

MAGNETOM Flash

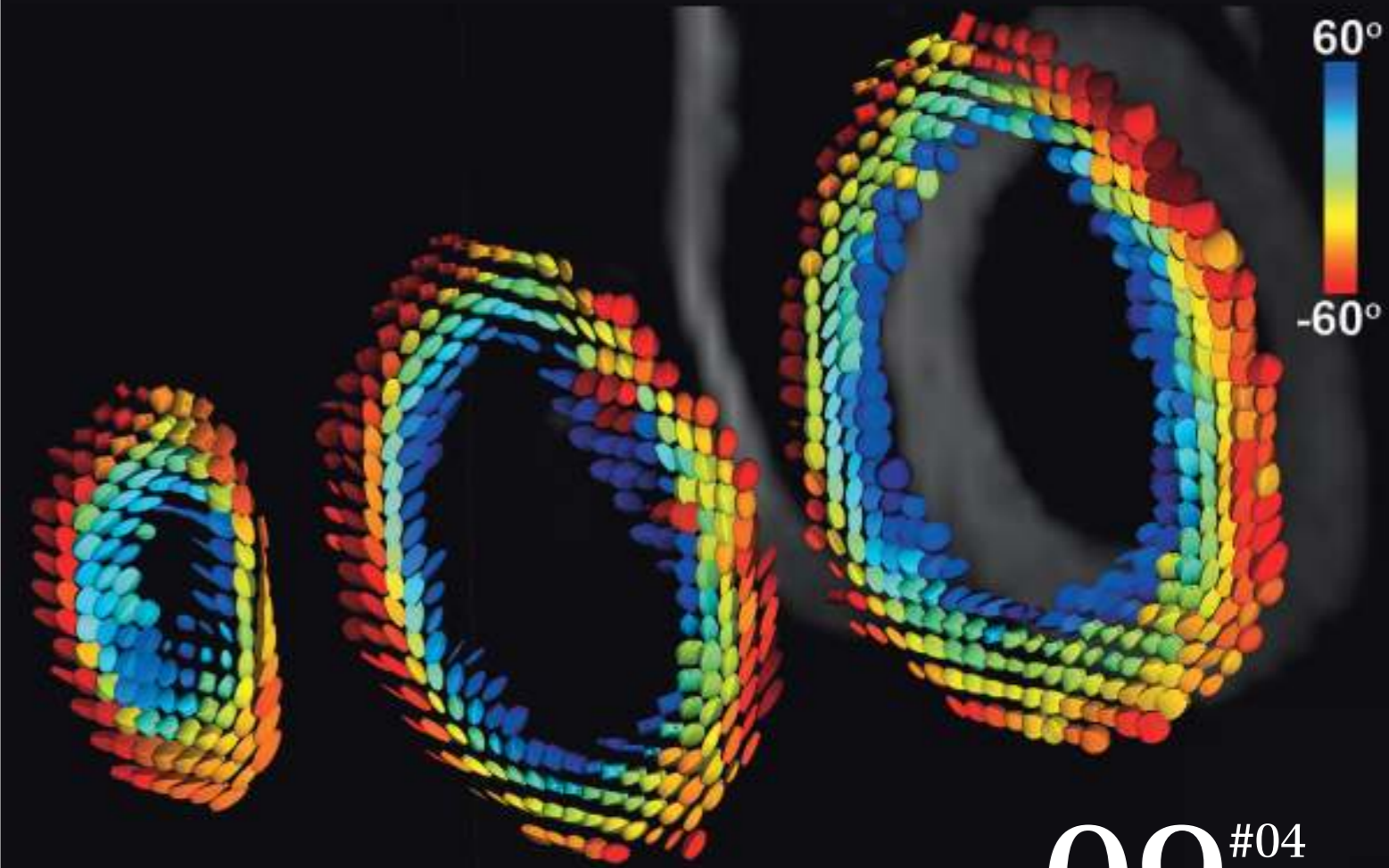
The Magazine of MRI 翻訳版

Issue Number 3/2015 | Simultaneous Multi-Slice Supplement

製造販売業者
シーメンスヘルスケア株式会社
 〒141-8644
 東京都品川区大崎 1-11-1
 ゲートシティ大崎ウエストタワー

本冊子に関するお問い合わせは、
 下記電話番号までお願いいたします。
 TEL 0120-041-387
 仕様は予告なく変更する場合がありますのでご了承ください。なお、本冊子
 ログにはオプションが含まれています。
 詳しくは担当営業におたずねください。

S-386(1605GPJ3K)



09^{#04}

マルチスライスCAIPIRINHA
 を用いた広範囲・高分解能の
 心筋ファーストパス灌流撮像

Page 4

Simultaneous Multi-Slice収集およ
 びblipped-CAIPIRINHAリードアウト
 による心臓拡散テンソルMRI

Page 11

Simultaneous Multi-Slice
 Turbo Spin Echoによる
 てんかん撮像

Page 14

膝関節MRIにおける
 Simultaneous Multi-Slice併用
 TSEの評価

Page 18

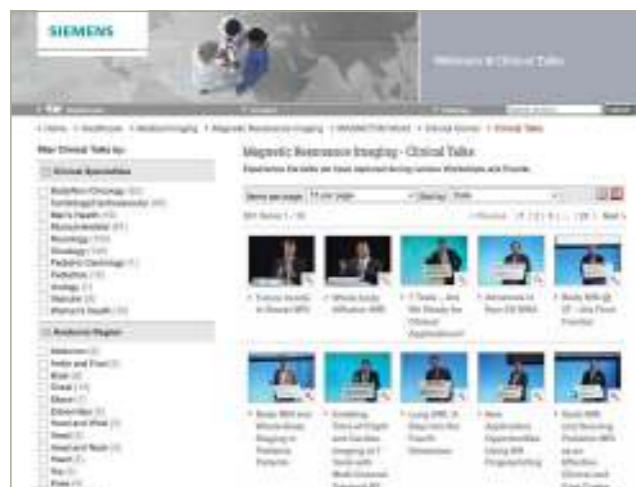
SIEMENS

The MAGNETOM World

Your portal to talks, articles and case studies

siemens.com/magnetom-world

Siemens' global MRI community offers peer-to-peer support and information. Radiologists, physicists, cardiologists, and technologists, have all contributed with publications, presentations, training documents, case studies, and more – all freely available to you via this unique network.



Don't miss the >300 lectures and presentations by international and renowned experts on all aspects of MRI that will allow you to be exposed to new ideas and alternative approaches.



The centerpiece of the MAGNETOM World Internet platform consists of MAGNETOM users' results. Here you will find case reports, articles and application tips allowing you to optimize your daily work.

Put the advantages of the MAGNETOM World to work for you!

siemens.com/magnetom-world

MAGNETOM Worldは、世界のユーザーへの情報発信の場となっています。シーメンスが発行している情報誌MAGNETOM FLASHやドキュメントデータ、さまざまな領域のケースレポート、ユーザーによる講演ビデオ、ISMRMにおけるユーザー発表の抄録などをご覧いただけます。また、撮像プロトコルのご参考にしていただける画像も随時更新されていますので、是非ご覧ください。

Content

SMS Diffusion

04 マルチスライスCAIPIRINHAを用いた広範囲・高分解能の心筋ファーストパス灌流撮像

Daniel Stäb, Dipl. Phys.; Felix A. Breuer, Ph.D.; Christian O. Ritter, M.D.; Andreas Greiser, Ph.D.; Dietbert Hahn, M.D.; Herbert Köstler, Ph.D.

11 Simultaneous Multi-Slice収集およびblipped-CAIPIRINHAリードアウトによる心臓拡散テンソルMRI

Choukri Mekkaoui; Timothy G. Reese; Marcel P. Jackowski; Himanshu Bhat; David E. Sosnovik.

SMS TSE

14 Simultaneous Multi-Slice Turbo Spin Echoによるてんかん撮像

Michael Kean, FSMRT; Dr Lee Coleman, BSc MB ChB FRANZCR; Sonal Josan, Ph.D.; Benjamin Schmitt, Ph.D.

18 膝関節MRIにおけるSimultaneous Multi-Slice併用TSEの評価

Xiaona Li; Zhigang Peng; Panli Zuo; Dingxin Wang; Jianling Cui

Cover image courtesy of Choukri Mekkaoui

(Athinoula A. Martinos Center for Biomedical Imaging 149 13th Street Charlzestown, MA 02129, USA)

MAGNETOM WorldならびにMAGNETOM Flashに記載されている情報は、説明のみを目的としたものであり、読者が医療活動の指示として利用することを目的とするものではありません。本情報を読まれた医療関係者の皆様におかれましては、個々の患者の診断を行なう際、自らの専門知識に基づいて診断しなければならないという点をご了承ください。本資料はこのような責務に置き換わるものではなく、シーメンスはそれらに関連する目的で本資料が使用されることを意図しておりません。MAGNETOM WorldならびにMAGNETOM Flashの中に記載されている薬物および用量は、薬物の使用および適応に関する認可ラベルに従っています。治療に当たる医師は、使用に関連して処方された薬物および用量を含む、患者の診断および治療に対して一切の責任を負います。MRシステムを操作する場合は、常に取扱説明書の内容を厳密に順守する必要があります。技術データの出典は、対応するデータシートです。

マルチスライス CAIPIRINHA を用いた広範囲・高分解能の心筋ファーストパス灌流撮像

Daniel Stäb, Dipl. Phys.^{1,2}; Felix A. Breuer, Ph.D.³; Christian O. Ritter, M.D.¹; Andreas Greiser, Ph.D.⁴; Dietbert Hahn, M.D.¹; Herbert Köstler, Ph.D.^{1,2}

¹ Institute of Radiology, University of Würzburg, Würzburg, Germany
² Comprehensive Heart Failure Center (CHFC), Würzburg, Germany
³ Research Center Magnetic Resonance Bavaria (MRB), Würzburg, Germany
⁴ Siemens Healthcare, Erlangen, Germany

背景

造影心筋ファーストパス灌流 MRI は冠動脈疾患を検出するための有力な臨床ツールである [1-4]。本法はサチュレーションプレパルス併用の高速グラディエントエコーシーケンスによる一連の画像を用い、心筋への造影剤の取り込みを描出する方法だが、生理学的に厳しい制約を受ける。心内膜下梗塞と貫壁性梗塞の識別には高い分解能が必要であり [5]、その位置特定には広い撮像範囲が必要だが、各 RR 間隔内では低空間分解能で少数のスライスしか収集できない。近年、パラレルイメージング (pMRI) のような高速化テクニックが心筋ファーストパス灌流 MRI の空間分解能を高めるのに適していることが示されている [5-7]。臨床においては、 $2.0 \times 2.0 \text{ mm}^2$ 程度の面内空間分解能で 1 心拍当たり 3~4 スライスを収集することができる [6]。しかし、より広い解剖学的範囲をカバーするには [8]、標準のパラレルイメージングはあまり有効ではない。以下のような、信号対雑音比 (SNR) の大幅な低下を伴うからである。

a) RR 間隔毎に収集するスライスを増やすには、1 スライス毎の測定の時間を一定のアクセラレーションファクター R で短縮する必要があり、 \sqrt{R} の SNR 低下が避けられない。

b) 画像再構成時に、いわゆるジオメトリファクター (g ファクター) に従って SNR がさらに低下する [9]、つまり受信アレイのエンコード能力に依存する不均質なノイズ増幅である。
 c) プレパレーション自体は高速化できない。したがって、アクセラレーションファクター R を撮像範囲の拡大率より大きくしなければならぬ。このため、上記 (a) の理由による SNR 低下が増大する。
 d) プレパレーション後に信号は時間の経過とともにほぼ直線的に増加する。したがって、収集時間を 1/R に短縮すると、さらなる 1/R の SNR 低下につながる。

近年報告されたように [11]、これらの問題の大部分は 2D マルチスライス同時撮像に MS-CAIPIRINHA 法 (Multi-Slice Controlled Aliasing In Parallel Imaging Results IN Higher Acceleration)¹ [12, 13] を用いることで克服することができる。本法は従来のシングルスライス収集の所要時間で複数のスライスを同時にスキャンすることにより、解剖学的カバー範囲を大幅に拡大することができる。シングルスライスの収集時間が維持されるので、pMRI 再構成に伴う g ファクターノイズの増幅があるにもかかわらず SNR が低下しない [11, 12]。また、MS-CAIPIRINHA 法は同時励起するスライス数より大き

なアクセラレーションファクターを用いることができる。このアクセラレーション法を用いて空間分解能を高めれば、高空間分解能で広い解剖学的範囲をカバーする心筋ファーストパス灌流評価が行えるようになる。以下に MS-CAIPIRINHA 法の概要を述べるとともに、コントラスト増強心筋ファーストパス灌流 MRI における MS-CAIPIRINHA の有用性を示す in vivo の研究結果を紹介する。

