

MAGNETOM Flash

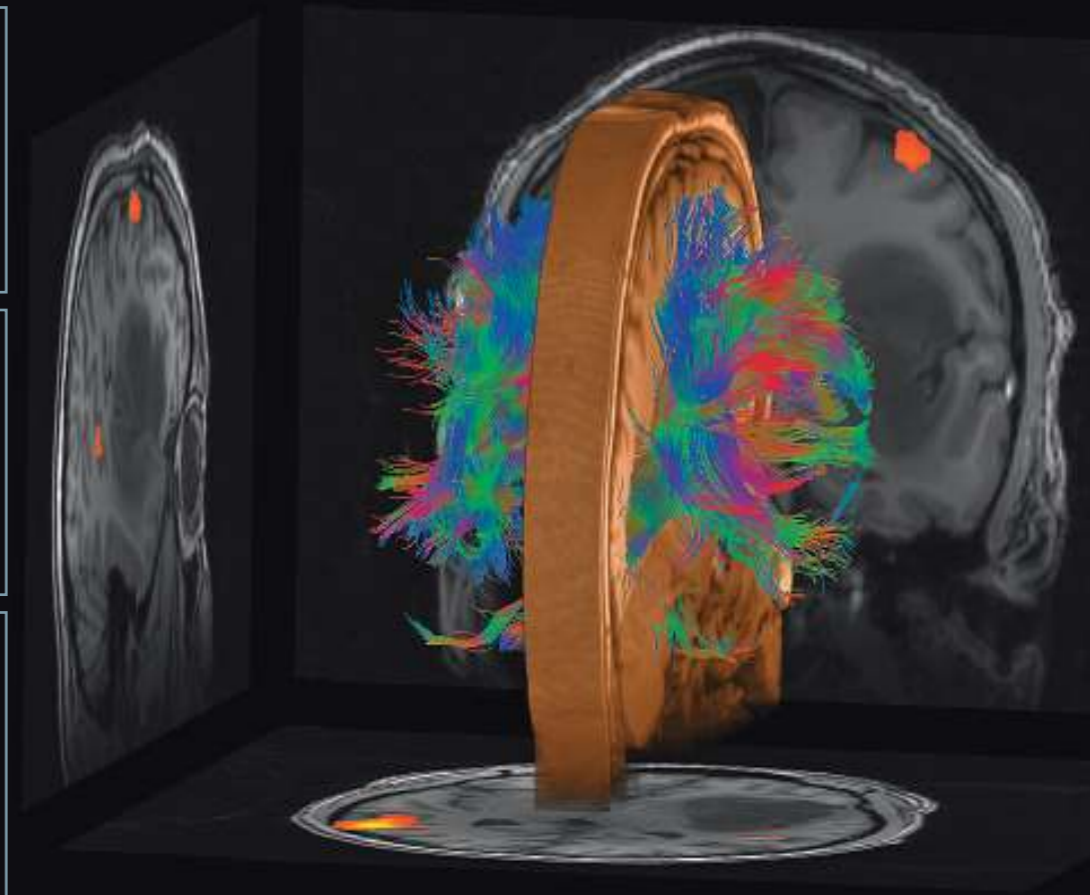
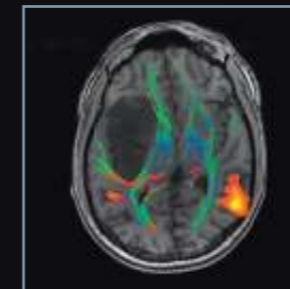
The Magazine of MRI 翻訳版

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-383 (1603GPJ3K)



09^{#01}

CAIPIRINHAを再考する
- SMSへの展開 -

Page 8

Simultaneous Multi-Slice Echo Planar Imagingによる
拡散MRIの進歩

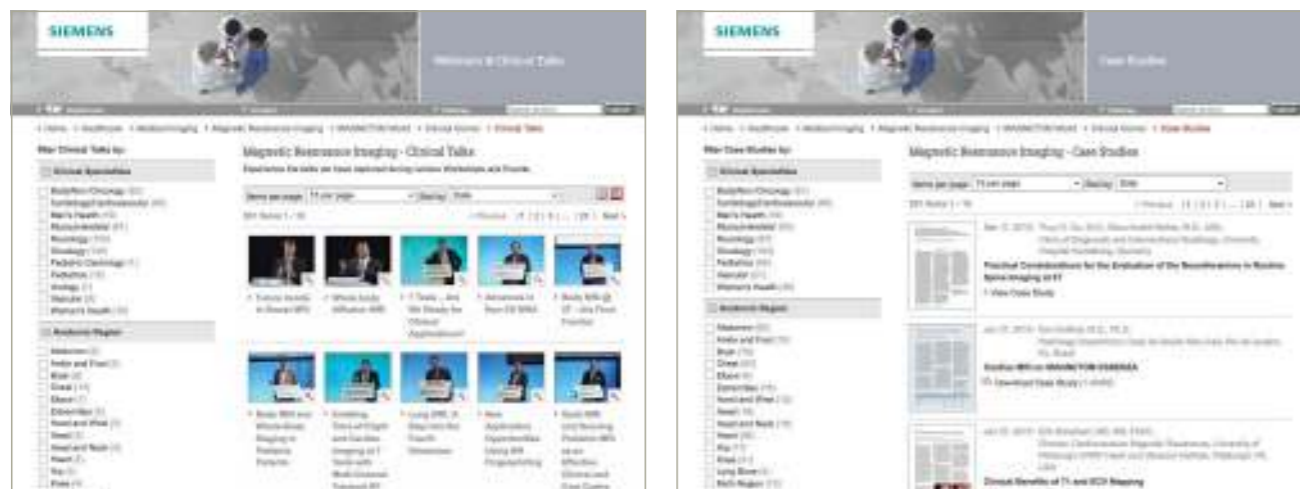
Page 16

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、撮像プロトコルの参考に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 CAIPIRINHAを再考する – SMSへの展開 –

Felix Breuer, et al., Research Center, Magnetic Resonance Bavaria, Würzburg, Germany

12 Simultaneous Multi-Slice Echo Planar Imagingによる拡散MRIの進歩

Kawin Setsompop, et al., Massachusetts General Hospital, Charlestown, MA, USA

Cover image courtesy of Andreas J. Bartsch

(Radiologie Bamberg, Germany; Departments of Neuroradiology, Universities of Heidelberg and Würzburg, Germany; Oxford Centre for Functional MRI of the Brain (FMRIB), University of Oxford, 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。

CAIPIRINHAを再考する – SMSへの展開 –

Felix Breuer¹, Martin Blaimer¹, Mark Griswold², Peter Jakob³

¹ Research Center, Magnetic Resonance Bavaria e.V. (MRB), Würzburg, Germany

² Case Center for Imaging Research, Case Western Reserve University, Cleveland, OH, USA

³ Würzburg University, Department of Experimental Physics 5 and Research Center, Magnetic Resonance Bavaria e.V. (MRB), Würzburg, Germany

はじめに

臨床の磁気共鳴イメージング (MRI) において、撮像時間は最も重要な検討項目の一つだが、マルチコイルの受信ハードウェアと専用のパラレル収集法 (PAT) および再構成法の開発により、ほぼ全ての臨床アプリケーションで撮像時間を大幅に短縮できるようになった。これにより、体幹部 MRI における息止め時間の大幅な短縮やダイナミックスキャンにおける時間分解能の向上が可能になるだけでなく、同じ撮像時間で画質を向上させることも可能になる。今や、パラレルイメージング法は日常診療において重要な役割を果たしている。

パラレルイメージング法は、(1) 特殊な k-space データ収集法と (2) 再構成法を組み合わせたものである。

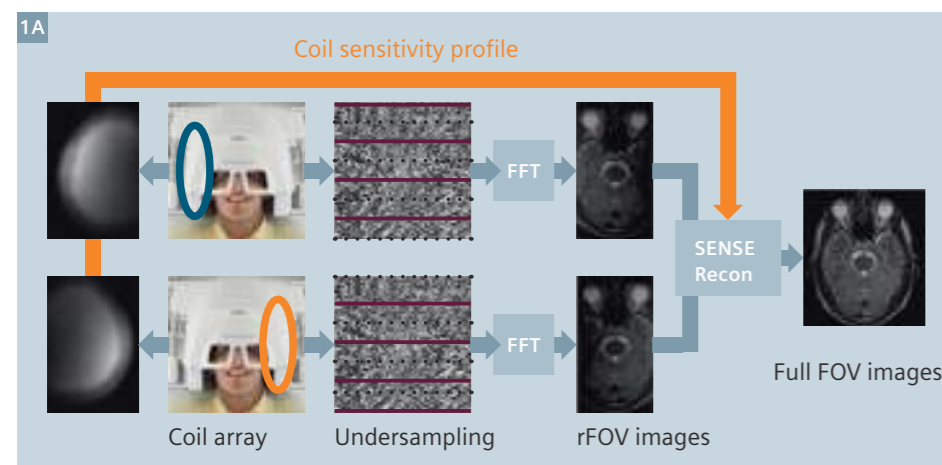
(1) **パラレル収集法**は、1 枚の画像を構成するのに必要なデータ量を減らすもので、カーテシアンサンプリングにおいては通常、k 空間内を均一にアンダーサンプリングする (例えば、位相エンコードラインを 1 行おきに省略する)。その結果、画像領域にいわゆる“エイリアシング (折り返し) アーチファクト”が発生する。

(2) **パラレル再構成法**は、複数の受信コイル要素の配置から得られる空間的な感度情報を考慮し、空間エン

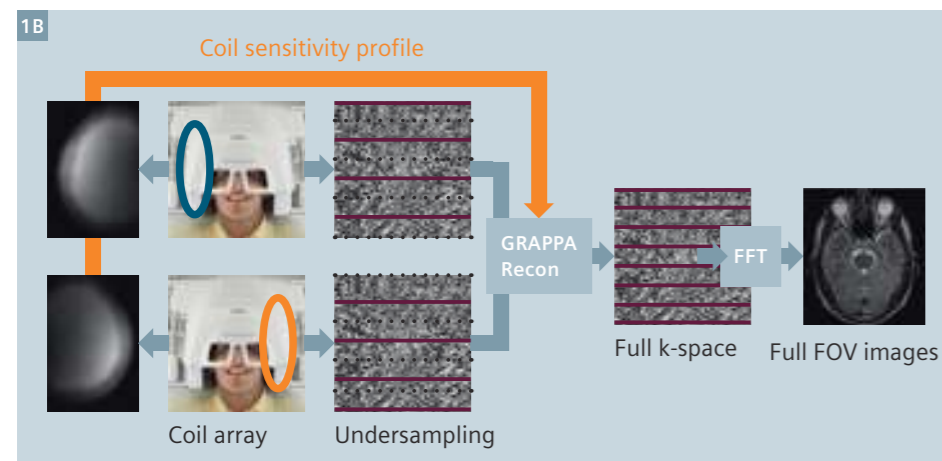
コードの不足を補おうとするものである。SENSE [1] のように画像領域で各コイル要素のアンダーサンプル画像を組み合わせると、1 枚の画像を合成する方法と、GRAPPA [2] のようにフーリエ変換前に k 空間領域で各コイル要素の周波数情報を組み合わせる方法の 2 種類に大別できる (図 1)。

残念ながら、完全なエンコードを行った画像に比べて、PAT というコンセプトは信号対雑音比 (SNR) の低下が避けられない。SNR は次のように低下する。

a) アクセラレーションファクターの平方根で低下する。収集データの減少という単純な理由による。



1 アンダーサンプルされたデータセットからの SENSE (1A、画像ベース) および GRAPPA (1B、k 空間ベース) による画像情報の再構成手順。コイル感度プロフィールと周波数情報はコイル要素毎に得る。SENSE では、縮小 FOV 画像を再構成した後、感度情報を用いて展開する。GRAPPA では、まず各コイル要素の感度情報を用いて欠落しているエコーを計算し、その後フーリエ変換を行う。



b) いわゆる g ファクターに従って低下する。受信アレイのエンコード能力に大きく依存する。

したがって、PAT はボリュウム撮像法など、基礎となる SNR が十分に高いアプリケーションに限定されることが多い。最大で 128 個の独立した受信チャンネルを持つ最新世代の MR システムを用いれば、さらなるスキャン時間短縮の可能性もある。しかし、通常の臨床で用いられる 2D 撮像では、1 つの位相エンコード方向の感度分布差を利用するという本質的な制限から (1D パラレルイメージング)、今のところパラレルイメージングによる時間短縮は中程度 (PAT ファクター 2~3) にとどまっている。3D 撮像およびマルチスライス同時収集法 (Simultaneous Multi-Slice; SMS) による撮像では、2 方向で並行してエンコードを行える (PAT2、2D パラレルイメージング) ので、2 つの位相エンコード方向の感度分布差を利用することができる。これは 2D SENSE [3] や MS SENSE [4] などでも実証されている通りである。このコンセプトは再構成を大幅に改善し、3 倍速を超えるさらなる撮像時間の短縮を可能にすることが示されている。しかし、いずれの方法も画像再構成をうまく行うには 2 つのエンコード方向で十分な感度分布差が必要になり、g ファクターで表されるコイル要素の配置に大きく依存する。前述のように、受信アレイによる空間エンコードは

