

SIEMENS

MAGNETOM Flash

The Magazine of MRI 翻訳版

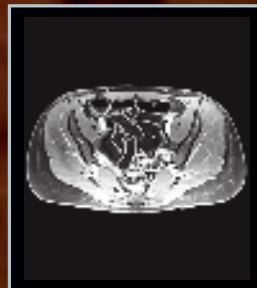
Issue Number 5/2013 | RSNA Edition

08

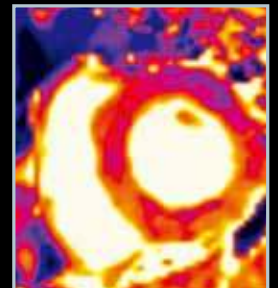


呼吸下における
Radial VIBEを
用いた肝細胞相
T1強調画像
Page 6

Radial VIBEを
用いた
MRエンテログラフィ
Page 6



MOLLIを用いた
急性心筋梗塞の
T2マップ
Page 26



SIEMENS

www.siemens.co.jp/QuietSuite

Quiet Suite

Imaging is to be seen, not heard.

安心とやさしさを、医療の現場に。

シーメンスが目指すMR検査とは、すべての人にとって快適でやさしい検査を実現し、有用性の高い画像を提供することです。

ルーチン・シーケンスの静音化を可能にした新しい技術「Quiet Suite」の登場です。

MRIシステムの大きな課題の1つである騒音問題を解消し、特に体動のコントロールが困難な小児などの検査で大きなアドバンテージをもたらします。

安心とやさしさを、医療の現場に。
これからもシーメンスは、思いをカタチにしていきます。

認証番号: 222AABZX00033000 クラス分類: 管理医療機器(クラスII)
222AABZX00032000 特定保守管理医療機器: 該当
設置管理医療機器: 該当

Answers for life.

Content

Clinical Head-to-Toe Imaging

- 4 Radial VIBE法における
臨床的に確立された3D T1強調画像

Clinical Cardiology

- 24 新世代のマッピング
Cardiac Parametric Mapping:
T1およびT2マッピングの臨床における役割

Technology

- 10 MR検査時の騒音を低減:
パラレルイメージングを用いた
最適化TSEシーケンス
- 15 PETRAを用いた
quite T1強調3Dイメージング:
中枢神経への臨床応用

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。本情報を読んだ医療関係者の皆様におかれましては、個々の患者の処置を行なう際、自らの学習、訓練および専門知識を活用しなければならない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 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。MRI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。技術データの出版は、対応するデータシートです。

Radial VIBE法における 臨床的に確立された3D T1強調画像

Kai Tobias Block¹; Hersh Chandarana¹; Girish Fatterpekar¹; Mari Hagiwara¹; Sarah Milla¹; Thomas Mulholland¹; Mary Bruno¹; Christian Geppert²; Daniel K. Sodickson¹

¹ニューヨーク大学ランゴン医療センター 放射線科(米国・ニューヨーク)

²シーメンスメディカル ソリューションズ社(米国・ニューヨーク)

緒言

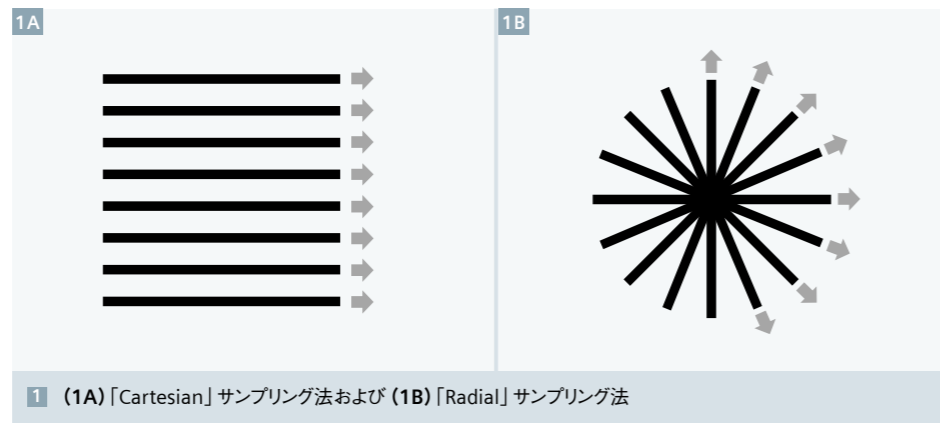
過去数十年の間に磁気共鳴画像診断(MRI)は著しい進歩を遂げたが、従来のMRIは動きに対する感度が高いため、データ収集時に患者は動かない状態を保たなくてはならない。しかしながら、臨床現場で動きを抑制することはほぼ不可能である。その結果、モーションアーチファクト(ゴーストアーチファクトとして知られている)が頻発し、時にそれらが重要な診断情報を覆い隠してしまう可能性がある。特に息止めが必要な腹部・骨盤領域のMR検査でのゴーストアーチファクトは大きな問題である。実際には多くの患者にとって撮像中に十分に息を止めることは困難なため、診断に苦慮するMR検査数はかなり多くなっている。そのため、腹部・骨盤領域に関するMRIは最適な画像診断法として確立されていない。また、頭頸部領域など、他の広く用いられているMR検査においても、患者が不安定な状態にある場合や検査中に嚔下や咳を抑えることができない場合などに、体動によるゴーストアーチファクトの影響を受けることがある。

k空間のRadial収集法

動きに対する感度の高さは、MRIで用いられている物体の位置情報を認識するためのデータサンプリング法に起因する。一般的に使用されるシーケンスは、通常「Cartesian」サンプリングと呼ばれている平行線に沿ったサンプリング法(図1A)を用いて、データ空間(k空間)

に信号を充填する。取得した信号は、一定の位相差を反映するため、このサンプリング法は「位相エンコード」の原理とも呼ばれている。しかしながら、検査中に物体が動いた場合、位相オフセットが生じ、位相エンコードを乱す。すなわち、サンプリング時のジッタに起因して不適切なデータサンプリングによる位相の乱れが位相エンコード方向に沿ってエイリアジング・アーチファクトとして生じる。したがって、Cartesianサンプリングは、本質的に動きによる位相差を生じ易い。取得データ間の位相のズレを最小化するためにナビゲーション法またはトリガー法を用いる場合でも、ある程度の残留アーチファクトが必ず存在する。しかしながら、k空間収集法を別のサンプリング幾何学に変更することでこのような状況を改善することができる。有望な代替案として、回転

スポークに沿ってデータを取得する「Radial」サンプリング法がある(図1B)。この手法は、k空間中心部でスポークが重なるため、個々のスポークでジッタが生じてもk空間のカバーに格差は生じない。よって、この方法ではゴーストアーチファクトは出現しない。また、スポークがk空間の中心部で重なっているため、動きによる影響が平均化される。しかしながら、本手法の代表的なアーチファクトとして「ストリーク状」がある。しかしながらほとんどの場合、ストリーク状のアーチファクトは画質にわずかに影響するだけで、典型的な特有のアーチファクトとして描出されることから容易に識別ができる(図3B)。このアーチファクトは、主に物体に付加された「テクスチャー」として現れるため、一般的なCartesian法によるゴーストアーチファクトと比べて病変を明瞭に抽出できる。



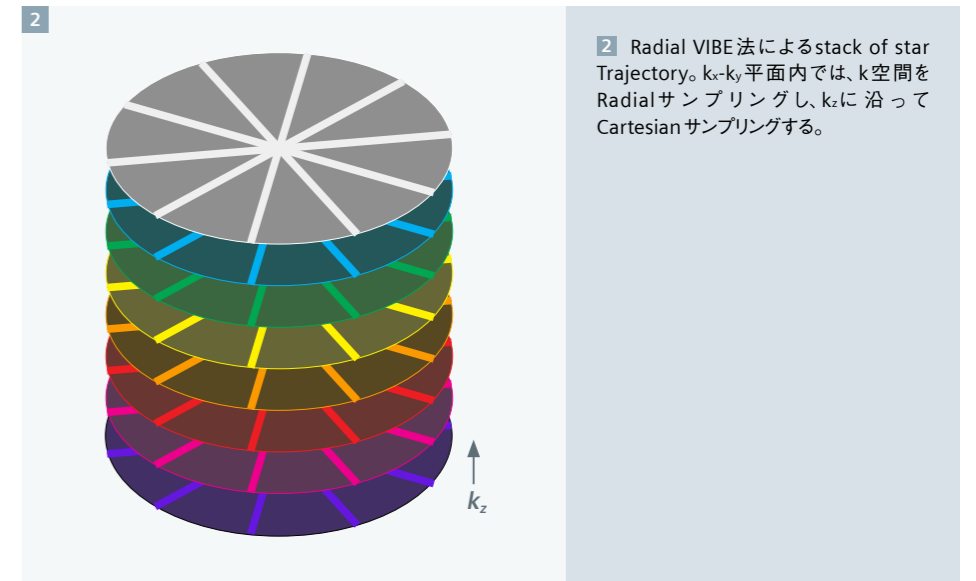
1 (1A)「Cartesian」サンプリング法および(1B)「Radial」サンプリング法

興味深いことに、Radialサンプリングの理論や臨床応用の利点はMRIの草創期から知られていたが、これまで臨床現場では広く用いられていなかった。Radialサンプリング法については1973年にLauterbur氏が自身のMRIに関する論文の中で述べている[1]。しかしながら、実装には多くの技術的に複雑な問題に取り組む必要があったため、初期のMRIシステムで容易かつ確実に実施できるCartesianデータ収集法に取って代わられた。Radialサンプリング法は技術的に複雑なため、より高度で洗練された画像再構成技術、磁場の均一性の更なる向上、より正確および精密な勾配磁場の生成、などが必要であったため、Radialサンプリング法は研究に用いられているのみで、臨床的に確立された方法としては、現在、Cartesian法が用いられている。

しかしながら、この数年間にMRIのハードウェア設計の改善および新たなアルゴリズムの開発などにより、Radialサンプリング法の実用化を妨げていた問題のほとんどが解決できたため、現在の臨床用MRIシステムでRadial撮像法をルーチンで用いることがようやく可能になった。臨床応用の信頼性および頑健性は高く、従来のCartesianスキャンで取得した画像と同等の画質が実現している。

Radial VIBEシーケンス

Radial VIBEシーケンス*は、ボリュームデータ収集において、完全にシームレスでk空間を放射状にサンプリングし、日常臨床で問題な体動および血管などの流れによる影響を高度に抑制する目的として、シーメンス社のMRIシステム用に初めて開発されたシーケンスである。本法は最適化された3D T1強調グラジエントエコーシーケンス(3D FLASH)の一種で、さまざまな脂肪抑制法の選択を有するVIBEシーケンスをベースとしている。またRadialサンプリングは3D「Stack of stars」法が取り入れられている。この方法はkx-ky平面を放射状の



2 Radial VIBE法によるstack of star Trajectory。kx-ky平面内では、k空間をRadialサンプリングし、kzに沿ってCartesianサンプリングする。

スポークで収集し、kz方向を従来のCartesian法でサンプリングすることで、円柱状のk空間をカバーする(図2)。このk-Trajectoryは、高い時間効率と最大限の脂肪抑制効果を示すQuick FatSatまたはSPAIRなどを可能にする。ほとんどの臨床では、Radialスキャンは脂肪抑制法を用いて実施するため、これは重要な意味をなす。またkz方向にCartesianデータ収集法を用いるが、非連続なサンプリング収集のため、動きに対して非常に強い。Radial VIBE法は、ソフトウェアバージョンBラインであるMAGNETOM Avanto, Trio, VerioおよびDラインのMAGNETOM Skyra, Aeraなど、シーメンス社の全MRIシステムに対して、用いることができる。また、Biograph mMR MR-PETシステムおよびPETシステム**にも使用可能である。このシーケンスは、ハードウェアや再構成システムの変更を必要としないため、既存システムへの搭載が可能であり、脂肪抑制T1強調MR検査において3D GRE法、VIBE法、MPRAGE法または2D TSE法の動きに対して頑健な代替シーケンスとして臨床使用することができる。

* Radial VIBEはStarVIBEのプロトタイプである。StarVIBEは、MAGNETOM Area 1.5 Tと3 T MAGNETOM Skyraの2種類がある。

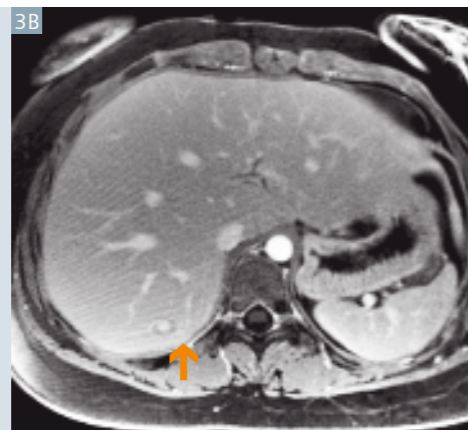
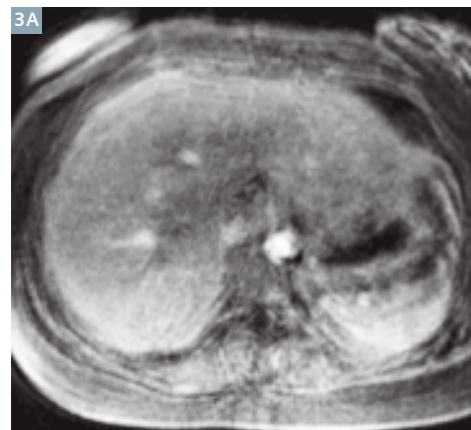
**本製品は開発中で、市販されていない。市販時期については未定である。このリサーチシステムは、患者の検査に関して、いかなる管轄においても認可されていない。このリサーチシステムは、該当する医療機器法律に準拠したラベル表示がされていないため、適用法に従い、臨床試験において被検者を対象とした検査のみに用いることができる。

臨床適用およびその結果

この2年間、ニューヨーク大学ランゴン医療センターでは、このシーケンスについて広範囲の臨床試験を実施し、臨床現場で日常的に使用されているさまざまなMRIシステムでの画質を評価した。施設内倫理委員会(IRB)の承認の下、5,000例以上の患者を対象とした臨床試験のプロトコルに、Radial VIBEスキャンを追加し、基準として従来のシーケンスプロトコルと比較した。評価方法はゴーストアーチファクトの消失による診断精度の改善について調査し、いくつかの臨床試験が実施された。

自由呼吸による腹部画像診断

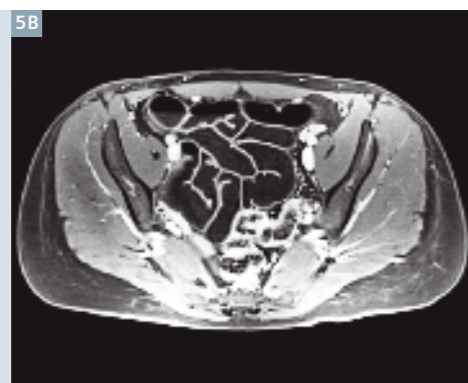
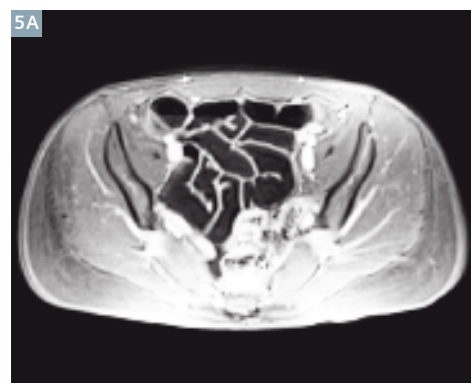
Radial VIBEシーケンスの主要用途は、造影剤注入前後の腹部または骨盤の撮像であり、通常は息止めをして実施する。しかし、Radial VIBE法を用いることで、継続的な浅い呼吸下でデータを収集できるため、高齢者や重病患者など撮像中に息止めができない患者にとって望ましい検査法である。



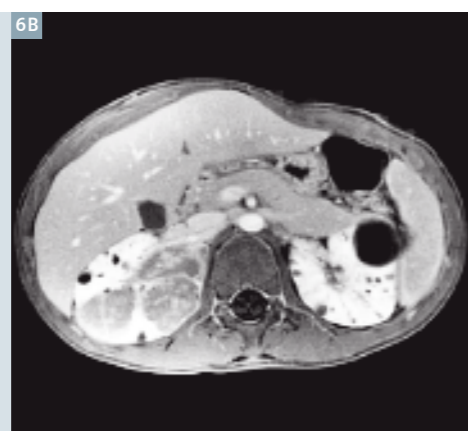
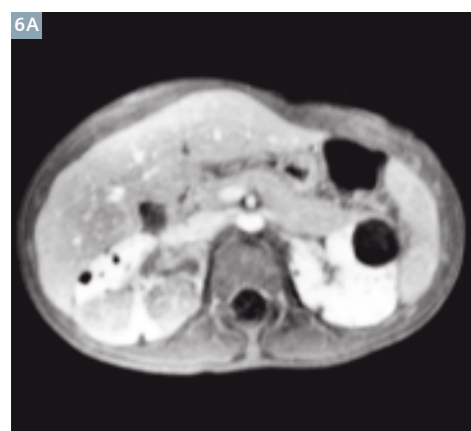
3 (3A) 撮像時の息止めに失敗した患者の従来のVIBE法による肝臓MRIおよび(3B)自由呼吸下でのRadial VIBE法による画像はきわめて高画質で、従来の撮像法では描出されなかった肝内病変(矢印)が描出されている。



