

MAGNETOM Flash

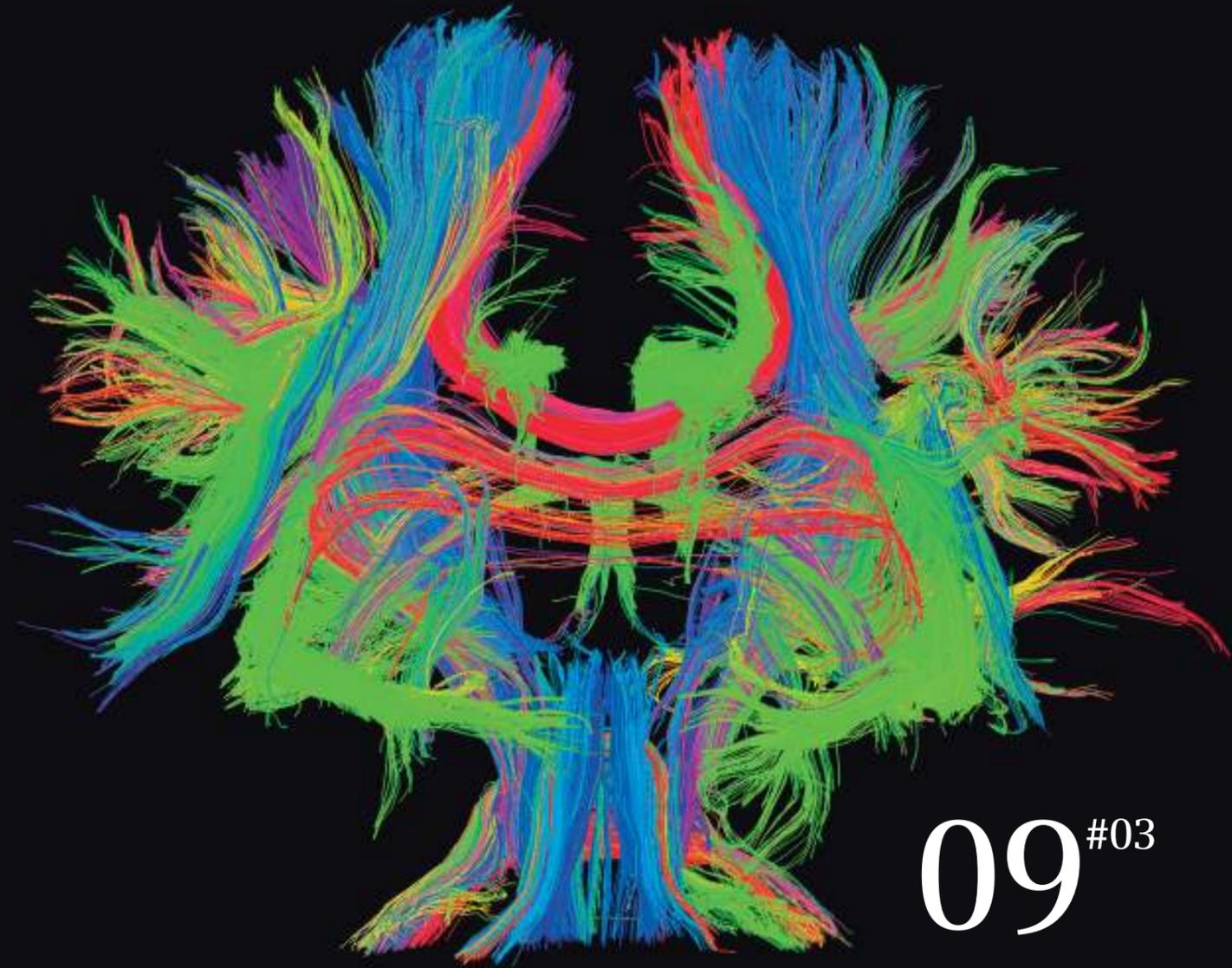
The Magazine of MRI 翻訳版

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-385(1606GPJ3K)



09^{#03}

腹部・骨盤における自由呼吸下拡散強調
調イメージングのSimultaneous Multi-
Sliceによる高速化

Page 4

3Tおよび7TにおけるSimultaneous Multi-Slice
RESOLVEを用いた高分解能拡散強調神経撮像

Page 8

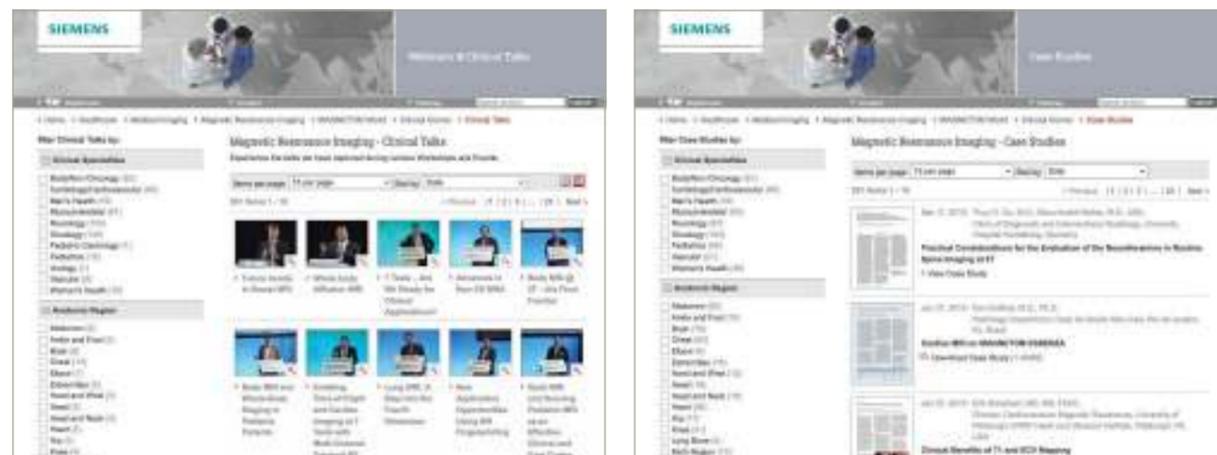
SIEMENS

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 腹部・骨盤における自由呼吸下拡散強調イメージングのSimultaneous Multi-Sliceによる高速化

Chika Obele, M.D.; Himanshu Bhat, Ph.D.; Hersh Chandarana, M.D.

SMS RESOLVE

08 3Tおよび7TにおけるSimultaneous Multi-Slice RESOLVEを用いた高分解能拡散強調神経撮像

Robert Frost; Peter J. Koopmans; George W. Harston; James Kennedy; Peter Jezzard; Karla L. Miller; David A. Porter

Cover image courtesy of Dr. Robert Frost

(FMRIB Centre John Radcliffe Hospital Oxford OX3 9DU UK)

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。

腹部・骨盤における自由呼吸下DWIの Simultaneous Multi-Sliceによる高速化

Chika Obele, M.D.¹; Himanshu Bhat, Ph.D.²; Hersh Chandarana, M.D.¹

¹ Department of Radiology, NYU School of Medicine, New York, NY, USA

² Siemens Healthcare, MR R&D Collaborations, Charlestown, MA, USA

要約

Simultaneous Multi-Slice (SMS) 法を用いると、診断画像の質を維持しながら腹部および骨盤の自由呼吸下の拡散強調イメージングを高速化することができる。本稿では、SMS 法により撮像時間が約 40%短縮された臨床例を紹介する。

はじめに

拡散強調イメージング (DWI) は腹部および骨盤の撮像に多くのベネフィットをもたらす。限局性および、びまん性の肝疾患、前立腺癌、限局性腎疾患、子宮癌など、いくつかの腹部・骨盤疾患の評価には特に有益である [1, 2]。また、腫瘍の治療効果の評価 [3, 4] や、膀胱癌など一部の腫瘍の浸潤度予測 [5, 6] における DWI の重要性を示す研究報告もある。DWI は既存の臨床プロトコルに組み込みやすい上に腹部・

骨盤における有用性および応用性が高いことから、腹部・骨盤 MR 撮像プロトコルには欠かせない一般的な MRI シーケンスになっている。

シングルショット・スピンエコー・エコープラナーイメージング (SS EPI) を用いる従来の DWI は、ナビゲータあり・なしの自由呼吸 (free-breathing; FB) 法や複数回の息止め (breath-hold; BH) 法など [1]、さまざまな撮像方法がある。BH 法は患者の息止め能力による制約を受けるため、収集できる b 値の数や分解能が制限されるうえ、時間的な制約から多数回のアベレージが行えないので信号対雑音比 (SNR) が低い。FB 法には撮像時間の長さやナビゲータ併用法の能率の悪さという制約がある。当院では、ナビゲータ併用ではなく多数回のアベレージを行う FB 撮像が好ましい妥協案であると考えている。その方がナビゲータ併用法より撮像時間が短く、息止め撮像より画質

および分解能が高いことが示されているからである。GRAPPA のような面内のアクセラレーションを行うパラレルイメージング法はあるものの、FB DWI はさらに高速化する必要がある。近年提案された SMS DWI 法は、DWI をさらにスピードアップできる可能性がある [7]。本稿では SMS 法について概説するとともに、当院における SMS 法を用いた腹部・骨盤 DWI の臨床経験を紹介する。

SMS の基本原理

SMS は複数のスライスを同時に励起し、slice GRAPPA 法を用いて各スライスを分解して個別に再構成する。複数のスライスを同時に励起するので、所定の空間をカバーする全体の繰り返し時間 (TR) が短縮され、それと同じ短縮率でスキャン時間も短くなる。slice GRAPPA 再構成時の g ファクターによる SNR 低下を最小に抑制するには、blipped-CAIPIRINHA 法を用いて同時励起されるスライ

ス間に位相エンコード方向の FOV シフトを与える [7]。他のアクセラレーション法と比較したとき、SMS の重要な特長の 1 つとなるのが、データのアンダースAMPLING によりアクセラレーションファクターの平方根で SNR が低下するという典型的な制約がないことである。SMS 収集・再構成の技術的に詳しい説明は本書の他稿に譲る。

腹部の SMS 拡散強調イメージング

肝臓の MRI はシーメンスヘルスケア (ドイツ・エアランゲン) の臨床用 3T システム MAGNETOM Skyra、ピーク傾斜磁場強度 45 mT/m、スリューレート 200 T/m/s で行い、18 チャンネル・ボディマトリクス受信コイルおよび造影前 DWI を含むルーチン肝臓プロトコルを用いた。DWI は 3-scan trace, monopolar 拡散傾斜磁場を用い、横断面の自由呼吸下シングルショット EPI で行った (図 1)。以下の 2 種類の撮像法を用いた。