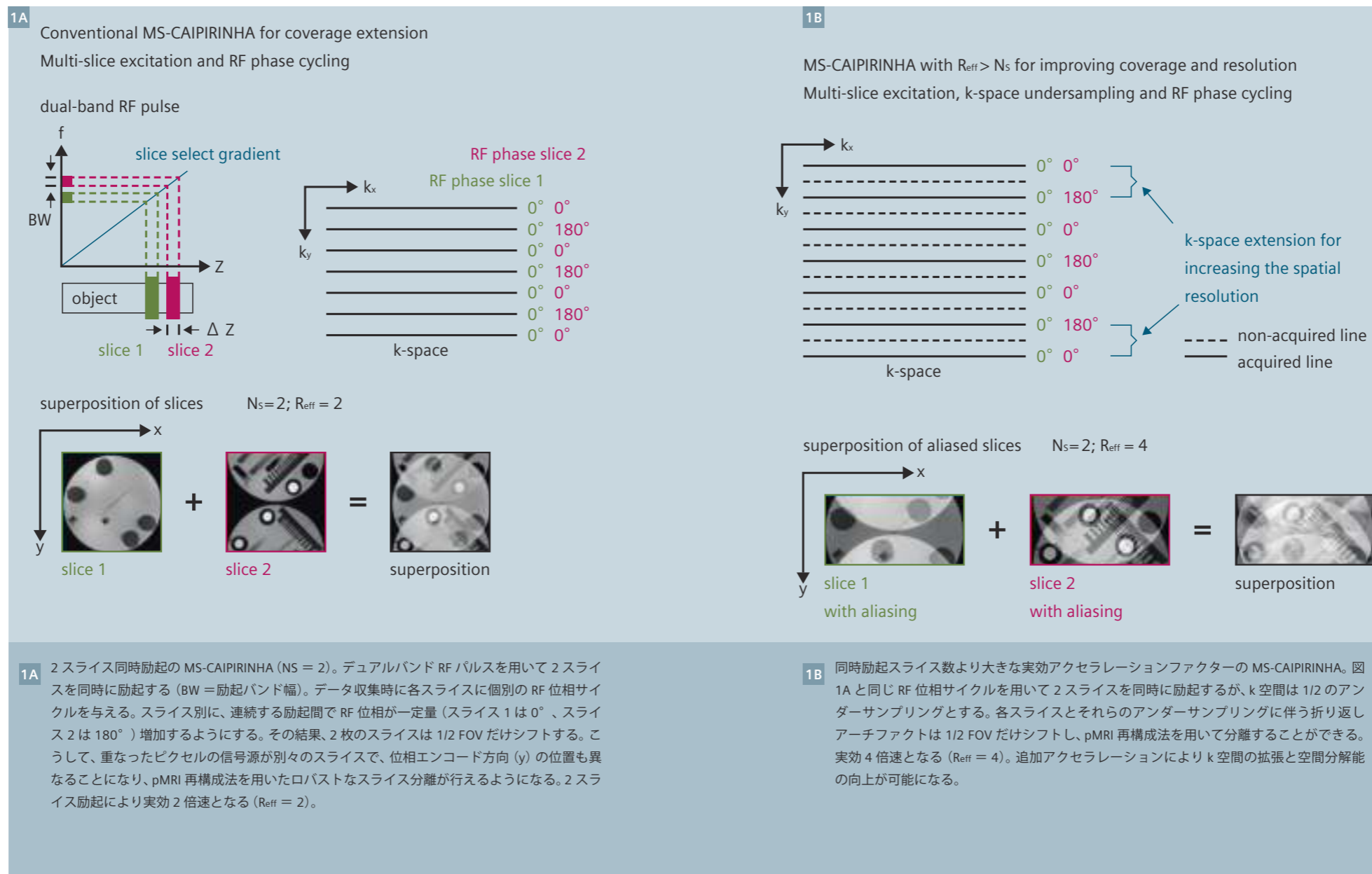
MS-CAIPIRINHA による解剖学的カバー範囲と空間分解能の改善

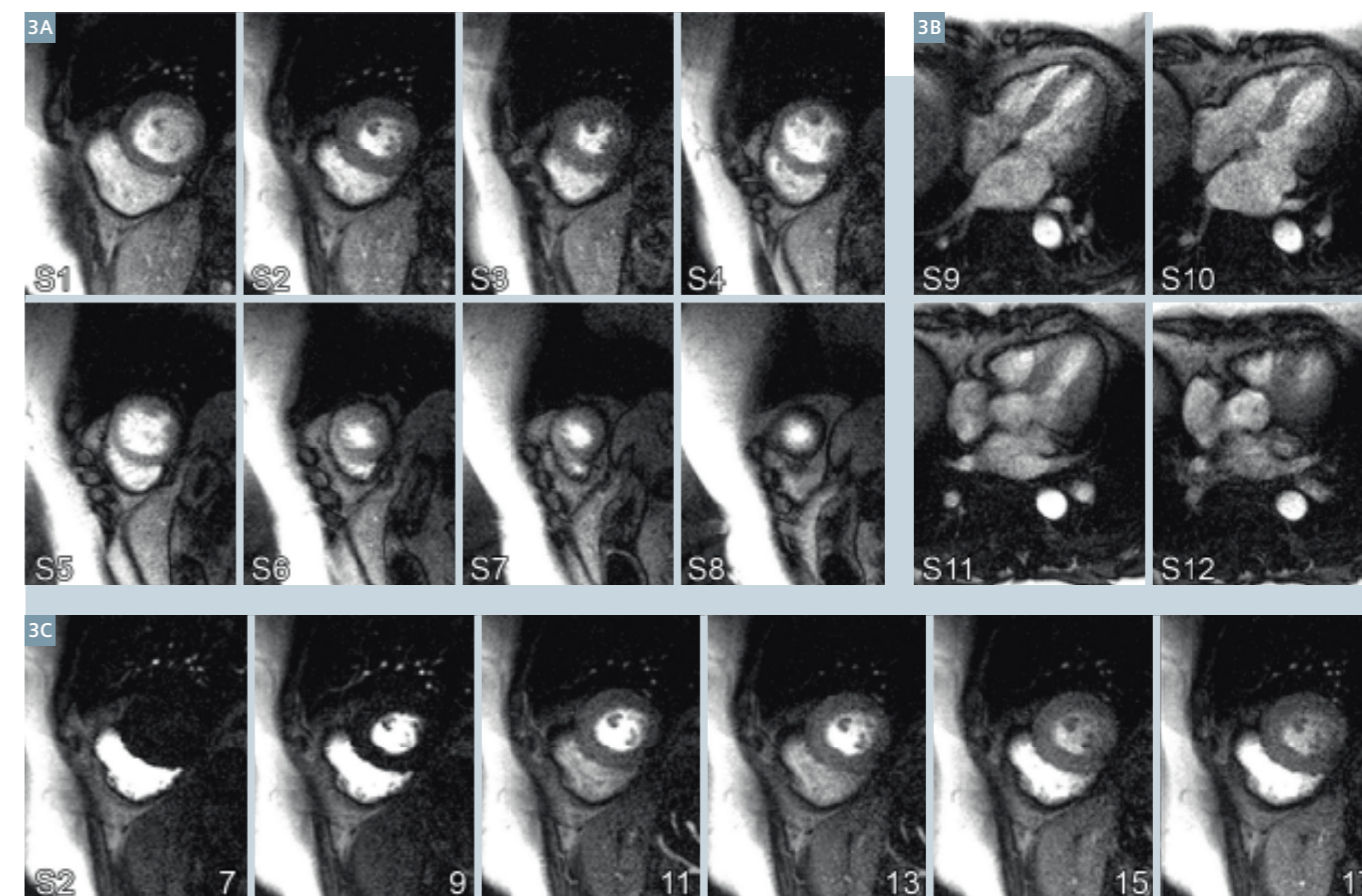
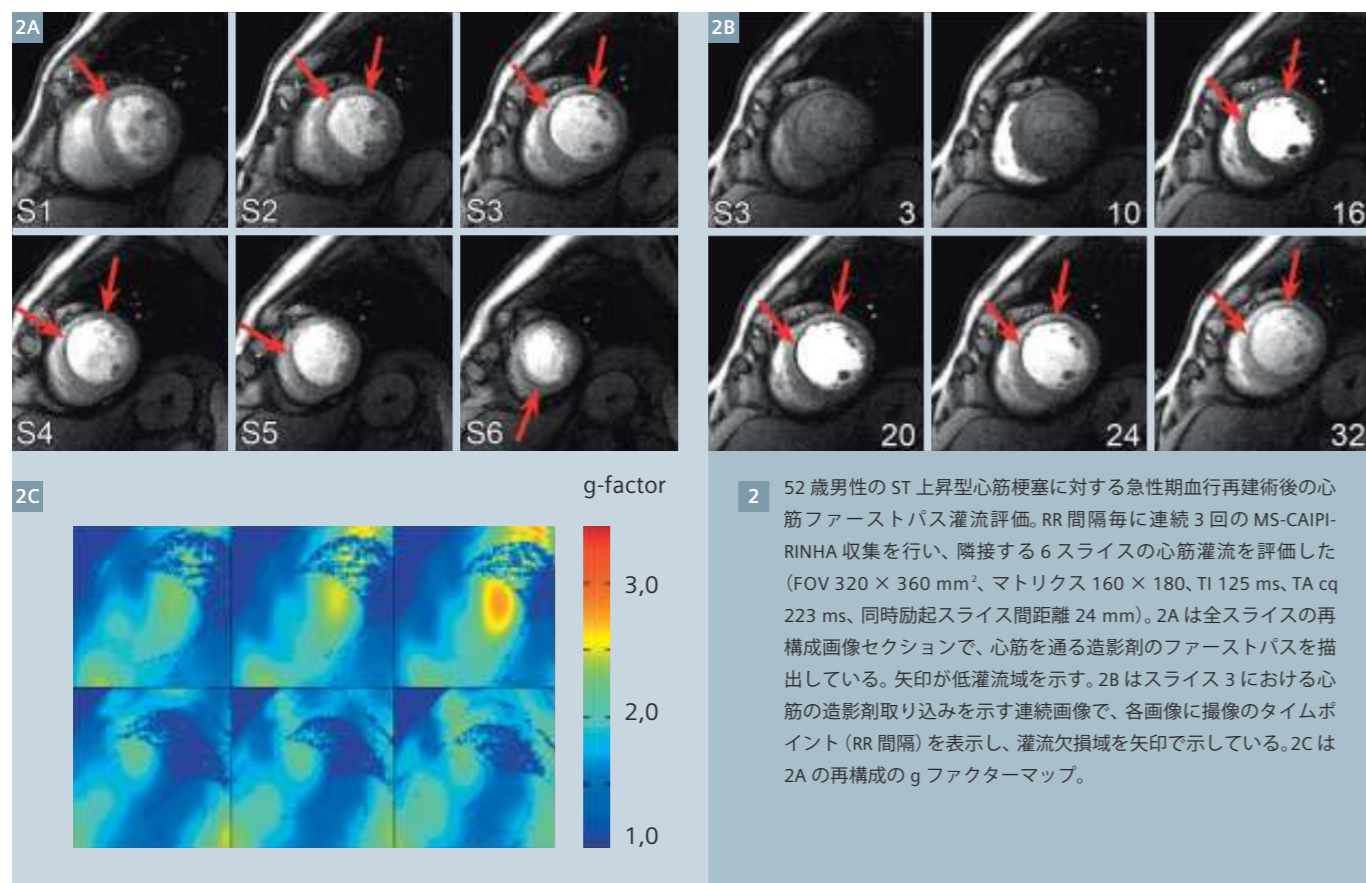
MS-CAIPIRINHA

MS-CAIPIRINHA 法 [12, 13] の基本は複数スライスの同時励起で、それにはマルチバンド高周波 (RF) パルスを用いる (図 1A)。同時励起されたスライスは同じ傾斜磁場エンコードを受けるので、各スライスに異なる RF 位相サイクルを与えない限り重なって見える。これに対して、MS-CAIPIRINHA は明確な方法で同時励起スライスの折り返しを調整する。フーリエシフトの定理を用い、スライス固有の RF 位相サイクルを与えて撮像領域 (FOV) 内で各スライスをシフトさせる (図 1A)。スライスの分離には pMRI 再構成法を用いるが、スライスをシフトさせているので重なったピクセルの信号源は別々のスライスであり、位相エンコード方向の位置も異なる。したがって、MS-CAIPIRINHA 法は pMRI 再構成に際して 2 次元の coils 感度分布差を利用することができ、g ファクターノイズの増幅を抑えてスライスを分離することができる [12]。