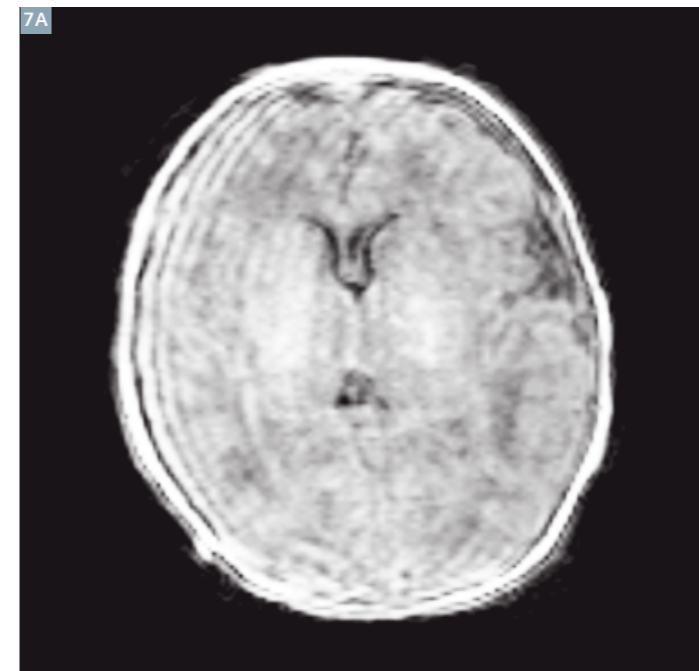
4 (4A) ガドキセト酸ナトリウム注入20分後の肝細胞相。従来のVIBEを用いた呼吸停止下での検査画像。(4B) Radial VIBE法を用いたMR検査は、連続的な呼吸下で実施できるため、高い空間分解能画像が得られている(1.0 mm isotropic images)。



5 (5A) 従来のVIBE法および(5B) Radial VIBE法を用いたMRエンテログラフィ。Radial VIBE法は動きに強いことから、小腸など蠕動運動の影響を受けることなく腸管壁がより鮮明に描出できる。



6 鎮静後の小児の結節性硬化症患者の腹部・骨盤MRI。(6A) 深い鎮静下で呼吸を止めることはできないため、従来の検査法の場合、呼吸によるアーチファクトの影響を受けやすい。(6B) 一方Radial VIBE法は高い空間分解能画像を提供できるため、鮮明に腎臓内の小嚢胞が視認できる。



7 (7A) 従来のMPRAGE法および(7B) Radial VIBE法を用いた生後4日の新生児の頭部MRI。患児が激しく動いたため、MPRAGE法によるスキャンは強いゴーストアーチファクトによる影響を受けた。一方、Radial VIBE法によるスキャンは診断可能な画質であった。
*MR検査は、胎児および2歳未満の幼児の撮像について安全性が確立していない。主治医は、MR検査の利点を他の画像検査法の利点と比較して評価すべきである。

Chandarana氏らによる患者背景等を非公開とした読影試験では、自由呼吸下でのRadial撮像法で得た平均的な画質は、従来の息を止めた状態での撮像の画質と同等であり、自由呼吸下でのCartesian撮像法による画像と比べて有意に優れていることが示された[2]。一例を挙げると、図3は呼吸停止が不十分な患者の自由呼吸下でのRadial VIBE法による画像と従来のCartesian法による画像を比較している。Radial VIBE法の画像は、ある一定のストリークアーチファクトによる影響を受けているものの、Cartesianスキャンではまったく見えなかった肝右葉内の病変を明確に描出している。

高分解能腹部・骨盤部の画像診断

Radial VIBE法のように、継続的な呼吸下でのデータ収集能は、適切な息止めが可能な患者の検査においても有用である。従来のCartesianシーケンスを用いた場合、腹部・骨盤MR検査における設定可能な空間分解能は、一般的な息止め時間である20秒以内に

得られるk空間データの量により制限される。Radial VIBE法では、息止め設定が不要なため、数分間をかけてデータをサンプリングすることが可能であり、高い空間分解能で撮像することができる。図4は、ガドキセト酸ナトリウム注入20分後に肝臓を高い空間分解能(1.0 mm isotropic)で画像が得られる可能性を示しており、Cartesian法と比べて胆管の描出が明らかに鮮明である。図5では、MRIエンテログラフィにおける空間分解能の向上が示されている。腸の蠕動運動に対して鈍感なため、MRIエンテログラフィにはRadial VIBE法が適していると思われる。

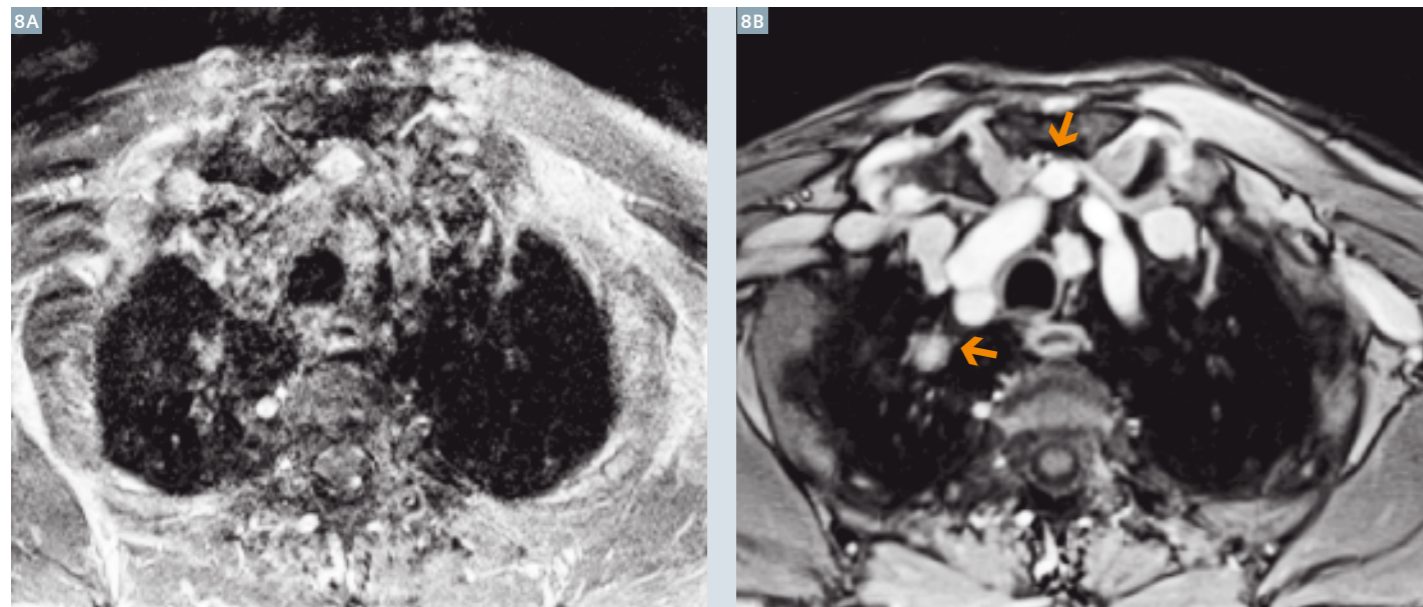
小児画像診断

Radial VIBE法は臨床評価の段階で小児*への適用において特定の有用性を示した。小児の画像検査は全身麻酔下または深い鎮静下で実施することが多いため、息を止めることは不可能である。したがって、従来の腹部・骨盤部MRIは、ほとんどの場合、呼吸によるアーチファクトの影響を受け、実際の空間

分解能および診断精度が低下する。図6で示す結節性硬化症患者の腎臓の小嚢胞が描出されていることから分かるように、Radial VIBE法は、固有の動きに対して頑健であるため、非常に鮮明かつ明瞭な画像が得られる。遡及的ブラインド読影試験の結果、全病変の8%はRadial VIBE法でのみ確認され、Cartesian法では検出不能であった[3]。

新生児患者に対する鎮静は高い副作用の可能性があるので、通常は使用を避けることが多い。このような患者は無意識な体動を引き起こすため、従来の画像検査は困難であった。しかし、Radial VIBE法による画像診断は、これらの患者においても、画質および信頼性を向上させた(図7の生後4日の患児の頭部MR検査(Cartesian MPRAGE法との比較)を参照)。

*MRスキャンは、胎児および2歳未満の幼児の撮像について安全性が確立していない。主治医は、MR検査の利点を他の画像検査法の利点と比較して評価すべきである。



8 (8A) 従来の2D TSEシーケンスおよび(8B) Radial VIBEシーケンスを用いた頸・胸部のMR検査。呼吸および速い血流により、TSEでは著しいアーチファクトが認められる。一方Radial VIBE法では、2つの疑わしい病変がより明瞭に描出されている(矢印)。

頸部および上胸部の画像診断

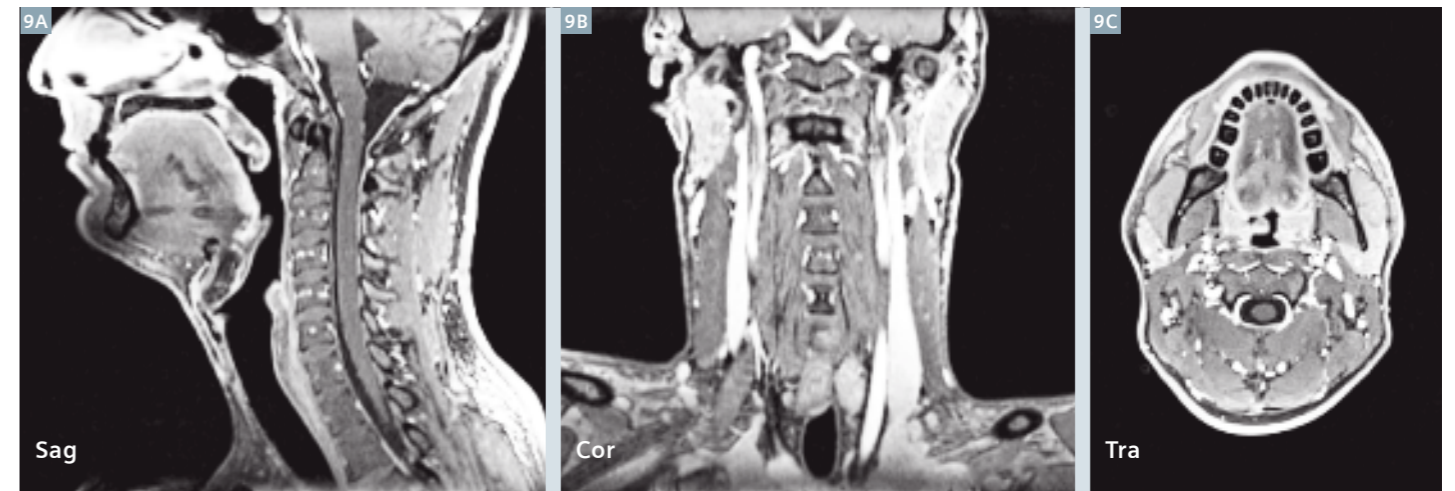
頭頸部の画像診断は、一見したところは困難でないように思えるが、ルーチンの検査で動きによる著しいアーチファクトが頻繁に発生する。従来の頸部撮像プロトコルは、通常、特に動きや流れに敏感なスライス選択2D T1強調TSEシーケンスを用いる。撮像中に患者が嚥下または咳を抑えられない場合、診断不能な画像になる。また、胸部の検査は、呼吸および心臓付近の速い血流によるアーチファクトのため、読影可能な十分な検査を実施できない場合が多い。Radial VIBE法を用いた検査は、胸部検査の有望な代替手段であり、図8に示すとおり、嚥下やわずかな頭部の動き、また血流による影響をほとんど受けない。また、このシーケンスは呼吸下においても胸部病変を確実に検出できる[4]。Radial VIBE スキャンはゴーストアーチファクトの影響を受けないため、等方性の高い空間分解能を用いた検査が可能で、撮像終了後のMPR画像による多方向からの読影に優れる。このように、従来のさまざまな方向のスライス選択2D T1強調TSEシーケンスの代わりに、高分解能のRadial VIBEシーケンスを用いることができる。代表的な例を図9に示す。

眼窩、内耳道および全脳の画像診断

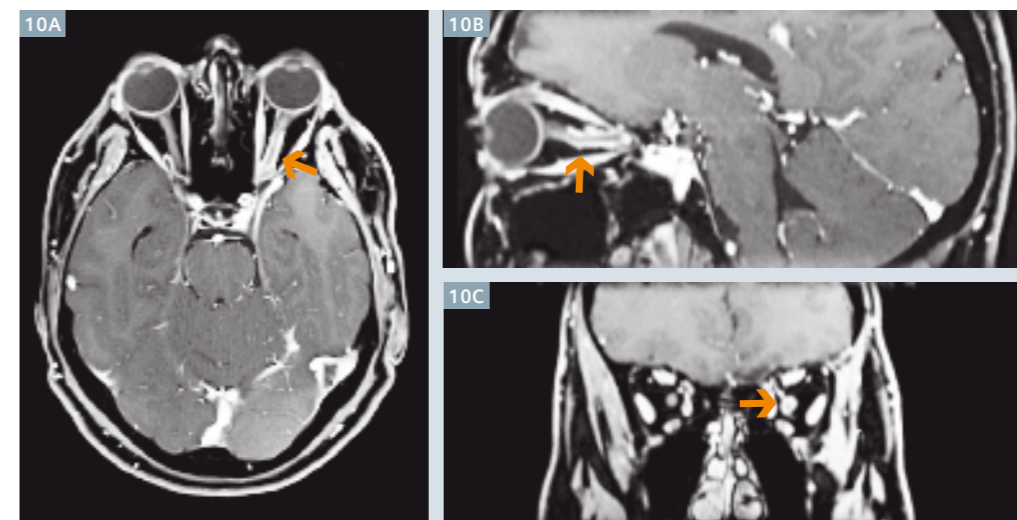
最後に、このシーケンスは眼窩領域においても鮮明かつ明瞭な画像を提供する。患者が検査中に眼を動かしたり、まばたきをした場合、従来のプロトコルでは位相エンコード方向に沿っての強いゴーストアーチファクトがあらわれ、病変の同定を困難にすることがある。Radial VIBE法は、視神経を明瞭に描出し、筋肉・脂肪の抑制効果が高い[5]。周囲の大血管からの流れにより軽度のスジ状のアーチファクトが生じるものの、大半のCartesianプロトコルと比べて目立たなく、上下に飽和パルスを使用することでアーチファクトを減少させることができる。高分解能のMPR像を作成できることは、眼窩にRadial VIBE法を用いるのもう一つの利点である(図10) 同様に、このシーケンスは内耳道または全脳の検査にも用いることができ、それらの検査では、特に血管構造が鮮明に描出される。

結論

過去2年間にRadial VIBE法を用いて実施された体の様々な部位でのMR検査が成功したことで、Radialサンプリングは標準的な臨床用MRルーチン検査において頑健性と信頼性が高いことが実証された。Radial VIBE法は患者の体動による影響が少なく、ゴーストアーチファクトが存在しないため、動きによる画像アーチファクトが問題となる部位に使用しても高画質の画像を得ることができる。特に、Radial VIBEシーケンスは、継続的な浅い呼吸下で腹部および上胸部の検査を可能にする。これは十分な息止めができない患者にとって大きな利点である。さらに、このシーケンスは等方性な高空間分解能を撮像できるため、MPR画像による多方向からの観察ができる。このシーケンスは現行のMRIシステムに対応するため、Radial VIBE法は、動きに対して頑強なT1強調シーケンスの代替手段として広範に用いられる可能性があり、また臨床的に確立された撮像プロトコルの範囲を補完すると思われる。



9 Radial VIBE法による頸部横断画像(1 mm isotropic images)。嚥下およびわずかな頭部の動きに対して鈍感なため、高品質の3DスキャンおよびMPR画像作成が可能。これは余分な断面の2Dシーケンスを免除することが可能である。



10 Radial VIBE法による眼窩部撮像(0.8 mm isotropic images)のMPR画像。このシーケンスは脂肪抑制に優れ、眼球の動きによるアーチファクトを発生させずに視神経を鮮明に描出する。左視神経周囲の異常なコントラスト増強が明瞭に描出されており(矢印)、視神経鞘膜腫を示唆する。

References

- Lauterbur PD. Image formation by induced local interactions: Examples employing nuclear magnetic resonance. Nature 242:190-191, 1973.
- Chandarana H, Block KT, Rosenkrantz AB, Lim RP, Kim D, Mossa DJ, Babb JS, Kiefer B, Lee VS. Free-breathing radial 3D fat-suppressed T1-weighted gradient echo sequence: a viable alternative for contrast-enhanced liver imaging in patients unable to suspend respiration. Invest Radiology 46(10):648-53, 2011.
- Chandarana H, Block KT, Winfeld JM, Lala SV, Mazori D, Giuffrida E, Babb JS, Milla S. Free-breathing contrast-enhanced T1-weighted gradient-echo imaging with radial k-space sampling for paediatric abdominopelvic MRI. European Radiology, September 2013.
- Chandarana H, Heacock L, Rakheja R, Demello LR, Bonavita J, Block KT, Geppert C, Babb JS, Friedman KP. Pulmonary Nodules in Patients with Primary Malignancy: Comparison of Hybrid PET/MR and PET/CT Imaging. Radiology 268(3):874-81, 2013.
- Bangiye L, Raz E, Block KT, Hagiwara M, Yu E, Fatterpekar GM. Contrast-enhanced radial 3D fat-suppressed T1-weighted gradient echo (Radial-VIBE) sequence: A viable and potentially superior alternative to conventional T1-MPRAGE with water excitation and fat-suppressed contrast-enhanced T1W sequence for evaluation of the orbit. ASNR Annual Meeting 2013: O-413.



