

MAGNETOM Flash

翻訳版

vol.23

JSMRM 2022 Edition

[siemens.com/magnetom-world](https://www.siemens.com/magnetom-world)

Page 4

Deep Learning Multi-Shot EPI を用いた
超高速頭部イメージング：予備的臨床評価
John Conklin, et al.
Massachusetts General Hospital,
Boston, MA, USA

Page 9

Deep Learning HASTE を用いた高
速で信頼性の高い肝臓イメージング
Alain Luciani, Sébastien Mulé, et al.
Hôpitaux Universitaires Henri-
Mondor, Créteil, France

Page 13

ディープラーニングを用いて高速化した
HASTE および TSE の臨床実装
Ahmed Othman, Judith Herrmann, et al.
University Medical Center, Mainz /
Eberhard Karls University Tuebingen,
Germany

Page 18

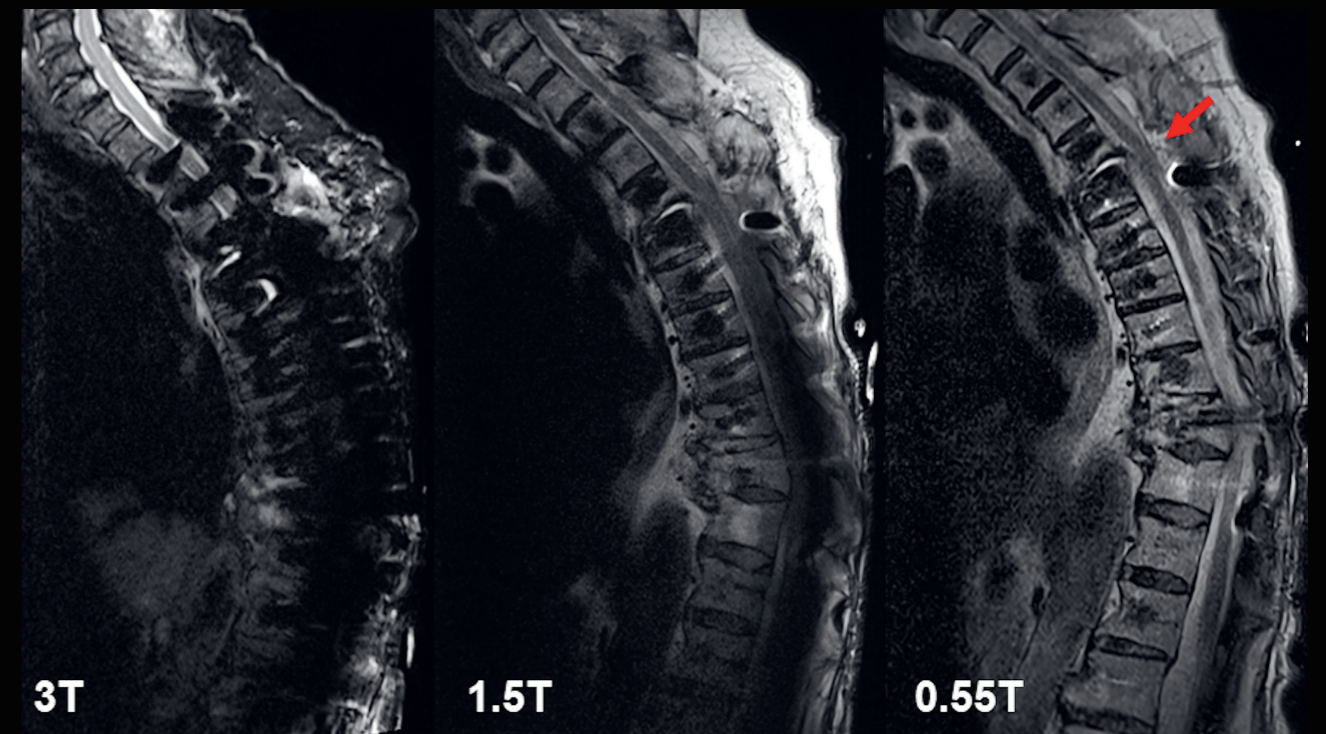
Golden-Angle Radial Sparse Parallel
MR Imaging (GRASP) による耳下腺腫
瘍の血管透過性イメージング
Sohil H. Patel, M.D., et al.
NYU Langone Medical Center,
New York, NY, USA

Page 20

高速・標準化・ロバストなイメージング
を実現する BioMatrix と Compressed
Sensing GRASP-VIBE
Johan Dehem, M.D.
VZW Jan Yperman, Ypres, Belgium

Page 28

0.55T MRI による術後脊椎の評価向上
症例報告
Hanns-Christian Breit, M.D, et al.
University Hospital Basel,
Switzerland



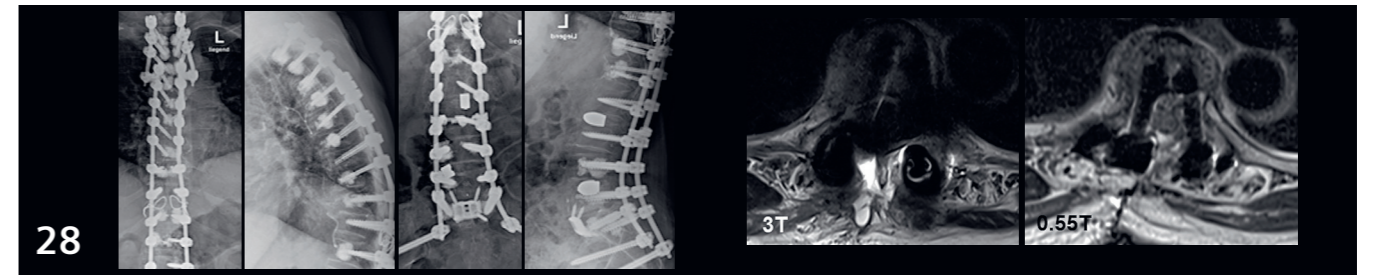
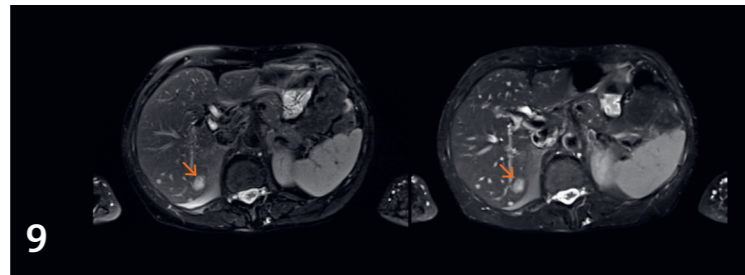
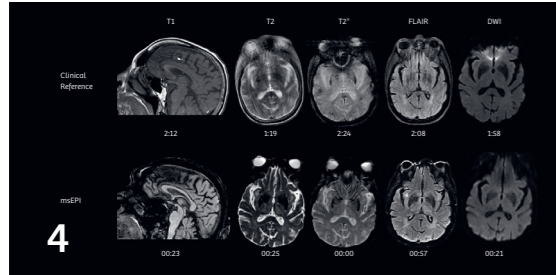
超電導磁石式全身用 MR 装置
MAGNETOM ヴィーダ
認証番号：229AABZX00082000
MAGNETOM プリズマ
認証番号：225AABZX00152000
MAGNETOM スカイラ
認証番号：222AABZX00033000
MAGNETOM ソラ
認証番号：230AABZX00114000
MAGNETOM アエラ
認証番号：222AABZX00032000
MAGNETOM アバント
認証番号：21900BZX00138000
MAGNETOM フリー マックス/フリー スター
認証番号：303AABZX00069000
クラス分類：管理医療機器（クラス II）
特定保守管理医療機器：該当
設置管理医療機器：該当