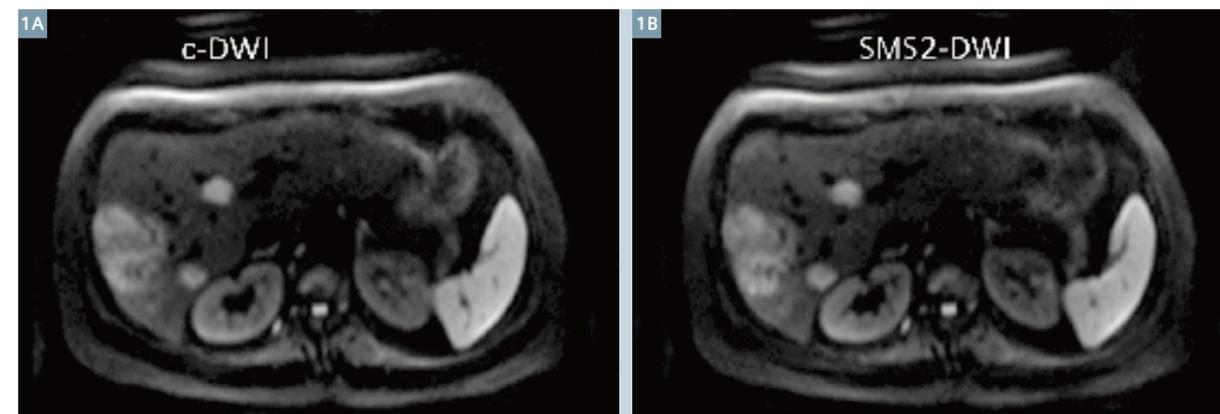
従来法の DWI (c-DWI) : TR 4500 ms、TE 66 ms、マトリクス 164 × 123、ボクセルサイズ (補間) 2.3 × 2.3 × 5 mm、5 mm 厚アキシャルスライス 34 枚、スライス間ギャップ 0.5 mm、バンド幅 1386Hz/pix、パラレルイメージングのアクセラレーションファクター 2、b 値 3 種類 (0, 400, 800 s/mm²)、アベレージ 4、撮像時間 2 分 29 秒。

2 倍速 SMS DWI (SMS2-DWI) : TR 2400 ms、TE 66 ms、マトリクス 164 × 123、ボクセルサイズ (補間) 2.3 × 2.3 × 5 mm、5 mm 厚アキシャルスライス 34 枚、スライス間ギャップ 0.5 mm、バンド幅 1386Hz/pix、パラレルイメージングのアクセラレーションファクター 2、b 値 3 種類 (0, 400, 800 s/mm²)、アベレージ 4。2 枚のスライスを blipped-CAIPIRINHA (スライスシフト = FOV-phase/3) で同時収集し、各スライスを slice GRAPPA で再構成した。SMS2-DWI は TR が 2400 ms に短縮され (従来法

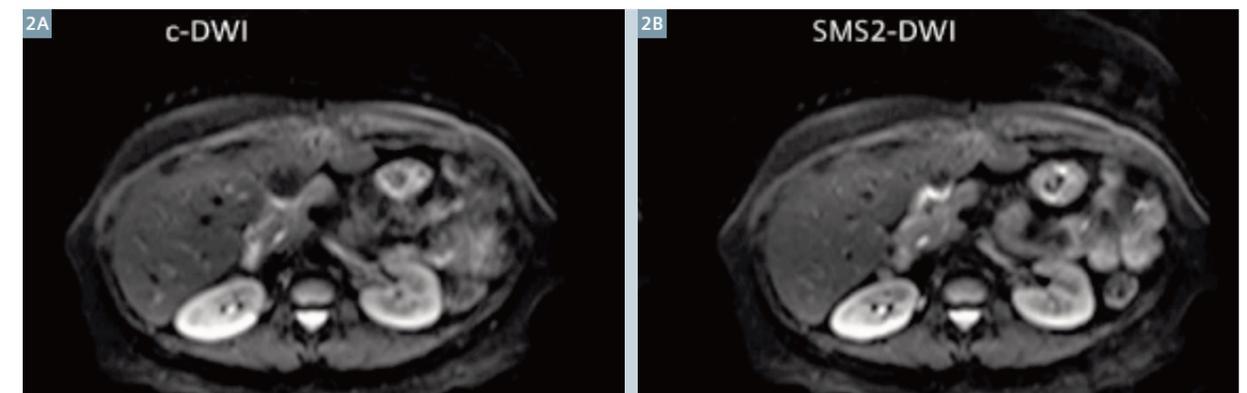
DWI は 4500 ms)、撮像時間が約 40%短縮されて 1 分 28 秒となった。

臨床例 1 : 体重減少を来した 55 歳女性。肝臓超音波検査で複数の病変を認めたと確定診断に至らなかった。いずれの DWI 法でも複数の高信号の肝臓病変を認める。SMS2-DWI の撮像時間は従来法より約 40%短かった (図 1)。

臨床例 2 : B 型肝炎ウイルス (HBV) 感染に伴う肝硬変および肝細胞癌に対する肝移植治療後の 50 歳アジア人女性。2 種類の撮像法による移植肝 MRI の画質は同等だが、スキャン時間は SMS 併用法の方が 40%短かった (図 2)。



1 体重が減少した 55 歳女性。いずれの DWI 法でも複数の高信号の肝臓病変を認める。SMS2-DWI (1B) の撮像時間は従来法 (1A) より約 40%短かった。



2 HBV 肝硬変および肝細胞癌に対する肝移植治療後の 50 歳アジア人女性。2 種類の撮像法による移植肝 MRI の画質は同等だが、撮像時間は SMS 併用法 (2B) の方が 40%短かった。

骨盤のSMS拡散強調イメージング

骨盤のMRIはシーメンスヘルスケア(ドイツ・エアランゲン)の臨床用3TシステムMAGNETOM Skyra、ピーク傾斜磁場強度45 mT/m、スリューレート200 T/m/sで行った。造影前DWIを含むルーチン骨盤プロトコルを用いた。DWIは3-scan trace、monopolar 拡散傾斜磁場を用い、横断面の自由呼吸下シングルショットEPIで行った(図3)。以下の2種類の撮像法を用いた。従来法のDWI(c-DWI): TR 5600 ms、TE 54 ms、マトリクス164 × 164、ボクセルサイズ(補間)2.3 × 2.3 × 6 mm、6 mm厚アキシャルスライス25枚、スライス間ギャップ0.6 mm、バンド幅2032 Hz/pix、パラレルイメージ

ングのアクセラレーションファクター2、b値5種類(0、50、100、400、800 s/mm²)、アベレージ4、撮像時間5分08秒。

2倍速SMS DWI(SMS2-DWI): TR 2700 ms、TE 54 ms、マトリクス164 × 164、ボクセルサイズ(補間)2.3 × 2.3 × 6 mm、6 mm厚のアキシャルスライス25枚、スライス間ギャップ0.6 mm、バンド幅1681 Hz/pix、パラレルイメージングのアクセラレーションファクター2、b値5種類(0、50、100、400、800 s/mm²)、アベレージ4、撮像時間2分42秒。2枚のスライスをblipped-CAIP-IRINHA(スライスシフト=FOVphase/3)で同時収集し、各スライスをslice GRAPPAで再構成した。SMS2-DWIは

TRが2700 msに短縮され(従来法は5600 ms)、撮像時間が45%短縮された。

臨床例3: 子宮内膜症の既往歴がある42歳女性、主訴は腹痛。2種類のDWI画像はほぼ同等であったが、撮像時間はSMS2-DWIの方が約45%短かった(図3)。

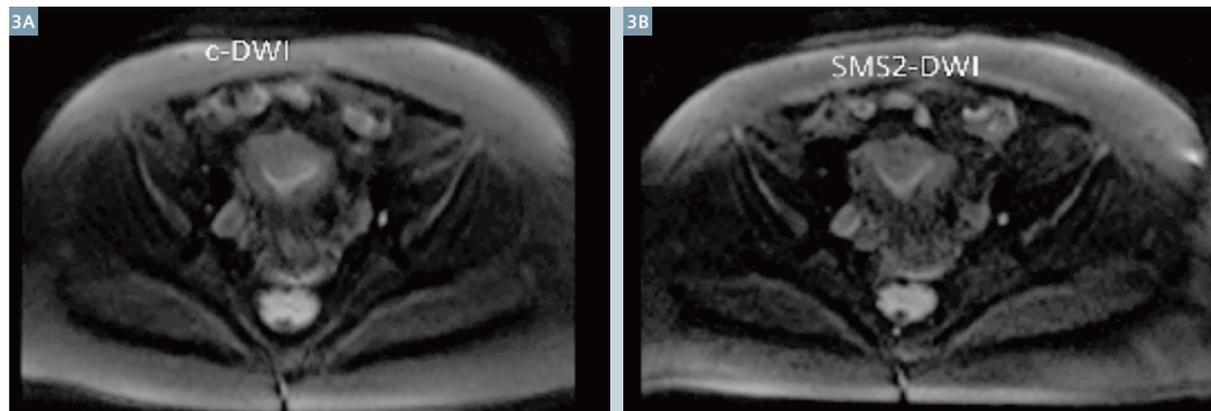
臨床例4: 月経困難症の発症頻度増加および左卵巣嚢胞の肥大を認める22歳女性。c-DWIとSMS2-DWIの画質は同等だが、撮像時間はSMS2-DWIの方が約45%短かった(図4)。

結論

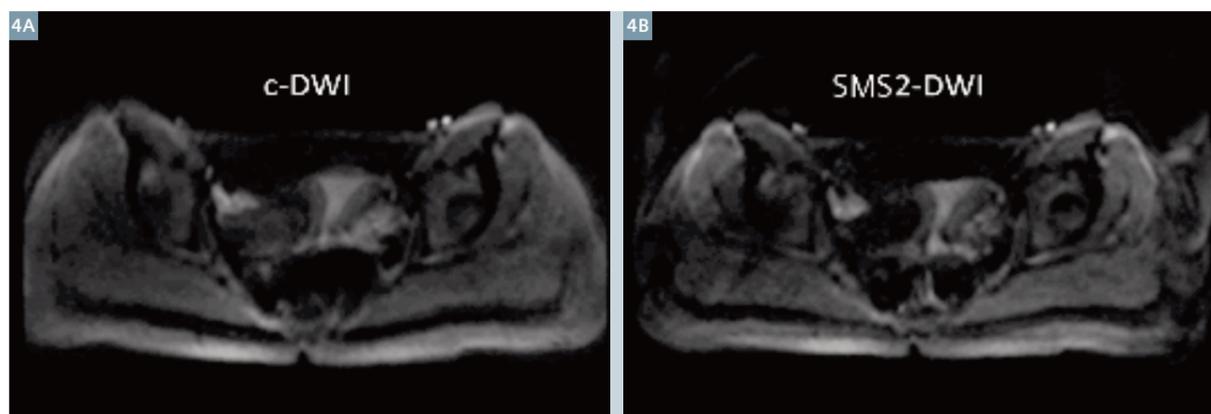
当院では腹部・骨盤の臨床撮像プロトコルに2倍速のSMS DWIを組み込むことで、多数回のアベレージによる自由呼吸下DWIの撮像時間を2分の1近くに短縮することが可能になった。この時間短縮効果を活かせば、DWIの撮像範囲や分解能を改善することが可能で、全体的な検査時間を短縮することも可能になる。