“g ファクターノイズ”と呼ばれる一定のノイズ増幅を伴う。この g ファクターの定量法が SENSE [1] および GRAPPA [5] 向けに考案されており、PAT 再構成の品質評価法としての役割を果たしている。特定のアプリケーションにおいてこの g ファクターノイズを抑制する重要な方法の 1 つが、受信コイル要素の配置 (コイル数、コイル配列など) をそのアプリケーション向けに最適化することである。しかし、ハードウェアの制限や、患者の体重および体格の多様性、幅広い応用を考慮した柔軟性が必要であること、シーケンスやプロトコルに固有の検討事項がその可能性を妨げている。

CAIPIRINHA (Controlled Aliasing In Parallel Imaging Results IN Higher Acceleration) は、明確な方法で折り返しを調整することにより上記の必要条件や制限を部分的に克服できる特殊なデータ収集法で、同じアクセラレーションファクターの標準的なパラレルイメージング収集法に比べて g ファクターが改善される。CAIPIRINHA は受信アレイのコイルエンコード能力をフル活用するために、RF 励起または傾斜磁場エンコードの方式を調整することで、データ収集の段階から効果を発揮する。これまでに、2 つの位相エンコード方向でデータリダクションが可能な 3D 撮像への応用 (2D-CAIPIRINHA) [7] や、SMS 撮像への応用 (MS-CAIPIR-

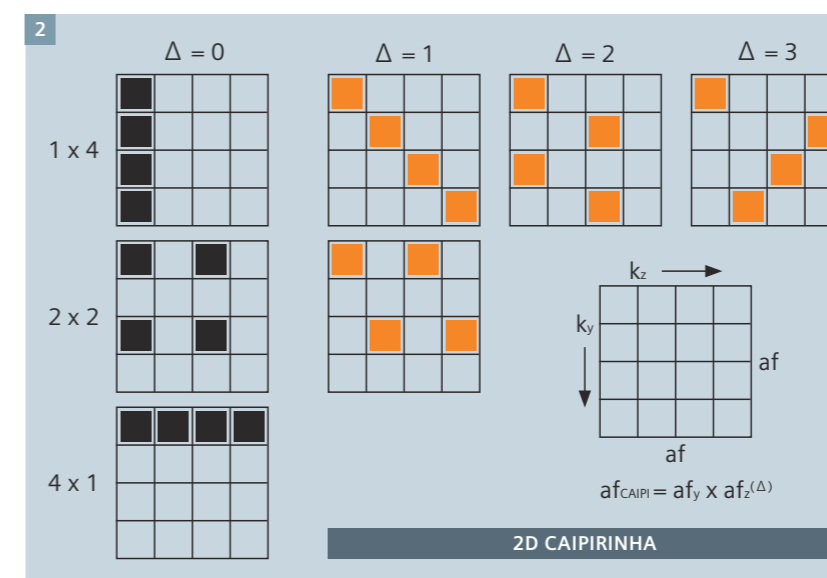
INHA) [6] で成功を収めている。また、いずれの方法もジグザグ型のリードアウトトラジェクトリ [8] や wave-CAIP [9, 10] などを用いることにより、残る第 3 の方向、つまりリードアウト方向に拡張することができる。以下に 2D-CAIPIRINHA および S-CAIPIRINHA の概要を述べる。

CAIPIRINHA によるパラレルイメージングの性能向上

2D-CAIPIRINHA

通常の 2D 撮像では、スキャン時間短縮に利用できる位相エンコード方向が 1 つしかない (1D PAT)。一方、第 2 の位相エンコード方向も利用できる 3D ボリュウム撮像では、アンダーサンプリングを行う方向を選択できるほか、同時に 2 つの位相エンコード方向でアクセラレーションを行うことも可能

で (2D PAT/PAT2)、その場合は各位相エンコード方向のアクセラレーションファクターの積が全体の PAT ファクターになる (例えば $2 \times 3 = 6$)。そのため、2 つの位相エンコード方向の感度分布差を利用できる受信コイル要素の配置であれば、一方向のみのアンダーサンプリング方式に比べて総撮像時間を大きく短縮できる可能性がある [4, 5]。しかし、PAT 再構成に利用できる感度分布差は、コイル要素の配置だけでなく画像の位置と方向、



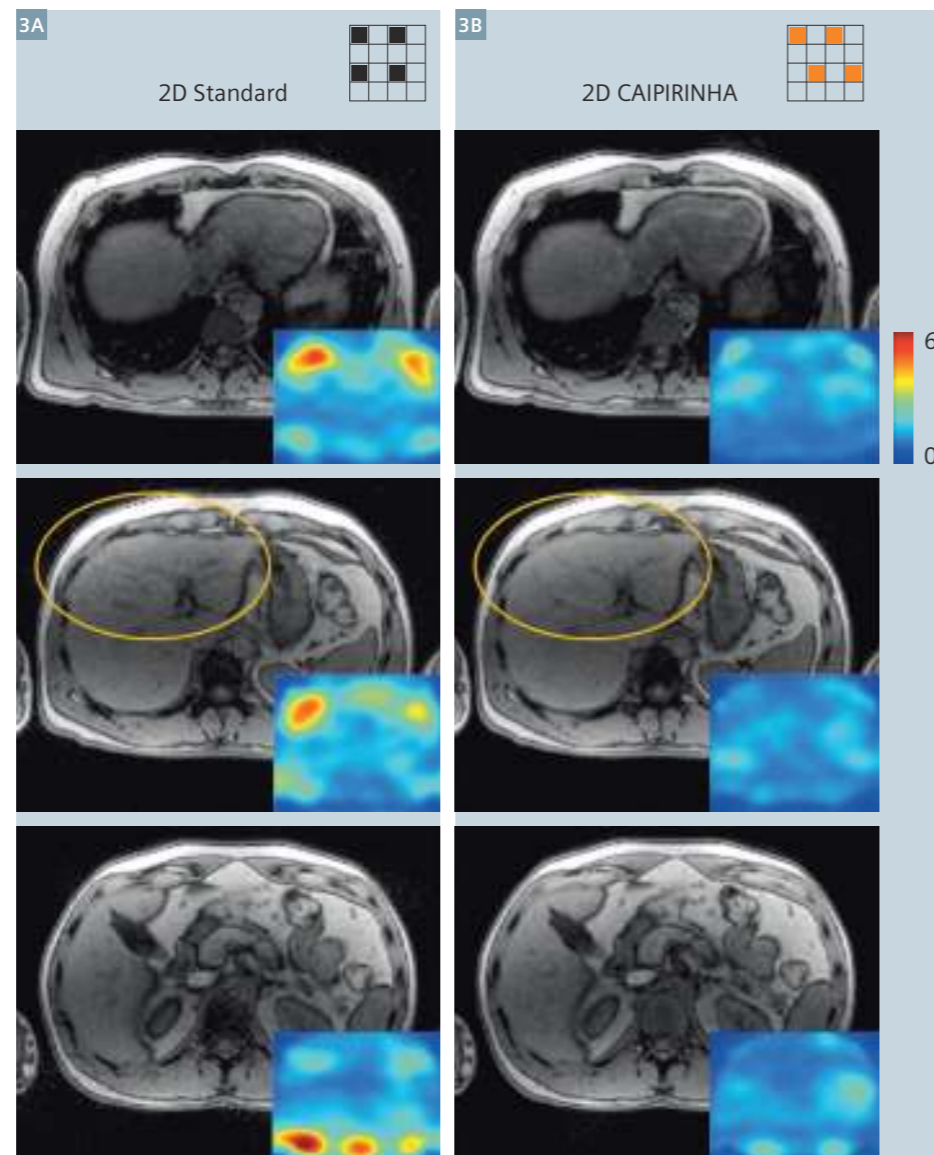
2 特定のアクセラレーションファクター (この例では PAT = 4) の 2D-CAIPIRINHA サンプルパターン生成手順。どのサンプリング方式も、埋めるべき PAT 数のサンプリング位置を示した PAT x PAT の基本セルで表すことができる。ky 方向の各アンダーサンプリングレート (PATy) に対して、ky 行のサンプリング位置を kz 方向にシフトさせる量 Δ を変えることにより、複数のパターンを生成できる ($\Delta = 0 \sim PATz-1$, $PATz = PAT/PATy$)。シフトなし ($\Delta = 0$) のサンプリングパターンが標準の 2D PAT 収集になる。その他のパターンは全て 2D-CAIPIRINHA 型の収集で ($PAT = PATy \times PATz(\Delta)$)、橙色がサンプリング位置。

FOV とエンコード方向、被写体の位置やサイズ、形状にも左右されるので、各位相エンコード方向の適切なアンダーサンプリングレートを予測することは容易ではなく、課題が残されている。したがって、多くのアプリケーションではオペレータの選択次第で再構成画像に深刻なアーチファクトが残ったり、ノイズが大幅に増幅されたりする。前述の通り、CAIPIRINHA はこれらの制限を部分的に解消できることが示されている。サンプリングパターンとしては、単純に整数分の 1 にアンダーサンプリングする標準の矩形パターンのほかに、2D 位相エンコード方式においてサンプリング位置を元の位置からシフトさせる各種のパターンが考えられる。標準の矩形パターンと同様に一定間隔で並ぶ格子上のサンプリングポイントに、同数のデータが入る [16]。ただしサンプリングポイントの位置は、“sheared grid” といわれる特定の配列になる。図 2 に、PAT = 4 の 2D-CAIPIRINHA パターンの生成手順を略図で示す。それぞれの方式におけるサンプリング位置は、埋めるべき個数 (PAT 数) による PAT × PAT の基本セルで表すことができる。ky 方向の各アンダーサンプリングレート (PATy) に対して、ky 行のサンプリング位置を kz 方向にシフトさせる量 d を変えることにより、複数のパターンを生成することができる。ここで、d は 0 ~ PATz-1、PATz = PAT/PATy である。シフトなし (d = 0) のサンプリングパターンが標準の 2D 収集になり、その他のパターンは全て 2D-CAIPIRINHA 型の収集になる。このコンセプトは、標準のアクセラレーションではアンダーサンプリング可能な位相エンコード方向が 1 つしかない、素数倍のアクセラレーション (PAT = 2, 3, 5...) に用いることもできる。必要な k 空間上のシフトを得るには、位相エンコード傾斜磁場テーブルに傾斜磁場オフセットを追加するだけでよい。このような 2D-CAIPIRINHA のサンプリングパターンは SMS 撮像の位相サイクルに似ており、2D パラレルイメージングにおける折り返しの現れ方

を通常の矩形リダクション方式とは異なる形に変えるもので、整数分の 1 のリダクションの要件を大幅に緩和できる可能性がある。これについては文献 [7] で詳しく述べている。適切な方法でサンプリング位置をシフトさせることにより、受信アレイコイルエレメントの感度分布差がより効果的に利用されるように折り返しをシフトさせることができる。場合によっては、折り返し量を減らすこともできる。このように折り返しの状態を変えれば、パラレ

ルイメージング再構成がさらに改善されて画質が向上する可能性がある。近年、このコンセプトは sheared grid 以外の一般的なサンプリング方式にも拡張されている [17]。

2D-CAIPIRINHA の in vivo での効果を示すために、ボランティアによる 2 回の体幹部 9 秒息止め VIBE 撮像 (PAT = 4) を行った。図 3 に、



3 ボランティアの in vivo 肝臓画像例。(3A) 標準の 2 × 2 および (3B) 2D-CAIPIRINHA 2 × 2⁽¹⁾ の 2 種類のリダクション方式による GRAPPA 再構成 (3 スライス抽出) と、それらに対応する GRAPPA g ファクターマップを示す。円内の領域で、2D-CAIPIRINHA による SNR 向上が認められる。
撮像パラメーター：1.5T MAGNETOM Avanto、6 チャンネル・ボディマトリクスコイルにスパインマトリクスコイルの 6 チャンネルを併用、VIBE PAT = 4、リファレンススキャンのマトリクス 32 × 24 × 24、FOV 400 × 312.5mm²、マトリクス 320 × 170 × 50、総撮像時間は息止め 9 秒。