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合せは、下記電話
番号までお願いいたします。
TEL 03-3493-7500
仕様は予告なく変更する場合があります
ますのでご了承ください。なお、本冊
子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。

22051A(2209GPJ3K)

SIEMENS
Healthineers



Neurologic Imaging

- 4 Deep Learning Multi-Shot EPIを用いた超高速頭部イメージング:予備的臨床評価
John Conklin, et al.
Massachusetts General Hospital, Boston, MA, USA

Abdominal Imaging

- 9 Deep Learning HASTEを用いた高速で信頼性の高い肝臓イメージング
Alain Luciani, Sébastien Mulé, et al.
Hôpitaux Universitaires Henri-Mondor, Créteil, France

Abdominal Imaging

- 20 高速・標準化・ロバストなイメージングを実現するBioMatrixとCompressed Sensing GRASP-VIBE
Johan Dehem, M.D.
VZW Jan Yperman, Ypres, Belgium

Musculoskeletal Imaging

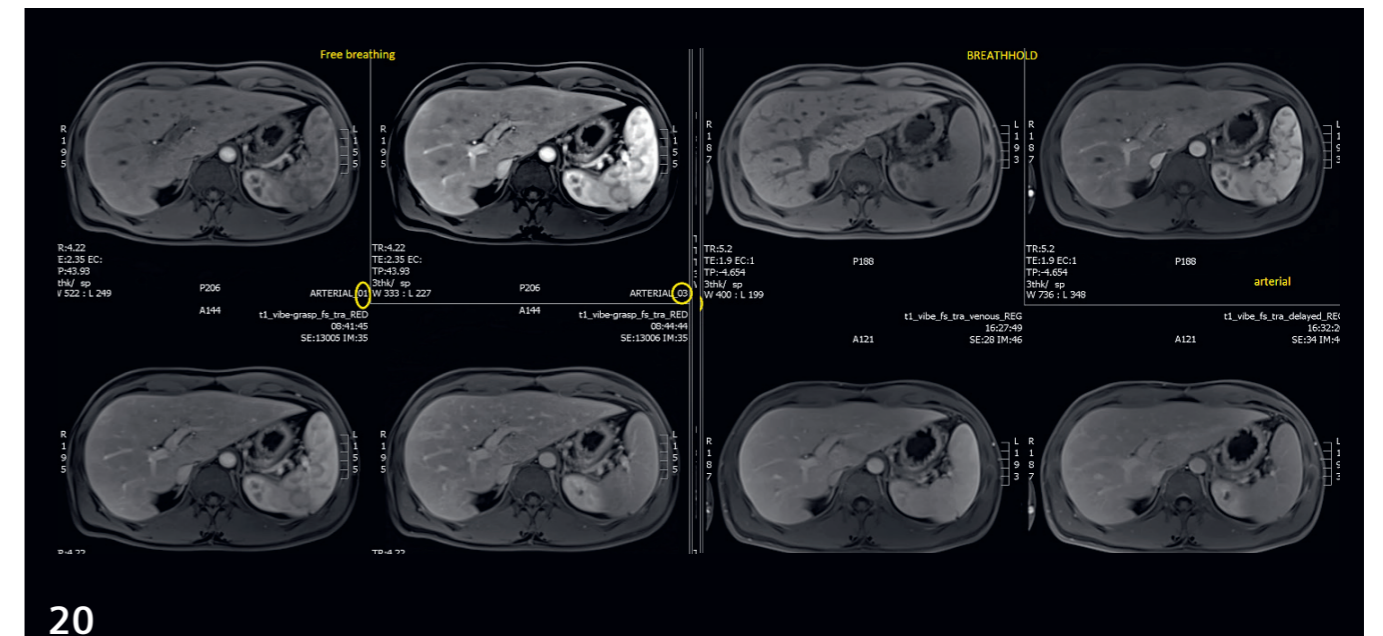
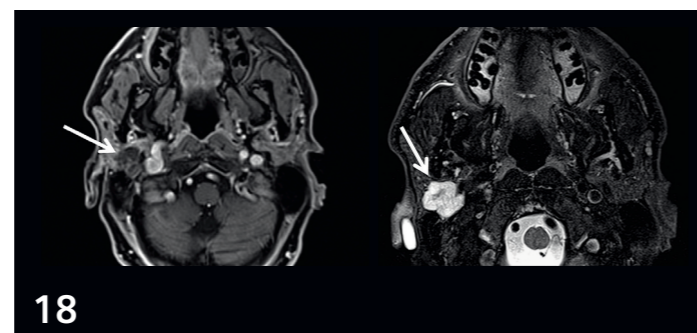
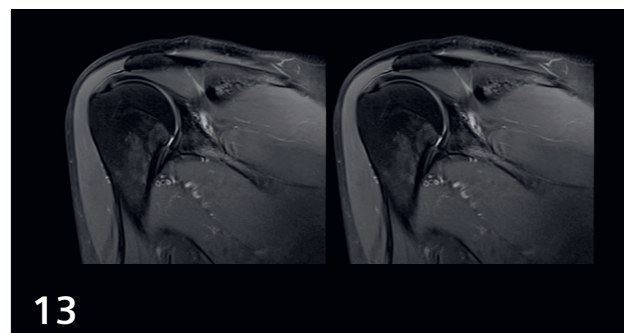
- 28 0.55T MRIによる術後脊椎の評価向上症例報告
Hanns-Christian Breit, M.D, et al.
University Hospital Basel, Switzerland

Musculoskeletal Imaging

- 13 ディープラーニングを用いて高速化したHASTEおよびTSEの臨床実装
Ahmed Othman, Judith Herrmann, et al.
University Medical Center, Mainz / Eberhard Karls University Tuebingen, Germany

Head and Neck Imaging

- 18 Golden-Angle Radial Sparse Parallel MR Imaging (GRASP)による耳下腺腫瘍の血管透過性イメージング
Sohil H. Patel, M.D., et al.
NYU Langone Medical Center, New York, NY, USA



Deep Learning Multi-Shot EPIを用いた 超高速頭部イメージング:予備的臨床評価

Azadeh Tabari¹, Bryan Clifford², Augusto Lio M. Goncalves Filho¹, Zahra Hosseini³, Thorsten Feiweier⁴, Wei-Ching Lo², Min Lang¹, Maria Gabriela Figueiro Longo¹, Kawin Setsompop⁵, Berkin Bilgic⁶, Otto Rapalino¹, Pamela Schaefer¹, Stephen Cauley⁶, Susie Huang¹, John Conklin¹

