CT and conventional method based on guideline. Then, each factor, TNM and VALSG stages were evaluated. Kappa statistics was determined for evaluations of agreements of all factors as well as each clinical stage between final diagnosis and each method. Finally, diagnostic accuracy of each factor, TNM and VALSG stage evaluations were statistically compared among all methods by using McNemar's test. Results: All agreements for T factor were almost perfect (0.81 < < 0.95), and those for N factor were substantial (0.69 < < 0.81). Although agreements of conventional method for M factor was substantial ( $\kappa = 0.67$ ), other agreements were almost perfect (0.84 < < 0.88). Agreements for TNM and VALSG stage evaluation were substantial or almost perfect (0.70 < < 0.88). For T and N factors and TNM stage evaluations, diagnostic accuracies of PET/MRI and whole-body MRI were significantly higher than that of PET/CT or conventional method (p < 0.05). For M factor and VALSG stage evaluation, diagnostic accuracy of PET/MRI, PET/CT and whole-body MRI were significantly higher than that of conventional examination (p = 0.002). Conclusion: PET/MRI and whole-body MRI had equal to or better potential for TNM and VALSG stage assessments than PET/CT and conventional method in SCLC patients.

### O3-019 Compared Lymph Node Metastasis Prediction Capability among UTE-MRI with Two Methods, CT, DWI, PET/CT and Combined MR Predictors in NSCLC Patients UTE-MRI, DWI, PET/CTとMRI予測因子を用いた非小細胞肺癌リンパ節転移予測能の比較

大野 良治<sup>1,2</sup>,油井 正生<sup>3</sup>,山本 香織<sup>3</sup>,池戸 雅人<sup>3</sup>,葛西 由守<sup>3</sup>,竹中 大祐<sup>4</sup>,花松 智武<sup>1</sup>,小濱 祐樹<sup>1</sup>,植田 高弘<sup>1</sup>, 池田 裕隆<sup>1</sup>,村山 和宏<sup>2</sup>,片田 和広<sup>1</sup>,小林 茂樹<sup>5</sup>,外山 宏<sup>1</sup>

Yoshiharu Ohno<sup>1,2</sup>, Masao Yui<sup>3</sup>, Kaori Yamamoto<sup>3</sup>, Masato Ikedo<sup>3</sup>, Yoshimori Kassai<sup>3</sup>, Daisuke Takenaka<sup>4</sup>, Satomu Hanamatsu<sup>1</sup>, Yuki Obama<sup>1</sup>, Takahiro Ueda<sup>1</sup>, Hirotaka Ikeda<sup>1</sup>, Kazuhiro Murayama<sup>2</sup>, Kazuhiro Katada<sup>1</sup>, Shigeki Kobayashi<sup>5</sup>, Hiroshi Toyama<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Fujita Health University School of Medicine, <sup>2</sup>Joint Research Laboratory of Advanced Medical Imaging, Fujita Health University School of Medicine, <sup>3</sup>Canon Medical Systems Corporation, <sup>4</sup>Department of Diagnostic Radiology, Hyogo Cancer Center, <sup>5</sup>Department of Radiology, Fujita Health University Hospital

【要旨】 Capability for lymph node metastasis prediction in NSCLC were compared among UTE-MRIs with single- and dual-echo techniques (UTE-MRI<sub>Single</sub> and UTE-MRI<sub>Dual</sub>), CT, DWI, FDG-PET/CT, and UTE-MRI<sub>Dual</sub> was determined as having the capability to play as significant predictor in this setting.

predictor in this setting. PURPOSE: Evaluation of solid component within tumor as ratio between consolidation and total tumor (C/T ratio) on CT had been suggested as useful for prediction of patients' survival in non-small cell lung cancer (NSCLC). The purpose of this study was to compare capability for lymph node metastasis prediction in NSCLC among UTE-MRIs with single- and dual-echo techniques (UTE-MRI<sub>single1</sub> and UTE-MRI<sub>Dual</sub>), CT, DWI, FDG-PET/CT and combined MR predictors. MATERIALS AND METHODS: 56 NSCLC patients underwent CT, UTE-MRIs with both techniques, DWI, PET/CT, surgical resection and pathological and follow-up examinations. Then, C/T ratios, ADC and SUV<sub>max</sub> at each primary lesion were assessed. All indexes were compared between N0 and equal to or more than N1 (N1-N3) cases by Student's t test. Multiple regression analysis was performed to determine predictors. RESULTS: There was significant difference of each index between N0 and N1-N3 cases (p<0.05). C/T ratio from UTE-MRI<sub>Dual</sub> and ADC were determined significant predictors (p<0.05). AUC of ADC (AUC=0.84), SUV<sub>max</sub> (AUC=0.82) or combined MR predictors (AUC=0.90) were significantly larger than that of each C/T ratio (0.68<AUC<0.74, p<0.05). CONCLUSIONS: UTE-MRI<sub>Dual</sub> is considered as having the capability to play as significant predictor for lymph node metastasis similar to DWI, and combined MR predictors shows significant higher capability than CT and FDG-PET/CT in this setting.

# Poster

一般演題(ポスター)

#### P-001-J Assessment of functional connectivity development in common marmosets by resting-state functional MRI

### 安静時fMRIによるコモンマーモセットの機能的結合の発達評価

伊東 莉那<sup>1</sup>, 小牧 裕司<sup>2</sup>, 関 布美子<sup>2</sup>, 飯田 真由<sup>1,2</sup>, 力武 聖月<sup>1,2</sup>, 西尾 真鈴<sup>1,2</sup>, 畑 純一<sup>1,3</sup>, 白川 崇子<sup>1</sup>

Rina Ito<sup>1</sup>, Yuji Komaki<sup>2</sup>, Fumiko Seki<sup>2</sup>, Mayu Iida<sup>1,2</sup>, Mitsuki Rikitake<sup>1,2</sup>, Marin Nishio<sup>1,2</sup>, Junichi Hata<sup>1,3</sup>, Takako Shirakawa<sup>1</sup> <sup>1</sup>Department of Radiological Sciences, Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>Live imaging Center, Central Institute for Experimental Animals, <sup>3</sup>Jikei University Graduate School of Medicine

【要旨】 Functional connectivity development was examined by resting-state functional MRI in healthy marmosets. Strength of FC increased dramatically until they become adults. Results of marmosets were similar to humans, and it could apply as control models comparing with psycho-neurological disorder models.

#### Introduction

The common marmosets (marmosets) are non-human primate and become adults in 2 years. Marmosets have been researched as psycho-neurological disorder models, but healthy model data were insufficient. In this study, the development of brain functional connectivity (FC) was examined by resting-state functional MRI (rs-fMRI) in healthy marmosets. Methods

A total of 62 healthy marmosets (age: 1-186 months, 168 times) were longitudinally observed. Using a 7.0 T MRI scanner, T2WI and rs-fMRI were acquired. Strength of FC was calculated by CONN toolbox, and correlated regions with age, body weight and FA of white matter were evaluated by NBS connectome.

#### Results and Discussion

The development of FC was confirmed by functional network images, FC matrix, and distributions of edge density and strength from 3 to 24 months. In contrast, edge weight reached biggest value at 3 months. It is reflected that FC within-brain networks decrease while FC between-brain networks increase as age.



#### P-002-J fMRI study of brain activation pathways connecting odor stimulation and behaviors: Analysis of activations evoked by attractive odor, muscone

匂い刺激と行動を結ぶ脳活性化経路の機能的MRI研究:誘引物質ムスコンにより刺激したマウスの脳応答の解析

### 椿原由美子,武田 光広,吉永 壮佐,寺沢 宏明

Yumiko Tsubakihara, Mitsuhiro Takeda, Sosuke Yoshinaga, Hiroaki Terasawa

#### Faculty of Life Sciences, Kumamoto University

【要旨】 fMRI analyses of mice stimulated by an attractive odor, muscone, were performed by applying periodic stimulations under medetomidine anesthesia and independent component analysis. Activations were detected in brain regions previously identified by immunohistochemistry, and in other brain regions.

[Introduction]Muscone is an odorant from the musk deer that attracts male mice [1]. We seek to identify muscone-evoked activation pathways in the mouse whole brain by an fMRI method, using periodic stimulation and independent component analysis (ICA) [2]. We have used medetomidine as the anesthetic for these studies, but it reportedly affects neural activation [3]. Here, we have explored the detection of muscone-evoked activations with different levels of medetomidine anesthesia.

[Materials and Methods]MRI data were acquired using a 7 Tesla scanner equipped with a cryogenic probe (Bruker BioSpin). Male C57BL/6 mice (7-10 weeks old) were anesthetized with medetomidine at 0.1, 0.05 and 0.01 mg/kg/hr. The mice were stimulated with muscone for 5 sec at 1 min intervals, using an automated system (ARCO SYSTEM) [4]. EPI data from three mice were analyzed by group ICA. Stimulation-related components were selected based on the frequency, and the activation sites in the whole brain were identified. [Results]Stronger muscone-evoked activations were detected with decreasing medetomidine concentrations. Activated regions detected

at 0.01 mg/kg/hr included the main olfactory bulb, piriform cortex and olfactory tubercle, consistent with an immunohistochemistry analysis [5]. Furthermore, other regions (e.g., nucleus accumbens) were additionally detected. [References][1] Nat. Commun., 10, 209 (2019) [2] Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 25, 5363 (2017) [3] NeuroImage, 84, 27-34 (2014) [4]

Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 26, 2309 (2018) [5] Neuron, 81, 165-178 (2014)

#### P-003-J Effects of animal habituation on brain networks in resting state fMRI 脳活動 MRI における脳ネットワークへの動物馴化の影響

純一<sup>1,2</sup>, 力武 聖月<sup>1,2</sup>, 野武 幸子<sup>2</sup>, 伊藤 黒川 華怜<sup>1</sup>, 畑 研<sup>2</sup>, 吉丸 大輔<sup>2</sup>, 岡野ジェイムス洋尚<sup>2</sup>, 古川 駬<sup>1</sup>

Karen Kurokawa<sup>1</sup>, Junichi Hata<sup>1,2</sup>, Mitsuki Rikitake<sup>1,2</sup>, Sachiko Notake<sup>2</sup>, Ken Ito<sup>2</sup>, Daisuke Yoshimaru<sup>2</sup>,

James Hirotaka Okano<sup>2</sup>, Akira Furukawa<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>The Jikei University

【要旨】 It is important to be comfortable with awakeful-fMRI in animals. We investigated the effects of habituation on the quality of fMRI data and the network of brain. The results showed that there were changes in the movements, accuracy of quality and brain network with/out training.

【背景】動物実験におけるrs-fMRIには麻酔を用いるものと、麻酔を使用せず覚醒下で撮影する2手法での研究報告がなされている.麻酔下では、体動 を抑えられ安定してデータを取得可能である.しかし,脳活動自体が麻酔薬によって低下してしまい,安静時とはいいがたい計測となってしまう. この ため、近年では覚醒下での動物rs-fMRIが主流となってきている、覚眠下で実験するためには頭部固定具の外科手術や、トレーニングによる馴化が必要となる、馴化による影響を調べた先行研究では、ストレスや体動には触れていたが脳のネットワークに関する報告はなかった.【目的】我々はトレーニングの有無におけるBOLD MRIデータの質と脳活動ネットワークへの影響を理解することを目的とした.【方法】健常な8週齡のC57BL/6Jマウス (n=9)を対象とし、9.4T MRI装置(Bruker社)を用い、GRE-EPI法(TR=1500 ms,TE=12 ms)によりBOLD撮像を行なった。まずウスの頭部 に固定具を装着する手術を行なった。トレーニングを行わず撮影し、その後1週間にわたり1回40分のトレーニングを計5回行うことで馴化させたの ち再び撮影を行なった。BOLD MRI画像を用いて体動による画像シフト量と信号の安定性に関し画像解析を行い評価した。また、トレーニング前後に よる脳ネットワークの影響を解析し、比較評価を行なった、【結果と考察】トレーニングによって体動や画質の精度に変化が見られた.rs-fMRIにおい て動物計測を行う場合は、ある一定のトレーニングが重要であると言える.また、トレーニング前後でいくつかの脳領野に関するネットワークの変化が 見られた.【結論】トレーニングにより体動が抑制でき、ネットワークに影響が生じることが確認された.

#### P-004-J **Resting-State Networks in Common Marmoset Brain**

コモンマーモセットの安静時脳機能ネットワークの検討

柔<sup>1,2,3</sup>,畑 純一<sup>1,2,3,4,5</sup>, 吉丸 大輔<sup>1,3,4,5</sup>, 萩谷 桂¹, 牟田佳那子⁵, 倉形美菜子¹, 岡野ジェイムス 洋尚⁵, 古川 羽賀 顕<sup>2</sup>. 岡野 栄之<sup>1,4</sup>

Yawara Haga<sup>1,2,3</sup>, Junichi Hata<sup>1,2,3,4,5</sup>, Daisuke Yoshimaru<sup>1,3,4,5</sup>, Kei Hagiya<sup>1</sup>, Kanako Muta<sup>5</sup>, Minako Kurakata<sup>1</sup>, Hirotaka James Okano<sup>5</sup>, Akira Furukawa<sup>2</sup>, Hideyuki Okano<sup>1,4</sup>

<sup>1</sup>Laboratory for Marmoset Neural Architecture, RIKEN Center for Brain Science, <sup>2</sup>Department of Radiological Sciences, Human Health Sciences, Tokyo Metropolitan University Graduate School, <sup>3</sup>Live Imaging Center, Central Institute for Experimental Animals, <sup>4</sup>Department of Physiology, Keio University School of Medicine, <sup>5</sup>Division of Regenerative Medicine, The Jikei University School of Medicine

【要旨】 In this study, we analyzed resting-state networks in common marmoset brain.

The result of group-ICA, we detected some RSNs, e.g. default mode network, visual networks, somatomotor networks and basal ganglia network. We performed a high reproducible RSNs research using a large amount of fMRI data.

#### [Introduction]

Recently, there has been a great deal of research on brain function in the common marmoset (Callithrix jacchus), a New World primate. In the research of their brain function, fMRI have been used to identify the Resting State Networks (RSNs). However, the component brain regions of their RSNs have not been clarified. Here, we investigated the RSNs and those component brain regions of common marmoset brain. [Methods]

This study was approved by the Animal Experiment Committees in RIKEN Center for Brain Science (CBS), and was conducted in accordance with the Guidelines

for Conducting Animal Experiments of RIKEN CBS. 6 healthy common marmosets (mean age =  $4.46 \pm 1.23$  years old, two female) were scanned using a 9.4 T MRI unit (Bruker BioSpec 94/30). Each animal was scanned for 72–120 runs (155 volumes each) of fMRI and T2WI. After image preprocessing, MELODIC for Independent component analysis was performed. [Results and Discussion]

As a result of ICA, some components were identified as resting state networks of awake common marmoset. The DMN in this study included dorsolateral prefrontal cortex, posterior parietal cortex and posterior cingulate cortex. It was similar to component brain regions of DMN shown in several previous studies. Furthermore, some RSNs including the visual cortexes, two somatomotor networks, basal ganglia network and networks including frontal regions were observed. In addition, ICA for each subject data detected RSNs similar to those detected by group-ICA. Therefore, we performed a high reproducible RSNs research using a large amount of fMRI data.

#### P-005-J Necessary rsfMRI data volume in the calculation of Functional Connectivity Functional connectivityの算出における必要な画像データサンプル量の探索

純一<sup>1,2,3</sup>,林 倉形美菜子<sup>1,2</sup>,羽賀 柔<sup>1,2</sup>,畑 直弥<sup>1,2</sup>, 大城日菜子<sup>1,2</sup>, 吉丸 大輔<sup>2</sup>, 萩谷 桂<sup>2</sup>,岸 憲幸<sup>2</sup>,白川 崇子<sup>1</sup>, 岡野 栄之<sup>2</sup>

Minako Kurakata<sup>1,2</sup>, Yawara Haga<sup>1,2</sup>, Junichi Hata<sup>1,2,3</sup>, Naoya Hayashi<sup>1,2</sup>, Hinako Ooshiro<sup>1,2</sup>, Daisuke Yoshimaru<sup>2</sup>, Kei Hagiya<sup>2</sup>, Noriyuki Kishi<sup>2</sup>, Takako Shirakawa<sup>1</sup>, Hideyuki Okano<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Faculty of Health Science, Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>RIKEN, Center for Brain Science, <sup>3</sup>likei University School of Medicine

【要旨】We investigated the necessary rsfMRI data volume to measure Functional Connectivity (FC) based on the difference between FC of each ROI and that calculated from 10 hours' worth of rsfMRI data. As a result, the difference between them closed consistently as the used data volume increased.

【目的】resting-state fMRI(rsfMRI)による脳領域間のFunctional connectivity(FC)解析は、脳神経科学研究における有用性が示されている。それ 以前から、取得データ量によりFCの値と信頼性が変化することが認められていたが、fMRI実験における必要なデータ量について検討している論文 は少ない、本研究では10時間のrsfMRIデータを用いてFC解析における必要なデータサンプル量を検討した.【方法】健康な成体のコモンマーモセッ ト (n=4, 3.91±0.79歳)を対象とした。9.4-T MRI(Bruker)を使用し、T2強調画像、補正用SE画像、およびrsfMRIデータを取得した。1回60分の recordingを各個体につき10回行い、合計10時間のrsfMRIデータを取得した、SPM12, FSL TOPUP tool, CONNを用いたrsfMRIデータの補正の 後、各脳領域における信号強度の時系列データを計測した。長さの異なる時系列データ(5,10,30分および1-10時間を30分間間隔)を抜き出し、FCを 合物領域のFDCについて、10時間ので一々から管地したFCとの差分を計算した。それを利定ーのについて会領域間のFDCの変更的 算出した. 全領域間のFCについて,10時間のデータから算出したFCとの差分を計算した. さらに,各時系列データについて全領域間のFCの変動値 の平均を計算した. その値の変化の傾向から必要なデータ量について検討した.なお,この研究は理化学研究所脳神経科学研究センター(理研CBS)の 動物実験委員会によって承認され,理研CBSの動物実験実施ガイドラインに従って実施された.【結果・考察】FCの変動値の平均は,fMRIデータ量の 増加に伴い一貫して減少した.具体的に、データ量が300 volume(scan time=10分)の時FCの変動値の平均は±0.1を下り、1800 volume(1時間) で±0.05を下った. さらに、4500 volume(2.5時間)で±0.025、13500 volume(7.5時間)で±0.01を下った.以上の結果から、求める精度を得ら れるデータサンプル量が明らかとなった.ただし、一部の脳領域間では変動値が変則的に推移したため、着目する脳領域によっては注意が必要であると いえる.

#### P-006-J The Caffeine stimulation caused changes in brain activity, which were analyzed by rs-fMRI 慢性カフェイン離脱時における rs-fMRI を用いた脳活動解析

純一<sup>1,2,3</sup>, 野武 幸子<sup>2</sup>, 黒川 華怜<sup>1</sup>, 伊藤 力武 聖月<sup>1</sup>. 畑 研<sup>2</sup>, 大城日菜子<sup>1</sup>, 羽賀 柔<sup>1</sup>, 関 布美子<sup>3</sup>, 吉丸 大輔<sup>2</sup>, 白川 崇子<sup>1</sup>, 岡野ジェイムス洋尚<sup>2</sup>

Mitsuki Rikitake<sup>1</sup>, Junichi Hata<sup>1,2,3</sup>, Sachiko Notake<sup>2</sup>, Karen Kurokawa<sup>1</sup>, Ken Ito<sup>2</sup>, Hinako Oshiro<sup>1</sup>, Yawara Haga<sup>1</sup>, Fumiko Seki<sup>3</sup>, Daisuke Yoshimaru<sup>2</sup>, Takako Shirakawa<sup>1</sup>, James Hirotaka Okano<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Tokyo Metroplitan University, <sup>2</sup>The Jikei University Graduate School of Medicine, <sup>3</sup>Central Institute for Experimental Animals

【要旨】 The Caffeine is the most widely used psychostimulant drug in the world. In this study, brain network changes were analyzed using rs-fMRI during during withdrawal from chronic caffeine administration. We found that caffeine stimulation caused specific changes in brain networks.

【背景】カフェインは、世界で最も広く使用されている精神刺激薬であり、神経血管のアデノシン受容体をブロックし、脳の灌流を減少させることによ り覚醒作用等を引き起こす、頭痛薬に使用されていることが多い、一方慢性的なカフェイン暴露後にカフェイン摂取を中止すると、頭痛が引き起こされ る場合があることも報告されている、その上カフェインは脳血管収縮剤であり、デオキシヘモグロビンの濃度を増加させ BOLD コントラストが全体的 る場合があることも報告されている。そのエガフェインは脳血管収縮剤であり、フィインペインロビンの濃度を増加させらのLDコンドラスドが主体的 に増加することが分かっている。しかし、カフェイン投与によって脳内の神経ネットワークがどのような変化を引き起こすかの報告はなされていない。 またカフェイン離脱による脳内ネットワークの変化も同様に報告がない。【目的】今回は安静時の神経細胞の活性化を空間的、時間的に間接的に測定す るrs-fMRIを用いて、カフェイン刺激による神経ネットワークシステムの変化を解析することを目的とした.【方法】健常な8週齢のC57BL/6Jマウス (n=9)を9.4T MRI装置(Bruker社)を用いて撮像を行なった.最初にマウスの頭部に固定具を装着し、一週間程度のトレーニングにより馴化させた のちGRE-EPI(TR=1500ms, TE=12ms)法で撮影を行なった.その後,経口投与にて1ヶ月間カフェイン(0.3mg/ml)投与を行った後撮像し,脱カ フェイン1日後に同様の撮像を行なった.脳のネットワーク解析及びIC Aを計算し、一連のカフェイン刺激による脳の影響を解析した.【結果と考察】 慢性的なカフェイン投与やカフェイン離脱よって、それぞれに脳の特異的な領域に変化が見られたことが分かった.また先行研究で得られている組織学 的観点から見た脳の変化と、本研究結果を結びつけることができた.【結論】一連のカフェイン刺激によって、脳ネットワークに特有の変化が生じたこ とがわかった.
### P-007-J Development of the unanesthetized brain activity MRI method for elucidating age-dependent brain function in a rat model of early-onset CNS disorders 生後早期に発症する中枢神経疾患モデルラットの年齢依存性脳機能病態解明の為の無麻酔脳活動MRI計測法開発

### 伊藤 研<sup>1</sup>, 日暮 憲道<sup>2</sup>, 畑 純一<sup>1,3</sup>, 牟田佳那子<sup>1</sup>, 力武 聖月<sup>3</sup>, 吉丸 大輔<sup>1</sup>, 岡野 洋尚<sup>1</sup>

Ken Ito<sup>1</sup>, Norimichi Higurashi<sup>2</sup>, Junichi Hata<sup>1,3</sup>, Kanako Muta<sup>1</sup>, Mitsuki Rikitake<sup>3</sup>, Daisuke Yoshimaru<sup>1</sup>, Hirotaka Okano<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Division of Regenerative Medicine, The Jikei University School of Medicine, <sup>2</sup>Department of Pediatrics, The Jikei University School of Medicine, <sup>3</sup>Radiological Sciences, Faculty of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

【要旨】 We have successfully developed an unanesthetized functional MRI (fMRI) imaging method in a rat model of early-onset central nervous system disorders to observe developmental changes in network pathology. We introduce the method and report the future prospects and problems.

<目か>近年、疾患モデルマウスの機能的MRI (functional MRI, fMRI)による全脳ネットワーク解析が散見される.しかし、生後早期に発症する疾患の経年齢的なネットワーク病態の発達性変化をみるのに、幼弱マウスでは脳が小さく、fMRIによる解析が困難であった。そこでより大きな脳を持つ ラットを用いることで、幼弱仔の解析が可能となることが期待されるが、その方法はまだ確立されていない。今回、乳児期に発症し、発達に伴いてん かん発作などの臨床症状が変化するドラベ症候群 (Dravet syndrome, DS) モデルラットを用い、経齢的なfMRIによる評価方法確立を計画した.麻 酔はfunctional connectivityに影響を与えることから、無麻酔下での評価を行った。現状を報告する。<方法>はじめに7週齢以降のDSモデルラッ トの野生型を対象とした。無麻酔下fMRI撮影のため、頭部固定具と受信コイル、専用ベッドを独自開発した。まず、撮影8-10日前に頭部固定具を頭 蓋に接着するための手術を行った。撮影境や騒音に慣れるため撮影まで7日間順化トレーニングした後、撮影を行なった。撮影は9.4T - MRI装置 (Bruker)及び専用開発コイル・ベッド (高島製作所)を用いた、fMRI画像はGRE-EPI法(TR=1500ms, TE=16ms)にて収集した。解析はspmを 用いて標準脳と機能画像のregistration処理を行なった後に、connを使用し、雑音除去処理及び賦活化部位の抽出を行なった。得られたデータと領域 データを組み合わせて機能的接続マトリクスを作成した。<</p>

### P-008-J Changes in brain neural activations following fast-reading training 速読トレーニングによる脳神経活動の変化

### 坂口 大樹,妹尾 淳史,泉 智稀

Hiroki Sakaguchi, Atsushi Senoo, Tomoki Izumi, Pradeepa Ruwan Wanniarachchige, Karunarathna Sadhani

Department of Radiological Sciences, Graduate School of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University

【要旨】 We assessed neural activation changes during silent reading of text before and after the fast-reading training using fMRI. The differences were compared between the untrained (control) and trained (trainee) groups. Neural activations were found in multiple regions after the training.

Purpose: We aimed to study fMRI neural activation patterns in the brain after receiving fast-reading training.

Methods: Structural T1 and reading task-based fMRI were acquired on 3T MRI (Philips Achieva) before and after fast-reading training. Image analysis was performed using SPM12. Post-training changes between the control (untrained) and training groups were performed using a two-sample t-test, and pre-post training changes were examined using paired t-test.

Results: In the training group, increased neural activations in the frontal gyrus, the lingual gyrus of the right hemisphere and decreased activations in the left posterior cingulate gyrus (uncorrected p<0.001, Extent Threshold k=20) was found after the fast reading training. Comparing the post-training changes between training and control groups, we found significant clusters in the right precentral gyrus and the left thalamus in the trainee>control contrast (uncorrected p<0.001, Extent Threshold k=22).

Conclusion: In the present study, we assessed the changes in fMRI activation during silent reading of text before and after fast-reading training. Changes in brain neural activity were found in multiple regions after the training.

# P-009-J Development of a novel method for visualizing restricted diffusion using subtraction of apparent diffusion coefficient values

制限拡散を描出するための新たな ADC サブトラクション法の開発

### 吉村 祐樹<sup>1</sup>,黒田 昌宏<sup>2</sup>

### Yuuki Yoshimura<sup>1</sup>, Masahiro Kuroda<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology Diagnosis, Okayama Saiseikai General Hospital, <sup>2</sup>Graduate School of Health Sciences, Okayama University 【要旨】In order to visualize restricted diffusion, the present study developed a novel method called 'ADC subtraction method (ASM)' and compared it with DKI. The present study demonstrated that ASM may reflect the extent of restricted diffusion in the extracellular space.

【目的】制限拡散を描出するために、「ADCサプトラクション法(ASM)」という新たな手法を考案し、DKIと比較検討した.【方法】ASMは有効拡散時間の異なる2種類の拡散強調画像のシーケンスを使用して、生理食塩水と低細胞密度および最高細胞密度のバイオファントムの撮像を行い、そこから計算されたADC値のサプトラクションを行った.【結果】生理食塩水、低細胞密度ファントム、最高細胞密度ファントムのADC値[×10<sup>3</sup>mm<sup>2</sup>/sec]の平均値と標準偏差はそれぞれ2.95±0.08, 1.90±0.35, 0.79±0.05であった.DKIのMK値はそれぞれ0.04±0.01, 0.44±0.13, 1.27±0.03であった.ASM値[×10<sup>4</sup>(sec/mm<sup>2</sup>)<sup>2</sup>]はそれぞれ0.25±0.20, 0.51±0.41, 4.80±4.51であった.【結語】今回のバイオファントムを用いた検討により、DKIは主に細胞外空間における制限拡散を反映している可能性がある.さらにASMはDKIと同様に、細胞外空間における制限拡散の程度を表現できる可能性がある.

### P-010-J **OGSE** observation of micro restricted structures OGSEを用いた微細制限構造の観察

大城日菜子 1,2, 畑 純一<sup>1,2,3</sup>,羽賀 柔<sup>1,2</sup>,林 直弥<sup>1,2</sup>, 吉丸 大輔<sup>2,3</sup>, 古川 題1

Hinako Oshiro<sup>1,2</sup>, Junichi Hata<sup>1,2,3</sup>, Yawara Haga<sup>1,2</sup>, Naoya Hayashi<sup>1,2</sup>, Daisuke Yoshimaru<sup>2,3</sup>, Akira Furukawa<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>RIKEN, Center for Brain Science, <sup>3</sup>Jikei University School of Medicine

【要旨】 We investigated diffusion properties in micro restricted structures to measure radial diffusivity for capillary phantoms using Oscillating Gradient Spin Echo. For small restricted structure sizes such as  $6-12 \mu m$ , OGSE showed to be useful. The Diffusion time needs to be adjusted for structure size.

**Introduction:** For diffusion MR measurement, OGSE (oscillating gradient spin echo) achieves very short diffusion time, by modulating the frequency of MPG applied in the waveforms, which is limited in PGSE (pulsed gradient spin echo), and it enables to observe much smaller restricted structures. Although the previous studies on OGSE have been clinically evaluated, basic research using phantoms is insufficient. In this study, we investigate the characteristic of very short diffusion time in micro restricted structures using OGSE at In instance of the initial study, we investigate the characteristic of very short diffusion time =1.6-9.4 ms, f=40-240 Hz, b-value=1000 s<sup>2</sup> mm<sup>2</sup>, Gmax=106-640 mT/m) using capillary phantoms (6,12,25,50,100  $\mu$ m) with 9.4 T-MRI (Bruker) and 86 mm Quadrature coil (Bruker). The data was radial diffusivity of the regions of interest set in the phantom and analyzed for each structure size. **Results & Discussion:** We detected the displacement of radial diffusivity at  $6-12 \mu m$  below 10 ms, which PGSE could not measure because of limitations on short diffusion times. We also observed the attenuation of radial diffusivity at  $6-12 \mu m$ , but there was no difference for larger structure sizes such as  $25-100 \mu m$ . The very short diffusion time like a few ms showed to be useful for observing microstructures. It is necessary to adjust the diffusion time for the structure size.

### P-011-J Evaluation of Distortion on Single-shot EPI with Compressed SENSE (EPICS) for DWIBS DWIBS のためのCompressed SENSE 併用Single-shot EPI (EPICS)における歪みの検討

### 晋<sup>1</sup>,渡部 勝浩<sup>1</sup>,今田奈津夫<sup>1</sup>,堀江 朋彦<sup>1</sup>,荻野 徹男<sup>2</sup>,小原 真<sup>2</sup>, 丹羽 高野 徹3

Susumu Takano<sup>1</sup>, Katsuhiro Watanabe<sup>1</sup>, Natsuo Konta<sup>1</sup>, Tomohiko Horie<sup>1</sup>, Tetsuo Ogino<sup>2</sup>, Makoto Obara<sup>2</sup>, Tetsu Niwa<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Tokai University Hospital, <sup>2</sup>Philips Japan, <sup>3</sup>Department of Radiology, Tokai University School of Medicine 【要旨】 The phantom study revealed that increasing the reduction factor of EPICS improves the distortion of DWI. Additionally, EPICS DWI maintained image quality compared to SENSE DWI, especially when applying a high reduction factor. Also, EPICS DWIBS showed reduced image noise with improved distortion.

### PURPOSE

Conventionally, although increasing the reduction factor of SENSE improves the distortion of DWIBS, the image quality is impacted by the image noise. On the other hand, Compressed SENSE is able to reduce the noise effect. Thus, the aim of this study is to assess the distortion of single-shot EPI with compressed SENSE (EPICS) for DWIBS. METHOD

### We used 400ml of PVA gel in 4-part container (120mm × 120mm × 610mm [length × width × height]). Images were acquired at 1.5T and 3.0T MRI (Ingenia Ambition and Ingenia; Philips Healthcare, Best, the Netherlands). EPICS DWI images were compared with conventional SENSE images for image quality, focusing on distortion and image noise reduction. We calculated distortion ratio (DR) following Muro.I et al. In addition, EPICS and SENSE DWIBS were performed using in healthy volunteers at 3.0T MRI. Based on phantom study results, a reduction factor of 7.2 was used for EPICS and 4 for SENSE.

**RESULTS and DISCUSSION** 

The phantom study revealed that the DR was similar in EPICS DWI and SENSE DWI. However, EPICS DWI maintained image quality compared to SENSE DWI, especially when applying a high reduction factor. Also, in the human study, EPICS DWIBS showed reduced image noise compared to SENSE DWIBS. In addition, EPICS DWIBS showed a improved distortion, especially in the cervical region. CONCLUSION

EPICS was able to improve to images distortion without significant image noise. This technique might be used to enhance 3.0T MRI DWIBS.

### P-012-J Effect of number of excitations on the accuracy of diffusion tensor analysis 積算回数が拡散テンソル解析に与える影響

純一<sup>2,3,4</sup>, 鈴木 雄一<sup>1</sup>, 羽賀 新川 翔太<sup>1</sup>, 畑 柔<sup>3</sup>, 岩永 秀幸<sup>1</sup>, 阿部 修<sup>1</sup>

Shota Arakawa<sup>1</sup>, Junichi Hata<sup>2,3,4</sup>, Yuichi Suzuki<sup>1</sup>, Yawara Haga<sup>3</sup>, Hideyuki Iwanaga<sup>1</sup>, Osamu Abe<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, The University of Tokyo Hospital, <sup>2</sup>Tokyo Metropolitan University, <sup>3</sup>Laboratory for Marmoset Neural Architecture, Center for Brain Science, RIKEN, <sup>4</sup>Division of Regenerative Medicine, The Jikei University School of Medicine

【要旨】We investigate the effect of number of averages on the accuracy of apparent diffusion coefficient (ADC) maps and fractional anisotropy (FA) using common marmoset brain. Our study showed that it is necessary b0 images number of averages for the accuracy ADC quantification.

### 【目的】

は前外 拡散テンソルイメージング(Diffusion Tensor Imaging)のパラメータとして、拡散異方性を表すfractional anisotropy(FA)や見かけの拡散係数であ る apparent diffusion coefficient(ADC)があり、脳神経領域の拡散MRI解析で用いられている。DTIでは可能な限り高いSNR(signal to noise ratio) での撮像が理想であるが、撮像時間とはトレードオフの関係である。先行研究では臨床MRI装置において、DTIの撮像パラメータによってFAおよび ADCの値が変化すると報告されている。本研究では超高磁場MRI装置を用いて、積算回数およびb0画像取得数を変化させた場合のFAとADCに与え る影響について検討した.

### 【方法】

撮像対象は小型霊長類標本脳とし、使用機器は9.4T-MRI装置(Bruker)、86mm Volume Coil(Bruker)を用いた.DTI撮像シーケンスのパラメータ はb-value; 3000 s/mm<sup>2</sup>, MPG; 30軸とした.積算回数は1から64まで変化させた画像を取得し、拡散テンソル解析によってFAとADC値を計測した. 関心領域は脳梁膨大部と視床に設置し、白質組織と灰白質組織を比較した.また、b0画像を1から128まで取得し、それぞれのb0数を用いたDTI 解析により、上記同様にFAおよびADC値を評価した.

【結果・考察】

構算回数を増加させた場合,FAおよびADC値に変化は認められなかったが,SDは低下した.これは積算回数を増加に伴ってSNRが向上し,信号ム ラが減少したためであると考えられる.b0画像取得数を増加させた場合,脳梁膨大部および視床においてADC値が上昇したが,FAに変化は認められ なかった.b0画像取得数が閾値に達するとADC値およびSDが最大となり、取得数をさらに増加させるとSDが低下した.ADCを求めるには2値以上 のb値が必須であり、b値が0の場合の信号強度を如何に収集するかが重要である.本研究結果からは積算回数による拡散テンソル解析に対する影響は 観測されず、精度の高いADC値を得るには複数回のb0画像取得が必要であった.

# P-013-J Effects of differences of diffusion encoding schemes on image quality in Diffusion-Weighted Imaging

### 拡散エンコード方式の違いが拡散強調画像の画質に及ぼす影響

山下 達也

Tatsuya Yamashita

MEISEIKAI shiokawa clinic

【要旨】 Several studies have been conducted on the effect of different Diffusion Encoding Schemes on SS-EPI, but little research has been done on the effect in RESOLVE. In this study, we also examined and discussed how the differences in Diffusion Encoding Schemes affect RESOLVE and how differ from SS-EPI.

The purpose of this study was to effects of differences of diffusion encoding schemes on image quality in single shot-EPI and readout segmented-EPI(RESOLVE).Self-made phantoms were imaged in SS-EPI and RESOLVE by changing Diffusion Encoding Schemes (monopolar and bipolar). The T2W image was used as the reference image, and the distortion ratio was calculated for each sequence image. The signal intensity, SD, and SNR of each image were measured and compared.In terms of SI, monopolar was superior to bipolar. However, there was no clear trend in SNR.In addition, in RESOLVE, SI decreased as the number of segments increased.In both SS-EPI and RESOLVE, the distortion was reduced in Bipolar. When SSEPI and RESOLVE are compared, RESOLVE showed less distortion.In terms of RESOLVE, there was no difference in the reduction of distortion according to the number of segments in monopolar.however, in bipolar, there was a difference between segment number 5 and segment number 7 or more, but not between no clear difference was seen in segment numbers 7, 9, and 11.Differences in diffusion encoding schemes affect distortion and image quality.

### P-014-J Influence of deFINE for the DWIBS images 3T 装置における deFINEを用いた DWIBS 画像の検討

石川 応樹

Masaki Ishikawa

Ageo Central General Hospital

[要旨] Since the DWIBS images by the use of the IR pulse have a low SNR, we thought that a new noise reduction technology, "deFINE," would be useful. Therefore, as a result of examining the effects on SNR, ADC, CNR, and spatial resolution, it was considered that deFINE2 is useful for the DWIBS images.

【背景・目的】DWIは急性期脳梗塞や悪性腫瘍の検出に有用であり、広く臨床に用いられている.しかし、SE法や GRE法と比べSNRが低く、特に IRを併用したDWIではさらなる低下が考えられ、SNRを向上させるには撮像時間の延長や空間分解能の低下を免れない.今回、新たにRegularized Ho-momorphic Filter を用いたノイズ低減技術である「de FINE」を導入したため、これが DWIBS画像に与える影響について検討を行った.【使 用機器】GEHC社製3T装置 Discovery MR750w、32ch NV Array Coil(HNU)【方法】SNR、ADCは円形ファントムを撮像した画像にdeFINE 強度1-4を付加した画像を作成し、SNRは差分マップ法より、ADCは異なるb値(b1,b2)での信号強度をS1、S2とし、ADC=In(S1/S2)/ (b2-b1)より求めた.CNRはPVAジェル濃度100%、77%、50%、27%の4種類をプラスティック容器に入れたファントムを撮像し、組織間測定 法(空中信号)にて算出した.可変パラメーターはNEXI-5と変化させた.固定撮像条件はTR6000msec,Bw±250kHz,bValue0,1000s/mm2, FOV25.0cm、Slice thickness5.0mm, Matrix128×128にて撮像した.空間分解能はMRI JISファントム95-1108Z(スリット板)を撮像した画像 からプロファイルカーブを作成し評価した.【結果】SNRはdeFINE強度が大きくなるほど高くなった.ADCはdeFINE強度を変化させても差は見ら れなかった.CNRはdeFINEなしくdeFINE1くdeFINE2となり、deFINE2-4では差は見られなかった.空間分解能はdeFINE強度が上がるほど 低下した.【結語】3T装置におけるDWIBS画像において、deFINEフィルタ強度2が有用であると考えられた.

# P-015-J Basic study of Exsper DWI, which is DWI with new parallel imaging using k-space calibration and image-space synthesis

### K-Spaceとimage-spaceを組み合わせたParallel imagingである Exsper DWIの基礎検討

福場 崇<sup>1</sup>, 岩瀬 秋吉<sup>1</sup>, 山本 香織<sup>4</sup>, 池戸 雅人<sup>4</sup>, 佐野雄一郎<sup>4</sup>, 村山 和宏<sup>23</sup>, 大野 良治<sup>2.3</sup>

Takashi Fukuba<sup>1</sup>, Akiyoshi Iwase<sup>1</sup>, Kaori Yamamoto<sup>4</sup>, Masato Ikedo<sup>4</sup>, Yuichiro Sano<sup>4</sup>, Kazuhiro Murayama<sup>2,3</sup>, Yoshiharu Ohno<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Fujita Health University Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiology, Fujita Health University School of Medicine, <sup>3</sup>Join Research Laboratory of Advanced Medical Imaging, Fujita Health University School of Medicine, <sup>4</sup>Canon Medical Systems Corporation

【要旨】We examined a basic study of newly developed Exsper DWI, which is DWI with parallel imaging using k-space calibration and image-space synthesis. Compared to the conventional SPEEDER, the ADC value is almost the same and the image quality is improved.

【目的】Exsper DWI は従来のSPEEDERと異なり、K-Spaceとimage-spaceを組み合わせたParallel imagingであり画質の向上が期待されている。そ こでSPEEDERとExsperのDWI画像やADC値の比較をファントムにて行い基礎検討を行った。【方法】(1)ベビーオイルのファントムにて、各倍速の S/Nを差分法にて算出し比較した。(2)中性洗剤を希釈してADC値の異なるファントムを作成し、各倍速と各b値でのADC値を比較した。(3)寒天にス トローを封入したファントムを作成し、歪の比較を行った。(4)球体のファントムにて、ファントムより小さいFOVを設定して折り返しのアーチファクト を比較した。【結果】(1) S/Nに関しては同一倍速であればExsperもSPEEDERもほぼ同等のS/Nであった。(2) ADC値に関しては、拡散係数が低 くb値が小さいほどExsperの方がADC値が低くなる傾向であったが、ExsperとSPEEDERにおけるADC値の相関係数は0.97以上であり両者には強 い相関があった。(3)歪に関しては同一倍速であれば歪に差はなかったが、倍速率はExsperでは6倍まで入力でき、倍速率が大きいほど歪が少なくなっ た。(4) リップアーチファクトに関してはSPEEDERでは倍速に応じて出現したが、Exsperでは出現しなかった。【結論】Parallel imagingをSPEEDER からExsperに変更しても、ADC値はほとんど変わらず、高倍速を用いる事で歪を低減する事が可能なため、画質が向上する事が示唆された。

# P-016-J Influence of the interpolation algorithm on the temporal axis on 4D-MRA based on superselective pCASL combined with CENTRA-keyhole and View-Sharing 時間軸補間アルゴリズムがsuperselective pCASLを用いた 4D-MRAに及ぼす影響

村崎 裕生<sup>1</sup>,和田 達弘<sup>1</sup>,栂尾 理<sup>2</sup>,小原 真<sup>3</sup>,吉嶺 彩夏<sup>1</sup>,舩津 亮平<sup>1</sup>,大賀 正浩<sup>1</sup>,小林 幸次<sup>1</sup>

Hiroo Murazaki<sup>1</sup>, Tatsuhiro Wada<sup>1</sup>, Osamu Togao<sup>2</sup>, Makoto Obara<sup>3</sup>, Michael Helle<sup>4</sup>, Ayaka Yoshimine<sup>1</sup>, Ryohei Funatsu<sup>1</sup>, Masahiro Oga<sup>1</sup>, Kouji Kobayashi<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Division of Radiology, Department of Medical Technology, Kyushu University Hospital, <sup>2</sup>Department of Molecular Imaging and Diagnosis, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, <sup>3</sup>Philips Japan, Ltd, <sup>4</sup>Philips Research, Hamburg, Germany

[要旨] The interpolation algorithm on the temporal axis (PhyZiodynamics) allows the generation of additional time phases while ensuring the original TIC and improves image noise and CNR without sacrificing spatial resolution in 4D-S-PACK.

【背景】4D-S-PACKにおいて撮像時相数の増加は,撮像時間の延長につながる.近年,後処理で時相間の間隔を細かく再構成可能な技術 (PhyZiodynamics; Ziosoft) が利用可能となった.本研究では、4D-S-PACKにおいて,PhyZiodynamicsが画質に及ぼす影響について模擬血管 ファントムを用いて検討を行う.【方法】脳血管脈流ファントム(BAU-HBI; FUYO)を用い3T-MRI (Ingenia 3.0T; Philips) にて、2000 msecあ たり時相数31phaseの4D-S-PACKによる画像を取得した(reference画像).reference画像を均等に間引いて7phaseの画像を作成し、その画像か らPhyZiodynamicsを用いて2000 msecあたり61phaseに補間した画像を作成した(補間画像).更に、PhyZiodynamicsのノイズ低減(NR)処 理強度を4段階(none, 0.3, 0.5, 0.7) に変更し再構成を行った.time intensity curve (TIC), contrast to noise ratio(CNR), full width at half maximum (FWHM)を算出し,reference画像と補間画像で比較を行った.【結果】TICは,reference画像と補間画像では同様の傾向を示した.NR 逸度の増加に伴い画像ノイズは低減したため,CNRは増加した.FWHMは,reference,NR(none),NR(0.3),NR(0.5),NR(0.7)においてそれぞれ 3.93,4.14,4.23,4.20,4.17 mmとなり,統計学的有意差はなかった.【結論】PhyZiodynamicsを用いることで4D-S-PACKのTICを担保しつつ, CNR、時間分解能を向上可能であった.

## P-017-J Ghosts' Characteristics of 3D-TSE method in off-center imaging off-center imaging における 3D-TSE法のゴースト特性

### 山越 一統

Kazunori Yamakoshi

Department of Radiologic Technology, Jichi Medical University Hospital

【要旨】 3D-SPACE images experience image quality degradation off-center. Off-center imaging using the 3D-SPACE method increases ghost artifacts. For off-center imaging, ghosting was reduced by using nonselective excitation pulses and radial k-space ordering.

【背景,目的】

近年多用される可変再収束flip angleを用いた 3D-SPACE法において, off-center撮像の解像度不良が経験される. 解像度画質不良の原因について ゴーストの発生が寄与するものと仮説をたて, off-centerの撮像におけるゴーストについてファントムを用いて検証した. 【方法】

MRI装置はsiemens社製 3T装置 Magnetom skyra, 受信コイルにはHandWrist16コイルを用い, ファントムには5種類の濃度の異なる塩化 ニッケル水溶液を用いた.ファントムをisocenterへの配置およびX方向ヘ+200mmへ変位させたoff-centerへの配置の2種類において撮像した. 3D-SPACE法による再収束変調t1varを用いたT1強調画像を撮像した.また,スラブ選択的励起,非選択的励起と励起パルスを可変して矢状断像の撮 像を行った.また,k-space orderingはlinearとradialを可変した.得られた画像からゴースト信号比を用いて評価した. 【結果】

ゴーストはin-plane優位で発生し、スラブ選択的励起、k-space ordering がlinear において増大した.

【結論】 off-centerの撮像における3D-SPACE法は、非選択的励起パルスとk-space orderingをradialを用いることでゴーストを低減可能になる.

# P-018-J Comparison of distortion and signal non-uniformity correction between device-specific method and Phantom-based method (PDIC)

MR 画像の幾何学的歪みと信号ムラ補正:装置固有の方法と三次元ファントムを用いた方法(PDIC)の比較

中澤 智子<sup>1</sup>,山下 典生<sup>2</sup>,岩田 香織<sup>1</sup>,鯉江 史郎<sup>1</sup>,清水ひとみ<sup>1</sup>,酒井 有希<sup>1</sup>,清水 裕也<sup>1</sup>,渡邊 裕文<sup>1</sup>,鈴木進太郎<sup>1</sup>, 櫻井 圭太<sup>1</sup>,二橋 尚志<sup>1</sup>,加藤 隆司<sup>1</sup>

Tomoko Nakazawa<sup>1</sup>, Fumio Yamashita<sup>2</sup>, Kaori Iwata<sup>1</sup>, Shirou Koie<sup>1</sup>, Hitomi Shimizu<sup>1</sup>, Yuki Sakai<sup>1</sup>, Yuuya Shimizu<sup>1</sup>, Hirofumi Watanabe<sup>1</sup>, Shintarou Suzuki<sup>1</sup>, Keita Sakurai<sup>1</sup>, Takashi Nihashi<sup>1</sup>, Takashi Katou<sup>1</sup>

<sup>1</sup>National Center for Geriatrics and Gerontology, <sup>2</sup>Division of Ultrahigh Field MRI,Institute for Biomedical Sciences,Iwate Medical University

【要旨】 The effect of distortion and signal non-uniformity correction was compared between the device-specific method and the Phantom-based geometric distortion and intensity inhomogeneity correction (PDIC) method. The correction effects of both methods on the distortion and the inhomogeneity are different.

【背景と目的】装置の特性上MRI画像には幾何学的歪みと信号ムラが含まれているため、通常MRI装置側でそれらの補正をかけているが、画像にどの ような影響を及ぼしているかは明らかではない、今回同一のMRI装置を用いて、これらの要因を補正する三次元ファントム(山下ら,特許621121) を撮像し、歪み・ムラ補正パラメータを適用した補正(Phantom-based geometric distortion and intensity inhomogeneity correction:PDIC) とMR装置固有の補正との比較検討を試みた、【方法】撮像には3T装置(Siemens社製Trio A Tim System)を使用した、歪み・ムラ補正用の三次元 ファントムを3DT1強調シーケンスを使用し、歪み・感度補正の有る場合とない場合に分けて10回ずつ連続撮像した. 撮像したファントム画像ごとに PDICによる補正をかけた. 以上から得られた画像を4種類(mDU:MRI装置による歪み・ムラ補正をかけた画像, pDU:PDICによる歪み・ムラ補正を かけた画像, mpDU:両方の補正をかけた面像, nnDU:両方の補正をかけていない画像)に分け比較検討した.【結果】幾何学的歪みについては全く補 正をかけていないnnDU画像と比べて補正をかけたmDU,pDU,mpDU画像では有意に歪みが減少した。特に補正を二重にかけたmpDU」ので優位に信号ムラが減 少することが確認できた.【結語】装置固有の歪み・信号ムラ補正とPDICによる歪み・信号ムラ補正を比較検討することができた. 装置による補正と PDICによる補正が画像に与える影響は信号ムラと幾何学的歪みで異なることが確認できた.

### P-019-J Evaluation of appropriate scan parameters in single breath-hold 3D MRCP 1回息止め3D MRCP撮像における至適撮影条件の検討

太田 知里,竹森 大智,有田 圭吾,東田 満治,山田 英司

Chisato Ota, Daichi Takemori, Keigo Arita, Mitsuji Higashida, Eiji Yamada

Department of Radiology, Osaka City University Hospital

【要旨】 By updating the MRI system, high-speed imaging has become possible in single breath-hold 3D MRCP by using CAIPIRINHA and Compressed Sensing. We evaluated Signal to Noise Ratio and contrast, changing Repetition time or Echo time. We think appropriate scan parameters are TR=1200ms and TE=300ms.

### 背景・日的

「自気」「目的 Magnetic Resonance Cholangiopancreatography (MRCP)検査では主に呼吸同期による撮像が行われている.しかしながら,臨床では呼吸の乱れ や呼吸同期不良により画質不良になる症例や,濃縮胆汁により胆嚢の描出ができない症例がある.これらの対策として,近年,一回の息止めによる3D MRCPの撮像法が開発されている.MRI装置更新に伴い,新たなパラレルイメージング法であるControlled Aliasing In Parallel Imaging Results IN Higher Acceleration(CAIPIRINHA)やCompressed Sensing(CS)技術を併用することで,より高速な撮像が可能となった.そこで本研究では、 3.0T MRIにおける1回息止め3D MRCPの至適撮像条件を検討する. ・方法

使用機器はSIEMENS社製MAGNETOM Vida 3.0T, 受信コイルは18ch Bio Matrix Coilおよび32ch Spine Coilを使用した. 自作ファントムは円 柱容器をPVA溶液で充満し、その中に生理食塩水を吸引したシリンジを静置させ作成した. Repetition time(TR), Echo time(TE)の最適値を求める ため、TEを固定し、TRを900msから3000msと変化させファントムを撮像した. 次にTRを固定し、TEを52msから970msと変化させファントム を撮像した.撮像した画像より, Signal to Noise Ratio(SNR)と画像コントラストを測定した. 結果

TRを変化させた結果、SNRはTRが1600msまでは増加する傾向にあり、それ以降ではほぼ一定の値となった.コントラストはTRの上昇に伴い低下 した. TEを変化させた結果, SNRは多少の増減はあるもののTE=300msでピークとなりそれ以降では低下した. コントラストはTEの上昇に伴い増 加した.

結論

画質に大きく関わるSNRと画像コントラストの結果より、1回息止め3D MRCPにおける至適撮像条件はTR=1200ms、TE=300msであると示唆さ れた、このときの撮影時間は21秒であり、一度の息止めで十分可能な撮影であるといえる.

### P-020-J Effect of the Reference Lines to image quality of compressed sensing imaging 圧縮センシング法併用撮像でのReference Line 数が画質に及ぼす影響について

亮太,中元 勝利,宮本 里奈,浜田 橋本 強志,林 誠,福井 達也

Tsuyoshi Hashimoto, Ryota Hayashi, Katsutoshi Nakamoto, Rina Miyamoto, Makoto Hamada, Tatsuya Fukui

Department of Radiological Technology, Kobe City Nishi-Kobe Medical Center

【要旨】 We investigated the effect of Reference Lines to image quality (SNR, Resolution) of compressed sensing imaging. As a result, as the number of Reference Lines increased, the SNR increased, but the Resolution decreased. This is useful information for setting imaging parameters.

[Purpose]In the compressed sensing imaging, the thinned data according to the Acceleration Factor is randomly sampled. We cannot control the sampling point of the data. The number of Reference Lines is a parameter that can be changed by the operator. We investigated the effect of this number of Reference Lines to image quality.[Method]Scanned the pin pattern section of the 90-401 phantom by 3T-MRI(MAGNETOM Vida : SIEMENS). Used 3D-GRE(TR=22,4ms,TE=3.7ms,FA=14deg,FOV=200\*200,Slice thickness=0.5mm,Scan Matrix=400\*400,Reconstraction Matrix=800\*800,BW=164Hz/Px) the number of Reference Lines changed from 8 to 59 the scan time was fixed at 2 minutes by Acceleration Factor. Measured image SNR by subtraction mapping method. Created a profile curve of the pin pattern part(pitch 0.75mm) and measured FWHM. And measured the contrast from the difference between the high signal part and the low signal part of the pin pattern. [Result] As the number of Reference Lines increased, SNR increased(max 53%up), but FWHM increased from 0.77 mm to 0.87 mm, and contrast decreased(max 58%down).[Consideration]The number of data samples does not change because the scan time was fixed.It is expected that the central part of the k-space will be dense and the peripheral part will be sparse due to the increase in the number of Reference Lines. Therefore, it is considered that the SNR and the Resolution were affected.[Conclusion] The number of reference lines affects the SNR and Resolution of the image. This is useful information for setting imaging parameters.

### P-021-J Study of distortion in large field of view imaging of pediatric chest and abdomen using stackof-stars

### Stack-of-starsを用いた小児体幹部広範囲撮像における歪みの検討

藍,和田 幸男 伍 成文,嶋貫 勝則,北川

Narufumi Goh, Katsunori Shimanuki, Ai Kitagawa, Yukio Wada

Kanagawa Children's Medical Center

【要旨】 In this study, we investigate how far away from the isocenter distortions occurs using StarVIBE. The distortions were improved by raising the phantom by 5cm from the bed and using a 3D distortion correction filter. A distortion of about 5mm exists at 180mm from the isocenter.

【目的】SIEMENS社製MRIの3D-T1強調撮像シーケンスであるStarVIBEはラディアルサンプリングによって体動アーチファクトを軽減し、冠状断や 矢状断で撮像することで広範囲を評価することができるため、鎮静下で検査を施行することも多い小児MRIにおいて有用な撮像法である.しかし広範 囲撮像では勾配磁場の非線形性、静磁場の不均一性等の理由で画像辺縁部に歪みが生じる。本研究ではアイソセンタからの距離によってどの程度歪みの 影響が出るのかについて検討した.【方法】使用機器はSIEMENS MAGNETOM Aera 1.5T, Body コイル (18ch), Spine コイル (32ch), 硫酸ニッケ ル水溶液ボトルファントムを使用し、解析ソフトはImagelを用いた、ファントムを1. 歪み補正フィルタ(2D or 3D)の有無, 2. 寝台からのかさ上げ量 (0cm,5cm)を変更した条件で撮像し、CT画像の実測値とMRI画像の実測値を用いて以下の式により歪み率を算出した. 歪み率(%)=(MRI実測値-CT (0cfin,5cm) 空気史した来行で戦後し、CF 国家の美術値とMR 国家の美術値とMR にしゃのようにより歪み半を昇出した。 歪み竿(の)-(MR 美術値と MR 美術値と MR 国家の美術値と MR 国家の美術値と MR 国家の美術値と MR 国家の美術 C T 実測値 \* 100 【結果・考察】 X-Z平面では2D,3D 問わず歪み補正フィルタによって歪み率が改善し、Y-Z平面ではスライス方向にも補正 が適用される3D 歪み補正フィルタによってのみ歪み率が改善した、寝台上5cmの条件(ボトル中心-アイソセンタ間距離8.8mm)では寝台上0cm の条件(ボトル中心-アイソセンタ間距離60mm)に比べて歪み率が改善し、被写体がアイソセンタに近づいた影響だと考えられる。寝台から5cmの かさ上げを行い3D 歪み補正フィルタが有効の条件が最も歪み率が改善したが、X-Z平面ではアイソセンタから+180mmの位置で4.18%(5.56mm)、 Y-Z平面ではアイソセンタから+180mmの位置で3.72%(4.94mm)の歪みが存在することに注意が必要である.

# P-022-J Optimization of the simultaneous collection of 3D morphological and quantitative T1rho image sequence of the knee

### 3D形態画像・定量画像同時収集シーケンス(MIXTUREシーケンス)の膝関節臨床応用に向けた撮像条件の最適化

新井 勇輔<sup>1</sup>, 近藤 敦之<sup>1</sup>, 後藤 正樹<sup>1</sup>, 釆澤 大志<sup>1</sup>, 渡部 進一<sup>1</sup>, 山崎 富雄<sup>1</sup>, 小澤 栄人<sup>2</sup>, 新津 守<sup>2</sup>, 米山 正巳<sup>3</sup> Yuusuke Arai<sup>1</sup>, Atsushi Kondou<sup>1</sup>, Masaki Gotou<sup>1</sup>, Taishi Unezawa<sup>1</sup>, Shinichi Watanabe<sup>1</sup>, Tomio Yamasaki<sup>1</sup>, Eito Kozawa<sup>2</sup>, Mamoru Niitsu<sup>2</sup>, Masami Yoneyama<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Central Radiation Technoloigy,Saitama Medical University Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiology,Saitama Medical University Hospital, <sup>3</sup>MRClinical Science,Philips Japan

【要旨】 We introduced and optimized a new sequence, termed MIXTURE (Multi-Interleaved X-prepared TSE with inTUitive RElaxometry), based on 3D magnetization-prepared multi-interleaved TSE, to obtain morphological and quantitative T1rho information, simultaneously, in one single scan for knee joint.



# P-023-J Characteristics of relaxation time by 2D Simultaneous MR relaxometry using phantom ファントムを用いた2D Simultaneous MR relaxometry による緩和時間の特性

大湯 和彦<sup>1</sup>,台丸谷卓眞<sup>1</sup>,阿倍 健<sup>1</sup>,鈴木 将志<sup>1</sup>,大谷 雄彦<sup>1</sup>,成田 将崇<sup>1</sup>,掛田 慎吾<sup>2</sup>

Kazuhiko Ohyu<sup>1</sup>, Takuma Daimaruya<sup>1</sup>, Tsuyoshi Abe<sup>1</sup>, Masashi Suzuki<sup>1</sup>, Yuhiko Otani<sup>1</sup>, Masataka Narita<sup>1</sup>, Shingo Kakeda<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Hirosaki University School of Medicine and Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiology, Hirosaki University School of Medicine

【要旨】 We examined relaxation time measured on MR fingerprints (MRF) and synthetic MRI by using ISMRM/ NIST system phantom . Although measurements by two methods showed suitable and reliable, there were unmeasurable level at each T1 map (450-4400msec at MRF and 250msec- at synthetic MRI ).

【目的】Simultaneous MR relaxometry は複数の定量マップを同時に取得するアプローチで、MR fingerprinting (以下MRF) や Synthetic MRIな どがあり、両手法とも高い再現性をもち様々な報告がされている。今回は各測定方法から測定される緩和時間の特性について検討した。【方法】使用機 器はSIEMENS 社製MAGNETOM Vida、コイルはCP Head coil、ファントムは130型qMRIシステムファントム(ISMRM/NIST)を用いた。MR fingerprinting (以下MRF)、Synthetic MRI (以下Synthetic)及び一般的な測定法(以下conventional)を用いファントムのT1, T2sectionの緩和 時間の測定を行った。Conventionalと2つの手法を比較し評価を行った。【結果】MRFではT1値が500msec程度以下、T2値が45msec程度以下で 値が算出されなかった。SyntheticではT1値が250msec程度以下、T2値が20msec程度以下で変動が大きくなった。【考察】今回使用した両手法につ いては安定した測定時間の算出には範囲があったが、頭部領域の緩和時間の範囲ではCSFを除いて問題なく測定可能と考えられた。ただし、造影後に ついてはMRFではT1値の算出範囲が450~4400msecとなり使用不可と考えられる。Syntheticでは、正確に測定できる下限値は250msec程度とな り、多血性腫瘍の場合には正確にT1値を測定できない可能性があるため注意が必要である。

# P-024-J The consideration of parameters of Flow void effect in 3D VRFA-TSE with blood suppression which used self-made fluid

自作流体ファントムを用いたBlood suppression併用3D VRFA-TSEによるFlow void誘発パラメータの検討

高田 瑞希<sup>1</sup>,北川 久<sup>2</sup>,鈴木 宏明<sup>1</sup>,小出 智生<sup>1</sup>,櫻井 智生<sup>1</sup>

Mizuki Takada<sup>1</sup>, Hisashi Kitagawa<sup>2</sup>, Hiroaki Suzuki<sup>1</sup>, Tomoki Koide<sup>1</sup>, Tomoo Sakurai<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Dept. of Radiology, Jikei Univ. Katsushika Medical Center, <sup>2</sup>Dept. of Radiology, Jikei Univ. Hospital

【要旨】We investigated parameters that decreasing blood signal by blood suppression making use of MSG. T1WI-SPACE is set in transverse to blood vessel run and change applied axis and the strength of MSG. This examination confirmed that blood signal was suppressed by MSG.

【背景・目的】近年,死亡率の上位を占める脳梗塞の原因として頸動脈プラークが問題であり,その存在や性状を評価することは重要である.MRIでの頸動脈プラークイメージとして3D VRFA-TSE FS T1WI(以下,T1WI-SPACE)や3D MPRAGEが主に用いられるが,頸動脈の形状や血流速度などにより血管内腔の信号抑制不良が生じ,血管内腔や血管壁の評価に悪影響を及ぼすことがある.本研究ではMotion Sensitized Gradient(以下,MSG)を利用したBlood suppressionによる血流信号の抑制方法についての基礎検討を行う.【方法】SIEMENS社製MAGNETOM Vida 3T を使用した.自作流体ファントムの模擬血管内にGd 0.5mlと生理食塩水1Lの混合液を定常流で流し,損像断面を血管走行に対する軸位断,k-space trajectoryをRadialに設定し,T1WI-SPACEを撮像した.MSGの印加軸(3trace,slice,read,phase encodingの4種類)および強度(0~500m^2\*mT/m)をそれぞれ変化させた場合とTurbo factorを16と30の2種類に設定し,模擬血管内の信号減少率を算出した。【結果】MSGの印加強度を大きくすること模擬血管内の信号減少率を算出した。

# Poster

### P-025-J Radial Scan using Compressed SENSE Technique for Carotid Artery Plaque Imaging Compressed SENSEを用いたRadial scan 2D 頸動脈プラークイメージング

森田 康祐<sup>1</sup>, 米山 正己<sup>2</sup>, 福田 正悟<sup>1</sup>, 上谷 浩之<sup>3</sup>, 笹尾 明<sup>3</sup>, 尾田済太郎<sup>3</sup>, 中浦 猛<sup>3</sup>, 羽手村昌宏<sup>1</sup>, 平井 俊範<sup>3</sup> Kosuke Morita<sup>1</sup>, Masami Yoneyama<sup>2</sup>, Shogo Fukuda<sup>1</sup>, Hiroyuki Uetani<sup>3</sup>, Akira Sasao<sup>3</sup>, Seitaro Oda<sup>3</sup>, Takeshi Nakaura<sup>3</sup>, Masahiro Hatemura<sup>1</sup>, Toshinori Hirai<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Kumamoto University Hospital, <sup>2</sup>Philips Japan, <sup>3</sup>Department of Diagnostic Radiology, Graduate School of Medical Sciences, Kumamoto University

【要旨】 Radial scan is longer than other cartesian scan. In this our study, radial scan (black blood imaging) using Compressed SENSE was improved imaging quality for motion artifact by swallowing and breathing. Moreover, streak artifact was reduced than conventional radial scan.

【目的】

Cartesian収集しか適応ができなかったCompressed SENSE(CS)をRadial収 集(MultiVane (MV))に使用して, 頸動脈プラークで使用する脈波同期2D Black Blood 画像を従来法のcartesian収集と比較して評価した. 【方法】

びAA 対象は自作ファントムと同意の得られた健常ボランティア5名. 撮像条件は脈波同期 2D black blood撮像の従来法とradial収集に変更したMV法とradial収集にCSを適 応したCS-MV法を用いた.ファントムではそれぞれの信号強度を測定した.ボラン ティアでは信号強度比(血管,脂肪,筋肉)と視覚評価を行った. 【結果】

ファントムの信号強度に有意差は認められなかった (p < 0.05). ボランティアにおいて、動きの影響はMV法とCS-MV法で軽減した.また撮像時間も従来法より短縮し、MV法で生じた streak アーチファクトはCS-MV法では軽減した.視覚評価ではCS-MV法の評価が高かった. 【結論】

臨床において CS-MV 法は,動きの影響が大きい頸部領域で従来法よりも画質改善に 有用であることが示唆される.



図1 動きが顕著なボランティアの例

### P-026-J Examination of scan parameters for cervical MRA fast imaging using the LAVA-Flex sequence in Acute Ischemic Stroke

急性虚血性脳卒中におけるLAVA-Flex 法を用いた頸部 MRA 高速撮像の撮像条件検討

飯島 竜,木下 友都,市川 暁

Ryu Iijima, Yuto Kinoshita, Akira Ichikawa

Department of Radiology, Ageo Central General Hospital

【要旨】 We examined scan parameters for cervical MRA fast imaging using the LAVA-Flex sequence in Acute Ischemic Stroke. By using the scan parameters of this study and FA13 degree, Phase Matrix 128, we obtained a MRA with the same image quality as the TOF-MRA in a short scan time.

【背景・目的】急性虚血性脳卒中患者のMRIにて頸部MRAを追加撮像することで,頸部領域の責任血管の同定及び大動脈弓部分枝の走行を把握する ことは迅速な治療及び良好な予後を得る上で重要である.しかしTOF法を用いた頸部MRAでは撮像時間の延長が懸念される.今回高速撮像を目的に LAVA-Flex法を用いて,頸部MRAの至適撮像条件の検討を行った.【方法】使用装置はGE社製1.5TMRI装置Optima MR360 Advance, Head Neck and Spine array Coilを用いた.健常ボランティアを対象に,FOV:30cm,TR:6.3ms,TE:3.1ms,Slice厚:2.6mm,BW:83.3kHz,NEX:Lifrequency Matrix:256固定とし,Flip Angle(FA)を7~13°, Phase Matrixを128~224にそれぞれ変化させ,頸動脈及び筋肉の信号強度(SI)を測定し,SIRを算出, 比較・検討した.次にLAVA-Flex法とTOF-MRA法の撮像時間を比較,また,血管描出について視覚評価した.【結果】FAの検討では,FA13°において SIRが最も高値を示した.Phase Matrixの検討ではPhase Matrixを最小値の128に設定することでSIRが変化せず,撮像時間が短縮した.撮像時間を比 較した結果,LAVA-Flex法は34秒,TOF-MRA法は273秒であった.また,血管描出の視覚評価に関して有意差は認められなかった.【結語】急性虚血性 脳卒中におけるLAVA-Flex法を用いた頸部MRA高速撮像の撮像条件検討を行った結果,本検討の撮像条件にてFA13°,Phase Matrix128の組み合わ せのとき撮像時間34秒でTOF-MRAと同等の画像を得ることが出来た.

### **P-027-J Depiction of carotid plaque calcification using bone cortical depiction sequence** 骨皮質描出シーケンスを用いた頚動脈プラークの石灰化の描出

服部 尚史<sup>1</sup>, 中野 晃枝<sup>1</sup>, 長谷川 誠<sup>2</sup>, 五味 達哉<sup>2</sup>

Naofumi Hattori<sup>1</sup>, Tomoe Nakano<sup>1</sup>, Makoto Hasegawa<sup>2</sup>, Tatsuya Gomi<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Toho university Ohashi Medical Center, division of radiology, <sup>2</sup>Toho university Ohashi Medical Center, department of radiology 【要旨】 Black blood imaging is used to diagnose carotid plaque properties. However, it is difficult to evaluate calcification in the carotid artery by black blood imaging. Optimal imaging parameters for carotid FRACTURE are to minimize TE and delta TE

【背景・目的】 現在, 頚動脈プラークの性状診断にはblack blood imagingが用いられている.しかし, black blood imagingでは頚動脈に生じた石 灰化の評価は困難である.そこで我々は, 複数のFFEの信号を加算し反転することで骨皮質を描出するシーケンスであるFRACTUREを用いて頚動脈 の石灰化を描出するために撮像条件の検討を行った.【方法】MR装置はIngenia prodiva CX 1.5T(Philips Japan)を用いた.健常ボランティアの頚動 脈を撮像し, TEおよびデルタTEを変化させ, 最適なFRACTUREの撮像条件の検討を行った.【結果・考察】TEおよびデルタTEを in phaseである 4.6msecと設定するとflow voidが生じたため,信号を反転させて作成した骨皮質描出画像の頚動脈は高信号として描出された.そのため,高信号として描出される石灰化とのコントラストが付かず,石灰化の検出が困難になると考えられる.本法で石灰化の評価が可能となれば,CTでの石灰化の評価を省略すること ができ被ばくの低減に寄与できると考えられる.