- a) 標準の 2D-PAT 2 × 2
b) 2D-CAIPIRINHA 2 × 2⁽¹⁾

で収集した 50 スライス中 3 スライスの GRAPPA 再構成画像を示すとともに、画質の定量的な評価基準として、それらに対応する GRAPPA 再構成の g ファクターマップを示す。2D-CAIPIRINHA 再構成の方が g ファクター値が低いことから画質の向上は明らかで、画像上でも確認できる (橙色の円内を参照)。

さらに、アクセラレーションファクターと収集方式が異なる 4 種類の T1 強調 3D FLASH によるボランティアの脳画像でも、2D-CAIPIRINHA による画質の向上が認められる (図 4)。次の 4 種類の方式を比較した。

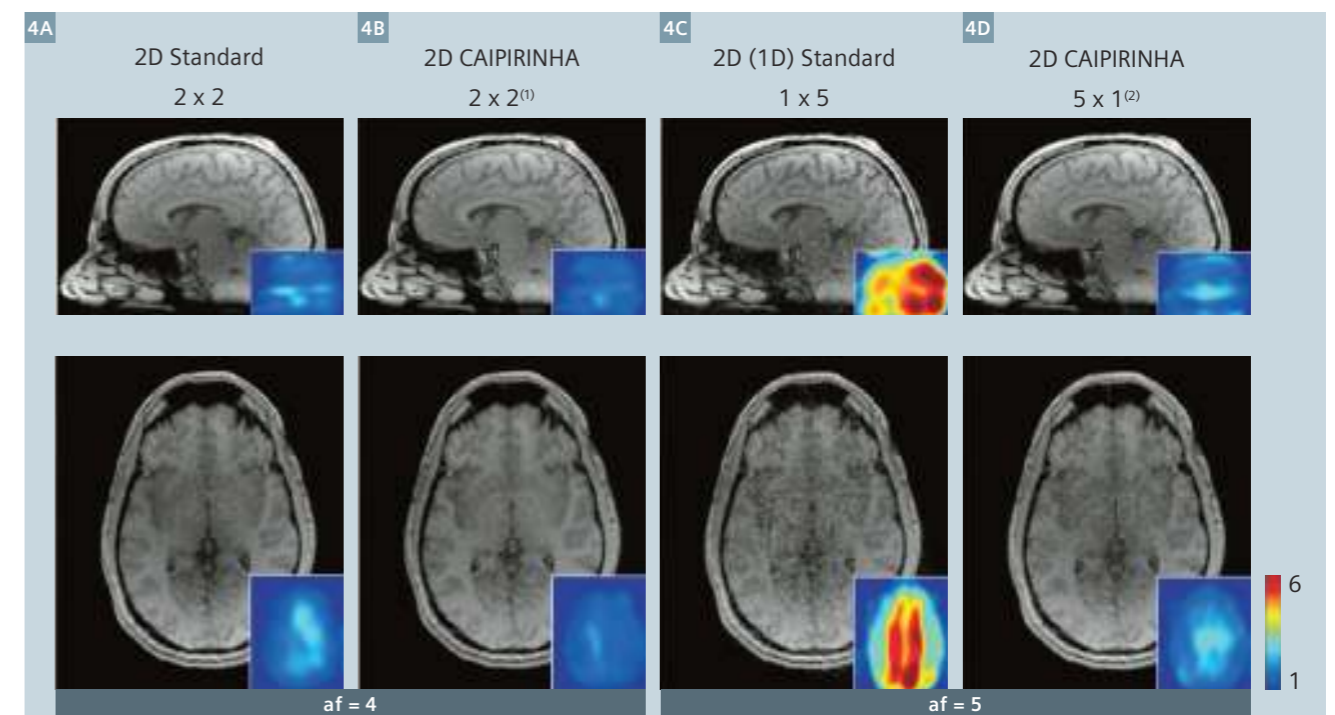
- a) 標準の 2D-PAT 2 × 2
b) 2D-CAIPIRINHA 2 × 2⁽¹⁾
c) 2D-CAIPIRINHA 1 × 5⁽²⁾ ★
d) 標準の 1D-PAT 5 × 1 ★

図 4 は、再構成された 3D 画像データの中央のサジタル像、アキシャル像と、それらに対応する定量的 g ファクターマップである。PAT = 4 の再構成結果 (a) と (b) を比較すると、2D-CAIPIRINHA による改善が明らかである。PAT = 5 の再構成結果 (c) と (d) を比較すると、SNR の向上がさらによく分かる。この例では、★ (c) 2D-CAIPIRINHA 1 × 5⁽²⁾ のパラレルイメージング性能は (a) 標準の PAT = 4 (2 × 2) と比べて遜色がない。

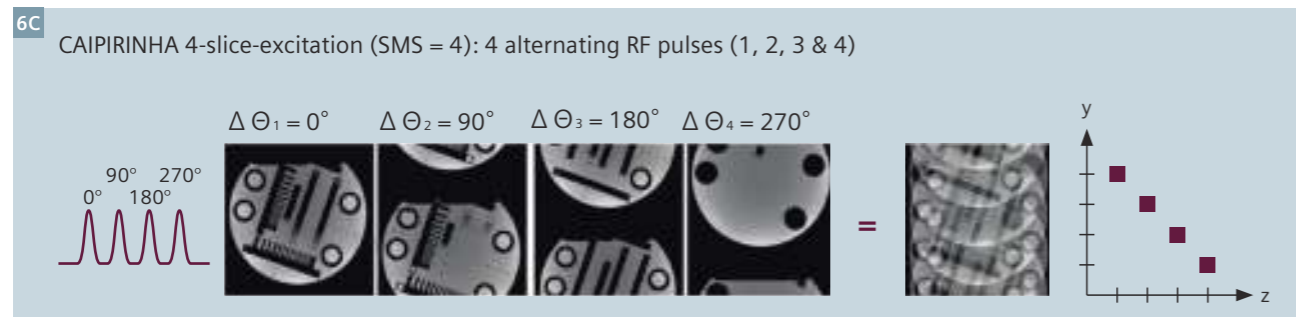
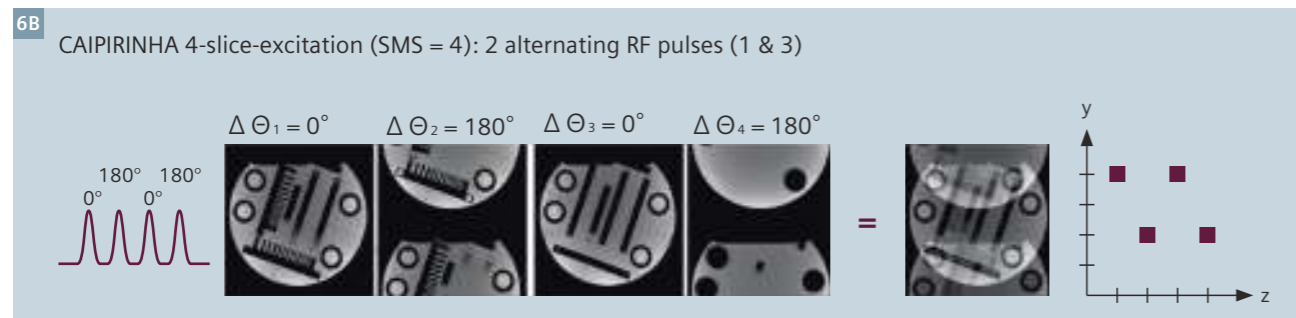
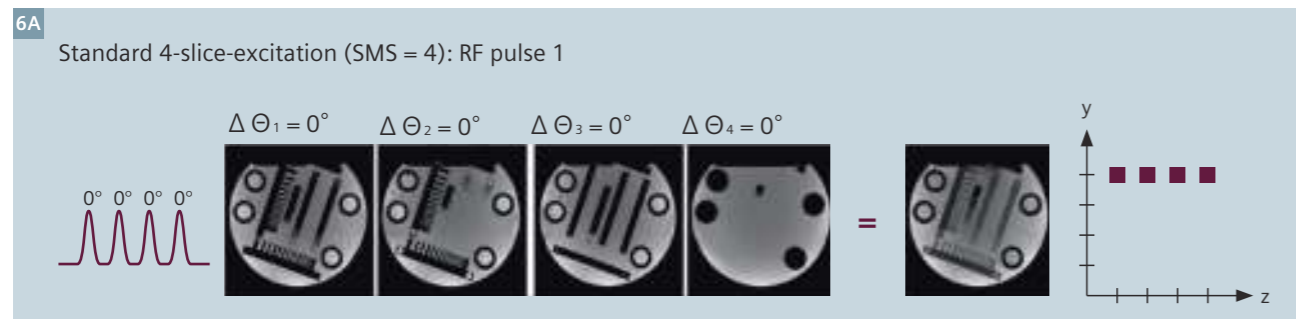
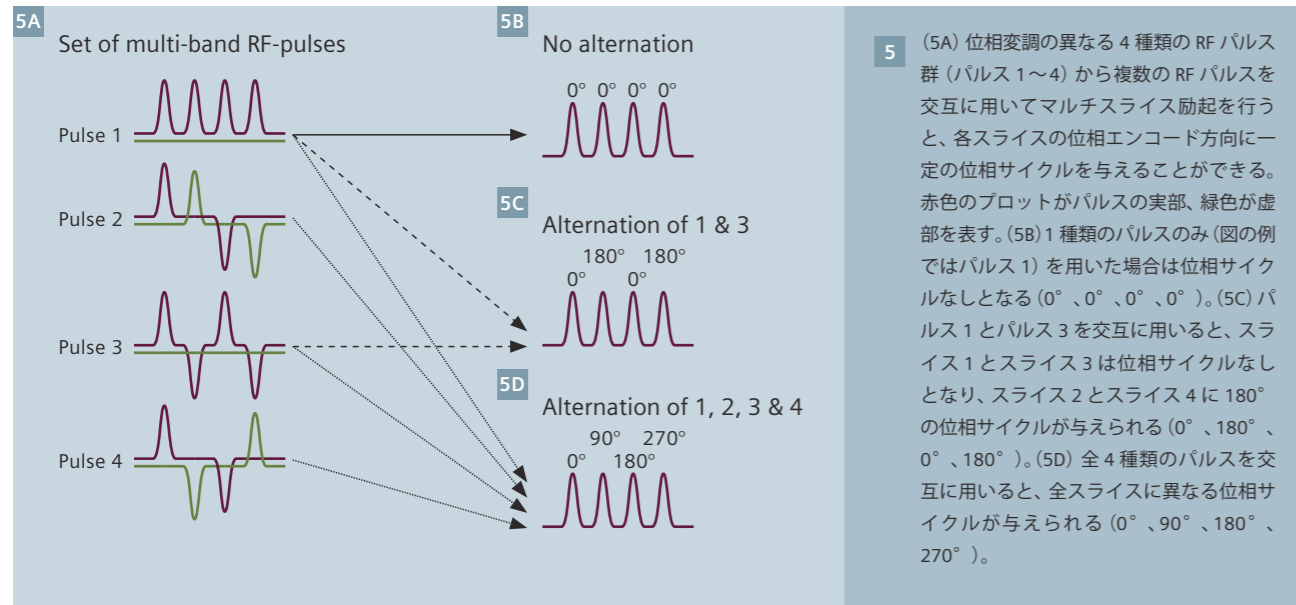
一般に、2D-CAIPIRINHA パターンはオペレータの操作や最適とは言えない患者ポジショニングによる影響を受けにくいと思われるが、特定の撮像条件に対して最適なパターンの自動抽出はまだ困難で、十分な解決には至っていない。

MS-CAIPIRINHA

Simultaneous Multi-Slice (SMS) 撮像は標準のシングルスライス撮像における撮像時間短縮に比べて、SNR が高く空間分解能の向上にもつながる可能性がある。SMS は図 5 のように特殊なマルチバンド RF パルスを用いて複数の断面を同時に励起する。マルチバンド励起後に、全てのスライス (バンド) から



4 4A) 標準の 2D-PAT 2 × 2、(4B) 2D-CAIPIRINHA 2 × 2⁽¹⁾、(4C) 標準の 1D-PAT 5 × 1、(4D) 2D-CAIPIRINHA 1 × 5⁽²⁾ による in vivo 3D FLASH 脳画像。サジタル、アキシャル方向の中央のスライスと、それらに対応する GRAPPA g ファクターマップを示す。
撮像パラメーター：3T MAGNETOM Skyra、20 チャンネル・ヘッドネックマトリクスコイル、3D FLASH、GRAPPA にリファレンススキャン追加 (マトリクス 32 × 32 × 32)、TE/TR 4.3ms/16ms、FA 35°、FOV 256 × 208 × 204mm³、マトリクス 256 × 168 × 144、部分フーリエファクター 7/8、総スキャン時間は 1 分 40 秒 (PAT = 4) および 1 分 16 秒 (PAT = 5)。