¹Department of Radiology, Massachusetts General Hospital, Boston, MA, USA

²Siemens Medical Solutions USA, Boston, MA, USA

³Siemens Medical Solutions USA, Atlanta, GA, USA

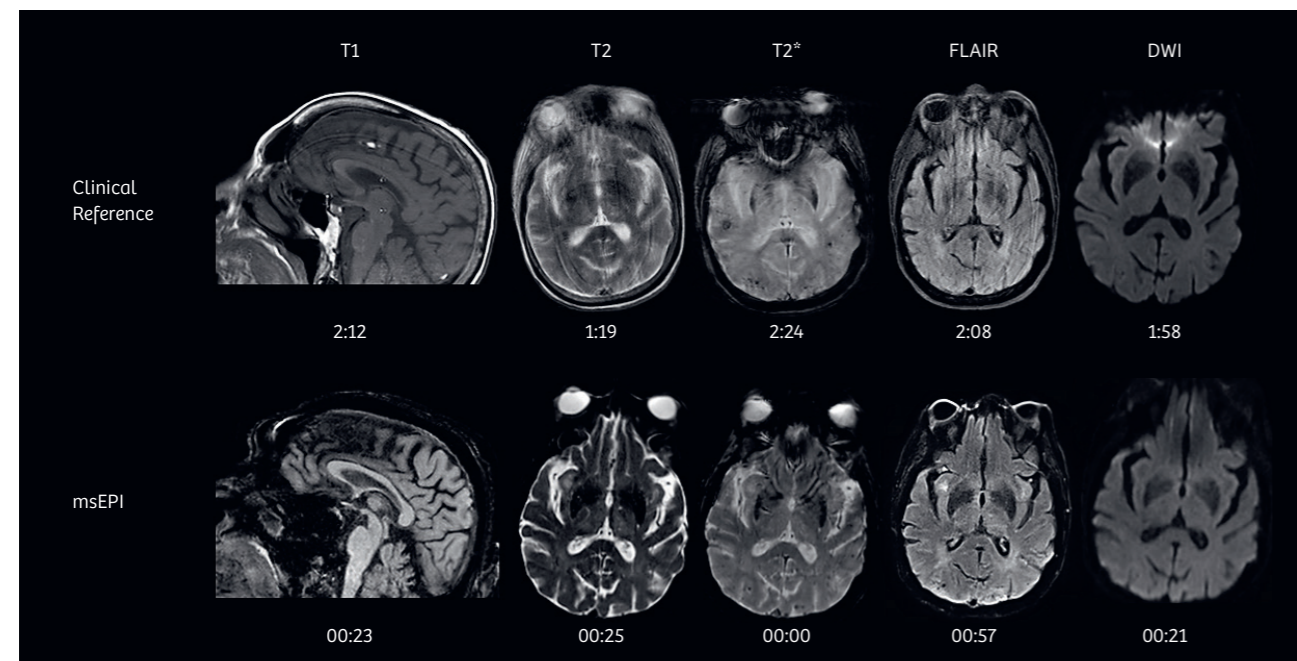
⁴Siemens Healthineers, Erlangen, Germany

⁵Department of Radiology / Department of Electrical Engineering, Stanford University, Stanford, CA, USA

⁶Department of Radiology, A. A. Martinos Center for Biomedical Imaging, Massachusetts General Hospital, Harvard Medical School, Boston, MA, USA

MR イメージング (MRI) はさまざまな神経疾患の診断および治療計画に不可欠なものである。しかし、スキャン時間の長さは頭部 MRI の有効性を低下させる大きな要因であり、体動を起しやす患者では特に問題になり、鎮静が必要になることが多い。したがって、MRI の臨床応用範囲を広げるために、診断に耐える画質の高速頭部 MRI プロトコルが求められている [1, 2]。臨床においては頭部 MRI のスキャン時間短縮が常に求められており、特に非協力的な患者や体動を起しやす患者、さらには脳卒中などの迅速な診断が必要な患者においてニーズが高い。

超高速頭部 MRI を実現するために、高速撮像を行うパルスシーケンスを用いたさまざまな取り組みが行われてきた。よく知られている方法の一つが single-shot Echo Planar Imaging (ssEPI) を用いるもので、1 回の RF 励起パルスを加えた後に 2D 画像全体の k-space データを 1 個の長いリードアウト (ショット) で収集する [3, 4]。シングルショットで収集する k-space ライン (エコー) の数を “EPI ファクター” と呼ぶ。EPI デザインの技術的な進歩により、解剖学的シーケンスと機能的シーケンスの組み合わせを含む超高速頭部 MRI プロトコルが可能になった [5, 6]。近年、ssEPI 法は全体の所要時間が 1 ~ 2 分の高速スクリー



1 病的所見がない73歳女性のモーションにより劣化した10分の標準プロトコルと本稿で提案する2分のmsEPIプロトコルの比較例

ニング検査に応用されている。しかし、このような高速 ssEPI 法は著しい幾何学的歪み、低い信号ノイズ比 (SNR)、組織コントラストの低下という代償を伴う [6-8]。さらに、異なる複数の方向での撮像や個々のコントラストの再撮像という点では自由度が低い。

これらの欠点に対処するために利用されているのが multi-shot EPI (msEPI) 撮像である。msEPI 撮像では、大幅にアンダーサンプリングされた複数のショットのデータを一つに結合する。この方法を用いると幾何学的歪みは減少するが、スキャン時間はやや延長する。高いアクセラレーションファクターを用いて時間短縮を図ることは可能だが、g-factor ノイズの増加やエイリアシングの残留を招く可能性がある [9-11]。近年発展した人工知能 (AI) を用いる再構成アルゴリズムは、高速化 MRI データのノイズ除去に有効であることが示されている。Deep Learning (DL) モデルを用い、再構成時にノイズやエイリアシングを抑制することが可能になっている [12]。

本稿では、Massachusetts General Hospital (MGH) において行われている、プロトタイプ DL により高速化した msEPI を用いる高速頭部プロトコル¹の大規模救急・入院治療施設における実現可能性を検証する臨床トランスレーショナル研究の予備的結果を示す。この高速撮像法は、g-factor ノイズの増幅を抑える全く新しい DL アルゴリズム、脳組織コントラストを改善する magnetization transfer preparation、幾何学的歪みを最小に抑える高い EPI アンダーサンプリングファクターを組み合わせている [12, 13]。MGH の神経放射線科医、MR 医学物理士、Siemens Healthineers の技術者から成る学際的チームが、プロトタイプ msEPI による MRI プロトコルの撮像パラメータを開発・最適化した。シーケンスパラメータと DL を用いた再構成の最適化後に、施設内倫理委員会の承認を得た研究が開始された。検証方法は、救急部門および入院部門におけるさまざまな適応症の検査の前向き比較研究とした。撮像プロトコルはプロトタイプ msEPI および臨床における標準の方法による T1 強調、T2 強調、T2* 強調、T2-FLAIR、DWI シーケンスで構成した。撮像は 3T MRI スキャナ (MAGNETOM Skyra および MAGNETOM Prisma, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) で 20 チャンネル・ヘッドコイルを用いて行った。健康な被験者 16 例 (男性 8 例、女性 8 例、年齢 19 ~ 67 歳) を対象に加算回数が 2、8 ショットのフルサンプル msEPI によるトレーニングデータを収集した。各撮像の開始時に行われる単発の FLASH による自動キャリブレーションスキャンを用いてコイル感度マップ、GRAPPA/SMS カーネルの計算を行った。収集したデータは 12 例のトレーニング用データセットと 4 例の検証用データセットに分割した。フルサンプルデータに対してレトロスペクティブなアンダーサンプリングを行うことにより、さまざまなアクセラレーションファクターのデータをネットワークに学習させた。

患者の病歴および撮像プロトコルを知らされていない 2 名の神経放射線科専門医が、DL により高速化した msEPI を用いるプロトコルと標準プロトコルの画質、スキャン時間、診断性能を直接比較した。診断性能については、臨床的に重要な 6 種類の画像所見 (頭蓋内腫瘍様病変、頭蓋内出血、白質高信号、FLAIR 画像のくも膜下高信号、拡散制限、水頭症) を評価した。画質については、ノイズおよびアーチファクトによる画像の劣化を 3 段階で評価した。Wilcoxon の符号順位検定 (Wilcoxon signed-rank test) を用いて定性的な評価結果を比較し、2 名の評価者による診断の一致度に関しては級内相関係数 (ICC) を用いて評価者間の再現性を検討した。