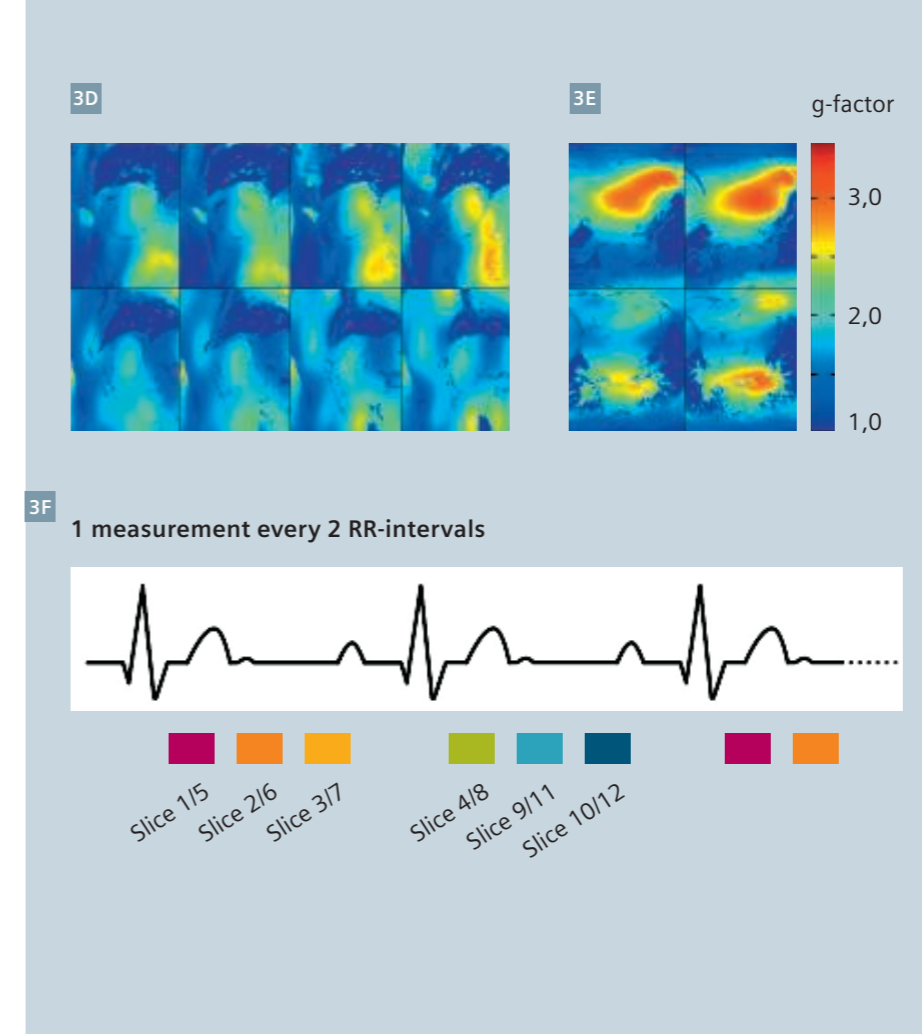
MS-CAIPIRINHA 法はシングルスライスの撮像時間を維持するので、さらなる SNR 低下を招かない。したがって、非常に効率的に 2D マルチスライス撮像の範囲を拡大することができる。心筋ファーストパス灌流撮像に応用すれば、従来の 1 心拍当たり 3 スライスの検査と同等の画質で 1 心拍当たり 6 スライスを収集できるようになる [11]。

¹ 本製品は開発中の段階でまだ市販されていない。今後の販売は未定。





3 51歳女性ボランティアの心臓全体の心筋ファーストパス灌流評価。2RR間隔毎に6回のMS-CAIPIRINHA収集を行った(FOV 320 × 300 mm²、マトリクス 160 × 150、TI 110 ms、TAcq 191 ms、短軸/長軸の同時励起スライス間距離 32/16 mm)。3Aは短軸の再構成画像セクション。3Bは長軸の再構成画像セクション。3Cはスライス2における心筋の造影剤取り込みを示す連続画像セクションで、各画像に撮像のタイムポイント(RR間隔)を表示している。3Dは3Aの再構成のgファクターマップ。3Eは3Bの再構成のgファクターマップ。3Fは測定の概略図で、2RR間隔毎に1回測定の間隔で収集を行った。



さらなるアクセラレーション

撮像範囲の拡大はマルチスライス同時励起により実現できるが、空間分解能を高めるには撮像時にサンプルするk空間データを増やす必要がある。それには、もちろんFOVと撮像時間は維持することになるので、さらなるアクセラレーションを行うしかないのだが、MS-CAIPIRINHAの実効アクセラレーションファクターは同時励起スライス数に限定されない。長方形FOV(reduced phase FOV)、つまり等間隔のk空間アンダースAMPLINGを用いる撮像プロトコルにマルチスライス同時励起を応用することで、面内のアクセラレーションも可能になる(図1B)。RF位相変調により、同時励起される2スライスとその面内の折り返しアーチファクトをFOV内でシフトさせ、従来法と同様にpMRI法で画像再構成およびスライス分離を行う。MS-CAIPIRINHA法をこのように用いれば、高SNR効率で解剖学的カバー範囲と空間分解能の両方を改善できるようになる。撮像時間は短縮されないで、

SNRに影響を及ぼすのはボクセルサイズとpMRI再構成のノイズ増幅のみである。

撮像

複数のボランティアおよび患者の灌流データセットを得た。本研究は施設内倫理委員会の承認を受けており、全例から書面でインフォームドコンセントを得ている。検査は全てシーメンスヘルスケア(ドイツ・エアランゲン)の臨床用3T MAGNETOM Trio, A Tim Systemで行い、信号受信には32チャンネル・カーディアックアレイコイルを用いた。心筋灌流の評価にはSR FLASHシーケンスを用いた(FOV 320 × 300-360 mm²、マトリクス 160 × 150-180、TI 110~125 ms、TR 2.8 ms、TE 1.44 ms、TAcq 191~223 ms、スライス厚 8 mm、フリップ角 12°)。2スライスを同時励起し(同時励起スライス間距離 24~32 mm)、第1スライスおよび第2スライスにそれぞれ0°および180°のRF位相サイクルを与えて1/2 FOVシ

フトさせた。撮像面内の空間分解能を2.0 × 2.0 mm²とするためにk空間を1/2.5にアンダースAMPLINGし、全体の実効アクセラレーションファクターは5となった。

ファーストパス灌流測定は全て安静状態で合計40心拍にわたり行った。全例に、撮像中はできる限り長く息を止めるよう指示した。RR間隔毎に連続3~4回のMS-CAIPIRINHA収集を行い、心筋の造影剤取り込みをサンプルした。造影剤はBayer HealthCare(バイエルヘルスケア、ドイツ・ベルリン)のGadobutrol(ガドブトロール)を用い、各灌流スキンの開始時に4mlボラス投与後、生理食塩液20mlによるフラッシュを行った。画像再構成にはoffline GRAPPA[14]を用いた。別途、フルFOVのキャリブレーションスキャンを行って重み付けを決定した。GRAPPA再構成を評価するため、追加ノイズスキャンを行ってgファクターノイズの増強度を定量化した[15]。全ての計算は独立型PC上でMathWorks(マズワークス、米マサチュー

セツ州ネーティック)のMatlabを用いて行った。

結果

図2は、52歳男性(91 kg、185 cm)のST上昇型心筋梗塞(STEMI)に対する急性期血行再建術の4日後に行った6スライスの心筋ファーストパス灌流評価の結果である。図2Aは評価した全スライスの再構成画像セクションで、心筋を通る造影剤のファーストパスを描出している。図2Bはスライス3における心筋の造影剤取り込みを示す連続画像セクションである。GRAPPA再構成により同時励起スライスを分離したがアーチファクトは視認できなかった。図2Cのgファクターマップは一般的にノイズ増幅が少ないことを示している。そのため、実効アクセラレーションファクターが5と高値であるのに比べて画質は優れている。コントラストもSNRも、前壁および中隔の心内膜下の低灌流域(矢印)を明瞭に描出できるレベルである。図3は、心臓全体のファーストパス灌流評価の結果である。51歳女性ボランティアの短軸8スライス(図3A)および長軸4スライス(図3B)のファーストパス灌流を評価した。12スライスの検査を行って心臓全体をカバーするために、時間分解能を図2の検査の1/2に低下させた。ダブルスライスMS-CAIP-IRINHA収集の6回中3回を1心拍で行い、2RR間隔毎に1回の測定で心筋の造影剤取り込みをサンプルした(図3F)。画像再構成でアーチファクトは視認できず、一般的にノイズ増幅が少なかった(図3Dおよび図3E)。ごく少数の領域において、gファクターマップ上で中等度のノイズ増幅を認める。画像上では心筋は均一に造影され、造影剤取り込みが明瞭に視認できる(図3C)。

図4は、48歳男性(80 kg、183 cm)のSTEMIに対する急性期血行再建術の8日後に行ったファーストパス灌流評価の結果である。各ECGトリガーパルス後に連続4回のMS-CAIP-IRINHA収集を行い、RR間隔毎に1回測定の時間分解能で合計8スライスを収集した。図4Aは全8スライスの再構成画像セクシ

ョンで、心筋を通る造影剤のファーストパスを描出している。図4Bはスライス5における心筋の造影剤取り込みを示す画像セクションである。呼吸による動き(図4D)があってもGRAPPA再構成は影響を受けず、目立ったアーチファクトもなくスライスが分離された。gファクターノイズの増幅は一般的に少なく、少数の領域のみ中等度である(図4C)。

画像上では、前壁の心内膜下の低灌流域が明瞭に特定できる(矢印)。スライス5の部分拡大像(図4F)で分かるように、本法は心内膜下と貫壁性の灌流欠損を識別できるだけの空間分解能をもたらしている。これらの所見とよく一致する結果がその後の遅延造影(Late Enhancement)評価で得られ、前壁(心室中部~心尖部)の貫壁性梗塞が描出された(図4E)。

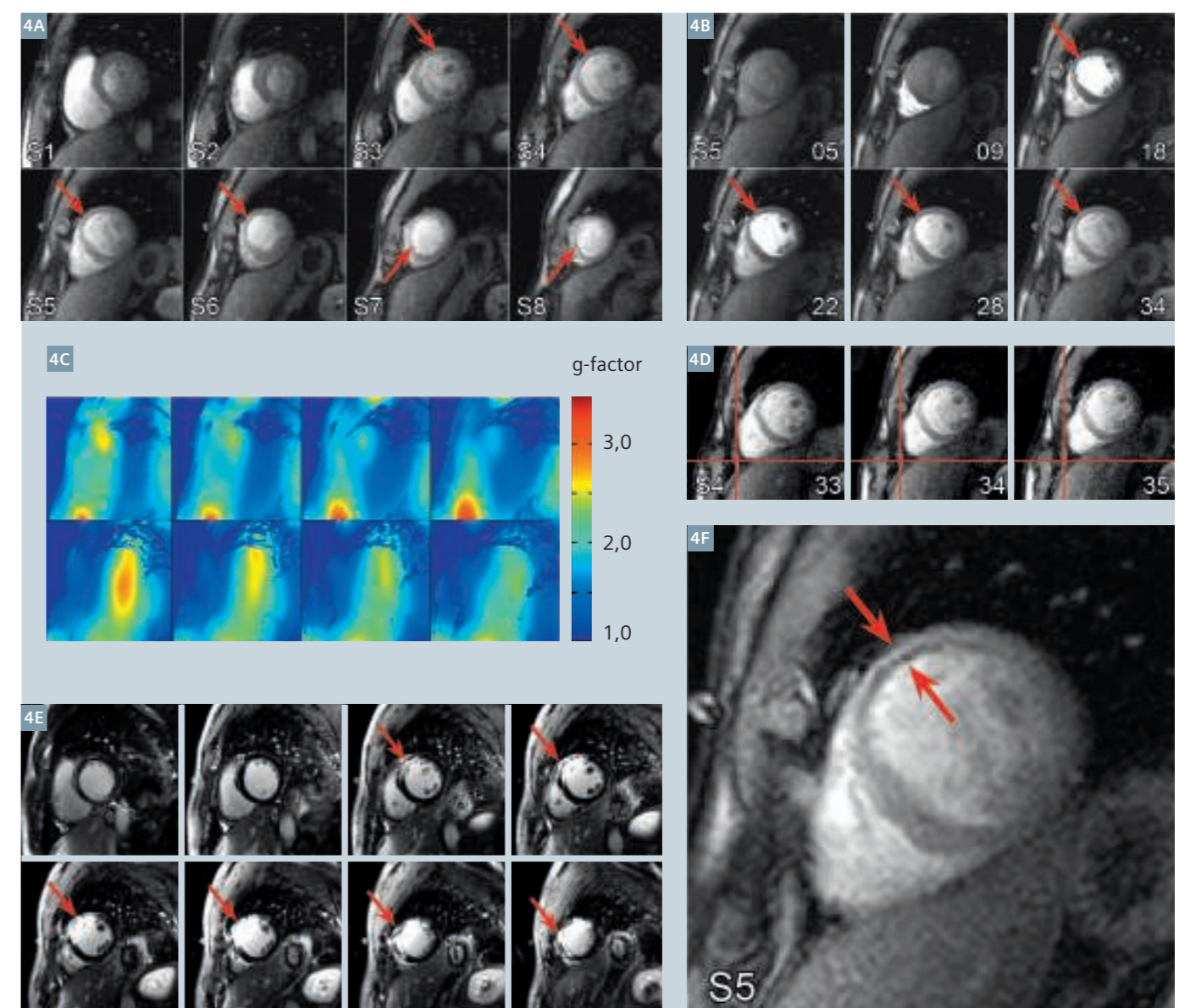
考察

マルチスライス同時撮像にMS-CAIP-IRINHA法を併用することで、解剖学的カバー範囲を大幅に拡大した高空間分解能のコントラスト増強心筋ファーストパス灌流MRIを行うことができる。基本的には、2スライス同時励起とk空間アンダーサンプリングという2種類のアクセラレーション法を組み合わせる。前者がそのまま収集スライス数を2倍にするのに対して、後者は空間分解能を高めるためのアクセラレーションになる。本稿で示した撮像プロトコルは実効アクセラレーションファクターが5で、これだと $2.0 \times 2.0 \times 8 \text{ mm}^3$ という高空間分解能でRR間隔毎に6~8スライスを収集することができ、2RR間隔毎に1回測定の時間分解能で12スライス収集とすれば心臓全体をカバーすることができる。本法は各スライスの厚さを個別に設定することができ、2方向1組のスライス方向を設定できるので、自由度が高い。191 msの撮像時間なら、最高心拍数104 bpmまでの6スライスの負荷検査にも対応できる。専用の32チャンネル・カーディアックアレイコイルを採用したことで、低