6 (6A) 標準の4倍速の4スライス同時励起では、各励起(位相エンコードライン)に同じパルスを用い、4スライスが完全に重なっている。(6B)パルス1とパルス3を交互に用いた4倍速のCAIPIRINHAによる4スライス同時励起では、スライス2とスライス4に180°の位相サイクルが与えられる。フーリエシフトの定理に従い、スライス2とスライス4がスライス1とスライス3からFOVの1/2だけシフトした折り返し画像になる。(6C)パルス1、2、3、4を交互に用いた4倍速のCAIPIRINHAによる4スライス同時励起では、各スライスに異なる位相サイクルが与えられ(0°、90°、180°、270°)、各スライスが隣接するスライスからFOVの1/4だけシフトした折り返し画像になる。

信号を受信して傾斜磁場エンコードシーケンスを加える。MRIシーケンスの標準のシングルスライスRF励起パルスをマルチバンドRF励起パルスに置換しただけでは、同時に励起した全てのスライスが重なった1枚の画像(図6A)が生成される。しかし前述のように、パラレルイメージングでは1画像ピクセルに折り返す複数の画像信号が明確に分離される、したがって、スライス方向に十分な受信アレイコイルエレメントの感度分布差があれば、改良型の標準PAT再構成アルゴリズム[4, 11]を用いて各スライスを分離することができる。ただし、スライス間距離が小さい、最適なコイルエレメントの配置ではない、などの理由でスライス方向の感度分布差が不十分な場合は、PAT再構成が失敗してノイズが大幅に増幅される。この方法では、他の空間方向(位相エンコード方向)の感度分布差は利用されない。

一方、撮像領域(FOV)を同時励起スライス数倍に拡大すると、各スライスを(位相エンコード方向に)拡大されたFOV内でシフトさせて重なりを回避できることが示されている[12, 13]。類似のコンセプトがHadamard変換を用いたRFエンコード法[14]である。必要なシフトを得るには、特定のマルチバンドRFパルスを交互に用い、各バンドの位相エンコード方向に一定の位相サイクルを与える(例えば、図5のRFパルス群を用いる)。この方法はボリューム励起のため、シングルスライス収集に比べて同時励起スライス数の平方根だけSNR効率が向上するが、印加されるRFパルスのエネルギーが増加する。

このコンセプトをアクセラレーション(位相エンコードステップ減少)と組み合わせると、例えば図5のパルス群の中から複数のRFパルスを交互に用いることで、各スライスを位相エンコード方向に一定距離だけずらして重ねることができ。RFパルス1のみを用いてPAT=4の4スライス励起を行うと、全4スライスから生成される4画像ピクセルが位相エンコード方向の同じ位置に重なる(図6A)。複数のRFパルスを

交互に用いると(図の例ではパルス1とパルス3、またはパルス1、2、3、4)、FOV内で各スライスをシフトさせることができる(図6B、6C)。こうして図のzyプロットに示すように、明確な方法(MS-CAIPIRINHA)によって、折り返した各ピクセルの信号源が別々のスライスで、その位相エンコード方向の位置も異なるようにすることができる。これにより、スライス方向と位相エンコード方向の感度分布差をPAT再構成に利用できるようになり、その結果gファクターが低下してSNRが向上する。

MS-CAIPIRINHAの効果はin vivoでも4倍速の4スライス同時励起で実証されている。図7はボランティアの脳の4スライスで(サジタル脳画像にスライス位置を表示)、図5Aのパルス群から選択したマルチバンドRFパルスで同時励起されている。RFパルスを交互使用しない場合[4](MS-Standard)は、各スライスの位相エンコード(LR、左右)方向の位相サイクルが同じになる。各スライスが完全に重なり合うため、PAT再構成(この例ではGRAPPA-SENSE hybrid[11])に利用できるのはスライス方向の感度分布差のみである。スライス間距離が比較的小さいこと、アクセラレーションファクターが比較的大きいこと(PAT=4)、スライス方向のコイルアレイの感度分布差が不十分なことから、ノイズが大幅に増幅された再構成結果となっており、十分な画質が得られていない。しかし、MS-CAIPIRINHA収集と改良型GRAPPA再構成を併用すると、ノイズがほとんど増幅されることなく、折り返した各画像ピクセルを分離できるようになる。この例では図6Bの方式のMS-CAIPIRINHAを採用している。パルス1とパルス3の交互使用により、スライス2とスライス4は位相エンコード方向に180°の位相サイクルが与えられ、位相変調されていないスライス1とスライス3からFOV/2だけシフトする。そのため、この例ではMS-CAIPIRINHAを用いてSNRを低下させるこ

となく、通常のシングルスライス収集の所要時間と同じ時間で4スライス収集が可能になった。

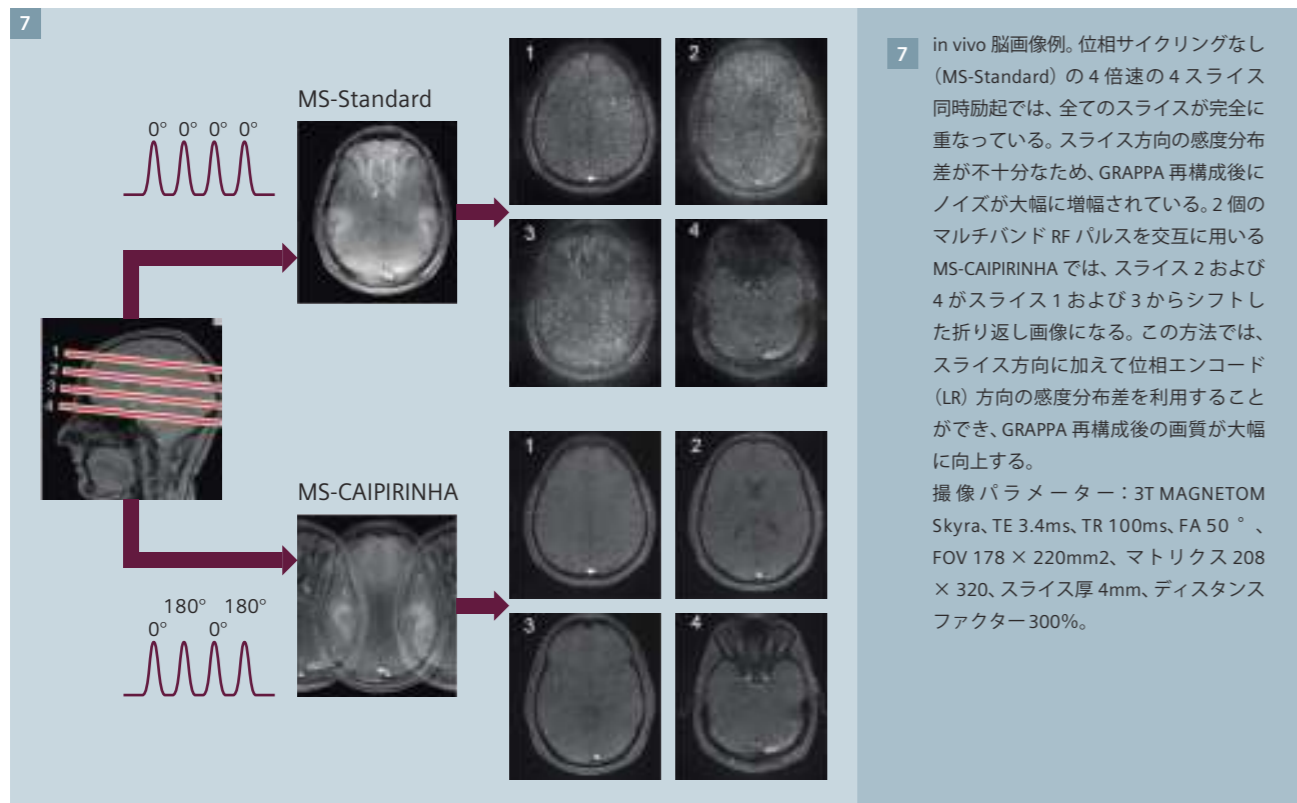
また、MS-CAIPIRINHAは心臓のperfusionイメージングにも応用できることを図8に示す。2スライスのCAIPIRINHA saturation recovery TrueFISPシーケンスを用い、全体のアクセラレーションはPAT=3とした。これにより、わずか2心周期で12スライス(短軸像8スライス、長軸像4スライス)の収集が可能になる。このシーケンスを造影剤取り込み時に繰り返せば、高い時間分解能で非常に広い空間をカバーした心臓のperfusionイメージングを行える可能性がある[15]。

結論

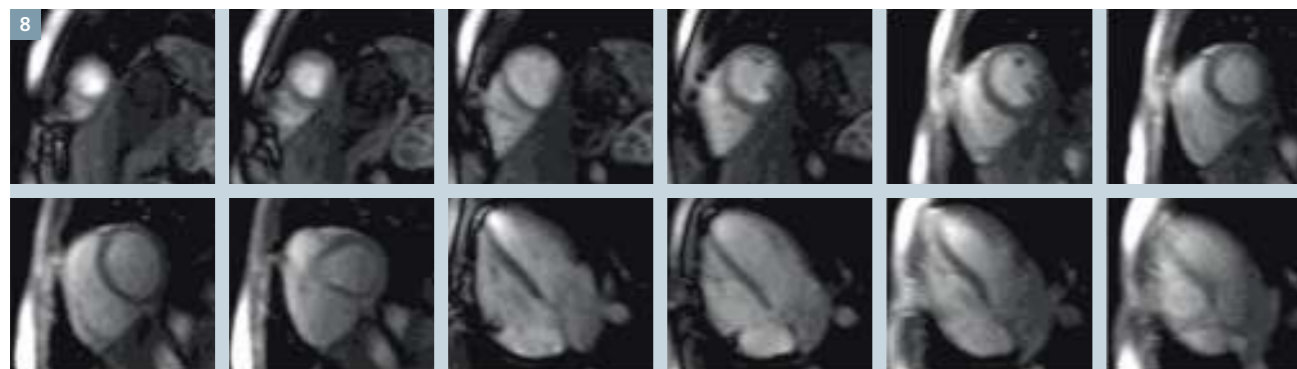
現在の全てのパラレルイメージング法において、アンダーサンプル収集に起因する折り返しアーチファクトは専用のPAT画像再構成アルゴリズムで除去される。CAIPIRINHAはデータ収集の段階で折り返しアーチファクトの現れ方を変えてしまい、その後のパラレル画像再構成を改善しようとするコンセプトである。特に、3D撮像への応用(2D-CAIPIRINHA)で成功を収めているほか、臨床的に使用頻度が高い2Dシーケンス(TSE、ss-EPI)のSMS撮像にも応用され(MS-CAIPIRINHA)、好結果を得ている。

2D-CAIPIRINHA

従来のPATアクセラレーションによる3D撮像では、2つの位相エンコード方向で整数分の1のアンダーサンプリングを行うことにより、2つの空間次元で同時にデータリダクションを行う。このサンプリング方式では2次元の感度分布差を利用できるが、最適なエンコード性能は得られない。2D-CAIPIRINHAはデータ収集の段階から明確な方法で折り返しを変えてしまう方法で、2次元の位相エンコード方式でサンプリング位置をシフトさせる。このようにして、特定のアクセラ



7 in vivo 脳画像例。位相サイクリングなし (MS-Standard) の4倍速の4スライス同時励起では、全てのスライスが完全に重なっている。スライス方向の感度分布差が不十分のため、GRAPPA再構成後にノイズが大幅に増幅されている。2個のマルチバンドRFパルスを交互に用いるMS-CAIPIRINHAでは、スライス2および4がスライス1および3からシフトした折り返し画像になる。この方法では、スライス方向に加えて位相エンコード(LR)方向の感度分布差を利用することができ、GRAPPA再構成後の画質が大幅に向上する。
撮像パラメーター：3T MAGNETOM Skyra, TE 3.4ms, TR 100ms, FA 50°、FOV 178 × 220mm²、マトリクス 208 × 320、スライス厚 4mm、ディスタンスファクター 300%。



8 in vivo 心臓画像例。MS-CAIPIRINHAでは1心周期当たり最大6スライスの収集が可能。この例では、2心周期で12スライスを収集している(短軸像8スライス、長軸像4スライス)。
撮像パラメーター：1.5 T MAGNETOM Avanto, 32チャンネル・カーディアックアレイ (Rapid Biomedical社、ドイツ・ビュルツブルク)、SR-TrueFISP, CAIPIRINHA位相サイクル+90° / -90°、FOV 320 × 260mm²、マトリクス 128 × 77、分解能 2.5 × 3.4mm²、スライス厚 10mm、短軸/長軸のディスタンスファクター(2スライスパルス) 200%/100%、部分フーリエ 6/8、測定回数 20、TR 2.8ms, T1 120ms, TE 1.4ms, FA 50°、再構成アルゴリズム GRAPPA(R = 3)。画像提供：Daniel Stäb氏。