初期臨床経験

プロトタイプ msEPI プロトコル (T1 強調、T2 強調、T2* 強調、T2-FLAIR、DWI) ではスキャン時間がわずか 2 分 (調整は含まず) であったのに対し、Turbo Spin Echo (TSE) による撮像を用いた標準プロトコルで同種類のコントラストの画像を得るための所要時間は 10 分であった。今回の予備的研究には計 26 例 (男性 12 例、女性 14 例、平均年齢 58 ± 19 歳) を組み入れた。

2 名の神経放射線科専門医が、DL を用いて高速化した msEPI による画像の臨床的・主観的評価を行った。msEPI 画像は、顔面軟部組織に軽度の歪みが認められたものの、診断において重要な領域である橋および側頭葉の歪みはほとんど認められなかった。アーチファクトは限定的で、大部分はエコー時間の長い T2* データで観察されており、患者の体動を確認できたケースが該当していた。図 1 に、スキャン時間の短縮によりモーションアーチファクトがどれくらい減少するかが分かる例を示す。

評価者間の評価の一致度は、頭蓋内腫瘍 (ICC = 1)、白質高信号 (ICC = 0.83)、拡散制限 (ICC = 0.83)、水頭症 (ICC = 1) で「ほぼ完全に一致 (almost perfect)」、頭蓋内出血 (ICC = 0.76) と FLAIR 画像のくも膜下高信号 (ICC = 0.65) で「かなり一致 (substantial)」であった。画質の直接比較では、msEPI 検査の T1、FLAIR、DWI でノイズの増加 (P < 0.05)、T2、T2*、FLAIR でアーチファクトの増加 (P < 0.05) が見られたが、画像所見の検出には問題がなかった。

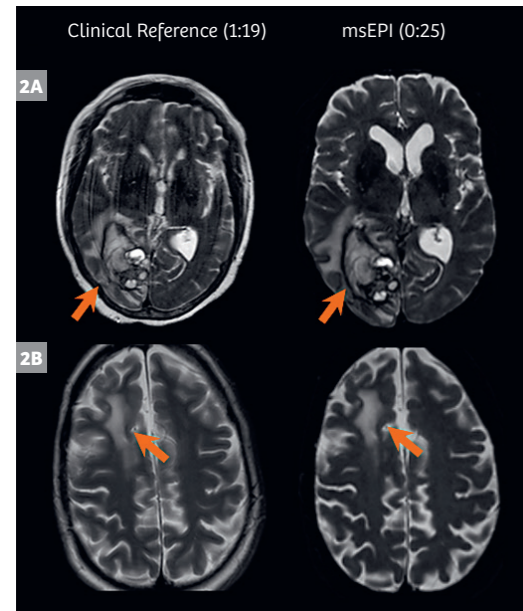
図 2 ~ 図 6 は、臨床所見がある各コントラストの msEPI 画像と標準画像の例である。これらが示すように、所要時間 2 分の DL を用いて高速化したプロトタイプ msEPI シーケンスは、大幅に短縮された撮像時間で臨床的に高い効果をもたらすことができる。

¹Work in progress: 本アプリケーションは米国その他において開発中の段階であり、今後の販売は未定。

結論

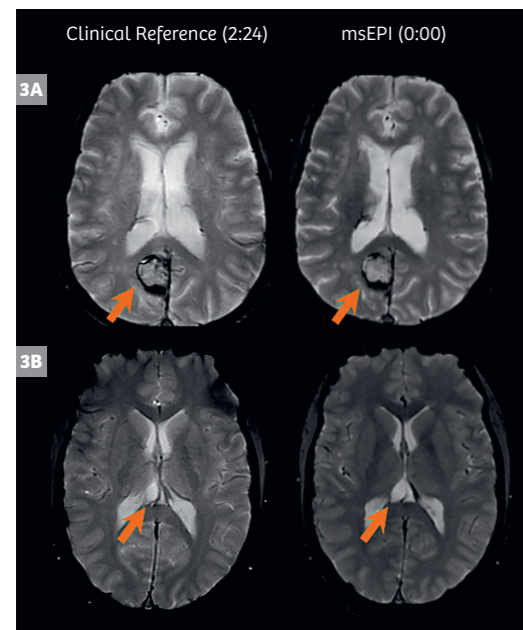
DLを用いて高速化した所要時間2分のmsEPIプロトコルにより、救急部門および入院部門の患者における高速かつ包括的な頭部MRI評価が可能になった。この予備的研究において、主な頭部MRI所見の評価に関しては、所要時間10分の標準プロトコルの場合と同様に評価者間の一致度が高かった。DLを用いて高速化した2分のmsEPIプロトコルは頭蓋内の病的所見を明瞭に描出し、5倍の時間がかかる標準プロトコルと同等の組織コントラストをもたらした。現在、当施設の救急・入院患者を対象にした、より大規模の臨床研究でこのmsEPI法の評価が行われており、このような患者集団における超高速・高画質の頭部イメージングの利点と欠点について、さらなる知

見が得られる見込みである。我々は、このような神経学的に不安定で撮像が困難であることが多い患者集団において、このプロトコルは急性期頭蓋内病変に対する有効な高速スクリーニング手段になりうると考えている。



T2 Sequence	Acquisition Time (m:s)	Resolution (mm ³)	TR (ms)	TE (ms)	PAT Factor	No. shots	Echo spacing (ms)
TSE	1:19	0.9×0.9×5.0	7060	85	2	–	9.42
msEPI	0:25	1.0×1.0×4.0	4500	86	2	4	1.2

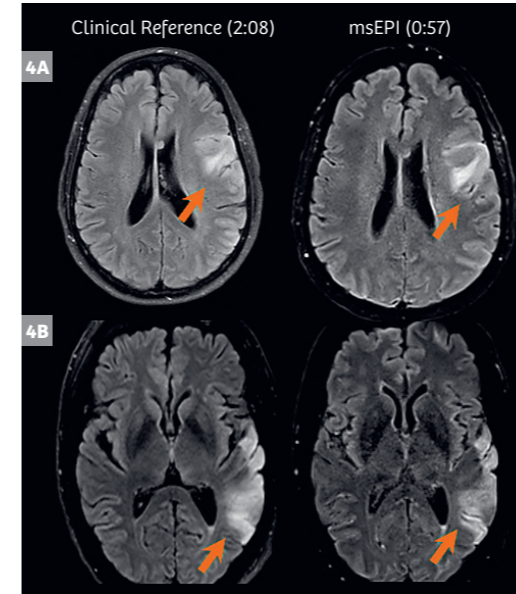
2 (2A) 右後頭葉の広範囲に及ぶ複雑な血腫様病変がmsEPI検査では良好に確認できる。スキャン時間が3倍超の標準検査では強いモーションアーチファクトが見られる。(2B) 右前頭開頭術後の右前頭葉脳軟化症の変化



T2* Sequence	Acquisition Time (m:s)	Resolution (mm ³)	TR (ms)	TE (ms)	PAT Factor	No. shots	Echo spacing (ms)
GRE	2:24	0.9×0.9×5.0	694	20	1	–	–
msEPI	0:00 ²	1.0×1.0×4.0	4500	21.2	2	4	1.2