~中等度のgファクターノイズ増幅のみで著しい再構成アーチファクトを招くことなく、画像再構成を行うことができた。呼吸による動きがあってもGRAPPA再構成には影響がなかった。画像上の血液、心筋、肺組織のコントラストおよびSNRは、小さな灌流欠損域の描出や心内膜下と貫壁性の低灌流域の識別を行うのに十分なレベルであった。

従来のパラレルMRIに比べて、MS-CAIP-IRINHA法は前述のSNR効率の高さを活かしている。マルチスライス同時励起はk空間アンダーサンプリングを併用しなくても撮像範囲を拡大することができる。また、スライスおよび位相の両エンコード方向のコイル感度分布差を利用することで、gファクターノイズの増幅は最小に抑制される。したがって、解剖学的カバー範囲を2倍に拡大しても、画質は標準のカバー範囲で高空間分解能の高速化撮像と同等である[5]。心筋ファーストパス灌流MRIにおけるMS-CAIP-IRINHA法の重要な特徴の1つがフレーム毎の再構成で、これは時間的なズレによる再構成画像のボケ(temporal blurring)を防止する。さらに、不整脈や呼吸による動きが影響を及ぼすのは画像シリーズ全体ではなく元のタイムフレームのみで、これは時間領域を組み込んだ再構成法の場合と同様である[16-19]。

当然だが、マルチスライス同時励起は被写体に吸収されるエネルギー量の増加を伴う。そのため、高磁場での使用や、TrueFISPのようにフリップ角が大きいシーケンスの使用に際しては制限があるものと考えねばならない。1.5テスラでは、高度なRF位相サイクリングの利用により、MS-CAIP-IRINHA法をTrueFISPに問題なく応用できることが示されている[11]。全てのin vivo評価において、スライス方向のコイル感度分布差をできる限り大きくすることと、gファクターノイズを最小に抑えることを目的として、同時励起する2スライス間の距離をできる限り大きくした。そのため、連



4 48歳男性のST上昇型心筋梗塞に対する急性期血行再建術後の心筋ファーストパス灌流評価。RR間隔毎に連続4回のMS-CAIP-IRINHA収集を行って8スライスを収集した(FOV $320 \times 300 \text{ mm}^2$ 、マトリクス 160×150 、TI 110 ms、TAcq 191 ms、フリップ角 10° 、同時励起スライス間距離 32 mm)。4Aは全8スライスの再構成画像セクションで、心筋を通る造影剤のファーストパスを描出している。矢印が低灌流域を示す。4Bはスライス5における心筋の造影剤取り込みを示す連続画像セクション。各画像に撮像のタイムポイント(RR間隔)を表示し、灌流欠損域を矢印で示している。4Cは4Aの再構成のgファクターマップ。4Dは呼吸による心臓の変位を示す(スライス4の例)。4Eは遅延造影(late gadolinium enhancement)。4Fはスライス5の部分拡大で、本法により心内膜下と貫壁性の灌流欠損を識別可能であることが分かる。

続して収集した心位相間の空間的な距離が大きく、心筋の低灌流域間の相関を取る場合には問題になるかもしれない。後者のgファクターノイズ抑制という目的は全てのin vivo評価で実現できていたが、やや大きなノイズ増幅という犠牲を払ってスライス間距離を縮小することももちろん可能である。

結論

マルチスライス同時撮像にMS-CAIP-IRINHA法を併用することにより、1心拍毎に6~8スライスという解剖学的カバー範囲、 $2.0 \times 2.0 \times 8 \text{ mm}^3$ という高空間分解能のコントラスト増強心筋ファーストパス灌流MRIを行うことができる。マルチスライス同時励起を基礎とする本法は、従来の面内アクセラレーション法と同じアクセラレー

ションファクターではるかに高いSNRが得られ、低~中等度のgファクターノイズ増幅のみで正確な画像再構成を行うことができる。本法はその自由度の高さ、応用のしやすさ、再構成時間の短さ、そして呼吸による動きや不整脈の影響を受けにくい頑健性の高さを考慮すれば、臨床灌流評価法の有望な候補と見なすことができる。

謝辞

Deutsche Forschungsgemeinschaft およ
び Federal Ministry of Education and
Research の資金援助に感謝する。

References

- Atkinson DJ, Burnstein D, Edelman RR. First-pass cardiac perfusion: evaluation with ultrafast MR imaging. *Radiology* 1990; 174:757–762.
- Wilke N, Jerosch-Herold M, Wang Y, Yimei H, Christensen BV, Stillman E, Ugurbil K, McDonald K, Wilson RF. Myocardial Perfusion Reserve: Assessment with Multisection, Quantitative, First-Pass MR Imaging. *Radiology* 1997; 204:373–384.
- Rieber J, Huber A, Erhard I, Mueller S, Schweyer M, Koenig A, Schiele TM, Theisen K, Siebert U, Schoenberg SO, Reiser M, Klauss V. Cardiac magnetic resonance perfusion imaging for the functional assessment of coronary artery disease: a comparison with coronary angiography and fractional flow reserve. *Eur Heart J* 2006; 27:1465–1471.
- Schwitzer J, Nanz D, Kneifel S, Bertschinger K, Büchi M, Knüsel PR, Marincek B, Lüscher TF, Schulthess GK. Assessment of Myocardial Perfusion in Coronary Artery Disease by Magnetic Resonance. *Circulation* 2001; 103:2230–2235.
- Ritter CO, del Savio K, Brackertz A, Beer M, Hahn D, Köstler H. High-resolution MRI for the quantitative evaluation of subendocardial and subepicardial perfusion under pharmacological stress and at rest. *RoFo* 2007; 179:945–952.
- Strach K, Meyer C, Thomas D, Naehle CP, Schmitz C, Litt H, Bernstein A, Cheng B, Schild H, Sommer T. High-resolution myocardial perfusion imaging at 3 T: comparison to 1.5 T in healthy volunteers. *Eur Radiol* 2007; 17:1829–1835.
- Jung B, Honal M, Hennig J, Markl M. k-t-space accelerated myocardial perfusion. *J Magn Reson Imag* 2008; 28:1080–1085.
- Köstler H, Sandstede JJW, Lipke C, Landschütz W, Beer M, Hahn D. Auto-SENSE perfusion imaging of the whole human heart. *J Magn Reson Imag* 2003; 18:702–708.
- Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999; 42:952–962.
- Kellman P, Derbyshire JA, Agyeman KO, McVeigh ER, Arai AE. Extended coverage first-pass perfusion imaging using slice-interleaved TSENSE. *Magn Reson Med* 2004; 51:200–204.
- Stäb D, Ritter CO, Breuer FA, Weng AM, Hahn D, Köstler H. CAIPIRINHA accelerated SSFP imaging. *Magn Reson Med* 2011; 65:157–164.
- Breuer FA, Blaimer M, Heidemann RM, Mueller MF, Griswold MA, Jakob PM. Controlled aliasing in parallel imaging results in higher acceleration (CAIPIRINHA) for multi-slice imaging. *Magn Reson Med* 2005; 53:684–691.
- Breuer F, Blaimer M, Griswold M, Jakob P. Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration (CAIPIRINHA). *Magnetom Flash* 2012; 49:135–142.
- Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, Nittka M, Jellus V, Wang J, Kiefer B, Haase A. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magn Reson Med* 2002; 47:1202–1210.
- Breuer FA, Kannengiesser SAR, Blaimer M, Seiberlich N, Jakob PM, Griswold MA. General formulation for quantitative G-factor calculation in GRAPPA reconstructions. *Magn Reson Med* 2009; 62:739–746.
- Adluru G, Awate SP, Tasdizen T, Whitaker RT, Dibella EVR. Temporally constrained reconstruction of dynamic cardiac perfusion MRI. *Magn Reson Med* 2007; 57: 1027–1036.
- Otazo R, Kim D, Axel L, Sodickson DK. Combination of compressed sensing and parallel imaging for highly accelerated first-pass cardiac perfusion MRI. *Magn Reson Med* 2010; 64:767–776.
- Ge L, Kino A, Griswold M, Mistretta C, Carr JC, Li D. Myocardial perfusion MRI with sliding-window conjugate-gradient HYPR. *Magn Reson Med* 2009; 62:835–839.
- Plein S, Kozerke S, Suerder D, Luescher TF, Greenwood JP, Boesiger P, Schwitzer J. High spatial resolution myocardial perfusion cardiac magnetic resonance for the detection of coronary artery disease. *Eur Heart J* 2008; 29:2148–2155.

Contact

Daniel Stäb
Institute of Radiology
University of Würzburg
Oberdürrbacher Str. 6
97080 Würzburg
Germany
staeb@roentgen.uni-wuerzburg.de



Simultaneous Multi-Slice 収集および blipped-CAIPIRINHA リードアウトによる 心臓拡散テンソル MRI

Choukri Mekkaoui¹; Timothy G. Reese¹; Marcel P. Jackowski²; Himanshu Bhat³; David E. Sosnovik^{1,4}

¹ Athinoula A. Martinos Center for Biomedical Imaging, Department of Radiology, Massachusetts General Hospital, Harvard Medical School, Boston, MA, USA

² Department of Computer Science, Institute of Mathematics and Statistics, University of São Paulo, São Paulo, Brazil

³ Siemens Healthcare, Charlestown, MA, USA

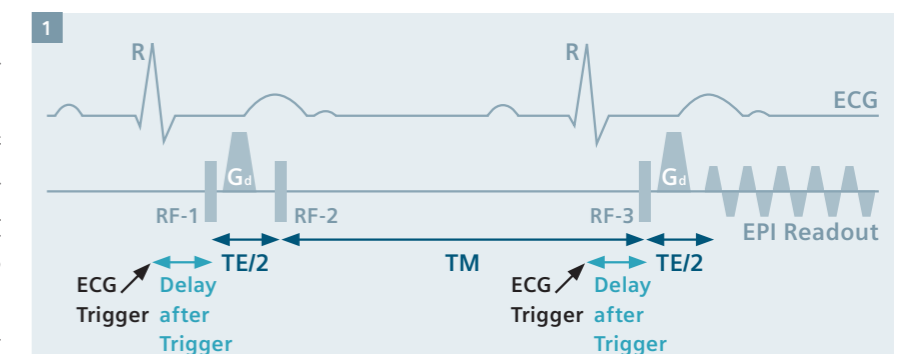
⁴ Cardiovascular Research Center, Cardiology Division, Massachusetts General Hospital, Harvard Medical School, Boston, MA, USA