レーション値に対して、信号の重なりを最小に抑えると同時に、2D位相エンコード面内のコイルアレイの感度分布差を全て効率的に利用できる、最適なサンプリングパターンを求めることができる。したがって、2D-CAIPIRINHAはコイル配置と被写体形状が決まれば最高の再構成性能を発揮し、結果として画像再構成の質を最大に高める。

MS-CAIPIRINHA

2D-CAIPIRINHAと同様に、SMS収集における折り返しも収集の段階で変えてしまうことができる。各位相エンコードラインに異なるRFパルスを交互に用いることで、各スライスに異なる位相サイクルを与え、各スライスが出現する位置をシフトさせることができる。これにより再構成プロセスが改善され、gファクター関連のノイズ増幅が最小に抑制される。したがって、g

ファクター値が低い(1に近い)CAIPIRINHA型の4スライス励起では、SNRを低下させることなく、通常の1スライス収集の所要時間と同じ時間で4スライスを収集することができる。しかし、本稿で紹介した初期のRFパルス交互使用法は、1つのRFパルスのみでk空間の全ラインを収集するEPIのようなシングルショットシーケンスには応用できない。リードアウト時に傾斜磁場を追加して必要な位相変調を行うblipped-CAIPIRINHAのような新しいコンセプト

であれば(Kawin Setsompop氏の文献を参照)、SSFP[15]やEPI[18]、ラジアル収集[19]などの高度な収集方式にSMSを応用することができる。

ただし重要な注意点として、マルチスライス励起は大幅なエネルギー付与の増加(SARの上昇)を伴い、今のところ同時励起スライス数やフリップ角をあまり大きくすることができない。しかし近年、マルチバンドパルスのRFパワーを低下させる有望なコンセプトが考案されている[20]。したがって、MS-CAIPIRINHAは近い将来に、多くの臨床プロトコルで画質をほぼ維持しながら大幅な時間短縮を可能にする強力な手段になるものと期待される。

謝辞

Research Center Magnetic Resonance BavariaのDaniel Neumann氏およびInstitute for Diagnostic Radiology, University Hospital WürzburgのDaniel Stäb氏に資料提供のご協力をいただいた。また、シーメンスヘルスケアより、特にStephan Kannengiesser氏、Dominik Nickel氏、Berthold Kiefer氏、Mathias Nittka氏、Vladimir Jellus氏、Randall Kroeker氏より継続的な支援をいただいている。ここに深く感謝する。

References

- Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger B, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999; 42:952-962.
- 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.
- Weiger M, Pruessmann KP, Boesiger P. 2D SENSE for faster 3D MRI. *MAGMA*. 2002 Mar; 14(1):10-9.
- Larkman DJ, Hajnal JV, Herlihy AH, Coutts GA, Young IR, Ehnholm G. Use of multicoil arrays for separation of signal from multiple slices simultaneously excited. *J Magn Reson Imaging*. 2001 Feb; 13(2):313-7.
- Breuer FA, Kannengiesser SA, Blaimer M, Seiberlich N, Jakob PM, Griswold MA. General formulation for quantitative G-factor calculation in GRAPPA reconstructions. *Magn Reson Med*. 2009 Sep; 62(3):739-46.
- Breuer FA, Blaimer M, Heidemann RM, Mueller MF, Griswold MA, Jakob PM. Controlled Aliasing in Parallel Imaging Results in Higher Acceleration (CAIPIRINHA) for Multislice Imaging. *Magn Reson Med* 2005; 53:684-691.
- Breuer FA, Blaimer M, Mueller MF, Seiberlich N, Heidemann RM, Griswold MA, Jakob PM. Controlled aliasing in volumetric parallel imaging (2D CAIPIRINHA). *Magn Reson Med*. 2006 Mar; 55(3):549-56.
- Breuer FA, Moriguchi H, Seiberlich N, Blaimer M, Jakob PM, Duerk JL, Griswold MA. Zigzag sampling for improved parallel imaging. *Magn Reson Med*. 2008 Aug; 60(2):474-8.
- Bilgic B, Gagoski BA, Cauley SF, Fan AP, Polimeni JR, Grant PE, Wald LL, Setsompop K. Wave-CAIPI for highly accelerated 3D imaging. *Magn Reson Med*. 2015 Jun; 73(6):2152-62.
- Gagoski BA, Bilgic B, Eichner C, Bhat H, Grant PE, Wald LL, Setsompop K. RARE/turbo spin echo imaging with Simultaneous Multislice Wave-CAIPI. *Magn Reson Med*. 2015 Mar; 73(3):929-38.
- Blaimer M, Breuer FA, Seiberlich N, Mueller MF, Heidemann RM, Jellus V, Wiggins G, Wald LL, Griswold MA, Jakob PM. Accelerated volumetric MRI with a SENSE/GRAPPA combination. *J Magn Reson Imaging*. 2006 Aug; 24(2):444-50.
- Muller S. Simultaneous multislice imaging (SIMUSIM) for improved cardiac imaging. *Magn Reson Med*. 1989 Apr; 10(1):145-55.
- Glover GH. Phase-offset multiplanar (POMP) volume imaging: a new technique. *J Magn Reson Imaging*. 1991 Jul-Aug; 1(4):457-61.
- Souza SP, Szumowski J, Dumoulin CL, Plevles DP, Glover G. SIMA: simultaneous multislice acquisition of MR images by Hadamard-encoded excitation. *J Comput Assist Tomogr*. 1988 Nov-Dec; 12(6):1026-30.
- Stäb D, Ritter CO, Breuer FA, Weng AM, Hahn D, Köstler H. CAIPIRINHA accelerated SSFP imaging. *Magn Reson Med*. 2011 Jan; 65(1):157-64.
- Willis NP and Bresler Y. Optimal scan design for time varying tomographic imaging (II): Efficient design and experimental validation. *IEEE Trans. Image Processing*, 1995 May; 4: 654-666.
- Wu B, Millane RP, Watts R, Bones PJ. Improved matrix inversion in image plane parallel MRI. *Magn Reson Imaging*. 2009 Sep; 27(7):942-53.
- 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*. 2011 Aug 19.
- Yutzy SR, Seiberlich N, Duerk JL, Griswold MA. Improvements in multislice parallel imaging using radial CAIPIRINHA. *Magn Reson Med*. 2011 Jun; 65(6):1630-7.
- Norris DG, Koopmans PJ, Boyacioglu R, Barth M. Power independent of number of slices radiofrequency pulses for low-power simultaneous multislice excitation. *Magn Reson Med*. 2011 Nov; 66(5):1234-40.

Contact

Dr. Felix Breuer
Research Center
Magnetic Resonance Bavaria e.V. (MRB)
Am Hubland
97074 Würzburg, Germany
Phone: +49 (0) 931 318 3060
Fax: +49 (0) 931 318 4680
breuer@mr-bavaria.de



Simultaneous Multi-Slice Echo Planar Imaging による拡散MRIの進歩

Kawin Setsompop^{1,2}; Stephen F. Cauley^{1,2}; Lawrence L. Wald^{1,2}

¹ Martinos Center for Biomedical Imaging, Department of Radiology, Massachusetts General Hospital, Charlestown, MA, USA

² Department of Radiology, Harvard Medical School, Boston, MA, USA

はじめに

近年、多くのMRIシーケンスの時間効率を高める手段として、パラレルイメージングを用いたマルチスライス同時収集法 (Simultaneous Multi-Slice ; SMS) [1] への関心が高まっている。特に、拡散MRI (diffusion MRI ; dMRI) および機能的MRI (functional MRI ; fMRI) へのSMSの応用は、臨床医や研究者がそれらの撮像シーケンスを用いて検討できる内容を根本から変えてしまった。SMSによって、dMRIでは限られた時間内により多くの拡散エンコード方向から情報が得られるようになり、臨床および神経科学分野においてより複雑で高度な拡散撮像が可能になった。

dMRIでは拡散エンコード傾斜磁場を用いるため、時間的および空間的に異なる位相の混入が多く、それがマルチショット収集の実用を妨げている。そのため、dMRIでは高速シングルショット2DスピンエコーEPIシーケンスを用いることが多い。このシーケンスは高画質の撮像が可能だが、非常に非効率的である。図1はそのシーケンス構成図で、2Dシングルスライスを励起した後、拡散エンコードを行い、EPIエンコードを用いてそのスライスのデータを読み取り・受信する。このプロセスを、脳全体をカバーするまでスライス毎に繰り返す。図に示すように、拡散エンコードの期間が撮像時間のかなりの部分を占めることがある。この拡散エンコードは傾斜磁場パルスを用いて撮像ボリューム全体に対して行われ

るが、各収集期間で励起・収集されるのは1スライスのみで、長い拡散エンコードを全スライスについて繰り返す必要があり、非常に非効率的である。

従来の2Dパラレルイメージングによるアクセラレーション [2-4] をdMRIに用いると、位相エンコードステップ数を減らして画像の歪みやボケ (blurring artifact) を抑えることができる。しかしdMRIにおいては、このような方法はEPIエンコード時間を短縮するだけで、その他のデータ収集部分 (特に長い拡散エンコード) は短縮しないので、大幅なスキャン時間短縮にはならない。一方、SMSによるアクセラレーション [1] を用いると、各収集期間で複数のスライスを同時に収集することができる (再構成前のスライスは重なって見えるので特別な手法で展開する必要がある) ので、

ポリウム撮像に必要な収集期間の数を減らすことができる。したがって、dMRIのスキャン時間短縮という点ではSMSの方がはるかに効果的で、総スキャン時間は同時励起スライス数 [マルチバンド (MB) ファクター] 分の1に短縮される。また、従来のパラレルイメージングとは異なり、SMSはEPIエンコード期間を短縮せず、従来のパラレルイメージングで問題となる信号対雑音比 (SNR) 低下の影響を受けない。

シングルショットSMS-EPIにはさまざまなSMS法が応用されており、例えばWidebandイメージング [5, 6] や、Simultaneous Image Refocusing (SIR) [7, 8]、パラレル画像再構成を用いるマルチスライスイメージング [9, 10] などがある。しかし、著しいアーチファクトの発生やSNRの低下がdMRIへの幅広い応用を妨げている。特に、パラレルイメージングを用いるマルチスライスイメージングは脳MRIにおけるgファクターノイズの増幅が大きい。これはスライス方向の撮像領域 (FOV) が一般に脳撮像としては小さいため、同時収集したスライスが折り返すボクセルどうしの空間的な距離が近くなり、分離が困難になる。SMSに伴うgファクター上昇を低減する方法として考案された改良型のパラレルイメージング法がCAIPIRINHA [11] で、この方法では同時収集した各スライスが画像平面内ですれるようにスライス間シフトを与え、折り返しボクセル間の距離を広げる。スライス間シフトは各k空間ラインのデータ収集に異なるRFパルスを用いることにより発生させており、各RFパルスは同時収集する各スライスに異なる位相変調を与えるようにデザインされている。これはマルチショット収集には応用できるが、1つのRFパルスのみでk空間の全ラインを収集するシングルショットEPIには応用できない。CAIPIRINHAをシングルショットEPIに応用する最初の試みはNunesら [9] によって行われた。これは、位相エンコード方向とリードアウト方向にWideband類似法を用い、折り返しボクセル間の距離を広げるとい