References

- 1 Taouli, B. and D.M. Koh, Diffusion-weighted MR imaging of the liver. *Radiology*, 2010. 254(1): p. 47-66.
- 2 Qayyum, A., Diffusion-weighted imaging in the abdomen and pelvis: concepts and applications. *Radiographics*, 2009. 29(6): p. 1797-810.
- 3 Koh, D.M., et al., Predicting response of colorectal hepatic metastasis: value of pretreatment apparent diffusion coefficients. *AJR Am J Roentgenol*, 2007. 188(4): p. 1001-8.
- 4 Kamel, I.R., et al., Unresectable hepatocellular carcinoma: serial early vascular and cellular changes after transarterial chemoembolization as detected with MR imaging. *Radiology*, 2009. 250(2): p. 466-73.
- 5 Rosenkrantz, A.B., et al., Whole-lesion diffusion metrics for assessment of bladder cancer aggressiveness. *Abdom Imaging*, 2015. 40(2): p. 327-32.
- 6 Kobayashi, S., et al., Diagnostic performance of diffusion-weighted magnetic resonance imaging in bladder cancer: potential utility of apparent diffusion coefficient values as a biomarker to predict clinical aggressiveness. *Eur Radiol*, 2011. 21(10): p. 2178-86.
- 7 Setsompop K., et al. Blipped-controlled aliasing in parallel imaging for simultaneous multislice echo planar imaging with reduced g-factor penalty. *Magn Reson Med*. 2012 May;67(5):1210-24.
- 8 Obele, C.C., et al., Simultaneous Multislice Accelerated Free-Breathing Diffusion-Weighted Imaging of the Liver at 3T. *Abdom Imaging*, 2015.



3 子宮内膜症の既往歴がある42歳女性、主訴は腹痛。c-DWI(3A)とSMS2-DWI(3B)の画質はほぼ同等だが、撮像時間はSMS2-DWIの方が約45%短かった。



4 月経困難症の発症頻度増加および左卵巣嚢胞の肥大を認める22歳女性。c-DWI(4A)とSMS2-DWI(4B)の画質は同等だが、撮像時間はSMS2-DWIの方が約45%短かった。

Contact

Hersh Chandarana, M.D.
Department of Radiology
NYU School of Medicine
660 First Avenue
New York, NY 10016
USA
hersh.chandarana@nyumc.org



3Tおよび7TにおけるSimultaneous Multi-Slice RESOLVEを用いた高分解能拡散強調神経撮像

Robert Frost¹; Peter J. Koopmans¹; George W. Harston²; James Kennedy²; Peter Jezzard¹; Karla L. Miller¹; David A. Porter³

¹ FMRIB Centre, Nuffield Department of Clinical Neurosciences, University of Oxford, Oxford, UK

² Radcliffe Department of Medicine, University of Oxford, Oxford, UK

³ Fraunhofer Institute for Medical Image Computing MEVIS, Bremen, Germany

はじめに

シングルショット・エコープラナーイメージング

拡散強調イメージング (DWI) は臨床撮像と神経科学研究の双方において重要な手段である。DWI が普及したのはシングルショット・エコープラナーイメージング (ss-EPI) シーケンス [1] が登場したからであり、ss-EPI は 1 つの画像に必要な全データを拡散エンコード後に“シングルショット”で収集するので、モーション関連の拡散エンコードのアーチファクトが比較的発生しにくい。このモーション (特に心拍に伴う脳の拍動) に対する感度の低さと、マルチスライスボリュームを高速に収集できる能力ゆえに、スピネコー ss-EPI は最初の報告 [2] から 25 年が

過ぎても「急性期脳卒中 [3] および白質異方性 [4] の評価において最もよく用いられる拡散撮像シーケンス」の座を維持している。しかし、ss-EPI は幾何学的歪みを伴うことがよく知られており、それほど顕著ではないが信号の T2* 減衰によるボケ (blurring) も発生する。これらの問題は空間分解能に影響をもたらす、特に高磁場装置においては影響が大きく、空間分解能を上げようとするこのボケによるアーチファクトが増加するという問題がある。

RESOLVE

こうした問題を克服する方法の 1 つがリードアウトをセグメント化した拡散強調 EPI 法 (RESOLVE) [5] で、ss-EPI の代替法として確立されつつあり、人

体のさまざまな領域への臨床応用において画質の向上をもたらしている [6-14]。RESOLVE は、マルチショット拡散強調画像におけるショット間の位相の不一致に起因する、ghosting や blurring というアーチファクトに対処したシーケンスの一種である。RESOLVE は拡散エンコード時のモーション関連の位相を、k 空間の中心で収集される、いわゆる“ナビゲータ”エコーで測定する (図 1A)。ナビゲータの位相情報はマルチショット画像の各ショット後に収集され、アーチファクトのない画像の生成を目的としたモーション由来の位相誤差の補正に用いられる [15, 16]。

マルチショット撮像のリードアウトをセグメント化する方法 [17] (図 1B) の特に有利な点は、k 空間データサンプリングがナイキスト条件を満たすため、効

率的な 2D 非線形ナビゲータ位相補正 [18] を使用できることであり、折り返し信号の混入が回避される。それに関連する RESOLVE の特徴の 1 つであるアーチファクトの影響が少ない拡散撮像に必要なのが、モーション由来の位相歪みが特に大きいショットをナビゲータで特定して選択的に再収集する機能である [19, 20]。

マルチショット収集に RESOLVE を併用できれば、ss-EPI に比べて歪みおよび T2* blurring アーチファクトに対する感度が低下する。歪みが減少するのは隣接する k 空間ライン (エコースペースング) 間で位相ずれが進む時間が短くなるからであり、T2* blurring が減少するのは各ショットの合計時間が短くなるからである。いずれも、k 空間全体をシングルショットでエンコードするのではなく、k 空間の一部分を複数のショットあるいは繰り返し時間 (TR) で収集することがもたらす結果である。このように RESOLVE には ss-EPI に見られる大きな制限がないので、空間分解能の高い拡散強調画像が得られるが、ss-EPI では分解能向上が幾何学的歪み

および blurring 抑制のどちらかが犠牲になる。

RESOLVE は GRAPPA [21] を併用して、実効エコースペースングおよびリードアウト時間をさらに短縮することもできる [22]。RESOLVE の併用により ss-EPI に比べて EPI のリードアウト時間が短くなるとエコー時間 (TE) も短縮され、T2 減衰による信号低下が減少する。7T のような超高磁場では T2 減衰時間が短くなるので、その効果が特に大きい。

Simultaneous multi-slice RESOLVE

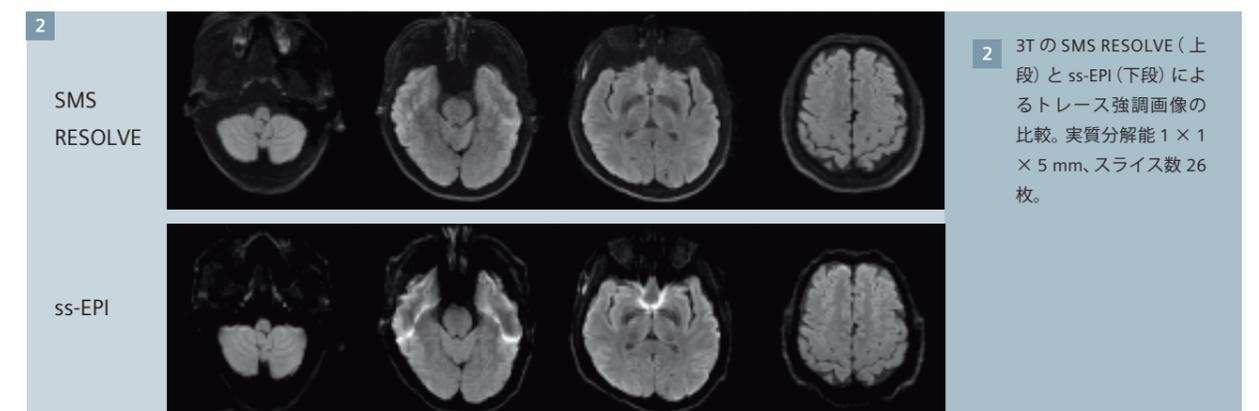
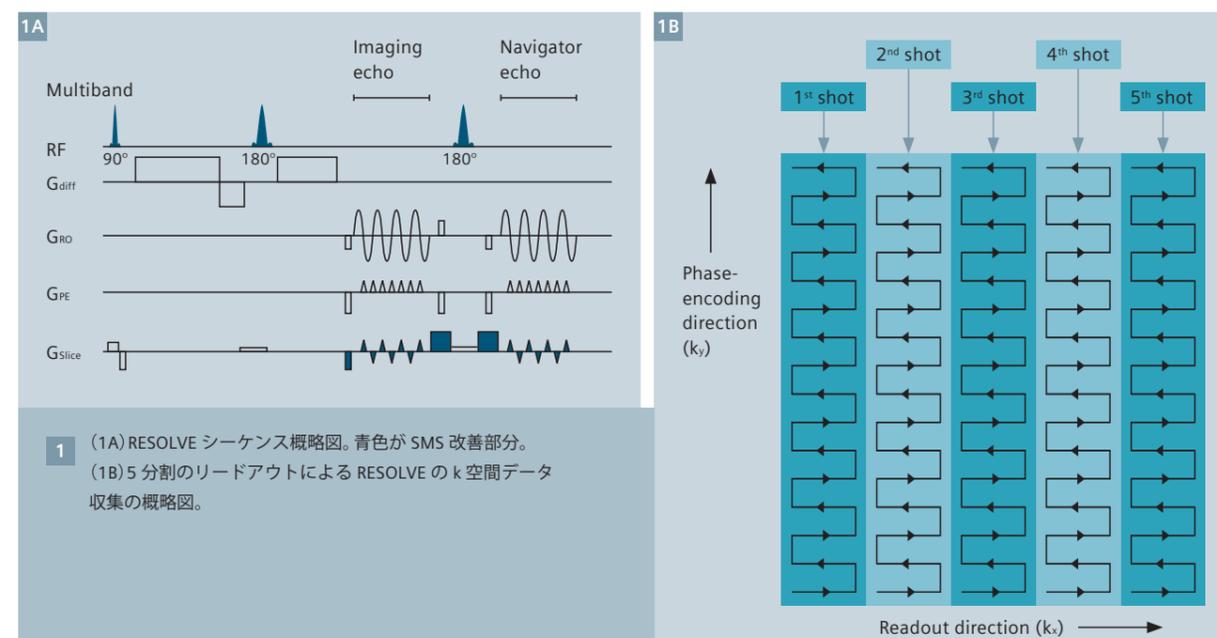
複数のショットを収集して 1 つの画像を生成する RESOLVE は、ss-EPI に比べてスキャン時間が長くなる。そのため、ルーチンの臨床使用および拡散テンソルイメージング (Diffusion Tensor Imaging ; DTI) やトラクトグラフィにおける拡散強調方向の増加に当たっては、シーケンスの高速化が重要になる。近年、RESOLVE のスキャン時間を短縮する方法として、リードアウト部分フーリエ (PF) 収集 [23] および Simul-

taneous Multi-Slice (SMS) アクセラレーション [24, 25] の 2 種類が紹介されている。これらのテクニックは共存可能で、併用すると RESOLVE のスキャン時間を大幅に短縮することができ、それにより多数の拡散方向による全脳測定が可能になる。