### P-028-J Low-dose Contrast Enhanced TWIST with Iterative Reconstruction (IT-TWIST-MRA) Covering the Head and Neck

### 低用量造影剤を用いた頭頚部 IT-TWIST-MRA の初期経験

坂田 昭彦<sup>1</sup>,坂本 亮<sup>1</sup>,伏見 育崇<sup>1</sup>,中島 諭<sup>1</sup>,日野田卓也<sup>1</sup>,大嶋 園子<sup>1</sup>,岡田 知久<sup>2</sup>,奥知 左智<sup>1</sup>,大谷 紗代<sup>1</sup>, ウィカクソノ クリシュナパンドゥ<sup>1</sup>,櫻間 梓<sup>1</sup>,田川 弘<sup>1</sup>,汪 洋<sup>1</sup>,池田 賢司<sup>1</sup>,スピアー ピーター<sup>3</sup>, シュミット ミカエラ<sup>3</sup>,フォアマン クリストフ<sup>3</sup>,中本 裕士<sup>1</sup>

Akihiko Sakata<sup>1</sup>, Ryo Sakamoto<sup>1</sup>, Yasutaka Fushimi<sup>1</sup>, Satoshi Nakajima<sup>1</sup>, Takuya Hinoda<sup>1</sup>, Sonoko Oshima<sup>1</sup>,

Tomohisa Okada<sup>2</sup>, Sachi Okuchi<sup>1</sup>, Sayo Otani<sup>1</sup>, Wicaksono Krishna Pandu<sup>1</sup>, Azusa Sakurama<sup>1</sup>, Hiroshi Tagawa<sup>1</sup>,

Yang Wang<sup>1</sup>, Satoshi Ikeda<sup>1</sup>, Speier Peter<sup>3</sup>, Schmidt Michaela<sup>3</sup>, Forman Christoph<sup>3</sup>, Yuji Nakamoto<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Kyoto University, Kyoto, Japan, <sup>2</sup>Human Brain Research Center, Graduate School of Medicine, Kyoto University, Kyoto, <sup>3</sup>Siemens Healthcare GmbH

[要旨] In this study, we evaluated the feasibility of low-dose contrast-enhanced four-dimensional time-resolved angiography with stochastic trajectories (TWIST) with iterative reconstruction (IT-TWIST). The visualization of normal vasculature was significantly improved on IT-TWIST-MRA. Objectives

To assess the feasibility of low-dose contrast-enhanced four-dimensional (4D) time-resolved angiography with stochastic trajectories (TWIST) with iterative reconstruction (IT-TWIST) covering the head and neck region. Methods

Institutional review board approval was obtained for this observation study and written informed consent was waived. Thirty patients were examined at a 3-T MRI scanner with TWIST-MRA using low-dose injection (0.02mmol/kg) of gadolinium-based contrast agent (GBCA) with and without prototype iterative reconstruction. Three board-certified radiologists evaluated image quality of delineation of the normal cerebral arteries on IT-TWIST-MRA using a 5-point Likert scale (0, poor to 4, excellent), and decided final scores based on the consensus. Intraclass correlation coefficient (ICC) was calculated. The Wilcoxon rank-sum test was used to test the differences between TWIST and IT-TWIST. A p value <0.05 was considered significant. Results

ICC of three raters ranged from 0.65 to 0.91, depending on the size and type of the intracranial vasculature. Visualization scores of normal vasculatures for images produced using IT-TWIST were significantly higher than those for TWIST.

IT-TWIST reconstruction yields clinically feasible 4D MR-DSA images even with a low-dose GBCA.

### P-029-J Imaging Techniques for Improving Image Quality of Carotid Plaque Quantitative Susceptibility Mapping(QSM)

### 頸動脈プラークQSMにおける画質改善のための撮影技術

川崎 智博<sup>1</sup>,石坂 欣也<sup>1</sup>,池辺 洋平<sup>2</sup>,原田 邦明<sup>3</sup>,白勢 竜二<sup>4</sup>,佐藤 良太<sup>4</sup>,尾藤 良孝<sup>4</sup>,工藤 與亮<sup>2</sup>

Tomohiro Kawasaki<sup>1</sup>, Kinya Ishizaka<sup>1</sup>, Youhei Ikebe<sup>2</sup>, Kuniaki Harada<sup>3</sup>, Ryuji Shirase<sup>4</sup>, Ryota Sato<sup>4</sup>, Yositaka Bito<sup>4</sup>, Kohsuke Kudou<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Division of Medical Imaging and Technology, Hokkaido University Hospital, <sup>2</sup>Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Hokkaido University, <sup>3</sup>Department of Radiology, Kashiwaba Neurosurgical Hospital, <sup>4</sup>FUJIFILM Healthcare Corporation

【要旨】In cervical imaging, images can be affected by motion and flow artifacts. We investigated whether the Quantitative Susceptibility Mapping(QSM) is affected by imaging techniques.It is possible to suppress artifacts by devising imaging techniques.

【背景・目的】定量的磁化率マッピング(QSM)は、頸動脈硬化性プラークにおいて、これまでのMRIでは困難であった詳細なプラーク成分の評価が 期待される.しかしながら頸部の撮像では、体動や血流によるアーチファクトが懸念される.今回我々は、QSM撮像において固定法、撮像条件により アーチファクトの抑制が可能か検討した.【方法】装置は、日立社製3TMRIを使用し、対象は同意の得られた健常ボランティア10名とした.QSMは 3D グラディエントエコー法を使用し、撮像条件は、TR=80ms、TE=16.1ms、ATE=4.6msの6エコー.撮像時間は4分20秒とし、頸動脈分岐 を横断像にて撮像した.検討項目は(1)ネックカラーの有無、(2)MPGの有無、(3)位相エンコード方向とサチュレーションパルス(SAT)の有無につ いて検討した.SATは位相方向A-Pの場合は、頸部前方に配置し、R-Lの場合は両側頸動脈の間の咽頭部を抑制するように配置した.評価方法は、 強度画像(第1エコー)を用いて、頸動脈分岐部の内頸動脈と胸鎖乳突筋のコントラスト比(CR)およびアーチファクトに関して放射線科医師1名に よる4段階の視覚評価を行った.【結果・考察】(1)ネックカラーの有無では、有とすることでCR、視覚評価ともに有意に高い結果となった.(2)MPG の有無では、有とすることでCR、視覚評価ともに有意に高い結果となった.(3)位相方向をR-L、SAT有とすることでCR、視覚評価が最も高い結果 となった.ネックカラーを使用することで、顎部の上下方向の動きを抑制し、MPGを使用することで血流の抑制が可能であったと考える.位相方向を R-Lとし、SATを咽頭部に配置することで、嚥下のアーチファクトを抑制できたと考える.【結論】QSMによる頸動脈撮像は、固定法、撮像条件 を工夫することにより、体動および血流アーチファクトの抑制が可能であった.

# P-030-J Examination of sensitivity correction effect using sensitivity correction technology reFINE in 3T-Neck artery MR Angiograpy

3T-頚動脈 MRA における感度補正補正技術 reFINE を用いた感度補正効果の検討

木下 友都,飯島 竜

Yuto Kinoshita, Ryu Iijima

Department of Radiology, Ageo Central General Hospital

【要旨】 With the version upgrade of the device, a new sensitivity correction technology, reFINE, can be used. Therefore, the sensitivity correction effect of reFINE was examined. The sensitivity correction effect of reFINE became a good value when PURE compensation was set to 80% or more.

【背景・目的】当院の使用装置では頚動脈MRA撮像時に感度補正効果の問題から胸部領域が低信号となり、画像均一性が悪くなる場合があるためBody Coilにて撮像を行ってる、今回装置のバージョンアップに伴い新たな感度補正技術re FINEが使用可能となった、reFINEは従来使用していたPURE とは異なる感度補正方法が搭載されており、画像均一性の向上が期待される.そこで本研究では頸動脈MRAを対象としたreFINEの画像補正効果の 検証を行った.【方法】使用装置:GE社製3.0TMRI装置 DiscoveryMR750w Ver26,使用コイル:GEM HNU w/Face plate使用ファントム: 装置備え付けの均一性ファントム 撮像シーケンス:3D TOF法reFINEの感度補正効果を示すパラメータであるPURE Compensationを+100% ~ -100%まで変化させて撮像した11通りの画像を使用した.撮像した画像から頭部領域、頚部領域・胸部領域の3か所の画像を使用、各画像に 対しROIを設定し平均信号強度,標準偏差,最大信号強度,最小信号強度を測定し、均一性、変動係数・SNRにて比較検討を行った.[結果]PURE Compensationをマイナス値に設定する程、均一性と変動係数が低値となり、PURE Compensationが一80%以上で最も良好な結果となった.SNR では胸部領域に関してはPURE Compensationがマイナス値になるほどわずかに良好な値となった.[結語]頚動脈MRAにおいて reFINEを使用する 事で画像均一性を改善する事が可能となり、特にPURE Compensationを - 80%以上に設定する事で良好な結果となった.

# P-031-J The efficacy of deep learning reconstruction on 1.5T MRI of the knee: A comparison with 3T MRI in healthy volunteers

### 健常者の膝関節1.5TMRIにおける深層学習を用いた画像再構成の有用性:3TMRIとの比較

赤井 宏行<sup>1,2</sup>, 八坂耕一郎<sup>2,3</sup>, 菅原 暖斗<sup>1</sup>, 田島 拓<sup>2,4</sup>, 赤羽 正章<sup>2</sup>, 吉岡 直紀<sup>2</sup>, 大友 邦<sup>5</sup>, 阿部 修<sup>3</sup>, 桐生 茂<sup>2</sup> Hiroyuki Akai<sup>1,2</sup>, Koichiro Yasaka<sup>2,3</sup>, Haruto Sugawara<sup>1</sup>, Taku Tajima<sup>2,4</sup>, Masaaki Akahane<sup>2</sup>, Naoki Yoshioka<sup>2</sup>, Kuni Ohtomo<sup>5</sup>, Osamu Abe<sup>3</sup>, Shigeru Kiryu<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Institute of Medical Science, University of Tokyo, <sup>2</sup>Department of Radiology, International University of Health and Welfare Narita Hospital, <sup>3</sup>Department of Radiology, Graduate School of Medicine, University of Tokyo, <sup>4</sup>Department of Radiology, International University of Health and Welfare Mita Hospital, <sup>5</sup>International University of Health and Welfare

Objectives To evaluate whether the deep learning reconstruction (DLR) can improve the image quality of 1.5T magnetic resonance (MR) knee images comparable to 3T image.

Methods Proton-density-weighted images of the right knee of twenty-one healthy volunteers were obtained by 3T and 1.5T MR scanner using similar imaging parameters. DLR was applied to 1.5T MR imaging to obtain the 1.5T-DLR image. 3T image and the 1.5T-DLR image was compared subjectively (visibility of structures (anterior cruciate ligament, medial collateral ligament, medial meniscus, and lateral meniscus), image noise, artifacts, and overall diagnostic acceptability) and objectively (coefficient variation of the articular cartilage and contrast of lateral meniscus and articular cartilage). Paired t-test and Wilcoxon signed-rank test were used for the statistical testing.

Results All anatomical structures were better depicted by 1.5T-DLR images with a statistically significant difference compared with 3T images. The level of artifact showed no difference in the two images. Also, 1.5T-DLR images showed a statistically significant higher score for image noise and overall diagnostic acceptability. The coefficient variation of the articular cartilage of 1.5T-DLR images were significantly lower ( $0.28 \pm 0.07$  vs.  $0.34 \pm 0.05$ , p<0.001), and the image contrast of the 1.5T-DLR images were significantly higher ( $6.12 \pm 1.40$  vs.  $4.56 \pm 0.98$ , p<0.001).

Conclusion The 1.5T-DLR image showed less noise, better visualization of meniscus and ligaments, and higher overall image quality than the 3T image gained by a similar protocol.

# P-032-J 3D isotropic knee cartilage T1rho mapping using multi-interleaved fluid-attenuated TSE acquisition (MIXTURE)

multi-interleaved fluid-attenuated TSE acquisition (MIXTURE) を用いた3D等方性膝軟骨 T1rhoマッピング 猿谷 真二<sup>1</sup>,米山 正己<sup>2</sup>,勝又 康友<sup>2</sup>,井上 快児<sup>1</sup>,小澤 英人<sup>1</sup>,新津 守<sup>1</sup>

Shinji Saruya<sup>1</sup>, Masami Yoneyama<sup>2</sup>, Yasutomo Katsumata<sup>2</sup>, Kaiji Inoue<sup>1</sup>, Eito Kozawa<sup>1</sup>, Mamoru Niitsu<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Saitama Medical University, <sup>2</sup>Philips Japan, Tokyo

【要旨】We introduced a new sequence, termed MIXTURE (Multi-Interleaved X-prepared TSE with inTUitive RElaxometry), based on 3D magnetization-prepared multi-interleaved TSE. MIXTURE might be useful for improving the quality and efficiency of 3D T1rho mapping.

Although a unique interleaved spin-lock (SL) prepared rapid gradient echo sequence generates high quality 3D T1rho maps, there is still a problem that the relative signal intensity at different SL preparation times depends not only on T1rho exponential decay due to gradient echo readout. We introduced a new sequence, termed MIXTURE (Multi-Interleaved X-prepared TSE with inTUitive RElaxometry), based on 3D magnetization-prepared multi-interleaved TSE to resolve these problems. The purpose of this study was to demonstrate the feasibility of MIXTURE.MethodsScheme of the MIXTURE is shown in Figure 1. To validate the obtained T1rho values, sagittal T1rho maps were quantitatively compared. The average T1rho values in ROIs of the knee cartilage were used for comparison with previous GRE-based 3D sequence. As a result, there was no significant difference between MIXTURE and interleaved GRE sequence. In conclusion, this study demonstrate the feasibility of MIXTURE.



# P-033-J Investigation of high-resolution imaging using multipurpose flexible RF receive coil and deep learning reconstruction

汎用性フレキシブルRF受信コイルと深層学習型再構成を用いた高分解能イメージングの検討

佐野雄一郎,竹本 周平,原岡健太郎,山下 祐市

Yuichiro Sano, Shuhei Takemoto, Kentaro Haraoka, Yuichi Yamashita

MRI Sales Department, Canon Medical Systems Corporation

[要旨] High-res imaging using the multipurpose flexible RF receive coil and the Advanced intelligent Clear-IQ Engine (AiCE) was investigated for hip imaging using 1.5T. It was suggested that their combination could provide high-res imaging with a slice thickness of 1 mm and improve image quality.

【背景・目的】キヤノンメディカルシステムズは、AIの一手法であるDeep Learningを用いたSNR向上技術"Advanced intelligent Clear-IQ Engine (AiCE)"を製品搭載している。AiCEを適用した2Dの1mmスライス厚画像は、病変部や構造物を連続性高く複数スライスに渡って観察が できると報告されている。AiCEでは高周波成分のみの学習により汎用性の高いデノイズが可能だが、元画像の信号値が極端に低い場合にはノイズを除 去しても構造物を正確に描出できない。今回我々は、フレキシブル性が高くエレメント同士の電気的な干渉を抑える新技術を搭載した新コイルを開発し た、本演題では1.5テスラを用いた股関節の高分解能撮像において、AiCEと新コイルによるSNRと画質向上について検討したので報告する。 【方法】同意の得られた健常ボランティアで1mm スライス厚の股関節脂肪抑制PDWI冠状断の撮像を行った。装置は1.5テスラ装置 Vantage Orian

【方法】同意の得られた健常ボランティアで 1mm スライス厚の股関節脂肪抑制 PDW1冠状断の撮像を行った.装置は1.5テスラ装置 Vantage Orian (キヤノンメディカルシステムズ社製)を用いた.1.Atlas SPEEDER ボディ(以下 Atlasボディ)2.Atlasボディ + AiCE,3.新コイル,4.新コイル+ AiCEのそれぞれで大腿骨頭と中殿筋を対象とした SNRならびに CNRの比較を行った.

AiCEのそれぞれで大腿骨頭と中殿筋を対象としたSNRならびにCNRの比較を行った。 【結果および考察】 AiCEを適用することでAtlasボディ、新コイルいずれもSNRおよびCNRが向上した. Atlasボディと新コイルを比較すると新コ イルの方がSNRおよびCNRは高かった. Atlasボディと比較して新コイルの方が元画像の信号値が高いため, AiCEを適用することで1mmスライス 厚における高分解能画像が得られた.

【結論】1.5Tを用いた股関節撮像において、新コイルとAiCEを組み合わせることにより1mmスライス厚の高分解能イメージングが可能になり、画質向上を実現できる可能性が示唆された.

### P-034-J Basic study of lumbar DWI using SMS (Simultaneous Multi-Slice) EPI SMS(Simultaneous Multi-Slice)EPIを用いた腰部DWIの基礎的検討

岡村 茂,柳井田 望

Shigeru Okamura, Nozomu Yanaida

MedicalScanning

【要旨】 Lumbar DWI is the vertebral body is often taken in the sagittal section. Therefore, by shooting using SMS-DWI with Thin slice and Gap less, it became possible to shoot in a short time and MPR.Lumbar DWI is very useful diagnostically, and we conducted a basic study on distortion in SMS-DWI MPR images.

[要旨]腰部DWIは椎体ではsagittal断面での撮影が多く行われている.そこでSMSを用いたDWIをThin slice,Gap lessで撮影する事により短時間 撮影かつ多段面再構成が可能になった.腰部DWIは診断上非常に有用であり,SMS -DWIのMPR画像における,歪みについて基礎的研究を行なっ た.[背景]腰部DWIは近年とても診断上非常に有用なことが論文などで報告されている.しかしSMSを用いたDWIの報告はなく,SMSを用いるこ とによって多段面再構成かつ短時間での撮影が可能だと考えられたため、今回は基礎的研究として多段面再構成画像の歪みに関しての検証を行なった. [方法]使用装置はシーメンス社製3T MRI(MAGNETOM Lumina) SMS-DWI (MPR-sagittal),EPI-DWI,Resolve-DWIの3つをJIS規格のMRI 用ファントムで撮影し実寸の長さと比較しどの程度歪みが生じるかを検討した.[結果]SMS-DWIを使用することにより多段面再構成,短時間撮影が 可能かつ歪みの少ない信号を得られた.また馬尾神経の描出にも優れておりこれを応用し頸部の腕神経叢にも用いることが可能なのではないかと考えら れる.

### P-002-E Are the advantages of 3D Image Sequences in Knee MRI?

Rastogi Rajul, Neha Jain, Vijai Pratap

Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India

【要旨】 Our study objectively proves that utilising available 3D image sequences during routine knee MRIimaging helps in improving patient throughput by reducing scan significantly. Reduced scan is translated in to improved healthcare by reducing patient waiting time and improved business.

Introduction: Knee joint is the most frequently evaluated joint by MRI. Recently, in addition to conventional 2D imaging of knee joint, advanced 3D sequences are also available which can be done in less time including 3DT1W, 3DT2W, 3D-STIR & 3D-T2GRE image. In addition to multiple advantages offered by 3D sequences, reduced scan time helps in better imaging due to increased patient compliance especially in apprehensive & claustrophobic patients but also will help in increasing throughput in countries with high workload. With the objective of assessing the advantage of using 3D Knee imaging sequences in terms of scan time, we planned the following study to find out objectively the difference in scan time by using 2D & 3D image sequences in age & sex-matched controls.

especially in apprehensive & claustrophobic patients but also will nelp in increasing throughput in countries with high workload, with the objective of assessing the advantage of using 3D Knee imaging sequences in terms of scan time, we planned the following study to find out objectively the difference in scan time by using 2D & 3D image sequences in age & sex-matched controls. Methods & Materials: This study was carried out on a total of 100 cooperative patients, 50 each for 2D and 3D sequence. All the patients were examined with 16 Channel Siemens Magnetom Avanto 1.5Tesla MRI System with high-resolution knee coil. Usual protocol of knee MRI included T1W, T2W, STIR and T2GRE image sequences. For all of the above image sequences, 3D sequences are available.

Results: The scan time for knee MRI with all 2D sequences ranged from 22-23 minutes while that for patients with 3D image sequences was 18-19 minutes. Thus, the knee MRI scan time with available 3D image sequences offered to lower the scan time by nearly 20% allowing better time efficiency and throughput.

### P-003-E Comparative Evaluation of High-Resolution Ultrasonography (HRUS) and Magnetic Resonance Imaging (MRI) in Painful Wrist Joint

### Rastogi Rajul, Abhishek Kumar Singh, Vijai Pratap

Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India

【要旨】 Since HRUS has a high accuracy in detecting the pathologies in cases of painful wrist joint, it should be used as the first imaging modality. Patients with equivocal diagnosis or requiring surgical planning may, however, be subjected to MRI.

Introduction: Wrist joint is a commonly used joint in day-to-day activities and hence is not only susceptible to various pathologies but is also the cause of significant morbidity in cases of painful wrist. Though magnetic resonance imaging (MRI) is the usual imaging investigation preferred for evaluation of painful wrist joint but its inherent limitations in form of high cost, limited availability, higher scan time and lack of comparison with contralateral side has prompted us to design a study comparing the role of HRUS with MRI in such cases.

Material & Methods: Forty patients of painful wrist joint were evaluated with HRUS & MRI following approval of IEC and after informed consent. The two imaging modalities were compared not only in the detection of various findings related to painful wrist joint as joint effusion, synovitis, synovial hypertrophy, tenosynovitis, rice bodies, bone erosions, etc. but also in diagnosing the final group of disease. Appropriate statistical tests were then used to analyze the results.

Results: Our study revealed that HRUS is similar to MRI in detection of joint effusion, synovitis, synovial hypertrophy, tenosynovitis, rice bodies, etc. but is very poor in detection of bony pathologies especially marrow edema or chronic fractures. In our study, HRUS was equivalent to MRI in the final diagnosis in 67.5% cases, was inferior to MRI in 30percent cases and was superior to MRI in 2.5percent.

### P-035-J Usefulness of thin slice diffusion-weighted images using IR Scheme IR Schemeを利用したthin slice 拡散強調画像の有用性

鴨下 宗和,松田 悠暉,星野 幸宏

Sowa Kamoshita, Yuki Matsuda, Yukihiro Hoshino

Medicalscanning Ikebukuro

【目的】脂肪抑制法にRを用いた拡散強調画像では、スライス枚数を増加させた場合のTR延長が顕著にみられ、撮像時間が比較的長くなってしまう. 従来は、1TR毎に撮像断面1スライスにIRパルスを照射し画像を取得していたが、IR Scheme設定 sequential を用いる事によりIRパルスとデータ収 集タイミングの最適化を図ることができ、最短TRの短縮が可能となった.具体的には、IRパルス照射後TI時間中に他スライスにIRパルスを照射する ことで従来よりも最短TRの短縮が可能となる。今回はIR Schemeを利用した拡散強調画像での臨床撮像への応用を検討する。【方法】従来の拡散強調 ことで伝来よりも最短1Rの短縮が可能となる、今回は1R Schemeを利用した拡散強調画像での臨床撮像への応用を検討する。【方法】従来の拡散強調 画像と1R Schemeを利用した拡散強調画像を撮像し視覚的評価を行った。(当院放射線科医師4名,診療放射線技師12名)従来の拡散強調画像に比べて 最短TRの短縮が可能となるためスライス厚を薄く・多スライスにすることで診断能の向上が図れるか評価した。【結果】IR Schemeを利用した拡散強 調画像の方が病変部検索に有用であると評価頂いた。【考察】IR Schemeを利用した拡散強調画像では最短TRの短縮が可能となる為、スライス枚数を 増加させても臨床使用に問題ない撮像時間でのシーケンス構築が可能であった。またスライス枚数の増加が可能となった為、スライス厚を薄く設定し病 変部を細部まで捉えることが可能であった。さらに、MIP処理やMPR表示する事により多方面からの病変部検索が可能となる為従来の拡散強調の像と 比較し、より多くの情報が得られ診断に有用であると考えられた. IRパルス照射後 TI時間中に他スライスに IRパルスを照射することによるクロストークの影響や SNRの低下は今回の検討では確認出来なかった為 IR Scheme を利用した拡散強調像に於いて画像劣化の影響は殆ど除外できると考えられ る.

### P-036-J Inter-and intra-rater reliability of sciatic nerve diameter measurements with MR neurography: a comparison study of multiple sequences

### MR neurography による坐骨神経径測定の評価者間および評価者内信頼性:複数のシーケンスの比較研究

 $\pi^2$ ,依田 隆史<sup>1</sup>,佐田 貴之<sup>1</sup>,松本 浩史<sup>1</sup>,並木 隆<sup>2</sup> 黒澤 隆那<sup>1</sup>, 横田 隆<sup>3</sup>,米山 正己<sup>3</sup>,桝田 喜正<sup>1</sup>,宇野 Ryuna Kurosawa<sup>1</sup>, Hajime Yokota<sup>2</sup>, Takafumi Yoda<sup>1</sup>, Takayuki Sada<sup>1</sup>, Koji Matsumoto<sup>1</sup>, Takashi Namiki<sup>3</sup>, Masami Yonevama<sup>3</sup>, Yoshitada Masuda<sup>1</sup>, Takashi Uno<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Chiba University Hospital, <sup>2</sup>Diagnostic Radiology and Radiation Oncology, Graduate School of Medicine, Chiba University, <sup>3</sup>MR Clinical Science, Philips Japan

[要旨] To evaluate inter-and intra-rater reliability of sciatic nerve diameter evaluation with various MR neurography(MRN) sequences: T2WI, 3D-STIR, T2-FFE, 3D-iNerveVIEW, DN, and DTI. Measured diameters varied among the sequences. In MRN, it is important to understand the characteristics of each sequence.

### [Background]

MR neurography(MRN) is evaluating damaged peripheral nerves showing enlarged nerve diameter. The purpose of this study was to evaluate reliability of sciatic nerve evaluation with MRN sequences: T2WI, 3D-STIR, T2-FFE, 3D-iNerveVIEW, diffusion-neurography(DN), and diffusion-tensorimaging(DTI). [Methods]

This study included 20 healthy volunteers. MRNs were acquired in the proximal part of the femur using a trousseau coil. Two radiologists measured the long and short diameters of bilateral sciatic nerves. Intra-rater reliability was assessed by a retest method and was measured 5 months after the first measurement to reduce memory bias. Reliabilities of sciatic nerve diameters were assessed using intraclass coefficient correlations(ICC). The sciatic nerve diameters on each MRN sequence were compared using the Wilcoxon signed-rank tests; the P-value was corrected with the Bonferroni method. [Results]

Inter-and intra-rater substantial reliable sequences for long diameter were T2-FFE(inter=0.73; intra=0.84), DN(inter=0.69; intra=0.75), and DTI(inter=0.68; intra=0.78), and for short diameter were 3D-iNerveVIEW(inter=0.73; intra=0.83) and DTI(inter=0.74; intra=0.61). In comparing measured diameters of the sciatic nerve, there was no significant difference in the long diameter, and a significant difference in short diameter between the T2WI-based sequences vs. DN and DTI(P<0.05). [Conclusion]

## MRN should be selected by understanding the characteristics and reliability of each sequence because the reliability of nerve diameter measurements varied in each sequence.

### P-037-J Which is the optimal low b-value setting for ADC Map in DWIBS? DWIBS検査における ADC Map作成の最適b値の設定に関する検討

坂村 志帆,大塚 勇平,渡辺 一廣

Shiho Sakamura, Yuhei Otsuka, Kazuhiro Watanabe

Tokai university oiso hospital, department of radiology

【要旨】 In the fields of DWIBS, We examined of the optimal low b-value for creating an ADC map with reduced influence of flow artifacts from Ao in the mediastinum region when the high b-value is b=1000. It was suggested that a low b-value set b=20 would be suitable for creating an ADC Map.

[Motivation & Aim] In the fields of DWIBS, research on the tDV and the ADC Mapping are underway. For the purpose of creating an ADC Map, the high b-value such as b=1000, and the low b-value such as b=0 are used. However, b=0 images are affected of flow artifacts from aorta (Ao), so it is difficult to an identification of perivascular disease and measurement of ADC values. We examined of the optimal low b-value for creating ADC map with reduced influence of flow artifacts from Ao in the mediastinum region when the high b-value is b=1000.[Method] MR scanner:1.5T MRI Signa Explorer SV25.3(GE-HC)Scan parameter: TR/TE=5000msec/75.7msec, TI=180msec, scan plane=axialThe evaluation of the ADC values due to the b-values were scanned that setting b-values were b=0,10,20,30,40,50,1000 using the phantoms filled a neutral detergent and a water. And then, we measured the ADC values with b=1000 images and the low b-values. In the evaluation of the flow artifacts, three healthy volunteers were scanned that setting b-values to b=0,10,20,30,40,50,1000. And then, we calculated as contrast ratio (CR) using the values of vessels (ascending Ao, descending Ao) to perivascular regions.[Result] Both the ADC values that we measured were  $0.02(mm^2/sec)$  and did not change in any the ADC Map. In the evaluation of the flow artifacts, the CR of both ascending Ao and descending Ao were highest at b=20, and the CR tended to decrease with increasing b-value.[Conclusion] It was suggested that a low b-value set b=20 would be suitable for creating an ADC Map with reduced influence of flow artifacts from Ao.

### P-038-J **Iterative Density Correction for Fast Reconstruction of Undersampled Image** 繰り返し密度補正によるアンダーサンプリング撮像再構成の高速化

黒川 眞次,尾藤 良孝

Shinji Kurokawa, Yoshitaka Bito

FUJIFILM Healthcare Corporation

【要旨】 To reduce the time of iterative reconstruction, we have developed a new method in which density of data is estimated then density correction is performed in each iteration. The method reduced the number of iterations for convergence in undersampled-image reconstruction from 12 to 10.

Introduction: The iterative approximation technique for undersampled-image reconstruction is useful for accelerating MRI [1,2]. The purpose of this presentation is to reduce the reconstruction time. We have developed a new method in which density of data is estimated based on the progress of data recovery, and then density correction is performed in each iteration. Methods: A healthy volunteer was scanned to compare the convergence with and without the method of Iterative Density Correction (IDC). This study was approved by the internal review board. Results & Discussion: Figure 1 shows the progress of convergence with and without IDC. The number of iterations for convergence is reduced from 12 to 10 with IDC. This will be because the density correction decreases blurring and increases noise that is quickly disappeared in iterations. References: [1] D. Donoho, IEEE Trans Inf Theory 2006;52;1289-1306. [2] M. Lustig et al., MRM 2007;58;1182-1195.



Figure 1. The progress of convergence with and without IDC. The top 1% pixels' RMSE between an image reconstructed with fully sampled data and an image in each iteration is plotted.

FOV (mm)

Slice orientation

slice numbers

(ACQ) (mm3)

Voxel size (REC) (mm<sup>3</sup>)

Slice thickness

TR/TE (ms)

Scan time (min)

Flip angle Compressed SENSE factor

Stack

(mm)

Voxel size

### P-039-J Assessment of planning-less REACT-MD for fast and simple run-off exam of the lower extremities

非造影下肢 MRA における planning-less REACT-MDの有用性の検討 豊<sup>1</sup>,阿部香代子<sup>2</sup>,米山 正己<sup>3</sup>,後藤 康裕<sup>1</sup>,長尾 充展<sup>2</sup>,椎名 濱谷 勲<sup>1</sup>,小平 和男<sup>1</sup>,小川 拓実<sup>1</sup>,田中

修 坂井

Yutaka Hamatani<sup>1</sup>, Kayoko Abe<sup>2</sup>, Masami Yoneyama<sup>3</sup>, Katemann Christoph<sup>4</sup>, Zhang Shuo<sup>4</sup>, Yasuhiro Goto<sup>1</sup>, Michinobu Nagao<sup>2</sup>, Isao Shiina<sup>1</sup>, Kazuo Kodaira<sup>1</sup>, Takumi Ogawa<sup>1</sup>, Isao Tanaka<sup>1</sup>, Shuji Sakai<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Services, Tokyo Women's Medical University Hospital,

<sup>2</sup>Department of Diagnostic imaging & Nuclear Medicine, Tokyo Women's Medical University Hospital, Tokyo, Japan, <sup>3</sup>Philips Japan, Tokyo, Japan, <sup>4</sup>Philips Healthcare, Hamburg, Germany

【要旨】 REACT-MD can provide fast run-off exams of the total legs with simultaneous non-contrast MRA and black-blood imaging. The obtained diagnostic quality with multiple image contrasts and short scan time may lead to simplified workflow in patients with peripheral vascular diseases.

[Purpose] We estimated planning-less REACT-MD (Relaxation-Enhanced Angiography without Contrast and Triggering with Multiple Delays) with simultaneous non-contrast MRA and blackblood imaging for fast and simple run-off exams of the lower extremities without additional scout acquisition and volume planning. [Method] Five healthy volunteers were examined by 3.0T MRI (Ingenia, Philips Healthcare). REACT-MD provided MRA and MPRAGE images in one single scan. In addition, the total inspection time is reduced by the acquisition of scouts and the rapid inspection without planning. The image parameters were shown in Table 1. [Result] REACT-MD clearly depicted the blood vessels from the pelvis to the foot with higher vessel-background contrast in all subjects. (Figure 1) MPRAGE from REACT-MD provided black-blood images with uniform fat suppression from pelvis to foot as well. [Conclusion] Planning-less REACT-MD is useful for reducing the total examination time while keeping image quality.

### REACT 400 × 430 × 300 Coronal 200 $1.5 \times 1.5$ $1.0 \times 1.0$ 3 2.9/1.0 0 4min10se 4 Table 1. Image parameter

功<sup>1</sup>,

Figure 1. MRA images from REACT-MD

### P-040-J Initial experience of cervical spine MRI in Compressed SENSE MultiVane (CS-MV) Compressed SENSE MultiVaneにおける頸椎 MRIの初期検討

葵<sup>1</sup>, 近藤 敦之<sup>1</sup>, 後藤 正樹<sup>1</sup>, 釆澤 大志<sup>1</sup>, 渡部 進一<sup>1</sup>, 山崎 富雄<sup>1</sup>, 小澤 栄人<sup>2</sup>, 新津 守<sup>2</sup>,米山 正巳<sup>3</sup>, 櫻井 康友3 勝又

Mamoru Sakurai<sup>1</sup>, Atsushi Kondou<sup>1</sup>, Masaki Gotou<sup>1</sup>, Taishi Unezawa<sup>1</sup>, Shinichi Watanabe<sup>1</sup>, Tomio Yamasaki<sup>1</sup>, Eito Kozawa<sup>2</sup>, Mamoru Nitsu<sup>2</sup>, Masami Yoneyama<sup>3</sup>, Yasutomo Katsumata<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Central Radiation Technoloigy, Saitama Medical University Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiology, Saitama Medical University Hospital, <sup>3</sup>Philips Japan

【要旨】CS-MV for suppressing streak artifacts caused by aliasing artifacts were examined to optimize the CS factor and oversampling using phantom.Oversampling and CS factor were adjusted to MV percentage (%) for the identical imaging time.CS-MV has successfully suppressed streak artifacts.

【目的】MultiVane(MV)法はPROPELLAR法を基にした体動補正技術であるが、撮像時間が大幅に延長する. Compressed SENSE(C-SENSE, CS)は少ないデータサンプリングでも良好な画像を再構成でき撮像時間の短縮が可能である。今回, MultiVane に Compressed SENSEを併用した Compressed SENSE MultiVane (以下CS-MV)の折り返しアーチファクトが原因のストリークアーチファクトの抑制を目的に, CS factorと Oversmaplingの最適化を検討した.【使用機器】Philips Ingenia Elition X 3.0T, dS HeadNeck Spine coil 【方法】PHAMTOM BOTTLE及び PIN FANTOMを使用し、CS factorを1~3に, OvermaplingをFH方向に0~160mm, AP方向に0~20mmに変化させ、MV percentage(%) を撮像時間一定になるように調整し、MVを併用したT2強調画像を撮像した。得られた画像に対して同一関心領域法によりSNRの評価を行った。また位相方向に平行および垂直方向にプロファイルカープを描き、アーチファクトの評価および画質の変化の評価を行った。【結果】SNRはCS factor、 に12個カPIPIに平行わよび垂直カPIPIにノロノアイルカーノを描き、アーチファクトの評価および画質の変化の評価を行った.【結果】SNRはCS factor, MV %の変化に伴う明らかな劣化はみられなかった.FH方向のOversmaplingが少ない場合、ストリークアーチファクトの出現が見られたが, Oversmaplingを広げた場合、ストリークアーチファクトは改善したがPIN PHANTOMにおいてプロファイルカーブが不鮮明になる傾向になった. しかし、AP方向のOversmaplingを増やしても画像に大きな変化は見られなかった.またCS factor とMV%を上げた場合,PIN PHANTOMにお いてプロファイルカーブが改善された.【考察】SNRの劣化が小さかったのは、CS 再構成プロセスに含まれる denoise 効果によるものと考えられる. PIN PHANTOMにおいてプロファイルカーブが改善されたのは実効MV%の増加によりK-space中心のデータ数が増加したためと考えられる.【結 語】CS-MVによって、Cartesianと同等の撮像時間でストリークアーチファクトを抑制することが可能となった.

Poste

### P-041-J Shoulder Joint MRI using Compressed SENSE MultiVane Compressed SENSE MutiVaneにおける肩関節MRIの初期検討

西村 明香<sup>1</sup>, 采澤 大志<sup>1</sup>, 渡部 進一<sup>1</sup>, 近藤 敦之<sup>1</sup>, 山崎 富雄<sup>1</sup>, 新津 守<sup>1</sup>,小澤 栄人<sup>1</sup>,勝又 康友<sup>2</sup>,米山 正己<sup>2</sup> Sayaka Nishimura<sup>1</sup>, Taishi Unezawa<sup>1</sup>, Shinichi Watanabe<sup>1</sup>, Atsushi Kondou<sup>1</sup>, Tomio Yamasaki<sup>1</sup>, Mamoru Niitsu<sup>1</sup>, Eito Kozawa<sup>1</sup>, Yasutomo Katsumata<sup>2</sup>, Masami Yoneyama<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Saitama Medical University Hospital, <sup>2</sup>Philips Japan

【要旨】 Shoulder Joint MRI is susceptible to motion artifact from the breathing and the difficulty to stay still.So far,SENSE-MV included streak artifacts and aliasing artifacts. Using oversampling, CS-MV can suppress the streak artifact, in this paper, we optimized the CS factor and the oversampling index.

【目的】肩関節MRIは,患部の痛みや呼吸等から体動アーチファクトが発生しやすい.従来,体動アーチファクトが発生した場合はSENSEのMVを使用していたが,FOV外からの折り返しアーチファクトがストリークアーチファクトとして出現し,SNRも低かった.今回,MultiVaneにCompressed SENSEを併用したCompressed SENSE MultiVane (以下CS-MV)ではOversamplingの設定が可能となり折り返しアーチファクトが原因のス トリークアーチファクトを抑制できるようになった.今回はCS factorとOversamplingの最適化を検討したので報告する.【使用機器・方法】使 用機器はPhilips Ingenia Elition 3.0T,dS-Shoulder 8ch coil,ファントムは装置付属のHead phantomを用いた.検討シーケンスはPDW-TSE 用機器はPhilips Ingenia Elition 3.01,d5-Shoulder & Ch Coil, ファクトムは装置付属のHead phantom を用いた.検討ジーケクスはPDW-1SE coronalとした.検討項目としては,CS factorとOversmapling factorを可変させて撮像を行った.実効MultiVane percentageを固定しCS factor とOversamplingを可変させた場合,撮像時間を固定しCS factorとOversamplingを可変させた場合について検討を行った.画質評価に関しては,Pin phantomのProfileとストリークアーチファクトの評価,SNR測定を行った.【結果】実効MultiVane Percentageを固定してOversamplingを設定し ない場合,体幹部側に強いストリークアーチファクトの評価,SNR測定を行った.【結果】実効MultiVane Percentageを固定してOversamplingを設定し ない場合,体幹部側に強いストリークアーチファクトが発生し,Oversamplingを広げることで改善されたが,Pin phantomに大きな違いはなかった.一 方で,撮像時間を固定してOversamplingを広げた場合,ストリークアーチファクトは改善したが,Pin phantomにおいてEdgeが不鮮明になる傾向に なった.CS factor 1よりもCS factorを上げた方が実効MultiVane Percentageも増加しEdgeが改善された.CS factorの違いによるSNRに関して は、Denoising効果の影響もあり傾向が見られなかった。【結語】CS-MVではCartesianと同等以下の時間で体動アーチファクトが抑制でき、SENSE-MVで懸念されたストリークアーチファクトを抑制することが可能となった。

### P-042-J Improvement of Robustness to Signal Under-sampling Pattern in Deep Learning based **Compressed Sensing MR Image Reconstruction**

CS-MRIの深層学習再構成における信号間引きパターンに対する頑健さの改善

渋井 雅希,山登 一輝,伊藤 聡志

Masaki Shibui, Kazuki Yamato, Satoshi Ito

Graduate Program in Information, Electrical and Electronic Systems Engineering Utsunomiya University

【要旨】 An improvement of robustness to sampling patterns in compressed sensing image reconstruction using CNN was dis-cussed. Reconstruction experiments showed that higher PSNRs and SSIMs were obtained in the CNN learning multiple sampling patterns compared to the CNN learning single pattern.

Compressed sensing (CS) has been widely studied as the method that can shorten the scanning time of MRI (CS-MRI), however, it requires an extensive calculation time and sometimes gives artificial appearances to reconstructed images. Recently, image reconstruction using deep learning has attracting attentions that can solve those problems. In the learning of deep convolution neural network (CNN), reconstruction performance depends on the sampling pattern used during learning and the performances generally will be degraded when sampling patterns used for reconstruction is different with that for learning.

In this study, an improvement of robustness to sampling patterns in CNN reconstruction was discussed. We used sig-nal-to-Image space learning CNN based on ADMM1 and forced the CNN to learn multiple sampling patterns (DLRec-multi). Reconstruction experiments showed that higher PSNRs and SSIMs were obtained in the proposed method compared to the CNN learning single sampling pattern (DLRec-single) as shown in Fig.1. Analysis of CNN in-dicates that flexibility of activation function learning in each reconstruction layer contributes to improve the robustness to sampling patterns.

### P-043-J Study on Phase-varied Image Reconstruction Using Real-valued CNN with Symmetric Signal **Under-sampling in MR Compressed Sensing**

圧縮センシングにおける対称的信号間引きと実数型 CNN による複素 MR 画像の再構成法の検討

Shohei Ouchi<sup>1,2</sup>, Satoshi Ito<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Graduate School of Engineering, Utsunomiya University, <sup>2</sup>JSPS Research Fellow

【要旨】 CNN-CS phase-varied image reconstruction method using real-value CNN without the estimation of spatial phase distribution was proposed. It was shown that higher structured images with higher PSNR were obtained using 30% under-sampled signal.

CNN based compressed sensing image reconstruction has attracted much attentions. However, several methods assume that MR image as a real-value so far while MR images have spatial phase distributions. We proposed a novel method in which phase-varied images can be reconstructed using real-value CNN without the estimation of spatial phase distribution. If a symmetrical signal sampling with respect to the origin of k-space is adopted, then the MR signal sampling with respect to the origin of K-space is adopted, then the Mix signal corresponding to the real and imaginary part of complex image can be synthesized using the acquired signal[1]. CNN can learn the relationship between the fully sampled images and the under sampled images for real-and imaginary-part independently. Figure 1 showed that proposed method all the multiple compared to other methods[2][3] allows high-quality reconstruction compared to other methods[2][3]. 1. S.Ito et al, ICASSP 2014, Florence, Italy, BISP-P7.1. 2. H. Yang et al, IEEE Tran PAMI, doi: 10.1109/TPAMI.2018.2883941.



図1. Reconstructed images: (a) Sampling pattern, (b) Fully sampled, (c) Zero-filled, (d) Proposed, (e) ADMM-CSNet, (f) CS iterative

大内 翔平 1,2, 伊藤 聡志 1

<sup>3.</sup> F. Zhao et al, IEEE Tran Med Imag 2012, 31: 1713-1723.

### P-044-J Initial study of elastic modulus estimation method using deep learning in MR elastography MRエラストグラフィにおける深層学習を用いた弾性率推定手法の初期検討

青木 貴紀

Takanori Aoki

Graduate school of Science and Engineering Chiba university

【要旨】 The purpose of this study is to develop and initially investigate the method for estimating elastic modulus using deep learning in MRE. The results of numerical simulations indicate that the proposed method is more robust to noise than LFE at a higher elastic modulus.

【背景・目的】生体組織の弾性を非侵襲かつ定量的に測定する手法としてmagnetic resonance elastography (MRE)がある.弾性率分布の代表的な 第出アルゴリズムとして直接変換法(DI)や局所波長推定法(LFE)があるが、空間分解能と定量性を両立することが難しい問題がある。本研究では 深層学習による剛性率推定手法の有効性を検討することを目的とした. 【方法】2次元弾性波数値シミュレータを実装し、学習および検証用の弾性波 深層字習による剛性率推定手法の有効性を検討することを目的とした。【方法】2次元弾性波数値シミュレータを実装し、字習および検証用の弾性波 画像を作成した.深層学習モデルLeNetを参考に、弾性率を推定する学習モデルを作成した。実験パラメータは、1.剛性率が3 kPaと8 kPa、2,弾 性波の周波数は62.5 Hz,振幅に対するノイズの標準偏差の比(ANR)が10刻みで10~40、3.平面波の伝搬角度がπ/8、π/4、3π/8、4.画像サイズが 128\*128に対して分割ピクセルサイズを32\*32とした.なお、最適化アルゴリズムをAdam、活性化関数としてReLU関数を用い、学習データ数を 3,000枚とした.弾性率推定精度はLFE (MRE/Wave (Mayo Clinic)、ガウシアンバンドパスフィルター 2.53~8 waves/FOV)と比較した.【結果】 提案手法とLFEの推定誤差は、想定弾性率や平面波の伝搬角度によらず、ANRが大きいほど誤差が小さくなる傾向を示した、剛性率を3 kPaとした場 合の提案手法の推定誤差はLFEよりも少し大きいが、ANRが10以上で最大1.7%であった。剛性率が8 kPaとした場合の提案手法の推定誤差はLFEよ りも小さく、ANRが10以上でLFEが最大10.4%に対し、提案手法は4.3%であった。【結語】均一弾性体を想定した数値シミュレーションにより、深 層学習を用いた弾性率推定手法はLFEよりも剛性率が高い(波長が長い)ほどノイズに対して頑健であることが示唆された。分割ピクセルサイズや学 翌データ枚数、弾性波画像へのセフセットのナささな思なると思っの地で発度の空間と解した。 習データ枚数,弾性波画像へのオフセットの大きさが異なる場合の推定精度や空間分解能の評価は今後の課題である.

### P-045-J Image restoration for spiral imaging using dAUTOMAP and GIRF dAUTOMAPとGIRFを用いたSpiral画像のアーチファクト補正の検討

### 吉田 圭佑,寺田 康彦

Keisuke Yoshida, Yasuhiko Terada

Graduate School of Science and Technology, University of Tsukuba

【要旨】 Previously, we used GIRF and pix2pix to correct image artifacts in spiral imaging. Here, we used dAUTOMAP instead of pix2pix as a deep-learning-based denoiser, and showed that dAUTOMAP outperformed pix2pix.

【はじめに】前回の大会では、勾配磁場インパルス応答関数(Gradient impulse response function; GIRF)と深層学習(Deep learning; DL)を

備用することで,spiral画像のアーチファクトを抑制できることを報告した[1].その際のDLのネットワークでpix2pix[2]を 用いた、本研究では、再構成アーチファクトの補正に有効と報 告されているdAUTOMAP[3]に注目し、pix2pixと置き換え ることで,性能向上を示す. 【方法】予め測定した GIRF で較 正したk空間軌跡を用いて, spiral scanで取得したraw data から spiral 画像を再構成した. この画像の残留アーチファクト を pix2pix または dAUTOMAP で軽減した(図 a). pix2pix で はspiral画像を入力画像とし、dAUTOMAPではspiral画像を -リエ変換したk空間画像を入力画像とした.別途撮像した Cartesian画像をground truthとした. 2400枚のファントム 画像[1]を用いた.【結果】pix2pixと比べて、dAUTOMAP ではPSNRとSSIMが上回り、アーチファクト補正能力が高 かった (図b). この結果はdAUTOMAPとGIRFを組み合 わせた補正法の有用性を示している. [1]K. Yoshida et al, JSMRM 2020. [2]P.Isola et al, IEEE 2018[3] J. Schlemper et al, arXiv 2019



図a DLを使ったアーチファクト補正

### P-046-J Image quality of 2D-TSE using deep learning: a phantom study 深層学習再構成を用いた2D-TSE 法の画質に関するファントムによる基礎的検討

前原 将貴<sup>1</sup>, 愛多地康雄<sup>1</sup>, 林原 勇斗<sup>1</sup>, 丸山 克也<sup>2</sup>, 神吉 勇佑<sup>2</sup>, 木藤 善浩<sup>1</sup>, 藤永 康成<sup>3</sup>

Masataka Maehara<sup>1</sup>, Yasuo Adachi<sup>1</sup>, Hayato Hayashihara<sup>1</sup>, Katsuya Maruyama<sup>2</sup>, Yusuke Kanki<sup>2</sup>, Yoshihiro Kitoh<sup>1</sup>, Yasunari Fujinaga<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Radiology Division, Shinshu University Hospital, <sup>2</sup>MR Research & Collaboration Dpt., Siemens Healthcare K.K., <sup>3</sup>Radiology Division, Shinshu University School of Medicine

【要旨】 To clarify the image quality of 2D-TSE, we compared image quality between T2WI with and without deep learning (DL) method. This study revealed that the DL method improved signal-to-noise ratio while maintaining structural similarity and contrast when the parallel imaging was used.

【目的】AI技術を用いた深層学習再構成法(deep learning reconstruction: DLR)を使用した2D-TSE法(DL-TSE)が導入された.DL-TSE法はパラレルイメージング (Parallel Imaging: PI)によるノイズ低減を目的としている.本研究ではPIを用いたT2強調像 2D-TSE法に対しDLRが画質に与える影響を明らかにする.【方法】装置はSIEMENS社製MAGNETOM Prisma 3.0 Tを使用した.ファントムは日興ファインズ90-401型ファントムを る影響を明らかにする. 【方法】装置はSIEMENS社製MAGNETOM Prisma 3.0 Tを使用した.ファントムは日興ファインズ90-401型ファントムを 用いて差分マップ法でSNRを測定した.またファントムにフルーツを用いてコントラスト及び構造的類似性(structural similarity : SSIM 値) を測定 した.測定にはImageJを使用し解析を行った.撮像条件はFOV=360×292 mm, Matrix=384×203, TR/TE=4000/84 ms, BW=395Hz/Pixel, ス ライス厚=4 mm, TF=13を一定にし,R-factorを2, 3, 4, 6と変化させてDL-TSEとNon DL-TSEを撮像した.また,PI無しのDL-TSEとNon DL-TSEも撮像した.PI無しのNon DL-TSEを基準画像とし,Non DL-TSEとDL-TSEのR-factorを変化させた画像で比較を行った.【結果】Non DL-TSE においてR-factor とSNRは負の相関を示したが(r=-1, P=0.0167),DL-TSEでは両者は相関を示さず(r=0.7, P=0.2333),高いR-factor でもSNRが維持された.R-factor 3以上でDL-TSEのSNRがNon DL-TSEより高値であった.コントラストは基準画像と比較しR-factorを2から6ま で変化させてもNon DL-TSE,DL-TSE 共に変化はみられなかった.SSIM値は基準画像と比較し,DL-TSEではR-factor 4まで変化させても0.95以上 と高い評価を示した.R-factor 6では0.94となった.Non DL-TSEではR-factor 4まで変化させても0.95以上 と高い評価を示した.R-factor 6では0.94となった.Non DL-TSEではR-factor 4まで変化させることが明らかとなった.今回の検討で た.【結語】PIを用いた2D-TSE画像に関してDLRは構造の類似性やコントラストを維持しつつSNRを向上させることが明らかとなった.今回の検討で はR-factorを4まで大きくしても基準画像と同等の画質が得られた.

## P-047-J Quantitative evaluation of spinal cord motions by optical flow analysis in spinal cord Cine-MRI 脊髄 Cine-MRIを対象にした Optical flow 解析による脊髄動態の定量評価の試み

堀江 朋彦<sup>1</sup>, 今田奈津夫<sup>1</sup>, 河窪 正照<sup>2</sup>, 濱野 裕<sup>3</sup>, 張 漢秀<sup>4</sup>, 丹羽 徹<sup>5</sup>, 黒田 輝<sup>6</sup>, 松前 光紀<sup>4</sup> Tomohiko Horie<sup>1</sup>, Natsuo Konta<sup>1</sup>, Masateru Kawakubo<sup>2</sup>, Hiroshi Hamano<sup>3</sup>, Han Soo Chang<sup>4</sup>, Tetsu Niwa<sup>5</sup>, Kagayaki Kuroda<sup>6</sup>, Mitsunori Matsumae<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Tokai University Hospital, <sup>2</sup>Department of Health Sciences, Faculty of Medical Sciences, Kyushu University, <sup>3</sup>Philips Japan, <sup>4</sup>Department of Neurosurgery, Tokai University School of Medicine, <sup>5</sup>Department of Radiology, Tokai University School of Medicine, <sup>6</sup>Department of Human and Information Science, School of Information Science and Technology, Tokai University

【要旨】 The purpose of this study was to evaluate the feasibility of quantitative evaluation of spinal cord motions by optical flow analysis for spinal cord Cine-MRI. Spinal cord Cine-MRI and Optical flow analysis have enabled quantitative evaluation of spinal cord motions.

(背景と目的) MRIを用いた脊髄動態に関する先行研究はいくつかある.しかし,撮像法や計測手法の違いのため詳細な動態については未だ不明な点 が多い.一方,脊髄動態が詳細に把握できればDTI・MRS等の画質改善および放射線治療における脊髄への線量低減などが期待される.そこで本研究 では,脊髄Cine-MRIを対象にOptical flow 解析を用いて脊髄動態の定量評価を試みた.本研究の目的は,健常ボランティアおよび臨床例を対象に 本手法の実現可能性を評価することであった.(方法)対象は、同意を得た健常ボランティア11名(22~48才,男:6女:5,基礎疾患なし)および臨床 例2例(頚椎症,キアリ奇形1型)である.MRI装置はIngenia 1.5T(Philips Healthcare),受信コイルはdS HeadSpine coilを用いて,心電図同期 2D=bTFE法による脊髄Cine-MRI (RR分割数32)を正中失状断面にて撮像した.撮像条件はTR/TE/FA:4.3ms/2.1ms/70°,スライス厚5mm, 加算回数1回,撮像時間56秒であった.得られたCine-MRIについてOptical flow解析(MATLAB R2015a)を行い,脊髄・延髄および小脳扁桃の 移動量を計測した.統計解析にはMann-Whitney U検定(MedCalc version 12.2.1)を用いた.(結果・考察)健常ボランティアでは,73%(8/11 例)において頚髄に比べ上部胸髄の移動量が大きかった.また,この動きは収縮期(後)に大きく,腹背方向への動きが有意であった.臨床例では,術 前後において脊髄動態に大きな変化が認められた.頚椎症例では,狭窄部(C3/4)より上部の頚髄において術前(C1:1.59±1.09mm,C2:0.59 ± 0.33mm)から術後(C1:0.48±0.31mm,C2:0.23±0.19mm)と明らかに移動量が小さくなった(p<0.001).キアリ奇形例においても術後 の定量評価が実現可能なことが示唆された.

### P-048-J Reproducibility of Diffusion tensor imaging with Compressive Sensing in Brachial plexus 腕神経叢における圧縮センシングを用いた Diffusion Tensor Imagingの再現性

佐田 貴之<sup>1</sup>, 横田 元<sup>2</sup>, 依田 隆史<sup>1</sup>, 黒澤 隆那<sup>1</sup>, 松本 浩史<sup>1</sup>, 並木 隆<sup>3</sup>, 米山 正己<sup>3</sup>, 桝田 喜正<sup>1</sup>, 宇野 隆<sup>2</sup> Takayuki Sada<sup>1</sup>, Hajime Yokota<sup>2</sup>, Takafumi Yoda<sup>1</sup>, Ryuna Kurosawa<sup>1</sup>, Koji Matsumoto<sup>1</sup>, Takashi Namiki<sup>3</sup>, Masami Yoneyama<sup>3</sup>, Yoshitada Masuda<sup>1</sup>, Takashi Uno<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Chiba University Hospital, <sup>2</sup>Diagnostic Radiology and Radiation Oncology, Graduate School of Medicine, Chiba University, <sup>3</sup>MR Clinical Science, Philips Japan

[要旨] A method combining compressed sensing and DWI (EPICS) has been reported to reduce artifacts from parallel imaging (SENSE). This study compared EPICS with SENSE in the brachial plexus, and EPICS was a more robust imaging method than SENSE, with better reproducibility of ADC and FA.

[Background]Diffusion tensor imaging (DTI) in the brachial plexus is challenging to achieve good image quality due to the inhomogeneity of the magnetic field. To reduce the magnetic field inhomogeneity, an imaging method combining DWI and parallel imaging (SENSE) is commonly used, but it generates noise in the center of the image, which affects the ADC and FA values. Recently, a method that combines compressed sensing techniques and DWI (EPICS) has been developed to reduce the imaging time without increasing image artifacts. EPICS may provide a robust quantification for the brachial plexus. The purpose of the study was to compare EPICS with SENSE and to investigate the feasibility of EPICS in the brachial plexus.

[Methods]The subjects included 17 healthy volunteers. The imaging system was a 3.0T MRI (Ingenia 3T, Philips Healthcare). The brachial plexus was imaged with EPICS and SENSE. The same scan parameters were used for comparison (slice thickness, 2mm; number of direction, 32axis; b-value, 0 and 800mm/s; TR, 10000ms; TE, 68ms; SENSE/C-SENSE acceleration factor, 3). Ten ROIs were set at the nerve root of C5-Th1 comprise. (1)SNR of each measured ROI was used for evaluation. (2)The coefficient of variation of ADC and FA was used to evaluate the reproducibility.

[Results](1)SNR showed higher values in EPICS than in SENSE(P < 0.001). (2)The coefficients of variation of ADC and FA were lower in EPICS than in SENSE (P < 0.001).

[Conclusion]DTI with EPICS was a robust imaging method with better reproducibility of ADC and FA values than SENSE.

# P-004-E Is Whole Spine Sagittal MR Image Imperative for Reporting of Dorsolumbar MR Spine Examination?

### Jain Neha, Rastogi Rajul, Vijai Pratap

Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India

【要旨】Whole spine sagittal MR image is very imperative in pre-orthopedic, neurosurgical & anaesthetic procedures which require accurate determination of the level of the lesion or disease not onlyfor optimal management but also to avoid legal issues.

Supernumerary vertebra is not an uncommon finding. They are commonest in dorsal and lumbar region with an estimated prevalence of 10-15%. Presence of supernumerary vertebra not only alters the numbering of dorsal and lumbar vertebra but also the location of associated abnormalities. This can often lead to clinical as well as legal implications. As magneticresonance imaging (MRI) of Dorsal and Lumbosacral spine is a common investigation encountered in day-to-day practice for a variety of indications, hence to avoid errors in numbering of vertebrae Sagittal MR image of whole spine is very important.

To determine incidence of supernumerary vertebra in patients undergoing dorsolumbar MR examination of spine

To determine abnormalities related to supernumerary vertebra in patients undergoing dorsolumbar MR examination of spine.

Material and Methods: The study was performed on Siemens Avanto, a 1.5TeslaMRI scanner with 18 channels. One hundred patients undergoing MR examination of dorsal or lumbosacral or dorsolumbar spine for any clinical indication were randomly recruited in the study. Sagittal T2 weighted MR images were taken through the cervical, dorsal & lumbosacral spines and stitched together by software to obtain a midsagittal MR image of whole spine.

Results: Supernumerary vertebra was noted in 17 out of 100 patients. Supernumerary dorsal vertebra was noted in 5 patients while supernumerary lumbar vertebra was noted in 12 patients

### Р-005-Е Clinical role of diffusion tensor tractography in Compressive Myelopathy

Rastogi Rajul, Neha Jain, Vijai Pratap

Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India

[要旨] DTT is a sensitive indicator and objective tool in spinal cord compression than conventional MRI by revealing color alterations in 3D color-coded maps, thinning and loss of integrity of spinal nerve fiber tracts providing easy and fast tool to predict the need of surgical decompression.

Objectives: MRI has long been considered as the gold-standard imaging tool for evaluation of compressive myelopathy. These cases reveal signs of spinal cord compression with or without alteration in spinal cord parenchymal signal alteration. Hence, this article aims to evaluate diffusion tensor tractography (DTT) as an advanced dimension of MRI in patients with CSCM in predicting necessity of decompression management, predicting prognosis and evaluating post-decompression outcome objectively in simplified manner.

Methods:Fifteen patients visiting the department of Radiodiagnosis with clinical signs of CSCM were randomly selected for our study. All the selected patients underwent conventional MRI and DTI examination including DTT in the suspected region of spine with a highresolution matrix on 1.5T magnet system. 3D-color coded maps were obtained sagittal & coronal planes. Results : Out of fifteen patients, three patients were excluded from the study due to suboptimal scan quality as the patients could not lie

motionless for optimal time of examination resulting in suboptimal DTT. In eight out of twelve patients with no spinal cord parenchymal signal alteration on T2W images, DTT revealed significant alteration in color code both at and above the level of compression signifying altered diffusion.

### P-049-J Effect of Tilting Zoomed-EPI diffusion on ADC value Tilting zoomed-EPI diffusionにおける ADC への影響

航<sup>2</sup>,山根 正聡<sup>2</sup>,山口 貴弘<sup>2</sup>,幾島宏二郎<sup>2</sup>,田辺 昌寛<sup>3</sup>,伊東 克能<sup>3</sup> 今井 広<sup>1</sup>. 向谷

Hiroshi Imai<sup>1</sup>, Wataru Mukaidani<sup>2</sup>, Masatoshi Yamane<sup>2</sup>, Takahiro Yamaguchi<sup>2</sup>, Kojiro Ikushima<sup>2</sup>, Masahiro Tanabe<sup>3</sup>, Thomas Benkert<sup>4</sup>, Katsuyoshi Ito<sup>3</sup>

<sup>1</sup>MR Research & Collaboration, Siemens Healthcare K.K., <sup>2</sup>Department of Radiological Technology, Yamaguchi University Hospital, <sup>3</sup>Department of Radiology, Yamaguchi University Graduate School of Medicine, <sup>4</sup>Siemens Healthcare GmbH

[要旨] Tilting zoomed excitation pulse was developed to improve the excitation profile imperfection in conventional zoomed-EPI and to create images with less artifacts. ADC values with this technique were compared with those of the conventional methods, and it was confirmed that it didn't affect the ADCs.

Objective: The zoomed excitation pulse consists of a combination of multiple RF pulses and gradients. It allows the excitation profile to be restricted also in the phase encode direction, and it enables a zoomed FOV setting by suppressing aliasing signals. However, the aliasing artifacts partially remain. The tilting zoomed excitation pulse rotates the excitation profile so that aliasing signal is not refocused, therefore the artifacts are suppressed more reliably. The purpose of this study is to investigate the effect of this tilting excitation pulse on ADC measurement. Methods: We used a 3T MRI scanner (MAGNETOM Prisma, Siemens Healthcare, Germany) with Body18 and Spine Matrix coil and a diffusion phantom which contains three vials filled with three different diffusivity materials. The trace and ADC images were obtained using three single-shot EPI diffusion sequences (conventional, Zoomed, and prototype tilting Zoomed) with multi-b setting. Tilting angle was set to 10 degree. We compared the signal intensities which were measured in several ROIs. In one healthy volunteer, ADC values were compared in abdominal diffusion images. Result and Discussion: The trace signal decreasing with b-value was consistent among the three sequence. ADC values of a vial measured with three sequence were  $0.90 \pm 0.08$ ,  $0.88 \pm 0.11$  and 0.90 $\pm 0.07 \text{ x}10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , respectively. Similar to this, close values were shown in the other ROIs. It was confirmed that the tilting Zoomed excitation pulse does not affect on ADC values.

### P-050-J Examination of DWIBS protocol for detection of bone metastases in prostate cancer as an alternative to bone scintigraphy 骨シンチに代わる前立腺癌の骨転移検出のためのDWIBS プロトコルの検討

冨山 弘樹,四家 洋介,新村 浩明

Hiroki Tomiyama, Yosuke Shike, Hiroaki Shinmura

Tokiwakai Jyoban hospital

【要旨】 For patients who have been searching for bone metastases by bone scintigraphy at our hospital, we have decided to create a protocol for evaluation by DWIBS.

2020年の診療報酬改定により、前立腺癌の骨転移の診断を目的に「全身MRI撮影加算」が創設された.これによりDWIを用いた全身MRI(DWIBS) が注目されている。そのため当院でも今まで骨シンチにて骨転移検索を行っていた患者に対して、DWIBSによる評価が行うためにプロトコル作成を行 うこととなった。SIEMENSのset-n-go機能を用い、健常な被験者に対してDWI、T1WI、T2WI、STIRの全身の撮像を行った。当院ではDWIBS 撮像の経験がなかったため、撮像シーケンスは日本磁気共鳴医学会の「前立腺の骨転移検出のための全身MRI撮像の指針」及びBody DWI研究会の シーケンス・プロトコル集を参考とした. 撮像した画像について画質や撮像時間の評価, アーチファクトの考察を行い, 撮像時間が30分以内になるようにプロトコルを構築した. その後医師確認及び患者承諾のもと, 構築したプロトコルを用いて前立腺癌の骨転移検出目的の撮像を行った. その結果を もとにプロトコルを確定した. 確定したプロトコルはDWI;tra 7:55, T1WI;tra 11:15・sag 3:33, STIR;sag 5:12となり, 撮像時間は27:55となっ た.

### P-051-J Evaluation of diffusion encoding pattern on Double Diffusion Encoding MRI for abdomen: Volunteer study

Double Diffusion Encoding法の躯幹部適応へ向けた拡散エンコードパターンのボランティア評価

阿部 正裕,草原 博志,佐野 勝廣,青木 茂樹

Masahiro Abe, Hiroshi Kusahara, Katsuhiro Sano, Shigeki Aoki

Department of Radiology, Juntendo University School of Medicine

【要旨】 DDE MRI can evaluate the microstructural information, however, mostly adapted to the head region, less to others. In this study, we evaluate the optimum diffusion encoding pattern on DDE MRI to adapt to the abdomen region.

【目的】Double Diffusion Encoding(DDE)は2方向の拡散エンコードを平行および直交方向に印加する拡散測定手法である.DDEはボクセル内の 異方性の詳細情報を評価可能な $\mu$ FAを算出することが可能である.しかし一般的にDDEは頭部での報告が多く、またDDEはTEが延長しやすいため、SNRの担保の難しい躯幹部での報告は少ない.本研究ではDDEを躯幹部に適応し拡散エンコードパターンを最適化するために、2種類の拡散エンコードパターンについて健常被検者の腹部臓器で比較検討した.【方法】装置はVantage Centurian(キヤノンメディカルシステムズ社製)、コイルはAtlas body coil + spine coil を使用し、健常被検討した.【方法】装置はVantage Centurian(キヤノンメディカルシステムズ社製)、コイルはAtlas body coil + spine coil を使用し、健常被検討した.【方法】装置はVantage Centurian(キヤノンメディカルシステムズ社製)、コイルはAtlas body coil + spine coil を使用し、健常被検討しるた。評価した.撮影条件はSEEP12D,TR=4800ms(Respiratory-gating),TE=79ms,FOV=33.6 x 33.6 cm,b=1000(500x2)s/mm2,拡散時間はそれぞれる=10ms,A=16ms,mixing time=20ms.評価した拡散エンコードパターンはA72方向(平行12軸+直交12x3軸+直交12x3軸)の2種類で,それぞれFAおよび $\mu$ FAを算出した.【結果・考察】各臓器のFA、 $\mu$ FAともに各拡散エンコードパターン間でMeanに差はなく、大きな変化は見られなかった.計測したすべての臓器に関してFAより $\mu$ FAが高くなった。今回評価した拡散エンコードパターンではFAの計算に使用する並行方向の軸数が変わらないためFAに変化は見られなかったと思われる.直交方向の軸数が異なっているが $\mu$ FAの値は同程度に得られ、 $\mu$ FAともに差は見られなかった.【結

### P-052-J Phantom Study for Simultaneous Quantification of 19F and Gd-based Contrast Agents ファントムを用いたフッ素およびガドリニウム造影剤の同時定量に関する検討

佐藤 良太,大竹 陽介

Ryota Sato, Yosuke Otake

Innovative Technology Laboratory, FUJIFILM Healthcare Corporation

【要旨】 We confirmed feasibility for simultaneous quantification of different contrast agents. Phantom study revealed that simultaneous and accurate quantification of <sup>19</sup>F and Gd-based contrast agents was feasible using a <sup>19</sup>F/<sup>1</sup>H double-tuned coil and quantitative susceptibility mapping.

<u>Purpose</u>: To visualize interaction between different types of cells, such as cytotoxic and regulatory T-cells, it is necessary to quantify different contrast agents (CAs) simultaneously. The aim of this study is to confirm feasibility of simultaneous quantification of <sup>19</sup>F and Gd-based CAs using a <sup>19</sup>F/<sup>1</sup>H double-tuned RF coil and quantitative susceptibility mapping (QSM). <u>Methods</u>: We used an in-house cylindrical phantom containing both <sup>19</sup>F (Perfluoro-n-octane, PFO) and Gd (Gd-DTPA) with various concentrations (Fig. 1a). The

phantom was scanned using 7T MRI and the double-tuned coil with FSE ( $^{19}$ F) and GrE ( $^{1}$ H) sequences. A susceptibility image was calculated from the GrE images. <u>Results</u>: ROI analysis revealed that the  $^{19}$ F-FSE signals and susceptibilities were well correlated with the PFO and Gd concentrations (R<sup>2</sup>=1.00), respectively (Figs. 1b and c). The result suggests that simultaneous and accurate quantification of  $^{19}$ F and Gd-based CAs was feasible using the double-tuned coil and QSM.



### P-053-J Observation of <sup>17</sup>O-labeled water in mice brain by <sup>17</sup>O-MRS <sup>17</sup>O-MRSによるマウス脳内水の観測

津田 正史<sup>1</sup>,津田 雅之<sup>2</sup>,中山 登<sup>3</sup>,中岡 茂<sup>3</sup>

Masashi Tsuda<sup>1</sup>, Masayuki Tsuda<sup>2</sup>, Noboru Nakayama<sup>3</sup>, Shigeru Nakaoka<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Multidisciplinary Science Cluster, Research and Education Faculty, Kochi University, <sup>2</sup>Institute for Laboratory Animal Research, Science Research Center, Kochi University, <sup>3</sup>Spectro Decypher Inc.

【要旨】 In many diseases it is known to reduce the cerebral metabolic rate of oxygen.  ${}^{17}$ O-MRS is useful for measurements of the MR-detectable stable oxygen isotope  ${}^{17}$ O. We investigated quantitative evaluation of  ${}^{17}$ O-labeled water in mice brain by  ${}^{17}$ O-MRS.