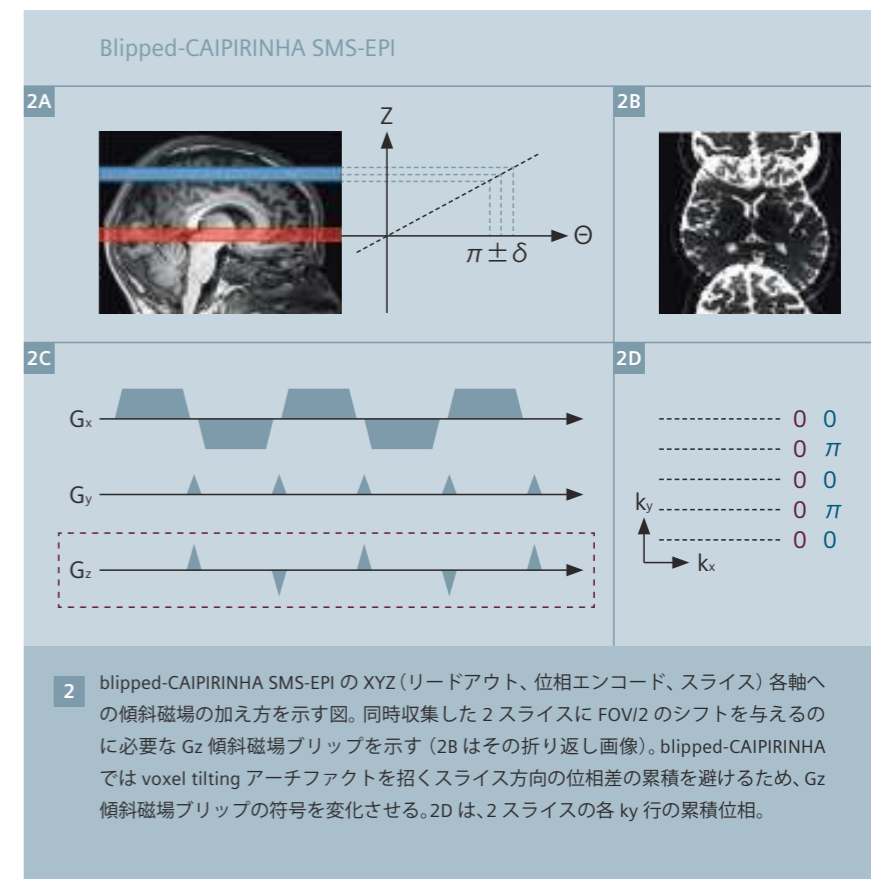
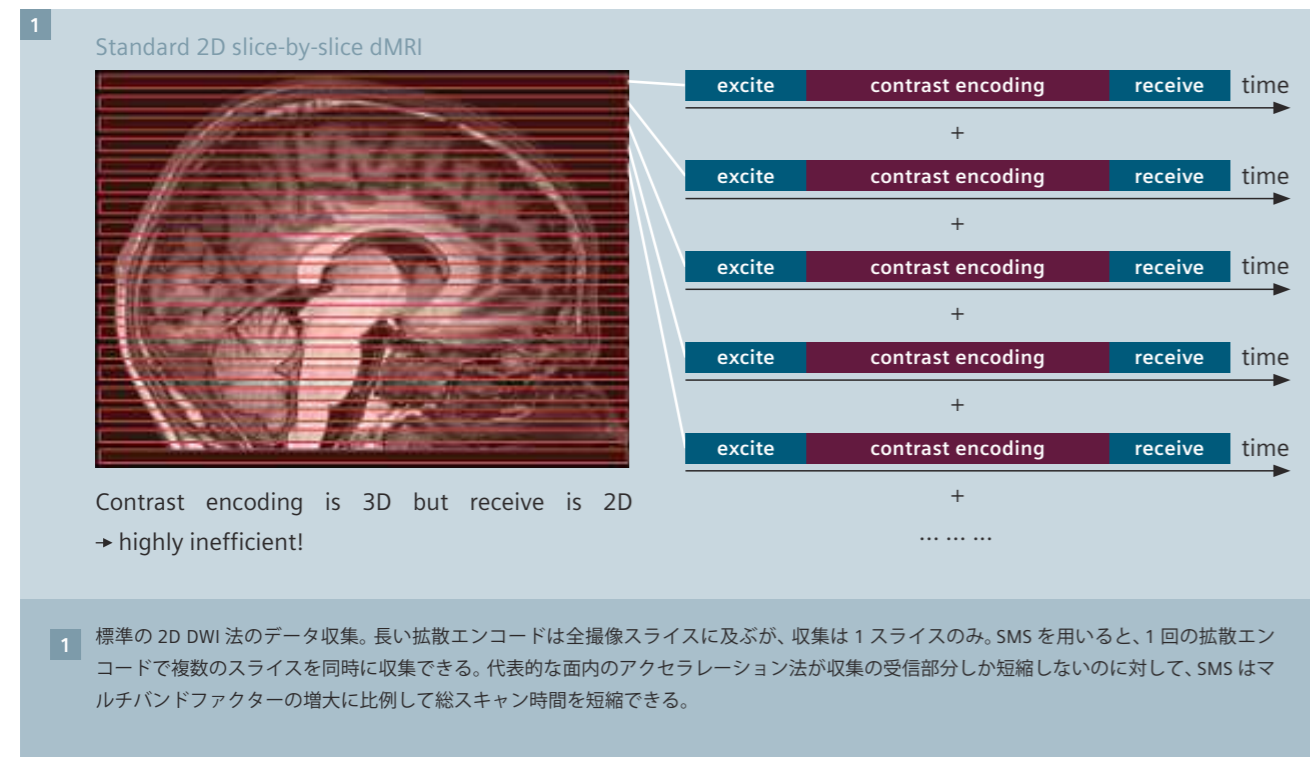
うものであった。しかし、ボクセルチルト (voxel tilting) によるアーチファクト (blurring) を招き、折り返しボクセル間の距離拡大が大きく制限された。本稿では、Nunesらの方法を改良し、voxel tiltingアーチファクトを発生させることなく位相エンコード方向に所定のボクセルシフトを与えられるようにしたblipped-CAIPIRINHA法 [12] について述べる。この方法により、dMRIの撮像時間を大幅に短縮できる高画質のパラレルイメージングによるSMS-EPI撮像が可能になった。

blipped-CAIPIRINHA

blipped-CAIPIRINHAでは、EPIリードアウト時にGz傾斜磁場ブリップを追加する。図2に、EPIエンコードの標準のGxおよびGy傾斜磁場と追加のGz傾斜磁場ブリップを示す。各k空間ラインのデータ収集に際して、GzブリップはGy位相エンコードブリップと同時に加えられ、同時励起した各スライスに異なる位相変調を与える。図の例では、Gzブリップを加えることにより、

同時収集した2スライスに位相エンコード (PE) 方向のFOV/2シフトが与えられる (図2の右上が折り返し画像)。所定のスライス間シフトを得るには、Gzブリップの傾斜磁場の面積を適切に設定しなければならない。図2の例では、各Gzブリップが上側のスライス (青色) にあるスピンの位相を π だけ増加させるが、下側のスライス (赤色) は増分なしとなる。図2の右下に、上側 (青色) および下側 (赤色) の撮像スライスの、一連のGzブリップによるky方向の位相変調を示す。下側のスライスは位相変調なしなのでシフトしないが、上側のスライスはky方向に増分 π の線形の位相変調が与えられるのでPE方向にFOV/2だけシフトする。このようにして所定のFOV/2のスライス間シフトを得る。

重要な注意点として、図2に示すように、各Gzブリップは有限の厚さを持つスライス方向にも小さな位相差 2δ を発生させる。この各ブリップによって発生するスライス方向



(through-slice) の位相差は、極わずかな信号の減弱をもたらす（一般に1%未満）。blipped-CAIPIRINHAの重要なコンセプトが正負の傾斜磁場ブリップの交互使用で、これにより傾斜磁場モーメントを抑制し、EPIエンコード時にthrough-sliceの位相差が累積して大幅な信号減弱が発生しないようにする。これは、正のGzブリップのみを用いることでthrough-sliceの位相ずれの累積とvoxel tiltingアーチファクトを招くWideband法の問題を解決する。このように、blipped-CAIPIRINHAはEPIで同時収集されたスライスのCAIPIRINHAによる折り返し処理をより効果的にするものである。これは、図3の3Tで32チャンネルのヘッドコイルを用いた3倍速(SMS-3)の収集例を見るとよく分かる。この例では、FOV/2のシフトありとシフトなしのパラレルイメージング再構成のgファ

クターを比較している（ともにslice-GRAPPA再構成）。同時収集スライス間にシフトを与えない場合は、平均のSNR維持率（retained SNR、1/gファクター）が68%まで大きく低下している。FOV/2シフトを伴うblipped-CAIPIRINHAではretained SNRが99%を超え、標準のWideband法を用いた場合に見られる3.5ボクセルのvoxel tiltも回避している。そのため、blipped-CAIPIRINHAでは大幅なSNR低下を招くことなく、3倍速のdMRI収集が可能になる（注：一部の領域のretained SNRは1よりやや大きく、低アクセラレーションのin-plane GRAPPA収集で認められたような[13]、再構成プロセスにおける何らかのノイズ相殺があったことを示している）。

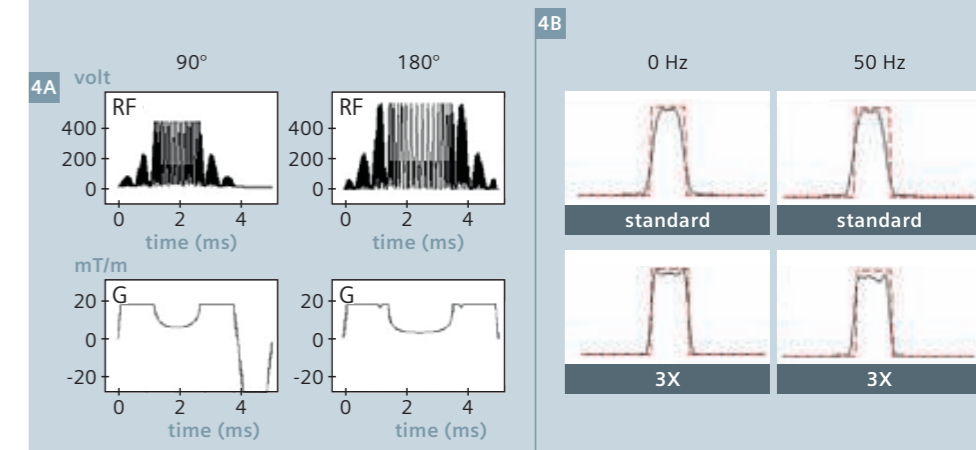
RFパルスデザインおよび画像再構成
大きなアクセラレーションファクターのblipped-CAIPIRINHAを用いる際には、シーケンスデザインおよび画像再構成に関して注意すべき点がある。拡散強調イメージング(DWI)において特に重要な、SMS収集で複数のスライスを同時励起できるようにするマルチバンドRFパルスのデザインである。マルチバンドRFパルスはSARの上昇を招き、高SARのスピンエコー90°パルス-180°パルスを用いるDWIでは特に問題になる。SMS-3のアクセラレーションの場合、VERSEアルゴリズム[14]を用いることにより、3Tのin vivo DWIにおいて十分にSARを低減できることが示されている[15]。ただし、VERSEはSAR低減効果をもたらす一方で、off-resonanceの周波数においてスライスプロファイルの歪みを発生させる。これは、VERSE

を適用する前に、スライスプロファイルの質を高める大きな時間・帯域幅積とSLRアルゴリズムによるRFパルスを用いることで軽減することができる。図4(A、B)に、SLRとVERSEを併用したアクセラレーションファクター3のマルチバンド90°パルス-180°パルスデザインを示す。図4Aは、VERSEによる90°および180°RFパルスとそれらに対応する傾斜磁場パルスである。図4Bは、標準のシングルスライスの90°パルス-180°パルスペアとアクセラレーションファクター3のRFパルスペアによるスライスプロファイルの比較である。この例では、on-resonanceでも50Hz off-resonanceでも質の高いスライスプロファイルが得られている。

VERSEとSLRを併用するデザインのほかに、マルチバンドパルスのSARとピークパワーをともに低減する方法が多数開発されている。これらの方法は高アクセラレーションや超高磁場での撮像において特に有用である。ピークパワーを低減する方法としては、位相を最適化するphase optimization法[16]、パルスタイミングをずらすpulse time-shift法[17]、位相の最適化とともに空間的に位相が異なる90°パルスと180°パルスを用いてスピンエコーの励起位相をフラットにする方法[18、19]が考案されている。さらに、ピークパワーやSARを増大させることなく同時に多数の撮像スライスを励起・再収束する方法として、Power Independent of Number of Slices (PINS)[20]およびMultiPINS[21]というRFパルスデザインも考案されている。

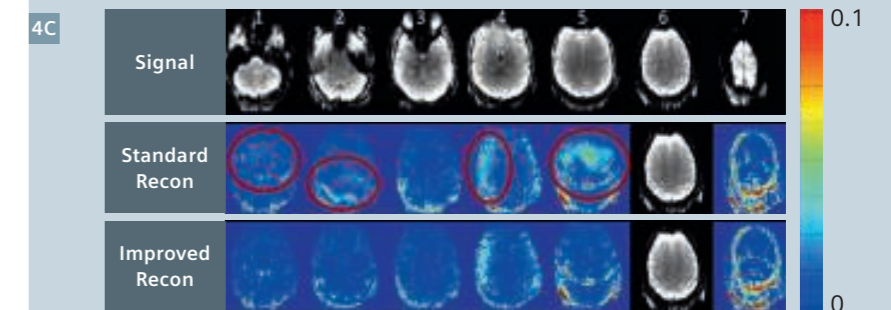
SMS-EPI画像再構成に関しても、その質を向上させるためにさまざまな方法が開発されている。SMS再構成向けに開発された当初のSENSE/GRAPPA法[22]は改良され、スライス間FOVシフトを伴うCAIPIRINHA収集に役立てられた[23-25]。blipped-CAIPIRINHA SMS-EPI再構成に広く用いられているslice-GRAPPA[12]は、“LeakBlock”法