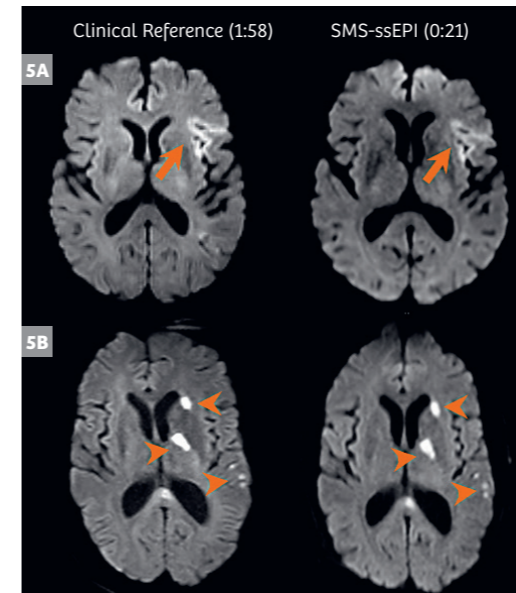
3 (3A) T2*強調で低信号の血液産物が見られる右頭頂葉の実質内血腫 (3B) 松果体右側の造影されない嚢胞性病変

²T2シーケンスと組み合わせて撮像



FLAIR Sequence	Acquisition Time (m:s)	Resolution (mm ³)	TR (ms)	TE (ms)	PAT Factor	No. shots	Echo spacing (ms)
TSE	2:08	0.9×0.9×5.0	9000	85	2	–	7.49
msEPI	0:57	1.0×1.0×4.0	9000	86	2	2	1.19

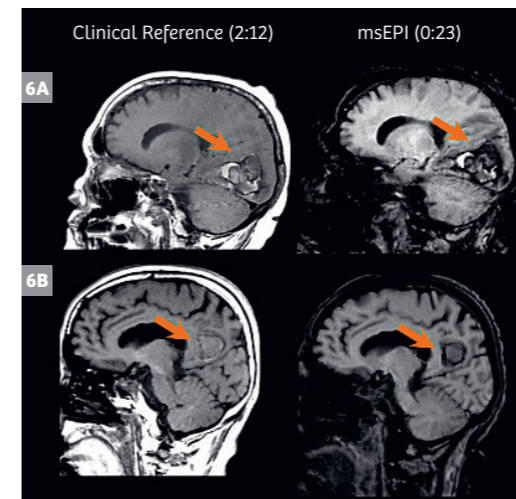
4 (4A) 左前頭葉の高悪性度神経膠腫 (4B) 左側頭葉の亜急性期脳梗塞 (左中大脳動脈領域)



DWI Sequence	Acquisition Time (m:s)	Resolution (mm ³)	TR (ms)	TE (ms)	PAT Factor	No. shots	Echo spacing (ms)
ssEPI	1:58	1.4×1.4×5.0	3800	72	2	1	0.72
SMS-ssEPI	0:21	1.4×1.4×4.0	2000	63	2	2	0.93

b-value 1000 s/mm²

5 (5A) 左前頭葉および島に及ぶ亜急性期脳梗塞 (5B) 左大脳半球の多発性脳梗塞



T1 Sequence	Acquisition Time (m:s)	Resolution (mm ³)	TR (ms)	TE (ms)	PAT Factor	No. shots	Echo spacing (ms)
SE	2:12	0.9×0.9×4.0	400	8.4	1	–	–
msEPI	0:23	1.0×1.0×4.0	1670	12	2	4	1.18

6 (6A) 右後頭葉の出血性腫瘍性病変 (6B) 右頭頂葉の実質内血腫

References

- ↑ Blystad I, Warntjes JB, Smedby O, et al. Synthetic MRI of the brain in a clinical setting. *Acta Radiol* 2012; 53:1158–1163
- ↑ Raja, A. S. et al. Radiology Utilization in the Emergency Department: Trends of the Past 2 Decades. *Am J Roentgenol.* 203, 355–360 (2014).
- ↑ Sun K, Zhong Z, Xu Z, et al. In-plane simultaneous multisegment imaging using a 2D RF pulse. *Magn Reson Med.* 2021 Aug 4. doi: 10.1002/mrm.28956. Epub ahead of print. PMID: 34350601.
- ↑ Feinberg DA, Moeller S, Smith SM, et al. Multiplexed echo planar imaging for sub-second whole brain fMRI and fast diffusion imaging. *PLoS One.* 2010 Dec 20;5(12):e15710. doi: 10.1371/journal.pone.0015710. Erratum in: *PLoS One.* 2011;6(9).
- ↑ Ha JY, Baek HJ, Ryu KH, et al. One-Minute Ultrafast Brain MRI With Full Basic Sequences: Can It Be a Promising Way Forward for Pediatric Neuroimaging? *AJR Am J Roentgenol.* 2020 Jul;215(1):198-205. doi: 10.2214/AJR.19.22378. Epub 2020 Apr 7. PMID: 32255685.
- ↑ Setsompop K, Feinberg DA, Polimeni JR. Rapid brain MRI acquisition techniques at ultra-high fields. *NMR Biomed.* 2016 Sep;29(9):1198-221. doi: 10.1002/nbm.3478. Epub 2016 Feb 2. PMID: 26835884; PMCID: PMC5245168.
- ↑ Skare S, Sprenger T, Norbeck O, et al. A 1-minute full brain MR exam using a multicontrast EPI sequence. *Magn Reson Med.* 2018;79(6):3045-3054. doi:10.1002/mrm.26974
- ↑ Ryu KH, Choi DS, Baek HJ, et al. Clinical feasibility of 1-min ultrafast brain MRI compared with routine brain MRI using synthetic MRI: a single center pilot study. *J Neurol.* 2019;266(2):431-439. doi:10.1007/s00415-018-9149-4
- ↑ Liao C, Bilgic B, Tian Q, et al. Distortion-free, high-isotropic-resolution diffusion MRI with gSlider BUDA-EPI and multicoil dynamic B0 shimming. *Magn Reson Med.* March 2021:mrm.28748. doi:10.1002/mrm.28748
- ↑ Chen N, Guidon A, Chang H-C, Song AW. A robust multi-shot scan strategy for high-resolution diffusion weighted MRI enabled by multiplexed sensitivity-encoding (MUSE). *NeuroImage.* 2013;72:41-47. doi:10.1016/j.neuroimage.2013.01.038
- ↑ Conklin, J. et al. A comprehensive multi-shot EPI protocol for high-quality clinical brain imaging in 3 minutes. *Proc. Intl. Soc. Magn. Reson. Med.* 6691 (2020).
- ↑ Clifford B, Conklin J, Huang S, et al. Clinical evaluation of an AI-accelerated two-minute multi-shot EPI protocol for comprehensive high-quality brain imaging. In: *Proceedings of the 28th Annual Meeting of ISMRM, virtual, USA, 2020.*
- ↑ Demir S, Clifford B, Feiweier T, et al. Optimization of magnetization transfer contrast for EPI FLAIR brain imaging. *International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 2021.* Online virtual meeting.