背景

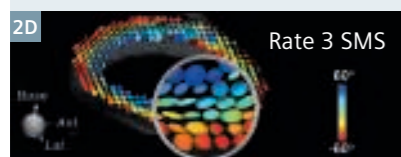
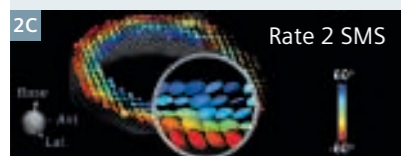
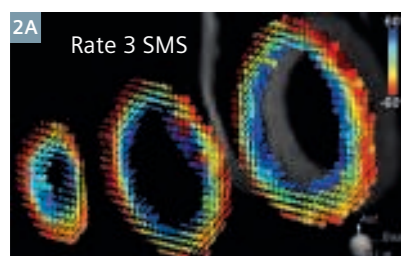
心筋は複雑に入り組んだ微細構造を持ち異質性が非常に大きいので、拡散テンソルイメージング (Diffusion Tensor Imaging ; DTI) による特性評価に適している [1]。最も広く用いられている心筋線維構成の指標はねじれ角 (helix angle ; HA) で、これは単純に局所的な短軸断面からの心筋線維の傾きとして定義される。心内膜下の心筋線維は正の HA を持ち、心外膜下の心筋線維は負の HA を持つ [1, 2]。これらの心筋線維はさらに層構造を呈し、収縮時に各層が滑り合って心筋を厚くする [3, 4]。この微細構造が心疾患により変化するとその機械効率が低下し、不整脈の原因になることもある [5, 6]。微細構造の変化は症状の発現に先立つことがあるので、それを非侵襲的に評価できれば臨床的に極めて有用である。心臓の動きは水の自己拡散より 5 桁大きい。したがって、in vivo の撮像で好結果を得るには、微視的な水の拡散に対しては感度が高いが心臓の動きや歪みには鈍感な方法が必要になる [7-9]。in vivo の DTI を可能にする方法の 1 つは、拡散エンコード併用のスティミュレイテッドエコー (stimulated echo ; STE) シーケンス (図 1) を用いることで、これは大部分の臨床用スキャナに搭載することができる [10, 11]。拡散エンコード STE シーケンスは連続する 2 心拍にわたって展開さ

れる。1 番目と 2 番目の 90° 励起パルスを最初の心拍で加え、3 番目の 90° 励起パルスを次の心拍で加える。拡散エンコード傾斜磁場は単極で第 1 および第 3 励起パルスの直後に配置する。STE 法の主な特長は、その構想上、心臓の動きに強いことである。理論上は、各単極拡散傾斜磁場は連続する 2 つの RR 間隔において全く同じタイミングで加えられる。そのため、拡散エンコード傾斜磁場を受けた位相が元に戻るだけでなく、心臓の動きが磁化の位相に与える影響も元に戻る。しかし、STE シーケンスはデュアルゲート収集であるため、収集の効率が非常に悪い。また、STE は振幅がスピン

エコーの半分であるため、大部分の拡散エンコード STE 収集では、十分な信号対雑音比 (SNR) を得るために 1 スライス当たり 8 程度のアベレージが用いられ、1 スライス当たりの所要時間が 5~7 分になる [12]。STE 法の非効率さゆえに、解剖学的な撮像範囲について妥協が必要になることも多い。例えば、約 15 分で撮像できるのは短軸 3 スライスのみで、これでは心筋の 25% しかカバーできない [12]。そのため、解剖学的カバー範囲の拡大とスキャン時間の短縮が可能で新しい方法が切実に必要とされている。blipped-CAIPIRINHA によるリードアウトを用いた Simultaneous Multi-Slice (SMS) 収集は大いに有望であ



1 デュアルゲート・スティミュレイテッドエコー (STE) シーケンス。連続する 2 心拍で 3 個の 90° 励起パルス (RF) を加える。励起 (RF-1) およびリフォーカス (RF-3)、拡散のデフェーズおよびリフェーズが 2 つの RR 間隔の同じタイミングで行われ、これにより心臓の動きの周期性を利用してモーション関連の位相ずれを元に戻している。また、拡散時間 (TM を含む) が長いので、臨床用スキャナで過度に長い TE を必要とせずに十分な b 値が得られる。



2 2Aはレート3 SMSによる3スライス同時収集。スライス間ギャップはスライス厚の500%。テンソル場をHAで色分けしたスーパーロイドで表している。同じ心室中部スライスの非SMS(2B)、レート2 SMS(2C)、レート3 SMS(2D)のスーパーロイド表示において、心内膜下の正のHAから心外膜下の負のHAへという貫壁性のHA変化が同様に認められる。

り [13, 14]、心臓 DTI のさらなる普及を促す上で重要な役割を果たす可能性がある。

実施方法

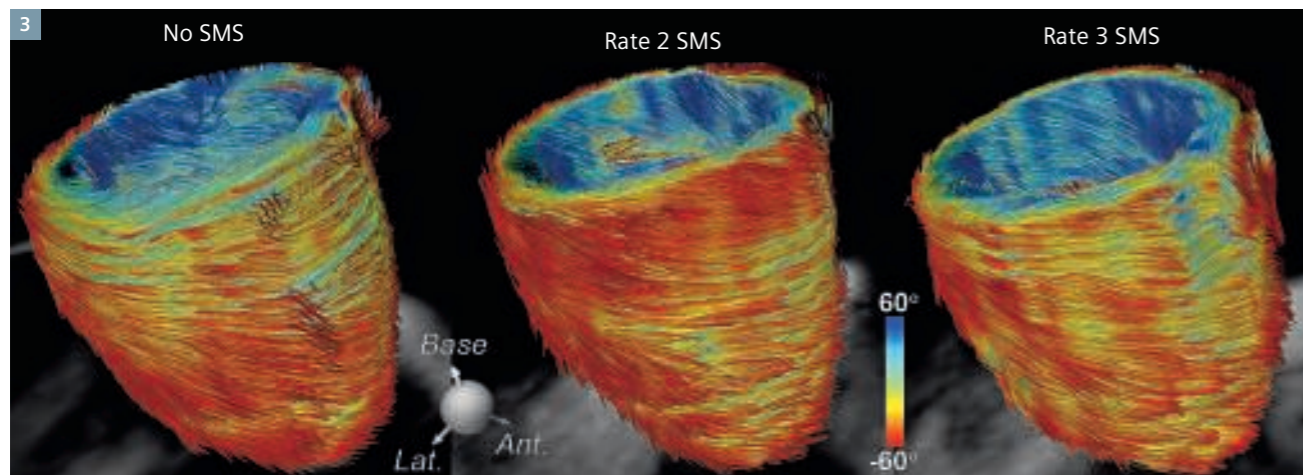
blipped-CAIPIRINHA を用いた SMS 励起の技術的に詳しい説明は本書の他稿に譲る。本法は脳に広く用いられており [13, 14]、心臓への初期の使用経験も有望であるように見える [15]。本稿では、健康被験者の心臓 DTI における本法の使用経験を紹介する。シーメンスヘルスケア (ドイツ・エアランゲン) の臨床用 3T スキャナ MAGNETOM Skyra で、34 エLEMENT の受信コイル 1 (腹側 18 エLEMENT、背側 16 エLEMENT) を用い、息止め DTI を行った。拡散エンコード STE シーケンスを用い、スラブ選択の高周波 (RF) パルスを用いて位相エンコード軸でボリューム選択を行った。主な撮像パラメーターは、FOV 360 × 180 mm、空間分解能 2.5 × 2.5 × 8 mm³、in-plane GRAPPA ファクター 2、TE 34 ms、b 値 500 s/mm²、拡散エンコード 10 方向、アベレージ 8 であった。歪みの影響を軽減するため、収縮期のスイートスポットで短軸 12 スライスを収集した [11, 16]。非 SMS、レート 2 SMS、レート 3 SMS の撮像を行った。拡散強調画像から拡散テンソルを算出し、拡散テンソルから HA を求めた。5 次の適応ルンゲクッタ法 (adaptive Runge-

Kutta) を用いて第 1 固有ベクトル場を流線に統合し、心筋線維束を描出した [5]。

結果および効果

非 SMS では LV 全体をカバーするのに 96 回の息止めが必要であった。この息止め回数はレート 2 SMS では 48 回、レート 3 SMS では 32 回に減少した。レート 3 SMS は約 20 分の撮像時間で心臓全体をカバーした。画質はレート 2 SMS でもレート 3 SMS でも良好に維持されていた。これを示すのが図 2 で、各ボクセルの拡散テンソルをスーパーロイド (supertoroid) モデル [17] で表している。拡散テンソルの大きさと方向をパラメーターとして表現したグリフが HA で色分けされている。レート 3 SMS の全 3 スライスで、心内膜下の正の HA から心外膜下の負の HA へと、貫壁性に HA が変化しているのがよく分かる。心室中部スライスのレート 2 SMS およびレート 3 SMS のグリフ表示は非 SMS と比べて遜色がなく、貫壁性の HA 変化も一致している。これまでの心臓トラクトグラフィは、狭い解剖学的範囲 (3~5 スライス) で行うか、非常に大きなスライスギャップで行っていた。意味のあるトラクト

¹ 本製品は開発中の段階でまだ市販されていない。今後の販売は未定。



3 HA で色分けした LV 全体のトラクトグラフィ。同じ被験者を非 SMS、レート 2 SMS、レート 3 SMS で撮像。レート 2 SMS およびレート 3 SMS を用いて描出された心筋線維束はほぼ同等であり、非 SMS で得られた結果とも一致している。

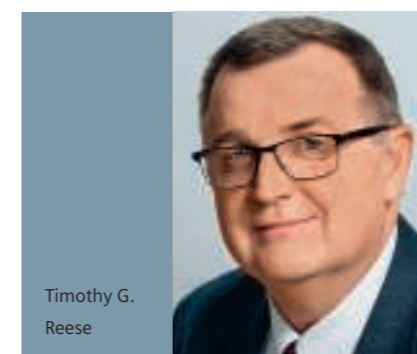
グラフィを行うには、スライスギャップなしで心臓全体を撮像する必要がある。それには非 SMS だと 60 分かかる。しかし、図 3 に示すように、レート 2 SMS およびレート 3 SMS で LV 全体の心筋線維束が良好に描出され、非 SMS の結果と質的にも同等である。

考察

心臓の DTI はさまざまな心血管疾患の理解、診断、管理を改善する可能性がある。主な弱点はスキャン時間の長さで、現在のテクニックでは短軸 3 スライスの撮像時間が約 20 分になる。我々は SMS を用いてスキャン時間が 1/3 に短縮されることを示した。図 2 に示すように、3 スライス (基部、中部、尖部) 同時収集の所要時間は約 5 分である。3 スライスだけの撮像では LV の一部しかカバーできないが、心臓のファーストパス灌流評価において本法の有用性が示されている [18]。同じ短軸 3 スライスの DTI 撮像を追加しても臨床的な検査時間は少ししか延長せず、極めて有用な可能性がある。心臓全体の DTI は、さらに要求が厳しくなるが、他とは一線を画した心筋微細構造の評価法になる可能性がある。SMS にさらなる先進技術が加われば心臓全体の DTI を臨床で行えるようになる可能性があり、さまざまな患者や心疾患における心筋構造の特性を確実に評価できるようになるかもしれない。