Contact

Tobias Block, Ph.D.
 Assistant Professor of Radiology
 New York University
 School of Medicine
 Center for Biomedical Imaging
 New York, NY 10016
 USA
 tobias.block@nyumc.org

MR検査時の騒音を低減: パラレルイメージングを用いた最適化TSEシーケンス

Eric Y. Pierre¹; David Grodzki²; Bjoern Heismann²; Gunhild Aandal^{3,5}; Vikas Gulani^{1,3}; Jeffrey Sunshine³; Mark Schluchter⁴; Kecheng Liu⁶; Mark A. Griswold^{1,3}

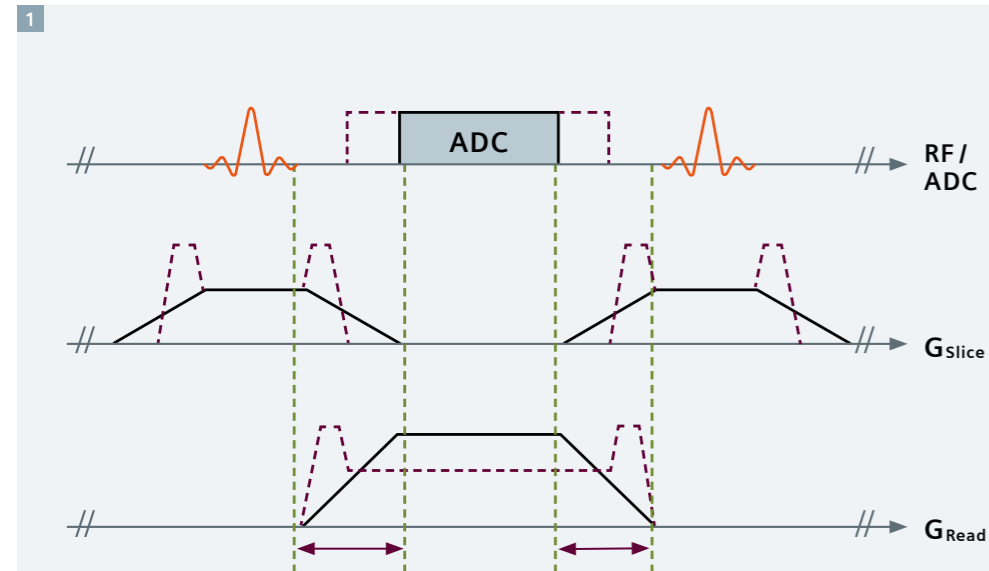
¹ケース・ウエスタン・リザーブ大学 医用生体工学科(米国・クリーブランド)
²シーメンスヘルスケア社(ドイツ・エアランゲン)
³ケース・ウエスタン・リザーブ大学 放射線科(米国・クリーブランド)
⁴ケース・ウエスタン・リザーブ大学 生物統計学部(米国・クリーブランド)
⁵Haralds plass Deaconess病院(ノルウェー・ベルゲン)
⁶シーメンス・メディカルソリューションズ社(米国・モールヴァン)

緒言

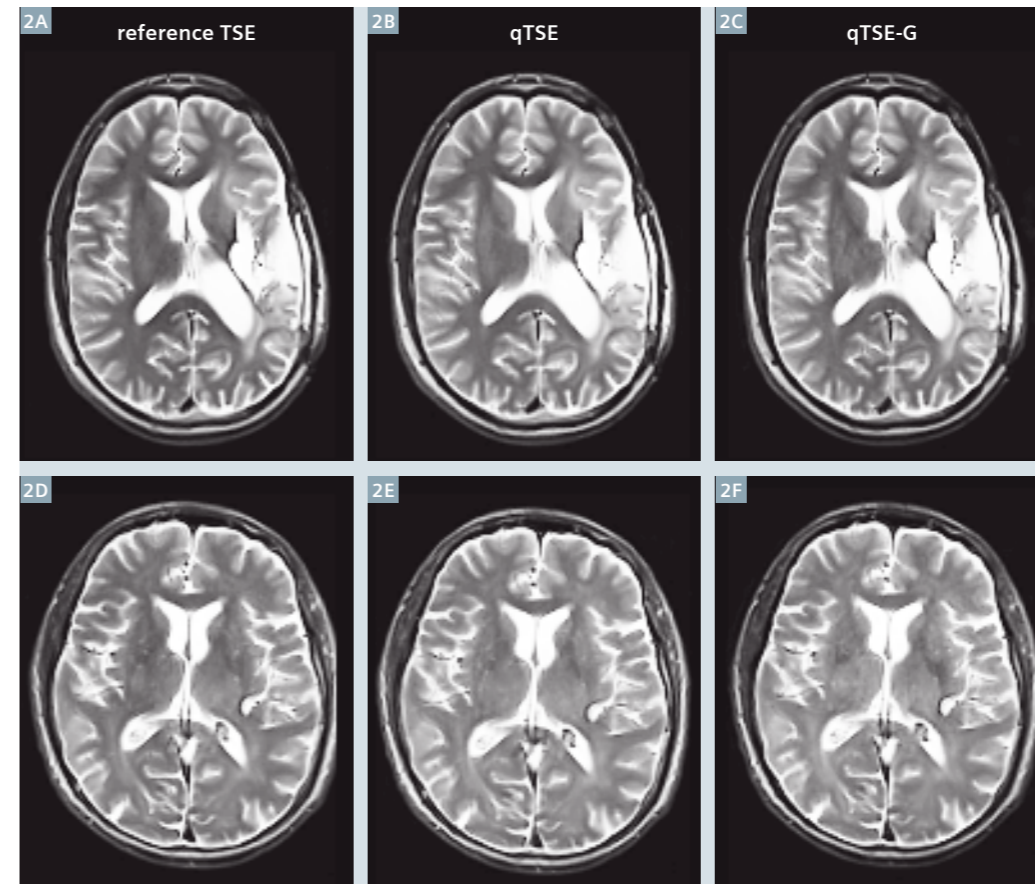
1.5 T MRシステムで高速スピノエコーシーケンスを用いた場合、ボア内で100 dB以上の騒音が発生する[1-3]。この騒音レベルは削岩機使用の作業現場から5 m離れた場所での騒音に匹敵し[3]、より高磁場の装置でさらにわずらわしくなる。通常、聴覚保護器具を使用するが、こうした標準的臨床シーケンスで発生する騒音レベル(SPL)を低減させることで、患者の快適性が著しく向上する[4]。MRIパルスシーケンスの大半は、傾斜磁場の急激な変化により騒音を発生させる(ローレンツ力が傾斜磁場コイルに加わり、スキャナ全体

を振動させる)[5]。この問題を回避するために、これまでにいくつかのハードウェアによる解決策が提案されている。例えば、傾斜磁場コイル全体を真空容器に封じ込める[6-8]、または傾斜磁場を機械的に回転させるなどの方法である[9]。これらの解決策は全種類のシーケンスで大幅な騒音低減を実現する一方、製造コストを著しく増加させ、傾斜磁場の性能を低下させる可能性がある。能動的な騒音制御を行う設計など、機械的および音響的にバランスのとれた設計の傾斜磁場コイルシステムも検討・研究されている[10,11]。

また、パルスシーケンスを変更または最適化することで騒音を効果的に低減することもできる。その一つの方法は、誘発されるスキャナへの振動が相殺されるように、傾斜磁場の立ち上がりおよび立ち下がり時間を調整することである[12]。別の方法として、傾斜磁場およびスルーレートを低くする方法もある[13]。ローパスフィルタにより高周波成分を取り除くことで、傾斜磁場コイルによる騒音が低減することができる。



1 従来のシーケンス(破線)と静音シーケンス(実線)との比較。ADCの減少はBWの増加を意味する。



2 基準となるTSEシーケンス(左列)、qTSEシーケンス(中央列)およびqTSE-Gシーケンス(右列)により撮像された患者2名の代表的なスライス

傾斜磁場デザインを精巧に最適化し、パラレルイメージングを合わせることで、エコープランナー法(EPI)による騒音がさらに低減されることが実証されている[14,15]。長い傾斜磁場波形を早い収集速度で相殺することで、信号対雑音比(SNR)を多少損なうものの、エコー間隔を維持しながら撮像時間を延長せずに騒音を低減できた。このような原理をその他の一般に使用されている標準的な臨床用MRIシーケンスに適用し、SNRをわずかに(10%以下)低下させるだけで、画像診断情報や撮像時間を著しく損なわず、また、傾斜磁場の性能を犠牲にせずに、さらに効果的に騒音を低減できることを本論文では証明している。

騒音低減を目的とした2種類のT2強調高速ターボスピノエコー(TSE)シーケンスに関する研究が行われた。1つ目の変更は、傾斜磁場波形を変更するのみで、2つ目は、それに加えて、パラレルファクター:2(R=2)のGRAPPA法を用いた。標準的なTSE法、静音TSE法(qTSE)

およびGRAPPAを用いた静音TSE法(qTSE-G)間で、ボア内におけるSPL値の比較を行い、スコアの統計解析を実施した。

方法

傾斜磁場の立ち上がりおよび下がり時間を最大限に延長して、磁場勾配の変化数を最小限に低減するグラジエント自動最適化アルゴリズムによってTSEシーケンスの傾斜磁場波形を最適化した。例えば、プロトコルをわずかに変更し、クラッシャーのグラジエントモーメントを変えずに維持しながら、スポイラーおよびクラッシャーのグラジエントをゆっくりと上下勾配に置き換える。また従来と同じ撮像時間を保つために、エコー間隔を固定してスルーレートを低減せざるをえない。リードアウトグラジエントのスルーレートの低減はリードアウトのサンプリング時間がわずかに短縮し(図1)、その結果、SPL低下とSNR損失のトレードオフによりリードアウトバンド幅(BW)がわずかに拡大する。

また、パラレルイメージングを用いれば、さらにエコートレインレングス(ETL)をR倍で低減することが可能である。そのため、撮像時間を一定に保つことで、エコー間隔をR倍延長でき、グラジエントモーメントがさらに伸張できる。これにより、撮像時間の短縮より騒音の低減のためにパラレルイメージングによる利点が効果的に用いることができる。

撮像プロトコルの変更は以下のとおりである。リードアウトバンド幅を標準プロトコルの107 Hz/pixelから125 Hz/pixelへ約10%拡大した。実効TR/TEを5000/93 msから5180/85 msへ延長し、その結果、撮像時間は1分37秒から1分40秒へ3秒だけ延長している。qTSE-GパラメータはqTSEプロトコルと同一にしながらもR=2でGRAPPAを採用した。qTSEとqTSE-Gプロトコルにおけるグラジエントの立ち上がりおよび下がり時間は、図1に示すように最大限に伸張される。

表1:dBA値の比較

シーケンスタイプ	標準TSE	qTSE	qTSE-G	バックグラウンドノイズ
LAEQ(平均30秒)	92.5	81.3	72.7	53.0
最大ピーク値	102.8	95.8	92.0	77.7

標準TSE、qTSE、qTSE-Gシーケンス、バックグラウンドノイズ測定値のdBA値の比較。測定は2238 Mediator騒音計を用いてボア内に患者の頭部を入れた状態で実施 (Brueel & Kjaer GmbH, ドイツ・ブレーメン)

表2:読影者による評点

シーケンスタイプ	全手法の単独比較	qTSE : TSE	qTSE-G : TSE
読影者 #1	0.35 ± 0.40 (0.06, 0.64) p=0.02	-0.20 ± 0.26 (-0.38, -0.02) p=0.04	0.20 ± 0.59 (-0.22, 0.62) p=0.31
読影者 #2	-0.03 ± 0.11 (-0.11, 0.04) p=0.34	1.30 ± 1.96 (-0.10, 2.70) p=0.07	3.95 ± 0.86 (3.33, 4.57) p<0.0001
読影者 #3	0 ± 0 -	0.73 ± 1.59 (-0.41, 1.86) p=0.18	3.08 ± 1.25 (2.18, 3.97) p<0.0001
平均	0.11 ± 0.14 (0.01, 0.21) p=0.04	0.61 ± 1.17 (-0.23, 1.45) p=0.13	2.41 ± 0.80 (1.83, 2.98) p<0.0001

異なる種類の画像ボリューム対に対してセルフバイアス補正後に各放射線科医から示されたスコアの平均値および標準偏差、95%信頼区間、p値。スコアは-10～+10の範囲で、正のスコアは左のボリュームより右ボリュームの選好度が高いことを示している。

頭部検査の患者を対象に、3T MAGNETOM Verio (3T) の12チャンネルヘッドコイルを用いてin-vivo試験を実施した。試験開始に先立ち、IRBの規定に従ってボランティアから同意説明文書を得た。計10例を対象に、それぞれ標準TSE画像とqTSE画像およびqTSE-G画像を比較した。画像分解能(マトリクス192×256)、スライス枚数(26)、スライス厚(5mm)、スライス方向は3種類の撮像を通して同一に保った。

平均30秒の騒音レベルLAEQ(A特性の等価騒音レベル)およびピーク値を測定するため、専用機器2238 Mediator騒音計(Brueel & Kjaer GmbH, ドイツ・ブレーメン)

を使用し、ボア内の患者の頭部位置に設置した。バックグラウンドノイズ源は主にコールドヘッドポンプやその他の換気装置によって発生する。

画質を評価するため、10例のデータセットから計7つの画像ボリューム対を作成した。最初の2対はTSEボリュームをqTSEと、また左にqTSE、右にTSEと交互に位置を変えて比較している。次の2対も同様にqTSE-GとTSEボリュームを、左右順不同で比較した。最後に、3対を左右同じボリュームで、それぞれTSEとTSE、qTSEとqTSE、qTSE-GとqTSE-Gと構成した。

ボリューム対70件に対し、撮像法をブラインドにて3名の放射線医へ提示し、次の質問に対して回答を得た。「-10～+10の評点で、右のボリュームを左のボリュームと比べてどの程度画質が優れていますか?正のスコアは右のボリュームが優れていることを示し、0は左右の画質に差がないことを指すものとします」。読影用モニタは対のボリュームスライスを全体にわたって観察できるものとし、それぞれの画像を同時にウインドウを調整できるようにした。

左右位置におけるバイアスを避けるため、各症例に対する各読影者の評価についてqTSE対TSEのスコアとTSE対qTSEのスコアに-1を乗じた値との平均値を計算した。次に、



考察

読影者全体における補正スコアの平均値を症例ごとに算出した。qTSE-GとTSEの比較も同じ方法で補正スコアを得ている。t検定により、平均読影者スコアに対してゼロとの差異を検定し、平均スコアの95%信頼区間(CI)も計算した。t検定とCIは各読影者のスコアを用いた個別評価も行った。

各症例の画像を用いた3つの単独比較に対する読影者の平均評点を求め、次に、症例ごとに3つの読影者平均値を求めた。t検定により、症例全体における読影者評点の平均値に対してゼロとの差異を検定した。t検定とCIは読影者ごとの個別評価も行った。

結果

標準のTSE、qTSEおよびqTSE-Gプロトコルの各平均およびピークSPL(測定単位dBA)を表1に示す。qTSEおよびqTSE-Gにおいて達成されたSPL低下の平均値はそれぞれ10 dBA、20 dBA近く(平均30秒)であった。

バンド幅を10%拡大した傾斜磁場波形単独の最適化では11 dBAのSPL低下を達成するが(表1)、画質がいくらか損なわれている(図3)。この結果は[16]と合致しているが、参照文献ではボア内で直接測定が行われていた。このような画質の損失は低SNRシステムの場合に一層顕著に現れる可能性があるが、今回対象とした構成では画質に統計的有意差を認めず(表2)、グラジエントの最適化はTSEシーケンスを静音化する有用な対応策となる。さらにパラレルイメージングを利用した改良型のquiet TSEシーケンスでは平均20 dBAのSPL低下が可能であった(表1)。しかし改良型のquiet TSEシーケンスは画質に影響を及ぼした(図3)。標準TSEをqTSE-G画像と比較した読影者全体の選好度平均スコアは+2.41(p<0.0001、表2)、95%信頼区間から真値は+1.8～+3となった。ただし、パラレルイメージングを使用したため、このような画質の差は当然の結果ともいえるので注意