Background & Purpose: The energy production in the brain via mitochondrial oxidative phosphorylation can be regarded as one of the biological parameters essential for characterizing the vital status. In this study we purpose to estimate quantitative evaluation of <sup>17</sup>O-labeled water signal in brain by direct measurement of <sup>17</sup>O-MRS.Materials & Method: <sup>17</sup>O-MRS and 2D CSI measurements of phantom and animal studies were performed with 9.4-T system equipped with <sup>17</sup>O/l H double tune coil. PBS(-) containing 7 atom% <sup>17</sup>O-labeled water (100  $\mu$ L) was injected to a mouse from catheterized tail vein. Inhalation of <sup>17</sup>O-labeled oxygen gas was also performed. Acquisition parameters for 2D CSI were TR/TE=10/1.09ms, FOV=20x20mm, matrix=8x8, NA=10,000. Result: signal intensities of <sup>17</sup>O-labeled water were proportional to the isotope abundance. The optimum TR value was <10 msec. After injection of 7 atom% <sup>17</sup>O-labeled water, the <sup>17</sup>O-labeled water was detected. Conclusion; <sup>17</sup>O-MRS is useful for observing and evaluating <sup>17</sup>O-labeled water in the mouse brain.

# P-054-J The one-breath-hold amide proton transfer imaging approach using the Dixon method: A phantom study

### 自作ファントムを用いたDixon法による呼吸停止下 APT イメージングの基礎的検討

徳永 千晶<sup>1</sup>,和田 達弘<sup>1</sup>,西江 昭弘<sup>2</sup>,栂尾 理<sup>3</sup>, 舩津 亮平<sup>1</sup>,大賀 正浩<sup>1</sup>,小林 幸次<sup>1</sup>

Chiaki Tokunaga<sup>1</sup>, Tatsuhiro Wada<sup>1</sup>, Akihiro Nishie<sup>2</sup>, Osamu Togao<sup>3</sup>, Ryohei Funatsu<sup>1</sup>, Masahiro Oga<sup>1</sup>, Kouji Kobayashi<sup>1</sup> <sup>1</sup>Division of Radiology, Department of Medical Technology, Kyushu University Hospital, <sup>2</sup>Department of Clinical Radiology,

Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, <sup>3</sup>Department of Molecular Imaging and Diagnosis, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University

【背景】慢性肝障害患者にとって、肝機能の評価は予後にも関連するため重要である.肝機能が低下すると肝臓で合成されるアルブミンが減少し、代謝 性アルカローシスを起こすことでPHが上昇する.アルブミンの濃度やPH変化を検出する手法として、amide proton transfer (APT) イメージングが 報告されている. Dixon法は同一のシーケンス内でBO補正を行いながら短時間のAPTイメージング撮像が可能であり、呼吸停止下で肝機能を評価で きる可能性がある.【目的】自作ファントムを用いて、Dixon法による呼吸停止下APTイメージングの実現可能性について検討する.【方法】MR装置 はPhilips社製Ingenia 3.0-Tを使用した.生理食塩水で満たした容器に密閉した鶏レバーと、卵白アルブミンの濃度を変化させPHの異なるリン酸緩 衝液で希釈した7種類のファントムの周囲をPVAゲルで満たし、ファントムを作成した.まず、TRを2000、2400、2600 msとし、鶏レバーのAPT 信号強度 (APT SI) の変化を評価した.このとき、撮像時間はそれぞれ18、21、23 sとなった.次に、印加時間を0.25、0.50、1.0 sと変化させ、鶏 レバーのAPT SIの変化を評価した.最後に、最適なTRと印加時間を決定し、卵白アルブミンの濃度およびPH依存性を評価した.APT SIの増加率は 線形相関の傾きにより評価し、撮像法の違いによるAPT SI cone-way analysis of variance および Turkey's honestly difference検定を用いて評価 した.【結果】TRの変化におけるAPT SI は全てにおいて統計的有意差がなかった、飽和パルスの印加時間の変化におけるAPT SI 0.50 s を1.0.0 s c はたい5.0.50、26.0.50、24.0.2 (R<sup>2</sup>=0.96)、pH依存性が0.26 (R<sup>2</sup>=0.98) となった.【結論】Dixon法を用いることにより、呼吸停止下でのAPTイメージングへの臨床応用が期待さ れる.

# P-055-J Accelerated 3D chemical exchange saturation transfer imaging using compressed SENSE for full z-spectrum acquisition: a phantom study

自作ファントムを用いたz-spectrum取得のための圧縮センシング併用高速3D CEST imagingの基礎的検討

和田 達弘<sup>1,2</sup>, 德永 千晶<sup>1</sup>, 栂尾 理<sup>3</sup>, 米山 正巳<sup>4</sup>, 舩津 亮平<sup>1</sup>, 大賀 正浩<sup>1</sup>, 小林 幸次<sup>1</sup>, 藪内 英剛<sup>5</sup> Tatsuhiro Wada<sup>1,2</sup>, Chiaki Tokunaga<sup>1</sup>, Osamu Togao<sup>3</sup>, Masami Yoneyama<sup>4</sup>, Ryohei Funatsu<sup>1</sup>, Masahiro Oga<sup>1</sup>, Koji Kobayashi<sup>1</sup>, Hidetake Yabuuchi<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Division of Radiology, Department of Medical Technology, Kyushu University Hospital, <sup>2</sup>Department of Health Sciences, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, <sup>3</sup>Department of Molecular Imaging and Diagnosis, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, <sup>4</sup>Philips Japan, <sup>5</sup>Department of Health Sciences, Faculty of Medical Sciences, Kyushu University

【要旨】 To accelerate the scan time for obtaining multi-slice CEST imaging, we applied the compressed sensing and sensitivity encoding technique (CS-SENSE) to 3D CEST imaging. The 3D CEST imaging combined with CS-SENSE was obtained without reducing the image contrast of the 2D CEST imaging.

【背景】Chemical exchange saturation transfer (CEST)効果は、複数の周波数選択的飽和パルスの照射後に、パルク水の信号強度を測定して得 られるz-spectrumを用いて評価される。AcidoCESTでは、イオパミドールを用いて2つの周波数(4.2ppm, 5.5ppm)のCEST効果の比率(CEST ratio)を算出し、造影剤濃度に依存せずpHの違いを反映できる。今回、compressed sensing and sensitivity encoding (CS-SENSE)を3D CEST imagingに併用することで撮像時間短縮を行なった。【目的】Z-spectrum取得を目的としたCS-SENSE併用3D CEST imagingの実現可能性につい て検討すること。【方法】MR装置はPhilips社製のIngenia 3.0 Tを使用した。イオパミドール(バイエル社)とリン酸緩衝液(富士フイルム和光純薬 社)を用いて濃度とpHの異なる7種類のファントムを作成した。CEST imagingは、2Dおよび3種類の3D (CS-SENSE factor:5, 7, 9)の4種 類を取得した。撮像時間は、2Dが1スライスで3分15秒、各3D は全てにおいて10スライスで6分30秒に設定した。得られたCEST imagingから、 -spectrumとCEST ratioを算出した。2Dおよび各3DのCEST ratioの濃度およびpH依存性をPearsonの相関係数を用いて評価した。【結果】全ての3Dにおいてz-spectrumの取得が可能であった。2Dと各3Dの CEST ratioは良好な相関が得られた。CS-SENSE factorが大きくなるほど95%一致限界が広くなった。全ての撮像法においてCEST ratioはpHと 正の相関を示し、濃度の違いによるCEST ratioの変化はわずかであった。【考察】CS-SENSE併用3D はfull z-spectrumを取得可能であった。CS-SENSE factorの増加により撮像データ量が減少するため、2Dとの一致限界が広くなったと考える。【結論】CS-SENSEの使用で2D CEST imaging の画像コントラストを失うことなく3D CEST imagingの取得が可能である。

### P-056-J Basic Verification of in vivo redox imaging of pig heart using clinical 3T MRI 臨床用3.0TMRIを用いたブタ心臓におけるレドックスイメージングに関する基礎検証

庄田 真一<sup>1</sup>, 兵藤 文紀<sup>1</sup>, 高須 正規<sup>2</sup>, アプデルアジム エルヘラリー<sup>1</sup>, 子安 憲一<sup>1</sup>, 野田 佳史<sup>1</sup>, 加藤 博基<sup>1</sup>, 森 崇<sup>2</sup>, 松尾 政之<sup>1</sup>

Shinichi Shoda<sup>1</sup>, Fuminori Hyodo<sup>1</sup>, Masaki Takasu<sup>2</sup>, Elsayed Elhelaly Abdelazim<sup>1</sup>, Norikazu Koyasu<sup>1</sup>, Yoshifumi Noda<sup>1</sup>, Hiroki Kato<sup>1</sup>, Takashi Mori<sup>2</sup>, Masayuki Matsuo<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Graduate School of Medicine, Gifu University, <sup>2</sup>Joint Department of Veterinary Medicine, Faculty of Applied Biological Sciences, Gifu University

【要旨】 Carbamoyl PROXYL(CmP) is sensitive to redox status in tissue and can be utilized as T1 redox contrast agents. In this study, we performed a basic investigation of redox imaging of the pig heart using clinical MRI and CmP, and succeeded in obtaining clear contrast in pig myocardium.

<目的>ニトロキシルラジカルは生体内で酸化還元(レドックス)反応を媒介すると共に、分子内にフリーラジカルを持つことからT1コントラストを 与えることが知られている.本研究では、ニトロキシルラジカルの1つであるCarbamoyl-PROXYL(CmP)を用いたプタ心臓のレドックスイメージ ングに関する基礎検証を目的とした。<方法>本研究では、体重30Kg(雌)のマイクロミニピッグを実験に用いた、イソフルラン麻酔下において、ガ ドリニウムおよびCmPの投与前後における3.0T MRI(Philips Ingenia 3.0T)による撮像を行った.撮像法はSegment K-space型TFEシーケンスに プリパレーションパルスとして180°パルス用い、T1delay値は250 or 260msecとした.撮像位置は左室心筋を含むスライスに設定した。CmP溶液 (300mM, 5mL/Kg body weight)を造影剤として耳静脈より投与し連続撮像を行った。<た結果>ガドリニウム造影では心腔内に明瞭なコントラスト の増幅が確認されたとに対し、CmP投与では正常心筋に高いコントラストが確認された.また投与後の連続撮像データよりレドックスマップを作製し た結果、CmPは心筋組織において早い代謝を示すことが明らかとなった。<結語>ニトロキシルラジカルをT1造影剤としてブタ心臓のレドックスイ メージングに成功した。

# P-057-J Fundamental study of lung cancer imaging in hyperpolarized <sup>129</sup>Xe MRI using contrast agent 造影剤を用いた超偏極<sup>129</sup>Xe MRIにおける肺癌イメージングの基礎的検討

木村 敦臣<sup>1</sup>, 内海 誠也<sup>1</sup>, 宮岡 美咲<sup>1</sup>, 森明 亮我<sup>1</sup>, 谷村 成起<sup>1</sup>, 今井 宏彦<sup>2</sup>

Atsuomi Kimura<sup>1</sup>, Seiya Utsumi<sup>1</sup>, Misaki Miyaoka<sup>1</sup>, Ryoga Moriaki<sup>1</sup>, Seiki Tanimura<sup>1</sup>, Hirohiko Imai<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Division of Health Sciences, Graduate School of Medicine, Osaka University, <sup>2</sup>Department of Systems Science, Graduate School of Informatics, Kyoto University

【要旨】 On the basis of hyperpolarized <sup>129</sup>Xe (HPXe) MRI, we have attempted to acquire lung cancer images using iron oxide nano particles (IO NPs). As a result, lung cancer was negatively imaged, and kinetics of IO NPs was successfully monitored by HPXe MRI.

**Purpose:** Hyperpolarized <sup>129</sup>Xe (HPXe) MRI has developed in recent years and clinical application has begun. This technique is applied to diagnosis of lung diseases such as chronic obstructive pulmonary disease and pulmonary fibrosis and so on. However, the application to lung cancer is limited so far due to lacks of specific interaction between HPXe and cancer. To overcome this situation, we have attempted to acquire lung cancer HPXe images using iron oxide nano particles (IO NPs) in this study.

**Methods:** Eight male, eight-week-old, ddY mice were included. Mice were divided into two groups: a negative-control (NC) group (N=4) and a lung cancer model group (LC group, N=4). To induce lung cancer, a saline solution of urethane was intra-peritoneally administrated to each mouse of the LC group. After 3 months of the urethane injection, the mice underwent lung imaging with HPXe MRI at baseline (0h). Subsequently, at 3h, 6h and 24h after the intra-venously injection with IO NPs of which the surface is modified by polyethylene glycol (PEG), the mice were imaged with HPXe MRI. The diameter of the IO PEG NPs was 15nm.

**Results:** Signal intensities of the lung of LC model mice corresponding to the cancer tissue were significantly decreased at 3h and 6h post IO NPs injection when compared to the normal tissue, while signal intensity of NC mice was not changed by the IO NPs injection. The signal intensity of LC model mice was recovered at 24h post IO NPs injection. Thus, lung cancer imaging by HPXe MRI became possible by using IO NPs, and kinetics of IO NPs was successfully monitored.

# P-058-J Characteristics of the proton magnetic resonance spectroscopy signals in beige adipocyte in white adipose tissue induced by cold exposure

寒冷暴露により生じたベージュ脂肪における<sup>1</sup>H-MRSの特徴

小川まどか<sup>1,2</sup>,田村 優樹<sup>2</sup>,畑 純一<sup>3,4</sup>

Madoka Ogawa<sup>1,2</sup>, Yuki Tamura<sup>2</sup>, Junichi Hata<sup>3,4</sup>

<sup>1</sup>Kyoto Sangyo University, <sup>2</sup>Nippon Sport Science University, <sup>3</sup>Institute of Physical and Chemical Research, <sup>4</sup>Tokyo Metropolitan University

[要旨] We examined proton magnetic resonance spectroscopy  $(^{1}H-MRS)$  signals in beige adipocytes in white adipose tissue (WAT) induced by cold exposure.

[Aim] WAT has been suggested to undergo browning in response to stimuli such as exposure to cold temperatures that induce and enhance the expressions of thermogenes, which are characteristics typically associated with brown adipose tissue (BAT). However, the characteristics of the 'IH-MRS signals in beige adipocytes in WAT depots have not been elucidated. We investigated 'IH-MRS signals in beige adipocytes in WAT depots induced by cold exposure.[Methods] Male mice were randomly divided into the control (CTR) and cold-exposed (CE) groups. The CE-group were exposed to a cold environment for 12 hours during the first 5 days and then for 5 days. In BAT, inguinal WAT (iWAT) and epididymal WAT (epiWAT) extracted from mice, 'IH-MRS (PREES sequence) were measured using a 9.4-T MRI scanner with an inner diameter of 4 channels and a receiver cryoprobe coil. We calculated the total lipids, saturated fatty acids (SFAs) and unsaturated fatty acids (UFAs) indexes from amplitude values.[Results] The total lipids indices of iWAT and epiWAT in the CE-group were lower than those in the CTR-group. In the CE-group, the total lipids of iWAT showed a value similar to that of BAT. The UFAs of iWAT and epiWAT in the CE-group were significantly lower than those in the CTR-group. While, no significant difference in the SFAs of each tissue was found between the groups. Our results suggested that the browning of WAT in the inguinal and epididymal regions in response to cold exposure was characterised by decreases in the total lipids and UFAs, which could be evaluated using 'H-MRS.

# P-059-J A phantom study of chemoCEST imaging for the detection of anticancer agents using clinical 3T MRI: A feasibility study

抗がん剤を検出する chemoCEST イメージングの実現可能性に関するファントム評価

内匠 浩二<sup>1</sup>, 長野 広明<sup>1</sup>, 岩永 崇<sup>2</sup>, 大塚 洋和<sup>2</sup>, 福倉 良彦<sup>1</sup>, 赤嶺 雄太<sup>3</sup>, 吉浦 敬<sup>1</sup>

Koji Takumi<sup>1</sup>, Hiroaki Nagano<sup>1</sup>, Takashi Iwanaga<sup>2</sup>, Hirokazu Otsuka<sup>2</sup>, Yoshihiko Fukukura<sup>1</sup>, Yuta Akamine<sup>3</sup>, Takashi Yoshiura<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Kagoshima University Graduate School of Medical and Dental Sciences, <sup>2</sup>Department of Radiological Technology, Kagoshima University Hospital, <sup>3</sup>Philips Japan

【要旨】 This study focused on the feasibility of chemical exchange saturation transfer imaging for detection of anticancer agents (chemoCEST) on phantom study using clinical 3T MRI. chemoCEST imaging can detect anticancer drugs and may provide a new imaging tool to monitor the delivery of anticancer drugs.

Purpose: To evaluate the feasibility of CEST imaging to detect anticancer agents (chemoCEST) on phantom study using clinical 3T MRI. Methods: CEST imaging was acquired using a single-slice turbo-spin-echo sequence after localized high-order shimming. The imaging was repeated at 25 saturation frequency offsets from ranging -6.0 to +6.0 ppm with a step of 0.5 ppm. The saturation pulse strength was performed at  $0.5 - 2.5 \,\mu\text{T}$  and duration was at 0.5 - 3.0 s. chemoCEST was performed on the samples containing gencitabine at a concentration ranging from 1.0 mM to 100 mM, and was also performed for some anticancer agents. Results: chemoCEST contrast (MTR<sub>asym</sub>) was proportional to the saturation pulse strength and duration, and the concentration of anticancer agent. Anticancer agents showed good CEST MR detectability corresponding to those -NH<sub>2</sub> and -OH group. Conclusion: chemoCEST imaging can detect anticancer drugs.



# P-060-J Phantom study of <sup>17</sup>O-labeled water concentration measurements using fast T2 mapping with T2-prep pulse

### T2-prep pulseを用いた高速T2 mappingによる <sup>17</sup>0標識水の濃度測定に関するファントム実験

仲田 有美<sup>1</sup>, 亀田 浩之<sup>2,3</sup>, 杉森 博之<sup>4</sup>, 唐 明輝<sup>1</sup>, 工藤 與亮<sup>1,2</sup>

Yumi Nakada<sup>1</sup>, Hiroyuki Kameda<sup>2,3</sup>, Hiroyuki Sugimori<sup>4</sup>, Minghui Tang<sup>1</sup>, Kohsuke Kudo<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Department of Diagnostic Imaging, Hokkaido University Graduate School of Medicine, Sapporo, Japan, <sup>2</sup>Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Hokkaido University Hospital, Sapporo, Japan, <sup>3</sup>Faculty of Dental Medicine, Department of Radiology, Hokkaido University, Sapporo, Japan, <sup>4</sup>Faculty of Health Sciences, Hokkaido University, Sapporo, Japan

【要旨】We verified that the T2 mapping method using a T2-prep pulse with a phantom can measure  ${}^{17}$ O water concentration with equivalent accuracy and faster speed than the FSE method. The T2 mapping with T2-prep pulse may be useful for more stable measurements of water dynamics using the indirect  ${}^{17}$ O-MRI.

[Purpose] The indirect <sup>17</sup>O-MRI that uses <sup>17</sup>O-labeled water as a tracer provides a new tool for analyzing water dynamics in the CNS. In this study, to establish a fast and stable indirect <sup>17</sup>O-MRI, we compared the accuracy of T2 mapping using T2-prep pulse with that of a FSE method for measuring <sup>17</sup>O water concentration. [Materials and Methods] <sup>17</sup>O water concentration phantoms (5, 2.5, 1.25, 0.63, 0.31, 0.037%) were prepared using 10% mol

[Materials and Methods] <sup>17</sup>O water concentration phantoms (5, 2.5, 1.25, 0.63, 0.31, 0.037%) were prepared using 10% mol concentrations of 17O-labeled water and saline. T2 mapping by T2-prep (prototype sequence) and FSE methods was performed using a Siemens 3T MRI. T2 values were calculated from the signal ROIs value of each concentration sample by nonlinear approximation, and the T2 relaxation rates were calculated and compared between the two methods. For the ISMRM/NIST phantom, both the T2-prep and FSE methods were applied.

[Results] The T2-prep method T2 values decreased in a <sup>17</sup>O water concentration-dependent manner, a with clear linearity between the <sup>17</sup>O concentration and T2 values. The FSE method also showed a similar trend, with some differences observed in samples with low <sup>17</sup>O water concentrations. For the ISMRM/NIST phantom, both the T2-prep and FSE methods yielded values that were almost identical to known T2 values. In addition, T2 mapping by the T2-prep method was about 1/7 times faster than that by the FSE method.

[Conclusion] T2 mapping using the T2-prep pulse enables the rapid measurement of  $^{17}$ O concentration-dependent changes in T2 values, which may be useful for faster and more stable measurements of water dynamics using the indirect  $^{17}$ O-MRI.

## P-061-J Attempts to improve spectral quality using aggregation-suppressed mutant proteins for in-cell NMR NMR を用いたタンパク質の細胞内解析に向けた自己会合抑制変異体の利用によるスペクトル改善の試み

東 愛理<sup>1</sup>,佐藤 貴文<sup>1</sup>,宇田津晴香<sup>1</sup>,吉永 壮佐<sup>1</sup>,武田 光広<sup>1</sup>,遠田 悦子<sup>2,3,4</sup>,松島 鋼治<sup>2,3</sup>,寺沢 宏明<sup>1</sup>

Airi Higashi<sup>1</sup>, Takafumi Sato<sup>1</sup>, Haruka Udatsu<sup>1</sup>, Sosuke Yoshinaga<sup>1</sup>, Mitsuhiro Takeda<sup>1</sup>, Etsuko Toda<sup>2,3,4</sup>, Kouji Matsusima<sup>2,3</sup>, Hiroaki Terasawa<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Faculty of Life Sciences, Kumamoto University, <sup>2</sup>Graduate School of Medicine, The University of Tokyo, <sup>3</sup>Research Institute for Biomedical Sciences, Tokyo University of Science, <sup>4</sup>Nippon Medical School

【要旨】 A prerequisite of in-cell NMR is that the target protein is observable by NMR even when delivered into cells. We have evaluated the NMR detectability of aggregation-prone protein present in cells by delivering it along with a highly soluble ubiquitin mutant protein as a reference.

### Introduction

In-cell NMR studies are useful for investigating the structures and functions of proteins under near-physiological conditions. A prerequisite for in-cell NMR is that the target protein must be detectable by NMR even when delivered into cells; otherwise, aggregation-less constructions must be considered. We have explored the assessment of target protein detectability by delivering it along with a ubiquitin mutant (Ub3A), which is NMR-detectable even in cells [1, 2]. We applied this approach to the chemokine signal-regulating protein, FROUNT [3]. Method

A mixture of  $[U^{-15}N]$ -labeled Ub3A proteins and  $[U^{-15}N]$ -labeled FROUNT was delivered into HeLa cells by electroporation. The SOFAST-HMQC spectra were acquired on the cells at 310K, using a 600 MHz NMR machine equipped with a cryogenic probe (Bruker BioSpin). Results and Discussion

We compared the spectra of the mixture before and after delivery into HeLa cells. Before the delivery, the NMR signals of Ub3A and FROUNT were detected at comparable levels. However, upon delivery into the cells, the signals of Ub3A were detected, but those of FROUNT were not, suggesting that FROUNT underwent self-aggregation and/or interactions with other biomolecules. To address these problems, we designed and constructed multiple mutations in FROUNT to suppress the aggregation, which will be reported in this presentation.

[1] Sakai et al., J. Biomol. NMR, 36, 179-188 (2006)

[2] Inomata *et al.*, *Nature*, **458**, 106–109 (2009)
[3] Terashima *et al.*, *Nature Immunol.*, **6**, 827–835 (2005)

# P-062-J Finite element modeling and stress analysis of temporomandibular joint disorder using MR images

### MR画像を用いた顎関節疾患の有限要素モデル構築と解析

中井 隆介<sup>1</sup>, 東 高志<sup>2</sup>

Ryusuke Nakai<sup>1</sup>, Takashi Azuma<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Kokoro Research Center, Kyoto University, <sup>2</sup>Graduate School of Medicine, Kyoto University

【要旨】 In this study, we constructed finite element models in mandibular movement around the TMJ using MRI and performed stress analysis. As a result, we were able to construct an elaborate model and evaluate the effects of dislocation and degeneration of the articular disc.

近年、顎関節疾患の患者数は増加傾向にあり、歯科口腔領域における治療課題の1つとされているが、その原因の特定や治療法の確立に至っていないの が現状である、顎関節疾患は様々な要因や習慣が複合することにより悪化するため、治療法の確立が難しいとされているが、その中でも関節円板の転位 (前方転位、後方転位)と変性は重要な要因であると考えられる、そして関節円板の転位や変性が、顎運動時に顎関節部周辺に与える力学的影響を調査 することは、顎関節疾患のメカニズム解明に重要である、このような力学的影響を分析するために有限要素法応力解析は非常に有用であるが、正確な形 状および運動のモデル構築が必要となる、本研究では、MR画像を用いて顎関節周囲の顎運動有限要素モデルを構築し、応力解析を行ったので、これを 報告する、使用したMRI装置は、Siemens社製 MAGNETOM Sonata 1.5T、コイルはヘッドコイルおよびダブルループコイルを用いた、顎運動計測 に関しては、True FISP シーケンス、骨などの顎関節部周辺のデータについてMPRAGE シーケンスを用いてデータを収集した、それぞれから得られた 情報を元に顎運動の有限要素モデルを構成し、応力解析を実施した、さらに顎関節円板の変性を検討するために、関節円板の力学的特性を変化させた解 析も実施した、有限要素法解析による結果から、転位により下顎骨で相当応力が大きくなり、負荷が大きくなることがわかった、さらに関節円板の変性 による影響を検討することができた、今回の結果から、MRIを用いた有限要素モデルの構築法は有用であると考えられる.

### P-063-J Relationship between the inversion time of phase-sensitive inversion recovery (PSIR) sequence and the contrast of brain tissue

### Phase-sensitive inversion recovery (PSIR) 法のinversion time と脳の組織コントラストの関係

祐,高月 将希,岡崎 貴大,津佳 唯佳,工藤 瑞樹,藤井 舞奈,琴浦 規子 榎 卓也,城本 航,萩原 Takuya Enoki, Wataru Jomoto, Yu Hagiwara, Masaki Takatsuki, Takahiro Okazaki, Yuika Tsugami, Mizuki Kudou, Maina Fuji, Noriko Kotoura

Department of Radiological Technology, Hyogo College of Medicine College Hospital

[要旨] The purpose of this study is to clarify the relationship between the inversion time of PSIR and the contrast of brain tissue. Longer TI improved the contrast between white matter and CSF and between gray matter and CSF.

【目的】PSIR法において、TIと脳組織コントラストの関係を明ら かにすることを目的とした、【方法】Philips社製Ingenia 3.0T 装置を使用し、健常ボランティア10名を対象として、3D-T1-turbo field echo法を使用したPSIRシーケンスを撮像した.撮 像条件のTIを300~800msまで変化させた. TIの変化に対す る白質 (WM), 灰白質 (GM), 脳脊髄液 (CSF) の信号値をグ ラフ化し、各組織の回帰直線の傾きを比較した.次に、TIの変 化に対するWMとGM、WMとCSF、GMとCSFのコントラス ト比 (CR)を算出した.【結果】TIと信号値の変化を下図に示 す、TIが 300msの時、GM とCSF の信号値はほぼ同じ値となっ た、TIが長くなるほど、各組織の信号値は高くなった、WM と GMの回帰直線の傾きはCSFの傾きよりも有意に大きくなった. WMとGMのCRは有意な変化は認めなかった.WMとCSF, GMとCSFのCRはTIが長くなるほど有意に大きくなった.【結論】TIの変化によって脳組織コントラストは変化し、WM、GM とCSFのコントラストはTIが長くなるほど向上する.



### P-064-J Enhanced MR conspicuity of Type IIb focal cortical dysplasia by T1WI with CHESS: Two case reports

### T1WI CHESSを用いたことによりII型限局性皮質形成異常症の描出能が向上した2例

緑<sup>1</sup>, 佐藤 典子<sup>1</sup>, 種井 善一<sup>2</sup>, 木村有喜男<sup>1</sup>, 岩崎 真樹<sup>3</sup>, 佐々木征行<sup>4</sup>, 宮城 賢治<sup>1</sup>, 齊藤 祐子<sup>5</sup> 苴間 Midori Kusama<sup>1</sup>, Noriko Sato<sup>1</sup>, Zen-ichi Tanei<sup>2</sup>, Yukio Kimura<sup>1</sup>, Masaki Iwasaki<sup>3</sup>, Masayuki Sasaki<sup>4</sup>, Kenji Miyagi<sup>1</sup>, Yuko Saito<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, National Center of Neurology and Psychiatry, <sup>2</sup>Department of Cancer Pathology, Faculty of Medicine, Hokkaido University, <sup>3</sup>Department of Neurosurgery, National Center of Neurology and Psychiatry, <sup>4</sup>Department of Child Neurology, National Center of Neurology and Psychiatry, <sup>5</sup>Department of Pathology and Laboratory Medicine, National Center of Neurology and Psychiatry

【要旨】In Focal cortical dysplasia (FCD), T2WI, and FLAIR images are commonly used as MR sequences. We experienced FCD cases that were much better visualized by using T1WI with chemical shift selective (CHESS) than with T2WI and FLAIR images. CHESS is a useful MR sequence for the detection of FCD Type IIb.

### [Introduction]

Focal cortical dysplasia (FCD) is a congenital developmental anomaly that is one of the leading causes of refractory epilepsy. We experienced FCD two cases that were much better visualized by using T1WI with chemical shift selective (CHESS) than with T2WI and FLAIR images. CHESS is the most frequently used fat suppression pulse in clinical practice. We report two cases in which CHESS clearly demonstrated FCD, and compare the cases' pathology and MRI findings. [Cases]

Both cases were 9-year-old boys with intractable epilepsy. MR images were acquired using a 3T MR scanner. The parameters of CHESS were as follows: TR/TE = 669/9.5, voxel dimensions =  $0.91 \times 0.82 \times 3$  mm, scan time = 4 min 12 sec. The MRIs of both cases showed bottom-of-sulcus type dysplasias with the transmantle sign (TMS). Those lesions were visualized with higher signals on CHESS than on T2WI and FLAIR, and FDG-PET showed a decreased accumulation area. The specimens of both cases detected blurred gray/white matter boundaries and numerous dysmorphic neurons and balloon cells, the latter distributed the sites showing birth signals in CHESS that the steps of the sites showing birth signals in CHESS that the steps of the sites showing balloon cells, the latter distributed the sites showing birth signals in CHESS. high signals in CHESS. The pathological diagnosis revealed FCD type IIb. [conclusion]

CHESS is a useful MR sequence for detecting FCD Type IIb.

### P-065-J Quantification of APT CEST imaging for differentiation between growing and not growing intracranial meningiomas

### APT CEST 画像の定量化による増大・非増大頭蓋内髄膜腫の鑑別

実,井手口怜子,上谷 雅孝 小池 玄文,森川

Hirofumi Koike, Minoru Morikawa, Reiko Ideguchi, Masataka Uetani

Department of Radiology, Nagasaki University Hospital

【要旨】 Growing intracranial meningiomas exhibited significantly higher APT-weighted signal intensities than not growing meningiomas. Therefore, APT CEST imaging may be a useful imaging for evaluation of meningioma growth.

Back groundAmide proton transfer(APT)imaging is a type of chemical exchange saturation transfer(CEST)magnetic resonance imaging(MRI), and generates image contrast based predominantly on the amide protons in mobile cellular proteins and peptides that are endogenous in tissue. ObjectiveThe purpose of this study is to evaluate the quantification of APT CEST imaging in growing and not growing intracranial meningiomas. MethodsWe evaluated 17 patients(2 male [11.8%] and 15 female [88.2%]; mean age [SD]: 61.5 years [17.2]) with suspected intracranial meningiomas underwent MRI with APT CEST imaging. We evaluated magnetization transfer ratio(MTR) values on APT CEST imaging. Conventional MRI features were also qualitatively evaluated. Results Patients constituted 10 patients with growing meningiomas (2 male [20%] and 8 female [80%]; mean age [SD]: 59.9 years [16.0]) and 7 patients with not growing meningiomas (7 female [100%]; mean age [SD]: 63.9 years [18.6]). We found significant differences in MTR values (0.0198 ± 0.0003 vs 0.0131  $\pm$  0.0002; P < 0.0001) between the growing meningiomas and not growing meningiomas groups, respectively. Conclusion Patients with growing meningiomas were well-discriminated from the patients with not growing meningiomas using the MTR values on APT CEST imaging.

### P-012-E Are the advantages of 3D Image Sequences in Brain MRI time efficient?

Jain Neha, Rastogi Rajul, Vijai Pratap

Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India

【要旨】 3D image sequences during routine brain MRI imaging offer many advantages while overcoming disadvantages of 2D image sequences helping in improving throughput by reducing scan time significantly. Reduced scan time leads to reduced patient waiting time and improved business.

Objectives: Brain is the most frequently evaluated organ by magnetic resonance imaging (MRI). Technological advancement in computer design, hardware & processing speed have enabled significant technological growth in MRI Brain. With the objective of assessing the advantage of using 3D brain imaging sequences in terms of scan time, we planned the following study to find out objectively the difference in scan time by using 2D & 3D image sequences in age & sex-matched controls.

Methods: This study was carried out on a total of 100 cooperative patients (irritable and claustrophobic patients were excluded), 50 each for 2D and 3D sequence including both indoor & outdoor patients. All the patients were examined with 1.5Tesla MRI System with Head Matrix Brain coil. A SPACE technique was used for 3D Sequence in brain imaging. Usual protocol of brain MRI included T1W, T2W, T2FLAIR, Diffusion weighted (DW) and Susceptibility-weighted (SW) image sequences. Out of the above, 3D sequences were available T1W, T2W & T2FLAIR image sequences.

Results: The scan time for brain MRI with all 2D sequences ranged from 24–25 minutes while that for patients with 3D T1W, T2W & T2FLAIR image sequences & 2D-DW, SW image sequences was 19–20 minutes. Thus, the brain MRI scan time with available 3D image sequences offered to lower the scan time by nearly 20% allowingbetter time efficiency and throughput

### P-013-E Postcontrast TIGRE or T2FLAIR Which is better and where?

Jain Neha, Rastogi Rajul, Vijai Pratap

Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India

[要旨] Postcontrast-T2FLAIR images may be used as an additional tool to postcontrast-T1GRE scans in MRI of a variety of brain pathological conditions as it provides additional clinically-useful information that may be helpful in management and predicting prognosis except in cases of cysticercosis.

Objectives : Usually pre and postcontrast T1GRE scans are compared to assess lesion vascularity, internal necrosis or breach in blood brain barrier. However, post-gadolinium enhancement is also seen on T2-fluid attenuated inversion recovery (T2FLAIR) images because of T2- prolongation effect of various lesions and T1-shortening effect of gadolinium acting in synergism. Hence, we share our experience on postcontrast-T2FLAIR images versus postcontrast-T1GRE images in variety of brain pathologies.

Methods: Twenty patients with clinical suspicion of brain pathologies were randomly selected & their noncontrast and postcontrast MRI brain examinations were performed. Noncontrast and postcontrast 3D-T1GRE and 3D-T2FLAIR images on 1.5Tesla MRI scanner with a high-resolution image matrix were used to make diagnosis. Results: Postcontrast-T1GRE images are superior to postcontrast-T2FLAIR images in delineating degenerating cysts of

Results: Postcontrast-T1GRE images are superior to postcontrast-T2FLAIR images in delineating degenerating cysts of cysticerci, in demonstrating internal air and perilesional edema in patients with pyogenic abscesses, in determining the extent of meningealenhancement especially in sulcal spaces (especially in tubercular meningitis) and dural sinuses due to presence of luminal signal void of sinus lumen on T2FLAIR images; in determining the nature of internal contents and number of lesions in cases of tuberculoma with an additional advantage of demonstrating edema; in determining the nature of internal contents and mural characteristics in cases of intracranial tumors and may obviate the need for noncontrast-T2FLAIR images.

### P-014-E Rare Coexistence of Dural and Intraventricular Meningioma

Rastogi Rajul, Neha Jain, Vijai Pratap

Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India

【要旨】 Meningioma is uncommonly atypical or anaplastic. Meningiomas at dural & intraventricular locations are exceedingly rare. Radiological imaging plays an important role not only in detecting coexisting multiple meningioma but also in diagnosing its correct grade, a prerequisite for optimal management

Meningioma is a commonly encountered solitary, benign, intracranial, extra-axial tumor in day-to-day brain imaging. Majority are dural-based located commonly at the cerebral convexities. Uncommonly, they are multiple or may be seen in intraventricular location. Coexisting dural and intraventricular meningioma is an exceedingly rare entity. It may be difficult to differentiate them from metastases. Hence through this case report, we attempt to describe this rare entity with its differentiation from similar-appearing lesions.



### P-066-J Assessment of background parenchymal signal on DWI 拡散強調画像による背景乳腺の評価

岡澤 藍夏<sup>1</sup>, 飯間 麻美<sup>2</sup>, 奥村 亮介<sup>1</sup>, 高原 祥子<sup>3</sup>, 野田 朋孝<sup>1</sup>, 西 太郎<sup>1</sup>, 片岡 正子<sup>2</sup>, 中本 裕士<sup>2</sup> Aika Okazawa<sup>1</sup>, Mami Iima<sup>2</sup>, Ryosuke Okumura<sup>1</sup>, Sachiko Takahara<sup>3</sup>, tomotaka noda<sup>1</sup>, Taro Nishi<sup>1</sup>, Masako Kataoka<sup>2</sup>, Yuji Nakamoto<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Tazuke Kofukai, Medical Research Institute, Kitano Hospital, <sup>2</sup>Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Kyoto University Graduate School of Medicine, <sup>3</sup>Breast Surgery ,Kitano hospital, Kitano hospital, The Tazuke Kofukai Medica Research Institude

【要旨】 Background parenchymal signal was assessed on DWI acquired using 5 b-values of 0,200,800,1000, and  $1500 \text{ s/mm}^2$ . Intermethod agreement was moderate and Ienterobserver agreement was fair. The background parenchymal signal disappeared in most cases on b=1000 s/mm<sup>2</sup> and b=1500 s/mm<sup>2</sup> images.

The tendency of background parenchymal signal according to b values is worthy of investigation, to understand the contrast of the underlying background against the lesions. This study included 104 women with suspected breast cancer. DWI was acquired using 5 b-values of 0,200,800,1000,and 1500 s/mm<sup>2</sup>.Two independent radiologists assessed background parenchymal signal as minimal, mild, moderate, or marked, using solely DWI, in a similar way to standard reading methods of BI-RADS. The b-value which provided the optimal background parenchymal signal was also assessed. Agreement between DWI and BI-RADS using DCE were tested and kappa statistics were calculated to measure agreement between DWI and standard reading methods. Intermethod agreement was moderate and interobserver agreement was fair in background parenchymal signal. Signal of background parenchyma was visualized at b=0, 200 s/mm<sup>2</sup> in 1.1.7.3.2 %, b=0, 200, 800 s/mm<sup>2</sup> in 11.6.712.6%, b=0,200,800,1000 s/mm<sup>2</sup> in 64.2/70.5%, and all b values (up to 1500 s/mm<sup>2</sup>) in 15.8/21.1%. The background parenchymal signal disappeared in most cases on b=1000 s/mm<sup>2</sup> and b=1500 s/mm<sup>2</sup> images. The perfect agreement was obtained for the maximum b-value which provided the background parenchymal signal on DW images (k=0.82). To eliminate the background signal (for tumor detection) it might be better to use b values of 1000 s/mm<sup>2</sup> or larger.

## **P-067-J** Reducing motion artifact by using cylinder-shaped pre-saturation pulse on Breast imaging シリンダ型プリサチュレーションパルスを用いた乳房撮像時の体動アーチファクト低減

瀧澤 将宏,小高 晃弘,西原 崇,森分 周子

Masahiro Takizawa, Akihiro Odaka, Takashi Nishihara, Chikako Moriwake

FUJIFILM Healthcare Corporation

【要旨】 Cylinder-shaped pre-saturation pulse is developed for breast imaging to reduce the motion artifact without losing the muscle signal of armpit area.

### Introduction

In breast imaging, the armpits area is set to be included in the FOV, because a small tumor in the area is often taken into interest of diagnostics. For AX case, the diagnostics information is degraded by the motion artifact caused by cardiac motion. Pre-saturation pulse is widely used to reduce motion artifact, but it is difficult to apply the pulse to the area because cardiac is arrayed parallelly to the armpits area and the pulse saturates muscle signal in the armpits area. We developed a cylinder-shaped pre-saturation pulse (cylinder pre-sat pulse) for selective TOF-MRA in brain[1]. In this study, the pulse is tuned for breast imaging to reduce the motion artifact without losing the muscle signal of armpit area.

### Materials and Methods

Cylinder pre-sat pulse was designed to work on 2D FSE sequence with >100mm diameter. Experiment was conducted on a 3T whole body MRI system (Hitachi, Ltd.). A healthy volunteer was scanned. The study was approved by the internal review board. Scan parameters were as follows; Plane=AX, TR/TE=4600/100ms, FOV=350mm, and scan time was 2 min 30 sec. Images acquired with and without cylinder pre-sat pulse were compared visibly to confirm reduction of the motion artifact. Results and discussions

Signals on cardiac area was reduced drastically with the pre-sat pulse case. The motion artifact on the armpits area was reduced. Furthermore, no signal loss of muscle in the armpits area was observed visually. **References** 

[1] T. Nishihara, et. al. Selective TOF MRA Using Beam Saturation Pulse, 20th ISMRM (2012), p. 2497.

### **P-068-J** Breast MR elastography with external vibration to the back - Initial experiences 背部からの加振乳房 MR elastography撮像法の初期検討

山室 桂<sup>1</sup>,林 真己子<sup>1</sup>,高橋 水亜<sup>1</sup>,山鹿 絵美<sup>2</sup>,藤岡 友之<sup>2</sup>,中村 弘美<sup>3</sup>,大谷 慎一<sup>1</sup>,立石宇貴秀<sup>1,2</sup> Katsura Yamamuro<sup>1</sup>, Makiko Hayashi<sup>1</sup>, Mia Takahashi<sup>1</sup>, Emi Yamaga<sup>2</sup>, Tomoyuki Fujioka<sup>2</sup>, Hiromi Nakamura<sup>3</sup>, Shinichi Otani<sup>1</sup>, Ukihide Tateishi<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Tokyo Medical and Dental University Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiological Imaging, Tokyo Medical and Dental University Hospital, <sup>3</sup>GEHealthcare Japan

従来、乳房磁気共鳴エラストグラフィ(MRE)の研究では、乳房に直接、胸骨に外部振動を与えて撮影していた.我々は病変部の画像位置の比較を 容易にし、患者の心理的負担を軽減するために、我々は背部からの外部振動による乳房MREを考案した.本研究の目的は、最適なMREプロトコルの 構築と、MRE画像の質を評価することである.【材料と方法】5人の健常ボランティア(年齢27-41歳)で、乳房MREスキャンを行った.装置は3T MRI (Signa Pioneer, GE Healthcare)、コイルは16チャンネルBreastコイルを用いた.肝MREと同じパッシブドライバーを用いて背部から乳房に MRE振動を導入し、アキシャルスライスを収集した.検討項目は振動周波数(40Hz, 60Hz, 80Hz, 100Hz)、振動刺激(50%, 70%, 100%)、時 間的位相(4相,8相)、励起回数(2NEX,4NEX)、得られた画像から、至適と考えられるプロトコルを2名の放射線科医で視覚評価した.【結果】す べてのボランティアが合併症なくMREイメージングを完了した.振動数が低く、時相が高いほど波動像は鮮明になった.撮像時間は8時相で48秒で あった、70%の振動刺激で十分に振動が伝達された、この状態のMRE画像では、乳腺と脂肪組織、大胸筋が視覚的に区別された.【結論】安全で身近 な背部からの振動MREにより、乳房の「硬度」情報を画像化できることが示唆された、今後の研究や画質の向上により、背部加振乳房MREで、診断 に有用な硬度情報を簡便に提供できることが期待される.

# P-006-E Background Parenchymal Enhancement level in HER2-positive breast cancer : Association with Recurrence

Park Ga Eun<sup>1</sup>, Sung Hun Kim<sup>1</sup>, Yoonho Nam<sup>2</sup>, Junghwa Kang<sup>2</sup>, Yelin Kim<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of radiology, Seoul Saint Mary's Hospital, <sup>2</sup>Division of Biomedical Engineering, Hankuk University of Foreign Studies, <sup>3</sup>Department of Statistics and Data Science, Yonsei University

【要旨】 BPE level was associated with recurrence risk in HER2-positive cancer. Increased BPE level showed a significant difference in recurrence free survival compared with minimal BPE level.

### Purpose

To evaluate the association between bacground parenchymal enhancement (BPE) and recurrence in HER2-positive breast cancer Materials and methods

Total 234 women with preoperative MR imaging for HER2-positive breast cancer between 2009 and 2015 were included. The BPE level and 62 texture features from contralateral breast were calculated using machine learning model. Known pathological risk factors were obtained from medical records. Least absolute shrinkage and selection operator (LASSO) regression and Cox proportional-hazard model were performed. Kaplan-Meier method was used to evaluate the recurrence free survival between minimal and increased BPE level. Results

Overall recurrence rate was 18.8% (44/234). In multivariate Cox regression, clinical T stage, ER status, BPE level and four texture analysis features showed significantly difference (p < 0.05). There was a significant difference in recurrence-free survival between the minimal and increased BPE level (p < 0.01).



### P-069-J Time-Dependent Diffusion Using Oscillating-Gradient Spin-echo Sequence in Extra-Axial Brain Tumors

### Oscillating-gradient spin-echo法を用いた脳実質外腫瘍の拡散時間依存性の評価

前川 朋子<sup>1</sup>, 堀 正明<sup>1,2</sup>, 村田 勝俊<sup>3</sup>, 神谷 昂平<sup>1,2</sup>, Christina Andica<sup>1</sup>, 萩原 彰文<sup>1</sup>, 藤田 翔平<sup>1,4</sup>, 鎌形 康司<sup>1</sup>, 和田 昭彦<sup>1</sup>, 青木 茂樹<sup>1</sup>

Tomoko Maekawa<sup>1</sup>, Masaaki Hori<sup>1,2</sup>, Katsutoshi Murata<sup>3</sup>, Kouhei Kamiya<sup>1,2</sup>, Christina Andica<sup>1</sup>, Akifumi Hagiwara<sup>1</sup>, Shohei Fujita<sup>1,4</sup>, Koji Kamagata<sup>1</sup>, Akihiko Wada<sup>1</sup>, Shigeki Aoki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Juntendo University School of Medicine, <sup>2</sup>Department of Diagnostic Radiology, Toho University Omori Medical Center, <sup>3</sup>Siemens Healthcare K.K., <sup>4</sup>Department of Radiology, Graduate School of Medicine, The University of Tokyo

【要旨】 We investigated the changes in diffusivity according to effective diffusion times ( $\delta_{eff}$ ) in extra-axial tumors. The dependence of diffusivity on  $\delta_{eff}$  between 6.5 and 35.2 ms was stronger in pituitary adenomas than in meningiomas and acoustic neuroma, suggesting differences in internal structure.

[Introduction] Oscillating-gradient spin-echo (OGSE) prototype sequences can shorten effective diffusion times ( $\delta_{eff}$ ), and add information regarding the internal structures of a lesion. The purpose of our study was to investigate the utility of changes in diffusivity between short and long  $\delta_{eff}$  in distinguishing extra-axial brain tumors.

[Methods] Thirty-six patients with 12 meningiomas, 13 acoustic neuromas, and 11 pituitary adenomas were scanned using a 3T MR scanner. DTI was performed using b-values of 0 and 1000 s/mm<sup>2</sup>. OGSE using a trapezoid-cosine waveform was performed with  $\delta_{eff}$  of 6.5 and 35.2 ms. The diffusivity of each tumor was measured by a manually defined ROI. The relative percentage change between shorter and longer  $\delta_{eff}$  was calculated. The relative percentage changes of the 3 tumor types were compared using the Steel-Dwass test (P < 0.05). [Results] The relative percentage change of  $\lambda_2$ ,  $\lambda_3$ , and MD were significantly higher in pituitary adenomas than in meningiomas and acoustic neuroma, but not significantly different between meningiomas and acoustic neuroma.

[Discussion] The dependence of  $\lambda 2$ ,  $\lambda 3$ , and MD values on  $\delta_{eff}$  between 6.5 and 35.2 ms was stronger in pituitary adenomas than in meningiomas and acoustic neuroma, suggesting differences in internal tissue structure. Our results showed that the use of DTI with shorter  $\delta_{eff}$  provides additional information about the microstructure of brain tumors. OGSE may contribute to the differentiation of tumors that show atypical imaging findings on conventional MRI.

# P-070-J Optimal acceleration factor in Intravoxel Incoherent Motion MR Imaging of Head and Neck using Compressed SENSE

### Compressed SENSEを用いた頭頚部 Intravoxel Incoherent Motion MR Imagingにおける至適加速係数の検討

扇浦 拓也<sup>1</sup>, 藪内 英剛<sup>1</sup>, 小林 幸次<sup>2</sup>, 和田 達弘<sup>2</sup>, 三賀山諒司<sup>3</sup>, 浅野 慧波<sup>1</sup>, 神谷 武志<sup>3</sup>, 石神 康生<sup>3</sup>, 追立 和久<sup>1</sup>, 松下 友基<sup>1</sup>

Takuya Ogiura<sup>1</sup>, Hidetake Yabuuchi<sup>1</sup>, Kouji Kobayashi<sup>2</sup>, Tatsuhiro Wada<sup>2</sup>, Ryoji Mikayama<sup>3</sup>, Namie Asano<sup>1</sup>,

Takeshi Kamitani<sup>3</sup>, Kousei Ishigami<sup>3</sup>, Kazuhisa Oitate<sup>1</sup>, Tomonori Matsushita<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Health Sciences, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, <sup>2</sup>Division of Radiology, Department of Medical Technology, Kyushu University Hospital, <sup>3</sup>Department of Clinical Radiology, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University

【要旨】 The optimal acceleration factor for head and neck IVIM using CS was investigated using healthy volunteers. An acceleration factor of up to 6 was acceptable, and 4 was the optimal acceleration factor that ensured both visibility and image quality of major salivary glands and palatal tonsils.

salivary glands and palatal tonsils. 【目的】Intravoxel incoherent motion (IVIM) imaging は純粋な水分子の拡散と潅流の情報を同時に得る撮像方法であり, IVIMパラメータ (真の拡 散係数: D; 擬似拡散係数: D'; 潅流率f) を用いて評価される. IVIMパラメータの計算には, 複数のb値を使用したbi-exponential curve fittingが用 いられるため, 撮像時間が延長する. 一方, 高速撮像技術として Compressed SENSE (CS-SENSE: CS) があり, ファントム研究において拡散強調像 に CSを用いた場合の空適加速係数の報告はあるが, CSを用いた頭頸部 IVIM imaging における至適加速係数に関する報告はない. CSを用いて振像時 間を短縮した頭頸部 IVIM imaging における至適加速係数を検討することを目的とした. 【方法】3T MRI装置を用いて, 健常ボランティア6名 (男5, 女1, 年齢 23-24歳, 平均23.3歳)の頭頸部 IVIM imaging を Turbo spin echo (TSE)で撮像した. 従来シーケンスとして SENSE の加速係数2を, CS を用いたシーケンスとして加速係数2, 4, 6, 8の4つを用いた. 定量評価として, D map, f map, apparent diffusion coefficient (ADC) map, b = 1000 画像上に、測定者1名が左右の唾液腺(耳下腺, 顎下腺, 舌下腺)及び口蓋扁桃に関心領域を設定し、D, f, ADC (mm2/s), SNR, CNRを算出し た. また, 1名の放射線科医が定性評価を行い, 全体的な画質, モーションアーチファクト, 唾液腺と口蓋扁桃の視認性を4段階で評価した. 有意差検 定は Steel 検定 (P < 0.05)を用いて従来シーケンスと比較した. 【結果】定量評価は、加速係数8で右口蓋扁桃のDに有意差が見られた. また, 加速係 数8で左口蓋扁桃, 左顎下腺のCNRが有意差に低下した. 定性評価は, 全体的な画質と耳下腺の視認性は加速係数6と8, 口蓋扁桃, 顎下腺の視認性 は加速係数8で有意に低下した.【結論】加速係数6までは画質は許容されるが, 4が視認性・画質とも担保された至適加速係数である.

## P-071-J Distortion correction of diffusion-weighted image by FSL learning model using 3D U-net 3D U-netを用いたFSLの学習モデルによる拡散強調画像の歪み補正

上山 毅<sup>1,2</sup>,吉田 圭佑<sup>1</sup>,鈴木 雄一<sup>2</sup>,岩永 秀幸<sup>2</sup>,阿部 修<sup>3</sup>,寺田 康彦<sup>1</sup>

Tsuyoshi Ueyama<sup>1,2</sup>, Keisuke Yoshida<sup>1</sup>, Yuichi Suzuki<sup>2</sup>, Hideyuki Iwanaga<sup>2</sup>, Osamu Abe<sup>3</sup>, Yasuhiko Terada<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institute of Applied Physics, University of Tsukuba, <sup>2</sup>Department of Radiology, The University of Tokyo Hospital, <sup>3</sup>Department of Radiology, The University of Tokyo

【要旨】 We aimed to simplify the distortion correction technique. A learning model for distortion correction was constructed by 3D U-net using image data before and after FSL distortion correction. Compared with pre FSL DWI, predict DWI improved SSIM/PSNR and showed a significant difference.

【背景】

状散MRIはEcho Planer Imagingシーケンスで撮像されているため、磁化率効果による影響に敏感であり、画像が幾何学的に歪むという問題がある. 拡 散MRIを用いた各種の定量解析には歪み補正が必須であり、特にFSL(TOPUP & EDDY)を用いた歪み補正が行われる. しかし歪み補正には一定の計算 時間を要する. 【目的】

本研究では,歪み補正技術の簡略化を目指し,歪み補正前とFSL歪み補正後の画像データを用いてディープラーニング(3D U-net)によってhigh b-value の拡散強調画像の歪み補正の学習モデルを構築することを目的とした. 【方法】

(万法) 対象は q-ball imaging (b0とb3000:64軸)を撮像した44例(シーメンス社Magnetom Skyra3.0 T). そのうち35例をtrain/validation データ,9例 をtestデータとした、学習モデルはSchillingらがb0画像の歪み補正法として提案しているSynb0-DISCO(3D U-net)を改良したものを用いた、入力デー タにFSL 補正前の拡散強調画像(pre FSL DWI)とT1強調画像、出力に予測歪み補正画像(predict DWI)として学習を行った、学習の際、predict DWI とFSL 補正後の拡散強調画像(post FSL DWI)とのMean square errorを算出し、これをloss関数と定めた、得られた学習モデルをtest データに適応し、 predict DWI(b0/b3000)を得た、画像評価はpost FSL DWIをリファレンスとして、pre FSL DWIとpredict DWIのSSIM/PSNRを比較した. 【結果】

Predict DWI(b0)はpre FSL DWIと比較してSSIMが0.78から0.97に向上,PSNRも25.99dBから33.39dBした.またPredict DWI(b3000)において もSSIMが0.78から0.95に向上し,PSNRも27.68dBから32.19dBに向上した.これらは検定においても平均スコアに有意差を認めた. 【結語】

3D-U-netを用いたFSLの歪み補正の学習モデルはhigh b-valueの拡散強調画像において歪み補正が可能であった.

### P-072-J Comparison of diffusion-weighted MRI in human brains at 3T MRI: TGSE-BLADE-DWI vs RESOLVE vs single-shot EPI

### TGSE-BLADE-DWI, RESOLVE, single-shot EPI法を用いた拡散強調撮像法の比較

奥知 左智<sup>1</sup>,伏見 育崇<sup>1</sup>,中島 諭<sup>1</sup>,坂田 昭彦<sup>1</sup>,日野田卓也<sup>1</sup>,大谷 紗代<sup>1</sup>,樱間 梓<sup>1</sup>,田川 弘<sup>1</sup>,池田 賢司<sup>1</sup>, 中本 裕士<sup>1</sup>

Sachi Okuchi<sup>1</sup>, Yasutaka Fushimi<sup>1</sup>, Satoshi Nakajima<sup>1</sup>, Akihiko Sakata<sup>1</sup>, Takuya Hinoda<sup>1</sup>, Sayo Otani<sup>1</sup>, Azusa Sakurama<sup>1</sup>, Krishna Pandu Wicaksono<sup>1</sup>, Hiroshi Tagawa<sup>1</sup>, Yang Wang<sup>1</sup>, Satoshi Ikeda<sup>1</sup>, Kun Zhou<sup>2</sup>, Yuji Nakamoto<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Graduate School of Medicine, Kyoto University, <sup>2</sup>Siemens Shenzhen Magnetic Resonance Ltd.

【要旨】We compared the distortion and the artifacts among three DWIs with TGSE-BLADE, RESOLVE, and single-shot EPI in human brains at 3T MRI. The distortion and the artifacts were significantly least in TGSE-BLADE-DWI, and 2nd least in RESOLVE among three DWIs.

Objectives: The purpose of this study was to compare the distortion and the artifacts among three diffusion acquisition techniques (the single-shot echo-planar imaging (EPI), the readout-segmented EPI (RESOLVE), and the 2D turbo gradient- and spin-echo (TGSE) diffusion-weighted imaging (DWI) with non-Cartesian BLADE trajectory). Materials and Methods: Brain MRI with single-shot EPI, RESOLVE, and a prototype TGSE-BLADE-DWI were performed at 3T (MAGNETOM Prisma, Siemens Healthcare) in 15 healthy volunteers. Phase encoding was applied in anterior-posterior directions. The differences of the distortion and the artifacts among them were evaluated. The distortion was examined for measuring the gap between T2-weighted image and each DWI sequence in frontal lobe, temporal lobe, occipital lobe, insula, pons, and cerebellum. The susceptibility artifacts were assessed qualitatively using a 5-point Likert scale. Results: The distortion was significantly least in TGSE-BLADE-DWI, and second least in RESOLVE in frontal lobe, temporal lobe, and pons (P<0.003). There was no statistical difference between RESOLVE and TGSE-BLADE-DWI in cerebellum, and between single-shot EPI and two other DWIs in occipital lobe. Three DWI sequences had no difference in insula. The average scores for susceptibility artifacts were 2.5, 3.0, and 4.0 in single-shot EPI, RESOLVE, and TGSE-BLADE-DWI, respectively, which indicated TGSE-BLADE-DWIs. BLADE-DWIs.

### P-073-J Characterizing intravoxel spatial distribution of diffusion by using texture analysis テクスチャー解析によるボクセル内の拡散空間分布の定量化

横沢 俊<sup>1</sup>, 白猪 亨<sup>1</sup>, 尾藤 良孝<sup>2</sup>, 越智 久晃<sup>1</sup>

Suguru Yokosawa<sup>1</sup>, Toru Shirai<sup>1</sup>, Yoshitaka Bito<sup>2</sup>, Hisaaki Ochi<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Innovative Technology Laboratory, FUJIFILM Healthcare Corporation, <sup>2</sup>Radiation Diagnostic Systems Division, FUJIFILM Healthcare Corporation

【要旨】 We proposed a method for characterizing intravoxel spatial distribution of diffusion by using texture analysis with gray level cooccurrence matrix. The method is not required additional acquisition and unstable calculation. The method could provide novel diagnostic indices of diffusion MRI.

### Introduction

DTI (diffusion tensor imaging)-derived indices cannot extract enough diffusion distribution information due to the rough approximation model. Previous approaches which incorporate biophysical models suffer from unstable parameter estimation and longer acquisition times. In this study, we proposed a method for characterizing intravoxel spatial distribution of diffusion by using texture analysis with GLCM (gray level cooccurrence matrix). The method is not required additional acquisition and unstable calculation such as fitting process.

### Methods

In this method, first, triangular elements are created from the diffusion gradient directions. Next, GLCM is calculated from the diffusion coefficients along the diffusion gradient directions and at the center of each triangular element. Then texture features (ASM: angular second moment, IDM: inverse difference moment, Contrast, Entropy, Correlation) are calculated using the GLCM.

For evaluation, diffusion images of 24 gradient directions and b-values (0 and 1000 s/mm<sup>2</sup>) were obtained from six healthy volunteers using 3 T MRI system. The study was approved by the ethics committee. We compared conventional DTI-derived indices (MD: mean diffusivity and FA: fractional anisotorpy) with texture features indices. **Results** 

The obtained texture feature images are different from MD and FA images. Indices of ASM, Contrast, and Entropy especially have weak correlation with both MD and FA. The calculated texture features are expected to represent the state of the spatial distribution of the diffusion, such as randomness and uniformity.

### P-074-J Assessment of Advanced optic nerve DWI: motion-compensated IRIS combined with motioncompensated motion probing gradient

### Motion-compensated motion probing gradientを併用したmotion-compensated IRIS の有用性

阿部香代子<sup>1</sup>, 鈴木 一史<sup>1</sup>, 米山 正己<sup>2</sup>, 坂井 修二<sup>1</sup>

Kayoko Abe<sup>1</sup>, Kazufumi Suzuki<sup>1</sup>, Masami Yoneyama<sup>2</sup>, Shuji Sakai<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Tokyo Women's Medical University, <sup>2</sup>Philips Electronics Japan, Ltd.

【要旨】 Advance IRIS (Image Reconstruction using Image Sampling): motion-compensated IRIS using motion-compensated motion probing gradient was more useful to suppress artifacts and image distortion, and could create higher quality images to demonstrate the optic nerve than conventional IRIS.

(Purpose)IRIS (Image Reconstruction using Image Sampling) is one of Multi-shot EPI-DWI. New IRIS: motion-compensated (MoCo) IRIS using motion-compensated motion probing gradient has been developed to create higher quality DWI. In this study, we estimated utility of MoCo-IRIS for the optic nerve (ON) by comparing to conventional IRIS.(Methods) Five healthy volunteers were examined on 3T MR unit (Ingenia 3T, Philips Healthcare). A visual evaluation of ON and eye (artifacts, image contrast, and overall quality) using conventional IRIS and MoCo-IRIS were performed by a 5-point scale, and diffusion tensor imaging (DTI) tractography of ON and optic tract were acquired using MoCo-IRIS.(Results) MoCo-IRIS had significantly higher rating for all evaluation items than conventional IRIS. DTI tractography using MoCo-IRIS showed ONs and optic tracts clearly (Figure). (Conclusion) MoCo-IRIS is more useful to reduce artifacts while keeping sufficient spatial resolution and image contrast.



# P-075-J Metal artifacts reduction in Readout Segmentation of Long Variable Echo-trains using FSL RESOLVE シーケンスに対する MRI解析ソフトFSLを用いたメタルアーチファクト補正の検討

高橋 一広, 佐々木文昭, 中村 和浩, 茨木 正信, 加藤 守, 木下 俊文

Kazuhiro Takahashi, Fumiaki Sasaki, Kazuhiro Nakamura, Masanobu Ibaraki, Mamoru Katou, Toshibumi Kinoshita Research Institute for Brain and Blood Vessels Akita

【要旨】 Our aim was to study the utility of a combination of RESOLVE and geometric distortion correction based on reversed phaseencode acquisition pairs for metal artifact reduction. A phantom experiment with cerebral aneurysm clip showed that the method outperforms the conventional single-shot EPI.

【目的】マルチショットEPI法であるReadout Segmentation of Long Variable Echo-trains (RESOLVE) 法はkスペースの充填をリードアウ ト方向にセグメント化することによってEcho spaceを短縮可能であり、拡散強調画像にて広く利用されるSingle Shot EPI(ssEPI)法よりも磁化率 効果の影響を抑えることが可能である. Functional Magnetic Resonance Imaging of the Brain Software Library(FSL)はイギリスのオックス フォード大学で開発されたMRIの解析ソフトウェアであり、FSLのツールであるtopupは磁化率効果による歪みを補正することが可能とされる. 今 回、topupをRESOLVE画像に適用し、磁化率の歪みの補正効果を検証した.【方法】MAGNETOM Skyra3T (Siemens社) にて、脳動脈瘤用 Clipを配置した自作ファントムを用いて撮像を行った. FSL処理のため、b0に対しては位相方向を0°と180°として2回撮像した.撮像条件はssEPI (TR=5000ms,TE=74ms, Matrix=128x128, BW=1630, b=0,1000, GRAPPA=2), RESOLVE (TR=5000ms,TE=60ms, Matrix=128x128, BW=930, b=0,1000, GRAPPA=2, Segment=5).得られたファントム画像において、ファントムの均一部分の平均信号値から3SD以上乖離した値 をメタルアーチファクトとした.ssEPIとRESOLVE, FSL-topupを適用したssEPI-topup,RESOLVE-topupのメタルアーチファクトのピクセル数 を比較した.【結果】ssEPI & RESOLVE 像ともにFSL-topupを適用することで表が補正され、メタルアーチファクトが軽減した.メタルアーチ ファクトのピクセル数の比較ではssEPI, RESOLVE, ssEPI-topup, RESOLVE-topupの順に少なかった.【考察】FSL-topupにより歪みやメタル アーチファクトが補正可能であった.ssEPIに比べて磁化率の影響を軽減するResolveにおいても補正効果が確認でき、臨床画像に対しても補正可能と 考えられ、FSL-topupの有用性が示唆された.

### P-076-J Utility of Optic nerve DWI using IRIS: comparison with conventional methods 視神経のDWIに対するIRISの有用性:従来法との比較

濱谷 豊<sup>-1</sup>, 阿部香代子<sup>-2</sup>, 米山 正己<sup>-3</sup>, 後藤 康裕<sup>-1</sup>, 椎名 勲<sup>-1</sup>, 小平 和男<sup>-1</sup>, 小川 拓実<sup>-1</sup>, 田中 功<sup>-1</sup>, 坂井 修二<sup>-2</sup> Yutaka Hamatani<sup>1</sup>, Kayoko Abe<sup>2</sup>, Masami Yoneyama<sup>3</sup>, Neelavalli Jaladhar<sup>4</sup>, Yasuhiro Goto<sup>1</sup>, Isao Shiina<sup>1</sup>, Kazuo Kodaira<sup>1</sup>,

Takumi Ogawa<sup>1</sup>, Isao Tanaka<sup>1</sup>, Shuji Sakai<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Services, Tokyo Women's Medical University Hospital, <sup>2</sup>Department of Diagnostic imaging & Nuclear Medicine, Tokyo Women's Medical University Hospital, Tokyo, Japan, <sup>3</sup>Philips Japan, Tokyo, Japan, <sup>4</sup>Philips Healthcare, Bangalore, India

【要旨】 IRIS (Image Reconstruction using Image-space Sampling Function) is multi shot (MSh) EPI-DWI combined with phase correction, and it was the best sequence to visualize the optic nerve, compared other conventional DWIs: Single shot (SSh) EPI-DWI, SSh turbo spin echo (TSE)-DWI, and MSh TSE-DWI.

[Purpose] IRIS (Image Reconstruction using Image-space Sampling Function) is multi shot (MSh) EPI-DWI combined with phase correction, and is expected to create higher quality DWI with less ghost artifacts. In this study, utility of IRIS was estimated by comparison with the conventional methods. [Methods] Five healthy volunteers were examined by 3.0T MRI (Ingenia, Philips Healthcare). Single shot (SSh) EPI-DWI, SPLICE (SSh TSE-DWI), MSh TSE-DWI and IRIS were compared to demonstrate the optic nerve by visual evaluation (a 5-point scale for artifacts, contrast, and overall image quality) and signal profile analysis. [Result] The visual evaluation of IRIS was significantly higher than other DWIs (Figure 1). IRIS showed less distortion and higher signal values than other DWI in the signal profile analysis. [Conclusion]IRIS suppressed magnetic susceptibility artifacts most clearly, and can provide excellent contrast with high robustness.



# P-077-J Comparison of two approaches for diffusional kurtosis inference: synthetic Q-space learning and DWI denoising

拡散尖度推定における2つのアプローチの比較:生成型Q空間学習とDWIデノイジング

佐々木 公,岩部ななせ,増谷 佳孝

Kou Sasaki, Nanase Iwabu, Yoshitaka Masutani

Graduate School of Information Sciences, Hiroshima City University

【要旨】 We have been studying the diffusional kurtosis inference by synthetic Q-space learning, and also the effect of DWI denoting. In this study, we report the comparison results by two approaches of diffusional kurtosis inference, synthetic Q-space learning and least squares fitting in denoised DWI.

我々はこれまで生成型Q空間学習による拡散MRI信号値モデルパラメタの推定法について研究を行ってきた.拡散尖度の推定においては、最小二乗 フィッティングとの比較において非常に優れた頑健性が得られ、かつ学習におけるノイズレベルの混合やパイアス補正によりさらに頑健性が高くなるこ とを示してきた.一方で、元画像となるDWIのデノイズが最小二乗フィッティングによる推定にどのような影響を与えるかについても研究を行なって いる.本研究では、拡散尖度の推定において生成型Q空間学習による方法とデノイズ後のDWIに最小二乗フィッティングを行う方法の2つのアプロー チを比較したので報告する.生成型Q空間学習のアプローチでは単一の学習ノイズレベルにより学習を行い、パイアス補正のありなしの2種の推定結 果を取得した.DWIのデノイズはMarcenko-Pastur分布による主成分分析、局所主成分分析、非局所平均、深層学習の4種の方法を使用して行い、 最小二乗フィッティング(一般化閉形式解)により推定した結果を取得した.評価で使用した対象データは3.0TのMRI装置で取得した3名の正常ボラ ンティアのDKIデータであり、AP方向のみのMPGでも値を0、311,1244,2800 (s/mm2)として1~4のNEXで撮影を行った.各手法による拡散 尖度の推定結果の定量的比較は、推定における全脳内の外れ値(K<0,K>3)の量によって行った.NEX1のデータでは、デノイズなしの最小二乗 フィッティングで約20%の外れ値が発生した.これに対し、バイアス補正との生成型Q空間学習では1%未満となった.一方で、デノイズ後のDWIに最小二乗フィッティングを行う推定では、局所の主成分分析に基づくデノイズを 行った場合に最も外れ値が減少し約1.5%となった.他のNEXでも同様の結果となり、パイアス補正ありの生成型Q空間学習による拡散尖度推定法の 優位性が確認された.

## P-015-E Altered white matter microstructure in adults with autism assessed using neurite orientation dispersion and density imaging

Andica Christina<sup>1</sup>, Koji Kamagata<sup>1</sup>, Eiji Kirino<sup>2,3</sup>, Wataru Uchida<sup>1</sup>, Ryusuke Irie<sup>1</sup>, Syo Murata<sup>1,4</sup>, Shigeki Aoki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Juntendo University Graduate School of Medicine, <sup>2</sup>Department of Psychiatry, Juntendo University Graduate School of Medicine, <sup>3</sup>Department of Psychiatry, Juntendo University Shizuoka Hospital, <sup>4</sup>Department of Radiological Sciences, Faculty of Healthy Sciences, Komazawa University

[要旨] NODDI measures might be used as imaging biomarkers to diagnose adult autism with high accuracy and specificity. NDI and ISOVF changes, suggesting neuronal loss and neuroinflammation, respectively, within the commissural and long-range association tracts might underlie the behavioral deficits in autism.