References

- 1 Streeter DD, Jr., Spotnitz HM, Patel DP, Ross J, Jr., Sonnenblick EH. Fiber orientation in the canine left ventricle during diastole and systole. *Circ Res.* 1969;24(3):339-47.
- 2 Scollan DF, Holmes A, Winslow R, Forder J. Histological validation of myocardial microstructure obtained from diffusion tensor magnetic resonance imaging. *Am J Physiol.* 1998;275(6 Pt 2):H2308-18.
- 3 LeGrice IJ, Smaill BH, Chai LZ, Edgar SG, Gavin JB, Hunter PJ. Laminar structure of the heart: ventricular myocyte arrangement and connective tissue architecture in the dog. *Am J Physiol.* 1995;269(2 Pt 2):H571-82.
- 4 Dou J, Tseng WY, Reese TG, Wedeen VJ. Combined diffusion and strain MRI reveals structure and function of human myocardial laminar sheets in vivo. *Magn Reson Med.* 2003;50(1):107-13. doi:10.1002/mrm.23097.
- 5 Mekkaoui C, Huang S, Chen HH, Dai G, Reese TG, Kostis WJ et al. Fiber architecture in remodeled myocardium revealed with a quantitative diffusion CMR tractography framework and histological validation. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2012;14:70.
- 6 Trayanova NA. Whole-heart modeling: applications to cardiac electrophysiology and electromechanics. *Circ Res.* 2011;108(1):113-28.
- 7 Sosnovik DE, Wang R, Dai G, Reese TG, Wedeen VJ. Diffusion MR tractography of the heart. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2009;11:47.
- 8 Nguyen C, Fan Z, Sharif B, He Y, Dharmakumar R, Bertram DS et al. In vivo three-dimensional high resolution cardiac diffusion-weighted MRI: a motion compensated diffusion-prepared balanced steady-state free precession approach. *Magn Reson Med.* 2014;72(5):1257-67. doi:10.1002/mrm.25038.
- 9 Gamper U, Boesiger P, Kozierke S. Diffusion imaging of the in vivo heart using spin echoes--considerations on bulk motion sensitivity. *Magn Reson Med.* 2007;57(2):331-7. doi:10.1002/mrm.21127.
- 10 Reese TG, Weisskoff RM, Smith RN, Rosen BR, Dinsmore RE, Wedeen VJ. Imaging myocardial fiber architecture in vivo with magnetic resonance. *Magn Reson Med.* 1995;34(6):786-91.
- 11 Tseng WY, Reese TG, Weisskoff RM, Wedeen VJ. Cardiac diffusion tensor MRI in vivo without strain correction. *Magn Reson Med.* 1999;42(2):393-403.
- 12 Nielles-Vallespin S, Mekkaoui C, Gatehouse P, Reese TG, Keegan J, Ferreira PF et al. In vivo diffusion tensor MRI of the human heart: reproducibility of breath-hold and navigator-based approaches. *Magn Reson Med.* 2013;70(2):454-65.
- 13 Setsompop K, Cohen-Adad J, Gagoski BA, Raji T, Yendiki A, Keil B et al. Improving diffusion MRI using simultaneous multislice echo planar imaging. *Neuroimage.* 2012;63(1):569-80. doi:10.1016/j.neuroimage.2012.06.033.
- 14 Setsompop K, Gagoski BA, Polimeni JR, Witzel T, Wedeen VJ, Wald LL. Blipped-controlled aliasing in parallel imaging for simultaneous multislice echo planar imaging with reduced g-factor penalty. *Magn Reson Med.* 2012;67(5):1210-24. doi:10.1002/mrm.23097.
- 15 Lau AZ, Tunnickliffe EM, Frost R, Koopmans PJ, Tyler DJ, Robson MD. Accelerated human cardiac diffusion tensor imaging using simultaneous multislice imaging. *Magn Reson Med.* 2015;73(3):995-1004. doi:10.1002/mrm.25200.
- 16 Stoeck CT, Kalinowska A, von Deuster C, Harmer J, Chan RW, Niemann M et al. Dual-phase cardiac diffusion tensor imaging with strain correction. *PLoS One.* 2014;9(9):e107159. doi:10.1371/journal.pone.0107159.
- 17 Mekkaoui C, Chen IY, Chen HH, Kostis WJ, Pereira F, Jackowski MP et al. Differential response of the left and right ventricles to pressure overload revealed with diffusion tensor MRI tractography of the heart in vivo. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance.* 2015;17(Suppl 1):O3-O. doi:10.1186/1532-429X-17-S1-O3.
- 18 Stab D, Wech T, Breuer FA, Weng AM, Ritter CO, Hahn D et al. High resolution myocardial first-pass perfusion imaging with extended anatomic coverage. *J Magn Reson Imaging.* 2014;39(6):1575-87. doi:10.1002/jmri.24303.



Timothy G. Reese



Choukri Mekkaoui

Contact

Choukri Mekkaoui
Athinoula A. Martinos Center for Biomedical Imaging
149 13th Street
Charlestown, MA 02129, USA
Phone: +1 617 724-3407
Fax: 617 726-7422
mekkaoui@nmr.mgh.harvard.edu

Simultaneous Multi-Slice Turbo Spin Echo によるてんかん撮像

Michael Kean, FSMRT^{1,2}; Dr Lee Coleman, BSc MB ChB FRANZCR^{1,2}; Sonal Josan, Ph.D.³; Benjamin Schmitt, Ph.D.³

¹ Royal Children's Hospital, Melbourne, Australia

² Murdoch Children's Research Institute Parkville, Melbourne, Australia

³ Siemens Healthcare, Melbourne, Australia

背景

現在の小児てんかん撮像プロトコルでは、てんかん症状を呈する患者の評価に際して高分解能 T2 強調 (T2w) 撮像が非常に重要な役割を果たしている。当院では 3T で高密度の受信アレイコイルを用いることにより、微小皮質病変の検出の感度および特異度を高めている。

従来、皮質異形成の微小領域を特定するには MPRAGE などの 3D T1 強調ボリューム撮像が不可欠であった。これまでのてんかんプロトコルにおいて、T2 強調撮像は TR が長いわりには撮影枚数が少なく、効率が悪いということから検査のアキレス腱となっていたが、最近のスキャナでは信号対雑音比 (SNR) が向上し、T2 強調撮像は診断精度を高めている。

シーケンス開発者が撮像時間の短縮を究極の目標とするきっかけになったのが、Hennig ら [1] による RARE 法の報告であった。ただし、新しいパルスシーケンスが開発された場合は大抵そうなのだが、臨床医は通常、ゴールドスタンダードのプロトコルを変えることに極めて消極的である。新しい撮像法がもたらす信号強度や組織コントラストが現行法とは異なる可能性があるからである [2, 3]。

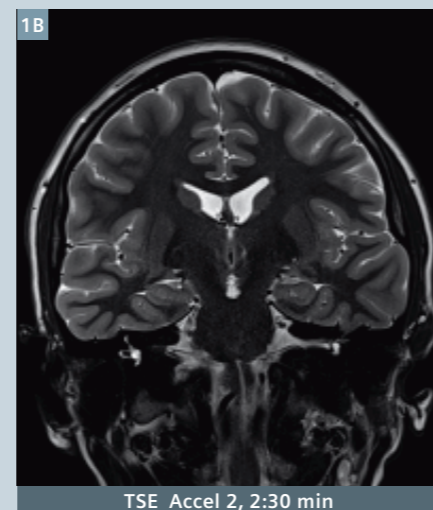
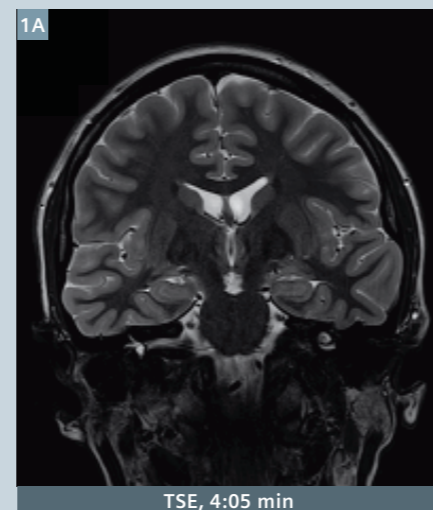
次に大幅な T2w 撮像時間の短縮をもたらしたのは Pruessmann [4, 5] および Griswold [6] が提案した方法で、コイルの配列固有の幾何学的特性を利用してデータをアンダーサンプルする再

構成アルゴリズムを用い、SNR 低下という犠牲を払ってでもスキャン時間を短縮するメリットが大きいものであった。

これらの方法を改良してノイズを抑制しながらスキャン時間をさらに短縮する方法がいくつか提案されたが、最も重要なものの 1 つは Breuer [7] が開発した位相およびスライス方向のアクセラ

Case 1

図 1 は海馬に直交する coronal T2w スライス。解剖学的に複雑で生理学的アーチファクトが発生する可能性もあることから、シーケンスの性能を証明するスライスとして選択した。SMS TSE はスキャン時間を大幅に短縮しながら高画質を実現しているのが分かる。重要なこととして、シーケンスの種類が分からない状態でどちらの画像がゴールドスタンダードの TSE か放射線科医が識別したところ、確実な判断材料は CSF の信号が高いことのみであった。CSF の信号低下は SMS RF パルスの使用に伴う飽和効果によるものであるとされた。全体的な印象として SMS TSE 画像の方がやや鮮鋭に見えるが、これはパラレルイメージング再構成によりノイズレベルが多少変化したためであろう。



レーション法、すなわち CAIPIRINHA であった。

近年、CAIPIRINHA ベースの再構成法を従来のターボスピネコーに組み込み、データのアンダーサンプリングに伴う SNR 低下という犠牲を払わずに T2w 撮像を高速化する方法がいくつか報告されている [9-12]。Simultaneous Multi-Slice (SMS) シーケンスをルーチン撮像に組み込めば、TR 当たりのスライス数を増やすことができ、現在の SAR 制限下でより長いエコートレインを使用できる可能性もあり、スキャン時間の短縮も可能になる。さらに重要なことは、これらのテクニックは g ファクターに起因するノイズの増大やアンダーサンプリングによる SNR 低下といった、従来のパラレルイメージング法に伴う一部の問題を克服するのに役立つ可能性があるということである。

本稿では、当院のてんかん臨床例における SMS TSE¹ の初期の使用経験を紹介する。撮像は MAGNETOM Trio または MAGNETOM Verio 3T (ソフトウェアバージョン syngo MR B17) で製品版 32 チャンネル・ヘッドコイルを用いて行い、全ての SMS TSE 撮像を標準の T2w TSE 撮像と解剖学的にマッチさせた。全例に補間前分解能 0.5 × 0.6 × 2.5 mm³ の全脳高分解能 T2 coronal 撮像を行った。全ての画像の SNR、コントラストノイズ比、鮮鋭度、アーチファクト、再構成の不具合、診断の信頼性、病変の検出能力を評価した。

結論

スライス・アクセラレーションファクターが 2、面内のアクセラレーションファクターが 2 の SMS TSE を用いた我々の初期の経験は大いに期待が持てるものであり、ゴールドスタンダードの TSE (面内アクセラレーションファクター 2) よりはるかに短いスキャン時間でほぼ同等の質の高い診

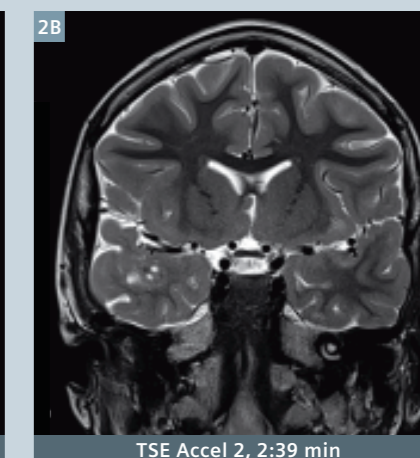
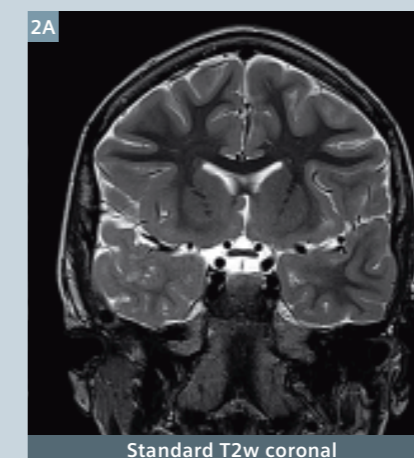
¹ 本製品は開発中の段階でまだ市販されていない。今後の販売は未定。

Case 2

10 歳、主訴はけいれん発作。予備的撮像で右側頭葉前部に胚芽異形成性神経上皮腫瘍 (DNET) を認めた。両画像で右側頭葉前部に及ぶ複雑な病変を認める。

小嚢胞、blurring を含む石灰化、白質/灰白質比の低下という病変の複雑な特性が両シーケンスで同等に描出されている。

両画像は撮像間で患者が動いたため解剖学的に多少ずれている。

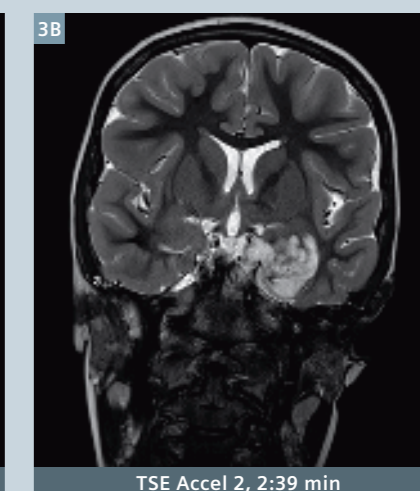
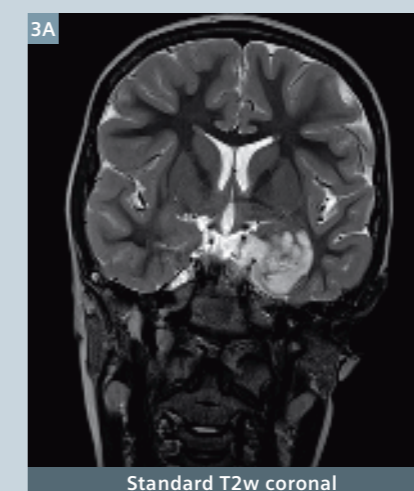


Case 3

5 歳、失語および左側頭葉前部を発生源とする発作にて当院てんかんユニットを受診。海馬に直交する方向の TSE および SMS TSE による高分解能 T2 強調 coronal 画像を含む包括的てんかんプロトコルを用いた。