Contact

John Conklin, M.D., MS
Diagnostic Radiologist
Director of Emergency MRI
Division of Emergency Imaging
Department of Radiology
Massachusetts General Hospital
326 Cambridge St #410
Boston, MA 02114
USA
Phone: +1617-726-8323
John.Conklin@MGH.HARVARD.EDU



Deep Learning HASTEを用いた高速で信頼性の高い肝臓イメージング

Sébastien Mulé, M.D., Ph.D.^{1,2,3}; Aurélien Massire, Ph.D.⁴; Pierre Zerbib¹; Dominik Nickel, Ph.D.⁵; Alain Luciani, Ph.D., M.D.^{1,2,3}

¹Service d'Imagerie Médicale, AP-HP, Hôpitaux Universitaires Henri Mondor, Créteil, France

²Faculté de Santé, Université Paris-Est Créteil, Créteil, France

³INSERM IMRB, U 955, Equipe 18, Créteil, France

⁴Siemens Healthcare SAS, Saint-Denis, France

⁵Siemens Healthineers, Erlangen, Germany

はじめに

磁気共鳴イメージング (MRI) は、限局性肝臓病変の検出、性状評価、鑑別の能力が優れていることから、腹部画像診断の問題を解決するゴールドスタンダードのモダリティになっている。しかし、その臨床的有用性の高さは疑う余地がないにもかかわらず、ロバスト性および信頼性は CT スキャンなど他のモダリティほど高くない。これは、時間のかかるデータサンプリング処理中の呼吸による動きと、25 ~ 30 分に及ぶ長いスキャン時間によるところが大きい。

トリガ撮像と息止め撮像

この数十年間に、アーチファクトの発生しやすさをできる限り抑えるための、さまざまな方法が開発されてきた。ルーチンでの使用頻度が高い方法は、(複数回の) 息止め撮像、呼吸周期の中で特定の状態にあるデータのみを収集または再構成するプロスペクティブまたはレトロスペクティブなトリガ撮像、ラジアルサンプリングや BLADE などの本質的にモーションに強いデータサンプリング法である。いずれの方法にも長所と短所がある。トリガ撮像はデータサンプリングレートが低く、1 回当たりのスキャン時間が軽く 5 分を超えることがあり、特に不規則な呼吸や浅い呼吸の患者で問題になる。一方、トリガ撮像はデータサンプリングを 1 回または数回の息止めに “詰め込む” 必要がないので、空間分解能の大幅な低下を回避できる。ラジアルサンプリングなどの Non-Cartesian サンプリングは、モーションの影響を単純に平均化するので極めてロバストだが、画像のボケ (blurring) やストリーキングアーチファクトが発生する可能性がある。

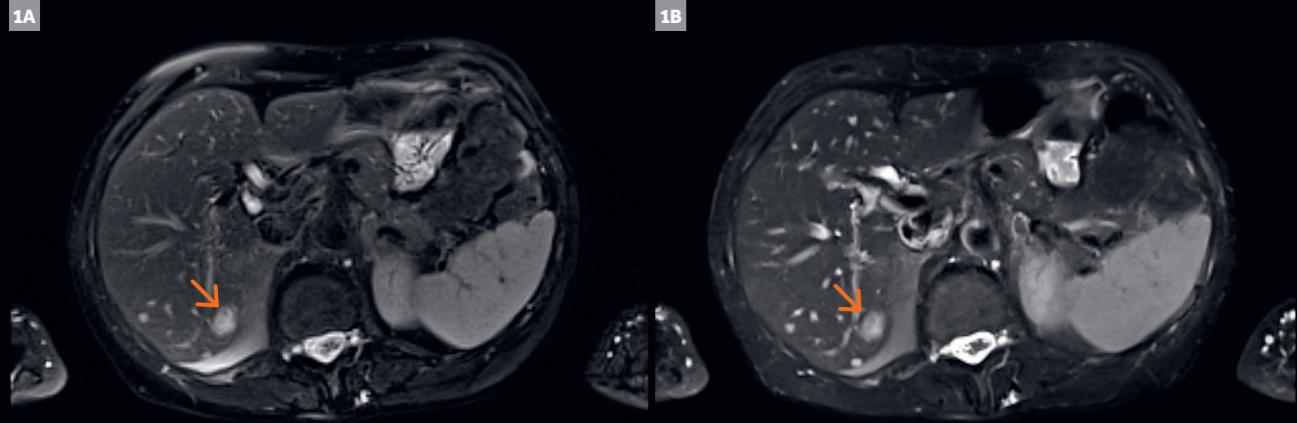
SENSE、GRAPPA、CAIPIRINHA、SMS、Compressed Sensing などの “インテリジェント” な k-space のサブサンプリングおよびパラレルデータサンプリングを用いる高速撮像法の登場と臨床導入によって、腹部 MRI において重要な画像コントラストの大部分については息止めとデータサンプリングの時間が大幅に短縮された。しかし、これらは特定のコントラスト強調やシーケンスタイプにしか適用できない。

典型的なルーチン肝臓 MRI プロトコル (T2 強調イメージング、拡散強調イメージング、in-phase および opposed-phase の T1 強調イメージング、造影ダイナミック T1 強調スキャン、造影後 T1 強調スキャン) に残る弱点の 1 つが、短いスキャン時間での高分解能、高画質 T2 強調 TSE 撮像である。適切な T2 強調を得るには長い TR を選択する必要があり、k-space の複数のセグメントをカバーして高分解能画像を再構成するのに十分な k-space サンプリングを得るには複数回の息止めや長い呼吸トリガのプロトコルが必要になる。どのメーカーの MRI でも、複数の平行な k-space ラインの束を回転させながら収集・結合する modified segmented Cartesian サンプリング法 (PROPELLER、MultiVane、BLADE) が利用可能で、それにより従来の TSE スキャンに比べてロバスト性と SNR が向上することが示されている。しかし、スキャン時間はトリガ撮像でも複数回息止め撮像でも課題として残されている。

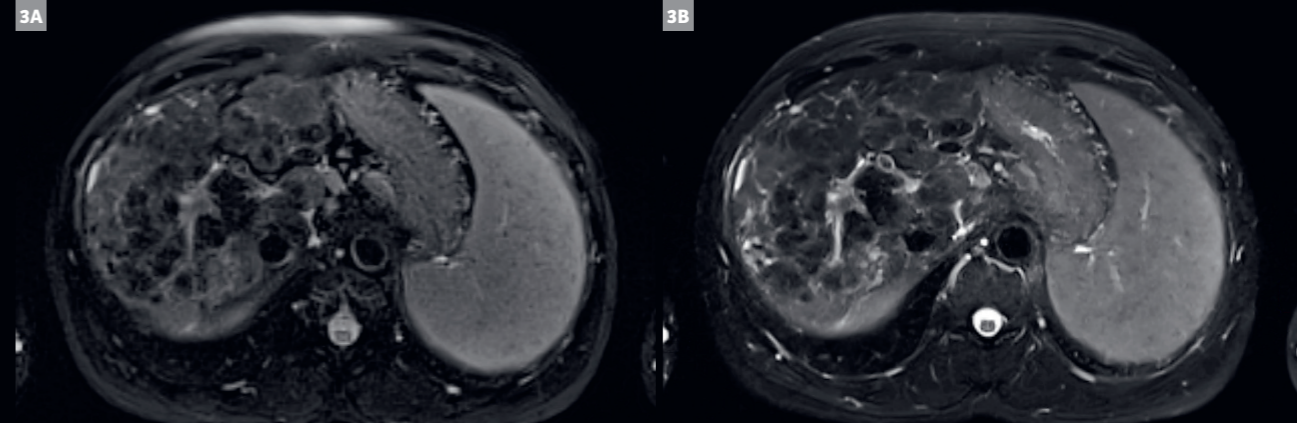
シングルショット撮像

より根本的な方法は、half-Fourier acquisition single-shot turbo spin-echo (HASTE) シーケンスのように撮像スライス全体のデータをシングルショットで収集する方法である。データ収集の所要時間はわずか数秒なので、モーションアーチファクトは問題にならない。息止めまたは呼吸同期は腹部全体にわたって均質なスライスを得るために必要になるだけである。デメリットとしては、k-space 全体のリードアウトをシングルショットで行う HASTE では、(空間分解能に比例して変化する) エコートレイン (echo train length) の大きさから T2 減衰に関連する blurring や SNR 低下が発生しやすいため、空間分解能については妥協せざるを得ない。そのため、HASTE は一般に腹部の高分解能 T2 強調イメージングには適していないと考えられている。HASTE が主に用いられるのは、素早く概要を把握した