**Background:** Abnormal social behaviors in autism have been associated with white matter (WM) microstructural alterations. We applied neurite orientation dispersion and density imaging (NODDI) to quantify WM microstructure changes in adults with autism. **Methods:** NODDI (neurite density index [NDI], orientation dispersion index, and isotropic volume fraction [ISOVF]) measures were compared between autism (N = 26; 19 men;  $32.93 \pm 9.24$  years old) and typically developing (TD; N = 25; 17 men;  $34.43 \pm 9.02$  years old) groups using tract-based spatial statistics analysis. Linear discriminant analysis (LDA) was performed to assess the discriminative power of NODDI measures in subjects with autism and TD. **Results:** Significantly (family-wise error-corrected *P*<0.05) lower NDI and higher ISOVF, suggestive of decreased neurite density and increased extracellular free-water, respectively, were demonstrated in the autism group, NDI was negatively correlated with the autism-spectrum quotient-communication score within the language and social processing-related tracts. Notably, LDA indicated that NODDI has relatively high accuracy (NDI and ISOVF = 82%) and specificity (NDI, 80%; ISOVF, 100%) for ASD and TD discrimination.**Conclusions:** NODDI measures might be used as imaging biomarkers to diagnose ASD and assess its behavioral characteristics. Notably, neuronal loss and neuroinflammation were demonstrated in WM tracts related to behavioral deficits in ASD.

### P-016-E Comparative Evaluation of Conventional and Advanced Magnetic Resonance Imaging (MRI) Sequences in Mesial Temporal Lobe Sclerosis Patients with Seizure

### Jain Neha, Rastogi Rajul, Vijai Pratap

Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India

【要旨】 DTI can sensitively detect structural changes in MLTS with epilepsy often undetectable on conventional MRI. Hence, DTI can serve as an important radiological tool guiding in management and presurgical evaluation of epilepsy patients considered as idiopathic or and refractory medication.

Background: Diffusion Tensor Imaging (DTI) is a new noninvasive dimension of magnetic resonance imaging (MRI) that provides insight into the white matter microstructure. In epilepsy, widespread DTI abnormalities have been reported in multiple studies in medical literature. In mesial temporal lobe sclerosis (MTLS) patients, conventional MRI may show enlargement of ipsilateral temporal horn & reduction in volume of hippocampus in later stages of disease. However, DTI has been found to be useful in demonstrating the focus of epileptiform activity in brain especially in white matter very early in disease. Since DTI is a sensitive technique to detect subtle structural abnormalities causing epilepsy, hence it can be used to plan more successful epilepsy surgery. Therefore, we conducted a pilot study on twenty patients with seizure disorder using DTI where focal organic brain lesions were ruled-out. Aim: To assess the role of DTI in patients of MLTS with seizures.

Subjects and Methods: Twenty patients with seizure disorder secondary to MLTS were evaluated using conventional MRI and DTI. We compared the final diagnosis achieved by clinical parameters correlated with EEG localization.

Results: Ten out of twenty patients revealed abnormality on DTI that correlated with EEG correlation without obvious abnormality on conventional MRI representing a significant impact of DTI.

### P-078-J Diagnostic accuracy of neuromelanin imaging for Parkinson's disease

神経メラニンイメージング法を用いたパーキンソン病の診断

中原 一樹 <sup>1,2</sup>, 梅村 敦史<sup>3</sup>, 中野 淳史<sup>1</sup>, 中尾 弘<sup>1</sup>, 松本 光代<sup>4</sup>

Kazuki Nakahara<sup>1,2</sup>, Atsushi Umemura<sup>3</sup>, Atsushi Nakano<sup>1</sup>, Hiroshi Nakao<sup>1</sup>, Mitsuyo Matsumoto<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, National Hospital Organization Osaka National Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiology, National Hospital Organization Utano National Hospital, <sup>3</sup>Department of Neurology, Nagaokakyo Hospital, <sup>4</sup>MR Application Specialist, Philips Japan

【要旨】We evaluated the diagnostic accuracy of neuromelanin imaging (NMI) for differentiation of Parkinson's disease (PD) and healthy controls. Our protocol reported in the 47th JSMRM was applied to the NMI parameters. The sensitivity and specificity were high, and the NMI can be useful for PD diagnosis.

【背景】 神経メラニンは黒質 (SN) と青斑核 (Lc) に多く含有され,鉄などの常磁性金属と結合してT1短縮効果を示す.パーキンソン病 (PD) では,SNとLcの神経メラニンが減少する.我々は第47回日本磁気共鳴医学大会で,T1値を測定して関心領域の信号値が最大になるように neuromelanin imaging (NMI) の撮像条件を最適化する方法を報告した.本研究では,このNMI法を用いてPDの診断精度を検討した.【対象と方法】PD患者22名 (男性19名 [45.5%],年齢71.9 ± 7.98歳,罹病期間8.73 ± 6.12年)と健常対照者 (NCR) 40名 (男性19名 [47.5%],年齢 64.5 ± 16.6歳) においてNMI (3D-T1FFE)を撮像した.MRI装置はIngenia 3.0T CX (Philips) で,32ch head coilを使用した.Image-J (Ver.1.4.3.67)を使用して信号値を測定し、SNと大脳脚,Lcと橋のコントラスト比を計算した.Unpaired t-testを用いてPD群とNCR群とを比較した.Receiver Operating Characteristic (ROC) 曲線を用いて,PDを診断するための感度,特異度,area under the curve (AUC)を評価した. 【結果】PD群とNCR群のコントラスト比は、SNはそれぞれ0.161 ± 0.048, 0.236 ± 0.036 (p<0.001),Lcは0.0059 ± 0.054, 0.268 ± 0.064 (p<0.001) であった.PD診断の感度,特異度,AUCはそれぞれSN 72.7%,97.6%,0.899,Lc 95.5%,97.6%,0.999であった.【結論】関心領域のT1値を用いてNMI撮像法を最適化することは、パーキンソン病の診断に有用であることが示された.

# P-079-J Noninvasive Assessment Of The Cerebrospinal Fluid and Its Composition By Electric Properties Tomography

導電率イメージングを用いた脳脊髄液とその成分の非侵襲的評価

- キンキン タ<sup>1,3</sup>, ウルリッキ カッチャ<sup>2</sup>, 李 忻南<sup>3</sup>, 兵頭 秀樹<sup>4</sup>
- Khin Khin Tha<sup>1,3</sup>, Ulrich Katscher<sup>2</sup>, Xinnan Li<sup>3</sup>, Hideki Hyodoh<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Global center for Biomedical Science and Engineering, Hokkaido University Faculty of Medicine, <sup>2</sup>Philips Research Laboratories, Hamburg, Germany, <sup>3</sup>Laboratory of Biomarker Imaging Science, Hokkaido University Graduate School of Biomedical Science and Engineering, <sup>4</sup>Department of Forensic Medicine, Hokkaido University Faculty of Medicine

【要旨】 This study evaluated the CSF composition using EPT. It was observed that the  $\sigma$  of normal CSF was higher than that of the brain or spinal cord parenchyma. There was positive correlation between  $\sigma$  histogram metrics and CSF cell count or protein concentration.

Purpose: This study aimed to evaluate the cerebrospinal fluid [CSF] and its composition by using electric properties tomography [EPT], an MRI technique that noninvasively estimates tissue electrical conductivity [ $\sigma$ ].Methods and Materials: To determine the normal  $\sigma$  distribution, EPT was performed using SSFP in 10 normal adults, and  $\sigma$  was compared to that of the brain or spinal cord parenchyma. Repeatability was evaluated in a subject. To determine if  $\sigma$  was sensitive to alterations in the CSF composition, EPT was acquired in 38 cadaveric CSF samples and 13 patients with known CSF biochemical composition. Results: The  $\sigma$  of normal CSF was significantly higher than that of the brain parenchyma [P<0.05, paired t-tests]. Excellent repeatability was achieved among repeated measurements [ $\alpha$ >0.9]. Tests of correlation revealed significant weak to moderate positive correlation between the  $\sigma$  histogram metrics of cadaveric CSF samples and polymorph count [r= 0.37-0.47, P<0.05, Pearson's product-moment correlation]. Significant strong positive correlations was observed between the  $\sigma$  histogram metrics of the patients and albumin concentration or total cell count [r= 0.61-0.75, P<0.05, Pearson's product-moment correlation]. Conclusions: The normal  $\sigma$  distribution of CSF was determined.  $\sigma$  by EPT is sensitive to alterations in CSF composition, and can become a noninvasive imaging biomarker that quantifies the CSF biochemical composition.

# P-080-J Correlations between volume ratios of regional brain structures and scores of the Mini-Mental State Examination in community-dwelling adults

地域在住成人における局所脳体積比と Mini-Mental State Examinationの相関

赤澤健太郎<sup>1</sup>, 栗山 長門<sup>2,3</sup>, 尾崎 悦子<sup>3</sup>, 松井 大輔<sup>3</sup>, 小山 晃英<sup>3</sup>, 酒井 晃二<sup>1</sup>, 高田 明浩<sup>4</sup>, 丸中 良典<sup>4</sup>, 水野 敏樹<sup>5</sup>, 上原 里程<sup>3</sup>, 山田 惠<sup>1</sup>

Kentaro Akazawa<sup>1</sup>, Nagato Kuriyama<sup>2,3</sup>, Etsuko Ozaki<sup>3</sup>, Daisuke Matsui<sup>3</sup>, Teruhide Koyama<sup>3</sup>, Koji Sakai<sup>1</sup>,

Akihiro Takada<sup>4</sup>, Yoshinori Marunaka<sup>4</sup>, Toshiki Mizuno<sup>5</sup>, Ritei Uehara<sup>3</sup>, Kei Yamada<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Kyoto Prefectural University of Medicine, <sup>2</sup>Shizuoka Graduate University of Public Health, <sup>3</sup>Departments of Epidemiology for Community Health and Medicine, Kyoto Prefectural University of Medicine, <sup>4</sup>Kyoto Industrial Health

Association, <sup>5</sup>Departments of Neurology, Kyoto Prefectural University of Medicine

【要旨】 We obtained reginal brain volume by 1.5 MR imaging in community-dwelling adults. Significant correlations for scores of the Mini-Mental State Examination were found in volume ratios in several brain structures, especially in the bilateral anterior deep white matter to bilateral caudate nuclei.

Purpose: The aim of this study was to investigate correlations between scores of the Mini-Mental State Examination (MMSE) and volume ratios of regional brain structures in healthy community-dwelling adults. Methods: Brain MR imaging was performed on 266 healthy adults at a 1.5T MR scanner (Philips). All participants underwent MPRAGE (Resolution: 1.0x0.94x0.94xm3). The volumetric analysis for 93 brain regions was performed by using MRICloud (www.mricloud.org). We calculated volume ratios of each regional brain structures to three different reference areas, such as the total brain (TB), the total brain with ventricles (TBV) and bilateral caudate nuclei (bCN), respectively, and evaluated correlations between MMSE scores and each volume ratio. Results: Significant correlations were found in 9, 8 and 29 kinds of regional brain volume ratios to TB, TBV, and bCN, respectively. The multiple linear regression analyses in each group reveled that significant correlations were found in volume ratios of frontal sulci to TB and TBV and the volume ratio of bilateral anterior deep white matter (antDWM) to bCN. On the second multiple linear regression analysis, only antDWM to bCN remained a significant correlation: The volume ratio of antDWM to bCN was most correlated with the score of MMSE in healthy community-dwelling adults.

### P-081-J Joint estimation of undistorted image and displacement map in brain EPI images 頭部EPI画像における歪補正画像と変位マップの結合推定

熊澤 誠志<sup>1</sup>, 吉浦 敬<sup>2</sup>

Seiji Kumazawa<sup>1</sup>, Takashi Yoshiura<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Technology, Faculty of Health Sciences, Hokkaido University of Science, <sup>2</sup>Department of Radiology, Graduate School of Medical and Dental Sciences, Kagoshima University

【要旨】 The aim was to propose a method for joint estimation of undistorted image and displacement map in distorted brain EPI images. Our method estimates those alternatively using conjugate gradient method. Results demonstrate that our method can outperform registration-based distortion correction method.

【背景・目的】被写体組織間の磁化率差に起因した磁場不均一によって,EPI画像では信号源の位置が位相エンコード方向に沿ってずれて描出されることで,画像歪みが生じる.本研究の目的は,T1強調画像とEPI画像を用いて,磁場不均一に起因した信号変位量とそれに基づく歪補正画像の結合推定 手法を提案することである.

【方法】提案する結合推定手法は、反復的に変位場推定と歪補正画像推定を交互に行うアルゴリズムを構成する.従来の結合推定はk空間で行われるの に対し、提案手法では画像空間で推定を行う.提案手法では評価関数にT1強調画像の形態情報を正則化項に取り入れて共役勾配法により評価関数の最 小化を行い、歪補正画像推定を行う.また変位場推定ではガウシアンフィルタを用いた前処理付共役勾配法を用いて、評価関数の最小化を行う.提案手 法をSN比40の幾何学的歪みを伴うシミュレーションEPI画像に適用し、提案手法の精度評価を行った.またレジストレーションに基づく歪み補正法 のBrainSuiteとの推定精度の比較検討を行った.変位場推定の評価は、真の変位場と推定変位場の正規化二乗平均平方根誤差(NRMSE)を、歪補正 画像推定では推定画像とT1強調画像の相互情報量(MI)を用い、スライス毎にこれらを算出した.

【結果】幾何学的歪みを含む30スライスにおいて、変位場推定でのNRMSEは提案手法では0.69±0.30, BrainSuiteでは1.08±0.37であった。また 歪補正画像推定でのMIは,提案手法では2.61±0.12, BrainSuiteでは2.13±0.34であった。全てのスライスにおいて提案手法ではBrainSuiteに比べて、真の変位場との誤差が小さい変位場,T1強調形態画像との類似度が高い歪補正画像が得られた。

【結語】これらの結果から我々が提案する変位場と歪補正画像の結合推定が、EPI画像での磁場不均一推定と画像歪み補正において有用であることが示 唆された.

### P-082-J Proposal for a new index for automated quality assessment of brain MR images 頭部MR 画像の自動画質評価指標の提案

幾嶋洋一郎<sup>1,2</sup>, 徳禮 将吾<sup>1</sup>, 垂脇 博之<sup>3</sup>, 杜下 淳次<sup>4</sup>, 藪内 英剛<sup>4</sup>

Yoichiro Ikushima<sup>1,2</sup>, Shogo Tokurei<sup>1</sup>, Hiroyuki Tarewaki<sup>3</sup>, Junji Morishita<sup>4</sup>, Hidetake Yabuuchi<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Science, Faculty of Health Sciences, Junshin Gakuen University, <sup>2</sup>Department of Health Sciences, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, <sup>3</sup>Division of Radiology, Department of Medical Technology, Osaka University Hospital, <sup>4</sup>Department of Health Sciences, Faculty of Medical Sciences, Kyushu University

【要旨】 We proposed a novel index for image quality assessment (IQA) of brain MR images and compared the proposed index with the previously reported one. The proposed IQA was superior to the previous one in terms of correlation with the subjective IQA and robustness.

Purpose: To propose a novel index for automated assessment of the brain MR image quality.

**Theory:** Our image quality assessment (IQA) algorithm required a reference image set and an assessed image. Features were extracted from all of the images to calculate a final IQA index. We modified the calculational procedure used in the previously reported IQA, the Quality Evaluation using Multi-Directional Filters for MRI (QEMDIM), to achieve higher accuracy and robustness. Our IQA applied the inner product of the feature vectors for the IQA index calculation, while the QEMDIM used the Euclidean distance of the vectors. **Methods:** Brain  $T_1W$  and  $T_2W$  images with 8-16 levels of image quality (noise and resolution) were acquired from five healthy

**Methods:** Brain  $T_1W$  and  $T_2W$  images with 8-16 levels of image quality (noise and resolution) were acquired from five healthy volunteers. Subjective scores representing the comprehensive image quality were obtained for the images of one of the volunteers by Scheffe's paired comparison performed on 10 observers. IQA indices were calculated for the images used in the paired comparison. Various reference image sets were used for robustness verification of the IQA. Each reference image set comprised all the acquired images with consistent noise, resolution, and image contrast. The image contrast of the reference images and the assessed image was kept the same. Our IQA and the QEMDIM indices were correlated with the subjective scores.

Results: Correlation with the subjective scores was higher for our IQA than that for the QEMDIM, irrespective of the reference image quality.

Conclusion: Our proposed IQA index might be useful for MR images in clinical practice.

# P-083-J Proposal of B<sub>1</sub> correction method using probability density function of multivariate normal distribution in VFA method

### VFA 法における多変量正規分布の確率密度関数を用いた Bl 補正手法の提案

福田 和海<sup>1</sup>, 金澤 裕樹<sup>2</sup>, 松元 友暉<sup>2</sup>, 北野 舜<sup>1</sup>, 芳賀 昭弘<sup>2</sup>, 原田 雅史<sup>2</sup>

Nagomi Fukuda<sup>1</sup>, Yuki Kanazawa<sup>2</sup>, Yuki Matsumoto<sup>2</sup>, Shun Kitano<sup>1</sup>, Akihiro Haga<sup>2</sup>, Masafumi Harada<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Guraduate of Health Science, Tokushima University, <sup>2</sup>Graduate School of Biomedical Sciences, Tokushima University

【要旨】 In the present study, we assessed a proposal method in variable flip angle $T_1$ mapping to correct $B_1$ inhomogeneity using the probability density function of multivariate normal distribution. Our result indicates that our $B_1$ correction method leads to an accurate  $T_1$ estimation for the human brain.

【目的】variable flip angle (VFA) 法による T<sub>1</sub>map では、RFパルス送信による回転磁場 (B<sub>1</sub>)の不均一性が問題となる.本研究の目的は、多変量正 規分布の確率密度関数を基底関数に設定した B<sub>1</sub>補正手法を考案し実現可能性を検討することである.【方法】3テスラMRI装置(GE社製)を用いて、 spoiled gradient-echo (SPGR) 法を使用して脳画像を取得した. 撮像条件は、TR = 500 msec, TE = 4.9 msec, flip angle (FA) = 20, 40, 80 度、マトリクスサイズ=256×256 に設定した. B<sub>1</sub>の影響を最小にした画像を取得するためにQD コイルを利用した.取得した画像の信号値に多変量 正規分布の確率密度関数を加えてB<sub>1</sub>不均一を模擬した画像を作成した. double flip angle法の算出式を用いてB<sub>1</sub>値を1.06, 1.08, 1.12, 1.22の範囲 に設定したあと、多変量正規分布の確率密度関数を基底としたB<sub>2</sub>分布を作成した. このとき正規分布の標準偏差(G)をMR画像の周波数方向( $\sigma_{AP}$ ) に0.3-1.7,位相方向( $\sigma_{RL}$ )に0.1-1.5の範囲で変化させた.実験的に作成したB<sub>1</sub>分布を補正項として設定し、補正項をSPGRの信号式のFAに乗じ て線形最小二乗近似により、パラメータ推定(T<sub>1</sub>, M<sub>0</sub>)を行なった.原画像より算出したT<sub>1</sub>値(真値)とB<sub>1</sub>補正したT<sub>1</sub>値との相対誤差(relative difference maps:RDM)を算出してB<sub>1</sub>の変動の許容値を検討した【結果】設定したB<sub>1</sub>が1.06,  $\sigma_{AP}$ =0.75,  $\sigma_{RL}$ =0.55のとき平均RDM値が6.8 ±10.5%となり最小になった.そして、 $\sigma_{AP}$ =0.65-0.85,  $\sigma_{RL}$ =0.45-0.65の範囲で平均RDM値が10%以下であった.一方で,設定したB<sub>1</sub>が1.22,  $\sigma_{AP}$ =1.7,  $\sigma_{RL}$ =1.5のとき平均RDM値が93.2±58.3%となり最大となった.また,設定したB<sub>1</sub>補正手法により正確なT<sub>1</sub>値を算出できることがわかった.今後, 3次元画像データに応用する予定である.

# P-084-J Is compressed sensing useful for the acquisition of quantitative MRI on brain?: healthy volunteer study

### 圧縮センシングは脳の定量的MRI測定に有用か?:健常者による検討

北口 知明<sup>1</sup>,赤澤健太郎<sup>1</sup>,酒井 晃二<sup>1</sup>,山田 恵<sup>1</sup>,和田 裕也<sup>2</sup>,山村健太郎<sup>2</sup>,竹島 雄太<sup>2</sup>,田中謙太郎<sup>2</sup>,タィンゴック・チャム<sup>2</sup>, 藤原 春樹<sup>2</sup>,池野 寛康<sup>2</sup>,中川 稔章<sup>2</sup>

Tomoaki Kitaguchi<sup>1</sup>, Kentaro Akazawa<sup>1</sup>, Koji Sakai<sup>1</sup>, Kei Yamada<sup>1</sup>, Yuya Wada<sup>2</sup>, Kentaro Yamamura<sup>2</sup>, Yuta Takeshima<sup>2</sup>, Kentaro Tanaka<sup>2</sup>, Ngoc Tram Thanh<sup>2</sup>, Haruki Fujiwara<sup>2</sup>, Hiroyasu Ikeno<sup>2</sup>, Toshiaki Nakagawa<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Kyoto Prefectural University of Medicine, <sup>2</sup>Radiation Technology Division, Kyoto Prefectural University of Medicine

【要旨】 The quantitative values by compressed sensing(CS)accelerated synthetic MRI were not significantly different from SENSE based conventional one. From the results, it is considered that CS is useful for shortening the acquisition time for synthetic MR imaging.

<背景>Synthetic MRIはT1値, T2値, プロトン密度などの計算値を提供し, 脳実質の信号を定量的に捉えることを可能にする.しかしながら, その測定時間は日常診療に加えるには比較的長い.現状SENSEが推奨設定として用いられるが, 圧縮センシング(CS)を使用することによる測定時間短縮への有用性を検討した、<目的>CS, SENSEの加速率を変化させ, 推奨設定で得られたsynthetic MRIの計算値との有意差を検討する.<方法>対象は健常者10名(男性9名,女性1名,年齢:23-55).使用装置は3T MRI (Ingenia Elition X Philips社)で, 16ch ヘッドコイルを用いた.撮影条件は, multi delay multi echo with turbo spin echo, 横断像/スライス厚:5mm, matrix:328 x 267 でsynthetic MRI 推奨撮像条件 (SENSE2.2 を使用)とCSを用いた手法の2通りである.SENSE,CSの加速率を変え(SENSE:2.2,2.7,3.6,4.5,CS s-factor:2.2,2.7,3.7,4.4,5.5,7.3)各対象に10通り撮像をおこなった.2D Neuro解析ソフトウェア (SyMRI社)により,白質,灰白質,全脳において,容量,T1値,T2値,R1,R2,プロトン密度の値を算出し,これらの違いをWilcoxon signed rankテストにより検定した.<結果>各条件で計測された平均値の,推奨撮像条件での平均値との差はCSを使用した場合,いずれの値もいずれのCS条件でも有意差を認めなかった.

### P-085-J Evaluation of T1 and T2 values on 3D MR fingerprinting between two magnets 3D MR fingerprintingから得られたT1値・T2値の装置間における検討

伏見 育崇,中島 諭,奥知 左智,坂田 昭彦,日野田卓也,大谷 紗代,樱間 梓,クリシュナ パンドゥ ウィカクソノ, 田川 弘,汪 洋,池田 賢司,中本 裕士

Yasutaka Fushimi, Satoshi Nakajima, Sachi Okuchi, Akihiko Sakata, Takuya Hinoda, Sayo Otani, Azusa Sakurama, Krishna Pandu Wicaksono, Hiroshi Tagawa, Yang Wang, Satoshi Ikeda, Yuji Nakamoto

Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Kyoto University Graduate School of Medicine

【要旨】 This comparison study of 3D-MRF between two 3T MR units showed high ICC for T1 and T2 values between two MR units. VOIs containing CSF also showed high ICC, however, further analysis may be necessary for evaluation of various diseases.

Objectives: The purpose of this study was to compare T1 and T2 values calculated by 3D-MRF sequences between two MR units. Methods: Eleven healthy subjects underwent 3D-MRF at two different 3T magnets (Magnetom Prisma, Siemens Healthcare). Both T1 and T2 maps were transformed to MNI space by using smoothing kernel of 1 mm3, and the values were compared between magnets. FOV, 240x240 x240 mm; 1x1x1 mm, 500 time points; acquisition time, 5 min 46 sec. Dictionary size of T1, [20:20:3000, 3200:200:5000]; T2, [10:2:200, 220:20:1000, 105:05:2000, 2100:100:400]; and off-line reconstruction was performed. We also created CSF-mitigated T1 and T2 maps by applying brain mask to both T1 and T2 maps to compensate CSF contamination. Results: Voxel-wise analysis showed no statistical differences on T1 and T2 maps between 2 magnets. VOI analysis of AAL atlas was conducted and ICC showed that 0.9806 for T1 and 0.9463 for brain mask T1, 0.9777 for T2 and 0.9312 for brain mask T2 values, respectively. Maximum values of ROIs obviously showed that those ROIs were affected by CSF content more severely in T1 and T2 maps without brain mask, and less severely in brain mask T1 and T2 maps. Conclusion: This comparison study of 3D-MRF between 2 MR units showed high ICC for T1 and T2 values diseases.

### P-086-J Investigation of the setting of T2<sup>°</sup> cut-off values for myelin water fraction Myelin Water Fraction (MWF) における T2<sup>°</sup> cut-off値の検討

北野 舜<sup>1</sup>, 金澤 裕樹<sup>2</sup>, 原田 雅史<sup>2</sup>, 福田 和海<sup>1</sup>, 松元 友暉<sup>2</sup>, 林 裕晃<sup>3</sup>, 谷口 陽<sup>4</sup>, 伊藤 公輔<sup>4</sup>, 尾藤 良孝<sup>4</sup>, 芳賀 昭弘<sup>2</sup>

Syun Kitano<sup>1</sup>, Yuki Kanazawa<sup>2</sup>, Masafumi Harada<sup>2</sup>, Nagomi Fukuda<sup>1</sup>, Yuki Matsumoto<sup>2</sup>, Hiroaki Hayashi<sup>3</sup>, Yo Taniguchi<sup>4</sup>, Kosuke Ito<sup>4</sup>, Yoshitaka Bito<sup>4</sup>, Akihiro Haga<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Graduate school of Health Science, Tokushima University, <sup>2</sup>Institute of Biomedical Sciences, Tokushima University Graduate School, <sup>3</sup>Faculty of Health Sciences, Institute of Medical, Pharmaceutical and Health Sciences, Kanazawa University, <sup>4</sup>FUJIFILM Healthcare Corporation

**(**g**E)** The purpose of our study is to specify the appropriate  $T2^{\circ}$  cut-off value for myelin water fraction, which is the parameter setting of the NNLS algorithm. An appropriate setting of the  $T2^{\circ}$  value range enables us to be acquired with the emphasized myelin signal using gradient-echo sequence.

[目的] 近年, 脳神経イメージングとして注目されているmyelin water fraction (MWF) ではコンポーネントごとのT2 値を分ける cut-off 値が設けられている.本研究の目的は, MWF 値を算出する際の, non negative least squares (NNLS)のパラメータ設定である適切なT2 cut-off 値を調査することである。【方法】3テスラMR装置を用いて、同意が得られた健常ボランティア5名で検討を行った.撮像シーケンスはグラディエントエコー法(RSSG)で異なるエコー時間(TE = 4.6-36.8 ms)のデータセットを取得した.髄鞘信号を単純化させるために、プールモデルは200分構造(short, long)とした.cut-off 値はT2\_short = 9.2 ms に固定し、T2\_long = 30.8 ms, 40.9 ms, 50.7 msと変化させてMWF 値を算出した.左右両側の大脳基底核レベルの白質領域(ACR, GCC, PC, PTR), 深部灰白質領域(Caud, Put, PCC)に5×5ピクセルのROIを設定し、平均値を比較した.また、前処理としてbias field mapをFSLにてTEごとに作成し適用した.【結果】cut-off 値がT2\_short = 9.2 ms, T2\_long = 50.7 msのとき最もMWF値が大きく、画像で見た際に髄鞘が最も顕著に見ることが可能であった.また、T2\_longが短くなるにつれてMWF値が小さくなった.M\_shortの値もMWF値と同様の挙動を示した.一方で, M\_longの値は、T2\_longの短縮に伴い増大した.そして、T2\_long = 30.8 msに設定した時, MWF値の誤差が大きくなった.【結論】T2 値の範囲を適切に設定することで,グラディエントエコー法でも髄鞘信号が強調できることがわかった.

## P-087-J Comparison of the Capability of Brain MRA for Examination Time, Image Quality and Diagnostic Performance between Fast3D Wheel and Parallel Imaging 頭部 MRA における Fast 3D Wheel と従来法による撮像時間, 画質および動脈瘤診断能の比較

花松 智武<sup>1</sup>,村山 和宏<sup>2</sup>,大野 良治<sup>1,2</sup>,山本 香織<sup>3</sup>,池戸 雅人<sup>3</sup>,油井 正夫<sup>3</sup>,佐野雄一郎<sup>3</sup>,岩瀬 秋吉<sup>4</sup>,福場 崇<sup>4</sup>, 小林 茂樹<sup>5</sup>,片田 和広<sup>1</sup>,外山 宏<sup>1</sup>

Satomu Hanamatsu<sup>1</sup>, Kazuhiro Murayama<sup>2</sup>, Yoshiharu Ohno<sup>1,2</sup>, Kaori Yamamoto<sup>3</sup>, Masato Ikedo<sup>3</sup>, Masao Yui<sup>3</sup>,

Yuichiro Sano<sup>3</sup>, Akiyoshi Iwase<sup>4</sup>, Takashi Fukuba<sup>4</sup>, Sigeki Kobayashi<sup>5</sup>, Kazuhiro Katada<sup>1</sup>, Hiroshi Toyama<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Fujita Health University School of Medicine, <sup>2</sup>Joint Research Laboratory of Advanced Medicine Imaging, Fujita Health University School of Medicine, <sup>3</sup>Canon Medical Systems Corporation, <sup>4</sup>Department of Radiology, Fujita Health

University Hospital, <sup>5</sup>Fujita Health University, School of Medical Sciences, Faculty of Radiological Technology

【要旨】 Fast 3Dw makes it possible to further reduction of examination time without any degradation of image quality and aneurysm diagnostic performance on cerebral MRA, when quantitatively and qualitatively compared with PI.

Purpose: To compare the utility of wheel encoding order (Fast 3D wheel: i.e. Fast 3Dw) for brain MR angiography (MRA) with parallel imaging (PI) in candidates for cerebral aneurysm. Materials and Methods: 25 consecutive candidates with cerebral aneurysm underwent brain MRA by PI and two types of Fast 3Dw methods. On PI and Fast 3Dw-A methods, same scan parameters were applied. On MRA by Fast 3Dw-B, matrix, section thickness and number of slices were reduced. To compare examination time, all examination times were recorded in each patient. Then, SNRs at internal carotid artery (ICA), middle cerebral artery (MCA) and white matter and CNRs between white matter and ICA or MCA were evaluated. Moreover, diameters of each aneurysm, ICA and MCA on each MRA data were semi-automatically measured. Furthermore, overall image quality and aneurysm depiction level were assessed by 5-point scales. Mean examination time, SNR, CNR and diameters of aneurysm, ICA and MCA were compared among three methods by Tukey's HSD test. Mean scores of image quality and lesion depiction were compared among all methods by Steel-Dwass test. Results: Each Fast 3Dw showed significantly shorter examination time than PI (p<0.05). SNR of Fast 3Dw-B was significantly higher than that of PI (p<0.05). Overall image quality of PI was significantly higher than that of Fast 3Dw-B (p<0.05). Conclusion: Fast 3Dw is considered as more useful than PI for brain MRA in candidates for cerebral aneurysm.

### P-088-J Spatial coefficient of variation of arterial spin labeling MRI in patients with moyamoya disease; comparison with <sup>15</sup>O-gas PET

### もやもや病患者における ASL変動係数と<sup>15</sup>0-ガスPETの比較

原 祥子<sup>1,2</sup>,田中 洋次<sup>1</sup>,稲次 基希<sup>1,2</sup>,林 志保里<sup>1,2</sup>,前原 健寿<sup>1</sup>,石井 賢二<sup>2</sup>,成相 直<sup>1,2</sup>

Shoko Hara<sup>1,2</sup>, Yoji Tanaka<sup>1</sup>, Motoki Inaji<sup>1,2</sup>, Shihori Hayashi<sup>1,2</sup>, Taketoshi Maehara<sup>1</sup>, Kenji Ishii<sup>2</sup>, Tadashi Nariai<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Department of Neurosurgery, Tokyo Medical and Dental University, <sup>2</sup>Research Team for Neuroimaging, Tokyo Metropolitan Institute of Gerontology

【要旨】 We compared the spatial coefficient of variation of arterial spin labeling MRI (ASL-CoV) and hemodynamic parameters measured with <sup>15</sup>O-gas PET in patients with moyamoya disease. ASL-CoV correlated well with PET parameters, regardless of the choice of region or postlabeling delay.

Background and Purpose: The aim of this study was to investigate whether the spatial coefficient of variation of arterial spin labeling (ASL-CoV) can be used to estimate the hemodynamic disturbances

measured with 15O-gas PET in patients with moyamoya disease. **Materials and Methods:** We evaluated 68 adult patients with moyamoya disease who underwent pulsed continuous ASL (postlabeling delay = 1525ms and 2525ms) and 15O-gas PET.

(postlabeling delay = 1525ms and 2525ms) and 15O-gas PET. Regional values were measured in proximal, middle and distal regions of middle cerebral arteries. **Results:** Regardless of the region and postlabeling delay, ASL-CoV

**Results:** Regardless of the region and postlabeling delay, ASL-CoV significantly correlated with PET-measured parameters, including the oxygen extraction fraction (|r|=0.30-0.80, P<0.001).

**Conclusion:** The ASL-CoV calculated from a single region and with a single postlabeling might indicate the hemodynamic disturbances measured with PET and can be a novel reference value in clinical decision-making.



## P-089-J Evaluation on automatic detection of cerebral aneurysms using artificial intelligence AIを用いた脳動脈瘤自動検出に関する検討

吉田 学誉<sup>1</sup>, 湯田 恒平<sup>1</sup>, 奥秋 知幸<sup>2</sup>, 並木 隆<sup>2</sup>, 柳田 美香<sup>2</sup>, ショパン アントワン<sup>3</sup>, 高宮 大策<sup>3</sup>, 河内 伸夫<sup>1</sup> Takashige Yoshida<sup>1</sup>, Kohei Yuda<sup>1</sup>, Tomoyuki Okuaki<sup>2</sup>, Takashi Namiki<sup>2</sup>, Mika Yanagida<sup>2</sup>, Choppin Antoine<sup>3</sup>, Daisaku Takamiya<sup>3</sup>, Nobuo Kawauchi<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Tokyo Metropolitan Police Hospital, <sup>2</sup>Philips Electronics Japan, <sup>3</sup>LPIXEL Inc.

【要旨】 The automatic detection of AN using the image analysis AI program has little difference between device and imaging filter/ denoising. In particular, we suggested that it is useful for an detection support system when the visual estimation is hard for MIP on small AN.

【背景】頭部MRAは非造影剤で脳血管の形態を描出するのに有用な手法である.MRAを用いた未破裂動脈瘤(AN)の診断にはしばしばMIP画像が用いられるがMIP画像は血管の重なりや血流の影響などによりANの検出が困難な場合がある.近年AIの発展に伴い病変の自動検出が多く検討されているが異なるシステムやフィルタなどによる検出精度の検討は少ない.今回AN自動検出AIを用いて装置毎のフィルタによる検出精度の影響を検討したので報告する.

【方法】Philips社製3.0T achieva (装置A) と Ingenia Elition (装置IE),使用コイルはSENSE Head 8ch coil (装置A) とdS Head 32ch coil (装置IE),解析ソフトウェア はEIRL aneurysm Ver:1.8を用いた.得た画像はCS denoising imaging parameter(DIP)をweak/medium/strong, imaging filter(IF)をmedium/strongにて再構成しAIにおけるAN自動検出を行った.また放射線科医師により各画像のAN診断を行いAIのAN自動検出結果と、ANサイズによる感度を比較した.

【結果】装置 A および IE において検出感度はそれぞれ 88.6% ~ 95.5%, 93.9% ~ 97% であった。DIP と IF との組み合わせにより検出感度は 6.9%, 3.1%の差異があった。ANサイズにて 3 ~ 5mmの自動検出感度はすべての DIP/IFの組み合わせにおいて 100% となり, 10mm 以上の ANで検出感度 が低下する結果となった。

【考察】異なる装置において検出感度の差異は小さく DIPや IF などの画像再構成によって大きな変化は見られなかった.しかし AN のサイズに依存し検 出感度は低下するも 5mm 以下では検出感度が高いことが判明した.大きな AN は inflow 効果による瘤内血流の乱流によりコントラストの不均一性や小 さな AN と比べて学習データ数が少ないことが影響していると考えられる.

【結果】AIを用いたAN自動検出は装置間や画像再構成における差異は小さい.特に微小ANに有用性が高く視覚的検出が困難な場合に補助的な検出機構として有用性が高いと示唆された.

### P-090-J Verification of MR angiography parameters using Fast3D Fast3D併用頭部MR Angiographyの条件検討

室井 僚哉<sup>1</sup>, 佐藤 秀二<sup>1</sup>, 熊谷 文孝<sup>1</sup>, 赤津 敏哉<sup>1,2</sup>, 高野 直<sup>1</sup>,川崎 英生<sup>1</sup>,芳士戸治義<sup>1</sup>,青木 茂樹<sup>1</sup> Tomoya Muroi<sup>1</sup>, Shuji Sato<sup>1</sup>, Fumitaka Kumagai<sup>1</sup>, Toshiya Akatsu<sup>1,2</sup>, Nao Takano<sup>1</sup>, Hideo Kawasaki<sup>1</sup>, Haruyoshi Houshito<sup>1</sup>, Shigeki Aoki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Juntendo University Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiology, Graduate School of Medicine, Juntendo University

【要旨】 Head 3D TOF-MRA combined with Fast3D enables high-speed imaging compared to conventional 3D TOF-MRA. We verified MRA parameters with Fast3D. By using Fast3D sequence, the scan time can short without changing resolution.

Purpose: Head 3D TOF-MRA combined with Fast3D enables high-speed imaging compared with conventional 3D TOF-MRA imaging. In this study, we compared 3D TOF-MRA and TOF-MRA combined with Fast3D, and verified how fast the parameters can be when used in combination with Fast3D. Materials and Methods: All scans were performed on a 3.0T scanner (Vantage Centurian, Canon medical systems) with 32ch head SPEEDER and were imaged five volunteers. In this study, 3D TOF-MRA was used as the reference image, and in Fast3D, imaging was performed while changing the values of the k-space filling rate and the number of segment divisions respectively. TOF-MRA and Fast3D imaged three times respectively, and ImageJ was used to set the region of interest (ROI) in the internal carotid artery, Anterior cerebral artery, and brain parenchyma. The contrast ratio was calculated from the value obtained from ROIs, and the tolerance of the parameters were evaluated. Results: Regarding the k-space filling rate, there was no significant change from TOF-MRA up to 40–50%, but the value decreased sharply below 30%. Regarding the number of segment divisions, the contrast ratio value did not change significantly even if the number of divisions was reduced. Conclusion: Under the conditions of this study, it was suggested that the k-space filling rate could be reduced to 50% and the number of segment divisions could be reduced to the minimum. Therefore, by using Fast3D, the scan time can short without changing resolution compared with conventional T0F-MRA.

### P-091-J Usefulness of Ultrashort TE 4D MR Angiography after Coil Embolization for Intracerebral Aneurysms

### コイル塞栓術後の脳動脈瘤評価における Ultrashort TE 4D MR Angiographyの有用性

上谷 浩之<sup>1</sup>,北島 美香<sup>1</sup>,大森 雄樹<sup>2</sup>,森田 康祐<sup>3</sup>,山下 裕市<sup>4</sup>,賀来 泰之<sup>2</sup>,中浦 猛<sup>1</sup>, 笹尾 明<sup>1</sup>, 武笠 晃丈<sup>2</sup>, 平井 俊範1

Hiroyuki Uetani<sup>1</sup>, Mika Kitajima<sup>1</sup>, Yuki Ohmori<sup>2</sup>, Kosuke Morita<sup>3</sup>, Yuichi Yamashita<sup>4</sup>, Yasuyuki Kaku<sup>2</sup>, Takeshi Nakaura<sup>1</sup>, Akira Sasao<sup>1</sup>, Akitake Mukasa<sup>2</sup>, Toshinori Hirai<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Diagnostic Radiology, Faculty of Life Sciences, Kumamoto University, <sup>2</sup>Department of Neurosurgery, Faculty of Life Sciences, Kumamoto University, <sup>3</sup>Central Radiology section, Kumamoto University Hospital, <sup>4</sup>Canon Medical Systems Corporation, MRI sales department, sales engineer group

【要旨】We compared 4D UTE-MRA with TOF-MRA for the aneurysm occlusion state in 25 patients with intracranial aneurysms treated with coil embolization In the evaluation of the aneurysm occlusion state of intracranial aneurysms after coil embolization, 4D UTE-MRA is more useful than TOF-MRA.

PURPOSE: Residual flow in intracranial aneurysms after coil embolization is sometime difficult to evaluate with time-of-flight (TOF)-MR angiography (MRA) owing to susceptibility artifacts. To overcome this issue, 3D MRA by using an ultrashort TE (UTE) combined with an arterial spin-labeling (ASL) technique has been developed. The purpose of this study was to evaluate the usefulness of the 4D UTE-MRA for evaluating aneurysm occlusion state of intracranial aneurysms after coil embolization.MATERIALS AND METHODS: This study included 25 patients (6 men, 19 women; age range 37-83 years; mean age 61 years) with intracranial aneurysms treated with coil embolization. After embolization, all patients underwent DSA and 3T MRI including TOF-MRA and 4D UTE-MRA within a 15-days interval. A neuroradiologist assessed the TOF- and 4D UTE-MRA images and scored the aneurysm occlusion state as follows: total occlusion, residual neck, and residual aneurysm. Digital subtraction angiography (DSA) images were used as the reference standard. The level of intermodality agreement in the evaluation was analyzed by weighted  $\kappa$  statistics.RESULTS: DSA revealed 15 total occlusion, eight residual neck, and two residual aneurysms. For the aneurysm occlusion state, intermodality agreement between DSA and 4D UTE-MRA was excellent ( $\kappa = 0.92$ ) and between DSA and TOF-MRA was moderate ( $\kappa = 0.53$ ).CONCLUSION: In the evaluation of the aneurysm occlusion state of intracranial aneurysms after coil embolization, 4D UTE-MRA is more useful than TOF-MRA.

### P-092-J Impact of short TE MRA with compressed sensing on metal artifact

金属アーチファクトに対する圧縮センシング併用short TE MRAの基礎検討

宮武 祐士<sup>1</sup>,中田 直<sup>1</sup>, 安西 一人<sup>1</sup>, 鎌田 靖章<sup>1</sup>, 本城 尚美<sup>2</sup>

Yuji Miyatake<sup>1</sup>, Sunao Nakata<sup>1</sup>, Kazuto Anzai<sup>1</sup>, Yasuaki Kamada<sup>1</sup>, Naomi Honjo<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Radiation Department, Osaka Neurosurgical Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiology, Osaka Neurosurgical Hospital

【要旨】 Non-contrast 3D TOF MRA(TOF-MRA) is used for follow-up of cerebral aneurysms, but is affected by metal artifacts from metal devices.Metal artifacts can be reduced by applying an optimized short TE MRA and thin slice thickness with compressed sensing.

【背景・目的】脳動脈瘤の経過観察には非造影3D TOF MRA(TOF-MRA)が用いられる。外科的治療後についてもTOF-MRAを用いて経過観察を行う場合が多いが、金属デバイスによる磁化率アーチファクトの影響を受ける。3.0T MRIにおけるTOF-MRAのecho time(TE)は一般的に3.5 msを用いるが、目的部位に範囲を絞ったshort TE MRA(sTE-MRA)を追加撮像することが磁化率アーチファクトの抑制に有用との報告がある。スライス厚を 薄くすることも磁化率アーチファクトの抑制に寄与するが、ノイズが増加し、またスライス枚数の増加に伴い撮像時間が延長する. 圧縮センシングを用いた compressed SENSE(CS)は、ランダムアンダーサンプリングをすることで撮像時間が短縮でき、ノイズ除去強度も変更可能な技術である. CSと - チファクトの関係を検討し、CSを併用することで従来のsTE-MRAよりも画質改善が可能か検討を行った。 磁化率ア-

(方法)使用機器はPHILIPS社製Ingenia Elition, 32ch Head coil. チタンを封入した自作ファントムを用い, TOF-MRA, sTE-MRAを撮像し得られた画像からプロファイルカーブを作成し, 歪み率を求めた. sTE-MRAに対し, CS factorを2~4, denoise factorをno, weak, medium, strong に変更して撮像し得られた画像から歪み率を求めた. sTE-MRAとCS併用 thin slice sTE-MRA(CS-sTE-MRA)の画像を比較した.

【結果】通常のTOF-MRA(歪み率185%)よりもSTE-MRA(歪み率154%)は歪みを軽減できた。CS factorやdenoise factorの設定は磁化率アーチ ファクトの影響に変化が見られなかった。thin slice CS-STE-MRAはthin slice sTE-MRAよりもノイズが軽減した。 【考察】CS factorやdenoise factorは磁化率アーチファクトに影響を与えなかったため、脳血管内治療による金属デバイス装着患者に対するMRAに CSが併用可能と考える。また、スライス厚を薄く設定しCSを使用することで、従来法と同等の撮像時間でさらなる画質改善が期待できる。

# P-093-J Influence of data-acquisition and labeling techniques for the regional cerebral blood flow in the arterial spin labeling

Arterial spin labeling検査におけるデータ収集手法とラベリング方法がCerebral blood flow 値に与える影響

小畠 巧也,山崎 達也,大森 圭悟,小川 和郎

Takuya Kobata, Tatsuya Yamasaki, Keigo Omori, Kazuo Ogawa

Department of radiology, Kagawa University Hosipital

『目的』

Arterial spin labeling (ASL)の撮像手法は各MRI装置で異なる.そのため、同一被験者であっても撮像装置が異なることで平均 cerebral blood flow (CBF) 値やCBF 値の再現性が異なることが考えられる.本研究では、健常ボランティアを対象とした ASL 検査において、Pulsed-ASL (PASL) 2D-EPI 法と pseudo continuous-ASL (pCASL) 3D-FSE 法の異なる撮像手法で取得した CBF 画像を比較し、各撮像手法における CBF 値の特性を明らかにすることを目的とする.

『方法』

本研究では脳疾患の既往のない健常ボランティア5名を対象とした(男性,平均27±5才).静磁場強度が3.0TのMR装置を使用し,PASL 2D-EPI 法のASLをMagnetom Skyra (SIEMENS),および pCASL 3D-FSE法のASLをSigna Architect (GE ヘルスケア)で撮像した.PASL 2D-EPIの inversion time および pCASL 3D-FSEの post labeling delayは1525[msec]に設定した.各撮像手法で初回検査時に2回(1回目,2回目),1時間後 および1週間後に1回ずつ合計4回のASLデータと3DT1強調画像を取得した.数値解析ソフトMATLAB上でSPM12を用いて,各装置で算出された CBF画像の解剖学的標準化を行った.pickatlasを用いて関心領域を左右の前大脳動脈(R-ACA,L-ACA),中大脳動脈(R-MCA,L-MCA),後大脳 動脈(R-PCA,L-PCA)の支配領域に設定した.被験者5名の平均CBF値と,各脳領域における1回目CBF値を基準とした2回目以降のCBF値のばら つき(被験者内変動係数:wsCV)を求め,PASL 2D-EPIとpCASL 3D-FSEで比較した. 『結果』

平均CBF値はPASL 2D-EPIで20.5 ± 2.7 [ml/100g/min], pCASL 3D-FSEで40.8 ± 2.9 [ml/100g/min]を示した. PASL 2D-EPIのwsCVは 2回目のR-ACAで最小値8%, 1週間後のL-PCAで最大値40%を示した. pCASL 3D-FSEのwsCVは2回目のL-MCAで最小値4%, 1週間後の R-MCAで最大値18%を示した.

# P-094-J Two cases of vertebrobasilar aneurysms after stent assisted coil embolization evaluated using Ultrashort TE 4D MRA

椎骨脳底動脈瘤に対するステント併用コイル塞栓術後のUltrashort TE 4D MRA:2症例における経験

池之内  $at{theta}^1$ , 鈴木 通真<sup>1</sup>, 赤津 敏哉<sup>1</sup>, 高野 直<sup>1</sup>, 新井 晶<sup>2</sup>, 鈴木 皓佳<sup>1</sup>, 佐藤香菜子<sup>1</sup>, 鎌形 康司<sup>1</sup>, 明石 敏昭<sup>1</sup>, 和田 昭彦<sup>1</sup>, 大石 英則<sup>2</sup>, 青木 茂樹<sup>1</sup>

Yutaka Ikenouchi<sup>1</sup>, Michimasa Suzuki<sup>1</sup>, Toshiya Akatsu<sup>1</sup>, Nao Takano<sup>1</sup>, Sho Arai<sup>2</sup>, Akiyoshi Suzuki<sup>1</sup>, Kanako Sato<sup>1</sup>, Koji Kamagata<sup>1</sup>, Toshiaki Akashi<sup>1</sup>, Akihiko Wada<sup>1</sup>, Hidenori Oishi<sup>2</sup>, Shigeki Aoki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Juntendo University, <sup>2</sup>Department of Neurosurgery, Juntendo University

【要旨】 Ultrashort TE(UTE) 4D MRA is a non-contrast MRA that reduces metallic artifacts, is independent of blood flow direction, and can be performed in multiple time phases. We will report two cases after treatment of aneurysms in which UTE 4D MRA was useful.

[Background] An algorithm that combines ultrashort TE (UTE) and arterial spin labeling (ASL) techniques has been used as a noncontrast enhancement MRA in clinical practice. UTE-MRA is known to decrease the susceptibility artifacts compared to conventional time-of-flight (TOF) MRA. To date, the superiority of UTE-MRA over TOF-MRA has been reported in cases with strong metallic artifacts. In recent years, UTE 4D MRA (Canon Medical Systems) which can be observed in multiple time phases has been developed. We report two cases in which UTE 4D MRA showed superiority to digital subtraction angiography (DSA).[Case 1] A 53-year-old male. After coil embolization with stent for the basilar artery aneurysm and flow-diverter stent for the left vertebral artery aneurysm, UTE 4D MRA was not only able to determine whether the aneurysm was thrombosed or not, which is difficult to determine with TOF-MRA, but was also able to observe the residual blood flow in the aneurysm. In addition, UTE 4D MRA was able to visualize the part of the stent that was partially obscured by the coil in DSA.[Case 2] A 56-year-old female underwent coil embolization with stent for the basilar artery aneurysm. The distal left vertebral artery was reopened after coil embolization, and DSA showed artifacts caused by the coil, but UTE 4D MRA was less susceptible to artifacts. Residual blood flow in the coiled basilar artery aneurysm could also be observed. [Conclusion]We experienced cases in which UTE 4D MRA was superior to DSA in depicting residual blood flow in the stent and the aneurysm.

## P-095-J Evaluation of the peripheral vessels depiction ability in brain single slab MRA using Compressed Sensing

### Compressed Sensingを併用した頭部 single slab MRA における末梢血管描出能の検討

上田 桂輔,森山 兼司

Keisuke Ueda, Kenji Moriyama

Department of Medical Technology, Hokuto Social Medical Corporation Hokuto Hospital

【要旨】 Compressed Sensing(HyperSense) became available by the induction of the new device. In this study, we evaluated the utility of high resolution brain MR angiography based on time-of-flight technique with Compressed Sensing by comparing with conventional brain MR angiography.

【背景・目的】当院では頭部MRA撮像にParallel Imaging (ASSET)を併用したsingle slabを使用している。新たな装置導入に伴い圧縮センシング とParallel Imaging (ARC)を併用したCompressed Sensing (HyperSense:HS)が使用可能となった。今回,HSを併用したsingle slab MRAに おける末梢血管描出能を評価し、その有用性を検討した、【方法】対象は同意の得られた健常ボランティア5名、使用装置はGE Healthcare SIGNA Explorer1.5T, Head Neck coil. 撮像時間を同一に設定したASSET MRAとHSを併用した高分解能MRAにおける末梢血管の描出能について、定 量評価と視覚評価を行った。定量評価は主要血管と脳実質組織及び脂肪組織と脳実質組織の信号強度によるContrast Ratioを算出し統計解析を行った。 え、視覚評価はMRI経験5年以上の診療放射線技師5名により、末梢血管に対する描出能を5point scaleで評価、統計解析を行った。看意水準は 0.05(p<0.05)とした。【結果】HSを併用した高分解能MRAはASSET MRAに比べ、定量評価、視覚評価とも有意に描出能が高かった。【結語】HSを 併用した高分解能MRAはASSET MRAに比べ、頭部末梢血管の描出能を向上させることが期待できると示唆された。

### P-096-J A basic study for application of fractal analysis to quantitative evaluation of vessel visualization in MR Angiography

### 頭部 MR Angiography 血管描出能評価へのフラクタル次元の適応に関する基礎的検討

步<sup>1,2</sup>, 宿谷 俊郎<sup>1</sup>, 大橋 一範<sup>1</sup>, 山浦 <sup>1</sup>, 飯島 哲士<sup>1</sup>, 成田 啓廣<sup>2</sup>, 大久保真樹<sup>2</sup> 舟木

Ayumu Funaki<sup>1,2</sup>, Toshirou Shukuya<sup>1</sup>, Kazunori Ohashi<sup>1</sup>, Satoshi Yamaura<sup>1</sup>, Satoshi Iijima<sup>1</sup>, Akihiro Narita<sup>2</sup>, Masaki Ohkubo<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Dokkyo Medical University Saitama Medical Center, <sup>2</sup>Graduate school of health science, Niigata University

【要旨】We applied the fractal dimension (FD) to quantitative evaluation of the vessel visualization in cerebral MR angiography (MRA).

When we made the vessel depiction poor artificially by the morphological technique, the FD decreased. The FD was possibly applicable to evaluate the vessel visualization.

### 【目的】

これまでに頭部MR Angiography (MRA) における血管描出能を定量的に評価する方法は確立されていない. 我々は, 末梢血管等の微細な構造の描出能 を評価するために, 構造物の複雑さを評価するための指標であるフラクタル次元 (Fractal Dimension: FD) の適用の可能性を考えた. 本研究では, 基礎 的な検討として, MRAで描出された血管に対し画像処理により血管走行の一部を消失させるなどの加工を加え描出能を低下させた場合に, FDがどのよう に変化するかを調べた.それによって、FDの血管描出能の評価指標への適用の可能性を検討した. 【方法】

「方法」 Time-of-Flight (TOF) 法を用いて撮像した頭部 MRA を用いて Maximum Intensity Projection (MIP) 画像を作成した. MIP 画像から判別分析法を用 いて二値化画像を作成し、モルフォロジー処理を行い血管走行の一部を消失させるなどの加工により描出能を低下させた画像を作成した. 加工する箇所を 多くしたり、モルフォロジー処理の強度を変えて種々の画像を作成した. 元画像および処理後の画像それぞれに対しBox-count法を用いてFDを算出した. 使用装置はPhilips 社製 Inginia 3.0T CX, 撮像条件はTR/TE = 22/3.45 ms, Flip angle = 18°, voxel size = 0.3×0.3×1 mm である. 【結果・考察】

T面像から算出したFDに比べ、処理後画像のFDは低下した.血管走行の消失箇所を多くしたり、モルフォロジー処理の程度を強くすると、FDの低下は より大きくなった.FDは画像のノイズやSNRによって変化するが、今回は同一画像の処理前後におけるFDの比較であることから、画像処理による血管 描出能の低下をFDにより評価できたと考えられる. 【結論】

FDは頭部MRA画像の血管描出能の評価に適用できる可能性があることが示唆された.

### P-097-J Feasibility study of Variable TR method on Variable TI Ultrashort TE 4D-MRA Variable TI Ultrashort TE 4D-MRA への Variable TR 法の検討

福地 治之<sup>1,2</sup>,赤津 敏哉<sup>2,3</sup>,草原 博志<sup>2</sup>,高野 直<sup>3</sup>, 池之内 豊<sup>2</sup>, 鈴木 通真<sup>2</sup>, 鎌形 康司<sup>2</sup>, 阿部 修<sup>1</sup>. 青木 茂<sup>2</sup> Haruyuki Fukuchi<sup>1,2</sup>, Toshiya Akatsu<sup>2,3</sup>, Hiroshi Kusahara<sup>2</sup>, Nao Takano<sup>3</sup>, Yutaka Ikenouchi<sup>2</sup>, Michimasa Suzuki<sup>2</sup>, Koji Kamagata<sup>2</sup>, Osamu Abe<sup>1</sup>, Shigeru Aoki<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Graduate School of Medicine, University of Tokyo, <sup>2</sup>Department of Radiology, Juntendo University Graduate School of Medicine, <sup>3</sup>Department of Radiology, Juntendo University Hospital

【要旨】We developed Variable TI method on UTE 4D-MRA to improve vessel visibility[1-3]. However there was signal decay in acquisition period with repetitive readout UTE RF pulses. In this study, we implemented Variable TR method to pursue better image quality especially in late phases.

[Background] The ASL based UTE 4D-MRA is used to access cerebral hemodynamics without contrast agents by labeling the magnetization with RF pulses. Conventional UTE 4D-MRA often shows insufficient signal intensity in late phases because repetitive readout RF pulses accelerate the saturation of labeled magnetization. To cope with this signal decay, we developed Variable TI method on UTE 4D-MRA which had longer TI intervals in late phases and we achieved better image quality [1-3]. However the signal decays in readout process with short repetitive of readout UTE RF pulses. In this study, to minimize the saturation in readout process, we implemented Variable TR on Variable TI UTE 4D-MRA (VoV UTE 4D-MRA) to pursue better image quality.

[Method] We conducted numerical simulation of Variable TR method using MatLab (R2019b, MathWorks, Matick, MA). We implemented VoV UTE 4D MRA on 3 T MRI scanner (Vantage Galan 3T / ZGO, Canon Medical Systems Corporation, Japan) using a 32-channel head coil. Scan parameters are as follows; resolution =  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ , TE = 0.1 ms, up to 6° of UTE RF pulse. [Results] The Variable TI method improved image quality of late phases. Furthermore, by applying Variable TR on Variable TI method –

the signal decay while acquisition process was minimized, and we achieved better image quality.

[Conclusion] We indicated that the Variable TR method is effective to improve the vessel visibility especially in late phases.

[1]Fukuchi H., et al. ISMRM 2020:1764 [2]Fukuchi H., et al. ISMRM 2021:1645 [3] Akatsu T., et al. SMRT 2021:S44

### P-098-J Abnormal segments of bilateral corticospinal tract and corpus callosum in bipolar depressio 双極性うつ病における両側皮質脊髄路、脳梁膝部の異常

文<sup>2</sup>, 仁井田りち<sup>2</sup>, 仁井田 明<sup>3</sup>, 平野 仁一<sup>2</sup>, 山本 保天<sup>2</sup>, 三村 將<sup>2</sup> 亮<sup>1</sup>,山縣 上田

Ryo Ueda<sup>1</sup>, Bun Yamagata<sup>2</sup>, Richi Niida<sup>2</sup>, Akira Niida<sup>3</sup>, Jinichi Hirano<sup>2</sup>, Yasuharu Yamamoto<sup>2</sup>, Masaru Mimura<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Office of Radiation Technology, Keio University Hospital, <sup>2</sup>Department of Neuropsychiatry, Keio University School of Medicine, <sup>3</sup>Department of Radiology, Tomishiro Central Hospital

【要旨】 Our aim was to exploratively investigate organic abnormalities in the white matter tracts of bipolar depression. Our results suggest that bipolar depression is associated with abnormalities in specific areas of the white matter, particularly in the corticospinal tracts and the corpus callosum.

背景:うつ病のエピソードをもつ双極性障害患者の80%が,治療 を求めてから1年以内に正確に診断されず,発病から診断まで平 均5-10年要している.診断と治療に役立つ可能性のある客観的な マーカーを見つけることが重要である. 目的:双極性うつ病患者の白質路における器質的異常を探索的に調

査することを目的とした. 方法:双極性うつ病患者58名,健常者66名のDiffusion tensor

imaging (DTI) を用いて、20本の主要な白質線維路に沿った DTI定量値トラクトプロファイルを作成した。そして、線維路の各 ノードにおけるDTI定量値のグループ間の差を比較した。 結果:双極性うつ病は健常と比較して、両側の皮質脊髄路の

Fractional anisotropy (FA) が高く、脳楽膝部、右の下前頭後 頭束、右の下縦束でFAが低かった (図1).また双極性うつ病は健 常と比較して、両側の皮質脊髄路のAxial diffusivity (AD) が高 かった.

結論:双極性うつ病は脳の白質の特定の部分、特に両側皮質脊髄 路,脳梁膝部に異常があることが示唆された.



図1. 双極性うつ病および健常者の間の白質路に沿ったFractional anisotropyのポイントごとの比較

### P-099-J Effect of numerical analysis on non-rigid processing for white matter regions 白質領域に対する非剛体処理に伴う数値解析の影響

池光 捺貴<sup>1</sup>, 金澤 裕樹<sup>2</sup>, 原田 雅史<sup>2</sup>, 松元 友暉<sup>2</sup>, 林 裕晃<sup>3</sup>, 伊藤 公輔<sup>4</sup>, 谷口 陽<sup>4</sup>, 尾藤 良孝<sup>4</sup>, 芳賀 昭弘<sup>2</sup> Natsuki Ikemitsu<sup>1</sup>, Yuki Kanazawa<sup>2</sup>, Masafumi Harada<sup>2</sup>, Yuki Matsumoto<sup>2</sup>, Hiroaki Hayashi<sup>3</sup>, Kosuke Ito<sup>4</sup>, Yo Taniguchi<sup>4</sup>, Yoshitaka Bito<sup>4</sup>, Akihiro Haga<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Graduate school of Health Science, Tokushima University, <sup>2</sup>Institute of Biomedical Sciences, Tokushima University Graduate School, <sup>3</sup>Faculty of Health Sciences, Institute of Medical, Pharmaceutical and Health Sciences, Kanazawa University, <sup>4</sup>FUJIFILM Healthcare Corporation

【要旨】 This study evaluated the error that occurred from the process of the image alignment and registration between data volumes in the white matter region using the Diffusion Kurtosis Imaging parameters. VBM analysis for parameter mapping found that the effect of rounding errors is of no significance.

【背景・目的】取得したパラメータ画像に対して複数被験者の脳画像を統計的に解析する時に、3次元T1強調画像(3D-T<sub>1</sub>w)を基準画像に設定し、位置合わせ処理によって平均画像を作成することが多い.このとき、非剛体位置合わせを行った場合にはパラメータ画像の数値に変化が生じる可能性がある.本研究の目的は、白質領域におけるDiffusion Kurtosis Imaging (DKI)パラメータを比較するために、位置合わせを含む処理過程による誤差を評価することである.【方法】撮像は、同意が得られた健常ボランティア13名(21-43歳)を対象とした.3テスラMRI装置(日立社製)にて、single-shot spin-echo echo-planner-imagingを用いて、b値 = 0,800,1500 s/mm<sup>2</sup>の23軸diffusion encoding gradient でデータを取得し、DKIパラ メータを算出した.後処理はFSLを使用した.各被験者の3D-T<sub>1</sub>w を標準脳MNI152に線形位置合わせ・非線形位置合わせを行った。計算されたアフィン行列、スプライン係数を各DKIパラメータ画像に適用し、位置合わせ処理を行った.処理後に、各被験者の画像を用いて平均化画像を作成した. 平均化画像および各被験者画像に対して、白質ラベル (JHU-white matter label-1 mm)を用いて関心領域を設定し、Diffusion Tensor Imaging (DTI)で算出したfractional anisotropy (FA)値と各DKIパラメータ値[mean kurtosis (MK), radial kurtosis (RK), axial kurtosis (AK)]を比較した. 【結果】FAと各DKIパラメータの関係は、被験者間解析:FA-MK,  $R^2 = 0.92$ ; FA-RK,  $R^2 = 0.91$ , FA-AK,  $R^2 = 0.94$ , 平均画像解析:FA-MK,  $R^2 = 0.91$ ; FA-RK,  $R^2 = 0.95$ , FA-AK,  $R^2 = 0.91$  となった.【結論】白質領域に対する数値解析は、非剛体処理を行った平均画像を用いて評価する予定である。 る.

# P-100-J Microstructural gray matter alterations in adults with autism spectrum disorder detected using free water imaging

### 成人自閉症スペクトラム障害における灰白質微細構造変化

新井 貴士<sup>1</sup>,鎌形 康司<sup>1</sup>,内田 航<sup>1</sup>,斎藤 勇哉<sup>1</sup>,明石 敏昭<sup>1</sup>,和田 昭彦<sup>1</sup>,藤田 翔平<sup>1</sup>,堀 正明<sup>2</sup>,桐野 衛二<sup>3</sup>, 青木 茂樹<sup>1</sup>

Takashi Arai<sup>1</sup>, Koji Kamagata<sup>1</sup>, Wataru Uchida<sup>1</sup>, Yuya Saito<sup>1</sup>, Christina Andica<sup>1</sup>, Toshiaki Akashi<sup>1</sup>, Akihiko Wada<sup>1</sup>, Shohei Fujita<sup>1</sup>, Masaaki Hori<sup>2</sup>, Eiji Kirino<sup>3</sup>, Shigeki Aoki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Juntendo University Graduate School of Medicine, <sup>2</sup>Department of Radiology, Toho University Omori Medical Center, <sup>3</sup>Department of Psychiatry, Juntendo University Shizuoka Hospital

【要旨】 We evaluated GM microstructural alterations in adults with ASD using FWI. GBSS analysis of FWI measures showed increased FW in the left frontal and temporal cortex of adults with ASD compared to controls. These findings might reflect neuroinflammation, as reported in previous pathological studies.

[Purpose]Autism Spectrum Disorder (ASD) is developmental disorder that affects communication and behavior. In this study, we investigated the usefulness of free water imaging (FWI) in the evaluation of gray matter (GM) in adults with ASD. FWI might improve the evaluation of GM by quantifying and removing the contribution of extracellular FW in a voxel.[Methods]Multi-shell diffusion MRI data (b = 1000, 2000 s/mm2, 32 gradient directions, 1 b0) were obtained from 23 individuals with ASD (mean age, 34.6 years) and 24 controls (mean age, 32.8 years) using a 3T MRI. FWI (fractional volume of FW, FW-corrected FA [FAt], FW-corrected MD [MDt], FW-corrected AD [ADt], FW-corrected RD [RDt]) measures were computed with MATLAB. For comparison, we also assessed DTI (fractional anisotropy [FA], mean diffusivity [MD], axial diffusivity [AD], radial diffusivity [RD]) measures estimated using DTIFIT. GM-based spatial statistics (GBSS) analysis was performed to compare FWI and DTI measures between groups. [Results]Compared with controls, individuals with ASD had significantly increased FW in the left insula and inferior frontal gynus and increased MD, AD, and RD in the left frontal and temporal cortex. No significant differences were observed in FA, FAt, MDt, ADt, and RDt.[Conclusion]Our findings showed the usefulness of FWI in the evaluation of GM in adults with ASD. Increased FW in the frontal and temporal cortex might reflect neuroinflammation, as reported in previous pathological studies. In addition, we also showed that extracellular FW largely influences MD, AD, and RD.

### P-101-J Grey Matter Changes after Fast Reading Training using Voxel-Based Morphometry Voxel-Based Morphometryを用いた速読トレーニング後の灰白質変化の解析

### 泉 智稀<sup>1</sup>, 坂口 大樹<sup>1</sup>, 妹尾 淳史<sup>1</sup>

Tomoki Izumi<sup>1</sup>, Pradeepa Ruwan Wanniarachchige<sup>1</sup>, Hiroki Sakaguchi<sup>1</sup>, Sadhani Karunarathna<sup>1,2</sup>, Atsushi Senoo<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Science, Graduate School of Human Health Science, Tokyo Metropolitan University, <sup>2</sup>Department of Radiography & Radiotherapy, University of Peradeniya,Sri Lanka

【要旨】 We assessed changes in the gray matter before and after fast-reading using Voxel-Based Morphometry in CAT12. We identified clusters that showed an increased or decreased gray matter volume after fast-reading training.

Background; Several studies have reported that speed reading improves comprehension of texts. However, there are no reports on structural changes following the existing Japanese fast reading program. Method; Structural T1-weighted images were acquired on 3 T MRI (Philips, Achieva) before and after reading training. Six participants as a control group (Untrained) and 16 subjects as a training group participated in this study. Voxel-Based Morphometry was conducted using the Computational Anatomy Toolbox (CAT12) of SPM12. Results; There were no significant clusters after multiple comparisons. Therefore, threshold value, p<0.001 (uncorrected) and k=15 (Extent Threshold) was used for statistical analysis. Significantly increased grey matter volume in the left superior temporal gyrus and decreased and grey matter volume in the left superior occipital gyrus, right temporal pole, right occipital pole, right lingual gyrus, and left middle temporal gyrus were found after the fast-reading training. Conclusions; We found that grey matter structural changes in areas involved in language functions after fast reading. This study provided scientific evidence that fast reading may bring potential benefits in comprehension of language.

### P-102-J Performance of MRI-derived myelin indices in the evaluation of white matter of brain specimen MRIを用いた脳検体の白質評価における各ミエリン指標の性能

忻南<sup>2</sup>, イザベル フェルナンデス<sup>4</sup>, ニーナ パツケ<sup>4</sup>, キンキン  $9^5$ 濱口 裕行<sup>1,2</sup>, 漆畑 勇太<sup>3</sup>, 李

Hiroyuki Hamaguchi<sup>1,2</sup>, Yuta Urushibata<sup>3</sup>, Xinnan Li<sup>2</sup>, Isabel Fernandez<sup>4</sup>, Nina Patzke<sup>4</sup>, Khin Khin Tha<sup>5</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Technology, Hokkaido University Hospital, <sup>2</sup>Laboratory of Biomarker Imaging Science, Graduate School of Biomedical Science and Engineering, Hokkaido University, <sup>3</sup>Siemens Healthineers, Japan, <sup>4</sup>Department of Biological Sciences, Faculty of Science, Hokkaido University, <sup>5</sup>Global Center for Biomedical Science and Engineering, Faculty of Medicine, Hokkaido University

【要旨】 Correlation of new MRI-based myelin quantifiers with the known myelin indicator, myelin water fraction (MWF), was tested in a deer brain. Very strong correlation was observed for all quantifiers, with the strongest correlation for macromolecular proton fraction and fractional anisotropy (r>0.99).