7T では高周波 (RF) 加熱による制限からスキャン時間が長くなることが多く、SMS アクセラレーションによるマルチスライス同時収集を行う場合は、それ自体が比吸収率 (SAR) の上昇を招き、さらに条件が悪くなる。この影響は低 SAR の Power Independent of Number of Slices (PINS) RF パルス [26] の使用により軽減することができ、それにより 7T でも SMS アクセラレー

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。

² MAGNETOM 7T は研究の進行中で、本稿のデータは全て施設内倫理委員会の承認を得て非市販システムで収集した。MAGNETOM 7T 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。



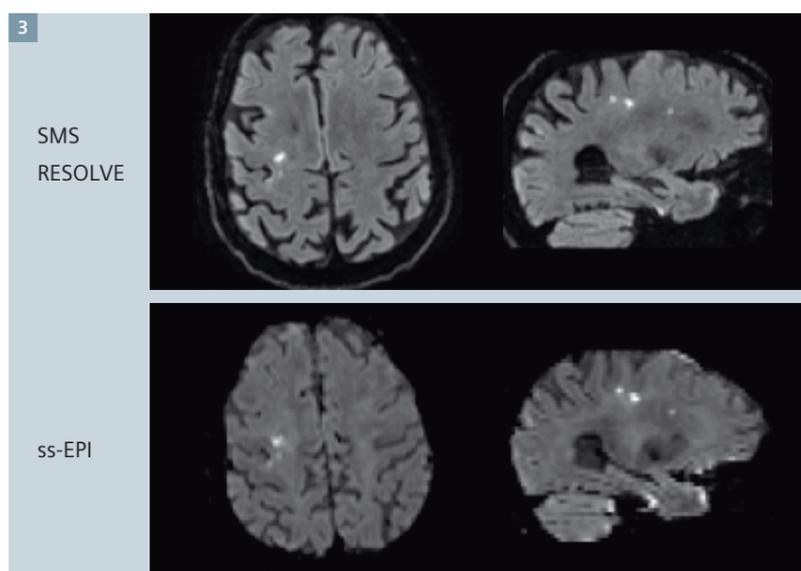
ションが可能になる。超高磁場において、PINS 法は SMS RESOLVE との併用により 1 mm 等方性 DTI を可能にしている [27]。

本稿で紹介する近年の研究は、臨床の脳卒中撮像および DTI において、時間効率がよい高分解能の SMS RESOLVE¹ 画像が ss-EPI に比べていかに重要なメリットを持つかを示すものである。また、PINS と SMS RESOLVE の併用法がどのようにして超高磁場における高分解能の全脳 DTI を可能にするのかも示している。

SMS RESOLVE

SMS は複数のスライスから同時にデータを収集し、パラレルイメージング再構成 [28] を用いて各スライス固有の情報を抽出する。所定のボリュームをカバーするのに必要なスライス励起が減少するので TR を短縮することができ、そのためスキャン時間の短縮や信号ノイズ比 (SNR) 効率の向上が可能になる。EPI ベースの SMS における重要な特徴の 1 つが、blipped-CAIPI-RINHA を用いて再構成の g ファクター [29] を低下させることにより SNR を改善している点で、これは EPI リードアウト時にスライス傾斜磁場を用い、隣接するスライス間に面内シフトを与えることで実現している [30-33]。図 1A に RESOLVE の SMS 改善部分 [24, 25] を示す (青色)。データは MAGNETOM Verio 3T およびアクティブシールド型 MAGNETOM 7T² で収集した。図 2 は 3T の SMS RESOLVE 画像例で、スライス数は 26 枚、撮像時間は 2 分 14 秒、実質ピクセルサイズは 1 × 1 × 5 mm、SMS アクセラレーションファクター (Rslice) は 2、in-plane GRAPPA アクセラレーションファクター (RPE) は 2 である。比較のため、撮像時間 55 秒の ss-EPI 画像も示している。SMS RESOLVE 画像は ss-EPI 画像に比べて歪みと T2* blurring が大幅に減少している。

本稿の ss-EPI 撮像はルーチンの臨床プロトコルを用いており、位相エンコード方向の部分フーリエ (PF) ファク



3 3T の 1.5 mm 等方性 SMS RESOLVE 画像 (上段) と分解能 1.8 × 1.8 × 2 mm、スライスギャップ 0.6 mm の ss-EPI 画像 (下段) の比較。右皮質下梗塞を認める。スライス数は SMS RESOLVE が 78 枚、ss-EPI が 50 枚。

ターを 6/8 としてエコー時間 (TE) を短縮し、SNR 向上を図った。画像はゼロフィリング (ZF) を用いた標準的な方法で再構成した。この ZF は位相エンコード方向に新たな blurring を発生させるが、それでも拡散プレパレーション時にモーション由来の位相が存在する場合には他の PF 再構成アルゴリズムより頑健性が高いので、拡散強調 ss-EPI には ZF を用いるのが普通である [34]。

本稿における標準の ss-EPI との比較では、SMS を用いた ss-EPI スキャンの高速化を行わなかった。SMS は ss-EPI のスキャン時間を短縮して SNR 効率を高めるが、比較の対象である画質には影響しない。

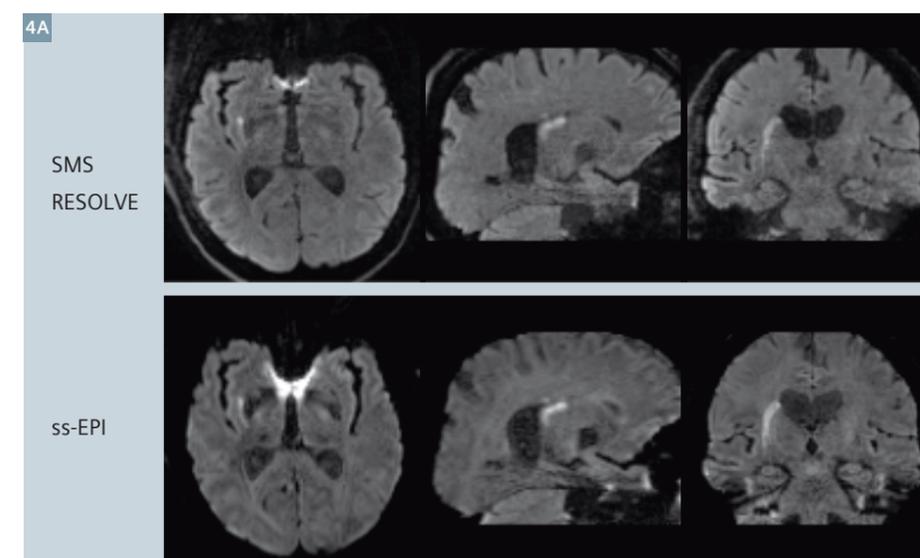
SMS RESOLVE による臨床脳卒中撮像

脳卒中の診断においては一般に 2 mm 程度の等方性分解能の撮像が用いられるが、SMS RESOLVE スキャンは標準の ss-EPI DWI に代わる有効な方法になりうる。Rslice = 2 および RPE = 2 の SMS RESOLVE は、より高い分解能で歪みと blurring アーチファクトを抑制した質の高いデータを確実に収集するこ

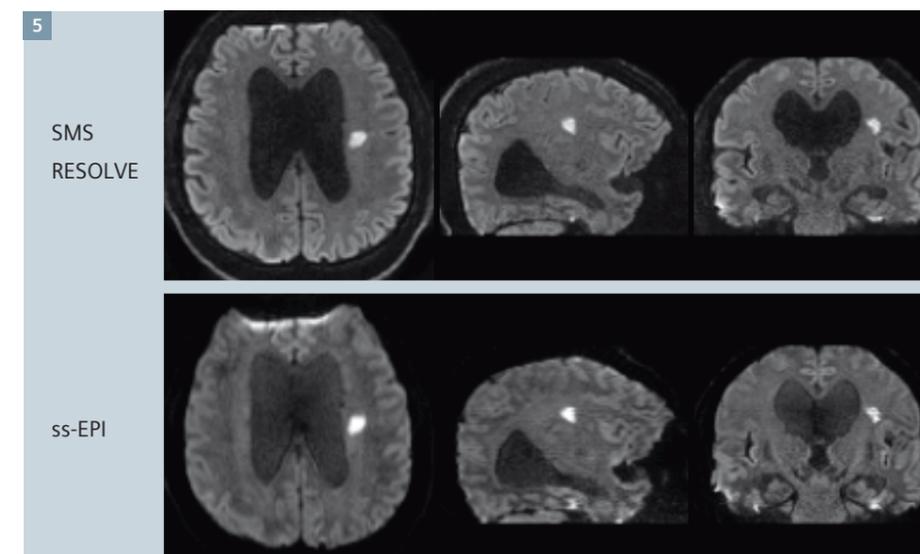
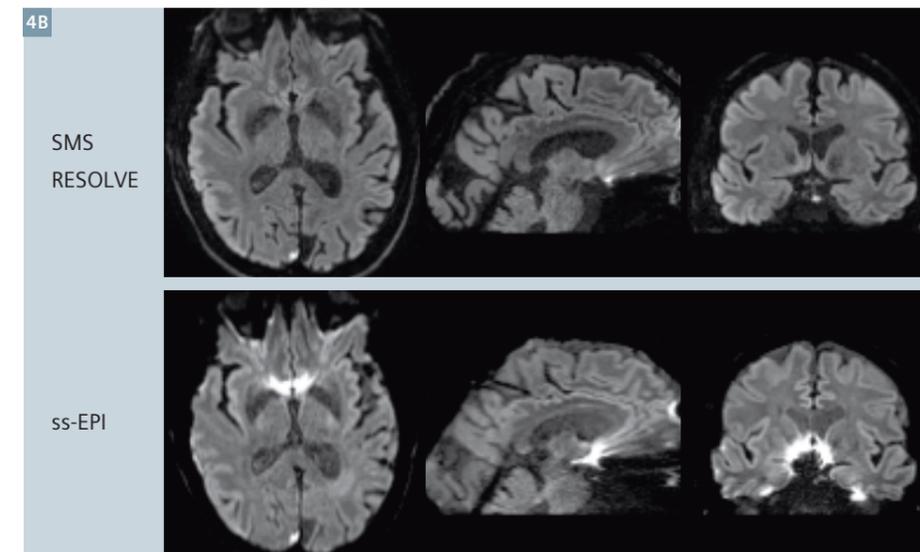
とができる。図 3 は、RPE = 2、実質ピクセルサイズ 1.8 × 1.8 × 2 mm、スライスギャップ 0.6 mm の一般的な低分解能 ss-EPI 画像 (50 スライス) に比べて、1.5 mm 等方性分解能 (78 スライス) の SMS RESOLVE が高画質であることを示している。図 4～図 6 は、スキャン時間 (3 分 20 秒) および分解能 (1.5 mm 等方、78 スライス) を一致させた SMS RESOLVE と ss-EPI (アベレージ 3) を比較したもので、SMS RESOLVE のさらなるメリットを示している。