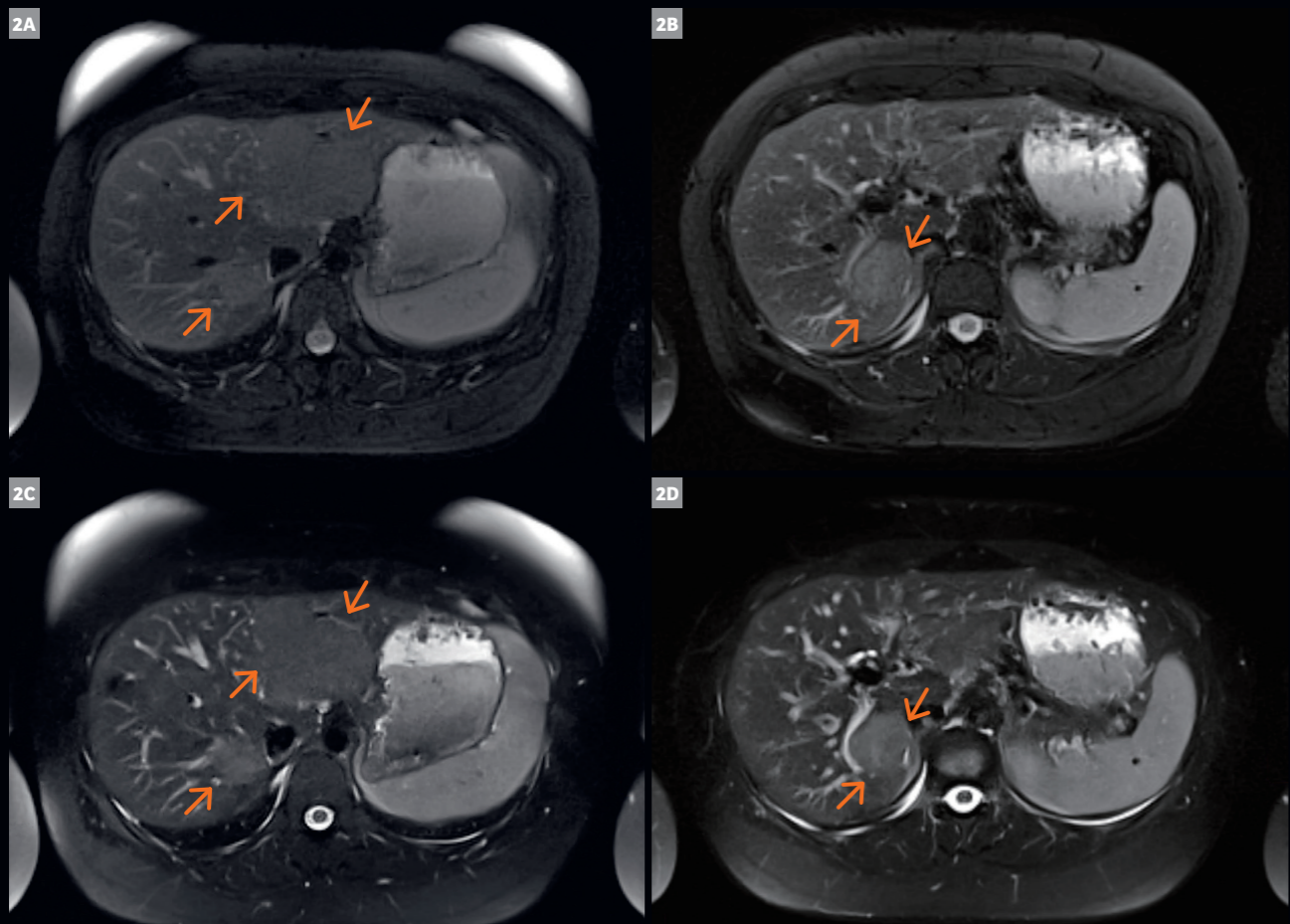
¹胎児および2歳未満児に対するMRI検査の安全性は確立されていない。医療従事者は他の方法を考慮した後、検査の臨床的価値がリスクを上回るかどうかを決定することが望ましい。



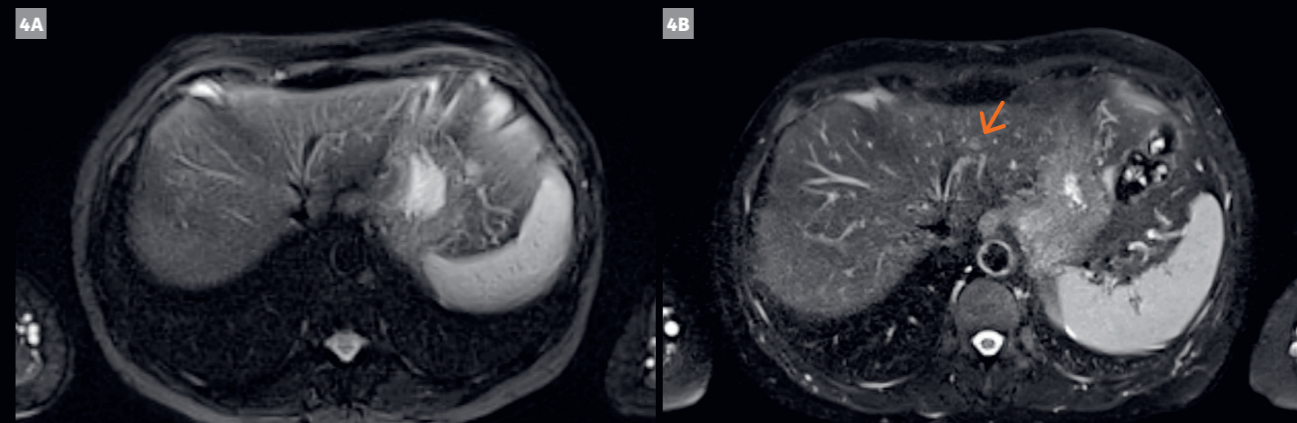
1 82歳女性、肝血管筋脂肪腫
 (1A) T2強調FS BLADE TSE、(1B) T2強調FS DL HASTE。DL HASTE画像では撮像時間が大幅に短縮された一方で病変の視認性は同等であり、肝臓のSNRが向上している。



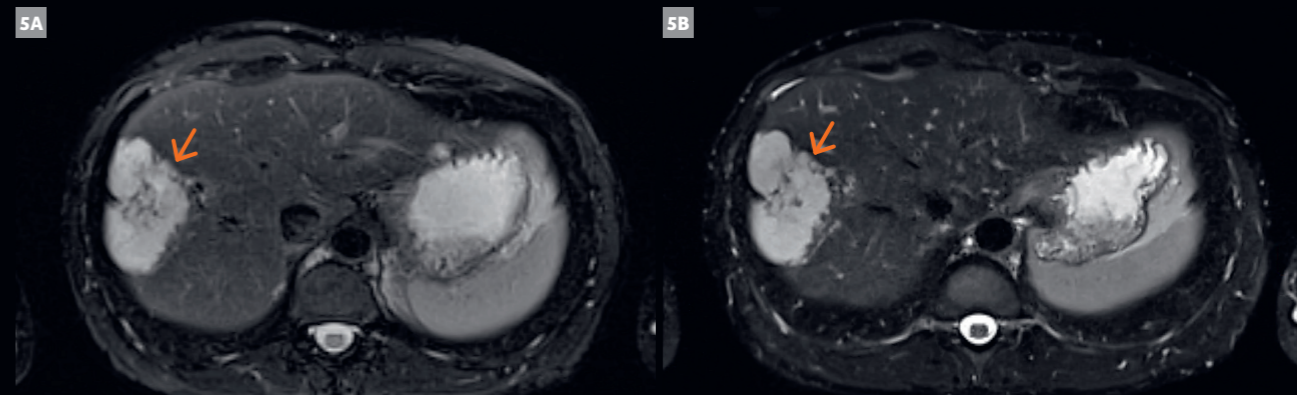
3 49歳男性、肝サルコイドーシス結節
 (3A) T2強調FS BLADE TSE、(3B) T2強調FS DL HASTE。DL HASTE画像では多発性結節性低吸収域の視認性および病変と肝臓とのコントラストが向上している。