を要する。この代償として、騒音の低減は非常に有効であった。標準TSEシーケンスのボア内のSPLはバックグラウンドノイズを39.5 dBA上回ったが、改良型シーケンスでは19.7 dBAに抑えられている。

結論

標準的なMRIシーケンスと比較して、TSEシーケンスの傾斜磁場波形の改良にパラレルイメージングが相まって10倍以上の騒音低減が可能であった。画像診断情報と撮像時間をほぼ同程度に保ちながら患者の快適さが向上した。本稿で取り上げた両案のqTSEとqTSE-Gは、ハードウェアの変更やバージョンアップをせずに従来のMRIシステムでルーチンの臨床現場へ容易に導入することが可能である。さらに、32チャンネルヘッドコイルなどのマルチチャンネルコイルを装備した高磁場システムのスキャンによって柔軟性が増し、MRIスキャンの一層の静音化が図られる。

PETRAを用いたquite T1強調3Dイメージング: 中枢神経への臨床応用

井田正博, M.D.¹; Matthew Nielsen, M.A.²

¹荏原病院放射線科

²シーメンス・ジャパン株式会社イメージング&セラピー事業本部リサーチ&コラボレーション部

References

- 1 Sherlock FG, Morisoli SM, Ziarati M. Measurement of acoustic noise during MR imaging: evaluation of six "worst-case" pulse sequences. *Radiology* 1994;191:91-93.
- 2 McJury M, Blug A, Joerger C, Condon B, Wyper D. Acoustic noise levels during magnetic resonance imaging scanning at 1.5 T. *Br J Radiol* 1994;67:413-415.
- 3 McJury M. Acoustic noise levels generated during high field MR imaging. *Clin Radiol* 1995;50:331-334.
- 4 Quirk ME, Letendre AJ, Ciottoni RA, Lingley JF. Anxiety in patients undergoing MR imaging. *Radiology* 1989;170:463-466.
- 5 Hedeem R, Edelstein W. Characterization and prediction of gradient acoustic noise in MR imagers. *Magn Reson Med* 2005;37:7-10.
- 6 Katsunuma A, Takamori H, Sakakura Y, Hamamura Y, Ogo Y, Katayama R. Quiet MRI with novel acoustic noise reduction. *MAGMA* 2002;13:139-44.
- 7 Edelstein WA, Hedeem RA, Mallozzi RP, El-Hamamsy SA, Ackermann RA, Havens TJ. Making MRI quieter. *Magn Reson Imaging* 2002;20:155-63.
- 8 Edelstein WA, Kidane TK, Taracila V, Baig TN, Eagan TP, Cheng Y-CN, Brown RW, Mallick J a. Active-passive gradient shielding for MRI acoustic noise reduction. *Magn Reson Med* 2005;53:1013-7.
- 9 Cho ZH, Chung ST, Chung JY, Park SH, Kim JS, Moon CH, Hong IK. A new silent magnetic resonance imaging using a rotating DC gradient. *Magn Reson Med* 1998;39:317-21.
- 10 Mansfield P, Haywood B. Principles of active acoustic control in gradient coil design. *MAGMA* 2000;10:147-51.
- 11 Haywood B, Chapman B, Mansfield P. Model gradient coil employing active acoustic control for MRI. *MAGMA* 2007;20:223-31.
- 12 Shou X, Chen X, Derakhshan J, Eagan T, Baig T, Shvartsman S, Duerk J, Brown R. The suppression of selected acoustic frequencies in MRI. *Appl Acoust* 2010;71:191-200.
- 13 Hennel F, Girard F, Loenneker T. "Silent" MRI with soft gradient pulses. *Magn Reson Med* 1999;42:6-10.
- 14 De Zwart J, Vangelder P, Kellman P, Duyn J. Reduction of Gradient Acoustic Noise in MRI Using SENSE-EPI. *Neuroimage* 2002;16:1151-1155.
- 15 Witzel T, Wald LL. *Methods for Functional Brain Imaging*. Massachusetts Institute of Technology; 2011.
- 16 Pierre EY, Grodzki D, Heismann B, Liu K, Griswold MA. Reduction of Acoustic Noise to Improve Patient Comfort Through Optimized Sequence Design. In: *Proceedings of the 21st Annual Meeting of ISMRM*. Vol. 42. Salt Lake City, USA; 2013. p. 256.

はじめに

臨床MRIで使用されているほぼすべてのシーケンスには急速に変化する傾斜磁場を使用するため、それが原因で著しい騒音が生じ、患者の不快感の要因になっている[1]。MR検査の騒音を軽減することができれば、MR検査の快適性が増し、より"優しい"検査法となる。特に、MR検査中に静止状態を保てないような小児患者*、認知症や精神疾患の患者には有効であることは想像に難くない。

*MRスキャンは、胎児および2歳未満の幼児の撮像について安全性が確立していない。主治医は、MR検査の利点を他の画像検査法の利点と比較して評価すべきである。

zero-TE[2]、SWIFT[3]およびPETRA[4]などのultra-short TE(以下、uTE)シーケンスでは傾斜磁場にごくわずかな変化しか必要としないため、騒音の無い3Dスキャンが可能になる。しかし、uTEゆえにスポイルドグラジェントエコー系の定常状態での画像コントラストとなり、プリパルスを用いる場合を除いて画像コントラストはPD強調からT1強調の範囲に限定される[5]。MPRAGEシーケンスと同様[6-8]、PETRAシーケンスにおいてもTR毎に反転プリパルスを印加することで一段とT1強調を高めることができる。本研究では、同一撮像時間、同一空間分解能においてquiet inversion-prepared PETRA(以下qPETRA)シーケンスが、従来法であるMPRAGEと同程度のT1強調画像を得ることが可能であることを検討する[1]。

本稿では、同一症例においてqPETRAと従来の3D T1強調画像(MPRAGEまたは3D-FLASH)を比較検討している。画像はいずれも頭部MR検査時に取得されており、1例を除いてすべての症例でGd造影後に撮像している。

PETRAシーケンスの原理と騒音低減
qPETRAシーケンスでは、図1に示すとおり、励起パルス前にすでに傾斜磁場が一定の強度で印加されている。TR毎に各軸のグラジェントはわずかにしか変化しないことから、必要となるスリューレートは非常に低い(qPETRAで5 T/m/s未満)[1]。

Contact

Eric Y. Pierre, Ph.D.
Department of Biomedical Engineering
Case Western Reserve University
319 Wickenden Building
10900 Euclid Avenue
Cleveland, OH 44106-7207
USA
Phone: +1 (216)-368-4063
pierre@case.edu



Eric Pierre



Gunhild Aandal



Vikas Gulani



Jeffrey Sunshine



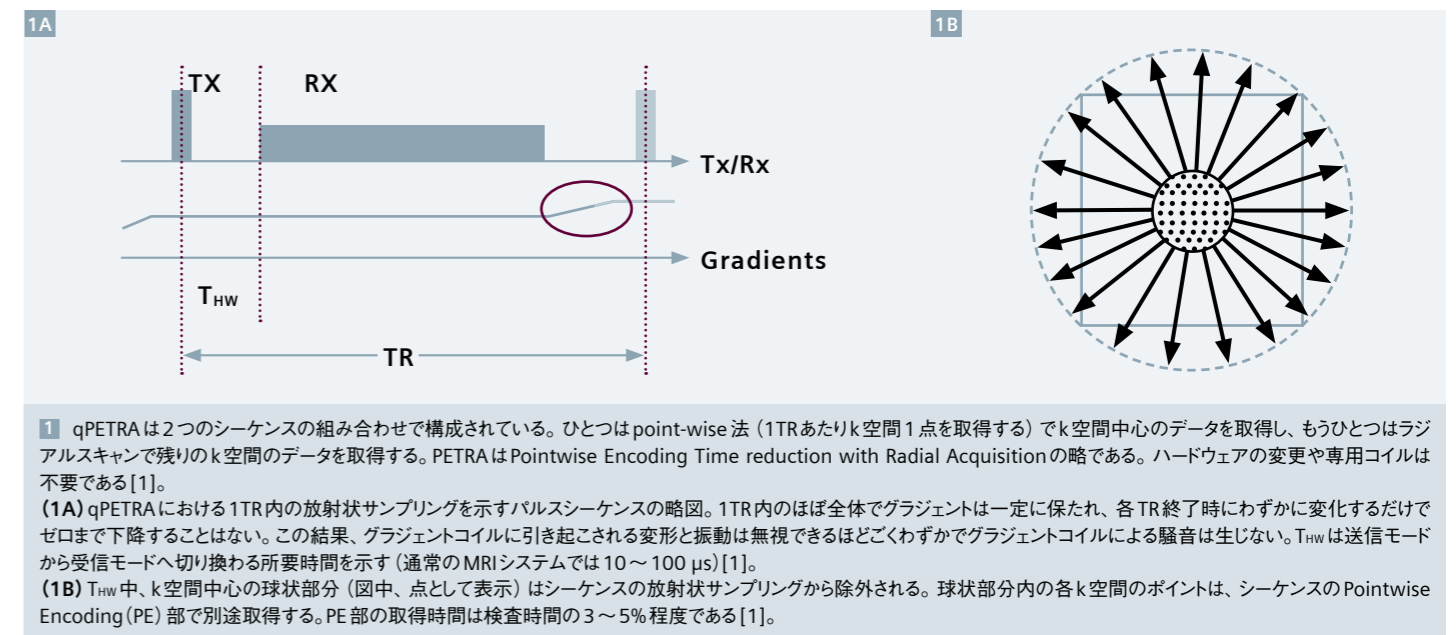
Mark Schluchter



Kecheng Liu



Mark Griswold



その結果生じるグラジエントコイルの変形や振動は無視できるほどごくわずかであり、ほとんど騒音を生じない。ただし、グラジエントのスイッチングとは関係なく、受信専用RFコイルでは送信モードから受信モードへ（およびその逆）の切り換わり時にある程度のノイズを生じるが[1]、送受信RFコイルを使用すればqPETRAは基本的にほぼ無音となる。

A特性重み付けした音圧計を用いてMAGNETOM Trio, A Tim System (3 T) のqPETRAおよびMPRAGEによって生じる騒音レベルを測定した。qPETRAでは12チャンネルヘッドマトリクスコイルと32チャンネルヘッドコイルの両方を用いて25 dBAを超える騒音低減を実現することができた。どちらのコイルも受信専用のため、送受信コイルであれば一層の騒音低減が期待できる。

PETRAとルーチンシーケンスによる画像比較

頭部MR検査で最も一般的に使用される3DシーケンスはMRアンギオグラフィ(MRA)であるが、当院では状況に応じてT1強調画像にも3Dシーケンスを用いている。シーケンスとしては

造影(CE)3D-FLASHがあり、空間分解能が高く、エコー時間が短いことから、以下に示される症例に適用される。

- (1) 高頭蓋窩腫瘍に対する術前術後の正確な診断(Quick FatSat併用)
- (2) 脳動脈奇形や動脈瘤、動脈解離、静脈洞血栓症などの血液プール造影効果を必要とする検査
- (3) 脳神経系の炎症の検出

その他に用いるMRA以外の3Dスキャンとして、CE MPRAGEがあり、頭蓋内脳腫瘍を診断する際に使用される。診断適応で最も多いのは頭蓋内転移のスクリーニングである。

以下、MAGNETOM Trio, A Tim System (3T) で頭部検査を実施した症例を示す。MPRAGEまたは3D-FLASHのいずれかを用いた患者のルーチン検査にqPETRAを加えた。3種類のシーケンスのパラメータを表1に示す。

本研究では、MPRAGE(スキャン時間:5分56秒)のk空間中心は造影剤注入後約6~11分で取得されているが、qPETRAのk

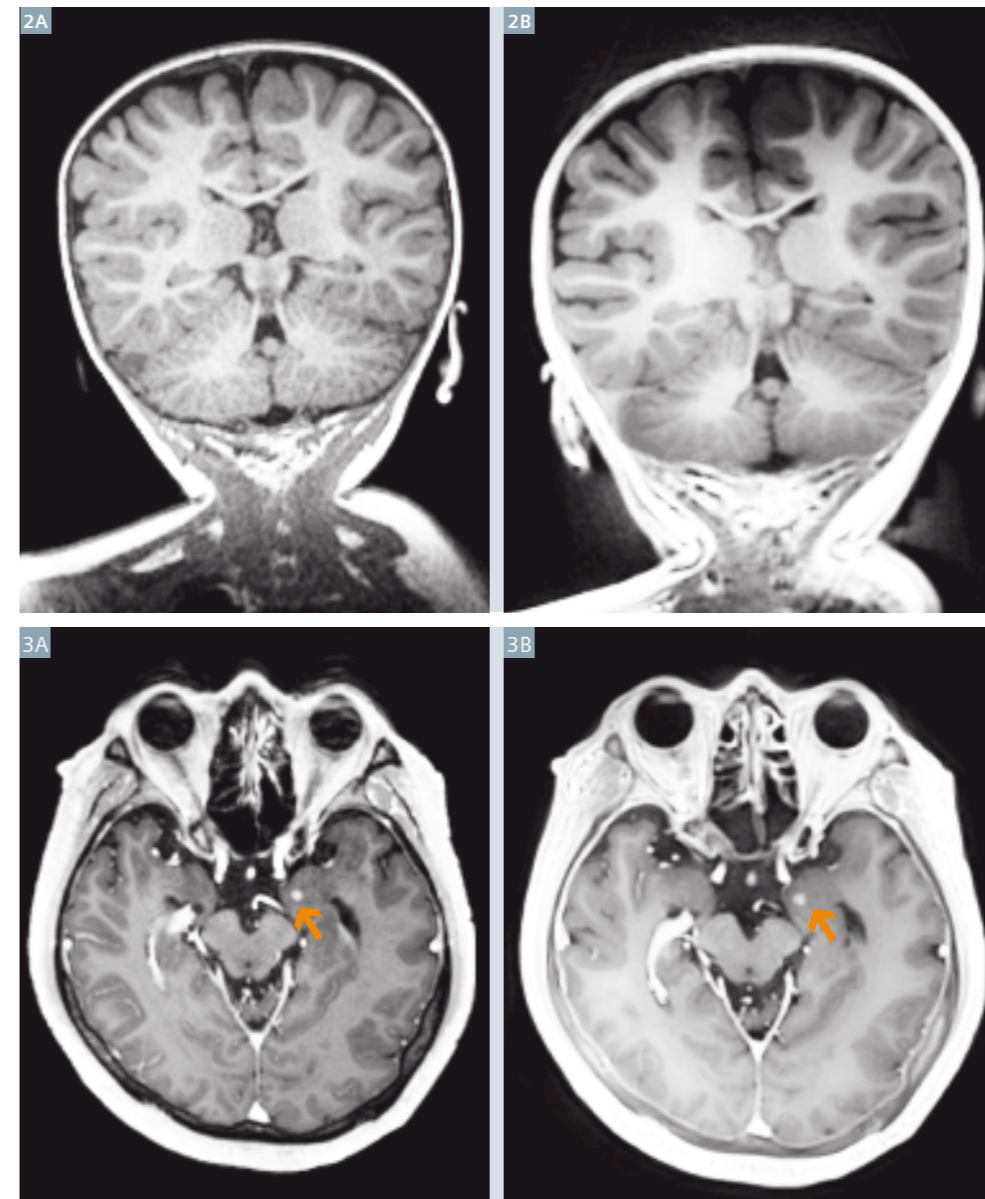
空間中心の取得はMPRAGEより3分程度遅く、造影剤注入後9~14分で収集されている。PETRAは最初にk空間中心部を取得し(図1に示すpoint-wise方式)、次に残りの3D k空間をラジアルスキャンで収集する。先行研究では、5 mm径以上の頭蓋内病変を造影する際、造影効果は造影剤注入後10分程度で平衡状態に達し、注入後20分以上持続することが明らかされている[9]。したがって、MPRAGEとqPETRAでk=0の取得に3分の差があっても病変部の信号に差が生じることはなく、病変の造影効果に差があればその原因は主にシーケンス特性によるものと考えられる。

PETRAシーケンスを用いたプロトコルは、通常MPRAGEに設定されている空間分解能(0.9~1.0 mm立方ボクセル)と濃度分離を両立するように設定された。そのため、当院におけるPETRAを用いた初期研究はMPRAGEとの比較を中心課題とした。プロトコルの1つは信号ノイズ比(SNR)を重視し(TI 900 ms)、もう1つはコントラスト・ノイズ比(CNR)に重点を置いている(TI 500 msでは、灰白質(GM)・白質(WM)コントラストがより強調される)。