歪みアーチファクトの軽減

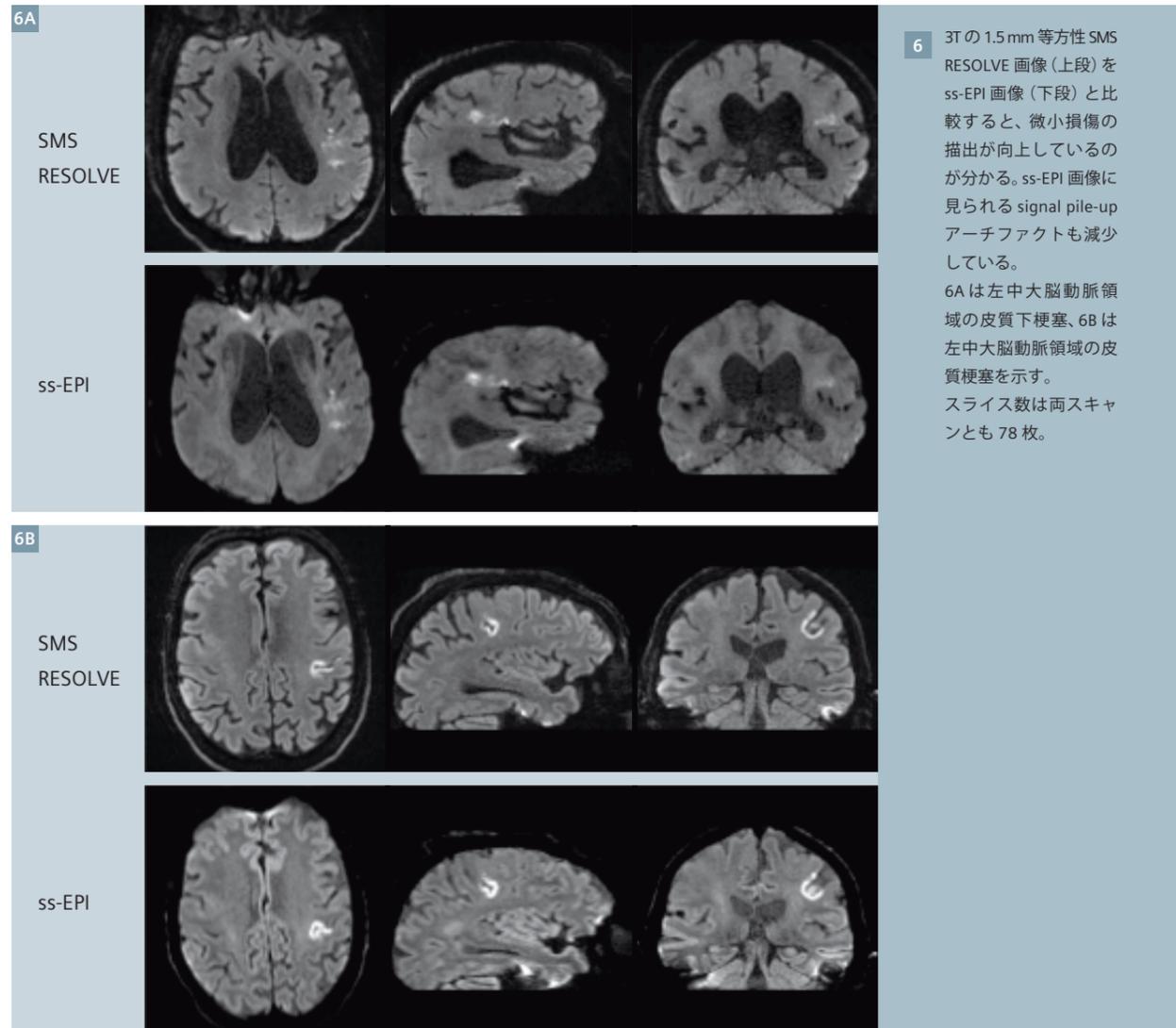
SMS RESOLVE は後頭蓋窩、脳幹および洞近傍 (特に前頭洞) の歪みに起因する“信号の重なり (signal pile-up)”のアーチファクトが少ない。その改善効果が特によく分かるのが図 4 および図 5 で、これらは ss-EPI 画像の梗塞巣および signal pile-up アーチファクトの見え方が似ている。SMS RESOLVE 画像ではこうしたアーチファクトの軽減により、本当に拡散が低下した領域の識別が改善されている。



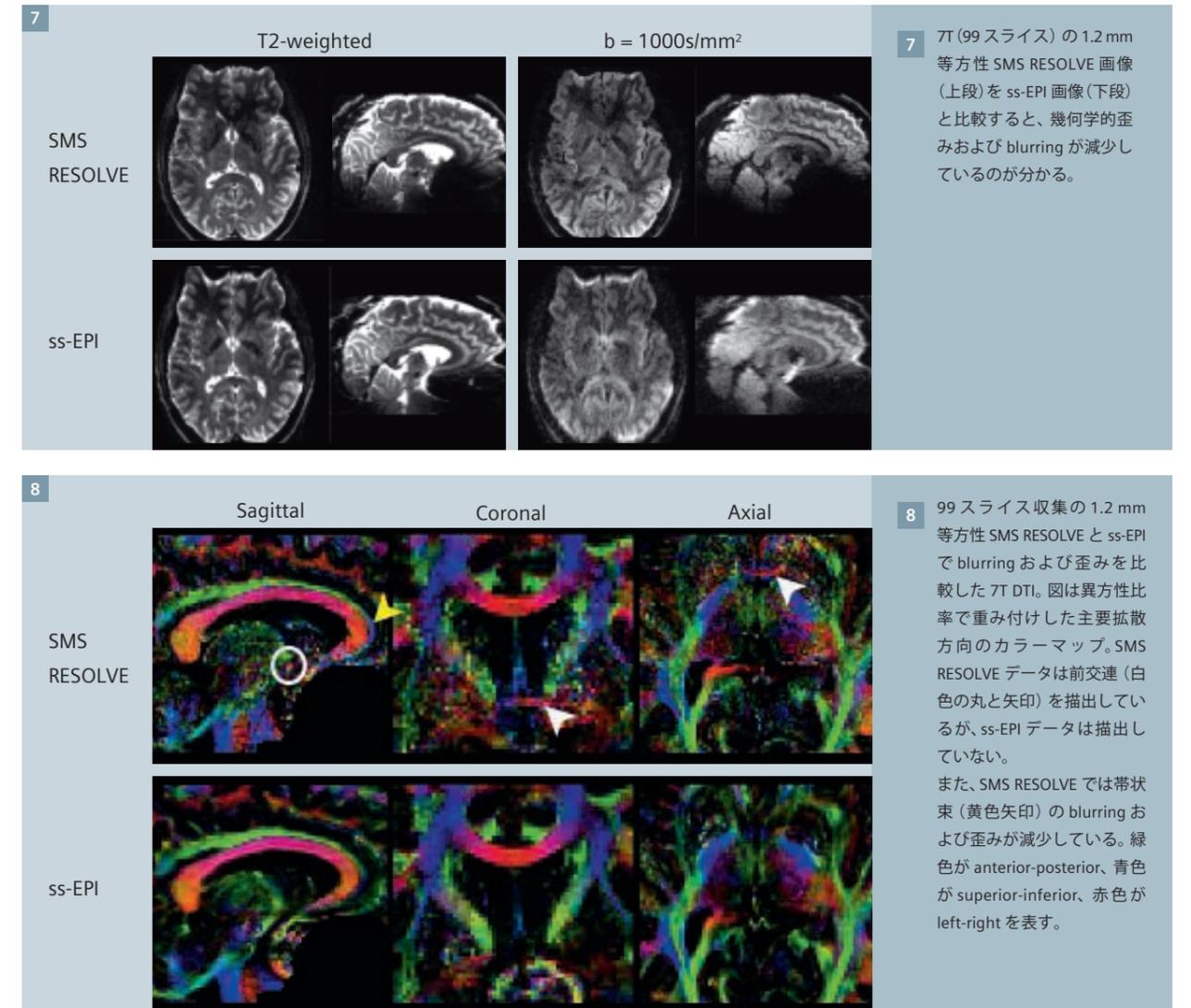
4 3T の 1.5 mm 等方性 SMS RESOLVE 画像 (上段) を ss-EPI 画像 (下段) と比較すると、幾何学的歪みに起因する signal pile-up アーチファクトが減少しているのが分かる。4A は右レンズ核線条体動脈梗塞、4B は右後頭葉梗塞を示す。スライス数は両スキャンとも 78 枚。



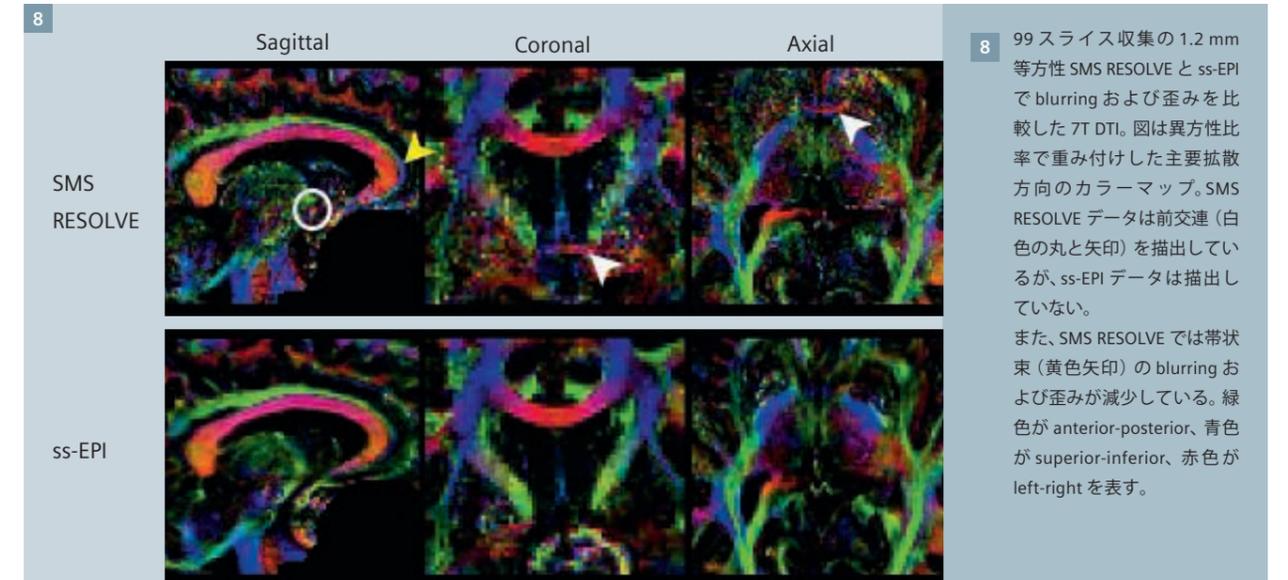
5 3T の 1.5 mm 等方性 SMS RESOLVE 画像 (上段) を ss-EPI 画像 (下段) と比較すると、前頭洞近傍の幾何学的歪みが減少しているのが分かる。左ラクナ梗塞を認める。スライス数は両スキャンとも 78 枚。