【背景】我々は、以前行った研究より、ミエリン量が高い部分でMRI指標の1つであるmyelin water fraction (MWF)が高いことがわかった、近年、ミ エリン濃度を反映できるとされるMRI撮像法や指標が複数誕生している.本研究の目的は、これら指標とMWFとの相関を評価することであった.【方 法】鹿の脳検体を用いた.3T MRI装置と64ch head/neck coilを用いて、gradient and spin-echo (GRASE), DTI, MP2RAGE, Carr-Purcell-Meiboom-Gill (CPMG), magnetization transfer imaging (MTI), T2-SPACE, MPRAGE, 3D-GREを撮像し、myelin water imaging (MWF), fractional anisotropy (FA), mean diffusivity (MD), axial diffusivity (AD), radial diffusivity (RD), T1, T2, magnetization transfer ratio (MTR), T1-weighted imageとT2-weighted imageの比 (T1w/T2w), T1p, macromolecular proton fraction (MPF), を作成した.白質部分における MWFと他指標との相関についてPearson's product-moment correlation analysisを用いて検討した.【結果・考察】全ての指標において、MWFと の相関が非常に強かった (r>0.9, P<0.01).特にMPFやFAが、MWFと最も強い正の相関を示した (r>0.99, P<0.01).【結論】本研究で評価したミ エリン指標は全てMWFと強い相関を示しており、独自のミエリン指標となり得ると示唆された.

### P-103-J Visualization of displacement deformation of intracranial tissue using MR images MR画像を用いた体位変換に伴う頭蓋内組織の変位変形可視化

熊本 悦子<sup>1,2</sup>,牧 俊祐<sup>2</sup>,林 成人 3,4

Etsuko Kumamoto<sup>1,2</sup>, Shunsuke Maki<sup>2</sup>, Sigeto Havashi<sup>3,4</sup>

<sup>1</sup>Information Technology and Information Center, Kobe University, <sup>2</sup>Graduate school of System Informatics, Kobe University, <sup>3</sup>Kobe University Graduate School of Medicine, <sup>4</sup>Junshin Kobe Hospital

【要旨】 We made a video to observe the displacement and deformation of intracranial tissues with position change at rest. The results showed that the brain tissue was displaced in the direction of gravity, but the displacement deformation of the brain surface was not consistent.

Analysis of the displacement and deformation of intracranial tissues associated with body position change in a normal physiological environment may contribute to the improvement of the accuracy of pathological analysis of diseases with morphological abnormalities in the brain.In this study, we visualize the physiological brain shift in a closed cranium during a standard resting position change, and discussed displacement and deformation of the brain tissues.3DT2-weighted images of nine healthy volunteers were acquired in the supine, prone, right lateral, and left lateral positions. The imaging conditions were as follows: TR: 255 ms, TE: 231–273 ms, slice thickness: 1 mm, FOV: 256x256 mm<sup>2</sup>, Matrix: 256x256. Brain registration and extraction was performed using FLIST and BET2 of FMRIB Software Library. To facilitate the observation of the movement of brain tissues depending on the position, we made a movie showing the coronal, horizontal, and sagittal slices in the supine and prone, and in the left lateral and right lateral positions. In addition, we evaluated the changes in the angle of the optic chiasm with body position.Displacement of the brain in the direction of gravity was observed in all cases. The displacement and deformation of the brain surface were not consistent. The optic chiasm was displaced in the direction of gravity from the left lateral to the right lateral position. The angular change of the optic chiasm angle varied. In the future, we would like to clarify the displacement and deformation specific to each tissue through quantitative analysis.

### P-104-J Development of acrylamide phantoms for T1 rho mapping T1 rho mappingのためのアクリルアミドファントムの開発

鈴木 政司<sup>1,2</sup>, 小山 靖人<sup>4</sup>, 並木 隆<sup>3</sup>,米山 正己<sup>3</sup>,井上 快児<sup>1</sup>,小澤 栄人<sup>1</sup>,新津 守

Masashi Suzuki<sup>1,2</sup>, Yasuhito Koyama<sup>4</sup>, Takashi Namiki<sup>3</sup>, Masami Yoneyama<sup>3</sup>, Kaiji Inoue<sup>1</sup>, Eito Kozawa<sup>1</sup>, Mamoru Niitsu<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Saitama Medical University Hospital, <sup>2</sup>Faculty of Health Sciences Tsukuba International University, <sup>3</sup>Philips Japan, <sup>4</sup>Faculty of Engineering, Toyama Prefectural University

【要旨】 We developed acrylamide phantoms for T1 rho mapping. The phantoms were prepared via APS-initiated radical polymerization of acrylamide in the presence of N,N'-methylenebisacrylamide in water. They can provide a variety of T1 rho values and were built at an affordable price.

Introduction: There are few reports on phantoms for examining sequence parameters of T1 rho mapping. The aim of the current study

**Introduction:** There are few reports on phantoms for examining sequence parameters of T1 rho mapping. The aim of the current study was to develop an affordable phantom with controlled T1 rho values for T1 rho mapping. **Materials and Methods:** Phantom materials: acrylamide (Nacalai Tesque Inc., Japan), N,N'-methylenebisacrylamide (Tokyo Chemical Industry Co., Ltd., Japan), and ammonium persulfate (APS, Nacalai Tesque Inc., Japan) were used as received. We developed Gel-(X) phantoms, such as Gel-(3.5) and Gel-(10), which were prepared via APS-initiated radical polymerization of acrylamide in the presence of different amounts (X mol%) of N,N'-methylenebisacrylamide in water. Images were acquired using a 3.0-T MR scanner (Ingenia Elition, Philips Healthcare). The protocol was as follows: T1 rho-prepared segmented gradient echo; TE / TR, 2.8 / 5.6 ms; slice gap, 0 mm; matrix, 280 × 280; field of view, 140 × 140 mm<sup>2</sup>; Flip angle, 35 degrees; Voxel size, 0.5 × 0.5 × 3 mm<sup>3</sup>; spin-lock pulses, 0, 15, 30, 45, 60 ms; Amplitude of the spin-lock pulses, 500 Hz; Compressed SENSE reduction factor, 2 - 4 - 6; acquisition time, 5:48 - 2:53 - 1:43. T1 rho maps were measured using ImageI (NIH, USA). rho maps were measured using ImageJ (NIH, USA).

Results: The range of the T1 rho values for the Gel-(3.5) phantom was  $31.6 \pm 2.1 - 32.6 \pm 3.0$  (T1 rho values  $\pm$  standard deviation (ms)) and that for the Gel-(10) phantom was  $61.9 \pm 2.1 - 63.5 \pm 2.9$ .

Conclusion: The developed phantoms yielded different T1 rho values depending on the compressive modulus. The cost of phantom preparation was less than 1000 yen.
#### P-105-J Implementation of three-dimensional fast spin echo sequences on the MRI simulator 三次元高速スピンエコー法のMRI simulatorへの実装

巨瀬 勝美,巨瀬 亮-

Katsumi Kose, Ryoichi Kose

MRI simulations Inc.

【要旨】 Since the 3D FSE uses more than 100 refocus pulses which generate many higher-order echoes, its Bloch simulation is challenging. The simulation was performed using a numerical phantom with 256 cube

voxels and 320 subvoxels. The result demonstrated that 3DFSE was correctly simulated.

#### Introduction

Since the 3D Fast Spin Echo uses more than 100 refocus pulses which generate many higher-order echoes, its Bloch simulation is challenging. Materials and methods

The essence of 3DFSE is the temporal variation of the flip angle of the refocus pulses, which we represented by two exponential functions, whose time constants were optimized for the white matter signal. The simulation was performed using a numerical phantom with 256<sup>3</sup> voxels. The calculation was performed using RTX-2080Ti.

#### Results and discussion

Fig.1 shows the echo intensities when the subvoxels was 64 and 320 for the constant FA refocus pulses (TE = 4ms). Fig.2 shows the temporal variation of the refocus pulse used in the simulation. Fig.3 shows temporal variation of echo intensities for typical tissues. Fig. 4 shows axial and sagittal sections of the image dataset reconstructed from 151 echoes. The calculation time was 15 hours. The result showed that 3DFSE was correctly simulated.

#### P-106-J Loop/CRC RF Array Coil for Open MRI 垂直磁場向けLoop/CRCアレイコイル

大竹 陽介<sup>1,2</sup>,谷口 健<sup>2</sup>,羽原 秀太<sup>2</sup>,土畑 正良<sup>2</sup>,加藤 和之<sup>2</sup>

Yosuke Otake<sup>1,2</sup>, Takeshi Taniguchi<sup>2</sup>, Hideta Habara<sup>2</sup>, Masayoshi Dohata<sup>2</sup>, Kazuyuki Kato<sup>2</sup> <sup>1</sup>Innovative Technology Laboratory, FUJIFILM Healthcare Corporation, <sup>2</sup>Radiation Diagnostic Systems Division, FUJIFILM Healthcare Corporation

【要旨】 To improving the SNR in the Open MRI, a flexible body(spine/torso) coil has been developed. The coil consists of loop/CRC (Counter Rotating Current) hybrid multi-channel array (LCA). The SNR of the coil using LCA was 46% better than that of a conventional coil in phantom experiment at 1.2T Open MRI.

Introduction: A multi-channel loop-array coil has high SNR. However, in Open MRI, the loop coil was considered to have poor sensitivity because there is a region where sensitivity cannot be obtained depending on the orientation of the coil. Therefore, multi channelization has not progressed. In this study, we have developed a multi-channel array coil using LCA.

<u>Methods:</u> Figure 1 shows element diagrams of a developed spine/ torso coil using LCA coils. We found using simulator that the wide range mean sensitivity is equivalent to that of a tunnel type, and developed this sensitivity interpolation type antenna. Imaging performance were evaluated with 1.2 T Open MRI. The comparison target was conventional coil based on Solenoid coil. <u>Results:</u> Figure 2 shows SNR maps and its line profiles. The SNR improvement rate was shown to be 1.42 and 1.02 times in the whole area and the side area, respectively. These results indicate that the developed coil improves imaging performance of the Open MRI.



Fig.1 Echo intensity variation (FA=20°, TE=4ms)



Fig.2 Flip angle of the refocus pulses



# P-107-J Development of a <sup>1</sup>H/<sup>13</sup>C RF coil for mouse chest for ECG-synchronized hyperpolarized 13C MRI metabolic imaging

心電図同期した超偏極13C MRI代謝イメージングのためのマウス胸部用<sup>1</sup>H/<sup>13</sup>C RFコイルの開発

#### 齋藤 心,中野 瞳,平田 拓,松元 慎吾

Kokoro Saito, Hitomi Nakano, Hiroshi Hirata, Shingo Matsumoto

Graduate School / Faculty of Information Science and Technology, Hokkaido University

【要旨】 Fabrication of 1H/13C RF coil for mouse chest with less interference with ECG electrode lines and comparison of hyperpolarized 13C MRI image quality with commercial coils for securing preclinical POC in cardiac disease model of para-hydrogen induced polarized 13C excitation system

【背景と目的】心筋代謝の解糖系シフトをリアルタイムに計測できる超偏極<sup>13</sup>Cピルビン酸の代謝イメージングは、FDG-PETの無被曝な代替検査とし て期待され、既に心筋梗塞、心肥大、糖尿病性心筋症での臨床試験が欧米で進められている。当研究室では現行の動的核偏極(d-DNP)型よりも安 価で汎用性に優れるパラ水素誘起偏極(PHIP)型の<sup>13</sup>C励起装置を開発しており、本研究では、PHIP型<sup>13</sup>C励起装置の心疾患モデルにおける前臨床 POC確保を目指し、心電図同期した超偏極<sup>13</sup>C MRI撮像に適したマウス胸部用<sup>1</sup>H/<sup>13</sup>C RFコイルの開発を行った.【方法】超偏極13C MRI撮像には均 ーかつ正確な低フリップ角での励起が必要となる。市販のマウス胸部用<sup>3</sup>U」ームコイルでは、マウス心電図計測に使用する電極線3本のうち少なく とも1本がRFコイル内部を通り、共振回路との干渉によるMRI感度低下が観測された.そこで、1.5T永久磁石の磁気回路によるマウス心臓のCine-MRI撮像に特化した、軸長13mmの<sup>13</sup>C ソレノイドコイルの外側に<sup>1</sup>H用サドルコイルを配置し、共振回路全体を奥行き45mmのシールド筐体に収め 本<sup>1</sup>H/<sup>13</sup>C RFコイルを作製した。筐体側面に心電図電極線を通す違みを設けることで、RFコイルのインダクタ内部を通らず(シールド筐体の外側を通 る)、マウス前後肢の計3カ所に電極を刺せるようにRFコイル筐体を設計した.【結果・考察】作製したマウス心臓用RFコイルでは、<sup>1</sup>H/<sup>13</sup>C 両チャネ ルにおいて心電図電極との干渉による画質の低下が著しく抑制され、心疾患モデルにおける超偏極<sup>13</sup>C MRIの前臨床試験に有用であることが示された. 本発表では、ファントムおよびマウスにおける<sup>1</sup>H Cine-MRI、熱平衡<sup>13</sup>C MRI、および当研究室で開発したPHIP型<sup>13</sup>C励起装置を用いて励起した<sup>13</sup>C ピルビン酸の超偏極<sup>13</sup>C MRIの市販ボリュームコイルとの画質の比較結果について報告する.

#### P-108-J Examination of pulmonary artery visualization by Time-SLIP FFE 3D UTE method Time-SLIP FFE 3D UTE法における肺動脈描出の検討

佐藤 秀二<sup>1</sup>,川崎 英男<sup>1</sup>,高野 直<sup>1</sup>,赤津 俊哉<sup>1,2</sup>,芳士戸治義<sup>1</sup>,熊谷 文孝<sup>1</sup>,室井 僚哉<sup>1</sup>

Shuji Sato<sup>1</sup>, Hideo Kawasaki<sup>1</sup>, Nao Takano<sup>1</sup>, Toshiya Akatsu<sup>1,2</sup>, Haruyoshi Housito<sup>1</sup>, Fumitaka Kumagai<sup>1</sup>, Tomoya Muroi<sup>1</sup> <sup>1</sup>Department of Radiological Technology, Juntendo University Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiology, Juntendo University Graduate School of Medicine

【要旨】 We use the UTE sequence in which time-SLIP Pulse is applied to the visualization of the pulmonary artery in non-contrast MRA. We devised and examined the method of applying a non-selective IR pulse to the conventional method for the purpose of improving the visualization of the pulmonary artery.

Purpose: We devised and examined a method of applying a non-selective IR pulse to the conventional method for the purpose of improving the visualization of the pulmonary artery. Materials and Methods: The pulmonary artery imaging sequence for non-contrast MRA is FFE 3D UTE. Experiment 1: Verification of conventional method. Sequence parameter TR4.2msec TE0.096msec FA5deg FOV45cm Matrix384\*384 Slice thickness 1.5mm Number of segments 128. The time-SLIP Tag was set from the right ventricle to the pulmonary artery trunk, and the BBTI was changed every 50 msec from 400 to 1100 msec, and the change in the pulmonary artery signal was measured. Experiment 2: The FFE 3D UTE sequence with the same parameters and time-SLIP Tag was fixed at 1000 msec for BBTI, and then the TI for non-selective IR pulses was applied with changes every 50 msec from 100 to 700 msec. Pulmonary artery signals were measured. Result: Experiment 1The pulmonary artery signal value became null when the BBTI was around 500 msec, and the pulmonary artery signal value increased as the BBTI extended. Experiment 2: In the method in which the non-selective IR pulse was applied, the TI became null at around 300 msec. In the subtraction image, the pulmonary artery was more clearly visualized by the method examined this time than the image obtained by the conventional method at BBTI 1000 msec.Conclusion: It was possible to prolong BBTI compared to the conventional method, suggesting that this method improves the pulmonary artery visualization ability.

# P-109-J Feasibility of motion tracking analysis using cine MRI for differentiating thymic epithelial tumors

#### 胸腺上皮性腫瘍の組織学的診断におけるシネ MRIを用いた motion tracking解析の有用性の検討

#### 内匠 浩二,長野 広明,鮎川 卓朗,惠島 史貴,福倉 良彦,吉浦 敬

Koji Takumi, Hiroaki Nagano, Takuro Ayukawa, Fumitaka Ejima, Yoshihiko Fukukura, Takashi Yoshiura

Department of Radiology, Kagoshima University Graduate School of Medical and Dental Sciences

【要旨】 This study focused on the feasibility of motion tracking analysis using cine MRI for differentiating thymic epithelial tumors (TETs). The evaluation of morphological deformation using motion tracking analysis can help diagnose histopathological subtypes of TETs preoperatively.

Purpose: The purpose of this study was to assess the diagnostic feasibility of motion tracking analyses using pretreatment cine MR images for the evaluation of thymic epithelial tumors (TETs). Methods: Our study population consisted of 42 consecutive patients with pathologically proven TETs including 9 low-grade, 23 high-grade thymomas, and 10 thymic carcinomas. Cine MR images were acquired using balanced steady state free precession sequence with short periods of breath-holding in axial planes on the slice with the largest lesion cross sectional area. The tumor margin was manually delineated on diastolic phase and automatically tracked for all the other cardiac phases. The change rates of long-to-short diameter ratio (CR-LSratio) and tumor area (CR-Area) associated with pulsation were compared among the groups using Kruskal-Wallis H test and the Mann-Whitney U test. ROC curve analysis was performed to assess the ability of each parameter to differentiate thymic carcinomas from thymomas. Results: The CR-LSratio and CR-Area were significantly different among the three groups (p=0.027 and 0.011, respectively). The CR-LSratio and CR-Area of thymic carcinomas were significantly smaller than those of thymomas (p=0.014 and 0.024, respectively). Area under the ROC curves for CR-LSratio and CR-Area to diagnose hymic carcinomas were 0.756 and 0.738, respectively. Conclusion: The evaluation of morphological deformation using cine MR motion tracking analysis can help diagnose histopathological subtypes of TETs and identify thymic carcinomas preoperatively.

#### P-110-J Non contrast enhanced selective time-resolved vessel imaging by using cylinder-shaped presaturation pulse in Lung

シリンダ型プリサチュレーションパルスを用いた肺野の非造影時間分解血流イメージング

#### 森分 周子,小高 晃弘,西原 崇,瀧澤 将宏

Chikako Moriwake, Akihiro Odaka, Takashi Nishihara, Masahiro Takizawa

FUJIFILM Healthcare Corporation

【要旨】 Cylinder-shaped pre-saturation pulse is developed for non-contrast enhanced selective time-resolved vessel imaging in lung. To observe flow dynamics in the target vessel, the number of cylinders is changed. The blood flow was extracted by subtracting images acquired with and without cylinders.

#### Introduction

Pulmonary artery coil embolization (PACE) is often used to treat pulmonary arteriovenous malformations (PAVM). Before PACE, CT or contract enhanced (CE) time-resolved MRA is used to specify the target vessel. To label the blood flow, a few non-CE MRA method using IR or saturation pulse are developed. However, it is difficult to visualize the target vessel using conventional labelling pulses since the blood vessels have complex structure. We developed a cylinder-shaped pre-saturation pulse (cylinder pulse) for non-CE selective MRA[1]. In this study, the pulse is tuned for lung imaging to observe flow dynamics in the target vessel. Methods

The cylinder pulse is designed to work on 3D FSE sequence. The blood flow is extracted by subtracted images acquired with and without cylinder pulses. To observe flow dynamics in target vessel, the number of cylinders can be up to 16. Experiment was conducted on a 3T whole body MRI system. First, a phantom with small constant flow was scanned to observe relationship between the flow distance and the number of cylinders. Second, a healthy volunteer was scanned. The study was approved by the internal review board. Results and discussions

Blood flow signals in the target vessel were visualized using cylinder pre-sat pulses. The flow distances were changed according to the number of cylinders. This method could be used to acquire the information of the flow dynamics in the target vessel in lung. References

[1] T. Nishihara, et. al. Selective MRA for Portal Venography Using Beam Saturation Pulse, 22nd ISMRM (2014), p. 1501.

# P-111-J The feasibility of reduced field-of-view DWI in evaluating bladder invasion of uterine cervical cancer

#### 子宮頸癌の膀胱浸潤評価における Reduced FOV DWIの有用性の検討

竹内麻由美<sup>1</sup>, 松崎 健司<sup>2</sup>, 原田 雅史<sup>1</sup>

Mayumi Takeuchi<sup>1</sup>, Kenji Matsuzaki<sup>2</sup>, Masafumi Harada<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Tokushima University, <sup>2</sup>Department of Radiological Technology, Tokushima Bunri University

【要旨】 The bladder mucosal invasion in 15 cases with uterine cervical cancer was evaluated on reduced FOV DWI (FOCUS), and compared with cystoscopic findings. The diagnosis of the bladder mucosal invasion had a sensitivity of 100%, specificity of 50%, accuracy of 93%, PPV of 93%, and NPV of 100%.

[Purpose] Uterine cervical cancer with bladder mucosal invasion is classified as FIGO stage IVA, and the prognosis is poor. MRI has a high diagnostic accuracy for ruling out the mucosal invasion with NPV of 99–100%, however, the high rate of false positive cases (PPV of 7–38%) may be problematic. The purpose of this study is to evaluate the diagnostic performance of reduced FOV DWI in evaluating the bladder mucosal invasion compared with cystoscopic findings.

[Methods] 15 women with cervical cancer who were undergone both cystoscopy and MRI including reduced FOV DWI (FOCUS, FOV:20-24\*10-12cm, Matrix:160\*80) with a 3T MRI unit (Discovery MR750, GE) were included in this study. The border between the tumor and the bladder wall on T2WI and FOCUS, and the presence of bladder mucosal invasion on FOCUS were visually evaluated.

**[Results and Discussion]** Cystoscopy revealed mucosal invasion in 13 of 15 cases. The border between the tumor and the bladder wall was unclear due to insufficient contrast on T2WI in all 15 cases, which made it difficult to assess the extent of invasion. Whereas the border was clear on FOCUS in all 15 cases. All 13 cases with mucosal invasion on cystoscopy were positive for mucosal invasion on FOCUS. In the other 2 cases without mucosal invasion on cystoscopy, there were 1 positive and 1 negative cases on FOCUS. The diagnosis of mucosal invasion based on FOCUS had a sensitivity of 100%, specificity of 50%, accuracy of 93%, PPV of 93%, and NPV of 100%. It was considered that reduced FOV DWI may improve the MR staging accuracy of cervical cancer.

#### P-009-E Role of MRI in the evaluation of levator hiatus

Rastogi Rajul, Tanya Jain, Vijai Pratap

Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India

【要旨】MRI of the pelvic floor is a well-established modality for pelvic floor evaluation yielding detailed anatomic information and dynamic sequences yielding functional data. There is no definite range of hiatal dimensions predictive of pelvic floor weakness in Indian literature.

Levator hiatal dysfunction is one of the major cause of Pelvic Floor Dysfunction like prolapse, Stress Urinary Incontinence and Fecal incontinence. The purpose of this study was to investigate magnetic resonance imaging (MRI) in the evaluation of levator hiatus and to define cut-offs for hiatal dimensions predictive of muscle dysfunction.

Material & Methods: Fifty subjects, 25 each cases of pelvic floor dysfunction and controls were included in the The subject was examined by Magnetic Resonance Imaging using 1.5T MR scanner. The levator hiatal antero-posterior diameter (Lhap), levator hiatal area(LHa), the difference in the LHap diameter and LHarea from rest to contraction and the percentage difference due to contraction were calculated at rest and at maximum contraction. <Results>The levator hiatus anteroposterior diameter on MRI is 4.5cm., reduction in Lhap of <8.0 percent on MRI predicted Underactive pelvic floor muscle Contraction (UpfmC) with sensitivity of 85 percent and a specificity of nearly 90 percent. A reduction in LH area of <4.0 percent on MRI predicted UpfmC with sensitivities of nearly 90 percent and specificity of nearly 95.8 percent.

# P-010-E Comparative Study of Magnetic Resonance Imaging (MRI) & Colonoscopy in Evaluation of Colorectal Diseases

#### Rastogi Rajul, Vaibhav Khare, Vijai Pratap

Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India

【要旨】MRI with its noninvasive & radiation free nature along with its high sensitivity & negative predictive value for malignant lesions should be considered over colonoscopy as well as computed tomography in evaluation of colorectal diseases

Background: Colorectal disease especially carcinoma are important causes of morbidity and mortality in modern era. With rising incidence of colorectal diseases and due to limitations of conventional flexible fiberoptic colonoscopy (gold standard tool), imaging plays a significant role in evaluation of these patients. Recent developments in magnetic resonance imaging (MRI) coupled with its advantages of noninvasive & radiation free nature, it has recently become a screening tool in colorectal diseases.

Material & Methods: Forty-four patients with signs and symptoms of colorectal disease were evaluated by 1.5T MRI followed by conventional, flexible, fiberoptic colonoscopy on the same day. Bowel preparation was done using polyethylene glycol. Data from MRI and colonoscopy was recorded iand compared with the final diagnosis.

Observations & Results: Majority of patients in the study were in 21-40yrs age group with male predominance. Altered bowel habit followed by bleeding per rectum were the commonest presentations. Both MRI and colonoscopy overdiagnosed the lesions as malignant with higher errors by MRI. MRI was very effective in the detection of growth, strictures, diverticulosis, mucosal thickening/edema and extracolonic manifestation but failed in detecting small polyps and ulcers. MRI had high sensitivity & negative predictive value of 100% with an accuracy of more than 70%.

#### Р-011-Е **Imaging and Laparoscopy in Female Subfertility**

Jain Neha, Rastogi Rajul, Vijai Pratap

Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India

[要旨] MRI is highly accurate in detecting polycystic ovaries, leiomyoma, endometriosis / adenomyosis, endometrial thickening and uterine and ovarian anomalies. MR imaging can complement hysterolaparoscopy especially when tubal diseases or endometriosis are suspected causes of subfertility.

Objectives: In modern era of conservative therapies and minimal invasive surgeries, imaging plays an important role in diagnosis, treatment and determination of the prognosis of diseases. Role of imaging in female subfertility has been documented in Medical literature. In this study, we aim to determine the role of magnetic resonance imaging in determining variety ofcauses of female infertility using hysterolaparoscopy as a gold standard.

Aim of StudyTo assess the relative role of Magnetic Resonance Imaging (MRI) in detecting various causes of female subfertility. Methods: Fifty-five females in reproductive age-group presenting with primary and secondary subfertility were included in the study. All the patients underwent noncontrast MRI pelvis.

Results: MRI was nearly 100 percent accurate in detecting the cause of subfertility showing nearly 100 percent sensitivity and specificity.

#### P-112-J Breath-hold 3D gradient- and spin-echo (GRASE) MRCP compared to compressed-sensing highly accelerated respiratory-triggered technique 呼吸停止下 3D GRASE MRCPと圧縮センシング高度併用呼吸同期下 3D MRCPとの比較検討

河合 信行<sup>1</sup>,野田 佳史<sup>1</sup>,加賀 徹郎<sup>1</sup>,梶田 公博<sup>2</sup>,松尾 政之

Nobuyuki Kawai<sup>1</sup>, Yoshifumi Noda<sup>1</sup>, Tetsuro Kaga<sup>1</sup>, Kimihiro Kajita<sup>2</sup>, Masayuki Matsuo<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Gifu University, <sup>2</sup>Department of Radiology Services, Gifu University Hospital

【要旨】 Long scan time of respiratory-triggered 3D TSE MRCP has been a clinical issue. We assessed two types of ultrafast MRCP within 30 seconds of scan time. Breath-hold 3D GRASE MRCP provided better image quality compared to respiratory-triggered 3D TSE MRCP highly accelerated with the Compressed-SENSE.

[Purpose] To evaluate breath-hold 3D GRASE MRCP compared to respiratory-triggered 3D TSE MRCP highly accelerated with the Compressed-SENSE.

[Materials and Methods] Fifty-eight consecutive patients (mean age, 67.2 years) underwent breath-hold 3D GRASE MRCP with SENSE (BH-MRCP; SENSE factor, 2) and respiratory-triggered 3D TSE MRCP highly accelerated with the Compressed-SENSE (RT-MRCP; C-SENSE factor, 11.6) on a 3-T clinical scanner. Signal intensity (SI) of pancreaticobiliary segments and periductal tissues were measured. Relative duct-to-periductal contrast ratios (RCs) of each pancreaticobiliary segments were calculated as (SI<sub>duct</sub> - SI<sub>periduct</sub>)/ (SI<sub>duct</sub> + SI<sub>periduct</sub>), respectively. Two radiologists graded visualization of pancreaticobiliary segments and pancreatic cystic lesion, degree of artifacts, and overall image quality.

[Results] Mean acquisition time in BH-MRCP and RT-MRCP was 23 s and 29 s, respectively. RCs of main pancreatic duct (MPD) in BH-MRCP were slightly lower than those in RT-MRCP (P = 0.001-0.002). Visualization of biliary segments in BH-MRCP were better than those in RT-MRCP (P = 0.001-0.015). Visualization of MPD and pancreatic cystic lesion, and artifacts were comparable between the two sequences (P = 0.343-0.788). Overall image quality in BH-MRCP was better than that in RT-MRCP (P = 0.038). In BH-MRCP, the number of scans with the poor or non-diagnostic image quality in overall image quality was decreased compared with that in RT-MRCP [3.4% (2/58) vs. 8.6% (5/58), P = 0.242].

[Conclusion] BH-MRCP provided better image quality compared to RT-MRCP.

#### P-113-J Image non-uniformity correction in 3T EOB-MRI: Comparison of quantitative indices of liver parenchymal enhancement among different software versions 3T EOB-MRIにおける画像不均一性補正:ソフトウエアバージョン間での肝実質増強効果指標の比較

藍<sup>1</sup>,秦 博文1,井上 優介2,高藤 優輝1 中嶋

Ai Nakajima<sup>1</sup>, Hirofumi Hata<sup>1</sup>, Yusuke Inoue<sup>2</sup>, Yuki Takato<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Kitasato University Hospital, <sup>2</sup>Department of Diagnostic Radiology, Kitasato University School of Medicine

【要旨】 We compared three versions of image non-uniformity correction software in 3T EOB-MRI and demonstrated significant differences in the liver-to-muscle ratio. Such differences should be considered when evaluating quantitative indices of liver parenchymal enhancement at 3T.

目的:体幹部MRI検査では、画像不均一補正が用いられる。本研究では過去に同一の3T装置で撮像され、異なるパージョンのソフトウェアで画像不均 一補正が行われたEOB-MRI画像において、肝実質増強効果指標を比較した。方法:2015年4月から2019年6月に同一の3T装置(ソフトウェアで画像不均 ージョン:DV25,DV25,I,DV26)でEOB-MRIが撮像された120患者(各パージョン40例)を対象とした。使用した装置はGEHC社製Discovery 750wである。肝細胞相の呼吸停止下LAVA画像を解析した.主な撮像条件はTR/TE=4.9/1.8 ms,FA=12°で、画像不均一補正にはPUREが使用さ れた。不均一性補正前および補正後の肝門レベルの画像上で、肝実質、脊柱起立筋、脾に関心領域を設定し、肝実質増強効果指標として肝脾信号強度比 (LSR)および肝筋信号強度比(LMR)を算出し、3つのソフトウェアバージョン間で比較した。結果:補正前画像では、平均LSRはDV25,DV25.1, DV26でそれぞれ1.51,1.46,1.50,平均LMRはそれぞれ1.12,1.13,1.12であり、LSRにもLMRにも3群間で有意差はなかった。補正後画像の 平均LSRはDV25,DV25.1のLMRは他の2パージョンに比べて有意に低かった。補正後画像を補正前画像で除した画像では、DV25.1で体表側の 値が高い傾向が見られた。結論:EOB-MRI画像に対して同じ名称のソフトウェアを用いて不均一性補正を行っても、パージョンが異なると肝実質増強 効果指標の値が異なる可能性があり、肝実質増強効果の定量評価において注意が必要である。 効果指標の値が異なる可能性があり、肝実質増強効果の定量評価において注意が必要である.

#### P-114-J Verification of the usefulness of deep learning-based noise-reduction (dDLR) for breath-hold 3D MRCP at 1.5T

#### 深層学習によるノイズ除去技術を用いた1.5T MRIにおける息止め3D MRCPの画質改善の検討

拓<sup>1,2</sup>,赤井 宏行<sup>3</sup>, 菅原 暖斗<sup>3</sup>, 八坂耕一郎<sup>4</sup>, 國松 修<sup>4</sup>. 田島 <sup>1</sup>, 吉岡 直紀<sup>2</sup>, 赤羽 正章<sup>2</sup>, 大友 邦<sup>5</sup>,阿部 茂<sup>2</sup> 桐生

Taku Tajima<sup>1,2</sup>, Hiroyuki Akai<sup>3</sup>, Haruto Sugawara<sup>3</sup>, Koichiro Yasaka<sup>4</sup>, Akira Kunimatsu<sup>1</sup>, Naoki Yoshioka<sup>2</sup>, Masaaki Akahane<sup>2</sup>, Kuni Ohtomo<sup>5</sup>, Osamu Abe<sup>4</sup>, Shigeru Kiryu<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, International University of Health and Welfare Mita Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiology, International University of Health and Welfare Narita Hospital, <sup>3</sup>Department of Radiology, The Institute of Medical Science, The University of Tokyo, <sup>4</sup>Department of Radiology, Graduate School of Medicine, The University of Tokyo, <sup>5</sup>International University of Health and Welfare

【要旨】 We assessed the image quality of conventional respiratory-triggered 3D MRCP (Resp-MRCP) and breath-hold MRCP with and without dDLR (BH-dDLR-MRCP and BH-MRCP) at 1.5T. The image quality of BH-dDLR-MRCP was superior to BH-MRCP, and appeared equivalent, or even superior, to Resp-MRCP.

Purpose: To assess the image quality of conventional respiratory-triggered 3D MRCP (Resp-MRCP) and breath-hold MRCP using the newly developed Fast 3D mode with and without dDLR (BH-dDLR-MRCP and BH-MRCP) at 1.5T. Materials and Methods: 42 patients with suspected pancreaticobiliary diseases were enrolled prospectively, and underwent Resp-MRCP and BH-MRCP at 1.5T. The BH-MRCP images were further processed with dDLR, which yielded BH-dDLR-MRCP. As a qualitative analysis, two radiologists rated the visibility of predefined segments of the pancreaticobiliary ducts, artifacts, and overall image quality on a 5-point scale. The signal-to-noise ratios (SNRs), contrast ratios, and contrast-to-noise ratios (SNRs), contrast ratios, and contrast-to-noise ratios (SNRs), contrast ratios, and contrast-to-noise ratios (SNRs) and ENRS, and ENRS, and Friedman's test followed by post-hoc analysis was performed to analyse contrast ratios and qualitative scores. Results: BH-MRCP was successfully performed in a single breath-hold. The qualitative and quantitative measurements for BH-dDLR-MRCP (p<0.02 and p<0.001, respectively), and tended to be higher than for Resp-MRCP. The SNRs and CNRs for BH-dDLR-MRCP were significantly higher than for Resp-MRCP (p<0.001 and p=0.001, respectively). Conclusions: dDLR is useful and clinically feasible for BH-MRCP at 1.5T MRI, and enables rapid imaging without loss of image quality compared to conventional Resp-MRCP.

#### P-115-J The effect of share rate in the high-frequency region on the images of EOB-MRI in 4D contrast enhanced -MR- Angiography

#### 造影4D-MRAにおいて高周波領域のshare率がEOB-MRIの画像に与える影響

高坂 未来<sup>1</sup>, 堀田 竜也<sup>2</sup>, 宇津野俊充<sup>1</sup>, 長澤 宏文<sup>1</sup>, 石原 敏裕<sup>1</sup>, 井原 完有<sup>1</sup>, 麻生 智彦<sup>1</sup>

Miku Kousaka<sup>1</sup>, Tatsuya Horita<sup>2</sup>, Toshimitsu Utsuno<sup>1</sup>, Hirobumi Nagasawa<sup>1</sup>, Toshihiro Ishihara<sup>1</sup>, Kanyu Ihara<sup>1</sup>, Tomohiko Aso<sup>1</sup>

<sup>1</sup>National Cancer Center Hospital, Department of Radiological Technology, Radiological Diagnosis, <sup>2</sup>National Hospital Organization Fukuokahigashi Medical Center

【要旨】 TWIST divides the k-space into central and peripheral regions and samples alternately. Image were reconstructed with different share rates. In 4D contrast enhanced-MRA, as the share rate in the high frequency region increases the time resolution improves, however the signal values are averaged.

4D-MRAと3D高速T1強調GRE法を組み合わせたTWIST-VIBEにより動脈相の多時相撮像が可能となった.TWISTではView-sharingにより高 周波領域のデータを前後の時相と共有することで時間分解能の向上が可能となるが、画像にどう影響が及ぶのかは明らかでない. TWIST-VIBE なんのかは明らかでない. TWIST-VIBE なんのかは明らかでない. TWIST-VIBE なんのかは明らかでない. TWIST-VIBE なんのかは明らかでない. TWIST-VIBE なんのかは明らかでない. TWIST-VIBE なんのかは明らかでない. TWIST-VIBE なんのかけの いた 肝臓多相造影 MRI 撮影における高周波成分の share 率が画像に及ぼす影響について検討を行う. 3.0 Tの MRI (MAGNETOM Vida, SIEMENS) 社), 18ch Body large coilを用いた、造影用耐圧チューブで作成したファントムに、希釈したGd-EOB-DTPA(EOB)と生理食塩水(20mL)を注入し TWIST-VIBEの撮像を行った、撮像条件はTR3.88ms, TE1.27ms, FOV350mm, slice厚3.0mm, 低周波領域25%, Symmetric shareを基本と して高周波領域のshare率を10%, 20%, 33%, 50%と変化させ、注入速度は2種類で検討した。実験1として注入速度を 0.5mL/s(EOB : 20mL), 撮像時間が約3分となるようmeasurementsを設定し、撮像開始後60秒より注入を開始した。実験2として、注入速度を1.0mL/s(EOB : 5mL), measurements:12とし、撮像開始後10秒より注入を開始した。得られた画像よりチューブ内の信号強度を測定した。実験1ではshare率が大きいほ ど信号値の立たりまでは含めたちゃったが、場合にの美力目としてないなどが、14%になったが、14%になったが、14%になったが、14%になったが、14%になったが、14%になったが、14%になったが、14%になった。14%になった。14%になった。14%になったが、14%になったが、14%になったが、14%になったが、14%になったが、14%になった。14%になったが、14%になった。14%になった。14%になった。14%になったが、14%になった。14%になったが、14%になったが、14%になったが、14%になったが、14%になったが、14%になったが、14%になったが、14%になった。14%になったが、14%になっかが、14%になっかかが、14%になっかが と信号値の立上り立下りは緩やかになったが、最大信号値の差は見られなかった。実験2ではshare率が大きいほど最大信号値の低下がみられ、最大で 29.4%低下した.実験2では造影剤の通過時間が短くなり、造影剤通過前後のデータが混在するため信号値が平均化したと考えられる.また、実験2の Share 率10%ではwashoutした時相において、他のshare 率と比較して信号値が高くなった。Symmetric shareは前後からデータを共有するため、造 影剤注入中のデータが大きく影響したと考えられる。時間分解能は高周波領域のshare 率が大きいほど向上する。しかし、様々な時相のデータを使用す るため、画像の信号値は平均化される.

#### P-116-J Initial investigation of deep learning-based liver position detection method toward to the slice positioning support function for liver MRI 肝臓位置決め支援を目的とした深層学習を用いた肝臓位置検出の初期的検討

寳珠山 裕<sup>1</sup>, 篠田 健輔<sup>1</sup>

Yutaka Hoshiyama<sup>1</sup>, Ye Liu<sup>2</sup>, Zhe Huang<sup>2</sup>, Kensuke Shinoda<sup>1</sup>

<sup>1</sup>MRI Systems Division, Canon Medical Systems Corporation, <sup>2</sup>Research & Development Center, Canon Medical Systems (China) Co., Ltd

【要旨】 We propose a deep learning-based method to detect several positions of a liver to assist liver slice positioning automatically. The proposed method is equivalent to manual target position setting.

<Introduction>

In the MRI examination, the automatic slice positioning function is useful to scan target planes independent of operator skill and to reduce the burden on the operator. In this study, we developed the function using deep learning-based method to detect several target positions of the liver. In this method, the center position of the liver and the top position of the liver for RMC are detected. <Methods>

This study was approved by our institutional review board and the informed consent was obtained from all volunteers. For test data sets, 12 healthy volunteers of image data sets were acquired on 3T MRI scanner (Canon Medical Systems Corporation). Two radiologic technologists manually input the target positions as a ground truth, and position errors between the ground truth and the positions detected by our proposed method were measured. Then, we compared the minimum position errors to inter-observer errors. A paired T test on the mean of the position errors and a F test on the variance were performed. <Results>

The position error of our proposed method was Liver (Center-RL/-AP/-HF, Top-RL/-AP/-HF)= $(2.58 \pm 1.55/2.52 \pm 3.48/1.26 \pm 0.89, 1.82 \pm 2.80/3.09 \pm 2.07/1.56 \pm 0.97)$  [mm] while the inter-observer error was  $(6.09 \pm 5.24/4.91 \pm 3.95/5.03 \pm 2.49, 3.73 \pm 4.73/3.18 \pm 2.49/2.40)$  $\pm$  1.47) [mm], respectively. The proposed method improved accuracy and precision toward manual setting. <Conclusion>

Our proposed method was comparable to manual target position setting.

#### P-117-J Comparison of Breath-holding 3D-MRCP using FRFSE sequence and Cube sequence FRFSE法とCube法による息止め3D-MRCPの比較検討

山崎 敬之

Hiroyuki Yamasaki

Shizuoka Saiseikai General Hospital Department of Radiology

【要旨】 The purpose of study was to compare two breath-hold(BH) MRCP methods(FRFSE and Cube sequences) and the conventional MRCP. The BH-Cube sequence was better image than the conventional MRCP in the cystic duct and gallbladder. The BH-FRFSE has almost the same image quality as the conventional MRCP.

[目的]3D-MRCPにおけるbreath-hold(BH) FRFSE法とBH Cube法の画質を, respiratory gating FRFSE法(RT-FRFSE)と比較した.[対象]2020 年1月~2月にMRCPが施行された患者30名.[方法] 画像評価方法として,定量評価は総胆管,肝臓に関心領域(ROI)を設定し,SNR・CNRを比較 した.視覚評価は,各撮像法のMIP画像を肝門部胆管(右・左),総胆管,胆嚢管,胆嚢、膵管に5ポイントスケール評価を行った.[結果]定量評価: SNRはBH-FRFSE法,BH-Cube法、RT-FRFSE法の3群間に有意差を認めなかった.CNRはBH-Cube法とRT-FRFSE法の間に有意差を認めた. 視覚評価:胆嚢管,胆嚢においてBH-Cube法は3群間の中で,最も高値となった.肝門部胆管,総胆管では、3群間に有意差を認めなかった. 膵管の スコア値はRT-FRFSE法,BH-FRFSE法,BH-Cube法の順番となり、3群間に有意差を認めた.[結論]BH-Cube法は胆嚢管,胆嚢の描出に優れる. BH-FRFSE法はRT-FRFSE法と比べ多少劣るが,ほぼ同等の描出能がある.BH MRCPを撮影する場合,目的疾患に応じて、シーケンスを選択する必 要がある.

# P-118-J Examination of hepatocellular phase imaging of patients with poor navigator-triggered using the LAVA Star method

#### LAVA Starを用いた横隔膜同期不良患者に対する肝細胞相撮像法の検討

徳永 雄大<sup>1</sup>, 杉村 正義<sup>1</sup>, 高柳 有希<sup>1</sup>, 小出 若葉<sup>1</sup>, 増井 孝之<sup>2</sup>

Yudai Tokunaga<sup>1</sup>, Masayoshi Sugimura<sup>1</sup>, Yuki Takayanagi<sup>1</sup>, Wakaba Koide<sup>1</sup>, Takayuki Masui<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Seirei Hamamatsu General Hospital Radiation part, <sup>2</sup>Seirei Hamamatsu General Hospital Radiology Department

【要旨】 We examined a hepatocellular phase imaging method for patients with poor navigator-triggered using LAVA Star. Evaluation of the images obtained under various respiratory patterns was performed. The LAVA Star method may be able to provide stable images even in patients with poor navigator-triggered.

「背景」当院では上腹部の島止め撮像が困難な患者に対し、横隔膜同期による撮像を行っているが、しばし同期不良により診断が困難な画像が得られる ことが見受けられる.LAVA Star法はkx-ky面の放射状スポークをkz方向でスタックしてサンプリングし、さらに呼吸の動きを感知・補間した画像を 作成することが出来るシーケンスである.そのため呼吸が不安定な患者に対しても、良好な画像の取得が期待できる.「目的」横隔膜同期不良患者に対 し、LAVA Star法を用いた肝細胞相撮像法の有用性について検討した.「方法」GEHC社製SIGNA Pioneer, AIR Anterior Array Coil. 健常ボラン ティアを対象に実施.1.当院で用いている横隔膜同期法の撮像条件 (ARC Factor 2\*1, Scan Time 01min34sec, Matrixx320\*192)を基にスポー ク数 (320, 384, 512)やARC Factor (1, 1.5…3)を変化させLAVA Star法の画質評価、最適化を行った.2.横隔膜同期法とLAVA Star法を用 いて安静時呼吸、深呼吸+安静時呼吸、安静時呼吸+深呼吸、安静時呼吸+浅呼吸の異なる4つの呼吸パターンにて撮像を行った.得られた画像より、 肝の辺縁鋭、肝静脈の鮮明度、ストリークアーチファクト、呼吸アーチファクトについて5段階の視覚評価を行った.「結果」1.LAVA Star法の撮像条 件はARC Factor 1\*2.5, Scan Time 02min21sec, スポーク数320となった.2.安静時呼吸+、突静時呼吸下、安静時呼吸アーチファクトが顕著にみられ診断 が困難、LAVA Star法は起めかった、深呼吸+安静時呼吸下、安静時呼吸+深呼吸下では横隔膜同期法で呼吸アーチファクトが顕著にみられ診断 が困難、LAVA Star法を用いることで横隔膜同期不良患者に対しても安定した肝細胞相の画像が得られる可能性が示唆された.

# P-119-J Evaluation of accuracy of focal point tracking using restricted MR signals in Focused Ultrasound Surgery

#### 集束超音波治療における信号収集領域を限局したMR信号を用いた照射位置追従精度の検討

國領 大介<sup>1</sup>,仲川 侑介<sup>1</sup>,貝原 俊也<sup>1</sup>,藤井 信忠<sup>1</sup>,熊本 悦子<sup>2</sup>

Daisuke Kokuryo<sup>1</sup>, Yusuke Nakagawa<sup>1</sup>, Toshiya Kaihara<sup>1</sup>, Nobutada Fujii<sup>1</sup>, Etsuko Kumamoto<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Graduate School of System Informatics, Kobe University, <sup>2</sup>Information Science and Technology Center, Kobe University

[要旨] This study aimed to evaluate the accuracy of focal point tracking in focused ultrasound surgery using restricted MR signals for shortening the image acquisition time. As a result of volunteer experiment, the focal point can be tracked with available accuracy even if the restricted MR signals.

Introduction: For providing MR guided focused ultrasound surgery safely and effectively, the tracking of focal point and temperature monitoring are needed. We have proposed the focal point tracking method using vessel positions acquired from the MR images as the markers. In this abstract, the tracking accuracy of the proposed tracking method is evaluated when the restricted MR signals are used for shortening the acquisition time.Methods: Sagittal MR images for healthy volunteer liver were acquired using a 1.5 Tesla clinical scanner (Sequence: GRASS, TE/TR, 1.7/3.7 ms, FOV, 350 × 350 mm<sup>2</sup>, Matrix, 256 × 256). Based on the preliminary studies, MR signal acquisition was set to 50 % of full sampling area, mainly in the low frequency area, and MR images were reconstructed using Compressed Sensing method with a reduced number of iterations. The vessels were detected using some image processing techniques. To evaluate the accuracy of the focal point tracking, one of the vessels was selected to be the initial focal point, and the remaining vessels were used to the track the focal point.Results and Conclusion: The average distance difference between the position of the blood vessel set as the focal point and the estimated focal point using other vessels in 10 MR images was 1.88 mm and the maximum difference was 2.82 mm. These values were smaller than one heating range. The time required estimation was also within the applicable range by adjusting the number of iterations. Therefore, the focal point can be tracked with available accuracy when restricted MR signals were used.

#### Р-001-Е Predicting pericholecystic adhesions in Gallbladder Calculus Disease by Magnetic Resonance Imaging

#### Rastogi Rajul, Neha Jain, Vijai Pratap

Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India

【要旨】 MRI is highly accurate in predicting pericholecystic adhesions in gallbladder calculus disease & also in predicting difficult laparoscopic cholecystectomy. It further helps in predicting the time of operation, duration of anaesthesia required and postoperative prognosis.

Objectives In recent decade, laparoscopic cholecystectomy has become the mainstay of treatment in gallbladder calculus disease. However, this technique not only demands surgeons expertise but may become difficult under certain circumstances requiring conversion to open cholecystectomy. Hence, this prospective study primarily aimed to

Determine the preoperative role of MRI in prediction of pericholecystic adhesions in gallbladder calculus disease.

Determine the preoperative role of MRI in predicting difficult laparoscopic cholecystectomy.

Material and Methods-At least 50 patients with gallbladder calculus disease were evaluated for presence of pericholecystic adhesions using a definite criterion and scoring system. MRI was performed on 1.5T scanner. The data thus obtained was compared with that of laparoscopic or open cholecystectomy.

Results-Pericholecystic adhesions were suspected in patients of gallbladder calculus disease where interface between the gallbladder wall & hepatic parenchyma was indistinct; gallbladder neck was not optimally visualised and patients with hepatised GB. MRI was able to predict pericholecystic adhesions in all patients with an accuracy of more than 100 percent with at least 14 patients with difficult laparoscopic cholecystectomy with an accuracy of more than 95 percent.

#### P-120-J Feasibility of whole heart 3D cine MRI with highly-accelerated technique using HyperKat method

#### HyperKat法を用いた高加速技術による心臓3D cine MRIの実現性の検討

山本 達寬,森田 佳明,永井 康宏,塩谷 優,植木 涉,太田 靖利,村川 圭三,福田 哲也 Tatsuhiro Yamamoto, Yoshiaki Morita, Yasuhiro Nagai, Masaru Shiotani, Wataru Ueki, Yasutoshi Ohta, Keizo Murakawa, Tetsuya Fukuda

Department of Radiology, National Cerebral and Cardiovascular Center

【要旨】 The highly-accelerated whole heart 3D cine imaging using HyperKat method permits the accurate assessment of cardiac volume and function equivalent to conventional 2D cine imaging, and also has a potential to apply to myocardial strain analysis.

【目的】本研究では、HyperKat併用3D cineの心機能評価に対する有用性 [目时] 本研究では、HyperKat併用 3D cine の心機能評価に対する有用性について、従来の2D cine との比較検討を行った、【方法】正常ボランティア9名を対象に、GE社製3T-MRI (Premier)を用いて、HyperKat法(Acceleration factor=8)を用いた3D cineを、2~3回の息止めで、横断面で撮影した、撮像した3D volume データから、短軸と四腔断面の再構成を行った、次に、deep learningを基にプログラムされたwork station (cvi42: Circle社)を用いて、輪郭抽出を行い、左右の心室容積パラメータ(EDV、ESV、EF)と左心室のストレイン(%GCS,%GLS)に関して、従来の2D cineと比較検討した、【結果】3D cineと2D cineの間には、心機能パラメータについて良好な相関が示され(IV:いずれあr)200 RV:い 能パラメータについて良好な相関が示され (LV:いずれもr>0.90, RV:いずれもr>0.88), Bland-Altman plotでは,両手法の間に良好な一致が認 められた.また、ストレイン値については中等度の相関が示され(%GCS: r=0.714, %GLS: r=0.774), Bland-Altman plotでは,両手法の間で比較 的良好な一致が認められた.【結論】HyperKat法を用いた高速心臓 3D cine は、従来の2D cineと同等の心機能解析が可能であり、ストレイン解析への 応用も期待できる.



88 National Cerebral and Cardiov

#### P-121-J High resolution cardiovascular black-blood T2 weighted image with deep learning reconstruction

#### Deep learningを用いた心臓 black-blood T2強調画像再構成法の検討

遼<sup>1</sup>, 中村 壮志<sup>1</sup>, 城戸 倫之<sup>1</sup>, 野崎 敦<sup>2</sup>, 城戸 輝仁<sup>1</sup> 高門 政嘉<sup>1</sup>,小川

Masahiro Takakado<sup>1</sup>, Ryo Ogawa<sup>1</sup>, Masashi Nakamura<sup>1</sup>, Tomoyuki Kido<sup>1</sup>, Atsushi Nozaki<sup>2</sup>, Marc Level R<sup>2</sup>, Teruhito Kido<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Ehime University Graduate School of Medicine, <sup>2</sup>MR Collaboration and Development, GE Healthcare 【要旨】We evaluated the cardiovascular black-blood T2 weighted image with deep learning reconstruction (DL Recon). Compared with the conventional method of intensity filter, the DL Recon proved superior in improving cardiovascular black-blood T2 weighted image.

Purpose: The purpose of this study was to evaluate the cardiovascular black-blood T2 weighted image with deep learning reconstruction (DL Recon).

Method: Cardiovascular black-blood T2-weight images with DL Recon from 15 healthy volunteers were compared with original images and intensity filtered images. The imaging parameters were as follows: slice thickness, 6 mm; field of view, 340 × 340 mm2; matrix, 512 × 512; acceleration factor, 3, in selected 3 short-axis slices. For qualitative image analysis, a 4-point subjective scale was graded to each image. For quantitative image analysis, the signal to noise ratio (SNR) of septum and contrast ratio (CR) of septum to lumen were evaluated.

Result: The image quality of DL Recon  $(3.4 \pm 0.8)$  was significantly better than that of intensity filtered image  $(2.7 \pm 0.7)$  and original image  $(2.6 \pm 0.6)$  (p <0.05 respectively). The SNR was significantly higher in the DL Recon (7.1 [6.0 - 9.0]) than that of intensity filter (6.3 [5.3 - 8.1]) and original image (6.0 [4.7 - 7.0]) (p < 0.05 respectively). The CR was significantly higher in the DL Recon (4.0 [2.9 - 5.8]) than that of intensity filter (1.9 [1.4 - 2.5]) and original image (1.9 [1.4 - 2.5]) (p < 0.05 respectively). The CR was significantly higher in the DL Recon (4.0 [2.9 - 5.8]) than that of intensity filter (1.9 [1.4 - 2.5]) and original image (1.9 [1.4 - 2.5]) (p < 0.05 respectively).

T2 weighted image.

#### P-122-J Body motion-corrected T2-weighted images using myocardial null point as TI 心筋のnull pointをTIに用いた体動補正T2強調画像の検討

南 広哲<sup>1</sup>, 高橋 光幸<sup>2</sup>, 中島 義人<sup>1</sup>, 津久井達人<sup>1</sup>

Hiroaki Minami<sup>1</sup>, Mitsuyuki Takahashi<sup>2</sup>, Yoshito Nakajima<sup>1</sup>, Tatsuhito Tsukui<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Yokohama Minami Kyousai Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiology, Yokohama Sakae Kyousai Hospital

【要旨】 To evaluate myocardial edema without using ECG synchronization, T2-weighted images with TI at the null point of myocardium were examined using Propeller MB. 480 msec TI, NEX 20, PI factor 4.0, and free breathing were the best results.

【背景】従来のSingle Blade Propellerはスキャン断面にObliqueがかかるほど、画像に乱れを生じる傾向があったが、Propeller MB(Multi Blade)で はObliqueにおいても安定した画像を得られるようになった、Society for Cardiovascular Magnetic Resonance(SCMR)では、心筋浮腫には脂肪抑 制Black blood T2強調画像(T2WI)での観察を推奨している.しかし、実臨床ではボア内にて心電図を検知できない状況がしばしば発生する.【目的】 心電図同期を行わずに、心筋浮腫に関連する疾患の評価を行うための対応策として、心筋のnull pointを TIとした T2WIについて Propeller MBを用 いて検討を行ったので報告する.【方法】使用装置は、GE社製MRI装置 Discovery 750w 3.0T DV26.1である.倫理委員会の承認を得て、健常ボラン ディア若干名における心筋のnull pointを求めた.心筋のnull pointを Inversion Time(TI)に設定した T2強調Propeller MB シーケンスにて、体動補 正に係るパラメータを変化させ、体動補正効果の視覚評価を行った.また、データ収集時の同期の有無に関して、自由呼吸下・呼吸同期・横隔膜同期の3 種類で変化させ、心筋信号の視覚評価を行った.【結果及び考察】健常ボランティアにおける心筋のnull pointは480msecであった.体動補正に係る項 目として、加算回数(NEX) 20・Parallel Imaging(PI) factor 4.0において最良の結果が得られた.理由として、K空間の低周波領域における密なデー タ収集、高NEXにより静止時相を捉えたデータの増加、K空間のデータ充填時に多くのデータから静止データを選別できたことが挙げられる.また、自 由呼吸下において、心筋は最も低信号で観察された.同期収集ではTRが呼吸変動に伴い変化するため、それに伴い適正TIも変化してしまったと考えら れる.【結語】TI 480msec, NEX 20, PI factor 4.0, 自由呼吸下のPropeller MBにおいて、体動補正効果の高い、心筋信号抑制T2WIを得られた.

#### P-123-J Novel 3D Cardiac Cine Magnetic Resonance Imaging in Pediatric Congenital Heart Disease 小児先天性心疾患における 3D-Cine イメージングの考案

#### 松下 利,星加美乃里,藤井 俊輔,西田 直樹,黒住 彰,本田 貢

Toshi Matsushita, Minori Hoshika, Shunsuke Fujii, Naoki Nishida, Akira Kurozumi, Mitsugi Honda

Division of Radiological Technology, Okayama University Hospital

【要旨】 The aim of this study was to evaluate the usefulness of the novel 3D cardiac cine MRI for pediatric CHD. In the proposed method, MPR cine imaging and directly ventricle volume are obtained in post processing. It is useful as the preoperative cardiac MR examination of pediatric CHD.

#### Purpose

In the preoperative examination of pediatric congenital heart disease (CHD), morphological evaluation and cardiac volumetry are very important to determine the operative procedure and surgical feasibility. The aim of this study was to evaluate the usefulness of the novel 3D cardiac cine magnetic resonance imaging (MRI) for pediatric CHD. Material and Methods

The proposed method is based on the conventional free-breathing 2D cine MRI. To meet heart rates over 100 bpm, the temporal resolution was set to less than 30 ms. 2mm thickness and gapless axial 2D cine MRI is performed twice with the same imaging parameters, and the second imaging is shifted by half a slice. The combined cine MRI with 2mm thickness and 1mm overlap are re-ordered from sectional sorting to cardiac temporal sorting. 3D data for each temporal phase result in 3D cardiac cine MRI. Result

The proposed method is capable of multiplanar reconstruction (MPR) cine imaging in post processing. In the case of ventricular septal defect (VSD), the change of the hole with the cardiac cycle could be easily depicted. For volumetry, end-diastolic volume (EDV) and end-systolic volume (ESV) can be measured directly, and ventricle volumes that change with surgery can also be estimated. Conclusion

The proposed approach enables 3D cardiac cine MRI in 15 to 20min. Any plane cine image and directly ventricle volume are obtained at post processing. It can be provide valuable results as the preoperative cardiac MR examination of pediatric CHD.

# P-124-J Cardiac T2-mapping with diaphragm-synchronization using GRASE GRASE を使用した横隔膜同期併用心筋 T2 mappingの有用性

市尻 航輝,的場 将平,小笠原貴史

Kouki Ichijiri, Shohei Matoba, Takashi Ogasahara

Department of Radiological Technology, Kurashiki Central Hospital

【要旨】We evaluated the usefulness of T2 mapping with diaphragm-synchronization using gradient spin echo. The T2 mapping with diaphragm-synchronization provided homogeneous T2 values in a myocardial segment compared with conventional breath-hold T2 mapping.

[背景] 心筋T2 mappingは正常心筋と心筋浮腫のT2値差を評価することによって、急性心筋梗塞領域の検出が可能である.これまで、呼吸停止で 撮像されてきたが、呼吸停止不良により評価できない場合があった.そこで、心筋における横隔膜同期併用T2 mapping法を考案し、呼吸停止T2 mappingと比較することによって、その有用性を検討した.[方法] Philips社製Ingenia 1.5T MRI装置を使用して、健常ボランティア5名の左心室 短軸像(中央1断面)をT2 mappingで撮像した.T2 mappingはgradient spin echo (GRASE)法を使用した呼吸停止撮像と横隔膜同期撮像、参 照法としてmulti echo spin echo (MESE)法で撮像した.取得したT2 mappingにおける左室心筋をAmerican Heart Association分類の6区域に 区分し、T2値の平均値と標準偏差(standard deviation:SD)を求めた.MESE法を基準とした各撮像のT2値についてWilcoxonの符号付順位和検 定により有意差を検定した.各撮像においてT2値の2SDが10.0msを超えた区域をカウントし、全区域に対する割合を算出した.[結果]心筋のT2値 は、呼吸停止撮像で48.7±1.2ms,横隔膜同期撮像で48.8±1.0ms,MESE法で48.4±1.3msであった.MESE法に対して各撮像のT2値に有意差 はなかった(p>0.05).T2値の2SDが10.0msを超えた区域の割合は呼吸停止撮像で60.0%、横隔膜同期撮像で10.0%、MESE法で16.7%であっ た.[結語]心筋T2 mappingにおける横隔膜同期撮像は呼吸停止撮像に比べてT2値のばらつきが小さく、呼吸停止が困難である患者においても撮像 できる.

# P-125-J Examination of accuracy and reproducibility in evaluation of left and right ventricular simultaneous cardiac function using automatic assist function 自動アシスト機能を用いた左右心室同時心機能評価における正確性・再現性の検討

飛岡佑太朗,竹本 周平

Yutaro Tobioka, Shuhei Takemoto

Canon Medical Systems Corporation

【背景・目的】心臓MRIは操作者の熟練度によって検査精度・時間は左右される.また、同一被検者で断面設定が異なると心機能・ストレイン解析の結果に差が生じることが懸念される。 MRIはエコーに比べ画質が体格に依存しにくく、断面取得が容易であることから左右心機能評価のニーズが高い. 一方,熟練者による断面取得や解析機能の制約により左右同時解析が困難であった。これまで断面自動アシスト機能の有用性はNittaらが報告している が、左右同時心機能解析を含めた正確性と再現性についての報告はない.また、ワークステーション「Vitrea」搭載のMulti Chamber Wall Motion Tracking(MC-WMT)はテンプレートマッチング技術を用いた自動トラッキング機能を有し、心室の輪郭を高精度で自動トレースする.この両自動ア シスト機能を用い、異なる操作者間においても解析の正確性及び再現性が担保されるか検証を行った.【方法】操作者群A(MRI撮像経験5年以上で心臓 MRIの経験豊富な群),B(MRI撮像経験3年未満で心臓MRIの経験が無い群)にて同意を得たボランティアで心臓MRIの撮像を実施した.CardioLine +を用いてシネ MRI及び 2D PC法による上行大動脈の撮像を実施した.装置は1.5テスラ装置 Vantage Orian 及び3.0テスラ装置 Vantage Galan 3T(キャノンメディカルシステムズ社製)を使用した.解析がMTを用い、一回拍出量,長軸・円周方向ストレインを解析し両群の結果を比較 した.【結果・考察】左右心室の心機能・ストレイン解析の結果、2つの群において有意差は認められなかった.両自動アシスト機能により、熟練度の 異なる操作者間でも断面設定のパラつきを抑え、再現性・正確性の高い検査及び心機能・ストレイン解析が可能と考えられた【結話】両自動アシスト 機能を使用した場合,操作者の経験に依存せず高い再現性・正確性のもと断面設定と左右心室の心機能・ストレイン解析が同時に可能であった.

# P-126-J Accelerated coronary MRA and T1-weighted plaque imaging by using 3D-TFEPI: comparison with TFE with CS-SENSE

#### 3D-TFEPIを用いた冠動脈MRAとプラークイメージングの高速化の検討:CS-SENSEを用いたTFEとの比較

橘高 優希, 植木 渉, 塩谷 優, 山本 達寛, 永井 康宏, 太田 靖利, 森田 佳明, 村川 圭三, 福田 哲也 Yuki Kittaka, Wataru Ueki, Masaru Shiotani, Tatsuhiro Yamamoto, Yasuhiro Nagai, Yasutoshi Ohta, Yoshiaki Morita, Keizo Murakawa, Tetsuya Fukuda

Department of Radiology, National Cerebral and Cardiovascular Center

[要旨] The 3D-TFEPI sequence was a promising technique for reducing the acquisition time of coronary MRI and for preserving the image quality as well as TFE with CS-SENSE. TFEEPI-WHCA was equivalent myocardium-to-blood contrast and IR-TFEPI was higher contrast, in comparison with IR-TFE.

[目的] Multi-shot EPIである TFEPIを用いた冠動脈MRA(TFEPI-WHCA)とプ ラークイメージング (IR-TFEPI) について, CS-SENCEを用いた従来法と比較検 討した. [方法] PHILIPS 製 3T MRIを用いて,健常ボランティア (n=5)を対象に, TFEPI-WHCAとIR-TFEPI,従来法 (CS-SENCEを用いたTEE)を呼吸同期で 撮像した. 冠動脈の各セグメントに対して 2人の評価者で4段階の視覚評価を行っ たまた,心筋および内腔信号のコントラスト比を計測し,比較を行った. [結果]均 撮像時間は,TFE-WHCAが19.2分,TFEPI-WHCAが5.2分で,約73%短縮し た.また従来のIR-TFEは18.2分,IR-TFEPIは5.2分となり,約72%短縮され た.視覚評価では,TFEPI-WHCAとTFE-WHCAおよびIR-TFEPIとIR-TFE との間で,いずれも有意差はみられなかった.心筋内腔コントラスト比は,冠動脈 MRAでは両者で有意差は認めなかった。回の2.507)が,プラークイメージング では有意差があり,IR-TFEPIの這うが高い傾向が見られた (p<0.001).[結語] TFEPIを用いることで,画質を維持しながら撮像時間の短縮が可能である.プラー クイメージングでは,従来のIR-TFEとIR-TFEPIでT1コントラストに違いがあ り,今後の検証が必要と考えられる.



88 National Cerebral and Cardiovascular Center

# P-127-J Improvement of accuracy in LV volumetry on accelerated cardiac cine using deep learning reconstruction

高速心臓シネ撮像における深層学習再構成を用いた容積計測正確性の向上

奥田 茂男<sup>1</sup>, 塚田 諒<sup>2</sup>, 鈴木 達也<sup>1</sup>, 松本 俊亮<sup>1</sup>, 本松 沙理<sup>2</sup>, 岡部 幸司<sup>2</sup>, 野崎 敦<sup>3</sup>, 曽我 茂義<sup>1</sup>, 陣崎 雅弘<sup>1</sup> Shigeo Okuda<sup>1</sup>, Ryo Tsukada<sup>2</sup>, Tatsuya Suzauki<sup>1</sup>, Syunsuke Matsumoto<sup>1</sup>, Sari Motomatsu<sup>2</sup>, Koshi Okabe<sup>2</sup>, Atsushi Nozaki<sup>3</sup>, Shigeyoshi Soga<sup>1</sup>, Masahiro Jinzaki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Keio University School of Medicine, <sup>2</sup>Office of Radiation Technology, Keio University Hospital, <sup>3</sup>MR Applications and Workflow, GE Healthcare Japan

【要旨】 A single-breath-hold kt cardiac cine enables to shorten examination time; however, blurring is obstacle in measuring the left ventricular (LV) volume, especially in the systolic phase. The deep learning reconstruction might be useful for improving the accuracy of LV volume measurement in kt-cine.

<Objective> To evaluate the contribution of deep learning reconstruction (DLR) to accurate LV volume measurement in kt cine images.

<Material and Methods>The single-breath-hold kt cine (acceleration factor = 6) was added to the routine cardiac MRI studies in a total of five patients. The slice thickness was 8 mm with spatial resolution of 224 x 224. The LV volume was measured using Simpson's method on the conventional and kt cine with and without DLR. The results were compared using Friedman's test and p<0.05 was defined to be statistically significant.

<Results> The averaged volume was measured to be 89.3 mL in EDV, 46.3 mL in ESV and 109.1 g in LVMass on the conventional cine. The ESV of kt cine without DLR was substantially smaller than other methods (p=0.04), and the difference was smaller between the ESV of the conventional and kt cine with DLR.

 $<\!\!$  Conclusion> DLR might contribute to improve the accuracy in LV volume measurement in kt cine.



#### P-128-J High-resolution myocardial T1mapping with compressed sensing

心臓 MRIにおける圧縮センシングを用いた高分解能 T1mappingによる右室心筋評価

西懸 大介<sup>1</sup>, 山崎 誘三<sup>2</sup>, 山村健一郎<sup>3</sup>, 舩津 亮平<sup>1</sup>, 和田 達弘<sup>1</sup>, 大賀 正浩<sup>1</sup>, 小林 幸次<sup>1</sup>, 加藤 豊幸<sup>1</sup> Daisuke Nishigake<sup>1</sup>, Yuzo Yamasaki<sup>2</sup>, Kenichiro Yamamura<sup>3</sup>, Ryohei Funatsu<sup>1</sup>, Tatsuhiro Wada<sup>1</sup>, Masahiro Oga<sup>1</sup>, Koji Kobayashi<sup>1</sup>, Toyoyuki Kato<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Division of Radiology, Department of Medical Technology, Kyushu University Hospital, <sup>2</sup>Department of clinical Radiology, Graduate school of Medical Sciences, Kyushu University, <sup>3</sup>Department of Perinatal and Pediatric Medicine, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University

【要旨】T1 time in right ventricle acquired with high resolution myocardial T1 mapping using compressed sensing was comparable to that in left ventricle and more reproducible than conventional T1 mapping. It could be a more accurate and reliable method to measure myocardial fibrosis in right ventricle.

【背景】先天性心疾患や肺高血圧症において右室心筋にはびまん性の線維化が生じ、重症度と関連する.心筋のT1値は線維化と相関すると報告されて いる.しかしながら従来のT1mappingでは薄い右室心筋に対する空間分解能の不足から、正確な評価が困難であった.我々は、収縮期撮像かつ圧縮セ ンシング(CS)にて高分解能化したT1mappingを用いて、より正確な右室心筋の線維化評価を試みた.【方法】PHILIPS社製Ingenia Elition X 3.0T を用いて10名の健常者(平均年齢29±4歳,男性7名)の撮像を行った.T1mappingはModified Look-Locker Inversion Recovery(MOLLI)法 を用いた.従来のMOLLI法(従来法)は収集マトリクスサイズを2.0×2.0[mm],スライス厚10[mm]で、高分解能T1map (HR法)では、収集マ トリクスサイズを1.4×1.4[mm],スライス厚6.0[mm]とした.HR法は,従来法のデーク取得時間と同等になるようにCS factorを変更した.心室 中隔短軸像を従来法とHR法で撮像した.得られたT1mappingから左室心筋と心腔内血液、右室心筋のT1値を測定し、比較した.右室心筋の測定 は2名の観察者で行い、観察者内誤差、観察者間誤差を級内相関係数で評価した.統計解析はpaired t検定を用いた.【結果】健常者の左室心筋は従 来法とHR法で1214±26[ms]と1212±29[ms],心腔内血液は1865±54[ms]と1856±58[ms]であり,統計学的有意差はなかった(左室心筋P値 =0.925,心腔内血液P値=0.299).右室心筋は従来法で1323±79[ms],HR法で1245±28[ms]と統計学的に有意差が見られた(P値=0.0195).右室 心筋の観察者内誤差は従来法で0.641,HR法で0.833であり,観察者間誤差は従来法で0.842,HR法で0.928であり,HR法は,従来法よりも再現性 が向上していた.【結論】収縮期高分解能T1mappingでは、右室心筋のT1値は左室心筋と同程度に計測され、再現性も優れ、より正確な評価ができ ていると考えられた.