める。画像の特性から、病変は胚芽異形成性神経上皮腫瘍 (DNET) である可能性が高い。

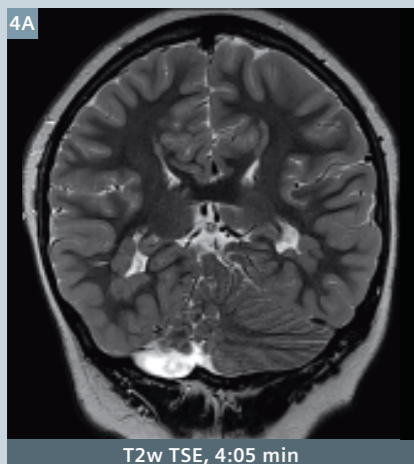
両画像で左 MCA に隣接し左側頭葉前部および扁桃体に及ぶ複雑な病変を認



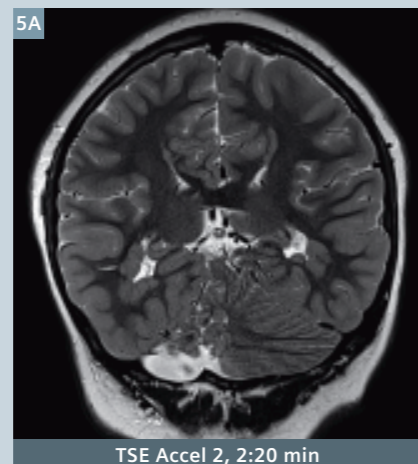
Case 4

11歳、脳室周囲結節性異所性灰白質(PVNH)の精査を行い、右後頭葉の限局性皮質異形成の有無を確認。両画像は複雑な大脳皮質形成異常を示し、多発性のPVNH領域および後頭葉

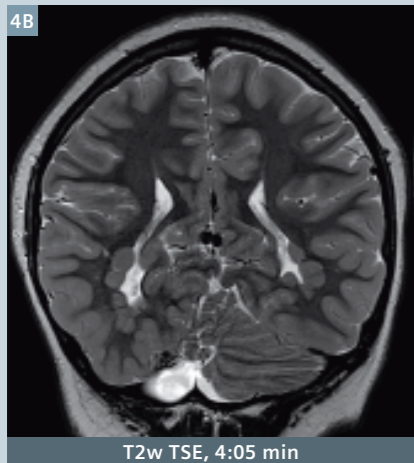
の多小脳回を明瞭に描出している。4A-Cが従来法のTurbo SEによる撮像、5A-CがSMS Turbo SEによる2倍速撮像。



T2w TSE, 4:05 min



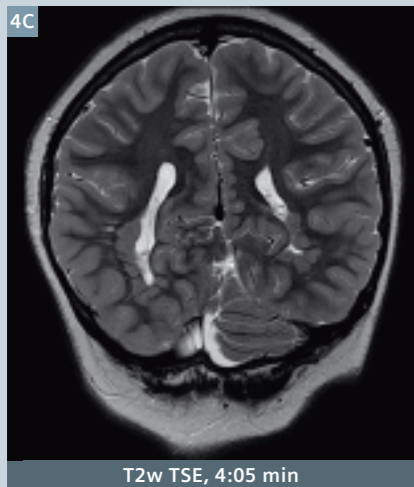
TSE Accel 2, 2:20 min



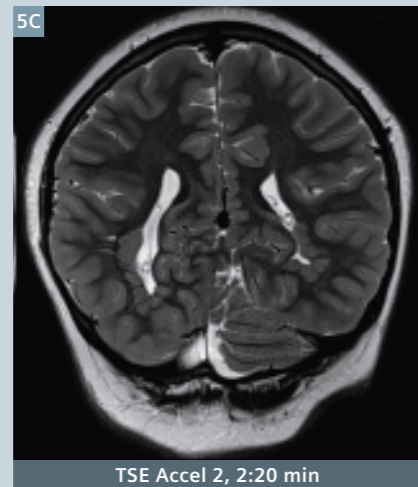
T2w TSE, 4:05 min



TSE Accel 2, 2:20 min



T2w TSE, 4:05 min



TSE Accel 2, 2:20 min

断が行えるスキャンを実現している。撮像プロトコルを調整することで、スライス・アクセラレーション併用のTSEを当院の小児²でんかんプログラム用に開発されたプロトコルに組み込むことが可能になった。パルスシーケンスを変更する場合にはよくあるように、当チームでも診断の質に影響する可能性のあるさまざまな要因について、次のように心配する声があった。

1. 撮像のSARを抑制するRFパルステクニックは、画像の鮮鋭度に影響を及ぼすのではないかと。しかし、低SARのVERSEパルスを用いることでエコー-spacingが増大するのではという懸念は根拠がなく、一般的な印象では高速化したT2撮像の方が鮮鋭に見える。

2. 臨床への組み込みを制限する可能性のある要因として、CSF信号の低下、白質/灰白質比の低下の可能性、全体的なSNRがクローズアップされた。多数の複雑な脳感染症に対するスキャンを行って2種類のシーケンスの診断精度を比較評価した結果、診断の質は同等で、白質・灰白質のコントラストノイズ比やCSF拍動アーチファクトに有意差はなかった。初期のコメントは「これらはスピンエコーからTSEへ、そしてハイパーエコーTSEへと移行した時の懸念に似ている」というものであった。

3. この収集・再構成方法は画質に影響を及ぼす可能性があるスライス間リークを発生させるのではないかと。しかし、画質への影響は確認されず、最大リークファクターは5%未満と予想される。

² 胎児および2歳未満児に対するMRスキャンの安全性は確立されていない。担当医がMRI検査のベネフィットを他の画像検査法と比較検討しなければならない。

4. SMS TSEはSARの制限から臨床上的有用性が限定されるのではないかと。全てのMRシーケンスと同様に容易にSAR管理を行える多数のオプションがあり、我々は低SARのRFパルスを用いたスキャンも通常のRFパルスを用いたスキャンも行った。目標はシステムを通常操作モードで運用することなので、大部分の症例では低SARのRFパルスを用いる。

当チームはこのシーケンスを脳腫瘍の撮像にも用い始めており、非常に有望な結果を得ている。我々は一部の臨床例において、アクセラレーションファクター3の24秒未満で、高分解能の薄いスライスにより脳全体をカバーできる撮像法を開発した。

謝辞

当院MRIセンタースタッフの専門技術、Simone Mandelstam氏による画像評価支援、Dingxin Wang氏およびシーメンスヘルスケア(ドイツ・エアランゲン)によるVB17_sliceaccel_WIP1003の使用許可に感謝する。

References

- Hennig, J., Nauerth, A. & Friedburg, H., 1986. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. *Magnetic Resonance in Medicine* : 3(6), pp.823-833.
- Prenger, E.C. et al., 1994. Comparison of T2 weighted spin echo and fast spin echo techniques in the evaluation of myelination. : *JMRI*, 4(2), pp.179-184.
- Patola, W.B. et al., 2001. A comparison of conventional spin-echo and fast spin-echo in the detection of multiple sclerosis. : *JMRI*, 13(5), pp.657-667.
- Pruessmann, K.P. et al., 1999. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magnetic Resonance in Medicine* : 42(5), pp.952-962.
- Pruessmann, K.P. et al., 2001. Advances in sensitivity encoding with arbitrary k-space trajectories. *Magn Reson in Med* : 46(4), pp.638-651.
- Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, et al. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magn Reson Med*. 2002;47:1202-1210
- Breuer, F.A. et al., 2005. Controlled aliasing in parallel imaging results in higher acceleration (CAIPIRINHA) for multi-slice imaging. *Magnetic Resonance in Medicine* : 53(3), pp.684-691.
- Eichner, C. et al., 2013. Slice accelerated gradient-echo spin-echo dynamic susceptibility contrast imaging with blipped CAIPI for increased slice coverage. *Magnetic Resonance in Medicine* 72(3), pp.770-778.
- Gagoski, B.A. et al., 2015. RARE/turbo spin echo imaging with simultaneous multislice Wave-CAIPI. *Magnetic resonance in medicine* : 73(3), pp.929-938.
- Bilgic, B. et al., 2014. Wave-CAIPI for highly accelerated 3D imaging. *Magnetic Resonance in Medicine* : 73(6), pp.2152-2162.
- Wang, D 2014 Multiband Slice Accelerated TSE: Application in Brain Imaging. *Proc Int Soc Mag Reson Med* 22 , 4317

Contact

Michael Kean, FSMRT
Chief MRI Technologist
The Royal Children's Hospital
Flemington Road
Parkville Victoria 3052
Australia
michael.kean@rch.org.au



膝関節 MRI における Simultaneous Multi-Slice 併用 TSE の評価

Xiaona Li¹; Zhigang Peng¹; Panli Zuo²; Dingxin Wang³; Jianling Cui¹

¹ Department of Radiology, Hebei 3rd Hospital, Province Biomechanical Key Laboratory of Orthopedics, Shijiazhuang, China

² Siemens Healthcare, MR Collaborations NE Asia, Beijing, China

³ Siemens Medical Solutions USA, Inc., Minneapolis, MN, USA

はじめに

ターボスピネコー (TSE) は臨床ルーチン MRI で最もよく利用されるシーケンスの1つであり、画質および病変の視認性が高く、複数の組織コントラスト [T1W、T2W、FLAIR、プロトン密度 (PD) 強調] が得られる。TSE は軟骨、靭帯、半月板、関節周囲軟部組織の描出に優れているため、筋骨格 (MSK) 撮像に広く用いられている。しかし、空間分解能が高い多数のスライスが臨床的に用いられるのはまれである。従来の 2D-TSE シーケンスで関心領域全体をカバーしようとする撮像時間が長くなるからである。

Simultaneous Multi-Slice (SMS) は、信号対雑音比 (SNR) を大幅に低下させることなく撮像時間を短縮できる有望なパラレルイメージング法である。SMS は拡散強調および BOLD 法による機能的 MRI (fMRI) においてエコープランナーイメージング (EPI) とうまく併用できることが確認されている。SMS はマルチバンド (MB) 高周波 (RF) パルスを用いて空間に分布する複数のスライスを同時励起し、複数の受信コイルの感度差を利用するパラレルイメージング再構成法で同時収集スライスを分離する [1-4]。CAIPIRINHA (Controlled Aliasing In Parallel Imaging Result IN Higher Acceleration) 法を組み込むと g ファクター関連の SNR 低下が大幅に減少する [3, 7: これらの文献の著者による本書の他稿も参照]。SMS を用いれば、より広い撮像範囲で空間分解能を高めたり撮像時間を短縮したりすることができる [2, 3, 5-7]。

近年、TSE 撮像に SMS を応用できるかどうか検討した研究がいくつか報告されている [8-10]。本稿ではグラディエントベースの CAIPIRINHA を併用した SMS 2D-TSE シーケンス¹を MSK 検査に用い、MSK 関連疾患における有用性を評価した。

方法

MR スキャンは全てシーメンスヘルスケア (ドイツ・エアランゲン) の 3T MAGNETOM Verio システムで行い、8 チャンネル・ニーコイルまたは 4 チャンネル・フレックスコイルを用いた。膝関節全体のサジタル T1 強調 TSE 撮像およびサジタル・コロナル・トランスバース脂肪抑制 PD 強調 TSE 撮像を行い、従来法 TSE シーケンスと SMS TSE シーケンスの画質を比較した。主な撮像パラメーターは、FOV 160 × 160 mm²、マトリクス 320 × 256、スライス厚 3 mm、ギャップ 10%、ス

ライス数 36 枚、励起・再収束フリップ角 90/150° であった。全ての SMS TSE シーケンスでスライス・アクセラレーションファクターは 2、FOV シフトファクターは 2 とした。TR/TE およびターボファクターなどの撮像パラメーターは従来法 TSE と SMS TSE で一致させた。36 スライスは分割撮像でカバーしたが、SMS TSE は分割数 (concatenation) が従来法 TSE の 1/2 にすぎなかった。サジタル T1W 撮像は TR 499 ms、TE 13 ms、ターボファクター 3 で行い、脂肪抑制サジタル T1W 撮像は TR 573 ms、TE 13 ms、ターボファクター 3 で行った。全ての T1W 撮像において、concatenation は従来法 TSE が 4、SMS TSE が 2 であった。サジタル脂肪抑制 PD 強調撮像は TR 3200 ms、TE 40 ms、ターボファクター 8、コロナル脂肪抑制 PD 強調撮像は TR 3200 ms、TE 40 ms、ターボファクター 9、アキシタル脂肪抑制 PD 強調は TR 3200 ms、TE 41 ms、ターボファクター 10 で行った。全ての PD 強調撮像

¹ 本製品は開発中の段階でまだ市販されていない。今後の販売は未定。

Parameter	sag-T1	sag-T1+fs	sag-PD+fs	cor-PD+fs	tra-PD+fs
TR/TE (ms)	499/13	573/13	3200/40	3200/40	3200/41
ETL	3	3	8	9	10
Concatenation	4 (Conv.) 2 (SMS)	4 (Conv.) 2 (SMS)	2 (Conv.) 1 (SMS)	2 (Conv.) 1 (SMS)	2 (Conv.) 1 (SMS)