6 3Tの1.5mm等方性SMS RESOLVE画像(上段)をss-EPI画像(下段)と比較すると、微小損傷の描出が向上しているのが分かる。ss-EPI画像に見られるsignal pile-upアーチファクトも減少している。
6Aは左中大脳動脈領域の皮質下梗塞、6Bは左中大脳動脈領域の皮質梗塞を示す。スライス数は両スキャンとも78枚。



7 7T(99スライス)の1.2mm等方性SMS RESOLVE画像(上段)をss-EPI画像(下段)と比較すると、幾何学的歪みおよびblurringが減少しているのが分かる。



8 99スライス収集の1.2mm等方性SMS RESOLVEとss-EPIでblurringおよび歪みを比較した7T DTI。図は異方性比率で重み付けした主要拡散方向のカラーマップ。SMS RESOLVEデータは前交連(白色の丸と矢印)を描出しているが、ss-EPIデータは描出していない。
また、SMS RESOLVEでは帯状束(黄色矢印)のblurringおよび歪みが減少している。緑色がanterior-posterior、青色がsuperior-inferior、赤色がleft-rightを表す。

梗塞容積の定量の改善

これまでの脳卒中の臨床画像研究 [10] および骨盤腫瘍の放射線治療計画への臨床応用研究 [12] において、RESOLVEはss-EPIに比べて幾何学的歪みを改善することが確認されており、急性期脳卒中における梗塞容積の推定にSMS RESOLVEを用いた場合にも同様のベネフィットが期待される。近年のAcute Stroke Imaging Research Roadmap II [35] では、急性期脳卒中の画像上で梗塞容積を正確に把握することの重要性が確認されている。しかし、標準ss-EPI画像による梗塞容積定量は、歪みおよびblurringアーチファクトが大きいため精度が低い。特に、

図6に示す微小損傷の描出はSMS RESOLVE画像の方が良好である。

PINS SMS RESOLVEを用いた7T DTI

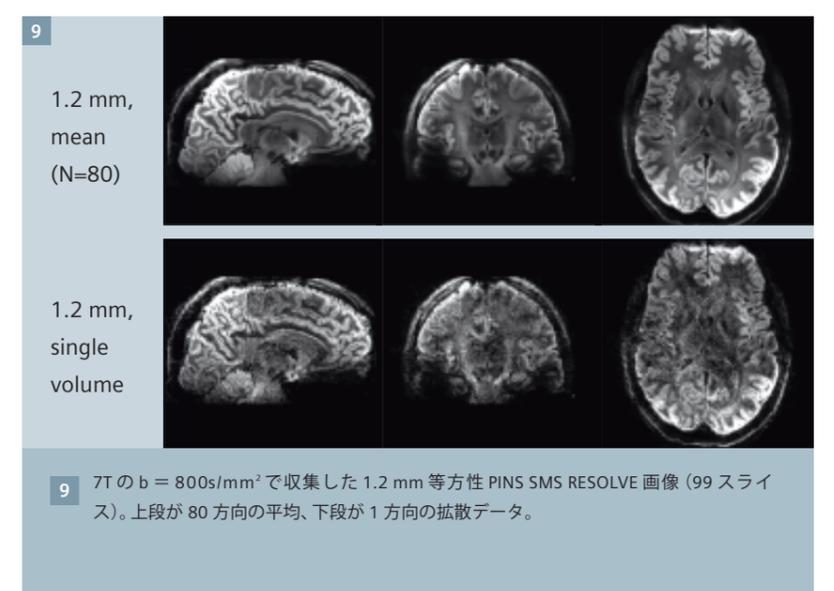
RESOLVE DWIは高分解能になるほどメリットが大きい。ss-EPIで同等の収集を行う場合、リードアウト方向および位相エンコード方向の分解能を高めるために、それぞれエコー-spacingおよびエコー数を増やす必要があり、そのため歪みおよびT2* blurringが非常に大きくなる。7Tでは磁化率差の増強および緩和時間の短縮により、この影響が特に大きくなる。RESOLVEの場合は、リードアウト方向の分解能

の向上はリードアウトセグメント数またはショット数の増加により行われ、エコー-spacingは不変でエコー数のみ増加する。したがって、分解能が向上しても歪みは増加せず、T2* blurringはss-EPIに比べて大幅に少ない。

しかし、ボクセルサイズが小さくT2* blurringが少ないDWIを行うことが技術的に可能であっても、高b値による信号減弱のため、もともと低いSNRがさらに低下する。薄いスライス厚の等方性分解能の場合、スライス数の増加に応じて長いTRが必要になるため、SNR効率がさらに低下する。したがって、RESOLVEを用いて高分解能DTIを行う場合には、最大限の高速化を

図りながらSNRを高める戦略が重要な役割を果たす。

こうした目的を満たす方法の一つが高B0磁場強度で撮像を行うことであり、高磁場ほどコイル感度差が大きくなるためパラレルイメージング性能が改善されSNRが向上する [36]。ただし、7Tになると低磁場よりB0およびRFの不均一が大きくなり、SARの制限が厳しく、T2値が短い、といった新たな問題がいくつか発生する。PINSとSMS RESOLVEの併用はこれらの問題に対処し、7Tにおける拡散強調撮像のベネフィットをうまく引き出すことができるテクニックになる可能性がある。特に、リードアウト時間を短縮すれば歪みやT2* blurring、T2減衰による信号低下の影響が減少し、

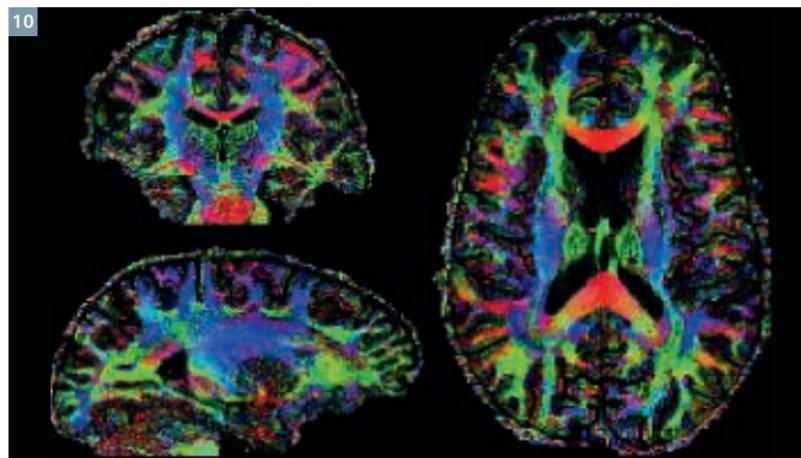


9 7Tのb = 800s/mm²で収集した1.2mm等方性PINS SMS RESOLVE画像(99スライス)。上段が80方向の平均、下段が1方向の拡散データ。

低 SAR の PINS RF パルスを用いれば短い TR で大きなスライス・アクセラレーションファクターが使用可能になり、SNR 効率が向上する。

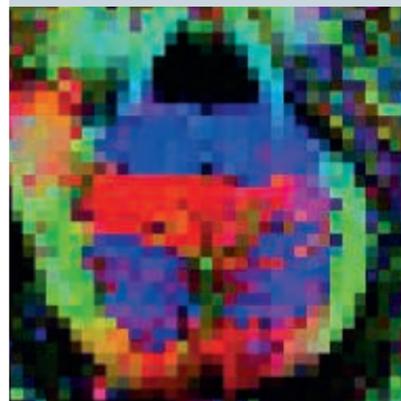
7T における SMS RESOLVE

RESOLVE の収集方式は、過去に SMS を併用しない研究で示されたように、7T の ss-EPI に悪影響を及ぼす非常に高レベルの歪みや T2* blurring によるダメージを本質的に受けにくい [37]。図 7 は、こうしたベネフィットがスライス方向のアクセラレーションを併用してスキャン時間を短縮した場合にも認められることを示すもので、Rslice = 3、RPE = 2 の 1.2 mm 等方性 SMS RESOLVE

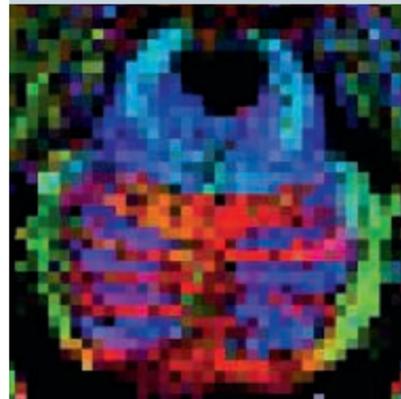


10 異方性の描出能が高くコントラストが良好であることを示す 1.2mm 等方性 PINS SMS RESOLVE 収集 (99 スライス) の 7T DTI。図は異方性比率で重み付けした主要拡散方向のカラーマップ。緑色が anterior-posterior、青色が superior-inferior、赤色が left-right を表す。