表1:シーケンスパラメータ

	qPETRA 図2, 3, 11, 12	qPETRA 図4-10	MPRAGE 図2-8	3D-FLASH 図9-12
ボクセルサイズ / mm	図2, 3は(0.99 mm) ³ 図11, 12は(0.80 mm) ³	(0.99 mm) ³	(0.94 mm) ³	0.6 × 0.6 × 1.0 mm ³
マトリクス	288 × 288	288 × 288	256 × 256	346 × 384
スライス	288	288	176	144
TI / ms	図2, 3500 図11, 12は900	700	900	該当なし
TR / ms	2.79	2.79	5.6 ¹	11
TE / ms	0.07	0.07	2.4	6.2
FA / deg	6	6	10	20
FatSat	なし	あり	なし	あり
スキャン時間	05:59	06:20	5:56(図2は3:54)	02:52

¹RF励起パルス(FLASH部分)の繰り返し時間。MPRAGEの場合はMRIコンソールに「Echo spacing」と表示される。



2 19か月女児、発熱を伴う痙攣発作の原因精査目的。いずれのシーケンスでも脳実質以上に認めなかった。(2A)はMPRAGE。qPETRA(TI=500ms)(2B)はMPRAGEと同等の灰白質・白質コントラストを示す。

* 胎児および2歳未満の乳児に対する撮像に関してMRIスキャンの安全性は確立されていない。担当医は他の撮像法の場合と比較してMR検査の有用性を評価しなければならない。

3 57歳男性、肺がんの脳転移検査目的。いずれのシーケンスにおいても左側頭葉内側の皮髄境界に3.5mm径の転移巣を検出できる。(3A)CE MPRAGE (3B)TI500 msのCE qPETRA

いずれのqPETRAプロトコルも通常使用しているMPRAGEプロトコルと同程度になるように検査時間を調整した。予備研究では、ボランティアと患者を対象として両PETRAプロトコルとMPRAGEでスキャンを行った。

TI=900msのqPETRAにおけるSNRはMPRAGEよりも明らかに高く、一方、TI=500msでは灰白質・白質コントラスト増強効果が得られる。そこでCNR・SNRの両方を重視して、その後、造影検査ではTIとして700msを選択している。qPETRAとMPRAGEにおける造影能とSNRの統計比較を実施した[10]。

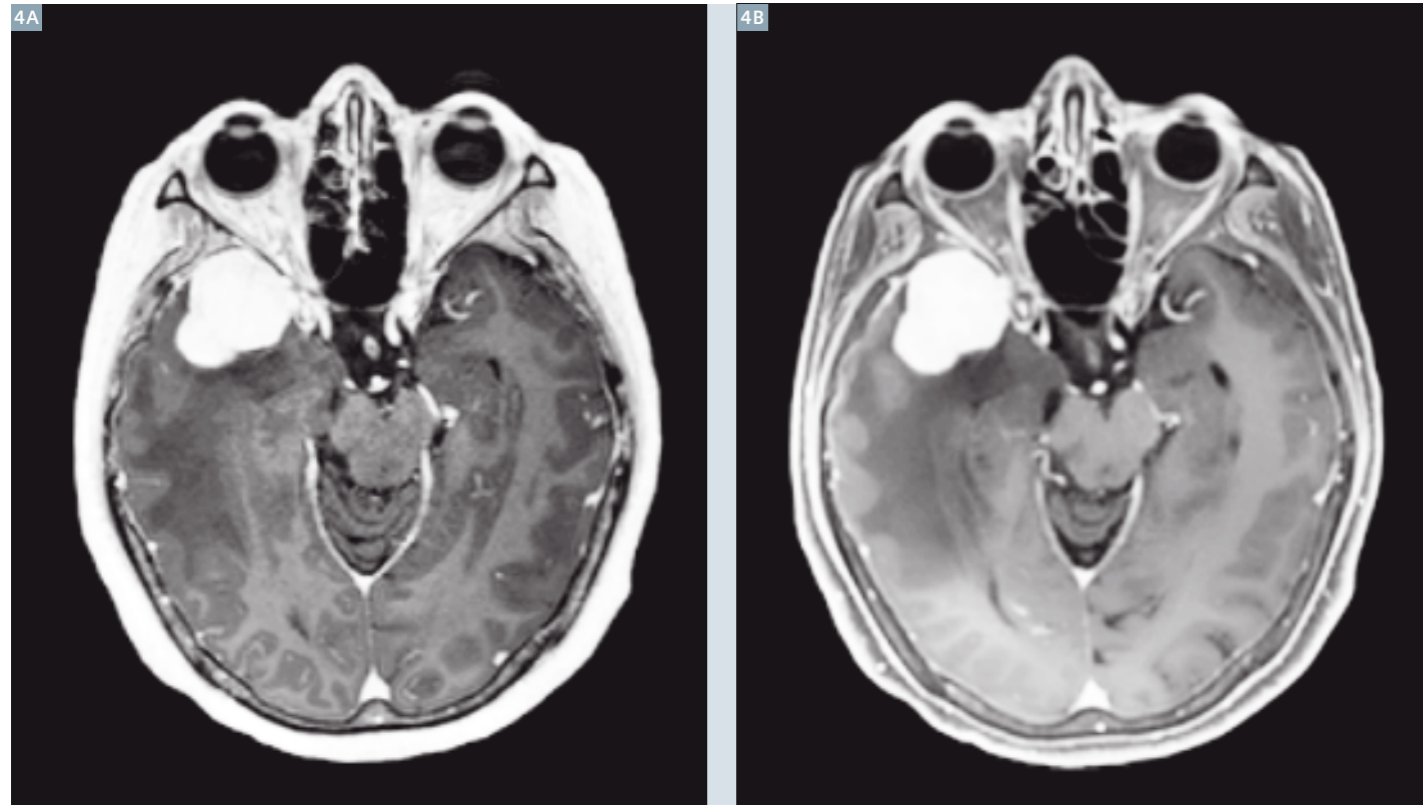
本稿では、3D-FLASHはより高い空間分解能を示す性能があることを念頭に置きながら、qPETRAと3D-FLASHの比較も行った。

臨床観察

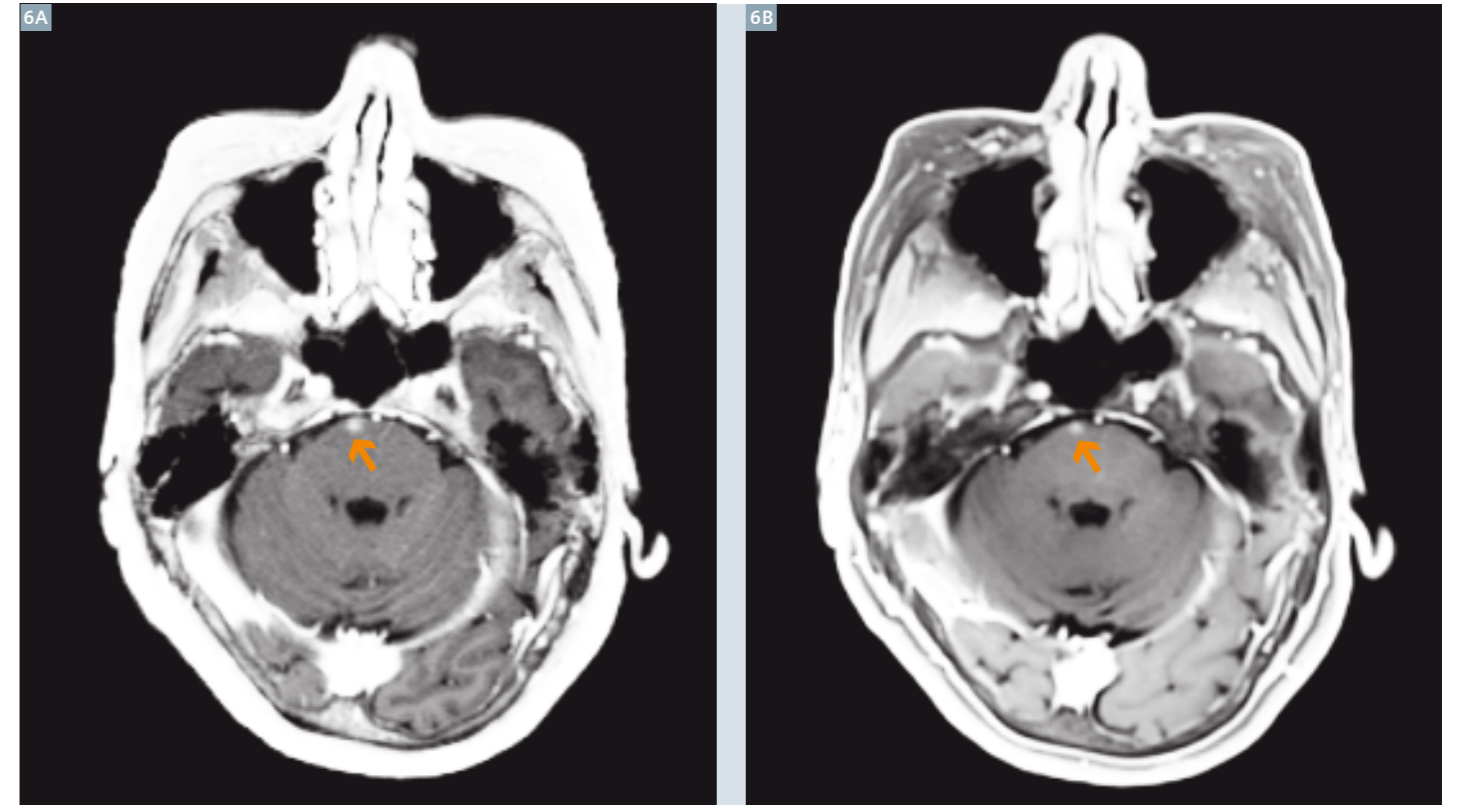
PETRAとMPRAGEの比較

qPETRAと同程度の空間分解能で脂肪抑制を用いないMPRAGEとqPETRAの比較を図2および3に示す。灰白質・白質コントラストは非造影(図2)と造影(CE、図3)どちらの場合も同程度であった。後者のCEの場合、造影された小病変はqPETRAとMPRAGEで同程度、同じサイズであることが確認できる。

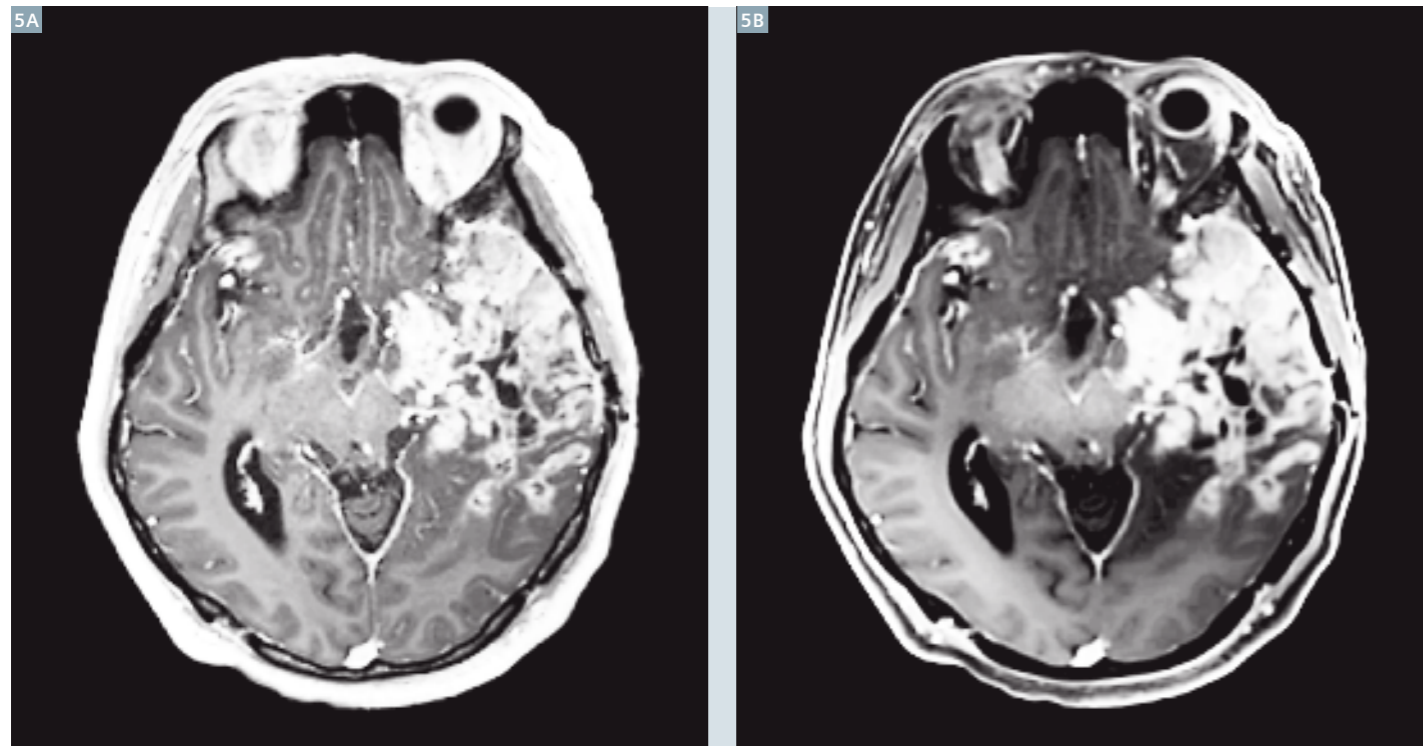
次に、原発性脳腫瘍と転移性腫瘍を対象として、上記と同じ分解能パラメータによる造影後qPETRAとMPRAGEの比較を行った。ただし、TI=700msとし、灰白質・白質コントラストをある程度犠牲にしてSNRを高めるとともに、脂肪抑制を加えるよう変更した(当院におけるルーチンのMPRAGEプロトコル変更は避け、qPETRAのみに適用)。



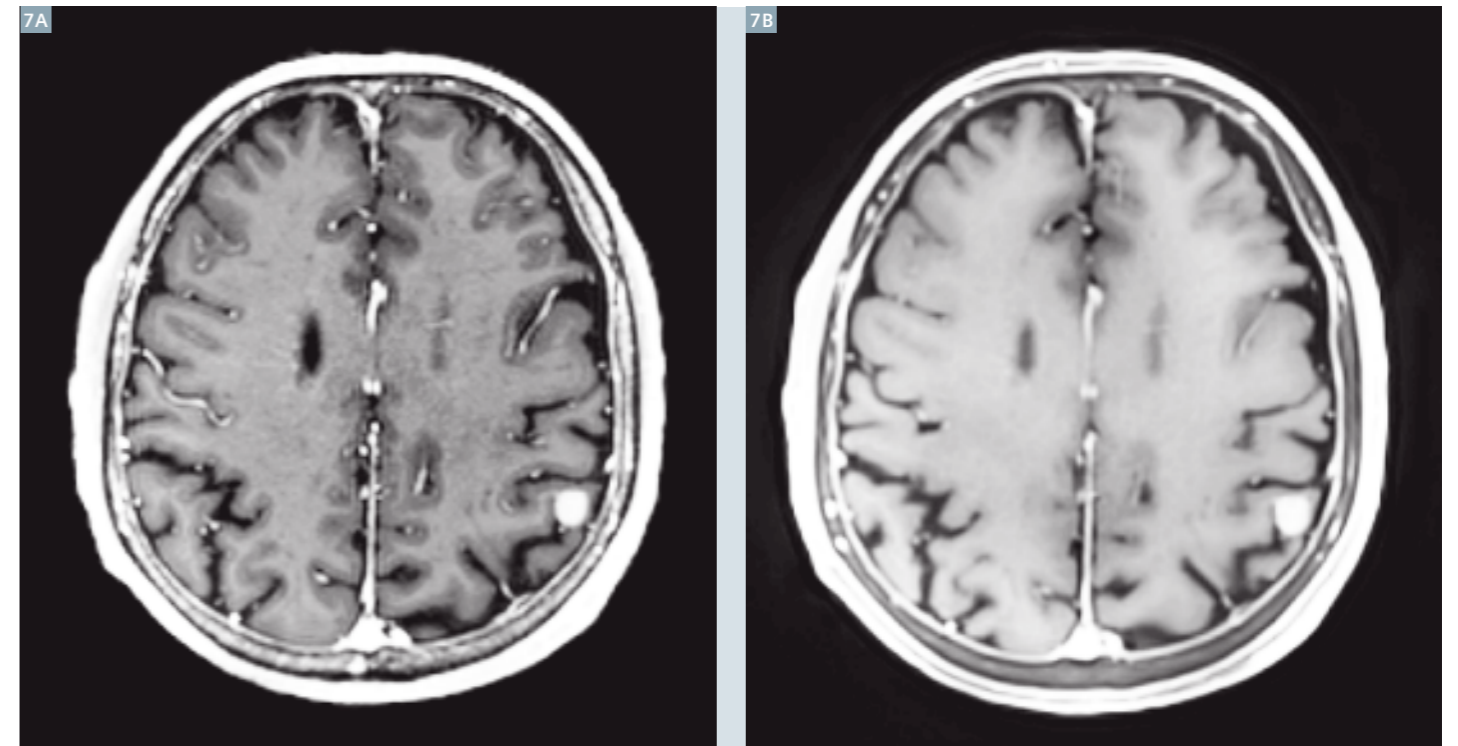
4 56歳女性、神経膠芽腫。
(4A) CE MPRAGE、(4B) 脂肪抑制を用いたCE qPETRA