#### P-129-J Feasibility of automatic image slice selection using DL technique in cardiac MRI 心臓 MRI撮影における DL 技術を使用した自動位置決めによる検討

塚田 詞<sup>1</sup>,上田 亮<sup>1</sup>,藤代 力也<sup>1</sup>,本松 沙理<sup>1</sup>,岡部 幸司<sup>1</sup>,野崎 敦<sup>2</sup>,奥田 茂男<sup>3</sup>,陣崎 雅弘<sup>3</sup>

Ryo Tsukada<sup>1</sup>, Ryo Ueda<sup>1</sup>, Rikiya Fujishiro<sup>1</sup>, Sari Motomatsu<sup>1</sup>, Koshi Okabe<sup>1</sup>, Atsushi Nozaki<sup>2</sup>, Shigeo Okuda<sup>3</sup>, Masahiro Jinzaki<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Office of Radiation Technology, Keio University Hospital, Tokyo, Japan, <sup>2</sup>MR Applications and Workflow, GE Healthcare Japan, Hino, Japan, <sup>3</sup>Department of Radiology, Keio University School of Medicine, Tokyo, Japan

【要旨】 Deep learning based automatic determination of imaging slices is available in cardiac MRI (Auto). We compared consuming time for obtaining the short axis plane and cardiac function between manual and auto methods in eight operators. Auto enables to shorten operating time.

<Background>Slice determination is time consuming and operatordependent in cardiac MRI. Currently, automatic planning using deep learning technique (Auto-DL) has been developed.

<Objective> To evaluate the feasibility of Auto-DL

<Material and Methods> A total of eight operators obtained the left ventricular (LV) short axis (SAX) planes with fully manual and Auto-DL methods (M and A) on two healthy volunteers. Consuming time for planning was measured in each plane (vertical long (VL), horizontal long (HL) and SAX). The LV volume and mass were measured with Simpsons method (N=5). These results were compared between M and A with Wilcoxon signed-rank test.

A method is signed ramited. The operating time was significantly shorter in A method (38.1 (13.1) s , 25.3(13.5) s, 34.6(11.5) s for obtaining VL, HL and SAX using M (A)). (Figure, \*\*<Results 0.05). No significant difference was found in LV volume. Auto-DL enables to shorten the operating time without effects on volume measuring.



#### P-130-J Examination of aortic 4D flow MRI using Compressed Sensing Compressed Sensingを用いた大動脈 4D Flow MRIの検討

水野 直和<sup>1</sup>, 松田 純<sup>1</sup>, 龍野 俊哉<sup>1</sup>, 蟹沢 充<sup>1</sup>, 高田 香織<sup>1</sup>, 水谷 良行<sup>1</sup>, 小森 芳秋<sup>3</sup>, 井口 信雄<sup>2</sup> Naokazu Mizuno<sup>1</sup>, Jun Matsuda<sup>1</sup>, Toshiya Tatsuno<sup>1</sup>, Mitsuru Kanisawa<sup>1</sup>, Kaori Takada<sup>1</sup>, Yoshiyuki Mizutani<sup>1</sup>, Yoshiaki Komori<sup>3</sup>, Jin Ning<sup>4</sup>, Nobuo Iguchi<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Sakakibara Heart Institute,Department of Radiology, <sup>2</sup>Sakakibara Heart Institute,Department of Cardiology, <sup>3</sup>Simens Healthcare K.K., <sup>4</sup>Simens Medical Solutions USA

【要旨】 In CS 4D Flow MRI with respiratory synchronization, the image quality due to the change in the regularization value  $\lambda$  was examined. In the aortic region, the regularization value  $\lambda 0.001$ - $\lambda t0.005$  was the optimal range.

# P-131-J Whole heart coronary MRA using image based 2D navigator (iNav) and conventional Nav system: comparison of image quality and scan time 画像ベース2Dナビゲータ (iNav) と従来Navシステムを用いた心臓全体冠状動脈MRA: 画質とスキャン時間の比較

小平 和男<sup>1</sup>,長尾 充展<sup>2</sup>,米山 正己<sup>3</sup>,後藤 康裕<sup>1</sup>,椎名 勲<sup>1</sup>,濱谷 豊<sup>1</sup>,小川 拓実<sup>1</sup>,田中 功<sup>1</sup>

Kazuo Kodaira<sup>1</sup>, Michinobu Nagao<sup>2</sup>, Masami Yoneyama<sup>3</sup>, Yasuhiro Goto<sup>1</sup>, Isao Shiina<sup>1</sup>, Yutaka Hamatani<sup>1</sup>, Takumi Ogawa<sup>1</sup>, Isao Tanaka<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Services, Tokyo Women's Medical University, <sup>2</sup>Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Tokyo Women's Medical University, <sup>3</sup>Philips Japan, Ltd

[要旨] NAV is conventional approach for CMRA respiratory motion compensation, but stresses the patients by wrapping the compression band. iNAV corrects the motion of the heart by using 2D real time imaging. We investigate the feasibility of iNAV with loosely wrapped compression band compared to NAV.

[Introduction]

In whole heart coronary MRA (WHC-MRA), respiratory motion is compensated by using NAV. However, NAV stresses the patients by wrapping the compression band (CB) for minimizing respiratory artifacts. By using iNAV which allows correction of respiratory induced motion of the heart with 2D real time imaging, we hypothesized that the image quality of WHC-MRA can be maintained while shortening the scan time even if CB is loosened. [Aims]

Raims] We investigated the feasibility of iNAV with loosely wrapped CB for WHC-MRA by comparing it with conventional NAV.

[Methods] Six healthy volunteers were examined on a 1.5T MRI (Ingenia CX, Philips). We used 3D balanced TFE (bTFE). We compared the image quality and scan time of NAV and iNAV with loosely or tightly wrapped CB. We evaluated the Image quality by visual score, SNR and CNR. [Results]

For the visual score, iNAV showed significantly higher than NAV. Scan time was significantly shorter iNAV compared with NAV. For the SNR of blood, there was no significant difference in the comparison of all sequences. For the SNR of epicardial fat, iNAV showed significantly lower than NAV. For the CNR of blood/epicardial fat, iNAV showed significantly higher than NAV. In the CNR of epicardial fat, iNAV showed significantly higher than NAV.

We considered that iNAV has higher fat suppression effect than NAV because the additional SPIR pulse in the iNAV affect fat suppression.

[Conclusion] By using iNAV for WHC-MRA, image quality could be maintained without tightly wrapping CB, and scan time could be shortened compared to the NAV. Therefore, iNAV can reduce patients stress, clinical usefulness was suggested.

# P-132-J Comparison of inspiratory breath holding and free breathing in cardiac MRI T1 mapping by 3T MRI

#### 3TMRIによる心臓MRI T1mappingにおける吸気息止めと自由呼吸下での比較

鈴木 穂波,太田 靖利,永井 康宏,塩谷 優,植木 渉,山本 達寛,森田 佳明,村川 圭三,福田 哲也 Honami Suzuki, Yasutoshi Ohta, Yasuhiro Nagai, Masaru Shiotani, Wataru Ueki, Tatsuhiro Yamamoto, Yoshiaki Morita, Keizo Murakawa, Tetsuya Fukuda

Department of Radiology, National Cerebral and Cardiovascular Center

【要旨】 Although myocardial T1map can be evaluated at the base of the heart by using MOCO FB, it is expected to be put to practical use in clinical practice by calculating new reference values for FB in the mid and apex of the heart.

目的:体動補正(MOCO)を用いた自由呼吸下(FB)と吸気息止め(BH) での心筋T1mapを比較すること.方法:20人の健常者(39±16歳, 男:女=13:7)を対象に、SIEMENS 製3TMRIで撮像を行った.心筋T1 mapは,MOLII法を用いて左室短軸の心基部、心中部、心尖部におい てBHとFBで撮像した後,MOCOを用いて再構成を行い,各々16セグ メントの心筋T1値を計測した.BH,FB間のT1値相違について,相関 およびBland-Altman解析を行った.呼吸変動はFBで冠状断面のRealtime cineを撮像し、心臓の上下動がT1値ヘ与える影響を検討した.結 果:全てのFB撮像で心筋T1map作成が可能であった.相関係数は全 体で0.416、心基部0.480、心中部0.435、心尖部0.366で、心基部以外 は平均値に有意差を認めた.Bland-Altman解析での偏位は18.6msec ,95%CIは-112.12-149.35で,FBにおいて左室の上下動が11mm未 満の群で心基部のばらつきが少ないものの、中部、心尖部では拡大した. 11mm以上の群では心尖部のばらつきが拡大した.結語:MOCOを用 いて自由呼吸下心筋T1map作成が可能であった.変動は少ないが心中 部・心尖部ではばらつきが増加するため評価には注意が必要と思われる.

#### P-133-J Magnetic resonance lymphangiography staging system for lower limb lymphedema MR lymphangiographyに基づいた下肢リンパ浮腫ステージングシ ステムの提唱

曽我 茂義<sup>1</sup>,大西 文夫<sup>2</sup>,奥田 茂男<sup>1</sup>,見越 綾子<sup>3</sup>,三鍋 俊春<sup>2</sup>, 陣崎 雅弘<sup>1</sup>,新本 弘<sup>3</sup>

Shigeyoshi Soga<sup>1</sup>, Fumio Ohnishi<sup>2</sup>, Shigeo Okuda<sup>1</sup>, Ayako Mikoshi<sup>3</sup>, Toshiharu Minabe<sup>2</sup>, Masahiro Jinzaki<sup>1</sup>, Hiroshi Shinmoto<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Diagnostic Radiology, Keio University School of Medicine, <sup>2</sup>Department of Plastic Surgery, Saitama Medical Center, Saitama Medical University, <sup>3</sup>Department of Radiology, National Defense Medical College

目的 リンパ浮腫の画像診断ではDermal backflow (DBF) やリンパ管の描出不良が生じ るが、これらが解剖学的部位や臨床病期によってどう変化するかの知見は乏しい.本研究は MRリンパ管造影 (MRL)を用いて2つの疑問を解析した.1)部位や重症度に応じ、特徴 的な画像パターンがあるか?2)MRLによる新たなリンパ浮腫の重症度分類が可能か? 方法と結果 リンパ浮腫患者56名112肢のMRL画像解析と臨床所見の対比により、部位 や臨床病期に応じて変化する特徴的なDBFとリンパ管の描出パターンが示され、リンパ浮 腫の堕虎矩略と地間に相関するMRLステージングシステムが提案された

種の臨床段階と期間に相関するMRLステージングシステムが提案された。 結論 MRL特有のDBFとリンパ管の描出パターンが示され、特にDBFパターンは、他検 査と大きく異なった。本研究の知見はより詳細な病態生理の解釈や、疾患の進行状況の評価 に役立つと考えられる。提唱されたMRLステージングは、リンパ浮腫患者の新たな層別化 を可能にするが、末梢リンパ管の三次元解剖を可視化するMRLの優れた能力と相まって、 治療戦略の決定、手術計画、研究に役立つと期待される。





Suger Suger



#### P-134-J Usefulness of 3.0T whole heart coronary MRA using compressed SENSE with high-acceleration factor

#### high-acceleration factor compressed SENSEを用いた3.0T whole heart coronary MRAの有用性

吉田 学誉<sup>1</sup>,湯田 恒平<sup>1</sup>,小宮 啓司<sup>1</sup>,勝又 康友<sup>2</sup>,米山 正巳<sup>2</sup>,権 池勲<sup>2</sup>,河内 伸夫<sup>1</sup>

Takashige Yoshida<sup>1</sup>, Kohei Yuda<sup>1</sup>, Keishi Komiya<sup>1</sup>, Yasutomo Katsumata<sup>2</sup>, Masami Yoneyama<sup>2</sup>, Jihun Kwon<sup>2</sup>, Nobuo Kawauchi<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Tokyo Metropolitan Police Hospital, <sup>2</sup>Philips Electronics Japan

【要旨】 The compressed SENSE has less reconstruction error than SENSE by combined with random under sampling and SENSE, and it is possible to reduce the influence of noise using denoising filter. We proposed that high C-SENSE factor on 3.0T WHC-MRA using bSSFP can improve image quality compared to SENSE.

【目的】高速撮像法の compressed SENSE(C-SENSE)を用いた whole heart coronary MRA(WHC-MRA)の有用性は高く近年臨床で用いられている。WHC-MRAの撮像は1.5Tで行われることが多く,SNRが良好な3.0Tでは多くの制限により用いられていない。しかし近年3.0Tにて1.5T同様にbSSFP法が撮像可能となり、良好なWHC-MRAの撮像が可能となった。そこで今回3.0Tにおいで高倍速のC-SENSEを用いたWHC-MRAの有用 性を検討したので報告する.

【方法】使用装置はPhilips社製Elition3.0T release5.6, dS Torso coilを用いた.同意を得られたボランティアに対し, C-SENSEとSENSE factorを 5~20に変化させWHC-MRAを撮像した。また分解能を1.4~1.0mm iso-voxelに変化させ撮像した。C-SENSEの画像はdenoising filterをweak/ medium/strongに変化させ再構成を行った。得られた画像は左室血液と心筋の信号強度比を計測。また右冠動脈と左前下行枝の信号強度プロファイル より血管径とsharpnessを求めた.

【結果】C-SENSEの増加にかつ高分解能化に伴い信号強度比および血管径,sharpnessは低下した.SENSEは factorの増加に伴い著しく低下した.

【結果】C-SENSEの増加にから高分解能化に伴い信号強度たおよび血管径、sharpnessは低下した。SENSEはTaCtorの増加に伴い者しく低下した。 C-SENSEのdenoising filterを可変させることで、他の画像より信号強度比および血管径、sharpnessは改善された。 【結果】SENSEでは規則的な dataの under samplingと g-factorによる展開エラーのため高いfactorではノイズの増加と折り返しによる画質劣化が目 立つ。しかしC-SENSEでは不規則な under samplingと SENSEの組み合わせにより展開エラーが少なく、denoisingによりノイズの影響を低減させ ることが可能である。さらに 3.0T にて高コントラストのbSSFPを用いることで、SENSEよりも高速化、高分解能化が可能となり良好な結果が得られ たと考えられる。3.0T のWHC-MRA においてC-SENSEの高い factor は SENSE よりも画質改善が可能であると示唆される。

#### P-135-J Development of a dynamic imaging method for gravitropism in plant using MRI MRIを用いた植物の重力屈性の計測法の開発

中井 隆介<sup>1</sup>, 戸田 満秋<sup>2</sup>, 東 高志

Ryusuke Nakai<sup>1</sup>, Mitsuaki Toda<sup>2</sup>, Takashi Azuma<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Kokoro Research Center, Kyoto University, <sup>2</sup>Graduate School of Health Care Sciences, Jikei Institute, <sup>3</sup>Graduate School of Medicine, Kvoto University

【要旨】In this study, to acquire high-resolution continuous 3D gravitropism data of pea sprouts, we used a small-bore MRI signal receiver coil and adjusted the imaging sequence. It became possible to visualize and measure the pea sprouts during gravitropism on MR images.

MRIで取得した画像を用いて対象物の構造情報や機能情報を取得し、数値解析やコンピュータシミュレーションの入力情報として使用することは非常に有用である.現在、植物の計測においては、カメラやマイクロCT等を用いた計測法が使用されているが、カメラにおいては死角が発生する問題があ り、マイクロCTでは動的な撮影を行うことが困難である.特に近年、植物が重力方向に対する体の傾きを認識して行う姿勢制御運動である重力屈性に 関する研究が盛んに行われており,重力屈性時の動的挙動を精密に計測したいという要望があるが,それらの計測デバイスでは計測が難しいという問題 がある.そこで本研究では、MRIを用いて、植物の重力屈性時の挙動について計測を行ったので報告する.使用したMRI装置は、京都大学こころの未 来研究センター 連携MRI施設の3.0T MRI装随(Magnetom Verio, Siemens A.G.),使用したコイルは(株)高島製作所製のハボア径MR信号受信コ イルおよび32ch head coilである. MRI実験では、小ボア径コイルの優位性を確かめるためのアガロースゲルファントムを用いた SNRの計測および 豆苗の重力屈性時の撮像実験を行った.アガロースゲルファントムは、Φ3cmのガラスの試験官にアガロース(1% (pure water))を詰めたものである. 重力屈性実験では、1本の支苗を、先端から12cm程度に切って揃え、20mlの水を満たした小さな容器に植物用の吸水スポンジで蓋をしたものを作り、 豆苗をスポンジを貫通する形で刺し固定し試料とした、結果として、小ポア径コイルを用いることで、小さな対象物から信号を取得することが可能となり、 り、豆苗の重力屈性時の画像を取得できた、またその精度を計測した結果、非常に良い精度を示した.

#### P-136-J MR microimaging of marsupial embryo and neonate specimens using a 4.7T vertical superconducting magnet

4.7T 縦型超電導磁石を用いた有袋類胚・新生仔標本のMRマイクロイメージング

宮坂 知樹<sup>1</sup>,高橋絵里花<sup>1</sup>,東島沙弥佳<sup>2</sup>,山田 重人<sup>3</sup>,寺田 康彦<sup>1</sup>

Tomoki Miyasaka<sup>1</sup>, Erika Takahashi<sup>1</sup>, Sayaka Tojima<sup>2</sup>, Shigehito Yamada<sup>3</sup>, Yasuhiko Terada<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Graduate School of Science and Technology, University of Tsukuba, <sup>2</sup>Anatomy and Cell Biology, Molecular and biomedicine, Graduate School of Medicine, Osaka City University, 3Congenital Anomaly Research Center, Kyoto University Graduate School of Medicine

【要旨】 We have performed MR microimaging of marsupial embryo and neonatal specimens using a 4.7T vertical superconducting magnet MRI. We examined the imaging conditions that each tissue can clearly depict, and imaged 11 specimens using the examined conditions.

【はじめに】動物の胚・新生仔標本は、組織の形成や構造を知る上で貴重な資料である.我々は、異なる発生段階の有袋類胚・新生仔標本にMRマイク

ロイメージングを行い、3次元データベースを作成することを目指してい 本研究では、有袋類胚・新生仔標本の各組織を明瞭に描出するための 最適な撮像条件を模索した.【方法】4.7T 縦型超電導磁石MRIシステムを 用いた.ホルマリン水溶液で化学固定された、コアラ5体とポッサム6体 の標本を対象とした.初めに、コアラ1体に対してTRやTEといった条件 を変えながら撮像を行い、高コントラストとなる最適な撮像条件を検討し た. その後,検討した中から選定した4つの条件を用いて,全11体の標本 を撮像した.標本のサイズに合わせて,径の異なる3種類のソレノイド型 RFコイルを使用した. CNRはMR画像を基に作られたセグメンテ ショ RFコイルを使用した。CINKはMK画線を基に下られたモラインキーショ シ画像を参照し計算した。その結果を基に数値的な比較も行った。【結果 と考察】図に示すように、(f)と(g)では各組織が視覚的にも数値的にも明 瞭に描出されていた。しかし、大きな標本と比較して小さな標本ではコン トラストがつきにくかったため、標本の大きさごとに最適な撮像条件を検 討する必要がある.



Fig. 1 (a) Koala specimen. (b)-(g) MR images of the koala specimen. (h) Result of segn (i) Imaging conditions. (j) An example of CNR (biceps femoris and semimembra

Poster

# Poster

#### P-137-J Detection of Fenoldopam-induced arteritis in rats using ex vivo/in vivo MRI Ex vivo/in vivoMRIによるラットのFenoldopam 誘発性動脈炎の検出

藤井 雄太<sup>1,2</sup>, 吉野 有香<sup>1,2</sup>, 千原 和弘<sup>1</sup>, 中江 文<sup>2</sup>, 圓見純一郎<sup>2,3</sup>, 吉岡 芳親<sup>2,3</sup>, 宮脇  $\mathbb{H}^{1}$ 

and Osaka University

Yuta Fujii<sup>1,2</sup>, Yuka Yoshino<sup>1,2</sup>, Kazuhiro Chihara<sup>1</sup>, Aya Nakae<sup>2</sup>, Junichiro Enmi<sup>2,3</sup>, Yoshichika Yoshioka<sup>2,3</sup>, Izuru Miyawaki<sup>1</sup> <sup>1</sup>Preclinical Research Unit, Sumitomo Dainippon Pharma Co., Ltd., <sup>2</sup>Graduate school of Frontier Biosciences, Osaka University, <sup>3</sup>Center for Information and Neural Networks (CiNet), National Institute of Information and Communications Technology (NICT)

【要旨】We tried to detect drug-induced arteritis in rats by using ex vivo/in vivo MRI. The mesenteric arteritis induced by fenoldopam mesylate was histopathologically confirmed, and also detected by using ex vivo/in vivo MRI. The results suggest that the arteritis is detectable by MRI.

Background and purpose: Drug-induced arteritis is one of the major issues in drug development, since there are no specific and sensitive biomarkers. MRI has been used over 30 years in clinical practice. The research use of MRI on rodents had not well progressed due to their size. In recent years, in vivo imaging techniques including ultra high-field MRI in rodents have made progress. In this study, we conducted ex vivo/in vivo MRI of rats at 11.7 T to clarify whether the drug-induced arteritis can be detected by MRI. Materials and Methods: SD rats were administered fenoldopam mesylate (FM), a dopamine agonist, subcutaneously for 2 days and subjected to MRI. RARE (in vivo) and FLASH-3D (ex vivo) sequences were used for visualizing the mesenteric arteries. The presence and site of arteritis were examined by histopathology. <u>Results:</u> Ex vivo MRI of FM group showed low signal intensity spots in the arterial wall and high signal intensity regions around artery. They are considered to be intramural hemorrhage and perivascular edema, respectively. In in vivo MRI, signal intensity around artery in the FM group was higher than that in the control group, and the high signals were observed only in the animals with perivascular edema. <u>Conclusion</u>: Our results showed the arteritis induced by FM was detectable by both ex vivo and in vivo and perivascular edema. in vivo MRI. Perivascular edema in histopathology was suggested to be recognized as the high signal intensity regions around artery on MRI. The high intensity MRI signal around artery is considered to be a useful in vivo biomarker for the drug-induced arteritis.

#### P-138-J Morphological observation of the prepupal to pupation stage of a Japanese beetle using 9.4T MRI 9.4-T MRIを用いたカブトムシの前蛹から蛹化直後の体内の形態学的観察

大<sup>2</sup>, 高橋 俊貴<sup>2</sup>, 木村 海斗<sup>2</sup>, 井上 尚<sup>3</sup>,吉田 真史<sup>3,4</sup>,ニイ原絹子<sup>4</sup>,小田 慶喜<sup>5</sup>,黒田 池上 聖人 石山 Shoto Ikegami<sup>1</sup>, Dai Ishiyama<sup>2</sup>, Toshiki Takahashi<sup>2</sup>, Kaito Kimura<sup>2</sup>, Takashi Inoue A.<sup>3</sup>, Masahumi Yoshida<sup>34</sup>, Kinuko Niihara<sup>4</sup>, Yoshiki Oda<sup>5</sup>, Kagayaki Kuroda<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Course of Electrical and Electronic Engineering, Graduate School of Engineering, Tokai University, <sup>2</sup>Department of Human and Information Science, School of Information Science and Technology, Tokai University, <sup>3</sup>Department of Natural Sciences, Graduate School of Integrative Science and Engineering, Tokyo City University, <sup>4</sup>Department of Natural Sciences, Faculty of Science and Engineering, Tokyo City University, <sup>5</sup>Technical Management Office, Campus Support Office, Tokai University

【要旨】 Changes from the prepupal to the pupation of a Japanese beetle was observed primarily with T1W images using 9.4T MRI. Nutrient filling of the digestive tract was observed through both stages, while some muscles and dorsal vessels remain without drastic changes.

【目的】完全変態をする昆虫の前蛹から蛹化直後における体内変化の過程を連続観察した 例は殆ど無い、蛹化直後は外皮が柔らかく、解剖による観察は不可能である。そこで本研 究ではMRIによりカブトムシ前蛹から蛹化直後までの変態過程の形態学的観察を試みた。 【方法】前蛹から蛹化直後までのカブトムシを9.4T鉛直型 MRIを用いて連日撮像した。 [万法] 前頭から蛹に直後までのカアトムシを9.41 新直望 MR18 を用いて連日銀像した. 主 にT1W-FSE (TR/TE, 1538/8.5ms, ST, 1mm; FOV, 40-50 × 40mm; Matrix, 320-400 × 320) と用いた. [結果・考察] Figure 1にオス個体の蛹化4時間前及び蛹化 6時間後のT1強調像を示す. 前蛹と蛹化後体内には、液体が充填された消化管,心機能を 持つ背脈管,ならびに生殖器官と思われる組織が共通して観察された、一方,前蛹におい て後腸付近で渦巻く管が観察されたのに対し、蛹化後では観察されなかった.これらより、 前蛹内部は組織が完全に崩壊しているのではなく、消化管に栄養物を充填することにより 蛹化に備えていると考えられた.【結語】完全変態昆虫に対して俗に言われる「さなぎの内 部は溶けている」という表現は正確ではないことが明らかとなった.



Fig. 1 T1W images of the pupa of a male Japanese beetle 4 hour before pupation (a) and 6 hour after pupation (b). The head and tail parts are out of sensitivity range of the probe coil.

#### P-139-J FASE vs. EPI: Image Quality and Diagnostic Performance on DWI with Deep Learning **Reconstruction in Suspected Head and Neck Tumor** FASE vs. EPI: 頭頸部腫瘍診断での拡散強調像の深層学習型再構成を用いた画質と診断能の検討

池田 裕隆<sup>1</sup>, 大野 良治<sup>1</sup>, 山本 香織<sup>2</sup>, 村山 和宏<sup>3</sup>, 池戸 雅人<sup>2</sup>, 油井 正生<sup>2</sup>, 花松 智武<sup>1</sup>, 岩瀬 秋吉<sup>4</sup>, 福場 祟4. 小濱 祐樹<sup>1</sup>, 植田 高弘<sup>1</sup>, 小林 茂樹<sup>5</sup>, 外山 宏

Hirotaka Ikeda<sup>1</sup>, Yoshiharu Ohno<sup>1</sup>, Kaori Yamamoto<sup>2</sup>, Kazuhiro Murayama<sup>3</sup>, Masato Ikedo<sup>2</sup>, Masao Yui<sup>2</sup>, Satomu Hanamatsu<sup>1</sup>, Akiyoshi Iwase<sup>4</sup>, Takashi Fukuba<sup>4</sup>, Yuki Obama<sup>1</sup>, Takahiro Ueda<sup>1</sup>, Shigeki Kobayashi<sup>5</sup>, Hiroshi Toyama<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Fujita Health University School of Medicine, <sup>2</sup>Canon Medical Systems Corporation, <sup>3</sup>Joint Laboratory Research of Advanced Medical Imaging, Fujita Health University School of Medicine, <sup>4</sup>Department of Radiology, Fujita Health University Hospital, <sup>5</sup>Faculty of Radiological Technology, Fujita Health University School of Medicine

【要旨】 Image quality and diagnostic performance on DWI in head and neck tumors were compared between FASE and EPI and between each DWI with and without DLR. Our results demonstrated FASE had a superior capability to EPI for improving both, although DLR could only improve image quality.

Purpose: To compare the capability of DWI obtained by FASE and EPI sequences with and without deep learning reconstruction (DLR) for image quality and diagnostic performance improvements in patients suspected head and neck tumors. Materials and Methods: As *in vitro* study, a QIBA phantom was scanned at a 3T scanner by DWIs with both methods and reconstructed with and without DLR. Then, ADC of each phantom was evaluated on all data sets. As *in vivo* study, 41 patients (malignant vs. benjge: 17 vs. 24) were obtained T2WI and both DWIs. Then, each DWI was reconstructed with and without DLR. SNR and ADC of each suspected lesion was calculated as follows: (ROI area difference between each DWI and T2WI)/ (ROI area on T2WI). On *in vitro* study, correlation of ADC between each DWI and standard reference was statistically assessed. On *in vivo* study, each index was compared among all data sets by Student t-test. After ROC-based positive test, diagnostic performance was

Compared among all data sets by McNemar's test. **Results:** Each correlation coefficient was excellent on in vitro study (0.95 < r < 0.99, p < 0.0001). On *in vivo* study, DRs and SNRs of FASE with and without DLR were significantly improved as compared with EPI with or without DLR (p < 0.05). When applied each threshold value, FASE with and without DLR were significantly more specific and accurate than EPI with and without DLR (p < 0.05). **Conclusion:** FASE is superior to EPI for image quality and diagnostic performance improvements on DWI in this setting.

#### P-140-J Verification of image quality improvement effect by applying Deep Learning Reconstruction to 1.5T MRI in hippocampus T2-weighted image

海馬のT2強調画像における1.5T MRIへのDeep Learning Reconstruction適用による画質向上効果の検討

功<sup>1</sup>,石田 貴志<sup>1</sup>,榎本 克希<sup>1</sup>,大熊 潔<sup>2</sup>, 渡邉 浩美<sup>2</sup>, 児玉さゆり<sup>2</sup>, 小川 佐藤 吉海1.藤田 遼<sup>2</sup>.浅見 勇太<sup>2</sup>

Yoshiomi Sato<sup>1</sup>, Isao Fujita<sup>1</sup>, Takashi Ishida<sup>1</sup>, Katsuki Enomoto<sup>1</sup>, Kiyoshi Ookuma<sup>2</sup>, Hiromi Watanabe<sup>2</sup>, Sayuri Kodama<sup>2</sup>, you Ogawa<sup>2</sup>, Yuuta Asami<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, Saitama City Hospital, <sup>2</sup>Department of Diagnostic Radiology, Saitama City Hospital

【要旨】 We applied Deep Learning based Reconstruction technology "AiCE" to the T2 weighted image of the hippocampus images with 1.5T and verify image quality improvement effect of AiCE . As a result, it was suggested that enables 3T system level hippocampal examination even with the 1.5T system.

【目的】海馬のMRI検査には高いSNRおよび高精細画像が求められるため、てんかん診療ガイドライン2018では3T装置が推奨されている.また、 Gavin P.らによる海馬病変検出における3T装置の有用性についての報告がある.一方、1.5T装置で3T装置と同等の画質を得るには、撮像時間延長 と高精細化に伴うSNRの低下が問題となるが、これを解決する手段としてディープラーニングを用いたデノイズ技術(dDLR)がある.そこで我々は、 と同精細に住りられたの医しかの協定なるが、された形代する手後として、1.5T+AiCEと3Tのそれで撮像した画像を比較することで、1.5T装置でも3T装置と同等レベルの画質が得られるかを検証した。【方法】使用装置は、キヤノンメディカルシステムズ社製1.5T (Vantage Orian)と3T (Vantage Galan)を用いた、同意を得た健常ボランティア35名を対象に同一条件にて撮像した1.5T装置と3T装置の画質比較を行った、クリニカルスタディでは1.5T装置において、てんかん原因精査を施行した画像の中で海馬に左右差があった13症例を対象に、従来の撮像条件 (SNRの担保できる分解能条件)で撮像した定例画像と1.5T装置+AiCEで撮像した高精細画像との画質比較を行った。画質の比較方法は、SNR、CNR、当科の放射線科診断科医4名による視覚評価とした.【結果】ボランティアスタディでは、1.5T+AiCE群が3T群よりも有意に高い傾向を示した.クリニカルスタディでは1.5T+AiCE群が従来撮像条件群よりも有意に高い傾向を示した.【結語】AiCEの適用により、1.5T装置でも3T装置と同 等の高精細条件にて撮像時間の延長なくSNRを担保しながら海馬の検査が可能であることが示唆された.

#### P-141-J Pyramidal tract visualization ability with automatic brain white matter extraction software in patients with brain arteriovenous malformations

脳動静脈奇形患者における脳白質自動抽出ソフトを用いた錐体路の描出能評価

毅<sup>1</sup>, 坂田健太郎<sup>1</sup>, 岩崎 貴大<sup>1</sup>, 齊藤 延人<sup>2</sup>, 阿部 修1 鈴木 雄一<sup>1</sup>,新谷 祐貴<sup>2</sup>,上山

Yuichi Suzuki<sup>1</sup>, Yuki Shinya<sup>2</sup>, Tsuyoshi Ueyama<sup>1</sup>, Kentaro Sakata<sup>1</sup>, Takahiro Iwasaki<sup>1</sup>, Nobuhito Siato<sup>2</sup>, Osamu Abe<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Technology, The University of Tokyo Hospital, <sup>2</sup>Department of Neurosurgery, The University of Tokyo Hospital

【要旨】We adapted an automatic brain white matter extraction software for patients with brain arteriovenous malformations (BAVM). When BAVM apparently pressed with pyramidal tracts, the visualization ability decreased, but when they were in contact, the findings were the same as those in normal volunteers.

[Purpose]We aimed to investigate the effect of the presence of brain arteriovenous malformations (BAVM) on the automatic brain white matter extraction software (TractSeg) findings of pyramidal tracts (PT) and their clinical usefulness.

[Materials and Methods] The study included 7 healthy males and 13 patients with AVMs localized in the left cerebral hemisphere. Among the 13 patients, 6 had AVMs apparently pressing with PT (group A) and 7 had them in contact with PT (group B). We used a Siemens 3.0-Tesla MRI (MAGNETOM Skyra). The parameters were as follows: SMS = 2, b-value = 3000 s/mm<sup>2</sup>, MPG = 64 axes. The number of voxels in each PT was compared and the drawing degree of tractography was evaluated.

Results in group A, volume extraction of PT was performed, but tractography could not be visualized in one case. The numbers of voxels were as follows: right, 2007 and left, 1602, with a significant difference (p = 0.0431). In healthy subjects and group B, PT were depicted in all cases. The numbers of voxels in healthy subjects and group B were as follows: right, 2137 and left, 2031; and right, 1930 and left, 1974, respectively, without a significant difference (p = 0.116 and p = 0.116, respectively). [Discussion]The PT depiction on the AVM side was 11/12 (83.3)% for patients, suggesting that this method is sufficiently useful. However, in two cases from group A, the area beyond BAVM was not visualized, suggesting that the localization of the disease may

greatly affect the findings.

[Conclusion] The usefulness of TractSeg was suggested in patients with BAVM.

#### P-142-J Improving the Quality of Ultrashort TE 4D MR Angiography by Machine Learning 機械学習による Ultrashort TE 4D MR Angiography の改善

和田 昭彦, 池之内 穣, 赤津 敏哉, 明石 敏昭, 佐野 勝廣, 藤田 翔平, 佐藤香菜子先生, 鎌形 康司, 菊田 潤子, 富澤 信夫, 早川 弥生,中西 淳,青木 茂樹

Akihiko Wada, Yutaka Ikenouchi, Toshiya Akatsu, Toshiaki Akashi, Katsuhiro Sano, Shohei Fujita, Kanako Sato, Koji Kamagata, Junko Kikuta, Nobuo Tomizawa, Yayoi Hayakawa, Atsushi Nakanishi, Shigeki Aoki

Department of Radiology, Juntendo University

【要旨】 The application of machine learning techniques in image transformation and super-resolution improves the disadvantages of 4D MR Angiography. Furthermore, perfusion images were obtained.

Objective: UTE 4D-MRA can provide information about vascular structure and blood flow. Current UTE 4D-MRA is behind 3D TOF MRA in spatial resolution and peripheral vessel visualization. Our goal is to improve 4D-MRA quality by machine learning techniques.Methods: 3TMRI system (Vantage Centurian, Canon Medical Systems), UTE 4D-MRA (8 steps, recon voxel size: 0.5x0.5x0.5mm, scan time 11:42) and 3D TOF MRA (0.2x0.2x0.5mm, 2:56), We focused on improvement of peripheral vessel visualization, higher resolution, time phase completion, and perfusion image generation.Results: Pix2pix (Unet+GAN) converted UTE 4D-MRA to TOF-MRA quality with improvement of peripheral vessel visualization. Super-resolution SRResNet achieved higher image quality. Encoder-Decoder model improved temporal resolution by complementing time-phase data. Perfusion like imaging was generated using the intra- and paravascular signal change.Conclusion: The quality of UTE 4D MRA can be improved by machine learning techniques.



# P-143-J Improved performance of deep-learning-based super-resolution of clinical brain images improved by decreasing reduction factor

#### Reduction factorの改善による臨床脳画像のディープラーニング超解像の性能向上

高橋絵里花<sup>1</sup>, 宮坂 知樹<sup>1</sup>, 舟山 慧<sup>2</sup>, 玉田 大輝<sup>2</sup>, 本杉宇太郎<sup>3</sup>, 森阪 裕之<sup>2</sup>, 大西 洋<sup>2</sup>, 寺田 康彦<sup>1</sup> Erika Takahashi<sup>1</sup>, Tomoki Miyasaka<sup>1</sup>, Satoshi Funayama<sup>2</sup>, Daiki Tamada<sup>2</sup>, Utaroh Motosugi<sup>3</sup>, Hiroyuki Morisaka<sup>2</sup>, Hiroshi Onishi<sup>2</sup>, Yasuhiko Terada<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institute of Applied Physics, University of Tsukuba, <sup>2</sup>Department of Radiology, University of Yamanashi, <sup>3</sup>Department of Radiology, Kofu-Kyoritsu Hospital

【要旨】 We clinically evaluated deep neural networks (DNNs) of super-resolution for brain images. However, T1WI super-resolution DNNs showed poor performance because of the high reduction factor (R) of the original low-resolution image. Here, we improved the network performance by reducing R.

【はじめに】一昨年の本大会では[1],検査時間の短縮を目指し,臨床脳画像の Deep learning (DL)超解像のnetwork構築と臨床評価を行った.その際,T1WI の超解像は、元の低解像度(LR)画像のreduction factor (R)が高すぎて、低い性能 を示した.そこで本研究では、LR画像のRを下げることでT1WI超解像の性能向 上を目指した.【実験】DL学習用の画像はすべてGE社製3T(SIGNA Premier) で取得した.Multicontrast超解像を採用し、Unetの入力画像として、T1W1-LR, FLAIR-LR,T2W高解像度画像(HR)の3画像を用いて、T1Wの超解像画像(SR) を出力した.T1W-LR入力画像の位相エンコード数を16(R=12,前回と同じ), 58(R=3)として学習した場合のネットワーク性能を比較した.性能指標として、入 力画像に人工的に文字を追加した時の出力画像と高解像度(GT)画像との構造類似 度(SSIM)を計算した.文字追加の際は、腫瘍のコントラストを模して、T1W-LR入力画 &FLAIR-LRでは減算を、T2W-HRでは加算を用いた.【結果】T1W-LR入力画 像の文字の視認性は、以前の条件(R=12)よりも今回の条件(R=3)の方が高く, 超解像画像でも同じ傾向だった.R=12よりもR=3の方がSSIMの値が向上した.



#### P-144-J Accelerated T1 weighted PROPELLER of the brain with model based deep learning モデルベース深層学習を用いた頭部T1強調PROPELLER 撮像の高速化

川村 元秀<sup>1</sup>, 玉田 大輝<sup>1</sup>, 佐藤 兼是<sup>2</sup>, 濱崎 真滉<sup>2</sup>, 舟山 慧<sup>1</sup>, 若山 哲也<sup>3</sup>, 本杉宇太郎<sup>4</sup>, 森阪 裕之<sup>1</sup>, 大西 洋<sup>1</sup> Motohide Kawamura<sup>1</sup>, Daiki Tamada<sup>1</sup>, Kazuyuki Sato<sup>2</sup>, Masahiro Hamasaki<sup>2</sup>, Satoshi Funayama<sup>1</sup>, Tetsuya Wakayama<sup>3</sup>, Utaroh Motosugi<sup>4</sup>, Hiroyuki Morisaka<sup>1</sup>, Hiroshi Onishi<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, University of Yamanashi, <sup>2</sup>Division of Radiology, University of Yamanashi Hospital, <sup>3</sup>MR Collaboration and Development, GE Healthcare, <sup>4</sup>Department of Radiology, Kofu-Kyoritsu Hospital

【要旨】 We propose deep learning-based PROPELLER for T1W imaging of the brain. Our initial prospective study demonstrates that model based deep learning can reduce scan time by suppressing noises and streak artifact under higher parallel imaging factor.

[Purpose] In T1 weighted imaging of the brain, PROPELLER is robust to motion but requires longer acquisition times than conventional FSE does. The aim of this study is to accelerate PROPELLER by a parallel imaging (PI) and model based deep learning. [1] [Methods] Brain images were acquired from two volunteers with PI factor of 3. They were retrospectively undersampled and used for training of deep learning and validation. Prospectively underesampled data with PI factor of 6 were acquired from one volunteer for testing. [Results] Reconstructed images with conventional SENSE and the proposed method are shown in the figure. Compared to SENSE, our method successfully removes the noises in the brain and streak artifacts around the brain caused by high PI factor. The scan time reduced from 3 min 3 sec to 2 min 23 sec. [Conclusion] The proposed method using deep learning is promising in accelerating T1 PROPELLER of the brain. [References] [1] IEEE Trans Med Imaging, 2019 Feb;38(2):394-405.

# SENSE Proposed Image: Sense interaction of the sense interactio

# P-145-J Local pattern analysis in DWI and dMRI parameter maps for synthetic X-Q space learning 生成型X-Q空間学習のための拡散強調像および拡散 MRIパラメタマップの局所パターン解析

増谷 佳孝

#### Yoshitaka Masutani

Graduate School of Information Sciences, Hiroshima City University

【要旨】In this study, statistical analysis of local pattern of DWI and parameter maps of diffusion MRI signal models are performed, for realizing a novel diffusion MRI parameter inference method called synthetic X-Q space learning, which enables the spatial regularization in the parameter inference.

Recently, a method of directly inferring dMRI signal model parameters from DWI signal values by regression based on machine learning has been developed. The author's group has been studying synthetic Q-space learning in which regressor training is performed only with the synthetic data, and showed that model parameters can be inferred robustly. In this study, as one of the methods to make the inference more robust, the synthetic X-Q space learning that enables the spatial regularization in the parameter inference is introduced. That is, in order to perform regression by machine learning in which not only the parameter estimation position but also the signal values of the surrounding pixels are input, a method of generating a local pattern of a DWI that matches the actual signal value distribution is examined. Specifically, first, in the local region (X space) in the actual data of the diffusion-weighted image, all the signal decay ratios of the number of samples in the Q space to be used are extracted. Then, statistical analysis is performed to decompose the X-Q space data into several base patterns. Next, the base pattern of the extracted X-Q space is observed, and the loss by reconstruction with the linear combination of the bases is quantitatively evaluated. Similarly, the same local pattern analysis is performed for the parameter map. In this study, principal component analysis and non-negative matrix factorization are used as statistical analysis to extract the basis pattern of the X-Q space, and the advantages and disadvantages of both are discussed.

#### P-146-J Investigation of Optimal Original Image b-value for Computed DWI in DWI Using FASE Sequence

#### FASE-DWIにおけるComputed DWIの最適な元画像b値の検討

朝倉 祐太<sup>1</sup>, 伊藤 拓也<sup>1</sup>, 松島 孝昌<sup>2</sup>

Yuta Asakura<sup>1</sup>, Takuya Ito<sup>1</sup>, Takamasa Matsushima<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Technology, Tomei Atsugi Hospital, <sup>2</sup>Department of Radiological Technology, Tojun Hospital

【要旨】 The effect of the original image b-value on the image quality of computed DWI in prostate FASE-DWI was investigated. As a result, the optimal original image b-value was found to be b=[0,1000]s/mm<sup>2</sup>.

【目的】前立腺撮像においてEPI-DWIでは、直腸ガスによる磁化率アーチファクトが原因で評価困難な場合がある。その時の追加撮像として、磁化率 変化に影響されにくいFASE-DWIが有用だと考えた。しかし撮像できる最大b値がb=1000s/mm<sup>2</sup>のため、Computed DWIでhigh-b画像を作成す る必要がある。そこで元画像b値(すなわち撮像b値)によるComputed DWIの画質への影響を比較し、最適な元画像b値を検討した。

る必要がある、そこで元曲像b値(すなわち撮像b値)によるComputed DWIの画質への影響を比較し、最適な元画像b値を検討した. 【方法】1.2共通)使用装置: Canon 社製Vantage Galan 3T. 撮像シーケンス: FASE-DWI. b値=[0,400], [0,600], [0,800], [0,1000]s/mm<sup>2</sup>の組 合せで撮像し、それぞれでComputed DWI(b=1500)を作成して比較検討画像とした. 1)物理評価: 自作ファントム(前立腺癌模擬試料と正常辺縁域 模擬試料を配置)を作成し、Computed DWIの名試料の信号強度(SI)を測定した.そしてコントラスト比(CR)を算出して比較した. 2)規算価: 健 常ボランティアの前立腺撮像を行った.そして診療放射線技師5名にて視覚評価(5点評価)を行い、前立腺の明瞭さに関して比較した. 2)規算部: 【結果・考察】1)Computed DWIのSIは元画像b値が高くなるほど上昇した. Computed DWIのCRはb=[0,800] と [0,1000]s/mm<sup>2</sup>が同等で高かっ た(p>0.05). 2)ボランティア画像のComputed DWIにおいて、b=[0,1000]s/mm<sup>2</sup>が他の元画像b値より高かった(p<0.05).またb=[0,400]s/mm<sup>2</sup> では圧倒的に低い結果となった.これは皮下脂肪や骨髄のADC<の高輝度ピクセル(測定不良ピクセル)が他よりも多かったこと、また毛細血管内の 灌流の影響で前立腺自体の信号が弱くなったことが原因だと考える. 【結論】前立腹におけるFASE-DWIのComputed DWIでは、b=[0.1000]s/mm<sup>2</sup>が最適な元画像b値となった.

【結論】前立腺におけるFASE-DWIのComputed DWIでは、b=[0,1000]s/mm<sup>2</sup>が最適な元画像b値となった.

#### P-147-J Phantom study for optimal scan parameters of multi-NEX HASTE in Prostate MRI 前立腺MRIにおける multi-NEX HASTE 法の至適撮像条件のファントム実験による検討

竹位 応輝,室屋 隆伸,松尾 浩二

Oki Takei, Takanobu Muroya, Kouji Matsuo

National Hospital Organization Kyoto Medical Center

【要旨】T2-weighted images play an important role in prostate MRI. In this study, examined the optimal imaging conditions for multi-NEX HASTE using a phantom. The optimal imaging condition was TR:700ms, TE:117ms, ES, 6.12ms, FA:100°

【目的】前立腺Magnetic Resonance Imaging (MRI)において,T2強調像は重要な役割を果たす.信号雑音比(SNR)と空間分解能が高いTurbo Spin Echo(TSE)が基本的な撮像法であるが,動きに弱く画質劣化が問題となることがある.解決策として高速撮像法であるHalf-Fourier Acquisition Single-Shot TSE(HASTE)があるが,信号収集中の信号減衰によるコントラスト不良とポケを伴う.これらを解決する為にmulti-NEX HASTE(mHASTE)を前立腺MRIに応用する.本研究の目的は各撮像条件を変更しながら前立腺模擬自作ファントムをmHASTEで撮像し,TSEと比較 することで至適撮像条件を検討することである.【方法】辺縁領域(A),辺縁領域内の悪性腫瘍(B),内腺領域(C)と内腺領域内の悪性腫瘍(D)の持つT1 値,T2値を模したファントムを作成した.このファントムをTR,TE,Echo Space(ES),FAを変化させmHASTE法で撮像した.得られた画像からSNRを 計算する.次に,3つのコントラスト(A:B, A:C, C:D)を求め,TSE法と比較した.【結果】TRの増加に伴いAのみSNRが低下した.コントラストに大き な変化は見られず,A:CのみTSE法を下回った.TEの変化によるSNRの差はAとBで127ms以降低下した.コントラストは何れもTEの増加に伴い上昇 し,TE117以降でTSE法と同等以上となった.ESは6.12msまで低下に伴いA,B,CでSNRが上昇し,それ以降は低下した.Dでは大きく変化しなかった. コントラストに大きな変化は見られず A:CのみTSE法を下回った FAの変化によるSNRの差はAでは100°まで上昇し、それ以降低下した Bでは105° コントラストに大きな変化は見られず,A:CのみTSE法を下回った.FAの変化によるSNRの差はAでは100°まで上昇し,それ以降低下した.Bでは105 °まで上昇しそれ以降低下した.CとDでは大きく変化しなかった.コントラストはFAの上昇に伴い上昇したが,A:Cのみ常にTSE法を下回った.上記よりTRは比熱吸収率を考慮し700ms前後,TE:117ms,ES:6.12ms前後,FA:100°を至適撮像条件とした.【結語】前立腺模擬自作ファントムを用い.TSE 法と比較することでmHASTE法の前立腺における至適撮像条件を検討することが出来た.

#### P-148-J Multiparametric MR imaging in diabetic nephropathy: New insights to evaluate early diabetic nephropathy noninvasively

マルチパラメトリック MRIによる早期糖尿病性腎症の新たな非侵襲的検査法についての検討

優<sup>2</sup>, 木戸 勉<sup>1</sup>, 上田 步<sup>1</sup>,福永 健志<sup>1</sup>,檜垣 篤<sup>1</sup>, 神吉 昭彦<sup>1</sup> 山本 亮<sup>1</sup>, 玉田

Akira Yamamoto<sup>1</sup>, Tsutomu Tamada<sup>1</sup>, Yu Ueda<sup>2</sup>, Ayumu Kido<sup>1</sup>, Takeshi Fukunaga<sup>1</sup>, Atsushi Higaki<sup>1</sup>, Akihiko Kanki<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Diagnostic Radiology, Kawasaki Medical School, <sup>2</sup>Philips Japan

【要旨】 The purpose of this study was to identify the changes in MRI findings in early diabetic nephropathy. T2\* values of medulla, inverted TI and optimal TI. This study suggests the possibility using multiparametric MRI can evaluate early DN.

ObjectiveThe purpose of this study was to identify the changes in multiparametric magnetic resonance imaging (MRI) findings in early diabetic nephropathy. Materials and MethodsThe study subjects (n=47) were divided into two groups: healthy group (healthy volunteers, n=13), early diabetic nephropathy group (stage 1-2; n=34). Parameters with non-contrast 3T-MRI were measured with the following; T2 values, BOLD, Optimal inversion TI (TI of maximum CMR) and inverted TI (TI that inverts the cortex and medulla SI) were calculated by SSFP with a special selective IR pulse with multi TI. Renal cortical thickness and renal length were also measured. Each of these values was compared two groups Results A significant difference between the two groups were seen in T2 value of cortex (98.55 ± 10.23) vs. 106.20 ± 10.63; p=0.030), T2\* value of medulla ( $35.54 \pm 5.21$  vs.  $39.01 \pm 6.05$ ; p=0.037) and, inverted TI and optimal TI of SSFP with a ssIR pulse ( $1219.23 \pm 69.34$  vs.  $1283.82 \pm 57.37$ ; p=0.005), ( $1369.23 \pm 80.46$  vs.  $1435.29 \pm 66.89$ ; p=0.010). Conclusion This study suggests the possibility that MRI using the values of T2 in cortex, inverted TI and optimal TI of SSFP with an ssIR pulse might sensitively capture edematous changes in the renal cortex in early stage of diabetic nephropathy and T2\* in medulla, which can sensitively capture hypoxia in renal medulla, can be used to evaluate early diabetic nephropathy non-invasively and in a short period of time.

#### P-149-J Evaluation of Image Quality in High-Spatial-Resolution Prostate MRI with Deep Learning Reconstruction

#### 前立腺MRIにおける Deep Learning 画像再構成を用いた高分解能画像の画質評価

仲宗根進也, 垂脇 博之, 小山 佳寛

Shinya Nakasone, Hiroyuki Tarewaki, Yoshihiro Koyama

Division of Radiology, Department of Medical Technology, Osaka University Hospital

【要旨】 The purpose of this study was to compare T2-weighted image (T2WI) of the prostate according to Prostate Imaging-Reporting and Data System version 2.1 and the higher-spatial-resolution T2WI with Deep Learning (DL) reconstruction. The image quality of T2WI with DL reconstruction were improved.

【目的】前立腺癌における画像診断の重要性から、Prostate Imaging-Reporting and Data System version 2.1(PI-RADS v 2.1)では横断面のT2 強調画後(T2WI)をスライス厚/間隔=3/0mm, FOV=120~200mm, matrixが≦0.7 × ≦0.4mm(phase × frequency)の高分解能で撮像することが推奨されている. この条件で画質を担保し撮像するのは困難であるが、Deep Learning(DL)を用いた画像再構成技術を使用することで、従来と同程度の撮像時間で高分解能画像の画質向上が期待できる. そこで本研究ではDLを使用しPI-RADS v 2.1の撮像条件(スライス厚/間隔=3/0mm, 同程度の撮像時間で高分解能画像の画質向上が期待できる.そこで本研究ではDLを使用しPI-RADS v 2.1の撮像条件(スライス厚/間隔=3/0mm, FOV=200mm, matrix=0.7×0.4mm)より高分解能なT2WIの画質評価を行った.【方法】MRI装置はSIGNA Architect 3.0T(GEヘルスケア社製), 体幹部用コイルを使用した.まず,均一ファントムをFOV=240mm, matrixを0.7×0.4mmと0.4×0.4mmに設定し、スライス厚を1,2,3mmと 変化させて,DLを使用したT2WIを撮像しSNRを測定した.次に,健常ボランティア5名を対象にFOVを200mmに設定し、ファントムと同一条件 で前立腺を含む骨盤部を撮像した.得られた画像から前立腺,脂肪,筋肉のSNRを測定した.また,放射線技師2名と放射線診断医3名により鮮鋭度, ノイズ,総合的な画質について視覚評価を行った.【結果】ファントム実験では、PI-RADS v 2.1の条件の画像とDLを使用した0.7×0.4mm,1mm 厚の画像のSNRが同等となった.ボランティア撮像では、PI-RADS v 2.1の条件の画像とDLを使用した0.4×0.4mm,2mm厚の画像が前立腺、筋 肉において同等のSNRとなり,脂肪は0.4×0.4mm,3mm厚の画像が同等となった.視覚評価では臨床で撮像しているDLを使用したPI-RADS v 2.1の条件の画像よりDLを使用した0.4×0.4mm,3mm厚の画像が鮮鋭度,総合的な画質の評価が有意に向上し、ノイズは同等となった.【結語】 DL再構成法を使用することで,高分解能T2WIはPI-RADS v 2.1の像条件より画質が向上した.

#### P-150-J Pathological Features of Prostate Cancer with Suspected Extraprostatic Extension on **Multiparametric MRI**

#### マルチパラメトリック MRI上で被膜外浸潤が疑われる前立腺癌の病理学的特徴の検討

岡野 孔亮<sup>1</sup>, 見越 綾子<sup>1</sup>, 濱邊布美子<sup>1</sup>, 江戸 博美<sup>1</sup>, 宮居 弘輔<sup>2</sup>, 津田 弘 均<sup>3</sup>,伊藤 敬一<sup>4</sup>,新本 Kousuke Okano<sup>1</sup>, Ayako Mikoshi<sup>1</sup>, Fumiko Hamabe<sup>1</sup>, Hiromi Edo<sup>1</sup>, Kosuke Miyai<sup>2</sup>, Hitoshi Tsuda<sup>3</sup>, Keiichi Ito<sup>4</sup>, Hiroshi Shinmoto<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, National Defense Medical College, <sup>2</sup>Department of Pathology, Japan Self Defense Forces Central Hospital, <sup>3</sup>Department of Basic Pathology, National Defense Medical College, <sup>4</sup>Department of Urology, National Defense Medical College

[要旨] The risk of pathologically proven to be extraprostatic extension(EPE) is not so high even in the case of frank breach on multiparametric MRI(mpMRI). The absence of pathological EPE despite frank breach or bulging on MRI is associated with tumors in anterior and high expression of periostin.

Background

Extraprostatic extension(EPE) of prostate cancer is associated with risk of positive margins for total prostatectomy, biochemical recurrence, metastasis, and low survival rate. Recently, an MRI-based EPE grading system has been proposed by Mehralivand et al, but the risk of pathologically proven to be EPE is not so high(66.1%) even in the case of frank breach of the capsule(EPE grade 3) on multiparametric MRI(mpMRI). We investigated histopathological features of cases of prostate cancer with and without pathological EPE among those with frank breach or bulging on model. breach or bulging on mpMRI.

We evaluated preoperative MRIs of 313 patients who underwent total prostatectomy at our hospital between 2008 and 2020. Cases with frank breach or bulging on MRI were selected, and the histopathological findings(Gleason grade, IDC-P, location, periostin expression) of cases with pathological EPE(pEPE+) and those without pathological EPE(pEPE-) were compared.

Among 313 cases, 41 cases showed frank breach and 55 cases showed bulging on MRI, for a total of 96 cases. Among them, pEPE+ and pEPE- were found in 48 and 48 cases, respectively. Tumors with higher Gleason grade and IDC-P showed significantly higher percentage of pEPE+(p=0.0004 and p=0.0123, respectively). On the other hand, anterior tumors and tumors with high periostin expression showed significantly higher percentage of pEPE-(p=0.042 and p<0.0001, respectively). Conclusion

The absence of pathological EPE despite frank breach or bulging on MRI is associated with tumors in anterior and high expression of periostin.

#### Р-007-Е Evaluating the role of MRU in anterior male urethral strictures

Rastogi Rajul, Neha Jain, Vijai Pratap

Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India

【要旨】 MRU can be used with high accuracy in anterior urethral strictures to predict the correct mode of management in anterior male urethral strictures thus preventing related morbidity due to recurrence.

Objectives: MRU has gained acceptance over Retrograde Urethrography in anterior urethral strictures as it can also evaluate periurethral region affecting further management besides obviating radiation exposure. This prospective study aimed to: Compare accuracy of MRU in evaluation of anterior male urethral strictures.

Role of MRU in predicting management of anterior male urethral strictures.

Methods: Twenty male patients with suspected anterior urethral strictures were referred to our department for MRU that was performed on 1.5T scanner following distension of the urethra by instillation of optimal amounts of sterile gel per urethram & application of softplastic, penile-tip clamp. High-resolution, T2 weighted images were obtained in all planes. Data related to site & length of stricture; presence or absence of spongiofibrosis with its extent and any other associated abnormality was recorded in MRU. The findings were compared to that of the intraoperative findings. Results: Out of 20 patients, three patients were excluded from our study due to suboptimal MRI scan quality. Long-segment stricture in anterior urethra was detected in 14 out of 17 (82.4 percent) patients. In rest three cases, though the stricture was diagnosed as short-segment but revealed spongiofibrosis affecting the patient management. Thus, MRI had an overall accuracy of 100 percent when correlated with final management.

#### P-008-E Comparison of Imaging Characteristics on CT and MR Urography in Urological Conditions

Rastogi Rajul, Nitya Verma, Vijai Pratap

Department of Radiodiagnosis, Teerthanker Mahaveer Medical College and Research Center, Moradabad, UP, India

【要旨】MRU is very specific to secondary signs of obstruction & to causes of obstructive uropathy & hematuria. It serves as an excellent tool in patients with contraindication of contrast injection in CT scan as well as in children, during pregnancy and in conditions requiring repetitive examinations.

Background: Urinary tract pathologies are common causes of morbidity presenting mainly as acute flank pain, obstructive uropathy and hematuria with calculus being the commonest cause. Computed tomography (non-contrast, contrast enhanced & urography) of the KUB region has been considered as the mainstay in evaluation of patients with urinary tract symptoms. Limitations of radiation exposure and risks of contrast injection in Computed Tomography, have provided space for magnetic resonance urography (MRU) that has recently gain acceptance. Thus, with the aim of evaluating the scope of MRU in various urinary tract pathologies, we planned a comparative study between CT scan and MRU.

Material and Methods: Thirty-five patients with urinary tract symptoms (acute flank pain, obstructive uropathy & hematuria) were evaluated with CT scan and MRU. CT scan was performed on 128-slice CT scanner while MRU was performed on 1.5T MR scanner using the standard protocol. The data thus recorded in a single blinded manner was analyzed using appropriate statistical methods and tools.

Observations & Results: Compared with CT scan, MRU had a poor accuracy in detecting urinary tract stones especially less than <6mm and without secondary signs of obstruction. However, MRU performed very well in patients with obstructive uropathy and hematuria subgroup with no significant difference in accuracy from CT scan. Overall, MRU had a moderate sensitivity of 76.3%, high specificity of 96.9% and moderately high accuracy of 85.7%.