11 1.2 mm iso

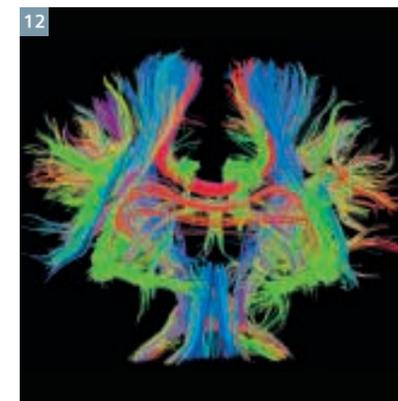
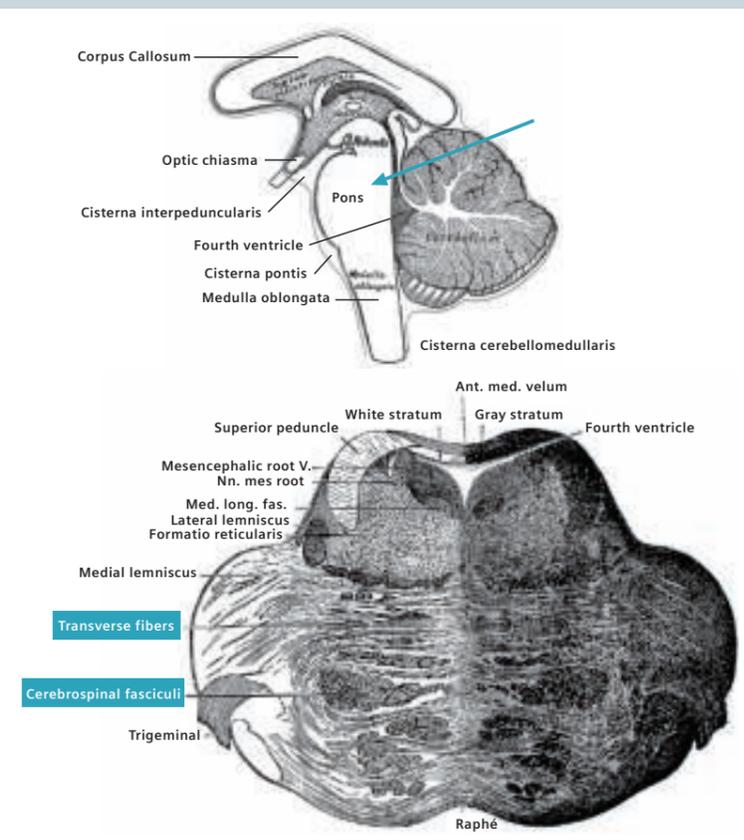


1 mm iso



11 1.2 mm と 1 mm の等方性 PINS SMS RESOLVE 収集を比較した 7T DTI。1 mm 等方性画像の方が細い橋小脳線維をより明瞭に描出している (異なる健康被験者で比較)。橋小脳線維 (right-left に走行、赤色) が皮質脊髄路 (superior-inferior に走行、青色) にかみ合っている。スライス数は 1.2 mm が 99 枚、1 mm が 117 枚。図は異方性比率で重み付けした主要拡散方向のカラーマップ。緑色が anterior-posterior、青色が superior-inferior、赤色が left-right を表す。

解剖図は Gray's Anatomy (1918 年版) より一部修正の上で転載。



12 1 mm 等方性 PINS SMS RESOLVE データ (117 スライス) による 7T のトラクトグラフィ。緑色が anterio-posterior、青色が superior-inferior、赤色が left-right を表す。

OLIVE 画像を標準 ss-EPI 画像 (RPE = 2) と比較している。SMS RESOLVE のスキャン条件は、99 スライス、6 セグメント (6/7 リードアウト PF)、エコースペースング 0.32 ms、低 b 値の 4 画像を間に挟み $b = 1000 \text{ s/mm}^2$ で 32 方向、撮像時間 35 分であった。アーチファクト軽減の効果は、図 8 の異方性比率 (fractional anisotropy ; FA) で重み付けした主要拡散方向 (principal diffusion direction ; PDD) のカラーマップによく現れている。細い前交連の線維束は歪みが大きい領域にあるため、SMS RESOLVE 画像では明瞭に描出されているが、ss-EPI データでは (同じ位置のスライスでも周囲のスライスでも) 欠落している。ただし、この SMS RESOLVE データを得た最初の原理証明研究 (proof of principle) においては標準 (非 PINS) RF パルスを用いたので、SAR の制限を受けて TR の延長が必要になり、スキャン時間を理想通り 3 分の 1 に短縮することができなかった。

7T における PINS SMS RESOLVE

PINS RF パルスは SAR の制限に直接的に対処するものであり、これがないと 7T における SMS のスキャン時間短縮効果が限定される。図 9 は PINS SMS RESOLVE [27] を用いた 99 スライス収集の 1.2 mm 等方性画像で、拡散方向は

80 方向、アベレージは 12、低 b 値でスキャン時間は 38 分、リードアウト部分フーリエなし、Rslice = 3、RPE = 2、リードアウトセグメント数は 5、エコースペースングは 0.38 ms、 $b = 800 \text{ s/mm}^2$ であった。全方向の拡散強調画像の平均と 1 方向の拡散データを示している。図 10 はこのデータによる PDD FA カラーマップで、神経路が精細に描出されコントラストが良好であることを示している。

図 11 は 1 mm 等方性分解能の PINS SMS RESOLVE スキャンのデータを示しており、スキャン条件はスライス数 117 枚、スキャン時間 45 分、Rslice = 3、RPE = 2、リードアウトセグメント数 3 (3/5 リードアウト PF)、エコースペースング 0.40 ms、 $b = 580 \text{ s/mm}^2$ で 60 スキャン、 $b = 1160 \text{ s/mm}^2$ で 60 スキャン、低 b 値で 13 スキャンであった。1.2 mm 等方性データに比べて皮質脊髄路 (superior-inferior に走行) とかみ合う橋小脳線維 (right-left に走行) の描出が向上しており (被験者が異なる)、高分解能 DTI がもたらしうるメリットを示している。図 12 は 1 mm 等方性データによる全脳トラクトグラフィの例である。この画像は Diffusion Toolkit および TrackVis [38] を用いて生成した。

以上のように、PINS RF パルスは 7T においてスライス方向のアクセラレーションファクターが 3 の高分解能 RESOLVE 収集を可能にする。これにより、神経科学アプリケーションとして許容できる撮像時間で、多数の拡散方向および複数の b 値シェルを用いた撮像プロトコルが使用できるようになる。この種のデータセットは、二次神経線維集団を調べる高度なトラクトグラフィ分析に有用な情報をもたらす。本法の初期の結果は、SMS RESOLVE シーケンスが微細構造の in vivo トラクトグラフィの有力な手段になりうることを示している。

80 方向、アベレージは 12、低 b 値でスキャン時間は 38 分、リードアウト部分フーリエなし、Rslice = 3、RPE = 2、リードアウトセグメント数は 5、エコースペースングは 0.38 ms、 $b = 800 \text{ s/mm}^2$ であった。全方向の拡散強調画像の平均と 1 方向の拡散データを示している。図 10 はこのデータによる PDD FA カラーマップで、神経路が精細に描出されコントラストが良好であることを示している。図 11 は 1 mm 等方性分解能の PINS SMS RESOLVE スキャンのデータを示しており、スキャン条件はスライス数 117 枚、スキャン時間 45 分、Rslice = 3、RPE = 2、リードアウトセグメント数 3 (3/5 リードアウト PF)、エコースペースング 0.40 ms、 $b = 580 \text{ s/mm}^2$ で 60 スキャン、 $b = 1160 \text{ s/mm}^2$ で 60 スキャン、低 b 値で 13 スキャンであった。1.2 mm 等方性データに比べて皮質脊髄路 (superior-inferior に走行) とかみ合う橋小脳線維 (right-left に走行) の描出が向上しており (被験者が異なる)、高分解能 DTI がもたらしうるメリットを示している。図 12 は 1 mm 等方性データによる全脳トラクトグラフィの例である。この画像は Diffusion Toolkit および TrackVis [38] を用いて生成した。

以上のように、PINS RF パルスは 7T においてスライス方向のアクセラレーションファクターが 3 の高分解能 RESOLVE 収集を可能にする。これにより、神経科学アプリケーションとして許容できる撮像時間で、多数の拡散方向および複数の b 値シェルを用いた撮像プロトコルが使用できるようになる。この種のデータセットは、二次神経線維集団を調べる高度なトラクトグラフィ分析に有用な情報をもたらす。本法の初期の結果は、SMS RESOLVE シーケンスが微細構造の in vivo トラクトグラフィの有力な手段になりうることを示している。

SMS RESOLVE のその他の応用

本稿で紹介した脳撮像への応用に加え

て、SMS RESOLVE は脳と頸髄を合わせたトラクトグラフィ [39] のためのデータを提供しうることで初期の研究報告で示されている。脊髄の周囲は磁化率差に起因する歪みが大きいので、この種の研究は ss-EPI では不可能である。SMS RESOLVE は健康被験者の拡散強調画像にも応用されており、乳癌腫瘍の臨床研究において撮像時間の短縮が図られている [40]。乳癌領域では標準の RESOLVE 法も臨床的に有益であることが示されている [8]。

本稿の SMS RESOLVE 法に代わる方法として、マルチスラブ同時収集法も提案されている。これは RESOLVE シーケンスの 3D エンコード版 [41] を用い、複数のスラブのデータを同時にエンコードする方法である [42]。

結論

本稿で紹介した結果は、SMS RESOLVE を用いれば、臨床脳卒中プロトコルに適した短いスキャン時間で等方性分解能の全脳拡散強調撮像が可能になることを示している。ss-EPI に比べて画質が向上し、磁化率アーチファクトを抑制した上で梗塞巣をより鮮明に描出できるようになる。また、幾何学的歪みが減少することで梗塞容積の定量精度が向上するものと期待される。

さらに、本稿では SMS RESOLVE 法に PINS RF パルスを組み合わせ、7T において高 SAR の制限を受けることなくスライス方向のアクセラレーションを行い、多方向の拡散傾斜磁場を必要とする高度なトラクトグラフィ研究用の質の高いデータセットを収集できるようにする方法も示した。本法は 7T における臨床の拡散強調撮像を改善するものと見込まれ、標準 RESOLVE 法を用いた初期の研究は有望な結果をもたらしている [43]。

SMS RESOLVE は標準の ss-EPI DWI に代わる魅力的な方法であり、脳やその他の臓器への臨床・学術応用に有益な可能性がある。標準 RESOLVE 法の臨床的なベネフィットは多数の研究で確立されているが、一般に ss-EPI による低画

質の撮像に比べて撮像時間が長くなる。このマイナス要因は RESOLVE に SMS およびリードアウト PF を組み合わせるとスキャンを高速化すると大幅に軽減され、この組み合わせは RESOLVE がさまざまな応用において拡散強調撮像の質を向上させる可能性を高めるものである。

謝辞

NIHR Oxford Biomedical Research Centre および Medical Research Council の資金提供に感謝する。なお、著者 PK は Wellcome Trust (ウェルカムトラスト) より資金提供を受けている [WT100-092MA]。また、NIHR Clinical Research Network および Dunhill Medical Trust の資金提供 [grant number : OSRP1/1006]、ならびに Wellcome Trust および Engineering and Physical Sciences Research Council の共同資金提供による Centre of Excellence for Personalized Healthcare の助成 [grant number : WT088877/ZI09/Z] に感謝する。シーメンスヘルスケアの Thorsten Feiweier (トーステン・フェイワイヤー) 氏には本研究に用いた拡散プレパレーションモジュールに関して、Juliet Semple 氏と Peter Manley 氏にはデータ収集に関して、Oxford Acute Vascular Imaging Centre には設備面で協力をいただき、ここに感謝する。