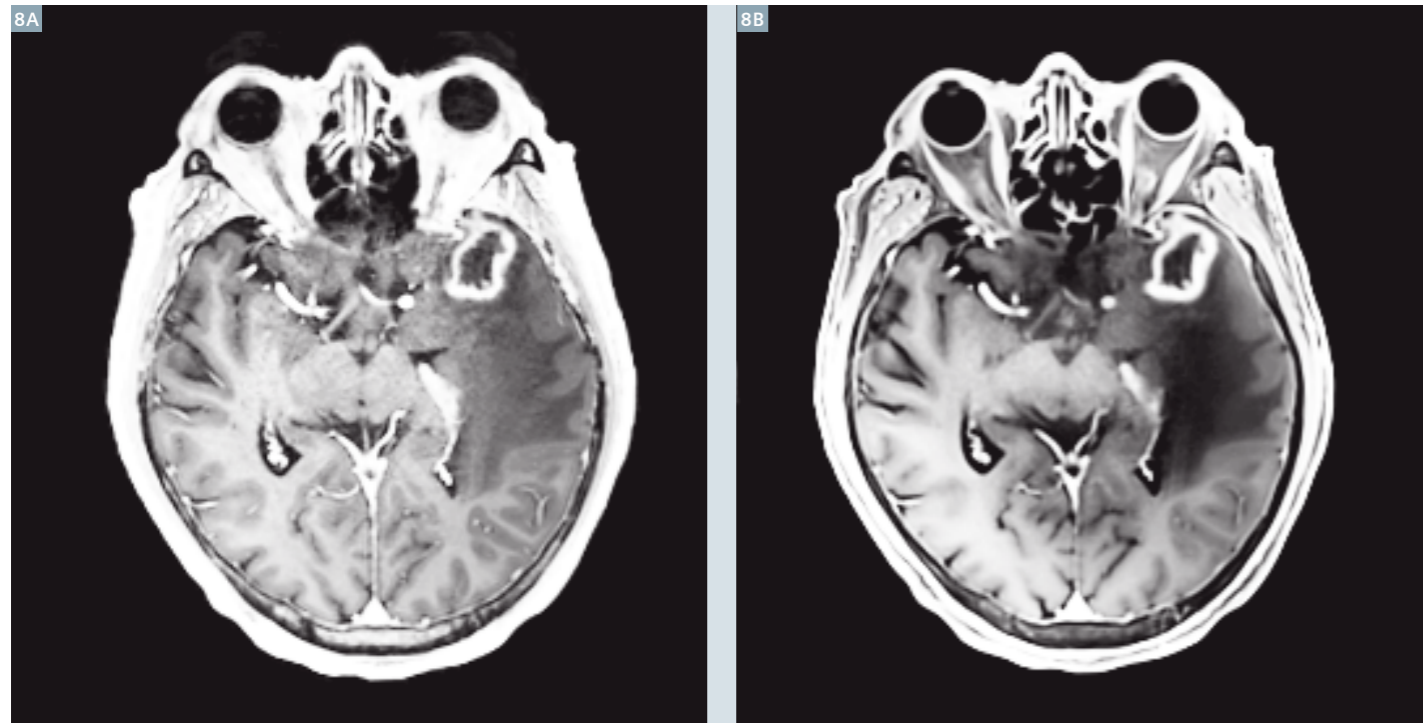
6 70歳女性、肺がんの脳転移。脳橋上衣下領域に小さな転移巣を認めた。
(6A) CE MPRAGE、(6B) 脂肪抑制を用いたCE qPETRA



5 33歳男性、神経膠芽腫。
(5A) CE MPRAGE、(5B) 脂肪抑制を用いたCE qPETRA



7 69歳男性、肺がんの脳転移。いずれのシーケンスにおいても左頭頂葉の皮髄境界部に小さな転移巣を認めた。
(7A) CE MPRAGE、(7B) 脂肪抑制を用いたCE qPETRA



8 63歳男性、脳転移(肺がん)の造影スクリーニング。どちらのシーケンスにおいても左側頭葉にリング状濃染病変を認めた。
(8A) CE MPRAGE、(8B) 脂肪抑制を用いたCE qPETRA

PETRAと3D-FLASHの比較

qPETRAと3D-FLASHの比較を図9～12に示す。撮像の空間分解能はqPETRAより3D-FLASHの方が高いが(0.6×0.6×1.0 mm³)、異常造影増強効果を呈する腫瘍の診断においては診断に差異は認めなかった。qPETRAのボクセルサイズは0.993 mm³(図9、10)または0.803 mm³(図11、12)であった。

一般的な臨床観察

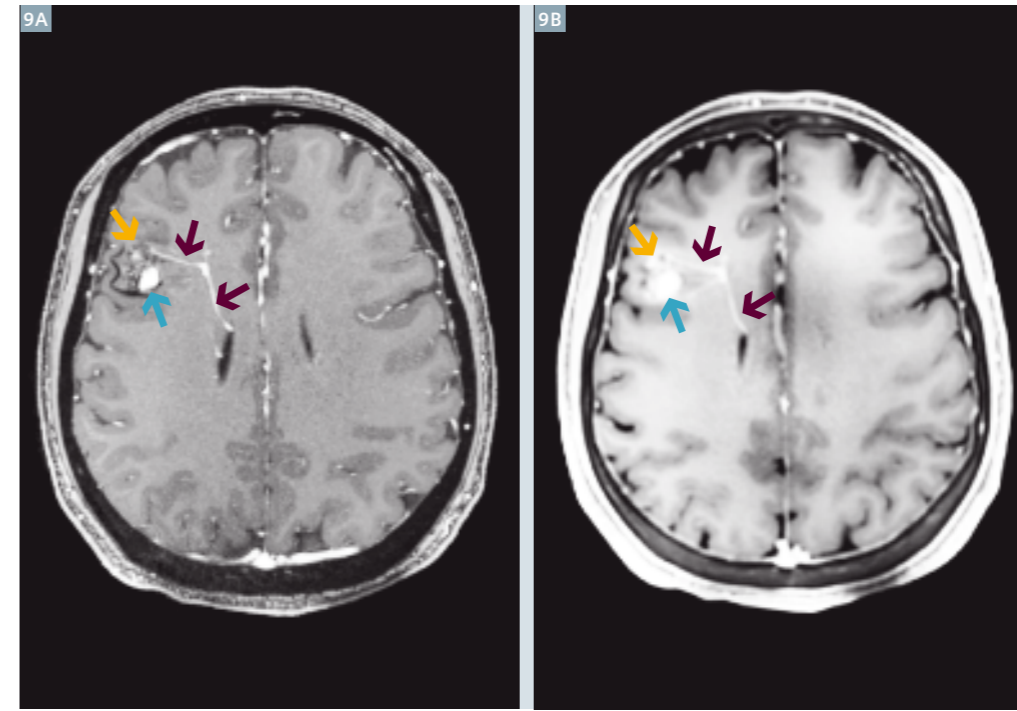
qPETRAでは磁化率に関するアーチファクトや血管プールのフローボイドは発生しなかったが、皮質骨からの信号が認められた。これらはいずれも非常に短いエコー時間(TE)に起因すると考えられる。qPETRAでは磁化率アーチファクトが生じないために、MPRAGEや3D-FLASHなどと比較して頭蓋底病変の診断に有用と考えられる。また、骨からの信号

が得られるために頭部外傷例で骨折の検出や手術計画およびフォローアップに役立つと考えられる。通常、頭部外傷例では成人にはCTが適用されるが、小児への適用は非常に限定的である。qPETRAを用いれば小児でも3次元的な骨の情報を容易に取得できる。また、成人についても術後の経過観察に有用である。

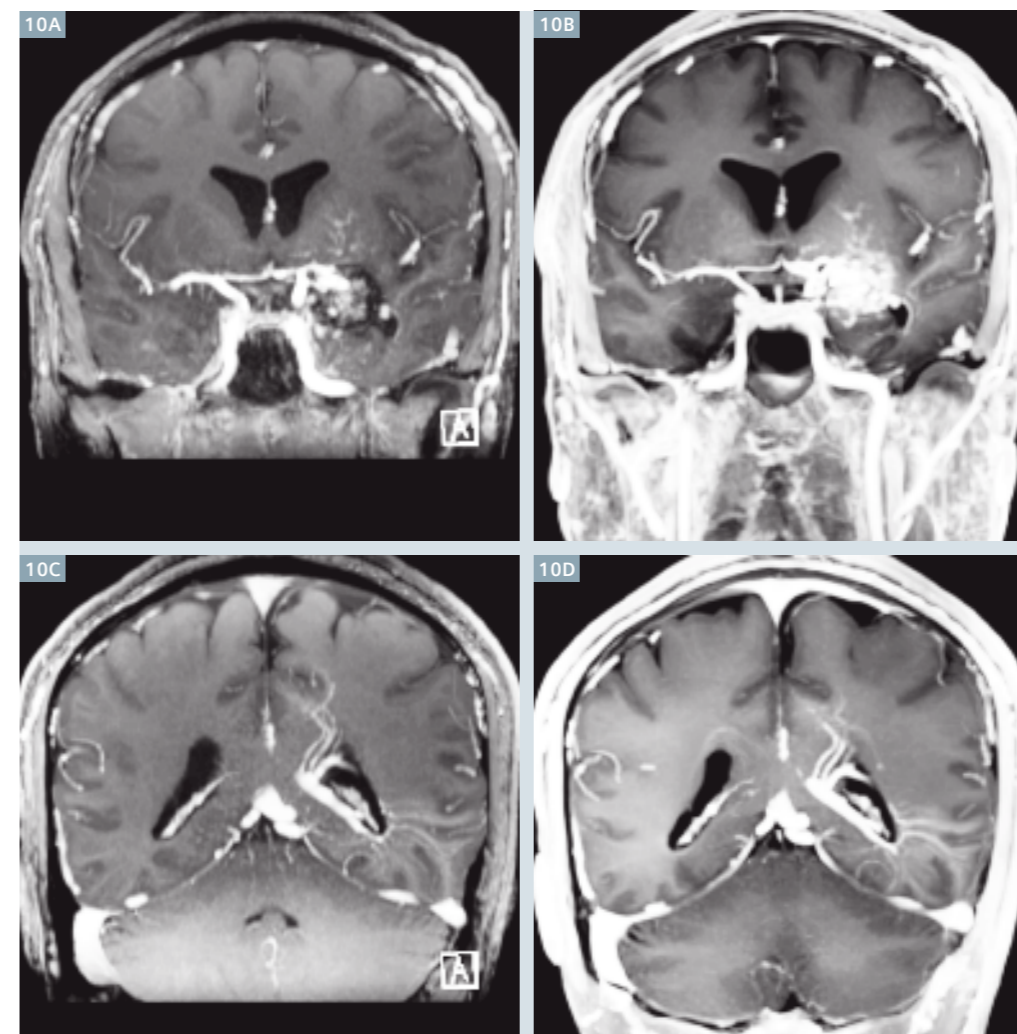
qPETRAでは、頭蓋底の咀嚼筋間隙や傍咽頭間隙に信号不均一が出現する傾向があるが、これらは磁化率アーチファクトではなく、uTE特有のフローボイドのない良好な血液プール造影効果が現れたためである。qPETRAでは他にも副鼻腔の粘膜や硬膜でも信号増強を示しており、硬膜の信号増強はほとんどの症例で一様に現れている。この現象も、硬膜や粘膜のような毛細血管の豊富な組織に

おいてフローボイドのない強い血管プール造影増強効果が発現するためである。MPRAGEや3D-FLASHには、このような血管プール造影効果は現れていない。ただし、硬膜に一樣な信号増強が見られることから、硬膜の炎症、硬膜転移、低髄液圧症候群など、局所的な硬膜増強を引き起こす疾患の精査には造影qPETRAは適応にならない。しかしながら、本稿で述べた通り、脳実質内病変の造影T1強調画像や脳血管の血管プール造影のための3D画像として広く適応となる。

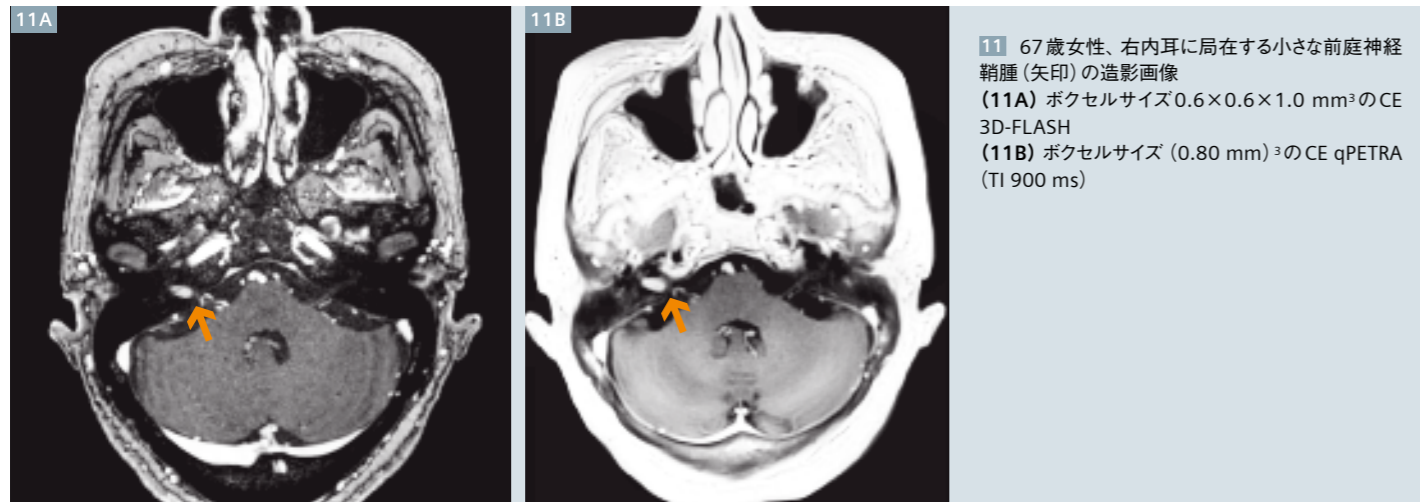
最後に、qPETRAは脂肪抑制が併用可能なことから頭蓋内腫瘍の診断だけでなく、頭蓋冠や頭蓋基底の骨髄転移を含む、頭蓋外腫瘍、眼窩腫瘍、副鼻腔腫瘍の診断にも利用できると考えられる。



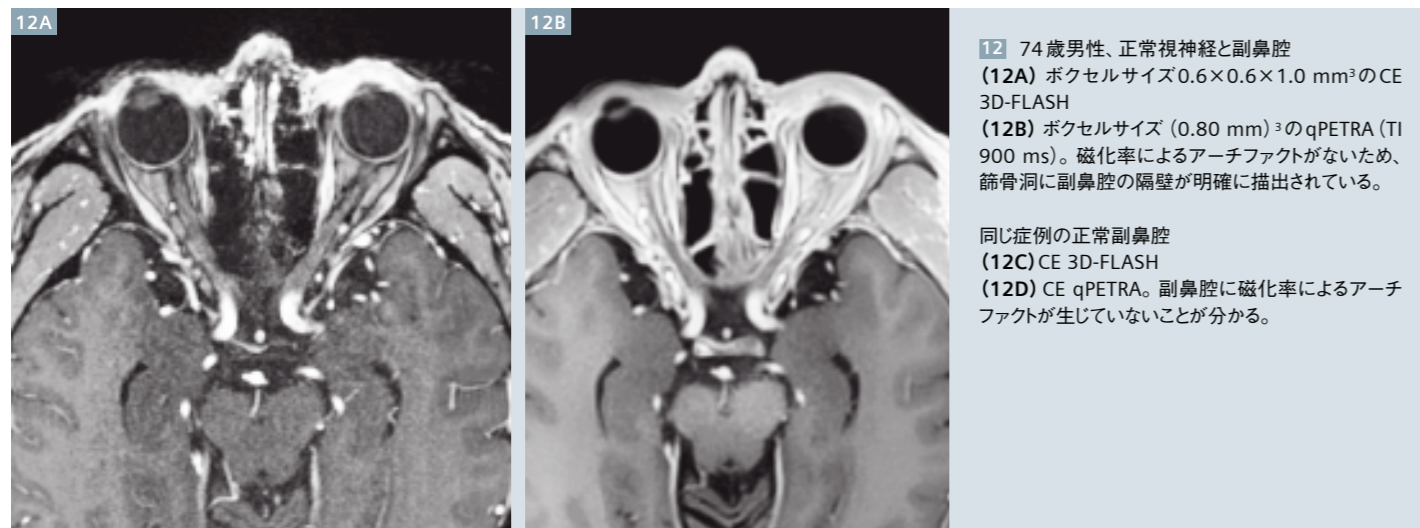
9 47歳女性、静脈奇形の血管プール造影効果(赤色の矢印)。黄色の矢印: 海綿状血管腫の血液プール造影効果。青色の矢印: メトヘモグロビンによって引き起こされたT1短縮。
(9A) ボクセルサイズ0.6×0.6×1.0 mm³のCE 3D-FLASH
(9B) ボクセルサイズ(0.99 mm)³のCE qPETRA(TI 700 ms)