# INDEX 索引

## 座長・筆頭著者索引

#### 数字は演題番号を示す

#### SL:特別講演, KJ:ASMRM/JSMRM-KSMRM/JPC Joint Symposium, KS:ASMRM/JSMRM-KSMRM Joint Symposium,

SY:シンポジウム, HS:ハンズオンセミナー, EL: 教育講演, O:一般演題(口述発表), P:一般演題(ポスター), LS:ランチョンセミナー, SS:スポンサードセミナー, MS:モーニングセミナー, ES:イブニングセミナー

[A]	
Abdelazim, Elsayed Elh	elaly 02-014
Ahn, Chang-Beom	SL3
Arnoldner, Christoph	ES3-2
(B)	
Bakalova, Rumiana	SY15-2
Bhusal Chhatkuli, Ritu	02-023
[0]	
	K  1 2
Cao, Peng	KJI-2 KS1-2
Christina Andica	P=015=E
Chiristina, Anuica	1 013 L
[G]	
Ga Eun. Park	Р-006-Е
,	
(H)	
Hyeong-Geol, Shin	O2-018
Hynynen, Kullervo	SY5-3
[J]	
J. P. van Osch, Matthia	s LS1-2
<b>1</b> 143	
[K]	
Ko, Eun Sook	SY11-4
71.3	
I∟I Le Khanh	K  1-1
Lee Ho Yun	SY8-2
	510 2
[M]	
Minji, Kim	O2-011
Mun, Chi-Woong	座(O2-014~018)
[N]	
Nariya, Cho SY1	1-1,座(SY11-1~5)
Neha, Jain	P-004-E, P-012-E,
	Р-013-Е, Р-016-Е,
	P-011-E
Park li Fun	KC1-1
Prakash Mahesh	座(○2-006~009)
i rakasii, ivianesii	座(02 000 00)
(R)	
R. Allen, Waggoner	02-016
Rajul, Rastogi	02-007, Р-002-Е,
· · · ·	P-003-E, P-005-E,
	P-014-E, P-009-E,
	P-010-E, P-001-E,
	Р-007-Е, Р-008-Е
[S]	
Schwarz-Nemec, Ursul	a ES3-3
Shin, Hee Jung	SY11-3
Steckner, Michael	MS1-1

			石川	応樹
TAN	G, Phua	a Hwee KS1-3	石田	翔太
71.13			石田	正樹
Liem	aten Al	ciko 02-010	息	知秘
Ueno	atsu, Ar Kenic	hi $O_2 = 0.17$	涨峭	古仰
Ocho	, itellie		礒田	治未
[V]			磯田	裕義
Van	Cautere	en, Marc LS1-1	板井	善則
Voge	l-Claus	ssen, Jens SY8-3	市川	和茂
			市川新	析太郎
[W]				
Wang	g, Meiy	un KS1-5,	市尻	航輝
		座(O2-010~013)	井戸	翔太
Wan	xuan, F	ang 02-006	伊藤	憲之
11/1			伊藤	研れた
	M	02.015	伊滕	公輔
ruxu	an, Mu	02-015	伊果	大弾
[7]			が衆	利力)· 奴
Zimn	nerling	Martin ES3-1	개비판	カ
2	10111116,			
【あ】			稲毛	章郎
青木	茂樹	座(SY12-1~5)	井上	敬
青木	隆敏	座(LS8-1~2)	井上	優介
青木	貴紀	P-044-J	今井	広
青野	聡	02-081	今井	裕
赤井	宏行	P-031-J	今泉	晶子
赤澤侯	載太郎	P-080-J	岩澤	多恵
赤津	敏哉	02-044		
+H A	44. I	D 1 16	LLL L L	1 /7
朝倉	祐太	P-146-J	岩村	大径
朝倉 安里 述野	祐太 昌竜 波慧	P-146-J O2-026 O3-007	岩村	大径
朝倉 安里 浅野 車	祐太 昌竜 波慧	P-146-J ○2-026 ○3-007 咴(\$¥12-1~5) \$¥12-2	岩村 【う】 植木	大径
朝倉 安里 浅野 東 三 ジジ	祐太 昌	P-146-J O2-026 O3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 O1-024	岩村 【う】 植木 上嶋	大径
朝安浅東阿阿知 第二十二章	祐昌波菜智碱	P-146-J O2-026 O3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 O1-024 O2-037	岩村 【う】 植木 上田	大径 渉 臣 輔
朝安浅東阿阿阿阿里野善曽知部	祐昌波菜智颯 太竜慧子明太修	P-146-J 〇2-026 〇3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 〇1-024 〇2-037 座(EL10-1~2)	岩村 【う】 植 上 植 田 田	大径 沙臣輔樹
朝安浅東阿阿阿阿阿拿美東 曾知部部	祐昌波菜智颯 代太竜慧子明太修子	P-146-J 〇2-026 〇3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 〇1-024 〇2-037 座(EL10-1~2) P-074-J	岩 【前上上 植 加田田田 田田	大 一桂大高 一桂大高
朝安浅東阿阿阿阿安倉里野 曽知部部部	祐昌波菜智颯(代治太竜慧子明太修子彦	P-146-J 〇2-026 〇3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 〇1-024 〇2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1	岩村 【う】 植上上植植上 田田田田	大 一桂大高 優
朝安浅東阿阿阿阿安阿倉里野 曽知部部部部部部	祐昌波築智颯 代治正太竜慧子明太修子彦裕	P-146-J O2-026 O3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 O1-024 O2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J	岩村 【植上上植植上上 上 町 一 村	大 一桂大高 亮
朝安浅東阿阿阿阿安阿天倉里野 曽知部部部部野	祐昌波榮智颯 针治正恵太竜慧子明太修子彦裕太	P-146-J 〇2-026 〇3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 〇1-024 〇2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J 〇1-039	岩村 【う】 植上上植植上上上 上 社	大 一桂大高 浩 浩
朝安浅東阿阿阿阿安阿天新倉里野 曽知部部部野井	祐昌波菜智姆。代治正恵貴太竜慧子明太修子彦裕太士	P-146-J 〇2-026 〇3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 〇1-024 〇2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J 〇1-039 P-100-J	岩 【前上上植植上上上上 加本嶋田田田田谷山	大 一桂大高 浩 澄臣輔樹弘優亮之毅
朝安浅東阿阿阿阿安阿天新新 倉里野 曽知部部部野井井 う沼沙 香	祐昌波葉智姆。行治正恵貴勇討太竜慧子明太修子彦裕太士輔	P-146-J 〇2-026 〇3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 〇1-024 〇2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J 〇1-039 P-100-J P-022-J	岩 (う) 植上上植植上上上内:	大 一桂大高 浩 幸: 一桂大高 浩 幸:
朝安浅東阿阿阿阿安阿天新新新倉里野 曾知部部部部野井井川二多沼沙 香	祐昌波菜智姨 行治正恵貴勇翔這大竜慧子明太修子彦裕太士輔太正	P-146-J 〇2-026 〇3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 〇1-024 〇2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J 〇1-039 P-100-J P-022-J P-012-J	岩 (前上上植植上上上内内)	大 一桂大高 浩 幸 并径 涉臣輔樹弘優亮之毅司航
朝安浅東阿阿阿阿安阿天新新新有台倉里野 曽知部部部部野井井川田田(美活)、香港、東京、東京、東京、東京、東京、東京、東京、東京、東京、東京、東京、東京、東京、	祐昌波菜智姆 乔治正恵貴勇翔圭治太竜慧子明太修子彦裕太士輔太吾4	P-146-J O2-026 O3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 O1-024 O2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J O1-039 P-100-J P-012-J O2-074	岩(植上上植植上上上上内内内)	大 一桂大高 浩 幸 英 隆重輔樹弘優亮之毅司航雄路
朝安浅東阿阿阿阿安阿天新新新有有安倉里野 曾知部部部部野井井川田田英美子派 香	祐昌波菜智颯 (沿正恵貴勇翔圭祐美太竜慧子明太修子彦裕太士輔太吾起)	P-146-J O2-026 O3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 O1-024 O2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J O1-039 P-100-J P-012-J O2-074 O2-054 座(EL1 2) J 52.1	岩 【植上上植植上上上上内内内字版材)】木嶋田田田田谷山田田海野田	大 一桂大高 浩 幸 英 毗径 涉臣輔樹弘優亮之毅司航雄隆四
朝安浅東阿阿阿阿安阿天新新新有有安倉里野 曽知部部部部野井井川田田藤 9723367373	祐昌波菜智颯 (沿正恵貴勇翔圭祐美太竜慧子明太修子彦裕太士輔太吾起子	P-146-J 〇2-026 〇3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 〇1-024 〇2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J 〇1-039 P-100-J P-022-J P-012-J 〇2-074 〇2-054 座(EL6-1~2), LS8-1	岩 【植上上植植上上上上内内内字梅) う木嶋田田田田田谷山田田海野田	大 一桂大高 浩 幸 英 雅径 涉臣輔樹弘優亮之毅司航雄隆宏
朝安浅東阿阿阿阿安阿天新新新有有安倉里野。曾知部部部部野井井川田田藤())第2736日、1000000000000000000000000000000000000	祐昌波菜智姆。代治正恵貴勇翔圭祐美太竜慧子明太修子彦裕太士輔太吾起子	P-146-J 〇2-026 〇3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 〇1-024 〇2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J 〇1-039 P-100-J P-012-J 〇2-074 〇2-054 座(EL6-1~2), LS8-1	岩 【植上上植植上上上内内内字梅 (3)木嶋田田田田谷山田田海野田 3)	大 一桂大高 浩 幸 英 雅径 涉臣輔樹弘優亮之毅司航雄隆宏
朝安浅東阿阿阿阿安阿天新新新有有安 【飯倉里野 曽知部部部野井井川田田藤 [1]鳥 う????????????????????????????????????	祐昌波菜智姆《沿正恵貴勇翔圭祐美太竜慧子明太修子彦裕太士輔太吾起子    竜	P-146-J O2-026 O3-007 座(SY12-1~5)、SY12-2 O1-024 O2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J O1-039 P-100-J P-012-J O2-074 O2-054 座(EL6-1~2), LS8-1	岩 【植上上植植上上上上内内内宇梅 【越村う】木嶋田田田田谷山田田海野田 え後	大 一桂大高 浩 幸 英 雅 純 经 涉臣輔樹弘優亮之毅司航雄隆宏 子
朝安浅東阿阿阿阿安阿天新新新有有安 【飯飯倉里野 曽知部部部野井井川田田藤 い島間 うえが る	祐昌波菜智姆 (代治正恵貴勇翔圭祐美 麻太竜慧子明太修子彦裕太士輔太吾起子 竜美	P-146-J O2-026 O3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 O1-024 O2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J O1-039 P-100-J P-012-J O2-074 O2-074 O2-054 座(EL6-1~2), LS8-1 P-026-J SY4-5, 座(SY11-1~5).	岩 【植上上植植上上上上内内内宇梅 【越榎村 う】木嶋田田田田谷山田田海野田 え後	大 一桂大高 浩 幸 英 雅 純卓径 涉臣輔樹弘優亮之毅司航雄隆宏 子也
朝安浅東阿阿阿阿安阿天新新新有有安 【飯飯倉里野 曽知部部部野井井川田田藤 い島間 うえが る	祐昌波菜智颯 (沿正恵貴勇翔圭祐美) 麻太竜慧子明太修子彦裕太士輔太吾起子) 竜美	P-146-J O2-026 O3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 O1-024 O2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J O1-039 P-100-J P-012-J O2-074 O2-054 座(EL6-1~2), LS8-1 P-026-J SY4-5, 座(SY11-1~5), O1-002	岩 【植上上植植上上上上内内内宇梅 【越榎江村 )木嶋田田田田谷山田田海野田 え後 本	大 一桂大高 浩 幸 英 雅 純卓美径 涉臣輔樹弘優亮之毅司航雄隆宏 子也穂
朝安浅東阿阿阿阿安阿天新新新有有安 【飯飯 井倉里野 曽知部部部野井井川田田藤 い島間 垣 りれい るい しんしょう りんしょう しょうしょう しょうしょう しょうしん しょうしょう しょう	祐昌波菜智颯 (沿正恵貴勇翔圭祐美) 麻太竜慧子明太修子彦裕太士輔太吾起子) 竜美 浩	P-146-J O2-026 O3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 O1-024 O2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J O1-039 P-100-J P-022-J P-012-J O2-074 O2-054 座(EL6-1~2), LS8-1 P-026-J SY4-5, 座(SY11-1~5), O1-002 SY5-5	岩 【植上上植植上上上上内内内宇梅 【越榎江遠村 う】木嶋田田田田谷山田田海野田 え後 本藤	大 一桂大高 浩 幸 英 雅 純卓美正径 涉臣輔樹弘優亮之毅司航雄隆宏 子也穂浩
朝安浅東阿阿阿阿安阿天新新新有有安 【飯飯 井幾倉里野 曽知部部部野井井川田田藤 い島間 垣嶋 うれが る うれが すい うんしょう うんしょう うんしょう しょうしょう しょう	祐昌波菜智姆,行治正恵貴勇翔圭祐美 麻 一大竜慧子明太修子彦裕太士輔太吾起子 竜美 浩郎	P-146-J O2-026 O3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 O1-024 O2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J O1-039 P-100-J P-022-J P-012-J O2-074 O2-054 座(EL6-1~2), LS8-1 P-026-J SY4-5, 座(SY11-1~5), O1-002 SY5-5 P-082-J	岩 【植上上植植上上上上内内内宇梅 【越榎江遠村 う】木嶋田田田田谷山田田海野田 え後 本藤	大 一桂大高 浩 幸 英 雅 純卓美正径 涉臣輔樹弘優亮之毅司航雄隆宏 子也穂浩
朝安浅東阿阿阿阿安阿天新新新有有安 【飯飯 井幾池倉里野 曽知部部部野井井川田田藤 い島間 垣嶋上う????????????????????????????????????	祐昌波菜智颯《沿治正恵貴勇翔圭祐美 麻 一聖太竜慧子明太修子彦裕太士輔太吾起子 竜美 浩郎人	P-146-J O2-026 O3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 O1-024 O2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J O1-039 P-100-J P-022-J P-012-J O2-074 O2-054 座(EL6-1~2), LS8-1 P-026-J SY4-5, 座(SY11-1~5), O1-002 SY5-5 P-082-J P-138-J	岩 【植上上植植上上上上内内内字梅 【越榎江遠 【村う】木嶋田田田田谷山田田海野田 え後 本藤 お	大 一桂大高 浩 幸 英 雅 純卓美正径 涉臣輔樹弘優亮之毅司航雄隆宏 子也穂浩
朝安浅東阿阿阿阿安阿天新新新有有安 【飯飯 井幾池池倉里野 曽知部部部野井井川田田藤 い島間 垣嶋上田 う 】	祐昌波菜智姆,行治正恵貴勇翔圭祐美 麻 一聖裕太竜慧子明太修子彦裕太士輔太吾起子 竜美 浩郎人隆	P-146-J O2-026 O3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 O1-024 O2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J O1-039 P-100-J P-022-J P-012-J O2-074 O2-074 O2-054 座(EL6-1~2), LS8-1 P-026-J SY4-5, 座(SY11-1~5), O1-002 SY5-5 P-082-J P-138-J P-139-J	岩 【植上上植植上上上上内内内宇梅 【越榎江遠 【追村う】木嶋田田田田谷山田田海野田 え後 本藤 お立	大 一桂大高 浩 幸 英 雅 純卓美正 和径 涉臣輔樹弘優亮之毅司航雄隆宏 子也穂浩 久
朝安浅東阿阿阿阿安阿天新新新有有安 【飯飯 井幾池池池:)倉里野 曽知部部部野井井川田田藤 い島間 垣嶋上田之:う????????????????????????????????????	祐昌波菜智媛,行治正恵貴勇翔圭祐美 麻 一聖裕 大竜慧子明太修子彦裕太士輔太吾起子 竜美 浩郎人隆穰	P-146-J O2-026 O3-007 座(SY12-1~5), SY12-2 O1-024 O2-037 座(EL10-1~2) P-074-J ES2-1 P-051-J O1-039 P-100-J P-022-J P-012-J O2-074 O2-074 O2-054 座(EL6-1~2), LS8-1 P-026-J SY4-5, 座(SY11-1~5), O1-002 SY5-5 P-082-J P-138-J P-139-J P-094-J	岩 【植上上植植上上上上内内内字梅 【越榎江遠 【追大】村 う木嶋田田田田谷山田田海野田 え後 本藤 お立内は	大 一桂大高 浩 幸 英 雅 純卓美正 和翔!径 涉臣輔樹弘優亮之毅司航雄隆宏 子也穂浩 久平:

Ш	応樹	P-014-J
田	翔太	02-043
Ξ	正樹	座(SY6-1~6), SY6-3.
	шM	02-077
	知秘	P=101-1
. Lucha	百仰	F-101-J
调	芯保	02-028
田	治夫	EL1-1
田	裕義	座(EL7-1~2)
拼	善則	LS11-1
Ш	和茂	座(O2-019~024)
川亲	f太郎	SY15-4, EL7-2,
		座(〇1-011~015)
F	崻縄	P-124-1
	刘宁	01 027
	州人	01-027
滕	恵乙	02-076
滕	研	P-00/-J
藤	公輔	02-029
東	大輝	O1-012
東	莉那	P-001-J
岡	努	座(SY13-1~5),
		02-009,
		座(O3-001~009)
手	童郎	02-082
:  -	勘	02-047
:	愿介	∝(  S5-1~2)
上 -土	成方	P=049=1
л .#	が	1 049 5
开白	旧マ	3L1
永	品丁 タエ	01-020
澤	多思	座(SY3-1~5),
		唑(SY8-1~3)
村	大径	LS4-1
(3)		
i 大	溃	02-079
峬	_E	SV15-3
. Prag	正社社	D 005 1
	任期	F-095-J
	大街	KS1-4
[田]	局弘	02-056, 02-064
田	優	02-058
田	亮	P-098-J
谷	浩之	P-091-J
Щ	毅	O1-038, P-071-J
Ξ	幸司	座(O2-054~058)
III	航	01-0.32
海	革雄	01-025
:野	入血	SY9-1
) []]	唯史	01-031 03-001
чц	业丛	01 031, 03-001
【え】		
- 後	純子	LS5-2
Ì	卓也	P-063-J
本	美穂	03-010
藤	正浩	座(O3-016~019)
		(

1021		
追立	和久	O3-008
大内	翔平	O1-016, P-043-J
扇浦	拓也	P-070-J

佐々木 公	P-077-J
笹原 基希	O2-066
佐田 貴之	P-048-1
佐竹 引子	座(FI 5-1~2)
化 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一 一	(LLJ 「 Z) (V7_3
山脉 早」	D_109_1
佐藤 芳二	P-100-J
佐滕 古海	P-140-J
佐藤 艮太	P-052-J
佐野 勝廣	座(SY1-1~8), SY10-3,
	座(SY15-1~5)
佐野雄一郎	P-033-J
猿谷 真二	P-032-J
澤野 美樹	O2-045
【し】	
塩谷 優	O2-046
渋井 雅希	P-042-J
小路 直	SY5-4
庄田 真一	P-056-J
白猪  亨	HS1-2
新谷 歩	SY3-4
【す】	
菅 幹生	座(O1-011~015)
菅井 康大	O1-035
菅原 毅	O2-080
鈴木 敦郎	O2-019
鈴木 秀郷	SY14-2
鈴木 穂波	P-132-J
鈴木 政司	P-104-J
鈴木 雄一	P-1/1-1
あけっしょ 一次氏	1 141 J
[#]	
	EL1-2
関根鉄朗	EL1-2
【そ】 【そ】	EL1-2
関根 鉄朗       【そ】       曽我 茂義	EL1-2 P-133-J
関根 鉄朗       【そ】       曽我 茂義       祖父江慶太郎	EL1-2 P-133-J SY15-5
関根 鉄朗       【そ】       曽我 茂義       祖父江慶太郎	EL1-2 P-133-J SY15-5
関根 鉄朗       【そ】       曽我 茂義       祖父江慶太郎       【た】	EL1-2 P-133-J SY15-5
関根 鉄朗       【そ】       曽我 茂義       祖父江慶太郎       【た】       タ,キンキン	EL1-2 P-133-J SY15-5 P-079-J
関根 鉄朗       【そ】       曽我 茂義       祖父江慶太郎       【た】       タ,キンキン       田岡 俊昭	EL1-2 P-133-J SY15-5 P-079-J SY12-4,
関根 鉄朗       【そ】       曽我 茂義       祖父江慶太郎       【た】       タ,キンキン       田岡 俊昭	EL1-2 P-133-J SY15-5 P-079-J SY12-4, 座(O2-031~037)
【2】       関根 鉄朗       【2】       曽我 茂義       祖父江慶太郎       【た】       タ,キンキン       田岡 俊昭       高尾正一郎	EL1-2 P-133-J SY15-5 P-079-J SY12-4, 座(O2-031~037) 座(O3-001~009)
【2】       関根 鉄朗       【2】       曽我 茂義       祖父江慶太郎       【た】       夕,キンキン       田岡 俊昭       高尾正一郎       高門 政嘉	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 SY12-4, 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J
【そ】       曽我 茂義       祖父江慶太郎       【た】       夕,キンキン       田岡 俊昭       高尾正一郎       高門 政嘉       高草木洋一	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 SY12-4, 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2,
【七】       関根 鉄朗       【そ】       曽我 茂義       祖父江慶太郎       【た】       夕,キンキン       田岡 俊昭       高尾正一郎       高門 政嘉       高草木洋一	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 SY12-4, 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025)
【七】       関根 鉄朗       【そ】       曽我 茂義       祖父江慶太郎       【た】       夕,キンキン       田岡 俊昭       高尾正一郎       高草木洋一       高須 深雪	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 SY12-4, 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1
【2】       関根 鉄朗       【2】       曽我 茂義       祖父江慶太郎       【た】       夕,キンキン       田岡 俊昭       高尾正一郎       高草木洋一       高須 深雪       高瀬 伸一	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 SY12-4, 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2
【2】         関根 鉄朗         【2】         曽我 茂義         祖父江慶太郎         【た】         夕,キンキン         田岡 俊昭         高尾正一郎         高草木洋一         高須 深雪         高田 瑞希	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 E(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J
【2】         関根 鉄朗         【2】         曽我 茂義         祖父江慶太郎         【た】         夕,キンキン         田岡 俊昭         高尾正一郎         高草木洋一         高須 深雪         高田 瑞希         高津         安男	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003
【2】         関根 鉄朗         【2】         曽我 茂義         祖父江慶太郎         【た】         夕,キンキン         田岡 俊昭         高尾門 本洋         高嶺 (伸一)         高湖 (中一)         高湖 (中一)         高田 瑞希         高野	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座(O2-001~005).
【2】         関根 鉄朗         【2】         曽我 茂義         祖父江慶太郎         【た】         夕,キンキン         田岡 俊昭         高尾門 正 政嘉         高草 木洋一         高須 深雪         高田 瑞希         高野 晋	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座(O2-001~005), P-011-1
【       【         関根       鉄朗          (そ)          曽我 茂義         祖父江慶太郎       【          (た)         夕,キンキン       田岡 俊昭         高尾門 正 四郎       高尾門 本洋一         高須 深雪       高田 瑞希         高野       晋         高野       晋         高野       田	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座(O2-001~005), P-011-J P-143-1
【       【         関根       鉄朗          (そ)          曽我 茂義         祖父江慶太郎       【          (た)         夕、キンキン       田岡 尾門 正 政謀          高高町 本          (第)          (1)          (1)          (1)          (1)          (1)          (1)          (1)          (1)          (1)          (1)          (1)          (1)          (1)          (1)          (1)          (1)          (1)	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座(O2-001~005), P-011-J P-143-J P-075-1
【       【         関根       鉄朗          (そ)          曽我 茂義          預          夏太郎          (た)          夕,キンキン          田          原一の政          高高町          高額田          第一の          高額田          第二の          高額田          第二の          高額田          第二の          高額田          第二の          高額田          第二の          高額田          第二の          <	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座(O2-001~005), P-011-J P-143-J P-075-J
【	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座(O2-001~005), P-011-J P-143-J P-075-J SY14-4, O1-017
【       【         関根       鉄朗          (そ) <td< th=""><th>EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座(O2-001~005), P-011-J P-143-J P-075-J SY14-4, O1-017 座(SY14-1~5)</th></td<>	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座(O2-001~005), P-011-J P-143-J P-075-J SY14-4, O1-017 座(SY14-1~5)
【       【         関根       鉄朗          【  <	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座(O2-001~005), P-011-J P-143-J P-075-J SY14-4, O1-017 座(SY14-1~5) SY12-5,
【       【         関根       鉄朗          (そ)              ●	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 座 (O2-031~037) 座 (O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座 (O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座 (O2-001~005), P-011-J P-143-J P-075-J SY14-4, O1-017 座 (SY14-1~5) SY12-5, 座 (O3-010~015)
【       【         関根       鉄朗          (そ)              ●	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 P-079-J SY12-4, 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座(O2-001~005), P-011-J P-143-J P-075-J SY14-4, O1-017 座(SY14-1~5) SY12-5, 座(O3-010~015) 座(O2-001~005)
【       【         関根       鉄朗          【  <	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 P-079-J SY12-4, 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座(O2-001~005), P-011-J P-143-J P-075-J SY14-4, O1-017 座(SY14-1~5) SY12-5, 座(O3-010~015) 座(O2-001~005) 座(C2-001~005) 座(C2-001~005)
【       【         関       【         曽祖       【         (そ)          第我公       人         夕田       尾門草         方,岡       正         本       ンキン         (た)       ク         一政洋       深伸瑞安         里一奈順昌       光潤海         高高高高       高高高橋橋         高高       橋橋         高高       本子斗	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 P-079-J SY12-4, 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座(O2-001~005), P-011-J P-143-J P-075-J SY14-4, O1-017 座(SY14-1~5) SY12-5, 座(O3-010~015) 座(O2-001~005) 座(C2-001~005) 座(C1-007
【 関 【 長 一 曽祖 【 そ 】 一 方 度 慶 本 た こ 大 来 田 尾 門 草 石 、 第 二 下 本 や 昭  高 	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 P-079-J SY12-4, 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座(O2-001~005), P-011-J P-143-J P-075-J SY14-4, O1-017 座(SY14-1~5) SY12-5, 座(O3-010~015) 座(O2-001~005) 座(C2-001~005) 座(C2-001~005) 座(EL11-1~2) O1-007 座(SY1-1~8), SY1-1,
【 関 【 尺      「  	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 P-079-J SY12-4, 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座(O2-001~005), P-011-J P-143-J P-075-J SY14-4, O1-017 座(SY14-1~5) SY12-5, 座(O3-010~015) 座(O2-001~005) 座(C2-001~005) 座(C2-001~005) 座(C2-001~005) 座(SY1-1~8), SY1-1, 座(SY1-1~8), SY1-1,
【現 「 「 」 」 」 」 」 一 一 間 祖 【 そ 】 二 一 夕 田 高 高 高 高 高 高 高 高 高 高 高 高 高	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 P-079-J SY12-4, 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座(O2-001~005), P-011-J P-143-J P-075-J SY14-4, O1-017 座(SY14-1~5) SY12-5, 座(O3-010~015) 座(O2-001~005) 座(C2-001~005) 座(C2-001~005) 座(C2-001~005) 座(SY1-1~8), SY1-1, 座(SY1-1~8), SY1-1, 座(SY1-1~8), SY1-1,
【現 「 関 【 そ 】 一 常 祖 【 た 】 夕 田 高 高 高 高 高 高 高 高 高 高 高 高 高	EL1-2 P-133-J SY15-5 SY15-5 SY12-4, 座(O2-031~037) 座(O3-001~009) P-121-J EL13-2, 座(O1-022~025) EL12-1 SY6-2 P-024-J O3-003 座(O2-001~005), P-011-J P-143-J P-075-J SY14-4, O1-017 座(SY14-1~5) SY12-5, 座(O3-010~015) 座(O2-001~005) 座(C2-001~005) 座(C2-001~005) 座(C2-001~005) 座(SY1-1~8), SY1-1, 座(SY1-1~8), SY1-1, 座(SY1-1~8), SY1-1, 座(SY1-1~8), SY1-1,

北口	知明	P-084-J
北島	美香	座(KS1-1~5)
北野	舜	P-086-J
橘高	優希	P-126-J
木戸	歩	02-055, 02-057
木下	学	座(SY5-1~5), EL13-1
木下	友都	P-030-J
木村	敦臣	P-057-J
桐生	茂	座(LS4-1~2)
	I	
	捕士	SV10-2
平示 首問	(F)心 緑	P-064-1
千藤	鼠烹	座(SY9-1~3)_SY12-3
		座(LS6-1~2)
國枝	和輝	02-068
國松	聡	KJ1-3
熊澤	誠志	P-081-J
熊本	悦子	P-103-J
倉形美	<b>€菜子</b>	P-005-J
栗林	秀人	座(KJ1-1~3), O1-030
黒川	要	02-049
黒川	華怜	P-003-J
黒川	真次	P-038-J
黒澤	隆那	P-036-J
黒田	輝	座(SL2),座(SY5-1~5),
		MS1-2, ES2-3
171	1	
小池	女女	P-065-1
小出	五文	03-009
伍	成文	P-021-J
高坂	未来	P-115-J
興梠	征典	SY3-3
國領	大介	P-119-J
小島	慎也	座(O2-071~076)
五島	聡	座(SY10-1~3),
		座(SY15-1~5), SY15-1,
	10/2 - 24	座(LS1-1~3)
巨瀬	勝夫 和田	O3-002, P-105-J
小平	<u>相</u> 为 百一	P-131-J
小玉後藤	元 一 音 也	01-011
後藤龍	電匹	SY11-2
小橋		座(〇2-006~009)
小畠	巧也	P-093-J
小林	裕太	EL14-1
小見正	E太郎	SY14-3
五明	美穂	座(O2-043~048)
子安	憲一	01-022
<b>1</b>	1	
【ご】	制味	<b>庫 (LCO)</b>
窟膝 <u></u> 燕茲	相母	座(LS2)
<sup>尿膝</sup>	废十	D_107_1
<b>斎藤</b>	心	01-037
<i>师</i> 井	テルトン	SY14-5 FI 14-2
酒井	<u>一</u> 一一 一一	座(SY7-1~3)
酒井	亮介	O3-006
境野番	<b>晋二朗</b>	SY1-5
坂口	大樹	P-008-J
坂田	昭彦	P-028-J
坂田	大喜	O2-051
坂村	志帆	P-037-J
阪本	剛	SY1-7
佐川	肇	EL5-1
	裁	P-040-1

大城E	]菜子	P-010-J
太田	知里	P-019-J
大田	英揮	EL9-1
大竹	誠	O2-030
大竹	陽介	P-106-J
大野	良治	座(SY8-1~3), SY8-1,
		03-016, 03-017,
		O3-018, O3-019
大湯	和彦	P-023-J
岡澤	藍夏	P-066-J
岡田	知久	O1-029
岡野	孔亮	P-150-J
岡村	茂	P-034-J
岡本	嘉一	SY13-5
小川ま	まどか	P-058-J
奥田	茂男	座(EL9-1~2), P-127-J
奥知	左智	P-072-J
長田	海豊	01-015
押尾	晃一	SL2, SY10-1, SY16-3,
		座(HS1-1~4),LS3-2
尾田派	產太郎	SY6-5
小高	晃弘	02-067
小野	敦	座(SY14-1~5),
		座(O2-049~053)
小野浴	告二郎	SY2-4
小畠	隆行	SY3-1,座(SY16-1~3),
		EL10-2,座(MS1-1~2)
小原	真	02-012
雄山	一樹	02-042
[か]		
加賀	徹郎	02-004
掛田	伸音	座(01-005~010)
風間	俊基	座(O1-001~004),
N/H > 6	1000	01-004
鍜冶	尚利	SY14-1
佴	項	唑(SY4-1~5), 咴(O2,054,059)
₩4 <del>↓</del>	仲十	)座(UZ-U54~U56)
伯小	伸大	
<b>月回</b> 臣亚	止丁 和捕	515-5,座(517-1~3)
月十 勝二	们侍	5-1
加蓝	- 収 百五	LJU 1 SV6-6
ЛПЛЖ	云口	∝(○2-077~082)
		上(02,077,002),
加藤	伷亚	01-042
加藤	裕	01-018
伯公	倫之	SY9-2
金井	翌里	01-013
蟹江修	8一郎	EL11-2
印牧	義英	座(〇1-001~004)
椛沢	宏之	座(KS1-1~5).
110.0 \$	1410	座(HS1-1~4), HS1-4.
		座(〇2-010~013)
鎌形	康司	座(O1-032~036).
		02-032
上村	清央	座(O1-037~042),
		01-041
亀田	浩之	座(O2-031~0.37)
鴨下	宗和	P-035-J
河合	信行	EL2-1. P-112-J
川崎	智博	P-029-J
川村	元秀	P-144-J
	/*	
【き】		
菊田	潤子	O2-031
菊池	穏香	座(O2-077~082)

【ほ】	
寶珠山 裕	O2-060, P-116-J
星 由紀子	座(O2-071~076)
堀 正明	座(SY3-1~5), EL10-1
堀江 朋彦	SY1-2, P-047-J
堀越 浩幸	LS4-2
【ま】	
前川 朋子	P-069-J
前原 将貴	P-046-J
牧原和幸	02-069
升井久留海	01-001
前井 <del>孝</del> 之	02-063
指介 手之 描公 <b>住</b> 孝	∞(○1-016~020)
相任正子	庄(OT 010 020); D-1/15-1
<b>1月13日 111 1</b>	1 145 J
间隙 兀八	5110-2
町田 好男	SY4-3
末永 祐哉	SY6-1
松尾 政之	座(O1-022~025)
松下 利	P-123-J
松田 知郁	座(O2-065~070)
松田 豪	座(O1-026~031)
松前 光紀	SY5-1
松元 慎吾	O1-023
松元 友暉	03-014
松山 貴裕	02-061
的提紧亚	02-071
百级 荷乙	应 (2 1 2 0
异购 1心 J	座(1513-1~2)
	<u>/_ (1010 1 2)</u>
【み】	
三木 幸雄	座(SS-1~2),座(ES1)
水野 直和	P-130-J
南 広哲	P-122-J
南 茉里	01-010
二字可奏江	1513-2
一七 5 小 1 一 一 一 七 5 小 1 二	C2-022 P-136-1
白极 A103 合体 美 法 审	CZ 022,1 150 5 CV7_1 EL0_2
百吨大伴心 一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一一	517 1, LL9 2
当局 秋丁	E3Z-Z
名田 具里 安寺 笠山	座(UT-032~036)
宮武 佑士	P-092-J
宮地 利明	座(O2-014~018),
	座(ES3-1~3)
二好 尤啃	HS1-3
[#;]	
	02-041
村垣 姜浩	۲۷۶-2
村下 見溝	∝(  ≤1∩=1~2)
竹上 半進 封峽 松生	座(LJTUT-2)
竹鸭 怕生	F-010-J
村田 勝俊	EL4-1
村田 渉	座(O3-010~015),
	O3-015
村山和宏	O2-027, SS-1
室伊三男	O2-021
室井 僚哉	P-090-J
(+ )	
本親	ICE 1
林 堂 本田 車井	LS5-1
林山 康佑	P-025-J
守田 裕一	01-006
森分 周子	P-110-J
[+5]	
<u></u> 八坂耕—郎	座(()2-()19~()24)
八ツ代 論	FI 8-1 02-024
加澤 旅	CV10 4
1994年 118	5113-4

丹羽	徹	座(SL1), SY2-1, 座(SY2-1~5),座(LS12)
(ھ)		
沼野	智一	O2-053
【の】	十本	庫(CV2 1. E) CV2 E
到'呵	人作	座(STZ=1~S), STZ=5, LS8-2
野崎	隼杜	02-020
野澤ク	、美子	SY2-2
野武	幸子	O1-034
[(±)		
羽賀	柔	P-004-J
橋本	強志	P-020-J
畑	純一	SY4-2
畠中	正光	SY13-3
服部	回史 知尹	P-027-J
1121公 法立(2	百氏 折由	P-087-J
溶口	台文	P-102-1
濱口	曹	P-039-1 P-076-1
濱野	裕	02-003
林	達也	座(O2-038~042)
林	直弥	03-011
原	祥子	座(O1-005~010),
		P-088-J
原岡優	載太郎	01-040
原田	雅史	座(O1-026~031),
		LS11-2, 座(ES2-1~3)
[ប]		
檜垣	篤	02-040
東	愛理	P-061-J
樋口	裕平	03-004
尾藤	良孝	座(SL3), SY4-1,
		座(SY16-1~3),
丘苹	±	02-034
兴藤 亚土	又 松 節	US-012 应(SV1-1~8) IS9-2
「五」	<b>反</b> 範 大肋	上(311 1 0), 135 2 SY1-8
1 ///1	/ -/-	座(O2-059~064)
【ふ】 垣合	白立	吨 (CV10_1_2)
佃启 垣澤	及/彡 - 土	座(5110-1~3)
福田	工和海	座(31年13) P-083-1
福田	有子	EL3-2
福地	治之	P-097-J
福場	崇	P-015-J
藤井	雄太	P-137-J
藤井	亮輔	02-062
藤岡	友之	SY11-5
藤川	博司	02-002
滕田	翔半	SY12-1, EL4-2, O1-005_LS3-1
藤田	展宏	EL2-2
藤永	康成	LS7
藤間	憲幸	LS6-2
伏見	育崇	座(O2-025~030),
		P-085-J
藤本	肇	座(SY13-1~5)
藤原	俊朗	座(EL8-1~2), O2-035
藤原	康博	座(EL14-1~2)
<b>州</b> 不	歩	P-096-J
πЩ	恴	02-059

内匠	浩二	EL6-2, P-059-J,
少日	主海	P-109-J
七兄	<b></b>	02-030 D 1 17
竹位	心輝	P-14/-J
竹井	直行	O2-025
竹内麻	和美	P-111-J
竹田	賢吾	02-052
竹森	大智	O3-005
田島	拓	P-114-J
立入	哲也	EL11-1
立川	圭彦	O2-078
立花	泰彦	座(O2-059~064)
辰尾宗	令一郎	01-009
田中	良一	SY1-3
田辺	昌寛	LS2
谷	千尋	SY2-3
玉田	大輝	HS1-1
田村	元	O2-036
【つ】 塚田(	折瓮)弥生	
汤田 ( 塚田	古納/加工 詩	P-129-1
≫山 汁	做估	∝(∩2-038~042)
が毛	志山 姜人	上(02 050 042)
油田	我八	P-053-1
(千山 十层	止 <u>火</u> 一洋	FS1
上屋	行	应(○3-016~019)
上座の		户(05 010 015) P-002-1
11100日	山天 1	I 510-1
箱崎	正勝	E310 1 FI 7-1
1991 - 190	11.474	
【て】 + m	<b>唐</b> 安	(日44-2)
守田	尿彡	座(EL4-1~Z)
[٤]		
【と】 栂尾		O2-013,
【と】 栂尾		O2-013, 座(O2-043~048), SS-2
【と】 栂尾 徳永	理	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J
【と】 栂尾 徳永 徳永	理 千晶 雄大	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J
【と】 栂尾 徳 永 永 岡 (4)	理 千晶 雄大 5太朗	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J
【と】 一根 徳 飛 富安	理 千晶 枯大 訪 よこ	O2-013, 座(O2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), O1-026
【と】栂 徳徳飛富富山の一般の1000~1000~1000~1000~1000~1000~1000~100	理 千晶 右大 胡 よ よ よ 樹	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J
【と】 栂 徳徳飛富冨トレス 一根 徳徳一郎 一日	理 千晶 拡大 訪 ふ 弘 ン 、 ルキエ	〇2-013, 座 (O2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座 (EL13-1~2), O1-026 P-050-J O1-033
【 と】 尾 永 永 岡 安 山 ル 、 な 】	理 千晶 雄大 街大 広 広 よ 樹 ノ ユン, ルキエ	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033
【 栂 徳徳飛富富ト 【 尾 永永岡安山ル 本 井 二	理 千晶 拡大 広 ム よ 樹 ノ ュン,ルキエ 隆介	O2-013, 座(O2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), O1-026 P-050-J O1-033 P-062-J, P-135-J
【 栂 徳徳飛富冨ト 【 中永 八 で は 、 水 岡 安山 ル 、 本 井 井 井	理 千 雄 古 よ 助 よ 弘 よ 、 ル キ エ 隆 介 康 宏	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001
【栂 徳徳飛富冨ト 【中永中之】尾 永永岡安山ル な井井澤	理 千雄 広 ふ よ 弘 よ 引 こ 樹 ン , ル キ エ 作 宏 子 、 御 、 、 の 、 の 、 の 、 の 、 の 、 の 、 の 、 の	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J
【栂 徳徳飛富冨卜 【中永中中之尾 永永岡安山ル な井井澤嶋	理     千雄ない     4       日本     4     4       日本     5     5       日本	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J
【栂 徳徳飛富冨卜 【中永中中仲之尾 永永岡安山ル な井井澤嶋宗初安 いんちょう	理     千雄太       重     晶大朗こ樹ン,       小生工     介宏子藍也	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J P-149-J
【栂 徳徳飛富冨卜 【中永中中仲中と尾 永永岡安山ル 乙井井澤嶋宗田(4、5)】	理     千雄ならいいいです。       単晶大朗こ樹ン、     作宏子藍也佳	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J P-149-J EL12-2
【栂 徳徳飛富冨卜 【中永中中仲中仲と尾 永永岡安山ル 乙井井澤嶋宗田田(村子) ひんしん しんしん しんしん しんしん しんしん しんしん しんしん しんし	理 千雄なよ弘ユ 離大朗こ樹ン, ルキエ か宏子藍也佳美	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J P-149-J EL12-2 P-060-J
【栂 徳徳飛富冨卜 【中永中中仲中仲長之尾 永永岡安山ル 乙井井澤嶋宗田田縄(はそう)の	平雄なよ弘シュ 隆康智 選和有慎理 晶大朗こ樹ン, 介宏子藍也佳美ニエエ	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J P-149-J EL12-2 P-060-J SY3-2, SY16-1,
【栂 徳徳飛富冨卜 【中永中中仲中仲長と尾 永永岡安山ル な井井澤嶋宗田田縄(44) くうしょう	平雄広よ弘ユ 隆康智 逃和有慎理 晶大朗こ樹ン 介宏子藍也佳美ニエエ	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J P-149-J EL12-2 P-060-J SY3-2, SY16-1, 座(LS3-1~2),
【栂 徳徳飛富冨卜 【中永中中仲中仲長 ・シストン ひょうしん ひまうしん ひまうしん しんしょう しょうしん しょうしん しんしょう しんしょう しんそう しょうしん しょうしん しょうしょう しょう	平雄ならない 隆康智 選和有慎 理 晶大朗こ樹ン 介宏子藍也佳美二 ・ エ	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J P-149-J EL12-2 P-060-J SY3-2, SY16-1, 座(LS3-1~2), 座(LS9-1~2)
【栂 徳徳飛富冨卜 【中永中中仲中仲長 中・と尾 永永岡安山ル な井井澤嶋宗田田縄 西(4) 3)	千雄伝はない。 隆康智 避和有慎 克・理 晶大朗こ樹ン、 介宏子藍也佳美二 と・エス	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J P-149-J EL12-2 P-060-J SY3-2, SY16-1, 座(LS3-1~2), 座(LS9-1~2) EL3-1
【栂 徳徳飛富冨卜 【中永中中仲中仲長 中中・と尾 永永岡安山ル な井井澤嶋宗田田縄 西野	千雄伝を弘之 隆康智 融和有慎 克淳理 晶大朗こ樹ン 介宏子藍也佳美二 之史:	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J P-149-J EL12-2 P-060-J SY3-2, SY16-1, 座(LS3-1~2), 座(LS9-1~2) EL3-1 〇2-065
【栂 徳徳飛富冨卜 【中永中中仲中仲長 中中中・と尾 永永岡安山ル な井井澤嶋宗田田縄 西野原:(4、4、5、6、5、6、5、5、5、5、5、5、5、5、5、5、5、5、5、5、	千雄伝シ弘ユ 隆康智 選和有慎 克淳一紀理 晶大朗こ樹ン 介宏子藍也佳美二 之史樹はルル	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J P-149-J EL12-2 P-060-J SY3-2, SY16-1, 座(LS3-1~2), 座(LS9-1~2) EL3-1 〇2-065 P-078-J
【栂 徳徳飛富冨卜 【中永中中仲中仲長 中中中中・と尾 永永岡安山ル 乙井井澤嶋宗田田縄 西野原村:() しんしょう しょうしょう ひょうしょう しょう しょうしょう しょうしょう しょうしょう しょう しょうしょう しょう	千雄伝はふふっ 隆康智 選和有慎 克淳一和屋理 晶大朗こ樹ン 介宏子藍也佳美二 之史樹浩 パル	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J P-149-J EL12-2 P-060-J SY3-2, SY16-1, 座(LS3-1~2), 座(LS9-1~2) EL3-1 〇2-065 P-078-J 〇2-048
【栂 徳徳飛富冨卜 【中永中中仲中仲長 中中中中中と尾 永永岡安山ル な井井澤嶋宗田田縄 西野原村村 (4) (4) (5)	千雄伝をひっ 隆康智 逃和有慎 克淳一和優理 晶大朗こ樹ン 介宏子藍也佳美二 之史樹浩子ル	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J P-149-J EL12-2 P-060-J SY3-2, SY16-1, 座(LS3-1~2), 座(LS9-1~2) EL3-1 〇2-065 P-078-J 〇2-048 〇2-039
【栂 徳徳飛富富卜 【中永中中仲中仲長 中中中中中 【】と尾 永永岡安山ル 乙井井澤嶋宗田田縄 西野原村村 に】 (れそ う )】	千雄伝はふふっ 隆康智 選和有慎 克淳一和優理 晶大朗こ樹ン 介宏子藍也佳美二 之史樹浩子ルル	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J P-149-J EL12-2 P-060-J SY3-2, SY16-1, 座(LS3-1~2), 座(LS9-1~2) EL3-1 〇2-065 P-078-J 〇2-048 〇2-039
【栂 徳徳飛富冨卜 【中永中中仲中仲長 中中中中中 【新と尾 永永岡安山ル 乙井井澤嶋宗田田縄 西野原村村 に津 (れそ)シン	千雄なよ弘ユ 隆康智 選和有慎 克淳一和優理 晶大朗こ樹ン 介宏子藍也佳美二 之史樹浩子 テルキ	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J P-149-J EL12-2 P-060-J SY3-2, SY16-1, 座(LS3-1~2), 座(LS9-1~2) EL3-1 〇2-048 〇2-039
【栂 徳徳飛富冨卜 【中永中中仲中仲長 中中中中中 【新西と尾 永永岡安山ル な井井澤嶋宗田田縄 西野原村村 に津懸れる にすり しんそう こうしょう ひょうしん しょうしょう しんそう こうしょう しんせいしょう しょうしょう ひょうしょう ひょうしょう しょうしょう しょうしょう しょうしょう しょうしょう しょうしょう しょうしょう しょう	千雄なよ弘ユ 隆康智 逃和有慎 克淳一和優 大理 晶大朗こ樹ン 介宏子藍也佳美二 之史樹浩子 守介 エエエ	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J P-149-J EL12-2 P-060-J SY3-2, SY16-1, 座(LS3-1~2), 座(LS9-1~2) EL3-1 〇2-048 〇2-039 座(EL3-1~2), LS1-3 P-128-J
【栂 徳徳飛富富卜 【中永中中仲中仲長 中中中中中 【新西西と】尾 永永岡安山ル な井井澤嶋宗田田縄 西野原村村 に津懸村	千雄広よ弘ユ 隆康智 逃和有慎 克淳一和優 大明理 晶大朗こ樹ン 介宏子藍也佳美二 之史樹浩子 守介香・ル	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J P-149-J EL12-2 P-060-J SY3-2, SY16-1, 座(LS3-1~2), EL3-1 〇2-065 P-078-J 〇2-048 〇2-039 座(EL3-1~2), LS1-3 P-128-J P-041-J
【栂 徳徳飛富富卜 【中永中中仲中仲長 中中中中中 【新西西西と尾 永永岡安山ル な井井澤嶋宗田田縄 西野原村村 に津懸村村と れぞう シング	千雄広よ弘ユ 隆康智 逃和有慎 克淳一和優 大明勇理 晶大朗こ樹ン 介宏子藍也佳美二 之史樹浩子 守介香真ル エ	〇2-013, 座(〇2-043~048), SS-2 P-054-J P-118-J P-125-J 座(EL13-1~2), 〇1-026 P-050-J 〇1-033 P-062-J, P-135-J 〇2-001 P-018-J P-113-J P-149-J EL12-2 P-060-J SY3-2, SY16-1, 座(LS3-1~2), EL3-1 〇2-065 P-078-J 〇2-048 〇2-039 座(EL3-1~2), LS1-3 P-128-J P-041-J 〇1-019

矢部	邦宏	02-071, 02-073
山口	健	EL5-2
山口	璃已	02-050
山越	一統	P-017-J
山崎	敬之	P-117-J
山下	達也	P-013-J
山田	哲	座(EL2-1~2)
山根	正聡	座(O2-049~053)
山村俄	建太郎	O1-003
山室	桂	P-068-J
山本	亮	P-148-J
山本	麻子	座(EL12-1~2)
山本	詩子	02-070
山本	達寛	P-120-J
【よ】		
横沢	俊	座(O1-016~020),
		P-073-J
吉浦	敬	座(SY9-1~3),
		座(EL1-1~2), LS9-1,
		座(LS11-1~2)
吉岡	大	SY13-2
吉田	圭佑	P-045-J
吉田気	⋛一郎	SY1-4
吉田	学誉	P-089-J, P-134-J
吉野	謙輔	02-008
吉丸	大輔	座(O2-065~070)
吉満	(計) (計)	SY4-4, 唑(LS7), LS10-2
吉村	柘樹	P-009-J
米山	止己	座(02-025~030)
[b]		
力武	聖月	P-006-J
【わ】		
若山	哲也	座(O1-037~042)
和田	昭彦	P-142-J
和田	達弘	P-055-J
渡辺	淳也	SY13-1
渡邉	絵里	SY6-4
渡部	勝浩	02-005
渡邉	啓太	EL8-2
渡邉	嘉之	座(KJ1-1~3)
ワンニ	ニアラ	ッチゲ, プラデーパルワン
		01-008, 01-028

## 座長・著者索引

#### 数字は演題番号を示す

#### SL : Special Lecture, KJ : ASMRM/JSMRM-KSMRM/JPC Joint Symposium, KS : ASMRM/JSMRM-KSMRM Joint Symposium, SY : Symposium, HS : Hands-on Seminar, EL : Educational Lecture, O : Oral, P : Poster, LS: Luncheon Seminar, SS: Sponsored Seminar, MS: Morning Seminar, ES: Evening Seminar

[A]		Aoki, Shigeki	座(SY12-1~5),	Chang, Han Soo	P-047-J
Abdelazim, Elsayed	Elhelaly 01-022,		01-005, 01-006,	Chida, Kohei	O2-035
	02-014, 03-012,		01-007, 01-019,	Chihara, Kazuhiro	P-137-J
	P-056-J		01-032, 01-033,	Chiku, Masaaki	02-030
Abe, Haruhiko	ES2-1		01-037, 01-042,	Choi, Jin Wook	O2-011
Abe, Kayoko	P-039-J, P-074-J,		02-020, 02-025,	Choi, Yoon Seong	KS1-2
	P-076-J		02-031, 02-032,	Christina, Andica	Р-015-Е
Abe, Masahiro	O1-042, P-051-J		02-044, 03-015,	Christoph, Forman	P-028-J
Abe, Osamu	座(EL10-1~2),		P-051-J, P-069-J,	Christoph, Katemani	n P-039-J
	01-005, 01-038,		P-015-E, P-090-J,	Cui, Di	KJ1-2
	01-042, 02-044,		P-094-J, P-100-J,		
	P-012-J, P-031-J,		P-142-J	[D]	
	P-071-J, P-097-J,	Aoki, Shigeru	P-097-J	Daimaruya, Takuma	ι P-023-J
	P-114-J, P-141-J	Aoki, Takanori	P-044-J	Dinh Ha Duy, Thuy	O1-030
Abe, Tsuyoshi	P-023-J	Aoki, Takatoshi	座(LS8-1~2)	Dohata, Masayoshi	P-106-J
Achiwa, Sota	O2-037	Aono, Satoru	O2-081	Dohi, Kaoru	O2-077
Adachi, Yasuo	O2-042, P-046-J	Aoyagi, Kota	O3-018	Doi, Tsukasa	O2-073
Agarie, Masafumi	O2-026	Arai, Sho	02-044, P-094-J	Doihara, Hiroyosi	SY7-3
Ahn, Chang-Beom	SL3	Arai, Takashi	P-100-J	Doryo, Kazuhiko	O2-076
Aida, Noriko	O1-026	Arai, Yuusuke	P-022-J		
Akahane, Masaaki	P-031-J, P-114-J	Arakawa, Shota	P-012-J	[E]	
Akai, Hiroyuki	P-031-J, P-114-J	Arita, Keigo	02-074, 03-005,	Echigo, Junko	LS5-2
Akamine, Yuta	02-004, 02-012,	0	P-019-J	Edo, Hiromi	P-150-J
,	P-059-J	Arita, Yuki	O2-054	Egi, Chiaki	02-028
Akasaka. Thai	O1-029	Arnoldner, Christoph	ES3-2	Eiima. Fumitaka	P-109-J
Akashi, Sadako	SY7-3	Asakura. Yuta	P-146-J	Emi. Ivunnko	SY7-3
Akashi, Toshiaki	01-006. 01-007.	Asami, Yuuta	P-140-J	Emoto, Miho	O3-010
,	01-032, 01-033,	Asano, Namie	03-007. 03-008.	Endo, Masahiro	座(O3-016~019)
	01-037.01-042.		P-070-J	Enmi, Iunichiro	O1-024. P-137-J
	O2-032, P-094-J.	Asato, Masatatsu	02-026	Enoki, Takuva	P-063-1
	P-100-J. P-142-J	Aso Tomohiko	P-115-J	Enomoto Katsuki	P-140-1
Akatsu Toshiya	02-044, P-090-1	Asonuma Tomoaki	01-024	Ezura Masavuki	02-047
ritatou, roomju	P-094-J. P-097-J.	Atsumi Hideki	02-033	Eburu, musuy uni	02 0 17
	P-108-1 P-142-1	Awai Kazuo	02-039	[F]	
Akazawa Kentaro	P-080-1 P-084-1	Avukawa Takuro	P-109-1	Feng Mengling	02-008
Akiba Chihiro	02-031	Azuma Minako 🔤 🖗	SY12-1~5) SY12-2	Fernandez Isabel	P-102-1
Akita Hirotaka	02-054	Azuma Takashi	P-062-1 P-135-1	Fuii Maina	P-063-1
Akiyama Yuji	02-039	12uniu, 1ukusin	1 002 3,1 133 3	Fujiji Hirofumi	02-069
Amano Keita	01-039	[B]		Fujii Hirotada	O2-009
Amemiya Shiori	01-038	Raha Shingo	02-013	Fujij Nobutada	P-119-1
Amemiya, Jinon Amemiya, Tomoki	○7-019	Bagarinao Enifanio	01-039	Fujij Ryosuko	02-062
An Vijio	02-006	Bakalova Rumiana	SV15-2	Fujii Shunsuko	D-123-1
Andica Christina	01-006 01-007	Bastiaanson Jossica	O2-077	Fujii Vuto	D-137-1
Alluica, Chiristina	01-032 $01-033$	Bayram Ercin	02-063	Fujil, Tuta Fujikawa Hirochi	O2-002
	$\bigcirc 1 - 0.37$ $\bigcirc 2 - 0.32$	Bankart Thomas	D2 005	Fujima Norivuki	02 002
	DI 057, 02 052,	Delikert, Thomas Physical Chhatkuli, Ditu	C2 022	Fujimari Matashi	02-001, L30-2
Ando Kumiko		Dilusal Children, Kitu Dita Vashitaka	しZ=UZ5	Fujimoto Hojimo	OZ-039 应(CV12_1+E)
Antoina Channin	/≟(LLU=1~2/, L30=1 D. 000 I	DITU, I USIIITAKA	/空(JLJ), JT4⁻  , 広(CV16_1~.2)	Fujimoto Kontore	) (ごしつこう) () () () () () () () () () () () () ()
Antoine, Choppin	P-003-1		$\mathbb{E}(3110^{-1}),$ $\bigcirc 2-010 \bigcirc 2024$	Fujinogo Vermani	
Anizai, Kazulo	P-U9Z-J		$O_2 = 013, O_2 = 0.34,$	rujinaga, rasunan	CV11 F D OCO -
AOIKE, IdKuya	02-081		02-039, P-030-J,	rujioka, Toilloyuki	5, P-U68-J
AOKI, ICNIO	5112-2		г-U/J-J, M-U00-J,	rujisniro, kikiya	P-129-J
		Dite Vesit-1-	r-099-J	Fujita, ISao	P-140-J
		BILO, I OSITAKA	P-U29-J	rujita, Nobuhiro	ELZ-Z
		Buonincontri, Guido	01-005		

#### [C]

Cao, Peng Cencini, Matteo O1-005

KJ1-2

Fujita, Shohei	SY12-1, EL4-2,	Habe, Tetsushi	01-012, 01-013,	Hayakawa, Yayoi	P-142-J
	01-005, 01-019,		01-014, 01-015,	Hayashi, Hiroaki	P-086-J, P-099-J
	01-032, 01-033,		02-050, 02-051,	Hayashi, Makiko	P-068-J
	01-042, 02-025,		02-052, 02-053	Hayashi, Naoya	O3-011, P-005-J,
	P-069-J, P-100-J,	Haga, Akihiro	P-083-J, P-086-J,		P-010-J
	P-142-J, LS3-1		P-099-J	Hayashi, Ryota	P-020-J
Fujiwara, Haruki	P-084-J	Haga, Yawara	P-004-J, P-005-J,	Hayashi, Shihori	P-088-J
Fujiwara, Hirokazu	O2-054		P-006-J, P-010-J,	Hayashi, Sigeto	P-103-J
Fujiwara, Hiroki	O3-008	TT I m .	P-012-J	Hayashi, Tatsuya	座(O2-038~042)
Fujiwara, Shunrou 座	(EL8-1~2), O2-035	Hagino, Tetsuo	02-0/9	Hayashi, Tomoya	03-001
Fujiwara, Yasuniro座()	EL14-1~2), O2-043	Hagiwara, Akifumi	01-005, 01-019,	Hayashihara, Hayato	P-046-J
Fukuba, Takashi	$O_2 - U_2 /, O_2 - U_5 6,$		01-032, 01-033,	Helle, Michael	P-UI6-J
	$O_2 = 061, O_3 = 016, O_2 = 017, O_3 = 017$	II	P-069-J	Higaki, Atsushi	02-040, P-148-J
	03-017, P-015-J,	Hagiwara, Shigeo	02-008	Higaki, I oru	02-039 D.061 J
Fukuchi Uorumuki	P = 007 = J, P = 139 = J	Hagiwala, Iu	P-003-J	Higashi, Alli	01-020 01-026
Fukuda Kotaro	O2-044, P-097-J	Hamaha Eumika	P=004=J, P=005=J	nigasili, Talsuya	OT-020, OT-020, O3-013
Fukuda, Notaro	D_083_1 D_086_1	Hamada, Makata	P=150-J	Uigachida Mitauji	02-074 03-005
Fukuda, Nagolili Fukuda, Shoro	P-005-J, F-000-J	Hamada Vuki	C2-024	nigasiliua, Mittsuji	D2-074, O3-003, P-010-1
Fukuda, Jilogo	$\cap 2 - 001 \cap 2 - 045$	Hamaguchi Hirovuki	P=102=1	Higuchi Toshihiro	∩1-031 ∩3-001
Fukuua, Teisuya	$O_{2}^{-}046 O_{2}^{-}079$	Hamanaga shohei	∩1-040	Higuchi Vuhei	01 031, 03 001
	P-120-1 P-126-1	Hamano Hiroshi	$\bigcirc 2 - 003 \bigcirc 2 - 012$	Higurashi Norimichi	P-007-1
	P-132-1	11amano, 11103m	02 003, 02 012, 02 038 02 072,	Hinoda Takuva	P-028-1 P-072-1
Fukuda Yuko	FI 3-2		P-047-1	Timoud, Takuya	P-085-1
Fukui Tatsuva	P-020-1	Hamano Tomoaki	02-030	Hirabayashi Motoki	01-034 03-011
Fukukura Yoshihiko	座(SY10-1~3)	Hamasaki Masahiro	P-144-1	Hirahara Daisuke	SY1-8.
i ukukuru, i oominiko	P-059-J. P-109-J	Hamasaki, Nozomi	02-076	Tinunara, Daisake	座(02-059~064)
Fukunaga, Issei	01-005. 02-025	Hamatani, Yutaka	O2-003. P-039-J.	Hirai, Toshinori 🛛 🕸	(SY1-1~8), P-025-J.
Fukunaga, Masaaki	02-072	1101110101111, 1 010110	P-076-J, P-131-J		P-091-J, LS9-2
Fukunaga, Masaki	01-031, 02-016	Han. Miran	O2-011	Hiraka. Toshitada	O1-035
Fukunaga, Takeshi	P-148-J	Hanada, Izumi	SY5-4	Hirano, Jinichi	P-098-J
Fukushima, Keita	SY14-4, 01-017	Hanamatsu, Satomu	02-027, 02-056,	Hirano, Yoshiyuki	O2-023
Fukushima, Yasuhiro	01-001	,	O2-061, O3-016,	Hirata, Hiroshi	O1-023, P-107-J
Fukuzawa, Kei 座	ĕ(SY4-1~5), SY14-2		03-017, 03-018,	Hiwatashi, Akio	O2-013
Funahashi, Yasuhiro	O2-069		O3-019, P-087-J,	Honda, Maya	01-001, 01-002
Funaki, Ayumu	P-096-J		P-139-J	Honda, Mitsugi	P-123-J
Funatsu, Ryohei	P-016-J, P-054-J,	Hanaoka, Atuya	EL14-1	Honda, Yukiko	O2-039
	P-055-J, P-128-J	Hanashiro, Sayori	O1-032	Hongyo, Hidenari	EL3-1
Funayama, Satoshi	02-022, 02-059,	Hara, Shoko	座(O1-005~010),	Honjo, Naomi	P-092-J
	P-143-J, P-144-J		P-088-J	Hori, Masaaki	座(SY3-1~5), EL10-1,
Furukawa, Akira	01-019, 03-011,	Harada, Kuniaki	O2-034, P-029-J		01-032, 01-033,
	P-003-J, P-004-J,	Harada, Masafumi	座(O1-026~031),		01-037, 01-042,
	P-010-J		O3-014, P-083-J,		P-069-J, P-100-J
Furukawa, Masakazu	O1-011		P-086-J, P-099-J,	Hori, Takamasa	02-070
Fushimi, Yasutaka	座(O2-025~030),		P-111-J, LS11-2,	Hori, Yusaku	02-069
	P-028-J, P-072-J,		座(ES2-1~3)	Horie, Tomohiko	SY1-2, O2-005,
	P-085-J	Haraoka, Kentaro	O1-040, P-033-J		O2-033, P-011-J,
(0)		Hasebe, Terumitsu	SY5-4	TT 1 1. TT 1.	P-047-J
[G]	D. 00( 5	Hasegawa, Makoto	P-027-J	Horikoshi, Hiroyuki	LS4-2
Ga Eun, Park	P-006-E	Hasegawa, Shinya	02-024	Horita, Tatsuya	P-115-J
Gon, Narufumi	P-021-J	Hasegawa, Sumitaka	01-020	Hoshi, Yukiko	座(O2-0/1~0/6),
Gomi, Tatsuya	P-U2/-J	Hasegawa, Yuka	ELI4-I	TT-shiles Minesi	02-073 D 100 J
Gomyo, Mino	座(U2-U43~U48)	Hashida, Kazunobu	SY5-4	Hosnika, Minori	P-123-J
Gosnima, Satosni ⊯(	STIU-I~3), STIS-I, 座(CV1E 1-E)	Hashimoto, Jun	01-004	Hoshino, Yukiniro	P-035-J
	座(JTIJ=1~3), 広(IS1_1~3)	Hashimoto Takuwa	02-054	Houshito Horwooki	UZ-UOU, P-116-J
Coto Mariko	座(L3T=T=3)	Hashimoto, Takuya	DI-023 P-020-1	Houshino, naruyosiii	C3-008
Goto Vasubiro	07-003 P-030-1	Hata Hirofumi	5714-2 D-112-1	Housito Harwoshi	D-108-1
0010, 1 asuiii10	P-076-1 P-131-1	Hata Junichi	SYA-2 ∩1-03A	Huang Zhe	P=116=1
Gotou Masaki	P-022-1 P-040-1	mata, junioni	$\bigcirc 3 - 011$ P-001-1	Hui Edward	K 11-7
Gotoli Tatsilva	∩1-∩11		P-003-1 P-004-1	Hveong-Geol Shin	∩2–∩18
Solou, raisuya	01 011		P-005-J. P-006-1	Hynynen Kullervo	SY5-3
(H)			P-007-J. P-010-I	Hyodo. Fuminori	01-022 02-004
Habara. Hideta	P-1061		P-012-J, P-058-J	11,000,1 000000	02-014, 03-012.
-100010, 1110010	. 100 5	Hatakenaka. Masamits	su SY13-3		P-056-J
		Hatemura, Masahiro	P-025-J	Hyodo, Tomoko	O2-058
		Hattori, Naofumi	P-027-J	Hyodoh, Hideki	P-079-J

[]]	
Ibaraki, Masanobu	O2-036, P-075-J
Ichiba. Yoshito	02-077
Ichijiri Kouki	P-124-1
Ichikawa Akira	P=026=1
Ichikawa, Akila	- 应(〇2,010-024)
Ichikawa, Kazushig	e 座(OZ=019~0Z4)
Ichikawa, Shintaro	SY15-4, EL7-2,
	座(O1-011~015),
	O2-059
Ichinohe, Fumihito	02-042
Ideguchi, Reiko	P-065-J
Ideguchi Takeshi	01-036
Ido Shota	01-030
Iuo, Silota	01-027 CVF_F
Igaki, Hiroshi	515-5
Iguchi, Nobuo	P-130-J
Ihara, Kanyu	P-115-J
Ihara, Kazushige	01-009
Iida, Mayu	P-001-J
Iiiima. Rvu	P-026-J. P-030-J
Iiiima Satoshi	P-096-1
lima Mami	CV4 E 应(CV11 1-E)
IIIIia, Maiiii	514-5,座(5111-1~5),
	01-001, 01-002,
	P-066-J
Iinuma, Kenji	O2-038
Ikebe, Youhei	P-029-J
Ikeda, Hirotaka	02-027, 02-056,
	02-061.03-016.
	$\bigcirc 3-017 \bigcirc 3-018$
	O3-010 D-120-1
T1 1 TZ /	03-019, F=139-J
Ikeda, Kento	02-078
Ikeda, Satoshi	P-028-J, P-072-J,
	P-085-J
Ikeda, Yosuke	02-002
Ikedo, Masato	02-027, 02-056,
	02-061.02-064.
	03-016 03-017
	O3-019 P-015-1
11	P-007-J, P-139-J
Ikegami, Shoto	P-138-J
Ikemitsu, Natsuki	P-099-J
Ikeno, Hiroyasu	O1-003, P-084-J
Ikenouchi, Yutaka	O2-044, P-094-J,
	P-097-J, P-142-J
Ikeuchi. Hisatarou	02-030
Ikushima Kojiro	02-041 P-049-1
Ikushima Voichiro	P-082-1
Inci Hirobiko	
	02-070, P-037-J
Imai, Hiroshi	01-003, 01-041,
	O2-041, P-049-J
Imai, Yutaka	SL1
Imaizumi, Akiko	01-020
Inaba, Reiko	O2-076
Inage, Akio	02-082
Inaji Motoki	P-088-1
Inaoka Tsutomu	应(SV13=1~5)
illaoka, i sutolliu	座(51151-5),
	02-009,
	座(03-001~009),
	O3-006
Inoue, Kaiji	P-032-J, P-104-J
Inoue, Katsuhiro	O2-028
Inoue, Takashi	O2-047
Inoue, Yusuke	P-113-J,座(LS5-1~2)
Inoue A., Takashi	P-138-1
Inui Shohei	∩1_038
Iria Rancuko	D_01F E
Inc, Kyusuke	
isa, i adasni	01-029, 01-030
Iseki, Chitumi	01-035

Iseki, Hiroshi Ishida, Masaki Ishida, Mizuri Ishida, Shota Ishida, Takashi Ishigami, Kousei Ishihara, Chizue Ishihara, Toshihiro Ishii, Kazunari Ishii, Kenji Ishii, Toru Ishikawa, Daisuke Ishikawa, Masaki Ishikawa, Rumiko Ishimatsu, Keisuke Ishiyama, Dai Ishizaka, Kinya Isoda, Haruo Isoda, Hiroyoshi Isoshima, Shiho Itai, Yoshinori Ito, Daiki Ito, Haruno Ito, Katsuyoshi Ito, Kazuyuki Ito, Keiichi Ito, Ken Ito, Kosuke Ito, Rina Ito, Satoshi Ito, Seika Ito, Takuya Iwabu, Nanase Iwadate, Yuji Iwamura, Hiromichi Iwanaga, Hideyuki Iwanaga, Takashi Iwane, Takuro Iwasaki, Masaki Iwasaki, Ryota Iwasaki, Takahiro Iwasawa, Tae Iwase, Akiyoshi Iwata, Kaori Iwata, Rui Izumi, Tomoki [J] J. P. van Osch, Matthias Jain, Neha Jain, Tanya

SY5-2 座(SY6-1~6), SY6-3, 02-077 01-009 O2-043 P-140-J 02-013, 03-007, O3-008, P-070-J 02-019 P-115-J 02-058 P-088-J O1-030 O2-058 P-014-J O2-009 O2-003 P-138-J O2-081, P-029-J EL1-1, O1-039 座(EL7-1~2) 02-028 LS11-1 01-012, 01-013, 01-014, 01-015, 02-050, 02-051, 02-052, 02-053 02-077 O2-041, P-049-J 02-076 P-150-J O2-069, P-003-J, P-006-J, P-007-J 02-029, 02-067, P-086-J, P-099-J P-001-J O1-016, P-042-J, P-043-J 01-011 P-146-J P-077-J 02-063 LS4-1 O1-038, P-012-J, P-071-J O1-041, P-059-J 01-009 P-064-J 01-022, 03-012 P-141-J 座(SY3-1~5), 座(SY8-1~3) 02-027, 02-056, 02-061, 03-016, O3-017, P-015-J, P-087-J, P-139-J P-018-J 02-009 01-008, 01-028, P-008-J, P-101-J LS1-2 P-002-E, P-005-E, P-014-E, P-001-E, Р-007-Е

Р-009-Е

- 277 -

Jaladhar, Neelavalli O2-057, P-076-J Ji, Sooyeon 02-018 Jinzaki, Masahiro 01-012, 02-054, P-127-J, P-129-J, P-133-J Jomoto, Wataru P-063-J Jung, Woo Sang O2-011 [K] Kabasawa, Hiroyuki 座(KS1-1~5), 座(HS1-1~4), HS1-4, 座(O2-010~013) Kadoya, Noriyuki SY9-2 Kaga, Hideyoshi 01-006, 01-007, O2-032 Kaga, Tetsuro O2-004, P-112-J Kagawa, Akinori O1-024 Kaihara, Toshiya P-119-J Kaji, Naoto SY14-1 Kaji, Yasushi 座(SY4-1~5). 座(O2-054~058) Kajita, Kimihiro O2-004, P-112-J Kakeda, Shingo 座(O1-005~010). O1-009, P-023-J P-091-J Kaku, Yasuyuki P-092-J Kamada, Yasuaki 01-006, 01-007, Kamagata, Koji O1-032, 座(O1-032~036), 01-033, 01-037, 01-042, 02-020, 02-031, 02-032, O2-044, P-069-J, P-015-E, P-094-J, P-097-J, P-100-J, P-142-J 02-023 Kamashita, Rio Kameda, Hiroyuki 座(O2-031~037), P-060-J Kamiguchi, Hiroyuki O2-017 Kamimura, Kiyohisa 座(O1-037~042), O1-041 Kamioka, Shogo 02-039 Kamishima, Tamotsu 02-006 Kamitani, Takeshi 03-007, 03-008, P-070-J Kamiya, Kouhei 01-032, 01-042, P-069-J P-035-J Kamoshita, Sowa Kanai, Midori 01-013, 01-014, 01-015, 02-050, 02-051, 02-052, O2-053 02-043 Kanamoto, Masayuki Kanazawa, Tsutomu O2-073 Kanazawa, Yuki O3-014, P-083-J, P-086-J, P-099-J Kaneko, Yukio O2-019 Kanemaki, Yoshihide 座(O1-001~004) Kang, Junghwa Р-006-Е Kanie, Yuichiro EL11-2 P-130-J Kanisawa, Mitsuru Kanki, Akihiko O2-040, P-148-J Kanki, Yusuke O2-042, P-046-J Kano, Osamu O1-032 Kanoto, Masafumi O1-035 Karunarathna, Sadhani P-101-J

Karunarathne, Sadhani 01-028 Karunarthne, Sadhani 01-008 O2-010 Kasai, Kiyoto Kashiwagi, Nobuo EL6-1 Kassai, Yoshimori 03-019 Kasuya, Shusuke 02-009 Katada, Kazuhiro 02-056, 02-061, 02-064, 03-016, 03-017, 03-018, O3-019, P-087-J Katagiri, Motohiro O2-064 Katahiara, Kazuhiro SY9-3 Katahira, Kazuhiro SY1-6 Kataoka, Masako SY3-5,座(SY7-1~3), 01-001, 01-002, P-066-J Katayama, Motoyuki O2-063 Kato, Hiroki 01-022, 02-014, O3-012, P-056-J Kato, Kazuyuki P-106-J 01-042 Kato, Shimpei Kato, Shingo SY6-6, 座(O2-077~082), LS13-1 P-128-J Kato, Toyoyuki O1-018 Kato, Yutaka Katou, Mamoru P-075-J Katou, Takashi P-018-J P-079-J Katscher, Ulrich Katsube, Takashi LS6-1 Katsumata, Yasutomo O2-038, P-032-J, P-040-J, P-041-J, P-134-J Kawabata, Syuichi O1-027 Kawaguchi, Hiroshi O1-026 Kawai, Nobuyuki EL2-1, O2-004, P-112-J Kawai, Yuko O1-031, O3-001 Kawakubo, Masateru P-047-J Kawamata, Takakazu SY5-2 Kawamori, Ryuzo 01-006, 01-007, O2-032 Kawamura, Kaito O2-031 Kawamura. Motohide P-144-J Kawasaki. Hideo P-090-J, P-108-J Kawasaki, Tomohiro P-029-J Kawase, Kazumi SY7-3 Kawauchi, Nobuo P-089-1 P-134-1 Kazama, Toshiki 座(O1-001~004), 01-004 Kershaw, Jeff O1-020 Khan, Adil Ali O2-007 Khare, Vaibhav Р-010-Е 02-040, 02-055, Kido, Ayumu 02-057, 02-058, P-148-J Kido, Teruhito P-121-J Kido, Tomoyuki P-121-J Kidoya, Eiji O2-043 Kikuchi, Kazufumi O2-013 Kikuchi, Yasuka 座(O2-077~082) 01-006, 01-007, Kikuta, Junko O2-031, P-142-J Kikuta, Jyunko O2-032 Kim, Sung Hun Р-006-Е Kim, Yelin Р-006-Е Kimura, Atsuomi P-057-J

Kimura, Hirohiko 02-043 Kimura, Kaito P-138-J Kimura, Yukio P-064-J Kinoshita, Manabu 座(SY5-1~5), EL13-1 Kinoshita, Toshibumi 02-036, 02-048, P-075-J Kinoshita, Yuto P-026-J, P-030-J Kirino, Eiji O1-033, P-015-E, P-100-J Kiryu, Shigeru P-031-J, P-114-J, 座(LS4-1~2) Kishi, Noriyuki P-005-J Kishimoto, Riwa 02-049 Kitagawa, Ai P-021-J Kitagawa, Hisashi P-024-J Kitagawa, Hitomi 02-023 Kitagawa, Masahiro O1-024 Kitaguchi, Tomoaki P-084-J Kitajima, Mika 座(KS1-1~5), P-091-J Kitano, Shun P-083-J P-086-J Kitano, Syun Kito, Yoshihiro 02-042 Kitoh, Yoshihiro P-046-J O2-079, P-126-J Kittaka, Yuki 02-006 Kiuch, Shinji SY11-4 Ko, Eun Sook Kobashi, Yuko 座(O2-006~009) Kobata, Takuya P-093-J 03-007, 03-008, Kobayashi, Koji P-055-J, P-128-J Kobayashi, Kouji P-016-J, P-054-J, P-070-J Kobayashi, Kuninori SY14-4, O1-017 Kobayashi, Ryoma 01-024 Kobayashi, Shigeki 02-027, 02-056, 02-061, 02-064, 03-016, 03-017, O3-018, O3-019, P-139-J Kobayashi, Sigeki P-087-J Kobayashi, Wataru 01-009 Kobayashi, Yuta EL14-1 Kodaira, Kazuo O2-003, P-039-J, P-076-J, P-131-J Kodama, Ryoichi 01-036 Kodama, Sayuri P-140-J Kogue, Ryota 02-028 Koide, Tomoki P-024-1 Koide, Wakaba 02-062, 03-009, P-118-J P-018-J Koie, Shirou Koike, Hirofumi P-065-J Koike, Shinsuke O2-010 Koizumi, Norihiro SY5-4 Kojima, Shinya 座(O2-071~076) Kokuryo, Daisuke P-119-J Komaki, Yuji P-001-J Komi, Shotaro SY14-3 Komiya, Keishi P-134-J Komori, Yoshiaki O2-077, P-130-J Kondo, Shota O2-039 Kondou, Atsushi P-022-J, P-040-J, P-041-J Kono, Naoto 02-063 Konta, Natsuo O2-005, P-011-J, P-047-J Korogi, Yukunori SY3-3

Kosaka, Nobuyuki 02-043 Kosaka, Takeo 02-054 Kose, Katsumi O3-002, P-105-J O3-002, P-105-J Kose, Ryoichi Kotoura, Noriko P-063-J Kousaka, Miku P-115-J Koyama, Shuji O1-039 Koyama, Teruhide P-080-J Koyama, Yasuhito P-104-J Koyama, Yoshihiro P-149-J Koyasu, Norikazu 01-022, 02-014, O3-012, P-056-J Kozawa, Eito P-022-J, P-032-J, P-040-J, P-041-J, P-104-J Krishna Pandu, Wicaksono P-028-J Kudo, Kohsuke 座(SY9-1~3), SY12-3, 02-034, 02-081, P-060-J,座(LS6-1~2) O3-013, P-029-J Kudou, Kohsuke Kudou, Mizuki P-063-J Kumada, Takashi 01-011 P-090-J, P-108-J Kumagai, Fumitaka Kumaki, Nobue 01-004 P-103-J, P-119-J Kumamoto, Etsuko P-081-J Kumazawa, Seiji Kunieda, Kazuki 02-068 Kunimatsu, Akira KJ1-3, P-114-J Kunimitsu, Kenji O1-017 Kuno, Kayao 02-037 Kurakata, Minako P-004-J, P-005-J Kuratani, Atsushi O2-029 Kuribayashi, Hideto 座(KJ1-1~3), O1-029, 01-030, 02-071 Kurihara, Sho 01-034, 03-011 Kuriyama, Nagato P-080-J Kuroda, Kagayaki 座(SL2),座(SY5-1~5), SY5-1, O2-033, O2-071, P-047-J, P-138-J, MS1-2, ES2-3 Kuroda, Masahiro P-009-J Kurokawa, Kaname 02-049 Kurokawa, Karen P-003-J, P-006-J Kurokawa, Shinji P-038-J Kurosawa, Ryuna P-036-J, P-048-J Kurozumi, Akira P-123-1 Kusahara, Hiroshi SY10-2, O1-042, P-051-J, P-097-J P-064-1 Kusama, Midori Kwon, Jihun O2-012, P-134-J [L] Le, Khanh KJ1-1 Lee, Elaine KJ1-2 Lee, Ho Yun SY8-2 Lee, Jongho O2-018 Li, Xinnan P-079-J, P-102-J Liu, Ye P-116-J [M] Machida, Yoshio SY4-3 Maeda, Masayuki 02-028 Maeda, Noboru EL3-1 Maehara, Masataka P-046-J Maehara, Taketoshi P-088-J Maekawa, Hitoshi 02-076