References

- Mansfield P, Pykett IL. Biological and medical imaging by NMR Journal of Magnetic Resonance (1969) 1978;29:355–373.
- Turner R, Le Bihan D, Maier J, Vavrek R, Hedges LK, Pekar J. Echo-planar imaging of intravoxel incoherent motion. Radiology 1990;177:407–414.
- Warach S, Gaa J, Siewert B, Wielopolski P, Edelman RR. Acute human stroke studied by whole brain echo planar diffusion-weighted magnetic resonance imaging. Ann Neurol 1995;37:231–241.
- Basser PJ, Mattiello J, LeBihan D. Estimation of the effective self-diffusion tensor from the NMR spin echo. J Magn Reson B 1994;103:247–254.
- Porter DA, Heidemann RM. High resolution diffusion-weighted imaging using readout-segmented echo-planar imaging, parallel imaging and a two-dimensional navigator-based reacquisition. Magn Reson Med 2009;62:468–475.
- Hayes LL, Jones RA, Palasis S, Aguilera D, Porter DA. Drop metastases to the pediatric spine revealed with diffusion-weighted MR imaging. Pediatr Radiol 2012;42:1009–1013.
- Rumpel H, Chong Y, Porter DA, Chan LL. Benign versus metastatic vertebral compression fractures: combined diffusion-weighted MRI and MR spectroscopy aids differentiation. Eur Radiol 2013;23:541–550.
- Bogner W, Pinker-Domenig K, Bickel H, Chmelik M, Weber M, Helbich TH, Trattnig S, Gruber S. Readout-segmented Echo-planar Imaging Improves the Diagnostic Performance of Diffusion-weighted MR Breast Examinations at 3.0 T Radiology 2012;263:64–76.
- Wisner DJ, Rogers N, Deshpande VS, Newitt DN, Laub GA, Porter DA, Kornak J, Joe BN, Hylton NM. High-resolution diffusion-weighted imaging for the separation of benign from malignant BI-RADS 4/5 lesions found on breast MRI at 3T Journal of Magnetic Resonance Imaging 2014;40:674–681.
- Morelli J, Porter D, Ai F, Gerdes C, Saettele M, Feiweier T, Padua A, Dix J, Marra M, Rangaswamy R, Runge V. Clinical evaluation of single-shot and readout-segmented diffusion-weighted imaging in stroke patients at 3 T. Acta Radiol 2013;54:299–306.
- Thian YL, Xie W, Porter DA, Weileng Ang B. Readout-segmented echo-planar imaging for diffusion-weighted imaging in the pelvis at 3T-A feasibility study. Acad Radiol 2014;21:531–537.
- Foltz WD, Porter DA, Simeonov A, Aleong A, Jaffray D, Chung P, Han K, Ménard C. Readout-segmented echo-planar diffusion-weighted imaging improves geometric performance for image-guided radiation therapy of pelvic tumors Radiotherapy and Oncology.
- Tokoro H, Fujinaga Y, Ohya A, Ueda K, Shiobara A, Kitou Y, Ueda H, Kadoya M. Usefulness of free-breathing readout-segmented echo-planar imaging (RESOLVE) for detection of malignant liver tumors: comparison with single-shot echo-planar imaging (SS-EPI). Eur J Radiol 2014;83:1728–1733.
- Friedli I, Crowe LA, Viallon M, Porter DA, Martin P, de Seigneux S, Vallee J. Improvement of renal diffusion-weighted magnetic resonance imaging with readout-segmented echo-planar imaging at 3T. Magn Reson Imaging 2015;33:701–708.
- Ordidge RJ, Helpert JA, Qing ZX, Knight RA, Nagesh V. Correction of motional artifacts in diffusion-weighted MR images using navigator echoes. Magn Reson Imaging 1994;12:455–460.
- Anderson AW, Gore JC. Analysis and correction of motion artifacts in diffusion weighted imaging. Magn Reson Med 1994;32:379–387.
- Robson MD, Anderson AW, Gore JC. Diffusion-weighted multiple shot echo planar imaging of humans without navigation. Magn Reson Med 1997;38:82–88.
- Miller KL, Pauly JM. Nonlinear phase correction for navigated diffusion imaging. Magn Reson Med 2003;50:343–353.
- Nguyen Q, Clemence M, Ordidge RJ. The use of intelligent re-acquisition to reduce scan time in MRI degraded by motion. In: Proceedings of the 6th Annual Meeting of ISMRM, 1998 (abstract 134).
- Porter DA. 2D-navigator-based re-acquisition for motion artefact suppression in multi-shot, diffusion-weighted imaging. In: Proceedings of the 14th Annual Meeting of ISMRM, 2006 (abstract 1047).
- 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.
- Porter DA, Heidemann RM. Multi-shot, diffusion-weighted imaging at 3T using readout-segmented EPI and GRAPPA In: Proceedings of the 14th Annual Meeting of ISMRM, Seattle, Washington, USA, 2006 (abstract 1046).
- Frost R, Porter DA, Miller KL, Jezzard P. Implementation and assessment of diffusion-weighted partial Fourier readout-segmented echo-planar imaging. Magn Reson Med 2012;68:441–451.
- Frost R, Porter DA, Douaud G, Jezzard P, Miller KL. Reduction of diffusion-weighted readout-segmented EPI scan time using a blipped-CAIPI modification. In: Proceedings of the 20th Annual Meeting of ISMRM, 2012 (abstract 116).
- Frost R, Jezzard P, Douaud G, Clare S, Porter DA, Miller KL. Scan time reduction for readout-segmented EPI using simultaneous multislice acceleration: Diffusion-weighted imaging at 3 and 7 tesla. Magn Reson Med 2015;74:136–149.
- Norris DG, Koopmans PJ, Boyacioglu R, Barth M. Power Independent of Number of Slices (PINS) radiofrequency pulses for low-power simultaneous multislice excitation. Magn Reson Med 2011;66:1234–1240.
- Koopmans PJ, Frost R, Porter DA, Wu W, Jezzard P, Miller KL, Barth M. Diffusion-weighted readout-segmented EPI using PINS simultaneous multislice imaging. In: Proceedings of the 23rd Annual Meeting of ISMRM, 2015 (abstract 959).
- Larkman DJ, Hajnal JV, Herlihy AH, Coutts GA, Young IR, Ehnholm G. Use of multicore arrays for separation of signal from multiple slices simultaneously excited. J Magn Reson Imaging 2001;13:313–317.
- Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. Magn Reson Med 1999;42:952–962.
- 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.
- Nunes RG, Hajnal JV, Golay X, Larkman DJ. Simultaneous slice excitation and reconstruction for single shot EPI. In: Proceedings of the 14th Annual Meeting of ISMRM, 2006 (abstract 293).
- Setsoptop K, Cohen-Adad JA, McNab JA, Gagoski B, Wedeen VJ, Wald LL. Improving SNR per unit time in diffusion imaging using a blipped-CAIPIRINHA simultaneous multi-slice EPI acquisition. In: Proceedings of the 18th Annual Meeting of ISMRM, 2010 (abstract 187).
- Setsoptop 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;67:1210–1224.
- Robson MD, Porter DA. Reconstruction as a source of artifact in non-gated single-shot diffusion-weighted EPI. Magn Reson Imaging 2005;23:899–905.
- Wintermark M, Albers GW, Broderick JP, Demchuk AM, Fiebach JB, Fiehler J, Grotta JC, Houser G, Jovin TG, Lees KR, Lev MH, Liebeskind DS, Luby M, Muir KW, Parsons MW, von Kummer R, Wardlaw JM, Wu O, Yoo AJ, Alexandrov AV, Alger JR, Aviv RI, Bammer R, Baron J, Calamante F, Campbell BCV, Carpenter TC, Christensen S, Copen WA, Derdeyn CP, Haley ECJ, Khatri P, Kudo K, Lansberg MG, Latour LL, Lee T, Leigh R, Lin W, Lyden P, Mair G, Menon BK, Michel P, Mikulik R, Nogueira RG, Ostergaard L, Pedraza S, Riedel CH, Rowley HA, Sanelli PC, Sasaki M, Saver JL, Schaefer PW, Schellinger PD, Tsivgoulis G, Wechsler LR, White PM, Zaharchuk G, Zaidat OO, Davis SM, Donnan GA, Furlan AJ, Hacke W, Kang D, Kidwell C, Thijs VN, Thomalla G, Warach SJ. Acute Stroke Imaging Research Roadmap II. Stroke 2013;44:2628–2639.
- Wiesinger F, Van de Moortele P, Adriany G, De Zanche N, Ugurbil K, Pruessmann KP. Potential and feasibility of parallel MRI at high field NMR in Biomedicine 2006;19:368–378.
- Heidemann RM, Porter DA, Anwender A, Feiweier T, Heberlein K, Knosche TR, Turner R. Diffusion imaging in humans at 7T using readout-segmented EPI and GRAPPA. Magn Reson Med 2010;64:9–14.
- Wang R, Benner T, Sorensen AG, Wedeen VJ. Diffusion Toolkit: a software package for diffusion imaging data processing and tractography. In: Proceedings of the 15th Annual Meeting of ISMRM, 2007 (abstract 3720).
- Liu W, Bhat H, Cohen-Adad J, Setsompop K, Wang D, Beck T, Cauley SF, Zhou K, Porter DA. Large-FOV tractography of the brain and spinal cord with reduced scan time: a study using diffusion-weighted readout-segmented EPI and simultaneous multislice acceleration In: Proceedings of the 23rd Annual Meeting of ISMRM, 2015 (abstract 4434).
- Liu W, Bhat H, Weiland E, Wang D, Beck T, Cauley SF, Porter DA. Readout-segmented EPI with simultaneous, multi-slice acceleration for the rapid acquisition of high-resolution, diffusion-weighted images of the breast In: Proceedings of the 23rd Annual Meeting of ISMRM, 2015 (abstract 1605).
- Frost R, Miller KL, Tijssen RHN, Porter DA, Jezzard P. 3D Multi-slab diffusion-weighted readout-segmented EPI with real-time cardiac-reordered k-space acquisition. Magn Reson Med 2014;72:1565–1579.
- Frost R, Jezzard P, Porter DA, Tijssen RHN, Miller KL. Simultaneous multi-slab acquisition in 3D multi-slab diffusion-weighted readout-segmented echo-planar imaging. In: Proceedings of the 21st Annual Meeting of ISMRM, 2013 (abstract 3176).
- Bogner W, Pinker K, Zaric O, Baltzer P, Minarikova L, Porter D, Bago-Horvath Z, Dubsy P, Helbich TH, Trattnig S, Gruber S. Bilateral diffusion-weighted MR imaging of breast tumors with submillimeter resolution using readout-segmented echo-planar imaging at 7 T. Radiology 2015;274:74–84.

Contact

Dr. Robert Frost
FMRIB Centre
John Radcliffe Hospital
Oxford OX3 9DU
UK
robert.frost@ndcn.ox.ac.uk