10 47歳女性、海綿状血管腫と静脈奇形の症例。
(10A) ボクセルサイズ0.6×0.6×1.0 mm³のCE 3D-FLASH
(10B) ボクセルサイズ(0.99 mm)³のCE PETRA(TI 700 ms)。CE qPETRAでは非常に短いTEによってフローボイドが発生せず、そのため静脈奇形が一層顕著に現れる。
(10C) CE 3D-FLASH
(10D) CE qPETRA

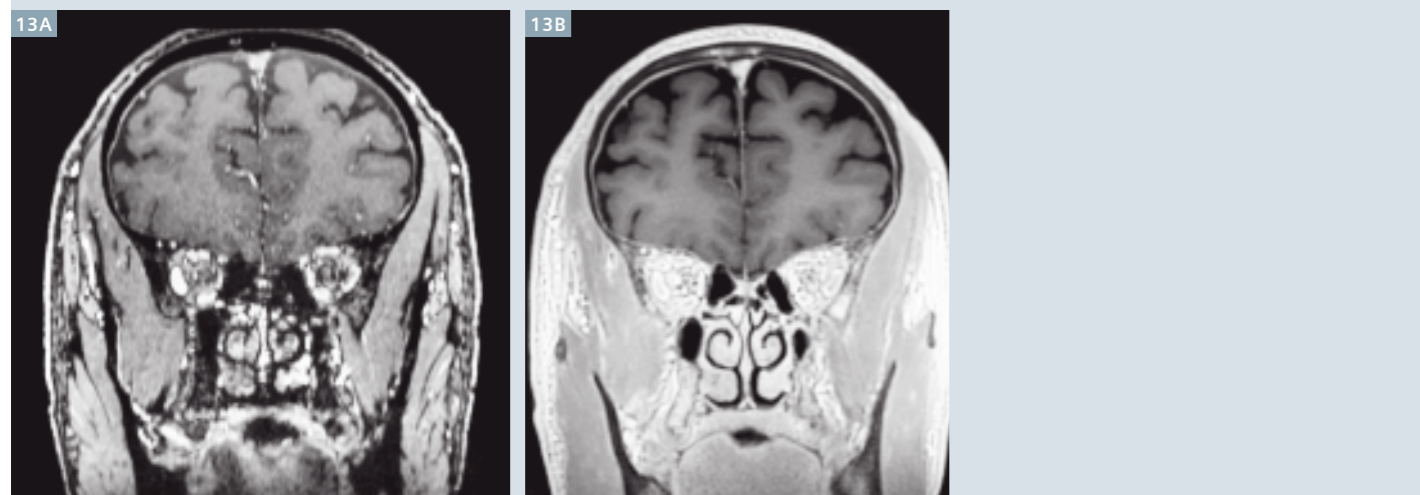


11 67歳女性、右内耳に局在する小さな前庭神経鞘腫(矢印)の造影画像
(11A) ボクセルサイズ $0.6 \times 0.6 \times 1.0 \text{ mm}^3$ のCE 3D-FLASH
(11B) ボクセルサイズ $(0.80 \text{ mm})^3$ のCE qPETRA (TI 900 ms)



12 74歳男性、正常視神経と副鼻腔
(12A) ボクセルサイズ $0.6 \times 0.6 \times 1.0 \text{ mm}^3$ のCE 3D-FLASH
(12B) ボクセルサイズ $(0.80 \text{ mm})^3$ のqPETRA (TI 900 ms)。磁化率によるアーチファクトがないため、篩骨洞に副鼻腔の隔壁が明確に描出されている。

同じ症例の正常副鼻腔
(12C) CE 3D-FLASH
(12D) CE qPETRA。副鼻腔に磁化率によるアーチファクトが生じていないことが分かる。



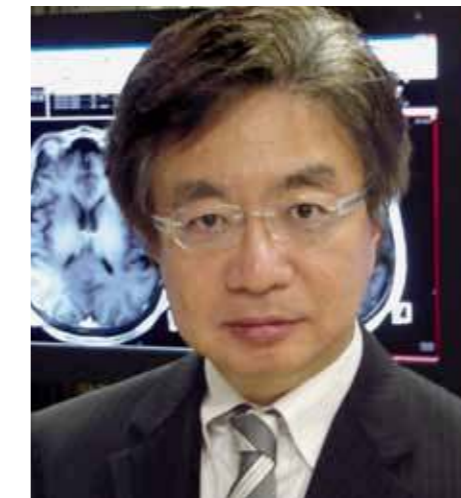
13B

結論

qPETRAはMPRAGEよりも大幅に検査時の騒音が低減した。本症例で示すように両シーケンスの造影能および画質は同等であり画像診断に差異はなかった。qPETRAを3D-FLASHと比較したところ、3D-FLASHの方が高い空間分解能を得られたものの、やはり画像診断上は差異はなかった。静音化したMR検査はすべての患者に対して快適さを提供し、小児のみならず、認知機能障害や精神疾患を有する高齢患者に特に有効であると考えられる。

References

- Grodzki DM, Heismann B. Quiet T1-weighted head scanning using PETRA. Proc ISMRM 2013; 21:0456.
- Weiger M, Pruessmann KP, Hennel F. MRI with zero echo time: hard versus sweep pulse excitation. Magn Reson Med 2011; 66(2):379-89.
- Idiyatullin D, Corum C, Park JY, Garwood M. Fast and quiet MRI using a swept radiofrequency. J Magn Reson 2006; 181(2): 342-349.
- Grodzki DM, Jakob PM, Heismann B. Ultrashort echo time imaging using pointwise encoding time reduction with radial acquisition (PETRA). Magn Reson Med 2012; 67(2):510-508.
- Chamberlain R, Moeller S, Corum C, Idiyatullin C, Garwood M. Quiet T1- and T2-weighted brain imaging using SWIFT. Proc ISMRM 2011; 19:2723.
- Mugler JP, Brookeman JR. Three-dimensional magnetization-prepared rapid gradient-echo imaging (3D MP RAGE). Magn Reson Med 1990; 15:152-157.
- Brant-Zawadzki M, Gillan GD, Nitz WR. MP RAGE: a three-dimensional, T1-weighted, gradient-echo sequence-initial experience in the brain. Radiology 1992; 182:769-75.
- Brant-Zawadzki MN, Gillan GD, Atkinson DJ, Edalatpour N, Jensen M. Three-dimensional MR imaging and display of intracranial disease: improvements with the MP-RAGE sequence and gadolinium. J Magn Reson Imaging. 1993; 3(4): 656-62.
- Yuh WT, Tali ET, Nguyen HD, Simonson TM, Mayr NA, Fisher DJ. The effect of contrast dose, imaging time, and lesion size in the MR detection of intracerebral metastasis. AJNR 1995; 16:373-380.
- Ida M, Wakayama T, Nielsen ML, Abe T, Grodzki D. Quiet T1-weighted imaging using PETRA: Initial clinical evaluation in intracranial tumor patients. JMIR 2014; DOI: 10.1002/jmri.24575



Contact

Masahiro Ida, M.D.
 Chief Radiologist
 Dept. of Radiology
 Tokyo Metropolitan Ebara
 Hospital
 4-5-10 Higashi-yukigaya,
 Ota-ku
 Tokyo 145-0065
 Japan
 Phone: +81 3-5734-8000
 rxb00500@nifty.com

新世代のマッピング Cardiac Parametric Mapping: T1およびT2マッピングの臨床における役割

Viviana Maestrini; Amna Abdel-Gadir; Anna S. Herrey; James C. Moon

ロンドン大学病院Heart Hospital画像診断センター(英国・ロンドン)

はじめに

心臓MR (CMR) は心機能や心灌流に適した画像診断であり、循環器科にとって必要不可欠のツールである。しかも、CMRは主要で独自の利点として、心筋の基礎的物質特性、すなわち「心筋組織性状」を直接観察することである。

2001年～2011年の間、CMRは心筋性状を調べる主な方法として、「強調画像」を主体とした定性的な画像診断であった。遅延造影検査 (LGE) を用いて瘢痕を観察するためのT1強調画像や浮腫(心筋炎の高リスク領域)を検出するためのT2強調画像などがある。しかし、これら手法、特にLGEイメージングの出現によって、CMRに対する私たちの認識が改められ、特に循環器科における臨床診療のあり方が変わったことも事実である。

しかし、このような手法にも限界があり、定量化が困難であった。特にLGE法は心筋梗塞の局在診断に対しては確立している反面、非

虚血性心筋症などの病態における定量的評価は難しい。LGEは、「正常」と「異常」、すなわち「健常」と「病態」を二分できるコントラストが描出できるようにシーケンスパラメータが最適化されている。そのため、びまん性に浸潤する病態(線維症、アミロイドーシス、ヘモクロマトーシス、脂質沈着、炎症)など広範な心筋の病態には対応できない。

最近になって技術革新が急速に進み、新しい「マッピング」法がいくつか登場している。これらは「強調画像」ではなく、各ピクセル値をT1かT2(またはT2*)としてカラーで表示するピクセルマップを作成する手法である。新たなシーケンスは1回息止め法であり、着実に普及し、今では広く利用されている。T1マッピングは、造影剤を使用することで細胞外容積 (ECV) の測定も可能になり、マップとしても間質(浮腫、線維症、沈着)を定量的に評価できる。このような新手法の早期結果は良好で、CMRの新時代の到来と期待できる。

T1マッピング

初期のT1測定法は1スライス辺り複数回の息止めが必要であったため、長い撮像時間を要し、洗練しているとは言い難い方法であったが、臨床問題となるびまん性心筋線維症を十分に測定することが可能であった[1]。健常ボランティアと疾患患者にはさまざまな程度のびまん性線維症が見られ[2]、数多くの疾患で臨床問題となることが明らかにされている。MOLLI法に基づいたT1マッピングは、息止めを短縮し、心拍に依存せず、マップの鮮明化を目的に画像レジストレーションを向上するように改良が加えられ、現在、更なるMOLLI法の改良と有用性が進められている[3-5]。

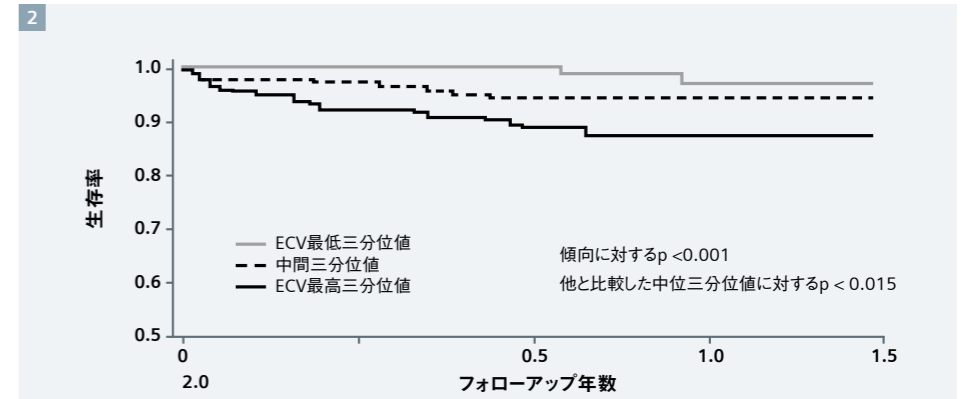
T1マッピングにはキーとなる2つの使用方法がある。1つは非造影影での使用方法すなわちネイティブT1マッピングと、造影剤を注入した(通常、ヘマトクリット値補正し、造影前後を差分してECVを得る)方法である[6]。

ネイティブT1

ネイティブT1マッピング(非造影)では、本来の心筋コントラストを示すことができる(図1)。T1値(測定単位ミリ秒)は細胞外コンパートメントが増大する場所で上昇する。例として、線維症(局所性、梗塞状態、びまん性)[7-8]、浮腫[9-10]、アミロイドーシス[11]などがある。脂質異常 (Anderson Fabry病、AFD)[12]や鉄沈着[13]ではT1値が低下する。

一部の稀な疾患ではこの変化が大きくなる。広範囲の心筋異常は早期疾患であっても造影せずに確実に発見できる。鉄沈着、AFDおよびアミロイドの場合、別な異常を生じる前に、すなわち、左室肥大なし、正常心電図、一般的なCMRの正常結果など確実な新情報を得られる前にT1値に変化が現れる。疾患に罹患している場合、たとえばAFDではT1値の低下が描出されて、左室肥大の別な原因と完全に区別できる[12]、一方、アミロイド沈着では、心臓の重症度に対する既知マーカーに沿ってT1値が上昇する[11]。

なお注意事項として、ネイティブT1測定は健常ボランティアにおいて比較的安定して撮像できるが、プラットフォーム(マグネット、シーケンスとパラメータ、磁場強度など)によって変わる[14]。よって撮像前に参照となる正常値の範囲を調べておく必要がある。



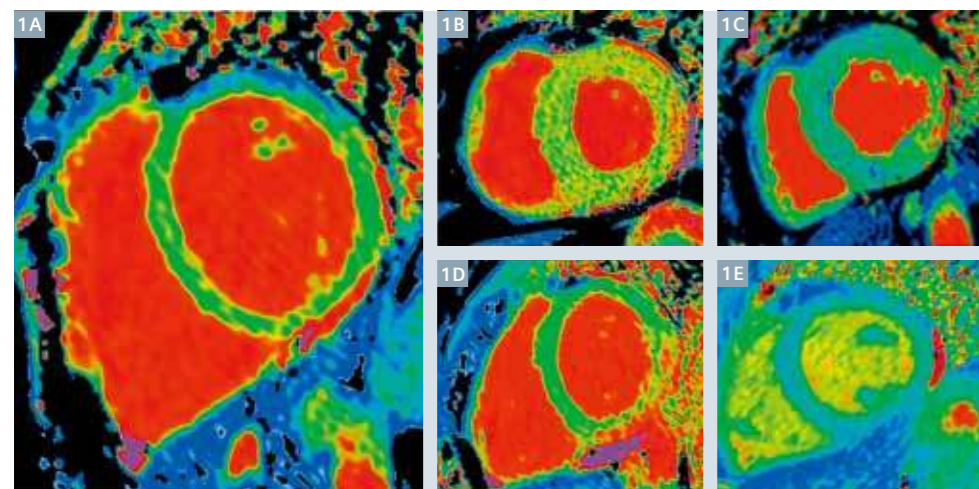
2 非瘢痕領域 (LGEは除く) のECVと全死因死亡率との関連[21]

取得した信号は、間質と筋細胞の両方から生じる複数の要素から構成された信号である。よって細胞外液造影剤の使用により、T1マッピングに別な次元が加わり、細胞外腔のコンパートメントを具体的に評価できる可能性がある。

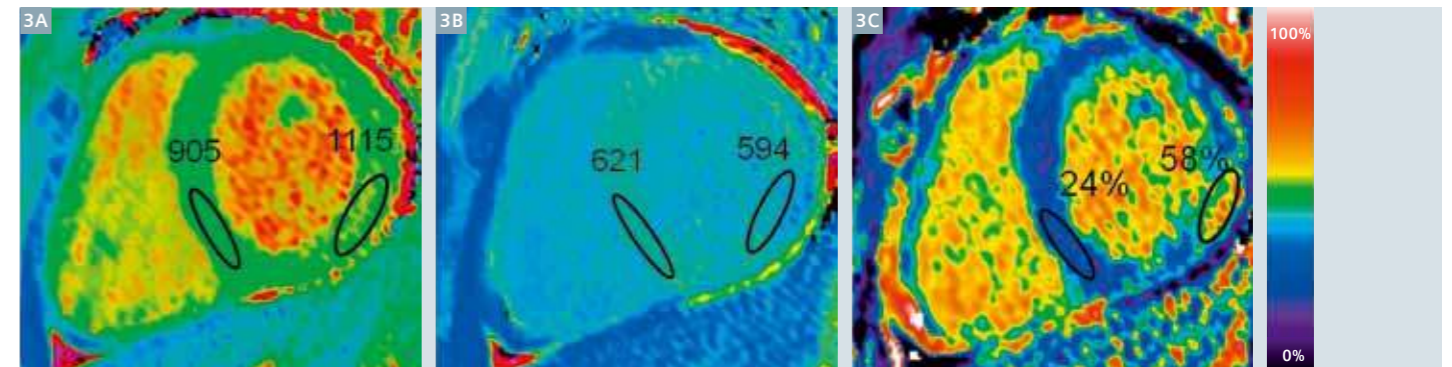
細胞外腔容積 (ECV)