Maekawa, Tomoko P-069-J Maki, Shunsuke P-103-J Maki, Yasunori O2-078 Makihara, Kazuyuki O2-069 Manisha, Bohara O1-041 Marugami, Nagaaki EL11-1 Marunaka, Yoshinori P-080-J Maruyama, Katsuya 01-018, 02-042, P-046-J Maruyama, Sho 01-009 Masamune, Ken SY5-2 Mase, Mitsuhito SY16-2 Masuda, Yoshitada O2-023, P-036-J, P-048-J Masui, Kurumi O1-001 Masui, Takayuki 02-062, 02-063, O3-009, P-118-J Masutani, Yoshitaka 座(O1-016~020), P-077-J, P-145-J Matake, Kunishige O2-078 O2-072, P-124-J Matoba, Shohei Matsubara, Keisuke O2-036 Matsuda, Chifumi 座(O2-065~070) O2-082, P-130-J Matsuda, Jun 02-070 Matsuda, Tetsuya 座(O1-026~031), Matsuda, Tsuyoshi O2-043 Matsuda, Yuki P-035-J Matsue, Yuya SY6-1, SY6-6 Matsueda, Rei O1-035 Matsui, Daisuke P-080-J Matsumae, Mitsunori SY5-1, O2-033, P-047-J Matsumoto, Koji O2-023, P-036-J, P-048-J Matsumoto, Mitsuyo P-078-J Matsumoto, Shingo O1-023, P-107-J Matsumoto, Syunsuke P-127-J Matsumoto, Yuki O3-014, P-083-J, P-086-J, P-099-J Matsuo, Kouji P-147-J Matsuo, Masayuki 01-022, 座(O1-022~025), 02-004, 02-014, O3-012, P-056-J, P-112-J Matsushima, Takamasa P-146-J Matsushita, Tomonori P-070-J Matsushita, Toshi P-123-J P-061-J Matsusima, Kouji Matsuyama, Takahiro O2-027, O2-061 Matsuzaki, Kenji P-111-J O2-043 Matta, Yuki Metoki, Tsuyoshi O2-080 Michaela, Schmidt P-028-J Mikayama, Ryoji 02-012, 02-013, P-070-J Miki, Yukio 座(SS-1~2),座(ES1) Mikoshi, Ayako P-133-J, P-150-J Mimura, Masaru P-098-J Min, Kyeongseon O2-018 Minabe, Toshiharu P-133-J Minami, Hiroaki P-122-J Minami, Mari O1-010 Minamikawa, Yuki 01-036 Minei, Hitomi O2-026 Ming, Yanzhen KJ1-2

Minji, Kim Mitsui, Hideki Mitsumoto, Ayumi Miyagi, Kenji Miyai, Kosuke Miyajima, Akira Miyajima, Atsuko Miyajima, Masakazu Miyake, Kanae Miyake, Tatsuro Miyamoto, Rina Miyanishi, Koichiro Miyaoka, Misaki Miyasaka, Tomoki Miyata, Mari Miyatake, Yuji Miyati, Tosiaki Miyawaki, Izuru Miyazaki, Mitsue Miyazaki, Takayuki Miyoshi, Mitsuharu Mizuhara, Kazuyuki Mizuno, Naokazu Mizuno, Toshiki Mizutani, Yoshiyuki Mochizuki, Tomohiro Mori, Harushi Mori, Takashi Mori, Takayuki Moriaki, Ryoga Morikawa, Minoru Morikone, Kanan Morisaka, Hiroyuki Morishita, Junji Morita, Kosuke Morita, Yoshiaki Morita, Yuichi Moriwake, Chikako Moriyama, Kenji Moriyama, Tomoyuki Motomatsu, Sari Motosugi, Utaroh Mukaidani, Wataru Mukasa, Akitake Mukasa, Anju Mun, Chi-Woong Muragaki, Yoshihiro Murakami, Takamichi Murakami, Yuto Murakawa, Keizo Muranaka, Kenta

02-011 02-072 O2-065 P-064-J P-150-J SY5-4 ES2-2 O2-031 O1-001, LS13-2 O1-036 P-020-J O1-024 P-057-J O2-022, P-136-J, P-143-J 01-006, 座(O1-032~036) P-092-J SY16-2, 座(O2-014~018), 座(ES3-1~3) P-137-J SY7-1, EL9-2 02-072 HS1-3, O2-025, 02-063, 03-014 01-012, 01-014, 02-050, 02-053 O2-082, P-130-J P-080-J P-130-J 02-038, 02-079 LS5-1 01-022, 03-012, P-056-J 02-004 P-057-J P-065-J O2-026 02-022, 02-059, P-143-J, P-144-J P-082-J O2-073, P-025-J, P-091-J 02-001, 02-045, 02-046, 02-079, P-120-J, P-126-J, P-132-J 01-006 O2-066, P-067-J. P-110-J P-095-J O2-072 P-127-J, P-129-J 02-022, 02-059, P-143-J, P-144-J O2-041, P-049-J P-091-J SY5-4 座(O2-014~018) SY5-2 座(LS10-1~2) O2-068 02-001, 02-046, O2-079, P-120-J, P-126-J, P-132-J 02-080

Murase, Tomokazu 01-031, 03-001 Murata, Katsutoshi EL4-1, O1-018, P-069-J Murata, Masaharu 02-014 座(O3-010~015), Murata, Syo O3-015, P-015-E Murayama, Kazuhiro 02-027, 02-056, 02-061, 02-064, 03-016, 03-017, 03-018, 03-019, P-015-J, P-087-J, P-139-J, SS-1 Murazaki, Hiroo O3-007, P-016-J Muro, Isao O2-021 Muroi, Tomoya P-090-J, P-108-J Muroya, Ayumu O2-030 Muroya, Takanobu P-147-J Muta, Kanako P-004-J, P-007-J [N] Nagahiro, Yukio EL14-1 02-001, 02-045, Nagai, Yasuhiro 02-046, 02-079, P-120-J, P-126-J, P-132-J SY3-2, SY16-1, Naganawa, Shinji 01-018, 02-031, 02-032, 02-037, 座(LS3-1~2), 座(LS9-1~2) Nagano, Hiroaki P-059-J, P-109-J Nagao, Michinobu O2-003, P-039-J, P-131-J Nagasawa, Hirobumi P-115-J Nakada, Yumi P-060-J Nakae, Aya P-137-J Nakagawa, Akiko O2-023 Nakagawa, Toshiaki O1-003, P-084-J Nakagawa, Yusuke P-119-J Nakahara, Kazuki O2-065, P-078-J Nakai, Ryusuke P-062-J, P-135-J Nakaji, Shigeyuki O1-009 Nakajima, Ai P-113-J Nakajima, Madoka O2-031 Nakajima, Satoshi P-028-J, P-072-J, P-085-J Nakajima, Yoshito P-122-1 Nakajo, Masanori 01-041 Nakamoto, Katsutoshi P-020-J 01-001, 01-002, Nakamoto, Yuji P-028-J, P-066-J, P-072-J, P-085-J P-068-J Nakamura, Hiromi Nakamura, Kazuhiro 02-036, 02-048, P-075-J Nakamura, Masashi P-121-J Nakamura, Noriko O1-004 Nakamura, Yuko O2-039 Nakanishi, Akihito 01-017 Nakanishi, Atsushi P-142-J Nakanishi, Katsuyuki EL3-1 Nakano, Atsushi O2-065, P-078-J Nakano, Hitomi O1-023, P-107-J Nakano, Mayura SY5-4 Nakano, Tomoe P-027-J Nakao, Hiroshi O2-065, P-078-J Nakao, Megumi 02-070

Nakaoka, Shigeru P-053-J P-149-J Nakasone, Shinya Nakata, Sunao P-092-J Nakata, Waka EL12-2 Nakatsuka, Tomoya 02-009, 03-006 P-025-J, P-091-J Nakaura, Takeshi Nakaya, Yasuhiro EL3-1 Nakayama, Noboru P-053-J Nakazawa, Tomoko P-018-J Nalaori, Shiro O2-077 Nam, Yoonho Р-006-Е Namiki, Takashi 02-003, 02-038, P-036-J, P-048-J, P-089-J, P-104-J Nariai, Tadashi P-088-J Narita, Akihiro P-096-J Narita, Keigo O2-039 Narita, Masataka P-023-J Nariya, Cho SY11-1,座(SY11-1~5) Negoro, Makoto 01-024 Р-004-Е, Р-012-Е, Neha, Jain P-013-E, P-016-E, Р-011-Е Nihashi, Takashi P-018-J P-098-J Niida, Akira P-098-J Niida, Richi Niihara, Kinuko P-138-J Niikura, Naoki O1-004 Niino, Kazuho O1-035 Niitsu, Mamoru 座(EL3-1~2), P-022-J, P-032-J, P-041-J, P-104-J, LS1-3 Niitsu, Rieko SY14-2 Ning, Jin P-130-J Nishi, Taro P-066-J Nishida, Naoki P-123-J Nishie, Akihiro O2-003, P-054-J Nishigake, Daisuke P-128-J Nishihara, Takashi P-067-J, P-110-J Nishijo, Hisai 01-014 Nishimura, Sayaka P-041-J Nishimura, Yuma 01-019 Nishio, Marin P-001-J Nishioka, Noriko O2-081 Nishirara, Takashi O2-039 Nishiyama, Jun SY5-1 Nitsu, Mamoru P-040-J SY5-2 Nitta, Masayuki 01-020, 03-013 Nitta, Nobuhiro 座(SL1),座(SY2-1~5), Niwa, Tetsu SY2-1, O1-004, O2-005, P-011-J, P-047-J,座(LS12) Noda, Kazumasa SY9-3 Noda, Seiichiro SY9-3 noda, tomotaka P-066-J Noda, Yoshifumi 01-022, 02-004, 02-014, 03-012, P-056-J, P-112-J Node, Koichi SY6-6 Nohara, Yuriko O3-003 Nomura, Jun-ichi O2-035 Notake, Sachiko O1-034, P-003-J, P-006-J Nozaki, Atsushi O2-080, P-121-J, P-127-J, P-129-J

Nozaki, Hayato

O2-020

Nozaki, Taiki	座(SY2-1~5), SY2-5,
Nozawa, Kumiko Numano, Tomokazu	SY2-2 01-012 01-013
rumano, romokaza	01-014, 01-015,
	02-050, 02-051,
	02-052, 02-053
[0]	
Obama, Yuki	$O_2-027, O_2-056, O_2-061, O_3-016$
	03-017, 03-018,
	O3-019, P-139-J
Obara, Makoto	02-005, 02-012,
	02-013, 02-058,
Obata Takawuki	P-UTT-J, P-UT6-J SV3-1 应(SV16-1~3)
	EL10-2, O1-020,
	01-026, 02-023,
	02-049, 03-013,
Ochi Uisaaki	座(MS1-1~2)
Ocili, Hisaaki	P-073-J
Ochi, Makoto	O1-036
Oda, Seitaro	SY6-5, P-025-J
Oda, Soya	EL3-1
Oda, Yoshiki Odaka Akihiro	P-138-J
Ouaka, Akiiiio	P-110-J
Oga, Masahiro	P-016-J, P-054-J,
	P-055-J, P-128-J
Ogasahara, Takashi	O2-072, P-124-J
Ogasawara, Yasushi	O2-035 O2-035
Ogawa, Kazuo	P-093-J
Ogawa, Madoka	P-058-J
Ogawa, Ryo	P-121-J
Ogawa, Sadanobu Ogawa, Takahiro	01-011 SY5-4
Ogawa, Takumi	O2-003, P-039-J,
-	P-076-J, P-131-J
Ogawa, you	P-140-J
Ogino, Tetsuo	02-005, 02-012, 02-058, P-011-1
Ogiura, Takuya	03-007, 03-008,
	P-070-J
Ohara, Yoko	O2-039
Ohashi, Akane Ohashi, Kazunori	P-096-1
Ohashi, Toshio	02-037
Ohata, Hiroyuki	O2-030
Ohkubo, Masaki	P-096-J
Ohmori, Yuki Ohnishi Fumio	P-091-J P-133-1
Ohnishi, Hiroshi	03-003
Ohno, Ayami	O1-002
Ohno, Yoshiharu	座(SY8-1~3), SY8-1,
	02-027, 02-056, 02-064
	03-016, 03-017,
	O3-018, O3-019,
	P-015-J, P-087-J,
Ohta Vasutoshi	P-139-J
Jina, 1 asul05111	02-046, 02-079,
	P-120-J, P-126-J,
	P-132-J

Ohtake, Makoto	02-030
Ohtomo, Kuni	P-031-J. P-114
Ohtomo, Satoru	02-047
Ohvu, Kazuhiko	P-023-
Ohzeki, Masavuki	02-070
Oishi, Hidenori	P-094
Oitate Kazuhisa	03-008 P-070-
Okabe Koshi	P-127-1 P-129-
Okada Atsubiko	02-065
Okada, Atsulliko	CZ 003
Okada, Morillisa	C1 020 C1 020
Okaŭa, Tomonisa	01-029, 01-030
Olas material	P-020
Okamoto, Juli	2-CY12
Okamoro, Yoshika	ZU 3113-5
Okamura, Haruka	02-054
Okamura, Shigeru	P-034
Okano, Hideyuki	P-004-J, P-005
Okano, Hirotaka	P-007
Okano, Hirotaka Ja	ames P-004
Okano, James Hirc	otaka 01-034, P-003-J
	P-006
Okano, James, Hiro	otaka 03-011
Okano, Kousuke	P-150
Okazaki, Takahiro	P-063
Okazawa, Aika	P-066
Okuaki, Tomoyuki	P-089
Okuchi, Sachi	P-028-J, P-072-J
Olurda Chinas	F-U0D-、 应(FLO_1, 2) O1_012
Okuda, Siligeo	座(EL9=1~2), O1=012
	D 120   D 122
Oliverna Diseaselle	P-129-J, P-133
Orullula, Ryosuke	
Omya, rosme	DZ-035
Onichi Uirochi	
Ollisili, fillosili	D_1/3_1 D_1//_
Ono Atsushi	広(SV1/-1~5)
0110, 71(30/311)	座(02-049~053)
Ono Kojiro	SY2-4
Ookuma Kivoshi	P-140-
Oono Shinii	SY7-3
Ooshiro Hinako	P-005-
Oosiro Yuuki	∩2-026
Oota Chisato	02-005
Orii Makoto	02-080
Osada Kaito	01-013 01-014
Obudu, Ruito	01-015, 02-050
	02-051, 02-052
	02-053
Oshida, Sotaro	O2-035
Oshima, Sonoko	P-028-
Oshio. Koichi	SL2. SY10-1. SY16-3
	座(HS1-1~4), LS3-2
Oshiro, Hinako	P-006-J, P-010
Ota, Chisato	O2-074, P-019
Ota, Hideki	EL9-1
Ota, Junko	02-023
Ota, Rie	01-001, 01-002
Ota, Seiichiro	02-027
Ota, Yasuyuki	02 02/
Otake, Yosuke	01-035
	O1-035 P-052-J, P-106-
Otani, Sayo	01-035 P-052-J, P-106-, P-028-J, P-072-J
Otani, Sayo	O1-035 P-052-J, P-106-, P-028-J, P-072-J P-085-,
Otani, Sayo Otani, Shinichi	O1-035 O1-035 P-052-J, P-106 P-028-J, P-072-J P-085 P-068
Otani, Sayo Otani, Shinichi Otani, Yuhiko	O1-035 O1-035 P-052-J, P-106 P-028-J, P-072-J P-085 P-085 P-023
Otani, Sayo Otani, Shinichi Otani, Yuhiko Otsuka, Hirokazu	O1-035 O1-035 P-052-J, P-106 P-028-J, P-072-J P-085 P-085 P-023 P-023

Otsuka, Yujiro	02-020
Ouchi, Shohei	O1-016, P-043-J
Oya, Mototsugu	O2-054
Oyama, Kazuki	02-042
Ovama-Manabe, Norik	o 座(SY6-1~6),
	座(LS13-1~2)
Ozaki, Etsuko	P-080-J
[P]	
Park, Ji Eun	KS1-1
Park, Jung Hyun	O2-011
Patzke, Nina	P-102-J
Peter, Speier	P-028-J
Piccini, Davide	02-077
Prakash, Mahesh	座(O2-006~009)
Pratap, Vijai	02-007, Р-002-Е,
	Р-003-Е, Р-004-Е,
	P-005-E, P-012-E,
	P-013-E, P-014-E,
	Р-016-Е, Р-009-Е,
	Р-010-Е, Р-011-Е,
	Р-001-Е, Р-007-Е,
	Р-008-Е
[Q]	
Quek, Swee Tian	02-008
P. Marc Loval	D_121_1
P Allon Waggoner	∩2-016
Rajul Rastori	02-007 P-002-E
Rajui, Rastogi	P-003-F P-004-F
	P-005-E P-012-E
	P-013-E, P-014-E,
	P-016-E. P-009-E.
	P-010-E. P-011-E.
	P-001-E, P-007-E,
	P-008-E
Rikitake, Mitsuki	01-034, P-001-J,
	P-003-J, P-006-J,
	P-007-J
[S]	
Sada, Takayuki	P-036-J, P-048-J
Sadato, Norihiro	01-031, 02-016
Sadhani, Karunarathna	P-008-J
Sagawa, Hajime	EL5-1
Saito, Kazuhiro	座(LS2)
Saito, Keito	02-024
Saito, Kokoro	P-107-J
Saito, Taiichi	SY5-2
Saito, Yuko	P-064-J
Saito, Yuya	01-006, 01-007,
	01-032, 01-033,
	01-037, 02-020,
o 1 1 1 1 1 1	02-032, P-100-J
Sakaguchi, Hiroki	P-008-1 P-101-1
Sakaguchi Kazuva	
Sakaj Konva	02-065
Sakai Koji	01-003 P-080-1
ourai, noji	P-084-J
Sakai, Mio	EL3-1
Sakai, Rvosuke	02-009
Sakai, Ryousuke	O3-006
Sakai, Shuji	P-039-J, P-074-J,
-	

0.1.1.55.1.1.	
Sакаі, Такауикі	SY14-5, EL14-2
Sakai, Tomoko	座(SY7-1~3)
Sakai, Yuki	P-018-J
Sakaino Shiniiro	SV1-5
Sakamoto, Ryo	P-028-J
Sakamoto, Tsuyoshi	SY1-7
Sakamura, Shiho	P-037-J
Sakashita Nina	01-009
Salata Akihika	
Sakata, Akiiliko	P=020=J, P=072=J,
	P-085-J
Sakata, Hiroki	01-012, 01-013,
	01-014, 01-015,
	02-050 02-051
	02-052, 02-053
Sakata, Kentaro	P-141-J
Sakka, Akihito	EL14-1
Sakuma Haiime	02-077
Sakurai Kaita	D_018_1
Sakulai, Kella	F-010-J
Sakurai, Mamoru	P-040-J
Sakurai, Tomoo	P-024-J
Sakurama. Azusa	P-028-J, P-072-J,
,,	P-085-1
Comoi Ilinomonu	
Sanai, Hiroyasu	02-058
Sano, Katsuhiro	座(SY1-1~8), SY10-3,
	座(SY15-1~5),
	P-051-J. P-142-J
Sano Vuichiro	01 040 D 015 L
Salio, Tuicillo	01-040, P-015-J,
	P-033-J, P-087-J
Saotome, Kousaku	02-073
Saruya, Shinji	P-032-J
Sasahara Motoki	02-066
Sasalri Eumialri	
Sasaki, ruiiliaki	P-075-J
Sasaki, Kou	P-0//-J
Sasaki, Masako	O2-063
Sasaki, Masayuki	P-064-J
Sasao Akira	P-025-1 P-091-1
Catalaa Hiralaa	「 025 5,1 051 5
Salake, HIľoko	座(ELS-1~2)
Sato, Kanako	P-094-J, P-142-J
Sato, Kazuyuki	P-144-J
Sato. Masavuki	02-064
Sato Noriko	P-064-1
Sate Buete	
Salo, Kyola	F-029-J, F-032-J
Sato, Shuji	P-090-J, P-108-J
Sata Takafumi	
Sato, Takalulli	P-061-J
Sato, Yoshiomi	P-061-J P-140-J
Sato, Yoshiomi Sato-Akaba Hideo	P-061-J P-140-J O3-010
Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo	P-061-J P-140-J O3-010
Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3
Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033
Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046,
Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079
Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 Sula FS3-3
Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3
Sato, Yakalulii Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J
Sato, Yakalulii Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2
Sato, Yakalulii Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro Semba, Taro	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2 O2-069
Sato, Yakalulii Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro Semba, Taro Senoo, Atsushi	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2 O2-069 O1-008, O1-028,
Sato, Yakalulii Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro Semba, Taro Senoo, Atsushi	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2 O2-069 O1-008, O1-028, P-008-J P-101-J
Sato, Yakalulii Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro Semba, Taro Senoo, Atsushi	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2 O2-069 O1-008, O1-028, P-008-J, P-101-J
Sato, Takalulii Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro Semba, Taro Semba, Taro Senoo, Atsushi	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2 O2-069 O1-008, O1-028, P-008-J, P-101-J O2-008
Sato, Yoshiomi Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro Semba, Taro Senoo, Atsushi Seok, Jeon Young Shibasaki, Jun	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2 O2-069 O1-008, O1-028, P-008-J, P-101-J O2-008 O1-026
Sato, Yoshiomi Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro Semba, Taro Senoo, Atsushi Seok, Jeon Young Shibasaki, Jun Shibata, Sayaka	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2 O2-069 O1-008, O1-028, P-008-J, P-101-J O2-008 O1-026 O1-020
Sato, Yakalulii Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro Semba, Taro Senoo, Atsushi Seok, Jeon Young Shibasaki, Jun Shibata, Sayaka Shibui, Masaki	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2 O2-069 O1-008, O1-028, P-008-J, P-101-J O2-008 O1-026 O1-020 P-042-J
Sato, Yakalulii Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro Semba, Taro Senoo, Atsushi Seok, Jeon Young Shibasaki, Jun Shibata, Sayaka Shibui, Masaki Shina Jeao	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2 O2-069 O1-008, O1-028, P-008-J, P-101-J O2-008 O1-020 P-042-J O2-003 P-032-1
Sato, Yakalulii Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro Semba, Taro Senoo, Atsushi Seok, Jeon Young Shibasaki, Jun Shibata, Sayaka Shibui, Masaki Shiina, Isao	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2 O2-069 O1-008, O1-028, P-008-J, P-101-J O2-008 O1-020 P-042-J O2-003, P-039-J,
Sato, Yakalulii Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro Semba, Taro Senoo, Atsushi Seok, Jeon Young Shibasaki, Jun Shibata, Sayaka Shibui, Masaki Shiina, Isao	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2 O2-069 O1-008, O1-028, P-008-J, P-101-J O2-008 O1-020 P-042-J O2-003, P-039-J, P-076-J, P-131-J
Sato, Yakalulii Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro Semba, Taro Senoo, Atsushi Seok, Jeon Young Shibasaki, Jun Shibata, Sayaka Shibui, Masaki Shiina, Isao Shike, Yosuke	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2 O2-069 O1-008, O1-028, P-008-J, P-101-J O2-008 O1-020 P-042-J O2-003, P-039-J, P-076-J, P-131-J P-050-J
Sato, Yakalulii Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro Semba, Taro Senoo, Atsushi Seok, Jeon Young Shibasaki, Jun Shibata, Sayaka Shibui, Masaki Shiina, Isao Shike, Yosuke Shimanuki, Katsunoi	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2 O2-069 O1-008, O1-028, P-008-J, P-101-J O2-008 O1-020 P-042-J O2-003, P-039-J, P-076-J, P-131-J P-050-J ri P-021-J
Sato, Yoshiomi Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro Semba, Taro Senoo, Atsushi Seok, Jeon Young Shibasaki, Jun Shibata, Sayaka Shibui, Masaki Shiina, Isao Shike, Yosuke Shimanuki, Katsunoo Shimizu, Fijij	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2 O2-069 O1-008, O1-028, P-008-J, P-101-J O2-008 O1-026 O1-020 P-042-J O2-003, P-039-J, P-076-J, P-131-J P-050-J ri P-021-J O2-073
Sato, Yakalulii Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro Semba, Taro Semba, Taro Senoo, Atsushi Seok, Jeon Young Shibasaki, Jun Shibata, Sayaka Shibui, Masaki Shiina, Isao Shike, Yosuke Shimanuki, Katsunon Shimizu, Eiji Shimizu, Eiji	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2 O2-069 O1-008, O1-028, P-008-J, P-101-J O2-008 O1-026 O1-020 P-042-J O2-003, P-039-J, P-076-J, P-131-J P-050-J ri P-021-J O2-023 P-018 /
Sato, Yakalulii Sato, Yoshiomi Sato-Akaba, Hideo Sato-Tadano, Akiko Sato-Tadano, Akiko Satou, Anju Sawano, Miki Schwarz-Nemec, Ur Seki, Fumiko Sekine, Tetsuro Semba, Taro Senoo, Atsushi Seok, Jeon Young Shibasaki, Jun Shibata, Sayaka Shibui, Masaki Shibui, Masaki Shiina, Isao Shike, Yosuke Shimanuki, Katsunon Shimizu, Eiji Shimizu, Hitomi	P-061-J P-140-J O3-010 SY7-3 O2-033 O2-045, O2-046, O2-079 sula ES3-3 P-001-J, P-006-J EL1-2 O2-069 O1-008, O1-028, P-008-J, P-101-J O2-008 O1-020 P-042-J O2-003, P-039-J, P-076-J, P-131-J P-050-J ri P-021-J O2-023 P-018-J

Shimizu, Yuuya Shin, Hee Jung Shinmoto, Hiroshi Shinmura, Hiroaki Shinoda, Kensuke Shintani, Ayumi Shinya, Yuki Shiotani, Masaru	P-018-J SY11-3 P-133-J, P-150-J P-050-J O2-060, P-116-J SY3-4 P-141-J O2-001, O2-045, O2-046, O2-079, P-120-J, P-126-J, P-132-J
Shirai, Toru	HS1-2, O2-019, O2-039, P-073-J
Shirakawa, Takako	O1-019, P-001-J, P-005-J, P-006-J
Shirase, Ryuji	O2-034, P-029-J
Shoda, Shinichi	O1-022, O3-012, P-056-J
Shoji, Sunao	SY5-4
Shukuya, Toshirou	P-096-J
Shuo, Zhang	P-039-J
Siato, Nobuhito	P-141-J
Simazu, Kenzo	SY7-3
Singh, Abhishek Kumar	P-003-E
Sofue, Keitaro	SY15-5
Soga, Shigeyoshi	02-054, P-127-J,
0 0 /	P-133-J
Someya, Yuki	01-006, 01-007,
	O2-032
Sonoda, Masaru	O2-009
Steckner, Michael	MS1-1
Stewart, Neil J.	O1-023
Stuber, Mathias	O2-077
Sueoka, Takahiro	O2-039
Suga, Mikio	座(O1-011~015),
	02-049
Sugahara, Shiori	O2-065
Sugai, Yasuhiro	O1-035
Sugawara, Haruto	P-031-J, P-114-J
Sugawara, Tsuyoshi	O2-080
Sugeta, Masayuki	O3-006
Sugimori, Hiroyuki	O2-006, P-060-J
Sugimura, Masayoshi	02-062, 03-009,
	P-118-J
Sumiyoshi, Akira	SY15-2
Suyama, Junpei	O1-017
Suzauki, Tatsuya	P-127-J
Suzuki, Akiyoshi	P-094-J
Suzuki, Atsuro	O2-019
Suzuki, Chisato	O2-017
Suzuki, Hidesato	SY14-2
Suzuki, Hiroaki	P-024-J
Suzuki, Honami	02-001, 02-079,
	P-132-J
Suzuki, Kazutumi	P-074-J
Suzuki, Masashi	r-023-J, P-104-J
Suzuki, Michimasa	02-044, P-094-J,
Current i Christi	P-09/-J
Suzuki, Snintarou	P-018-J
Suzuki, Yuichi	01-038, P-012-J,
	r-u/1-J, P-141-J
[1]	
1 f 4	

Tachibana, Miki	O2-066
Tachibana, Rina	01-019
Tachibana, Yasuhiko	01-020, 02-020,
	座(O2-059~064)

Tachiiri, Tetsuya FI 11-1 Tachikawa, Yoshihiko 02-078 Tagawa, Hiroshi P-028-J, P-072-J, P-085-J P-031-J, P-114-J Tajima, Taku Takabayashi, Kaito 01-006, 01-007, O2-031 Takada, Akihiro P-080-J Takada, Kaori P-130-J Takada, Ken O1-011 Takada, Mizuki P-024-J Takafuji, Masafumi O2-077 Takahama, Junko 座(EL11-1~2) Takahara, Sachiko P-066-J Takahara, Taro SY1-1,座(SY1-1~8), 座(SY1-1~8), SY1-8, O1-004 Takahari, Ren O2-075 Takahashi, Erika P-136-J, P-143-J Takahashi, Hiroto 01-027 Takahashi, Junji 座(SY14-1~5) O2-036, P-075-J Takahashi, Kazuhiro Takahashi, Manami O3-013 SY12-5, Takahashi, Masaya 座(O3-010~015), O3-015 Takahashi, Mia P-068-J Takahashi, Mitsuyuki 座(O2-001~005), P-122-J Takahashi, Sanae SY14-4, O1-017 Takahashi, Toshiki P-138-J Takahashi, Yukihiko O2-078 Takai, Yuki O1-040 Takakado, Masahiro P-121-J Takakusagi, Yoichi EL13-2, 座(O1-022~025) Takamiya, Daisaku P-089-J Takamoto, Kouichi 01-014 Takanashi, Jun-ichi O2-024 Takano, Nao P-090-J, P-094-J, P-097-J, P-108-J Takano, Susumu 座(O2-001~005), O2-005, P-011-J Takao, Shoichiro 座(O3-001~009) Takase, Shinichi SY6-2, O2-028, 02-077 Takasu, Masaki P-056-J Takasu, Miyuki FI 12-1 Takato, Yuki P-113-J 02-071, 03-003 Takatsu, Yasuo Takatsuki, Masaki P-063-J 02-062, 02-063, Takayanagi, Yuki P-118-J 03-009 Takayanagi, Yuuki Takeda, Kengo 01-012, 01-013, 01-014, 01-015, 02-050, 02-051, O2-052, O2-053 Takeda, Mitsuhiro P-002-J, P-061-J 01-005, 02-025, Takei, Naoyuki O2-043 Takei, Oki P-147-J Takemori, Daichi 02-074, 03-005, P-019-J Takemoto, Shuhei O1-040, P-033-J, P-125-J

Takenaka, Daisuke Takeshima, Yuta Takeuchi, Mayumi Takizawa, Masahiro Takumi, Koji Takumi, Toshiki Takuwa, Hiroyuki Tamada, Daiki Tamada, Tsutomu Tamaki, Masako Tamura, Hajime Tamura, Manabu Tamura, Yoshifumi Tamura, Yuki Tanabe, Masahiko Tanabe, Masahiro Tanabe, Masanori Tanaka, Hisasi Tanaka, Isao Tanaka, Junichiro Tanaka, Keiji Tanaka, Kentaro Tanaka, Maki Tanaka, Ryoichi Tanaka, Yoji Tanaka, Yoshitsune Tanaka, Yu Tanei, Zen-ichi Tang, Minghui TANG, Phua Hwee Tani, Chihiro Taniguchi, Takeshi Taniguchi, Yo Tanimura, Seiki Tanskanen, Topi Taoka, Toshiaki Tarewaki, Hiroyuki Tateishi, Toshiki Tateishi, Ukihide Tatsuno, Toshiya Tatsuo, Soichiro Terada, Hitoshi Terada, Yasuhiko 座(EL4-1~2), O1-010, Terasawa, Hiroaki Tha, Khin Khin Thanh, Ngoc Tram Thuy, Dinh HD Tmaguchi, Riki Tobioka, Yutaro Toda, Etsuko Toda, Mitsuaki

03-017, 03-018, 03-019 P-084-J P-111-J 02-039, 02-066, O2-067, P-067-J, P-110-J EL6-2, P-059-J, P-109-J 02-038 O3-013 HS1-1, O2-022, P-143-J, P-144-J 02-040, 02-055, 02-057, 02-058, P-148-J O2-017 02-036 SY5-2 01-006, 01-007, O2-032 P-058-J SY7-3 P-049-J, LS2 02-041 01-027 P-039-J, P-076-J, P-131-J EL3-1 02-016, 02-017 P-084-J SY7-3 SY1-3 P-088-J 02-045 EL3-1 P-064-J O2-075, P-060-J KS1-3 SY2-3 P-106-J P-086-J, P-099-J P-057-J 02-016 SY12-4, O1-018, 02-031, 座(O2-031~037), 02-032 P-082-J, P-149-J 02-073 P-068-J P-130-J 01-009 02-009, 03-006 02-022, 02-068, 02-069, 03-002, P-045-J, P-071-J, P-136-J, P-143-J P-002-J, P-061-J P-079-J, P-102-J P-084-J 01-029 O1-015 P-125-J P-061-J P-135-J

Togao, Osamu 02-012.02-013. 座(O2-043~048), P-016-J, P-054-J, P-055-J, SS-2 01-001, 01-002 Toi, Masakazu Tojima, Sayaka P-136-J Tokunaga, Chiaki 02-003, 02-012, O2-013, P-054-J, P-055-J Tokunaga, Yudai O3-009, P-118-J Tokurei, Shogo P-082-J Tominaga, Teiji O2-047 Tomita, Hiroyuki 01-022, 02-014, O3-012 Tomiyama, Hiroki P-050-J Tomiyama, Noriyuki O1-027 Tomiyasu, Moyoko座(EL13-1~2), O1-026 Tomizawa, Nobuo P-142-J Tomobe, Hisanori 02-009, 03-006 Tosetti, Michela 01-005 Toyama, Hiroshi 02-027. 02-056. 02-061, 02-064, 03-016, 03-017, 03-018, 03-019, P-087-J, P-139-J Toyoda, Hidenori 01-011 Toyonari, Nobuyuki SY9-3 02-036 Toyoshima, Hideto Tozawa, Ikki O2-064 Tozawa, Mitsuyuki O3-006 Tsubakihara, Yumiko P-002-J Tsuboyama, Takahiro LS10-1 Tsuchihashi, Toshio SY14-1 Tsuchiya, Kazuhiro ES1 Tsuchiya, Nanae 座(O3-016~019) Tsuda, Hitoshi P-150-J Tsuda, Masashi P-053-J Tsuda, Masayuki P-053-J Tsugami, Yuika P-063-J Tsuji, Yusuke 座(O2-038~042) Tsukada, Ryo P-127-J, P-129-J Tsukada-Tetsuou, Yayoi SY7-2 Tsukui, Tatsuhito P-122-J Tsunekawa, Akikazu O1-011 Tsuneta. Satonori O2-081 Tsurusaki, Masakatsu EL7-1 Tsushima, Fumiyasu 01-009 Tsushima, Yoshito LS12 Tsutsui, Shouta 02-035 01-033 Tuerxun, Rukeye [U] Uchi, Takamitsu 02-009 Uchida, Hiroyuki O1-041 Uchida, Koji 座(O2-054~058) Uchida, Wataru 01-005, 01-006, 01-007, 01-032, 01-033, 01-037, 02-020, 02-031, P-015-E, P-100-J Udatsu, Haruka P-061-J Ueda, Daiju KS1-4 Ueda, Keisuke P-095-J Ueda, Ryo O2-054, P-098-J, P-129-J Ueda, Takahiro 02-027, 02-056, 02-061, 02-064, 03-016, 03-017, 03-018, 03-019, P-139-J Ueda, Yu 02-012, 02-040, 02-055, 02-057, 02-058, 02-079, P-148-J Uehara, Ritei P-080-J Ueki, Wataru 02-001, 02-045, 02-046, 02-079, P-120-J, P-126-J, P-132-J Uematsu, Akiko O2-010 Uematsu, Masahiro O2-002 Ueno, Kenichi 02-016, 02-017 Uenohara, Hiroshi 02-047 Ueshima, Kazuomi SY15-3 P-025-J, P-091-J Uetani, Hiroyuki P-065-J Uetani, Masataka O1-038, P-071-J, Ueyama, Tsuyoshi P-141-J 01-031, 03-001 Umeda, Masahiro P-078-J Umemura, Atsushi Umino, Maki O2-028 Unezawa, Taishi P-022-J, P-040-J, P-041-J Uno, Takashi SY9-1, P-036-J, P-048-J Urushibata, Yuta 01-002, 01-029, O1-030, P-102-J Urushihata, Takuya O3-013 Utano, Hiroyuki O1-025 Utsumi, Hideo O1-025 Utsumi, Seiya P-057-J Utsuno, Toshimitsu P-115-J [V] Van Cauteren, Marc 02-012, 02-013, O2-058, LS1-1 van de Ven, Kim O2-012 Vardhanabhuti, Varut KJ1-2 Verma, Nitya P-008-E Vogel-Claussen, Jens SY8-3 [W] Wada, Akihiko 01-006, 01-007, O1-032, O1-033, 01-037, 01-042, 02-009, 02-031, 02-032, 02-044, P-069-J, P-094-J, P-100-J, P-142-J 02-003, 02-012, Wada, Tatsuhiro 02-013, 03-007, O3-008, P-016-J, P-054-J, P-055-J, P-070-J, P-128-J Wada, Yukio P-021-J Wada, Yuya P-084-J Waggoner, R. Allen O2-017 Wakayama, Tetsuya 座(O1-037~042), 01-038, 02-025, P-144-J

Wang, Meiyun	KS1-5,
	座(O2-010~013)
Wang, Xinzeng	O2-063
Wang, Yang	P-028-J, P-072-J,
0, 0	P-085-J
Wanniarachchige, Prac	leepa Ruwan
0,	01-008, 01-028,
	P-008-J, P-101-J
Wanxuan. Fang	O2-006
Washio, Toshikatsu	O2-053
Watada, Hirotaka	01-006. 01-007.
·····, ·····	O2-032
Watanabe, Atsuva	SY13-1. O2-008
Watanabe, Eri	SY6-4
Watanabe, Hirofumi	P-018-J
Watanabe, Hiromi	P-140-J
Watanabe, Katsuhiro	O2-005, P-011-J
Watanabe, Kazuhiro	P-037-J
Watanabe, Keita	EL8-2, 01-009
Watanabe, Seiji	EL14-1
Watanabe, Shinichi	P-022-J, P-040-J,
	P-041-J
Watanabe, Yasuharu	01-031, 03-001
Watanabe, Yoshiyuki	座(KJ1-1~3)
Watanuki, Hiroaki	O2-003
Wicaksono, Krishna Pa	ndu P-072-J,
	P-085-J
Woo, Myung-Kyun	O2-018
[Y]	
Yabe, Kunihiro	02-071, 02-073,
	03-003. 03-004
Yabuuchi, Hidetake	03-007, 03-008,
Yabuuchi, Hidetake	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J,
Yabuuchi, Hidetake	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座(	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005,
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J,
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamada, Puusuke	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamada, Yousuke Yamaga, Emi	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001 P-068-J
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamada, Yousuke Yamaga, Emi Yamagata, Bun	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001 P-068-J P-098-J
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamada, Takahiro Yamada, Yousuke Yamaga, Emi Yamagata, Bun Yamaguchi, Ken	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001 P-068-J P-098-J EL5-2
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamada, Yousuke Yamaga, Emi Yamagata, Bun Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Masayuki	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001 P-068-J P-098-J EL5-2 O2-069
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamada, Yousuke Yamaga, Emi Yamagata, Bun Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Masayuki Yamaguchi, Riki	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001 P-068-J P-098-J EL5-2 O2-069 O1-012, O1-013, O1-014, O2-050
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamada, Yousuke Yamaga, Emi Yamagata, Bun Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Masayuki Yamaguchi, Riki	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001 P-068-J P-098-J EL5-2 O2-069 O1-012, O1-013, O1-014, O2-050, O2-051 O2-052
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Shigehito Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamada, Takahiro Yamada, Yousuke Yamaga, Emi Yamagata, Bun Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Masayuki Yamaguchi, Riki	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001 P-068-J P-098-J EL5-2 O2-069 O1-012, O1-013, O1-014, O2-050, O2-051, O2-052,
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamada, Takahiro Yamaga, Emi Yamagata, Bun Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Masayuki Yamaguchi, Riki	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001 P-068-J P-098-J EL5-2 O2-069 O1-012, O1-013, O1-014, O2-050, O2-051, O2-052, O2-053 O2-041 P-049-J
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamada, Yousuke Yamaga, Emi Yamagata, Bun Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Masayuki Yamaguchi, Riki	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001 P-068-J P-098-J EL5-2 O2-069 O1-012, O1-013, O1-014, O2-050, O2-051, O2-052, O2-053 O2-041, P-049-J
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamaga, Emi Yamagata, Bun Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Masayuki Yamaguchi, Riki Yamaguchi, Takahiro Yamahata, Tsunehiro Yamahata, Tsunehiro	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001 P-068-J P-098-J EL5-2 O2-069 O1-012, O1-013, O1-014, O2-050, O2-051, O2-052, O2-053 O2-041, P-049-J O2-028 P-017-1
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Sawaka Yamada, Sawaka Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Takahiro Yamakoshi, Kazunori Yamakoshi, Kazunori	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001 P-068-J P-098-J EL5-2 O2-069 O1-012, O1-013, O1-014, O2-050, O2-051, O2-052, O2-053 O2-041, P-049-J O2-028 P-017-J O2-009 O3-006
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamada, Takahiro Yamagata, Bun Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Masayuki Yamaguchi, Riki Yamaguchi, Takahiro Yamahata, Tsunehiro Yamahota, Akinori Yamamoto, Akinori	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001 P-068-J P-098-J EL5-2 O2-069 O1-012, O1-013, O1-014, O2-050, O2-051, O2-052, O2-053 O2-041, P-049-J O2-028 P-017-J O2-009, O3-006 O2-040, O2-055
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamada, Takahiro Yamaga, Emi Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Masayuki Yamaguchi, Riki Yamaguchi, Riki	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001 P-068-J P-098-J EL5-2 O2-069 O1-012, O1-013, O1-014, O2-050, O2-051, O2-052, O2-053 O2-041, P-049-J O2-028 P-017-J O2-009, O3-006 O2-040, O2-055, O2-057, P-148-1
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamaga, Emi Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Riki Yamaguchi, Riki Yamaguchi, Takahiro Yamahata, Tsunehiro Yamahata, Tsunehiro Yamamoto, Akinori Yamamoto, Akira	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001 P-068-J P-098-J EL5-2 O2-069 O1-012, O1-013, O1-014, O2-050, O2-051, O2-052, O2-053 O2-041, P-049-J O2-028 P-017-J O2-009, O3-006 O2-040, O2-055, O2-057, P-148-J 座(FL12-1~2)
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamada, Takahiro Yamagata, Bun Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Riki Yamaguchi, Riki Yamaguchi, Riki Yamamoto, Akinori Yamamoto, Akina	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001 P-068-J P-098-J EL5-2 O2-069 O1-012, O1-013, O1-014, O2-050, O2-051, O2-052, O2-053 O2-041, P-049-J O2-028 P-017-J O2-009, O3-006 O2-040, O2-055, O2-057, P-148-J <u>©</u> (EL12-1~2) O2-027, O2-056
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamada, Takahiro Yamaga, Emi Yamagata, Bun Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Masayuki Yamaguchi, Riki Yamaguchi, Riki Yamaguchi, Riki	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-001 P-068-J P-098-J EL5-2 O2-069 O1-012, O1-013, O1-014, O2-050, O2-051, O2-052, O2-053 O2-041, P-049-J O2-028 P-017-J O2-009, O3-006 O2-040, O2-055, O2-057, P-148-J 座(EL12-1~2) O2-027, O2-056, O2-061, O2-064
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamada, Takahiro Yamaga, Emi Yamagata, Bun Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Masayuki Yamaguchi, Riki Yamaguchi, Riki Yamaguchi, Takahiro Yamahata, Tsunehiro Yamahata, Tsunehiro Yamamoto, Akinori Yamamoto, Akira	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-010, P-136-J P-088-J P-098-J EL5-2 O2-069 O1-012, O1-013, O1-014, O2-050, O2-051, O2-052, O2-053 O2-041, P-049-J O2-028 P-017-J O2-009, O3-006 O2-040, O2-055, O2-057, P-148-J 座(EL12-1~2) O2-027, O2-056, O2-061, O2-064, O3-016, O3-017
Yabuuchi, Hidetake Yabuyamada, Miho Yamada, Akira 座( Yamada, Akira 座( Yamada, Eiji Yamada, Kei Yamada, Sawaka Yamada, Shigehito Yamada, Shigehito Yamada, Takahiro Yamada, Yousuke Yamaga, Emi Yamagata, Bun Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Ken Yamaguchi, Masayuki Yamaguchi, Riki Yamaguchi, Takahiro Yamahata, Tsunehiro Yamahata, Tsunehiro Yamamoto, Akinori Yamamoto, Akira Yamamoto, Asako Yamamoto, Kaori	O3-007, O3-008, P-055-J, P-070-J, P-082-J SY14-2 EL2-1~2), O2-042 O2-074, O3-005, P-019-J O1-003, P-080-J, P-084-J EL3-1 O1-010, P-136-J O2-063 O1-010, P-136-J O2-063 O1-010, P-136-J P-088-J P-098-J EL5-2 O2-069 O1-012, O1-013, O1-014, O2-050, O2-051, O2-052, O2-053 O2-041, P-049-J O2-028 P-017-J O2-009, O3-006 O2-040, O2-055, O2-057, P-148-J 座(EL12-1~2) O2-027, O2-056, O2-061, O2-064, O3-016, O3-017, O3-019, P-015-J

Yamamoto, Tatsuhiro	02-001, 02-045
	02-046, 02-079
	P-120-J, P-126-J
	P-132
Yamamoto, Tetsuya	02-030
Yamamoto, Toru	02-075
Yamamoto, Utako	D 000
Yamamura Kanichira	P-U90 D-128-
Yamamura Kenichirou	03-003
Yamamura, Kentaro	O1-003 P-084-
Yamamuro, Katsura	P-068
Yamana, Hidetoshi	02-009
Yamane, Masatoshi	02-041
	座(O2-049~053)
	P-049
Yamasaki, Hiroyuki	P-117
Yamasaki, Tatsuya	P-093
Yamasaki, Tomio	P-022-J, P-040-J
Verseel: Vure	P-041
Yamashita Fumio	P-120 P-018-
Yamashita Tatsuva	P-013-
Yamashita, Yasuo	02-013. 03-008
Yamashita, Yuichi	O1-040, P-033-J
	P-091
Yamasue, Hidenori	02-010
Yamato, Kazuki	P-042
Yamaura, Satoshi Vanagida Mika	P-096
Yanagisawa Osamu	SY13-4
Yanaida. Nozomu	P-034
Yang, Hong	02-060
Yasaka, Koichiro	座(O2-019~024)
	P-031-J, P-114
Yasokawa, Kazuya	02-040
Yatsushiro, Satoshi	EL8-1, O2-03:
Yerly Jerome	02-07
Yoda Takafumi	P-036-1 P-048-
Yokosawa. Suguru	座(O1-016~020)
	P-073
Yokota, Hajime	P-036-J, P-048
Yokoyama, Kenichi	SY14-4, O1-017
Yoneyama, Masami	02-003
	$(\bigcirc 2 - 0.04, \bigcirc 2 - 0.12)$
	Q2-057 Q2-058
	P-022-J. P-025-J
	P-032-J, P-036-J
	P-039-J, P-040-J
	P-041-J, P-048-J
	P-055-J, P-074-J
	P-076-J, P-104-J
Vechide Veisules	P-131-J, P-134
Yoshida Koji	r=043=J, P=071=. (\)2-058
Yoshida, Masahumi	P-138
Yoshida, Naoto	02-073
Yoshida, Rei	O3-003
Yoshida, Soichiro	SY1-4
Yoshida, Takashige	P-089-J, P-134
roshida, Tokiko	02-023
Yoshikawa Takeshi	02-07
I COLING WAS I GROOM	

02-060

Wang, Chunqi

Yoshimaru, Daisuke	01-034, 02-024,
	座(O2-065~070),
	P-003-J, P-004-J,
	P-005-J, P-006-J,
	P-007-J, P-010-J
Yoshimine, Ayaka	P-016-J
Yoshimitsu, Kengo SY4	-4, 座(LS7), LS10-2
Yoshimura, Yuuki	P-009-J
Yoshinaga, Sosuke	P-002-J, P-061-J
Yoshino, Kensuke	02-008
Yoshino, Yuka	P-137-J
Yoshioka, Hiroshi	SY13-2, O2-008
Yoshioka, Kunihiro	O2-080
Yoshioka, Naoki	P-031-J, P-114-J
Yoshioka, Tatsuya	SY14-4, O1-017
Yoshioka, Yoshichika	01-024, 02-035,
	P-137-J
Yoshiura, Takashi	座(SY9-1~3),
座(E	EL1-1~2), O1-041,
	P-059-J, P-081-J,
	P-109-J, LS9-1,
	座(LS11-1~2)
Yuan, Chun	O2-015
Yuda, Kohei	P-089-J, P-134-J
Yui, Masao	02-027, 02-056,
	02-061, 02-064,
	03-016, 03-017,
	03-018, 03-019,
	P-087-J, P-139-J
Yuxuan, Mu	O2-015
Yuzuriha, Soichiro	SY5-4
r - 1	
	02.012
Zhang, Hong	03-013
Zhelev, Zhivko	SY15-2
Zhou, Kun	P-072-J
Zhou, Zechen	02-015

O2-060

ES3-1

Zhou, Zhen

Zimmerling, Martin

## JSMRM2021 第49回日本磁気共鳴医学会大会・

ASMRM2021 The 3rd Annual Scientific Meeting of Asian Society of Magnetic Resonance in Medicine

## 合同大会 協賛企業一覧

BioView株式会社	認定NPO法人 世界の医療団
GEヘルスケア・ジャパン株式会社	株式会社根本杏林堂
GEヘルスケアファーマ株式会社	バイエル薬品株式会社
株式会社NAMOTO	バイオトロニック ジャパン株式会社
株式会社NOBORI	株式会社フィジオテック
アボットメディカルジャパン合同会社	株式会社フィリップス・ジャパン
アミン株式会社	フジデノロ株式会社
エーザイ株式会社	富士フイルム医療ソリューションズ株式会社
株式会社エルエイシステムズ	富士フイルムヘルスケア株式会社
エレクタ株式会社	富士フイルムメディカル株式会社
株式会社学研メディカル秀潤社	フヨー株式会社
キヤノンメディカルシステムズ株式会社	ブルカージャパン株式会社
ゲルベ・ジャパン株式会社	株式会社文光堂書店
コニカミノルタジャパン株式会社	株式会社メディアーク
シーメンスヘルスケア株式会社	メディエ株式会社
東海教育産業株式会社	メドエルジャパン株式会社
トーレック株式会社	ヤンセンファーマ株式会社 メディカルアフェアーズ本部
日本マイクロポート CRM 株式会社	リヴァノヴァ株式会社
日本メドトロニック株式会社	

(2021年8月25日現在 50音順·敬称略)

#### 協賛学会一覧

一般社団法人日本脳神経外科学会
一般社団法人日本医用画像工学会
日本神経放射線学会
医用生体電磁気学研究会
一般社団法人日本コンピュータ外科学会

公益社団法人日本生体医工学会 一般社団法人日本腹部放射線学会 日本小児放射線学会 公益社団法人日本放射線技術学会

ご協力ありがとうございました。

2021年8月25日

会 長 黒田 輝 副会長 丹羽 徹

#### お知らせ

#### 2022年度第50回日本磁気共鳴医学会大会について

- 会期:2022年9月9日(金)~9月11日(日)
- 会 場:名古屋国際会議場
- 大会長:長縄慎二(名古屋大学大学院医学系研究科)

### 2023年度第51回日本磁気共鳴医学会大会について

- 会期:2023年9月22日(金)~24日(日)
- 会 場:軽井沢プリンスホテル ウエスト
- 大会長:阿部 修(東京大学大学院医学系研究科生体物理医学専攻 放射線医学講座)



略称:日磁医誌(JJMR)

Vol. 41 SUPPLEMENT 2021年8月26日発行 定価 4,000円(税込) 
 ・発行人 一般社団法人 日本磁気共鳴医学会
 代表理事 黒田 輝
 〒105-0012 東京都港区芝大門2-12-8
 浜松町矢崎ホワイトビル2F
 TEL: 03-6721-5388
 FAX: 03-6721-5433

印 刷 所 株式会社山菊


処方箋医薬品: 注意---医師等の処方箋により使用すること 環状型非イオン性MRI用造影剤 静注 5mL/10mL/15mL/20mL (ガドテリドール注射液)



処方箋医薬品: 注意---医師等の処方箋により使用すること 環状型非イオン性MRI用造影剤

〈ガドテリド―ル注射液〉

荀女	1

1.本剤を脳・脊髄腔内に投与すると重篤な副作用が発現す るおそれがあるので、脳・脊髄腔内には投与しないこと。 2.重篤な腎障害のある患者では、ガドリニウム造影剤によ る腎性全身性線維症の発現のリスクが上昇することが報 告されているので、腎障害のある患者又は腎機能が低 下しているおそれのある患者では、十分留意すること。 〔「慎重投与」、「重要な基本的注意」の項参照〕

【禁 忌】(次の患者には投与しないこと)

- 1.本剤投与により重篤な副作用がみられた患者
- 2.本剤の成分又はガドリニウム造影剤に対し過敏症の既 往歴のある患者

【原則禁忌】(次の患者には投与しないことを原則とするが、 特に必要とする場合には慎重に投与すること)

- 1.一般状態の極度に悪い患者
- 2.気管支喘息のある患者〔アナフィラキシーがあらわれる ことがある。〕
- 3.重篤な腎障害のある患者〔本剤の主要排泄経路であり、 排泄遅延と腎機能を悪化させるおそれがある。〕
- 4.初回投与時に副作用がみられ、追加投与を行う必要が ある患者

効能・効果

#### 磁気共鳴コンピューター断層撮影における下記造影 軀幹部·四肢造影 脳・脊髄造影

### 効能・効果に関連する使用上の注意

ガドリニウム造影剤を複数回投与した患者において、非造影T1強調MR画 像上、小脳歯状核、淡蒼球等に高信号が認められたとの報告や脳の剖検組 織からガドリニウムが検出されたとの報告があるので、ガドリニウム造影 剤を用いた検査の必要性を慎重に判断すること。

用法・用量

通常、成人には本剤0.2mL/kgを静脈内注射する。 階版を対象とする場合には0.1mL/kgを静脈内注射する。 なお、転移性脳腫瘍が疑われる患者において0.2mL/kg初回投与後、腫瘍が 検出されないか、または検出されても造影効果が不十分であった場合には、 初回投与後30分以内に0.2mL/kgを追加投与することができる。

使用上の注意

1.慎重投与(次の患者には慎重に投与すること) (1)アレルギー性鼻炎、発疹、蕁麻疹等を起こしやすいアレルギー体質を有 する患者

●その他の使用上の注意等については添付文書をご参照ください。







販売元 エーザイ株式会社 東京都文京区小石川4-6-10



提携先

ブラッコ スイス株式会社

製品情報お問い合わせ先:エーザイ株式会社 hhcホットライン フリーダイヤル 0120-419-497 9~18時(土、日、祝日 9~17時)

PRO1904M00 (T-PR121) 2019年4月作成

(2)両親、兄弟に気管支喘息、アレルギー性鼻炎、発疹、蕁麻疹等を起こしや すいアレルギー体質を有する患者

, 静注シリンジ 13mL/17mL

- (3)薬物過敏症の既往歴のある患者
- (4)既往歴を含めて、痙攣、てんかん及びその素質のある患者〔痙攣があらわ れることがある。〕
- (5) 腎障害のある患者又は腎機能が低下しているおそれのある患者
- (6)高齢者〔添付文書「高齢者への投与」の項参照〕
- (7)小児〔添付文書「小児等への投与」の項参照〕
- 2.重要な基本的注意
  - (1) ショック、アナフィラキシー等の重篤な副作用が発現することがあるの で、本剤の投与にあたっては、ショック、アナフィラキシー等の発現に備 え、救急処置の準備を行うこと。また、類薬において投与開始より1時間 ~数日後にも遅発性副作用(発熱、発疹、悪心、血圧低下、呼吸困難等)が あらわれるとの報告があるので、投与後も患者の状態を十分に観察する こと。患者に対して、上記の症状があらわれた場合には速やかに主治医 等に連絡するよう指導するなど適切な対応をとること
  - (2)本剤の投与にあたっては、気管支喘息等のアレルギー体質について十分 な問診を行うこと。
  - (3)腎障害のある患者又は腎機能が低下しているおそれのある患者に本剤を投 与する場合には、患者の腎機能を十分に評価した上で慎重に投与すること。
  - (4)長期透析が行われている終末期腎障害、eGFR(estimated glomerular スが近年がガイオンでないで本が利用を言いらいでは、 filtration rate:推算糸球体ろ過値)が30mL/min/1.73m2未満の慢性 厚障害、急性腎障害の患者では、ガドリニウム造影剤による腎性全身性 線維症の発現のリスクが上昇することが報告されているので、本剤の 投与を避け、他の検査法で代替することが望ましい。
  - (5)通常、コントラストは本剤投与直後から約45分後まで持続する。追加 はサニノーン、「ボーカ」なり、 投与によってコントラストの向上が得られるとは限らないので、コント ラストが持続している場合は漫然と追加投与しないこと(転移性脳腫瘍 が疑われる患者を除く)。転移性脳腫瘍が疑われる患者への追加投与は、 初回投与の結果をみた上で判断すること。

### 3.副作用

副作用の概要

総症例7,992例中、191例(2.39%)の副作用が報告されている。主な副作用 は、嘔気86件(1.08%)、嘔吐34件(0.43%)、ALT(GPT)の上昇13件 (0.16%)、肝機能異常10件(0.13%)、蕁麻疹9件(0.11%)、AST(GOT)の 上昇9件(0.11%)、白血球増多9件(0.11%)等であった。(再審査終了時)

(1)**重大な副作用** 

- 1)ショック、アナフィラキシー ショック(0.1%未満)を起こすことがあ る。呼吸困難、失神、昏迷、意識消失、呼吸停止、心停止、全身潮紅、血管浮 腫、蕁麻疹等のアナフィラキシーを伴うことがあるので、本剤投与後も 観察を十分に行い、異常が認められた場合には、適切な処置を行うこと (類薬のガドリニウムMRI用造影剤(ガドペンテト酸ジメグルミン)で、 気管支喘息の患者では、それ以外の患者よりも高い頻度でショック、ア ナフィラキシー等の重篤な副作用が発現するおそれのあることが報告 されている]。
- 2) **痙攣発作** 痙攣発作(0.1%未満)があらわれることがあるので、発現した場合はフェノバルビタール等バルビツール酸誘導体又はジアゼパムを投与するなど、適切な処置を行うこと。
- 3) 腎性全身性線維症(Nephrogenic Systemic Fibrosis, NSF) 外国にお いて、重篤な腎障害のある患者への本剤使用後に、腎性全身性線維症を 発現した症例が報告されているので、投与後も観察を十分に行い、皮膚 の瘙痒、腫脹、硬化、関節の硬直、筋力低下等の異常の発生には十分留意 すること。





販売名:マーリンプログラマ 販売名:ギャラン HF 販売名:ギャラン ICD 販売名:マーリンアットホーム 販売名:マーリンアットホーム インダクティブ

承認番号:22000BZX00140000 承認番号:30200BZX00246000 承認番号:30200BZX00247000 承認番号:22200BZX00142000 承認番号:22200BZX00147000

製造販売元

**アボットメディカルジャパン合同会社** 〒105-7115 東京都港区東新橋一丁目5番2号 汐留シティセンター TEL 03-6255-6372 FAX 03-6255-6373

注意:本品のご使用に際しては、添付文書等を必ずお読みください。 ™ Indicates a trademark of the Abbott group of companies. ©2021 Abbott. All rights reserved. AD-CRM-067E-1(21-FEB)



環状型MRI用造影剤 薬価基準収載

## ガドテル酸メグルミン静注38%シリンジ 10mL/11mL/13mL/15mL/20mL[GE]

ガドテル酸メグルミン注射液 処方箋医薬品:注意一医師等の処方箋により使用すること



Rev.1.0 2021/06 1F · 1 (MKT · MQ) V4C12 JB03501JA 2021年6月作成





Powered by Edison

# IMAGES SO SHARP THEY CUT VAI VAI TIMES.

より鮮明な画像を、より速く。

AIR™ Recon DLは、MR画像再構成にDeep Learning<sup>\*\*</sup>を応用したGEヘルスケア最新のMRIテクノロジー。 ノイズやアーチファクトの低減による鮮明な画像、検査時間の短縮による 医療従事者の皆様や患者さんの負担軽減につながります。 革新的なテクノロジーの実装を通じて、患者さんのニーズに寄り添い、最善を尽くします。 詳しくは、gehealthcare.co.jpをご覧ください。

SIGNA Voyager(シグナVoyager) 医療機器認証番号:228ACBZX00009000 ※Deep Learningは製品開発に用いられており、納入後に学習し続ける技術ではありません。 JB03625JA



### 実験用及び臨床用MRIを用い、各種研究をサポート



ASTM規格に基づくMR適合性評価試験 (MRI撮影時の医療用デバイス、 貼付剤、MRI室備品などの 安全性評価) お気軽にこ BioVie

トルク、変位力、発熱試験、 アーチファクト評価、 発熱シミューレーション



アーチファクト試験のMRI画像例



アロディニアの可視化 ラット(n=6)von-Frey hair 刺激による興奮部位



咀嚼運動に対する海馬体積の変化 ヒト(n=6)のDARTEL法グループ解析結果



マワス、フット、テル、EFOJMRI 実験と解析 脳標準化後のグルーブ解析 ADC、FA、Fiber tracking、Q-ball、GLM、ICA、ALFF、Functional connectivity FC Cross correlation解析など 動物、製剤、食品サンプルのMRS、選択励起画像 治験用MRI画像サーバーの運営

医療機関からの画像の匿名化、ランダム読影番号付与、読影医への選別提示





Oxytocin投与前後のCross Correlation解析 アカゲザル (n=4) のグループ解析結果

Meet cancer's biggest threat:

## Precision Radiation Medicine.

Elekta Unity が高精度放射線治療を進化させます。 MRI ガイド下の放射線治療によって初めて、体内の 腫瘍の動きと正確な位置を治療中に確認することが できます。これは、個別化放射線治療を実現するため に欠かせない機能のひとつです。

### elekta.com/unity

**エレクタ株式会社 www.elekta.co.jp** 〒108-0023 東京都港区芝浦3-9-1 芝浦ルネサイトタワー7F TEL:03-6722-3808 FAX:03-6436-4231



Focus where

it matters.



承認番号:30100BZX00016000 販売名:Elekta Unity MR リニアックシステム

#### MRI対応生体情報モニタ **Expression MR200 & Expression MR400** KONICA MINOLTA すべては安全なMRI検査のために。コニカミノルタは医療安全を応援します!! Expression MR200 Expression MR400 カプノメータ(EtCO2 モニタ)は、呼吸停止を素早く反映します 『MRI検査時の鎮静に関する共同提言』では (2013年5月、日本小児科学会、日本小児麻酔学会、日本小児放射線学会3団体より) ..... A 必須 1 . MRI対応パルスオキシメータによる酸素化の持続的な監視(SpO<sub>2</sub>) B 強く推奨 MRI装置の更新時にMRI対応カプノメータ(EtCO2モニタ)を導入する C 5 年以内に実施推奨 製造販売業者:株式会社フィリップスエレクトロニクスジャパン MR200 MR400 EtCO2 モニタによる換気の持続的な監視や血圧低下をきたす可能性 ECG がある薬剤を使用する場合は、MRI対応自動血圧計、不整脈の既往 SpO 脈拍数 /心拍数 がある患者には心電図モニタを準備する NIBP(非観血血圧) 測定項目 ○(オプション) EtCO: IBP(観血血圧) ○(オプション) 呼吸 体温 ○(オプション) 麻酔ガス )(オプション) ガウス制限 1 500 5,000 操作室でのモニタ使用 操作室用モニタの種類 IP5 IP5 駆動方法 ッテリーおよび AC 電源 バッテリーおよびAC 電源 ※基本構成(上記4項目 Giving Shape to Ideas



FUJIFILN Value from Innovation						, cat	>	NEVER
	診療プロ スムーズ	セスの かつ的	全伯	本像な記	を 家	通常を	速 は サ ź	こ把握
	病院内の合診療システロ 1つのブラットフォーム 応じて、目的の情報に簡	に集約・表示。診 単・迅速にアクセ	る、快重 診療プロ えするこ	画像、ハ セスの全 ことができ	イタル :体像を :る次世	を把握しせ代診療	っながら、 ながら、 支援シス	お療ナーダを 診療の場面に テムです。
	Image: A server      NARS (2) (Mar.)        XARS (2) (Mar.)      XARS (2) (Mar.)        Image: A server in the server in	はなーを	テーム区型リスト X 入地計 ロ 2016-15-20 2 197 入院計 10 2029-35-32 2 197 入院計 10 2029-35-33 2 197 入院計 10 2029-35-35 2 197 入院計		手柄手定患: デ化同意 3/2 15:39 2/ 予約同意 2/2 51:39 2/ 予約同意 2/2 51:39 2/ ディの同意		田 * D * G * (実施さ一覧 ク+ 超277) 名 10.12.4 おいた の 通りでう 名 の 通りでう 名 (10.12.4 おいた の 通りでう 名 (10.12.5 (10.15))	
		0      0      0.00<	на      разнала и принатики      на      на <th>2019 (201)      2019 (2013)        不便打击      內痛        (102 2010)      內方法        不便打击      內方法        (102 2010)      內方法        不應封击      內方法        (102 2010)      內方法        來應封击      內方法        (102 2010)      內方法        來應封击      內方法        (102 2010)      內方法</th> <th>4-00-11日 3-72 15:30 学校的問題 2-22 15:30 第-00-11日 1-220 15:30 第-00-11日 第-00-11日 第-00-11日 1-200 15:00 第-00-11日 1-200 15:00 第-00-11日 1-200 15:00 1-200 15:00 1-200</th> <th></th> <th></th> <th></th>	2019 (201)      2019 (2013)        不便打击      內痛        (102 2010)      內方法        不便打击      內方法        (102 2010)      內方法        不應封击      內方法        (102 2010)      內方法        來應封击      內方法        (102 2010)      內方法        來應封击      內方法        (102 2010)      內方法	4-00-11日 3-72 15:30 学校的問題 2-22 15:30 第-00-11日 1-220 15:30 第-00-11日 第-00-11日 第-00-11日 1-200 15:00 第-00-11日 1-200 15:00 第-00-11日 1-200 15:00 1-200			
		1011:2015/00/01 ~2015/00/04 単語性:1015 第二日 第二日 第二日 第二日 第二日 第二日 第二日 第二日	M ADDATES	2023年 学校1道 学校1道 学校1章 学校1章 学校1章	74673 <b>2</b>	ФНКЕ238 КШФУ9 ФНКЕ238 КШФУ9 ФНКЕ238	1 通知です。 通知です。 2014年期 101	統合診療支援プラットフォーム
	本装置は医療機器では	ありません。診断、治療等の	の医療行為にい	は使用しないで	ください。	本装置の診園	f、治療等への	Clinical Finder Cimical Finder

富士フイルムメディカル株式会社 〒106-0031 東京都港区西麻布2丁目26番30号 富士フイルム西麻布ビル tel.03-6419-8033(代) \_\_\_\_\_ https://fujifilm.com/fms/\_\_\_\_\_





**リヴァノヴァ株式会社** 〒100-6110 東京都千代田区永田町2-11-1 お客様専用/TEL.0120-034-911(平日9:00~17:30) FAX.0120-585-377 www.livanova.co.jp Liva Nova Health innovation that matters



外国製造業者 BIOTRONIK SE & Co. KG(ドイツ連邦共和国)

製品の詳細に関しては、製品添付の医療機器添付文書をご確認いただくか、弊社営業までお問い合わせください。





AI技術<sup>®</sup>を活用した 臓器輪郭作成機能による効率化支援



- ワンボタンで簡単に対象臓器の輪郭作成が可能。
  放射線治療計画のワークフローを強力に支援します。
- ・アトラス登録不要で、導入直後から即座に利用可能です。
- ・プリセット登録によって一括で輪郭作成が可能なため、
  効率的に輪郭作成業務を行うことができます。



※1 AI技術の一つであるDeep Learning技術を活用して開発(すべての機能にDeep Learningを使っている訳ではありません)

製造販売業者 富士フイルム株式会社

SYNAPSE Radiotherapy(販売名:放射線治療計画支援ソフトウェア FRT 931型 承認番号:30200BZX00392000)

販売業者 富士フイルム 医療ソリューションズ株式会社 〒106-0031 東京都港区西東布2-26-30 富士フイルム西麻布ビル TEL:03-6452-6880

(URL:https://www.fujifilm.com/ffms/)

### 学研メディカル秀潤社・最新刊のご案内





監修:日本磁気共鳴医学会 安全性評価委員会

■ 定価:6,050円(10%税込) ■ B5判 ■ 328ページ ■ ISBN978-4-7809-0417-8

最新の国際規格に完全対応! 安全のための報告事項のほか, 植込み型医療機器に求め られるMRI適合性への対応について記載を追加. MRI装置・周辺機器・医用材料など に関わるすべての方へ, MRIの安全教育と検査管理認証制度対応に必携のテキスト.



学研メディカル秀潤社

〒141-8414 東京都品川区西五反田2-11-8 TEL: 03-6431-1234 (営業部) FAX: 03-6431-1790 (営業部) URL: https://gakken-mesh.jp/ IF Facebook→http://www.facebook.com/gakken.medical.shujunsha





TOKAI E.I.C



本 社	神奈川県伊勢原市下粕屋164	Tel. 0463-92-1881(代)
伊 勢 原 営 業 所	神奈川県伊勢原市下粕屋164	Tel. 0463-93-1751(代)
伊勢原サプライセンター	神奈川県伊勢原市下粕屋143	東海大学医学部付属病院内
		Tel. 0463-92-1105(代)
厚 木 物 流 センター	神奈川県厚木市長谷260-29	Tel. 046-250-2685(代)
湘南営業所	神奈川県秦野市南矢名260-10	Tel. 0463-78-5671(代)
湘南サプライセンター	神奈川県平塚市北金目4-1-1	東海大学湘南キャンパス内
		Tel. 0463-58-2113(代)
伊勢原旅行センター	神奈川県伊勢原市下粕屋143	東海大学医学部付属病院内
		Tel. 0463-93-3980(代)
湘南旅行センター	神奈川県秦野市南矢名260-10	Tel. 0463-77-3522(代)

ホームページ:https://www.tokai-eic.co.jp

# MAGNESCOPE



環状型MRI用造影剤 マグネスコープ<sup>®</sup> 静注38%シリンジ

Magnescope<sup>®</sup> iv inj. 38% Syringe 10mL,11mL,13mL,15mL,20mL ガドテル酸メグルミン注射液

**処方箋医薬品**注) 注)処方箋医薬品:注意一医師等の処方箋により使用すること 効能·効果、用法·用量、警告、禁忌(原則禁忌を含む)および使用上の注意等の詳細につきましては、添付文書をご参照ください。

製造販売元 ゲルベ・ジャパン株式会社 東京都千代田区麹町6丁目4番6号 http://www.guerbet.co.jp/ マグネスコープ、Magnescopeはゲルベ・ジャパン株式会社の登録商標です。