表1: その他の撮像パラメーター

Sequences	sag-T1	sag-T1+fs	sag-PD+fs	cor-PD+fs	tra-PD+fs
conventional TSE	5:11	5:57	5:41	5:32	4:24
SMS TSE	2:36	2:58	2:48	2:47	2:38

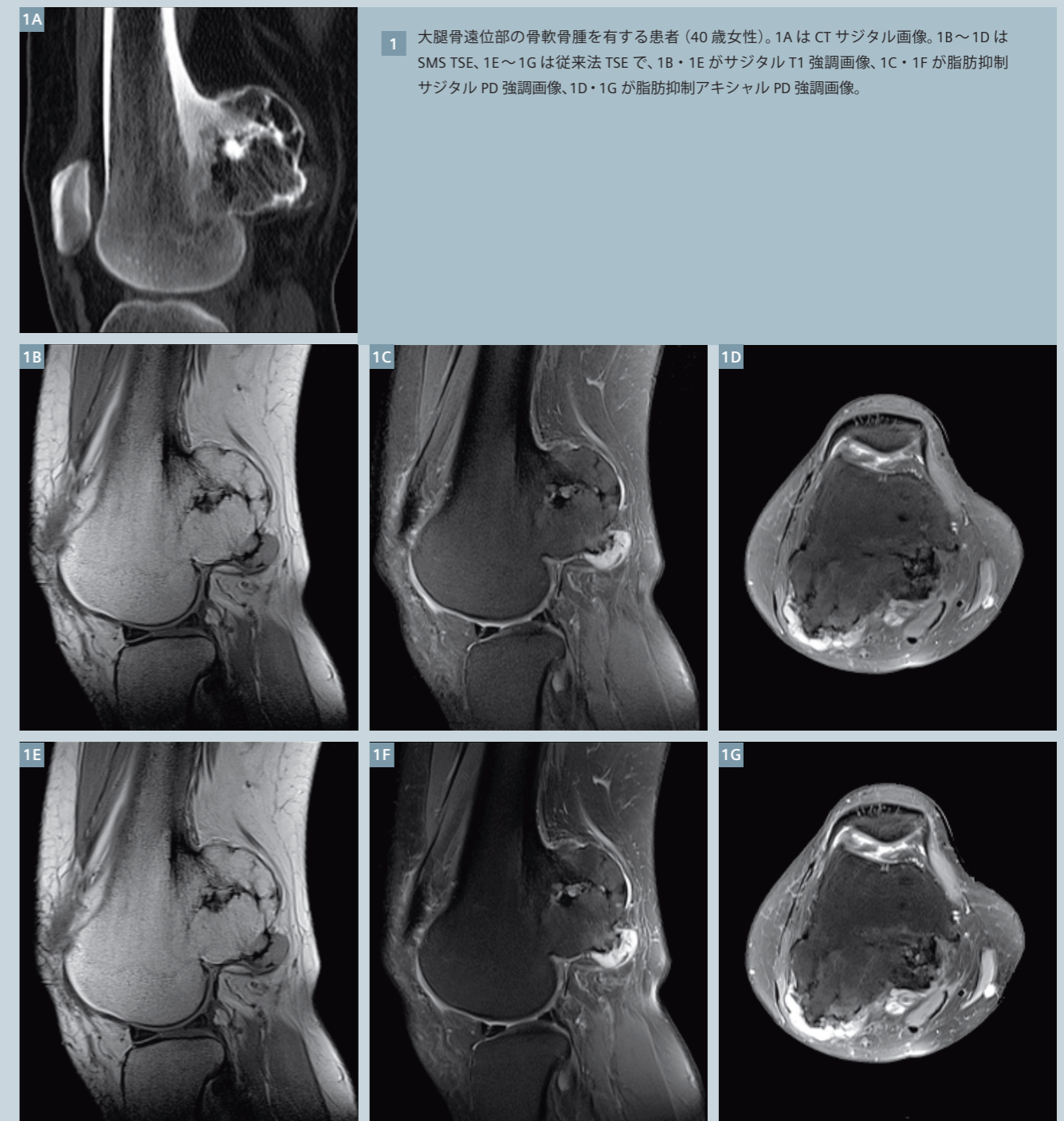
表2: 従来法TSEおよびSMS TSEの撮像時間(分単位)

Case 1

40 歳女性、10 年にわたり右大腿骨遠位部に無痛性の腫脹が緩徐に進行。CT サジタル画像で右大腿骨遠位部の背側に広い基部を持つ不整形の骨性隆起が描出された。病変部の石灰化陰影および病変と骨皮質との連続性を認めた (図 1A)。

SMS TSE および従来法 TSE の両 MRI で骨性隆起縁に限局性の肥厚した軟骨帽が描出された (図 1B~1G)。基部の骨皮質および骨髄と骨軟骨腫との連続性を認めた。軟骨帽の石灰化領域は T1 強調画像および脂肪抑制 PD 強調画像

で低信号であった。非石灰化領域の水は T1W 画像で周囲の骨より低信号、脂肪抑制 PD 強調画像で高信号であった。



1 大腿骨遠位部の骨軟骨腫を有する患者 (40 歳女性)。1A は CT サジタル画像。1B~1D は SMS TSE、1E~1G は従来法 TSE で、1B・1E がサジタル T1 強調画像、1C・1F が脂肪抑制サジタル PD 強調画像、1D・1G が脂肪抑制アキシタル PD 強調画像。

Case 2

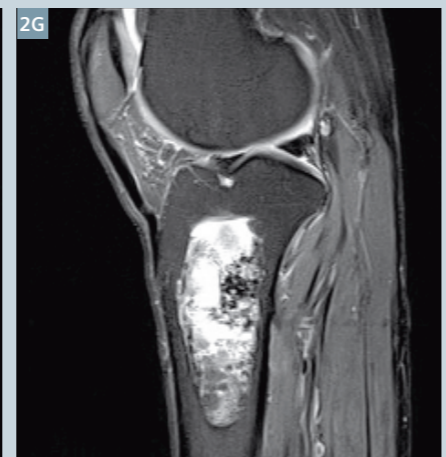
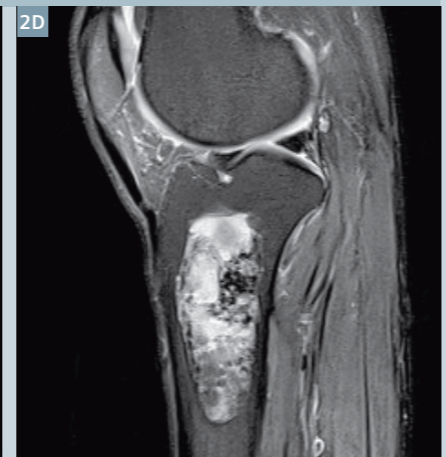
68歳男性、半年にわたり右脚の疼痛を有するが相応の外傷歴なし。CT コロナル画像で硬化縁を持つ円形の病変が描出された(図 2A)。病変のサイズは 3 × 4 × 7 cm³であった。病変部に辺縁鮮明な石灰化陰影を認めた。SMS TSE および従来法 TSE の T1W 画像で周囲

の筋肉と等信号の不均質な病変が描出された(図 2B が SMS、図 2E が従来法)。また、病変の下部に葉状の高信号域を認めた。脂肪抑制 PD 強調画像(図 2C が SMS、図 2F が従来法)では、病変の大部分が高信号で内部に点状の低信号域および等信号域を認めた。ガドテ

リドール造影後の脂肪抑制 T1W 画像では部分的にわずかな信号増強を認めた(図 2D が SMS、図 2G が従来法)。脛骨近位部の線維性骨異形成と診断された。



2 脛骨近位部の線維性骨異形成を有する患者(68歳男性)。2AはCTコロナル画像。2B~2DはSMS TSE、2E~2Gは従来法 TSE で、2B・2Eがサジタル T1W 画像、2C・2Fが造影後脂肪抑制サジタル T1W 画像、2D・2Gが脂肪抑制 PDW 画像。



Case 3

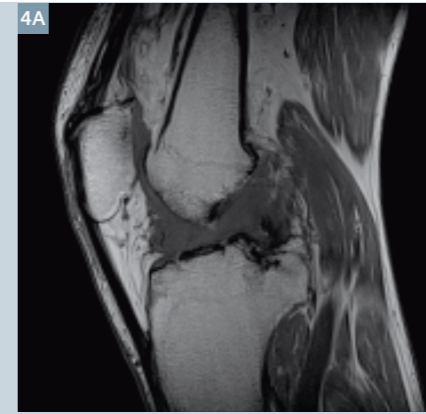
31歳女性、2か月前より左膝に疼痛。SMS TSE および従来法 TSE のサジタル画像で大腿骨遠位部および脛骨近位部に地図状病変が描出され、T1W 画像(図 3A が SMS、図 3C が従来法)では骨格筋よりやや低信号、脂肪抑制 PDW 画像(図 3B が SMS、図 3D が従来法)では高信号であった。骨梗塞と診断された。



3 線維性の骨梗塞を有する患者(31歳女性)。3A・3BはSMS TSE、3C・3Dは従来法 TSE で、3A・3Cがサジタル T1W 画像、3B・3Dが脂肪抑制サジタル PDW 画像。

Case 4

71歳男性、10年前の捻挫後より右膝に疼痛。SMS TSE および従来法 TSE のサジタル画像で、変形性関節症の診断を裏付ける前十字靭帯断裂および多発性骨増殖が描出された。T1W 画像(図 4A が SMS、図 4C が従来法)で骨格筋よりやや低信号の領域を認め、PDW 画像(図 4B が SMS、図 4D が従来法)でやや低信号の塊を伴う高信号域を認める。



4 変形性関節症を有する患者(71歳男性)。4A・4BはSMS TSE、4C・4Dは従来法 TSE で、4A・4Cがサジタル T1W 画像、4B・4Dが脂肪抑制サジタル PDW 画像。

において、concatenation は従来法 TSE が 2、SMS TSE が 1 であった。その他の撮像パラメーターは表 1 および表 2 の通り。

結論

SMS TSE は画質を低下させることなく TSE 撮像のスキャン時間を大幅に短縮し、ルーチンの筋骨格検査において非常に有用である。特に、従来法 TSE シーケンスでは全体をカバーしにくい大きな腫瘍を有する患者や、靭帯や軟骨の小さな損傷があって正確な診断のために空間分解能を高める必要がある患者に有益である。

References

- 1 Xu J, Moeller S, Auerbach EJ et al (2013) Evaluation of slice accelerations using multiband echo planar imaging at 3 T. *Neuroimage* 83:991-1001.
- 2 Moeller S, Yacoub E, Olman CA et al (2010) Multiband multislice GE-EPI at 7 tesla, with 16-fold acceleration using partial parallel imaging with application to high spatial and temporal whole-brain fMRI. *Magn Reson Med* 63:1144-1153.
- 3 Setsompop K, Gagoski BA, Polimeni JR, Witzel T, Wedeen VJ, Wald LL (2012) Blipped-controlled aliasing in parallel imaging for simultaneous multislice echo planar imaging with reduced g-factor penalty. *Magn Reson Med* 67:1210-1224.
- 4 Sotiropoulos SN, Moeller S, Jbabdi S et al (2013) Effects of image reconstruction on fiber orientation mapping from multi-channel diffusion MRI: reducing the noise floor using SENSE. *Magn Reson Med* 70:1682-1689.
- 5 Feinberg DA, Moeller S, Smith SM et al (2010) Multiplexed echo planar imaging for sub-second whole brain FMRI and fast diffusion imaging. *PLoS One* 5:e15710.
- 6 Smith SM, Miller KL, Moeller S et al (2012) Temporally-independent functional modes of spontaneous brain activity. *Proc Natl Acad Sci U S A* 109:3131-3136.
- 7 Breuer, FA, Blaimer M, Heidemann RM et al., (2005) Controlled aliasing in parallel imaging results in higher acceleration (CAIPIRINHA) for multi-slice imaging. *Magnetic Resonance in Medicine* 53(3): 684–691.
- 8 Norris DG, Boyacioglu R, Schulz J, Barth M, Koopmans PJ (2014) Application of PINS radiofrequency pulses to reduce power deposition in RARE/turbo spin echo imaging of the human head. *Magn Reson Med* 71:44-49.
- 9 Wang D, Kollasch P, Li X et al., "Multiband Slice Accelerated TSE: Clinical Applications in Brain imaging", *Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine* (22) 2014, 4317.
- 10 Wang D, Padua A, Ellermann J et al., "Multiband Slice Accelerated TSE for High Resolution Knee Imaging", *Proceedings of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine* (22) 2014, 1216.



Contact

Jianling Cui
 Department of Radiology
 The Third Hospital of Hebei Medical University
 Hebei Province Biomechanical Key Laboratory
 of Orthopedics
 Ziqiang Road 139
 Shijiazhuang, Hebei 050051
 China