Multiband RF pulse: SLR & VERSE algorithm
high quality slice profile and low SAR

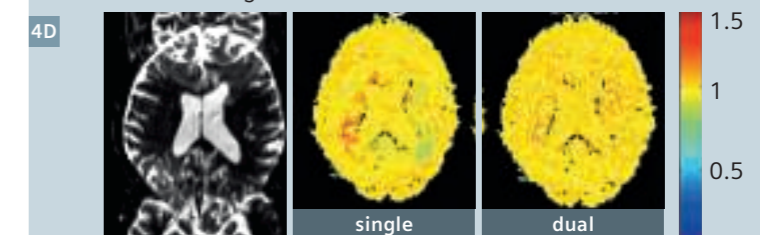


Slice-GRAPPA recon: leak-block and dual kernel

Reduced signal leakage between slices

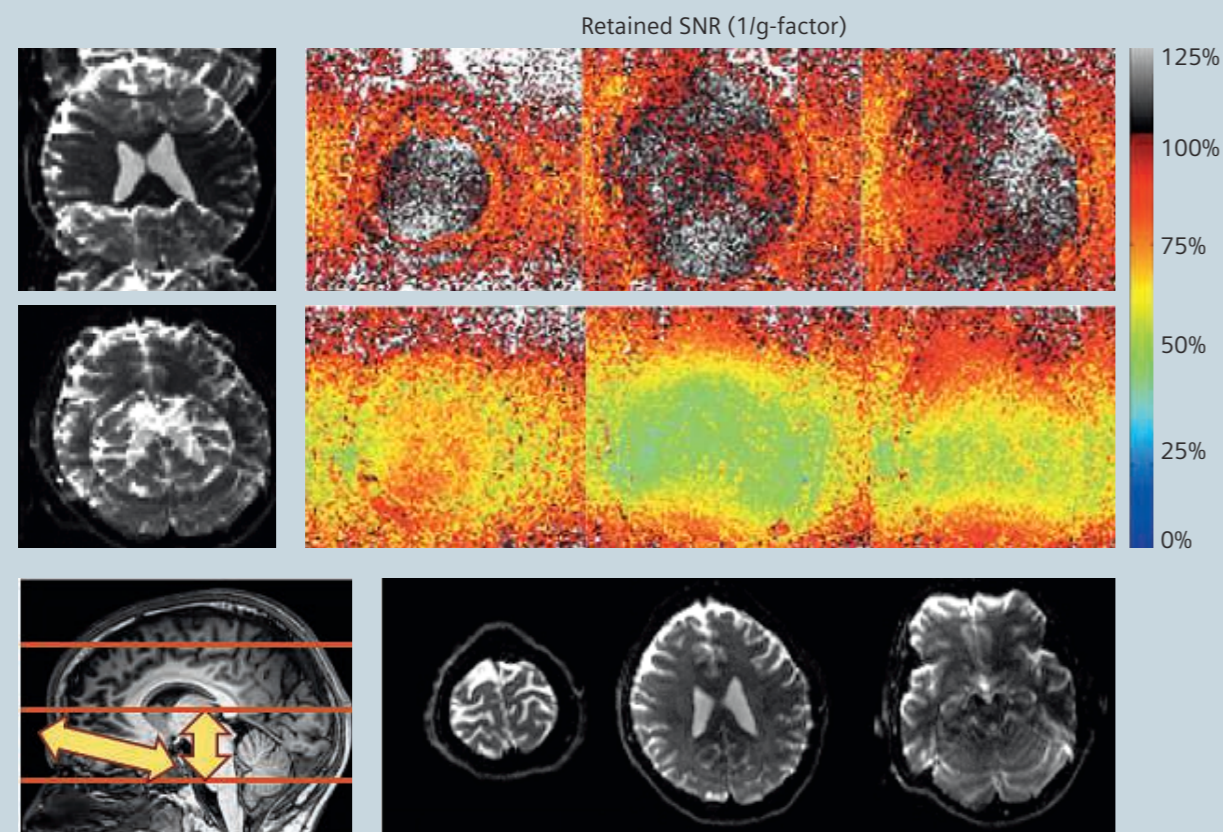


Reduced N/2 ghost level



4 blipped-CAIPIRINHAを用いる際の重要項目を示す図。SLRアルゴリズムとVERSEアルゴリズムを併用したアクセラレーションファクター3のマルチバンド90°パルス-180°パルスを示す。(4A)VERSEによる90°および180°RFパルスと対応する傾斜磁場パルス。(4B)標準のシングルスライスの90°パルス-180°ペアとアクセラレーションファクター3のRFパルスペアによるスライスプロファイルの比較。これらのパルスはピークパワーとSARを抑制しながら画質を確保するのに必要である。(4C)“LeakBlock”slice-GRAPPA再構成法による同時収集スライス間の信号の混入抑制効果。標準のslice-GRAPPA再構成に比べて(SMS-7の収集における)6番目のスライスへの信号の混入が大幅に減少している。(4D)FOV/2シフトを伴うSMS-3のblipped-CAIPIRINHA EPIデータの“デュアルカーネル”slice-GRAPPAによる分離。スライスが折り返したk空間データの偶数行と奇数行に2つのカーネルを別々に用いるので、スライスデータとゴーストの両方を(代表的なゴースト補正の前に)明瞭に分離できる。

3 SMS-3 Blipped-CAIPIRINHA with 32-channel head coil



3 3Tでシーメンス製32チャンネルコイルを用いたSMS-3のアクセラレーションによるSMS-EPI。FOV/2シフトあり・なしのパラレルイメージング再構成のgファクターを比較している。シフトなしではretained SNR(1/gファクター)が68%まで大きく低下している。FOV/2シフトを伴うblipped-CAIPIRINHAではretained SNRが99%を超え、標準のWideband法に見られる3.5ボクセル分のvoxel tiltも回避している。

[26]により信頼性の高い再構成が行えるように改良したものである。この方法は同時収集スライス間の信号の混入を抑制し、高アクセラレーションにおける時間的安定性を高めることが示されている。図4Cは、32チャンネル・ヘッドコイルを用いたSMS-7のblipped-CAIPIRINHA収集において、標準のslice-GRAPPA再構成と改良型のLeakBlock slice-GRAPPA再構成による信号の混入を比較したものである。LeakBlock再構成の使用により、6番目のスライスへの信号の混入が大幅に減少しているのがよく分かる。

SMS-EPI再構成において重要なもう1つの検討項目が、N/2ゴーストアーチファクトを最小に抑制することである。これはSMS-EPIでは特に重要である。SMS-EPIでは同時収集するスライスごとに個別のゴースト補正が必要になる可能性があるため(N/2ゴーストの位相誤差がスライス位置により異なるため)、パラレルイメージング再構成(折り返しスライスの展開)前にスライスが折り返したデータセットからN/2ゴーストをきれいに取り除くことはできない。スライスが折り返したk空間データの偶数行と奇数行に別々のGRAPPAカーネルを用いる“デュアルカーネル”のslice-GRAPPAは、この問題を克服できることが示されている[15]。この方法は代表的なゴースト補正に先だて、スライスデータとゴーストの両方を明瞭に分離することができる。

図4Dは、FOV/2シフトを伴うSMS-3のblipped-CAIPIRINHA SMS-EPIにおけるN/2ゴーストアーチファクトのレベルを、i) シングルカーネルのslice-GRAPPAによる再構成とii) デュアルカーネルのslice-GRAPPAによる再構成とで比較したものである。SMS収集の最上位スライスのゴーストアーチファクトが、中央スライスのFOVの中心部に出現している(FOV/2スライス間シフトのため)。このため、シングルカーネルのslice-GRAPPAではゴーストアーチファクトを正確に展開するこ

とができない。図4では、中央スライスの中心部に大きな再構成アーチファクトが認められる。デュアルカーネルのslice-GRAPPAでは、このアーチファクトが軽減されている。デュアルカーネル法はSENSE/GRAPPA再構成に適用されて好結果を得ており[27]、その拡張版も位相エンコードライン・パンチングに伴うアーチファクトを克服する方法として用いられている[28]。さらに、SENSEによるSMSデータの再構成では、ゴーストアーチファクトのスライス固有の位相誤差がパラレルイメージング再構成にうまく組み込まれている[29]。

拡散強調イメージングの応用

RFパルスと画像再構成法を慎重にデザインすれば、blipped-CAIPIRINHAを用いて高画質のDWI用SMS-EPIデータを効率的に収集することができる。臨床においては時間が限られており、DWIの拡散エンコード方向は少数に限定されることが多い。このため、検討内容は見かけの拡散係数(apparent diffusion coefficient; ADC)などの最も基本的な拡散情報に限定せざるを得ない。しかしblipped-CAIPIRINHA SMS-EPIを用いれば、SNR低下とアーチファクトを無視できるレベルに抑制しながら、高画質の拡散強調データを3倍速で収集することができる。これにより、臨床的に妥当な時間内でより多くの軸数の拡散強調データが得られるようになり、異方性比率(Fractional Anisotropy; FA)、拡散尖度(Diffusion Kurtosis)、神経線維追跡(fiber tracking)などの、より複雑な拡散モデル・測定法を検討できるようになった。図5は、拡散テンソルイメージング(Diffusion Tensor Imaging; DTI)、Q-ball、拡散スペクトルイメージング(Diffusion Spectrum Imaging; DSI)による代表的な脳神経画像における、3倍速blipped-CAIPIRINHA収集の効果を示すものである。この図では、これらの拡

散モデルから得たカラーFA、配向分布関数(Orientation Distribution Function; ODF)、神経線維追跡の結果を、標準のSMS-1収集とSMS-3のblipped-CAIPIRINHA収集との間で比較している。全例において、3倍速blipped-CAIPIRINHA収集でも高画質が維持されている。

DWIの応用に対する関心は脳以外の領域でも高まっており、それらの領域では組織異常に対する感度が高いことも判明している。前述の脳神経画像への応用と同様に、blipped-CAIPIRINHA SMS-EPIは体幹部においても撮像時間短縮の一翼を担う可能性がある。体幹部では大きな面内FOVをエンコードする必要があり、画像の歪みを軽減するために面内のアクセラレーション(一般に2倍速)が用いられる。スライス方向とスライス面内のアクセラレーションは併用できるが、両方を用いると全体のアクセラレーションファクター(2つのアクセラレーションファクターの積)が大きくなり、gファクターノイズの増幅が大きくなる。本質的にSNRが低いDWIアプリケーションでは、ノイズの増幅をできる限り抑制した方がよい。そのため、体幹部のblipped-CAIPIRINHA SMS-EPIには、一般にSMS-2と2倍速の面内アクセラレーションを組み合わせる方法が用いられる。

図6は、標準の2倍速の面内アクセラレーションにSMS-2のblipped-CAIPIRINHAの併用あり・なしで収集した肝臓、全身、乳房のDWI画像である。blipped-CAIPIRINHA併用例では、ほぼ同等の画像を得ながら撮像時間が2分の1に短縮されている。これはスライス数の多い全身DWIにおいて特に有用である。基本的なADC測定を主目的とする標準の拡散スキャンには20分前後を要することが多いが、このように長いスキャン時間を短縮することは全身DWIの臨床応用に大きな影響を与えることになるだろう。

5

3x Faster brain dMRI

Q-ball: 12 min → 4 min

DTI: 10 min → 3 min

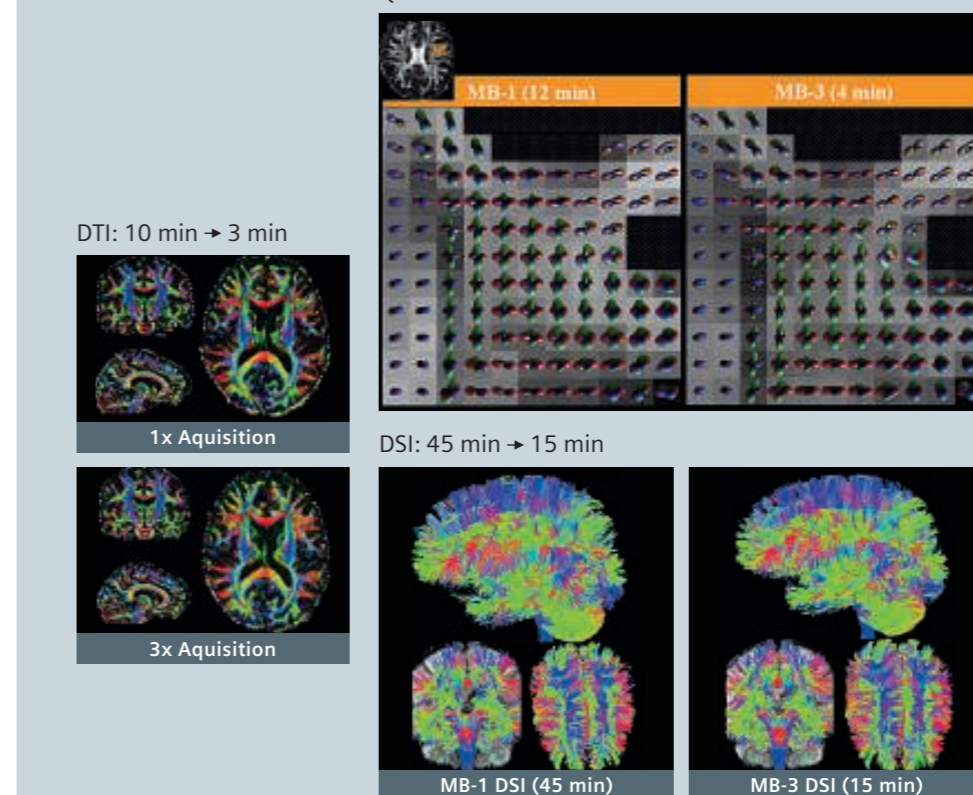
1x Acquisition

3x Acquisition

DSI: 45 min → 15 min

MB-1 DSI (45 min)