当初は造影後T1値を測定していたが、その要素には腎クリアランス、ガドリニウム注入量、身体組成、造影剤注入後の撮像時間、ヘマトクリット値などが混在する。そのためECVの測定が重要である。十分な平衡状態(ボース後15分経過など)に達した造影後の血液と心筋間のT1値の変化率[15,16]は造影剤分配係数であり[17]、ヘマトクリットで補正すれば心筋細胞外間隙 (ECV) に相当する[1]。ECVは細胞外腔の拡張に特異的な

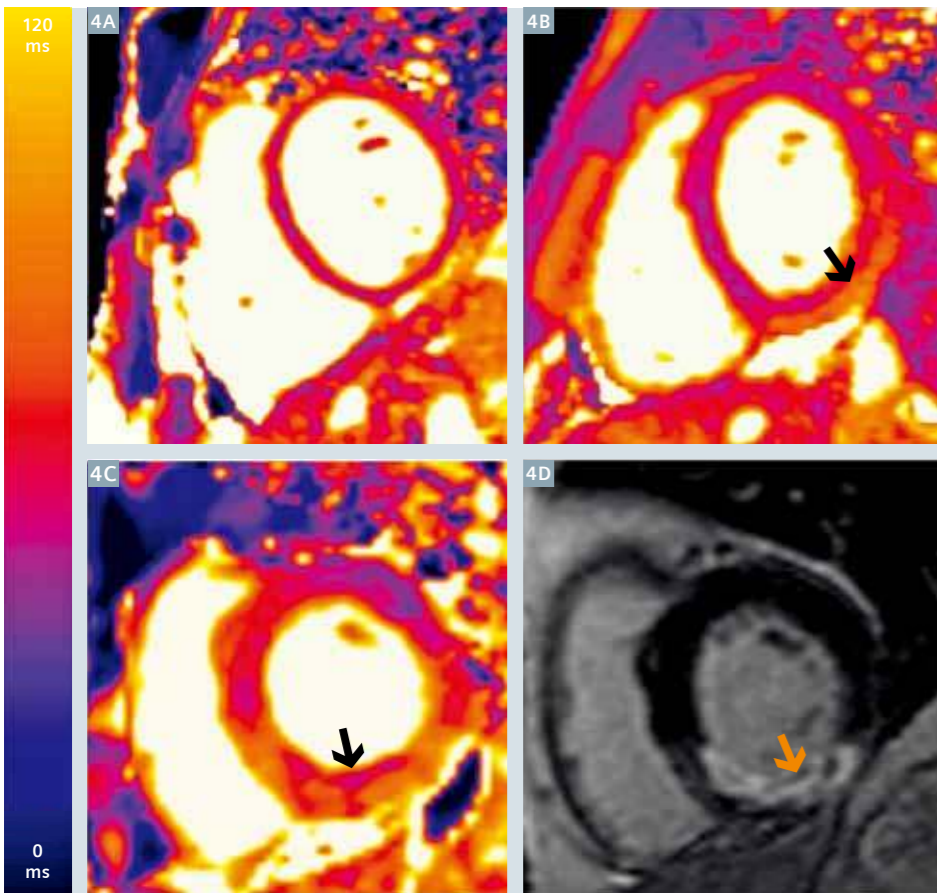
ことは十分に検証されている。臨床的には、線維症、アミロイドおよび浮腫などに見られる。識別するためには、ECVの変化率と臨床所見の関係が重要である。したがって、マルチパラメトリックアプローチ (T2マップやT2強調画像の追加など) が有用と考えられる。アミロイドーシスではどの疾患よりもECVの大幅な上昇を示す[18]、一方で老化に伴うECVの変化は小さく、検出限界近くまで低下するものの、臨床的 중요度は高いと考えられる[19,20]。低ECVの拡張疾患では、血液プールの部分的な容積誤差に伴うバイアスに慎重に対処する必要がある。とはいえ、ごくわずかなECVの変化であっても前兆を予測し得ると考えられる。連続して経過観察できた患者793例(アミロイドとHCMを除く全例)を1年間追跡し、全域のECVから短期死亡率が予測されている(図2)[21]。



1 ネイティブのT1マップ。(1A)は健常ボランティア(筆者VM)のもので、心筋は緑色に描出され、血液は赤色になっている。(1B)は心アミロイドーシスを示し、心筋のT1値は高値を示している(赤色)。(1C)はAnderson-Fabry病を示し、心筋は脂質沈着によりT1値が低下しているが(青色)、下側壁だけは線維症のため赤色になっている。(1D)は心筋炎を示し、心筋は局所的な浮腫によりT1値が高値を示している(赤色)。(1E)は過度な鉄沈着を示し、心筋は鉄分によりT1値が低下している(青色)。



3 心筋炎患者。3AはネイティブT1マップ。下側壁のT1値が高いことを示すネイティブT1マップ(1115 ms)。3Bは造影後T1マップ。造影剤注入後にT1値の短縮を示す造影後T1マップ(594 ms)。3Cはこれらから得られたECVマップで、遠位心筋と比べECVの高値を示している(58%)。



4 (4A) 健常ボランティアのT2マップ(筆者VM)。(4B) 心筋炎患者(心外膜浮腫例)のT2マップ。下側壁が高値を示す(矢印)。(4C) 急性心筋梗塞患者のT2マップ。LGE(4D)で検出されている部位と一致して、微小血管閉塞に伴う浮腫を反映したT2値の延長がわかる(矢印)。

また同じ群では、糖尿病患者においてもECVの上昇(約1000)を示した。レニン・アンギオテンシン・アルドステロン系を遮断した患者はECVが低下していた。ECVは糖尿病患者の心不全における死亡率および/または入院の予測因子であった[22]。

ECV定量化の用途や性能は拡大しつつある。近年のT1マッピングの精度は向上しており、現在では自動(インライン機能)でECVマップが解析され、T1値より生物学的関連の高いECV値を各ピクセルごとに求めることができる(図3)[6]。

T2マッピング

T2強調CMRは、炎症性病変や急性虚血疾患において心筋浮腫を確認でき、リスク領域を描出できる。ただし、T2強調画像に用いるシーケンス(STIR法など)は脆弱であり、撮像も画像解釈も困難なことがある。そのため偽陰性や偽陽性を除外するためにT2強調SSFPシーケンスが用いられている[23,24]。一方で「強調画像」に依存しないT2マッピングが進化し使用の増加が期待されている[25](図4)。T1マッピングと同様、今では全心筋炎などの心筋疾患においてもT2マップを用いて病変を特定でき、予備試験では、複数のリウマチ疾患(ループス、全身性毛細血管漏出症候群)や移植拒絶反応にその成果が示さ

れており、別のモダリティでは見落とされていた早期拒絶反応を検出できるとされている[26,27]。

結論

心筋のT1、T2、ECVマッピングは、生検を行わずに心筋のびまん性の経過を特定し定量化する強力なツールとして新たな話題となっている。これらマップは、別な撮像法では見落とされるような初期病変を発見することが可能であり、予測因子として、臨床試験の代理評価項目として、また治療モニタリングのために有望な手法であることが示唆される。ただし、このような技術の進歩は急速であるが課題も残る。T1マッピングの新たなガイドライン草案を作成中であり、施設全体への配布や標準化が始まろうとしている。今後の動向がますます期待される。

References

- 1 Flett AS, Hayward MP, Ashworth MT, Hansen MS, Taylor AM, Elliott PM, McGregor C, Moon JC. Equilibrium Contrast Cardiovascular Magnetic Resonance for the measurement of diffuse myocardial fibrosis: preliminary validation in humans. *Circulation* 2010;122:138-144.
- 2 Sado DM, Flett AS, Banyersad SM, White SK, Maestrini V, Quarta G, Lachmann RH, Murphy E, Mehta A, Hughes DA, McKenna WJ, Taylor AM, Hausenloy DJ, Hawkins PN, Elliott PM, Moon JC. Cardiovascular magnetic resonance measurement of myocardial extracellular volume in health and disease. *Heart* 2012;98:1436-1441.
- 3 Piechnik SK, Ferreira VM, Dall'Armellina E, Cochlin LE, Greiser A, Neubauer S, Robson MD. Shortened Modified Look-Locker Inversion recovery (ShMOLLI) for clinical myocardial T1-mapping at 1.5 and 3 T within a 9 heartbeat breathhold. *J Cardiovasc Magn Reson* 2010;12:69.
- 4 Messroghli DR, Greiser A, Fröhlich M, Dietz R, Schulz-Menger J. Optimization and validation of a fully-integrated pulse sequence for modified look-locker inversion-recovery (MOLLI) T1 mapping of the heart. *J Magn Reson Imaging* 2007;26:1081-1086.
- 5 Fontana M, White SK, Banyersad SM, Sado DM, Maestrini V, Flett AS, Piechnik SK, Neubauer S, Roberts N, Moon JC. Comparison of T1 mapping techniques for ECV quantification. Histological validation and reproducibility of ShMOLLI versus multibreath-hold T1 quantification equilibrium contrast CMR. *J Cardiovasc Magn Reson* 2011;14:88.

- 6 Kellman P, Wilson JR, Xue H, Ugander M, Arai AE. Extracellular volume fraction mapping in the myocardium, part 1: evaluation of an automated method. *J Cardiovasc Magn Reson* 2012;14:63.
- 7 Dass S, Suttie JJ, Piechnik SK, Ferreira VM, Holloway CJ, Banerjee R, Mahmood M, Cochlin L, Karamitsos TD, Robson MD, Watkins H, Neubauer S. Myocardial tissue characterization using magnetic resonance non contrast T1 mapping in hypertrophic and dilated cardiomyopathy. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2012; 6:726-33.
- 8 Puntmann VO, Voigt T, Chen Z, Mayr M, Karim R, Rhode K, Pastor A, Carr-White G, Razavi R, Schaeffter T, Nagel E. Native T1 mapping in differentiation of normal myocardium from diffuse disease in hypertrophic and dilated cardiomyopathy. *J Am Coll Cardiovasc Imaging* 2013;6:475-84.
- 9 Ferreira VM, Piechnik SK, Dall'Armellina E, Karamitsos TD, Francis JM, Choudhury RP, Friedrich MG, Robson MD, Neubauer S. Non-contrast T1-mapping detects acute myocardial edema with high diagnostic accuracy: a comparison to T2-weighted cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson* 2012; 14:42.
- 10 Dall'Armellina E, Piechnik SK, Ferreira VM, Si QL, Robson MD, Francis JM, Cuculi F, Kharbanda RK, Banning AP, Choudhury RP, Karamitsos TD, Neubauer S. Cardiovascular magnetic resonance by non contrast T1-mapping allows assessment of severity of injury in acute myocardial infarction. *J Cardiovasc Magn Reson* 2012;14:15.
- 11 Karamitsos TD, Piechnik SK, Banyersad SM, Fontana M, MD, Ntusi NB, Ferreira VM, Whelan CJ, Myerson SG, Robson MD, Hawkins PN, Neubauer S, Moon JC. Non-contrast T1-Mapping for the Diagnosis of Cardiac Amyloidosis. *J Am Coll Cardiol Img* 2013;6:488-97.
- 12 Sado DM, White SK, Piechnik SK, Banyersad SM, Treibel T, Captur G, Fontana M, Maestrini V, Flett AS, Robson MD, Lachmann RH, Murphy E, Mehta A, Hughes D, Neubauer S, Elliott PM, Moon JC. Identification and assessment of Anderson-Fabry Disease by Cardiovascular Magnetic Resonance Non-contrast myocardial T1 Mapping clinical perspective. *Circ Cardiovasc Imaging* 2013;6:392-398.
- 13 Pedersen SF, Thrys SA, Robich MP, Paaske WP, Ringgaard S, Botker HE, Hansen ESS, Kim WY. Assessment of intramyocardial hemorrhage by T1-weighted cardiovascular magnetic resonance in reperfused acute myocardial infarction. *J Cardiovasc Magn Reson* 2012; 14:59.
- 14 Raman FS, Kawel-Boehm N, Gai N, Freed M, Han J, Liu CY, Lima JAC, Bluemke DA, Liu S. Modified look-locker inversion recovery T1 mapping indices: assessment of accuracy and reproducibility between magnetic resonance scanners. *J Cardiovasc Magn Reson* 2013; 15:64.

- 15 White SK, Sado DM, Fontana M, Banyersad SM, Maestrini V, Flett AS, Piechnik SK, Robson MD, Hausenloy DJ, Sheikh AM, Hawkins PN, Moon JC. T1 Mapping for Myocardial Extracellular Volume measurement by CMR: Bolus Only Versus Primed Infusion Technique, 2013 Apr 5 [Epub ahead of print].
- 16 Schelbert EB, Testa SM, Meier CG, Ceyrolles WJ, Levenson JE, Blair AJ, Kellman P, Jones BL, Ludwig DR, Schwartzman D, Shroff SG, Wong TC. Myocardial extravascular extracellular volume fraction measurement by gadolinium cardiovascular magnetic resonance in humans: slow infusion versus bolus. *J Cardiovasc Magn Reson* 2011, Mar 4;13:16.
- 17 Flacke SJ, Fischer SE, Lorenz CH. Measurement of the gadopentetate dimeglumine partition coefficient in human myocardium in vivo: normal distribution and elevation in acute and chronic infarction. *Radiology* 2001;218:703-10.
- 18 Banyersad SM, Sado DM, Flett AS, Gibbs SDG, Pinney JH, Maestrini V, Cox AT, Fontana M, Whelan CJ, Wechalekar AD, Hawkins PN, Moon JC. Quantification of myocardial extracellular volume fraction in systemic AL amyloidosis: An Equilibrium Contrast Cardiovascular Magnetic Resonance Study. *Circ Cardiovasc Imaging* 2013;6:34-39.
- 19 Ugander M, Oki AJ, Hsu LY, Kellman P, Greiser A, Aletras AH, Sibley CT, Chen MY, Bandettini WP, Arai AE. Extracellular volume imaging by magnetic resonance imaging provides insights into overt and sub-clinical myocardial pathology. *Eur Heart J* 2012; 33: 1268-1278.
- 20 Liu CY, Chang Liu Y, Wu C, Armstrong A, Volpe GJ, van der Geest RJ, Liu Y, Hundley WG, Gomes AS, Liu S, Nacif M, Bluemke DA, Lima JAC. Evaluation of age related interstitial myocardial fibrosis with Cardiac Magnetic Resonance Contrast-Enhanced T1 Mapping in the Multi-ethnic Study of Atherosclerosis (MESA). *J Am Coll Cardiol* 2013 Jul 3 [Epub ahead of print].

- 21 Wong TC, Piehler K, Meier CG, Testa SM, Klock AM, Aneizi AA, Shakesprere J, Kellman P, Shroff SG, Schwartzman DS, Mulukutla SR, Simon MA, Schelbert EB. Association between extracellular matrix expansion quantified by cardiovascular magnetic resonance and short-term mortality. *Circulation* 2012 Sep 4;126(10):1206-16.
- 22 Wong TC, Piehler KM, Kang IA, Kadakkal A, Kellman P, Schwartzman DS, Mulukutla SR, Simon MA, Shroff SG, Kuller LH, Schelbert EB. Myocardial extracellular volume fraction quantified by cardiovascular magnetic resonance is increased in diabetes and associated with mortality and incident heart failure admission. *Eur Heart J* 2013 Jun 11 [Epub ahead of print].
- 23 Giri S, Chung YC, Merchant A, Mihai G, Rajagopalan S, Raman SV, Simonetti OP. T2 quantification for improved detection of myocardial edema. *J Cardiovasc Magn Reson* 2009; 11:56.
- 24 Verhaert D, Thavendiranathan P, Giri S, Mihai G, Rajagopalan S, Simonetti OP, Raman SV. Direct T2 Quantification of Myocardial Edema in Acute Ischemic Injury. *J Am Coll Cardiol Img* 2011;4: 269-78.
- 25 Ugander M, Bagi PS, Oki AB, Chen B, Hsu LY, Aletras AH, Shah S, Greiser A, Kellman P, Arai AE. Myocardial oedema as detected by Pre-contrast T1 and T2 CMR delineates area at risk associated with acute myocardial infarction. *J Am Coll Cardiol Img* 2012;5:596-603.
- 26 Thavendiranathan P, Walls M, Giri S, Verhaert D, Rajagopalan S, Moore S, Simonetti OP, Raman SV. Improved detection of myocardial involvement in acute inflammatory cardiomyopathies using T2 Mapping. *Circ Cardiovasc Imaging* 2012;5:102-110.
- 27 Usman AA, Taimen K, Wasielewski M, McDonald J, Shah S, Shivraman G, Cotts W, McGee E, Gordon R, Collins JD, Markl M, Carr JC. Cardiac Magnetic Resonance T2 Mapping in the monitoring and follow-up of acute cardiac transplant rejection: A Pilot Study. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2012; 6:782-90.



Contact

Dr. James C. Moon
The Heart Hospital Imaging Centre
University College London Hospitals
16-18 Westmoreland Street
London W1G 8PH
UK
Phone: +44 (20) 34563081
Fax: +44 (20) 34563086
james.moon@uclh.nhs.uk

シーメンス・ジャパン株式会社

〒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、
下記電話番号をお願いいたします。
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願います。
なお、本カタ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-139(1404IPA3K)

www.siemens.co.jp/healthcare/