MB-3 DSI (15 min)



5

拡散テンソルイメージング(DTI)、Q-ball、拡散スペクトルイメージング(DSI)における標準のSMS-1収集とblipped-CAIPIRINHA SMS-3収集の比較。3Tでシーメンスの32チャンネル・ヘッドコイルを使用。カラーFA、配向分布関数(ODF)、神経線維追跡の結果がほぼ同等のレベルであるのが分かる。

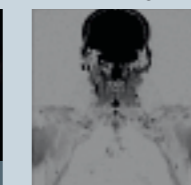
6

Applications outside of the brain

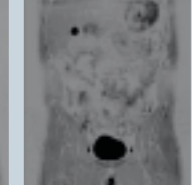
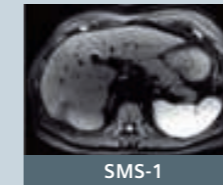
Liver diffusion

Whole-body diffusion

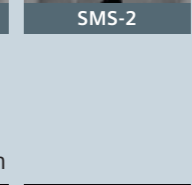
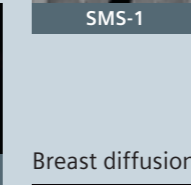
b = 50



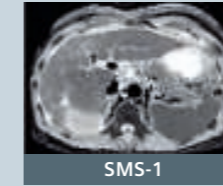
b = 400



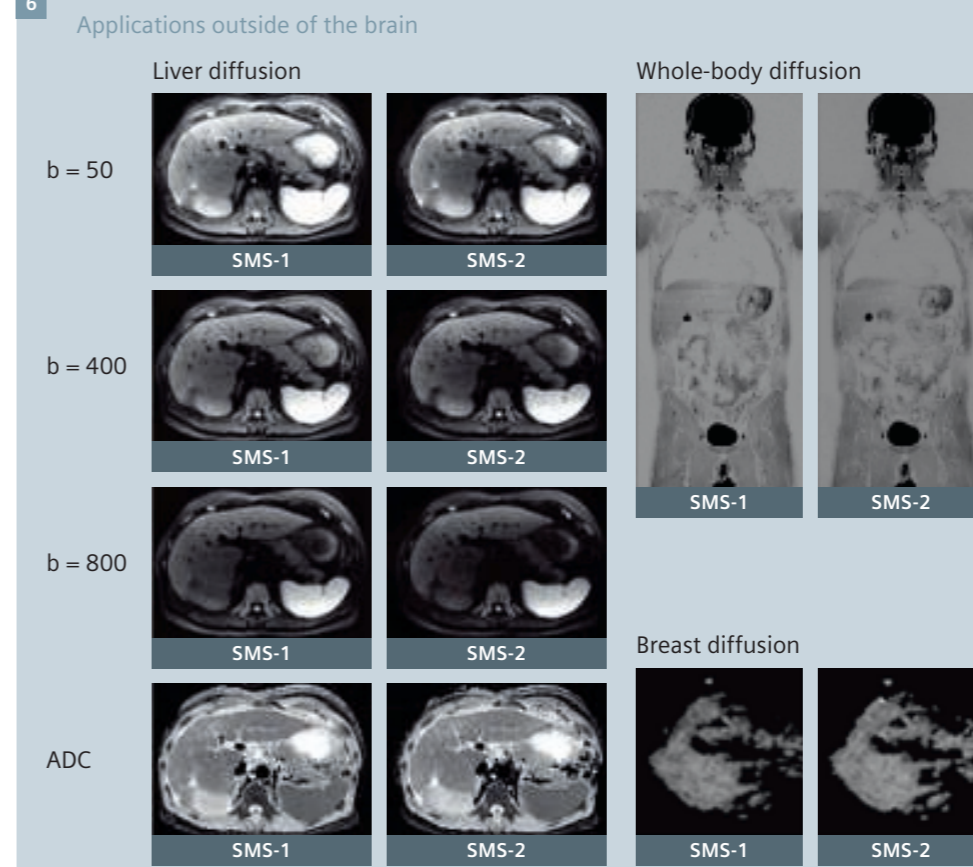
b = 800



ADC



Breast diffusion



6

新しい体幹部へのDWI応用例。大きなFOVの体幹部DWIにSMS-2blipped-CAIPIRINHAとin-plane GRAPPA 2を使用。従来のin-plane GRAPPA 2を用いたDWIとほぼ同等の画質が認められる。大きなFOVの体幹部DWIでは特に、歪みを軽減するためにin-plane GRAPPAによるアクセラレーションが不可欠だが、blipped CAIPIRINHA SMSはこれを効果的に組み合わせることができる。blipped-CAIPIRINHA SMS-EPIを用いれば、肝臓、乳房、全身のDWIにおいて画質をほぼ維持しながらスキャン時間を2分の1に短縮できる。

References

- Larkman DJ, Hajnal J V, Herlihy AH, Coutts GA, Young IR, Ehnholm G. Use of multicoil arrays for separation of signal from multiple slices simultaneously excited. *J Magn Reson Imaging*. 2001;13:313–7.
- Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med [Internet]*. 1999 Nov;42(5):952–62. Available from: [10.1002/\(SICI\)1522-2594\(199911\)42:5<952::AID-MRM16>3.0.CO;2-S](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12111967).
- Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, Nittka M, Jellus V, Wang J, et al. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magn Reson Med [Internet]*. 2002 Jun [cited 2014 Jan 21];47(6):1202–10. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12111967>.
- Sodickson DK, Manning WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med [Internet]*. 1997 Oct;38(4):591–603. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9324327>.
- Paley MNJ, Lee KJ, Wild JM, Griffiths PD, Whitby EH. Simultaneous parallel inclined readout image technique. *Magn Reson Imaging [Internet]*. 2006 Jun [cited 2014 Sep 9];24(5):557–62. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16735176>.
- Weaver JB. Simultaneous Multislice Acquisition of MR Images. 1988;284:275–84.
- Feinberg D a., Reese TG, Wedeen VJ. Simultaneous echo refocusing in EPI. *Magn Reson Med*. 2002;48(1):1–5.
- Reese TG, Benner T, Wang R, Feinberg D a., Van Wedeen J. Halving imaging time of whole brain diffusion spectrum imaging and diffusion tractography using simultaneous image refocusing in EPI. *J Magn Reson Imaging*. 2009;29(3):517–22.
- Nunes RG, Hajnal J V, Golay X, Larkman DJ. Simultaneous slice excitation and reconstruction for single shot EPI. *Proc Intl Soc Mag Reson Med*. 2006. p. 293.
- Moeller S, Yacoub E, Olman C a, Auerbach EJ, Strupp J, Harel N, et al. 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 [Internet]*. 2010 May [cited 2014 Jan 21];63(5):1144–53. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=2906244&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.
- 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;53:684–91.
- 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 [Internet]*. 2012 May [cited 2014 Jan 21];67(5):1210–24. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=323676&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.
- Polimeni JR, Wiggins GC, Wald LL. Characterization of artifacts and noise enhancement introduced by GRAPPA reconstructions. *Proc Intl Soc Mag Reson Med*. 2008. p. 1286.
- Conolly SM, Nishimura DG, Macovski A, Glover GH. Variable-rate selective excitation. *J Magn Reson [Internet]*. 1988 Jul [cited 2012 Jul 4];78(3):440–58. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/002223648890131X>.
- Setsompop K, Cohen-Adad J, Gagoski BA, Raji T, Yendiki A, Keil B, et al. Improving diffusion MRI using simultaneous multi-slice echo planar imaging. *Neuroimage [Internet]*. Elsevier Inc.; 2012 Oct 15 [cited 2014 Jan 30];63(1):569–80. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3429710&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.
- Wong E. Optimized phase schedules for minimizing peak RF power in simultaneous multi-slice RF excitation pulses. *Proc Intl Soc Mag Reson Med [Internet]*. 2012 [cited 2014 Jan 21]. p. 2209. Available from: <http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Optimized+phase+schedules+for+minimizing+peak+RF+power+in+simultaneous+multi-slice+RF+excitation+pulses#0>.
- Auerbach EJ, Xu J, Yacoub E, Moeller S, Uğurbil K. Multiband accelerated spin-echo echo planar imaging with reduced peak RF power using time-shifted RF pulses. *Magn Reson Med*. 2013 May;69(5):1261–7.
- Zhu K, Kerr AB, Pauly JM. Nonlinear-Phase Multiband 90°-180° RF Pair With Reduced Peak Power. *Proc Intl Soc Mag Reson Med*. 2014. p. 1440.
- Sharma A, Bammer R, Stenger VA, Grissom W a. Low peak power multiband spokes pulses for B 1 + inhomogeneity-compensated simultaneous multislice excitation in high field MRI. *Magn Reson Med [Internet]*. 2015;doi: 10.1002/mrm.25455. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/mrm.25455>.
- Norris DG, Koopmans PJ, Boyacioğlu R, Barth M. Power Independent of Number of Slices (PINS) radiofrequency pulses for low-power simultaneous multislice excitation. *Magn Reson Med [Internet]*. 2011 Nov [cited 2014 Jan 10];66(5):1234–40. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22009706>.
- Eichner C, Wald LL, Setsompop K. A low power radiofrequency pulse for simultaneous multislice excitation and refocusing. *Magn Reson Med [Internet]*. 2014 Oct [cited 2014 Sep 25];72:949–58. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25103999>.
- Blaimer M, Breuer F a, Seiberlich N, Mueller MF, Heidemann RM, Jellus V, et al. Accelerated volumetric MRI with a SENSE/GRAPPA combination. *J Magn Reson Imaging [Internet]*. 2006 Aug [cited 2014 Oct 13];24(2):444–50. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16786571>.
- Stäb D, Ritter CO, Breuer F a, Weng AM, Hahn D, Köstler H. CAIPIRINHA accelerated SSFP imaging. *Magn Reson Med*. 2011;65:157–64.
- Blaimer M, Choli M, Jakob PM, Griswold M a, Breuer F a. Multiband phase-constrained parallel MRI. *Magn Reson Med [Internet]*. 2013 Apr [cited 2014 Jul 21];69(4):974–80. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3606646&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.
- Moeller S, Vu AT, Auerbach E, Ugurbil K, Yacoub E. RO extended FOV SENSE/GRAPPA for multiband imaging with FOV shift. *Proc Intl Soc Mag Reson Med*. 2014. p. 4396.
- Cauley SF, Polimeni JR, Bhat H, Wald LL, Setsompop K. Interslice leakage artifact reduction technique for simultaneous multislice acquisitions. *Magn Reson Med [Internet]*. 2014 [cited 2014 Jan 28];72:93–102. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23963964>.
- Koopmans PJ, Poser BA, Breuer FA. 2D-SENSE-GRAPPA For Fast, Ghosting-Robust Reconstruction of In-Plane and Slice Accelerated Blipped-CAPI-EPI. *Proc Intl Soc Mag Reson Med*. 2015. p. 2410.
- Moeller S, Auerbach EJ, Vu AT, Lenglet C, Sotiropoulos SN, Ugurbil K, et al. EPI 2D ghost correction and integration with multiband : application to diffusion imaging at 7T. *Proc Intl Soc Mag Reson Med*. 2015. p. 248.
- Zhu K, Dougherty RF, Takahashi A, Pauly J, Kerr AB. Nyquist Ghosting Correction For Simultaneous Multislice Echo Planar Imaging. 2014. p. 647.



Contact

Kawin Setsompop
 Massachusetts General Hospital
 Martinos Center for Biomedical Imaging
 Building 75, Room 2.102, 13th Street
 Charlestown, MA, 02129, USA
 Phone: +1 617-669-6640
kawin@nmr.mgh.harvard.edu