2 31歳女性、限局性結節性過形成
 (2A、2B) T2強調FS BLADE TSE、(2C、2D) T2強調FS DL HASTE。DL HASTE画像では病変と肝臓とのコントラストが向上し、病変がより鮮鋭に描出されている。



4 72歳女性、限局性結節性過形成
 (4A) T2強調FS BLADE TSE、(4B) T2強調FS DL HASTE。病変はBLADE画像(4A)では認められないがDL HASTE画像(4B)では識別できる。



5 48歳男性、非定型血管腫
 (5A) T2強調FS BLADE TSE、(5B) T2強調FS DL HASTE。DL HASTE画像ではより鮮鋭に病変を視認可能で肝臓のSNRが向上している。

い場合や、小児患者¹などの撮像困難例で“とにかく何か”を得たい場合である。

Deep Learning HASTE

Deep Learning Reconstruction [2, 3] と呼ばれる全く新しい画像再構成法は、上記の HASTE イメージングにおける問題（およびその他の MR イメージングの問題）を克服できる可能性がある。これは収集した k-space データに従来の Fourier 変換を行うのではなく、ディープニューラルネットワークを用いて周波数情報を画像ドメインに変換する方法で、詳細は別稿に譲る [4]。簡単に説明すると、まず高画質の HASTE の raw data とそれぞれの画像を正解（ground truth）の情報として収集する。次に、ダウンサンプリングした raw data（k-space データをレトロスペクティブに除去することによる高パラレルイメージングファクターのシミュレーション結果）と高画質の出力画像を“関連付ける”学習をニューラルネットワークに行わせる。大幅にアンダーサンプリングされたデータは、従来の再構成ではアーチファクトや SNR 低下を引き起こすが、これを学習済みのネットワークに入力すると高画質の画像を再構成することができる。Deep Learning HASTE の主な利点は SNR の上昇、画像コントラストの改善、パラレルイメージングのエコートレイン短縮による T2 blurring の減少である。さらに比吸収率（SAR）の低下という利点もあり（HASTE 撮像では SAR が問題となることが多い、特に 3T の場合）、そのため TR ひいては撮像時間の大幅な短縮が可能になる。

使用機器および方法

当施設ではプロトタイプの Deep Learning HASTE（DL HASTE）シーケンス²が利用可能であった。全ての患者に臨床用 1.5T MR システム（MAGNETOM Avantofit、Siemens Healthcare、Erlangen, Germany）で 18ch のボディアレイコイルおよび 32ch のスパインアレイコイルを用いた仰臥位でのマルチフェーズ肝臓 MRI 検査を行った。次の 2 種類のシーケンスを用いた。

●複数回の息止めによる脂肪抑制 Turbo Spin Echo T2 強調シーケンス（TSE BLADE）、平均撮像時間 2.5 分

● Deep Learning Reconstruction を用いた 1 回の息止めによる脂肪抑制 Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo Spin Echo T2 強調シーケンス（DL HASTE）、平均撮像時間 18 秒

本稿の一連の臨床例は、DL HASTE の画質および診断情報が、当施設の臨床における標準の方法である所要時間の長い従来型 triggered BLADE 撮像とほぼ同等であることを示している。これらの結果は、大幅な時間短縮とともに肝臓病変の病期分

類および性状評価において同等の画質および診断確度が得られたとする発表済み文献とも一致している [4]。

Deep Learning Reconstruction を用いると微小構造や限局性病変が失われたり、実際には存在しない構造が現れたりするのではないかという懸念が生じるのは、無理もなく普通のことである。そこで言うておきたいのは、Deep Learning Reconstruction の再構成パイプラインは、Compressed Sensing 再構成などの臨床に受け入れられ確立された方法と同様に設定されており、現実の物理的現象やデータの健全性と矛盾が生じないように、明確かつ厳格な範囲内で画像を改善するための手順が繰り返されるということである。

我々のコホートからも文献からも、DL HASTE は上記の問題による悪影響を受けることなく、1 回の息止めで信頼性が高くロバストな質の高い画像情報をもたらすという確信が得られた。DL HASTE は腹部 MRI 検査において、またそれ以外でも、貴重なスキャン時間を節約できる可能性が大いにありと我々は考えている。

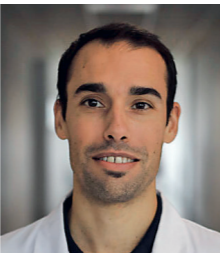
References

- Rosenkrantz AB, Mannelli L, Mossa D, Babb JS. Breath-hold T2-weighted MRI of the liver at 3T using the BLADE technique: impact upon image quality and lesion detection. Clin Radiol. 2011;66(5):426–33.
- Schlemper J, Caballero J, Hajnal JV, Price AN, Rueckert D, et al. A Deep Cascade of Convolutional Neural Networks for Dynamic MR Image Reconstruction. IEEE Trans Med Imaging. 2018;37(2):491–503.
- Hammernik K, Klatzer T, Kobler E, Recht MP, Sodickson DK, Pock T, et al. Learning a variational network for reconstruction of accelerated MRI data. Magn Reson Med. 2018;79(6):3055–3071.
- Herrmann J, Gassenmaier S, Nickel D, Arberet S, Afat S, Lingg A, et al. Diagnostic Confidence and Feasibility of a Deep Learning Accelerated HASTE Sequence of the Abdomen in a Single Breath-Hold. Invest Radiol. 2021;56(5):313–319.



Contact

Professor Alain Luciani, Ph.D., M.D.
Hôpital Henri-Mondor
HU Henri Mondor,
Medical Imaging Department,
APHP, UPEC University
51 Avenue Mal De Lattre De Tassigny
94000 Créteil
France
alain.luciani@aphp.fr



Sébastien Mulé, M.D., Ph.D.
HU Henri Mondor
Medical Imaging Department,
APHP, UPEC University
51 Avenue Mal De Lattre De Tassigny
94000 Creteil
France
sebastien.mule@aphp.fr

ディープラーニングを用いて高速化した HASTE および TSE の臨床実装

Judith Herrmann¹; Andreas Lingg¹; Matthias Kündel¹; Sebastian Gassenmaier¹; Saif Afat¹; Haidara Al-Mansour¹; Dominik Nickel²; Gregor Koerzdoerfer²; Ahmed Othman^{1,3}

¹Department of Diagnostic and Interventional Radiology, Tuebingen, Germany

²MR Applications Predevelopment, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany

³Department of Neuroradiology, University Medical Center, Mainz, Germany

はじめに

磁気共鳴イメージング（MRI）はさまざまな疾患の診断において第一選択の方法となっており、現代の医療には不可欠である。その MRI には 1 つ、検査時間が長いという大きな欠点があり、体幹部イメージングの所要時間は通常 20 ～ 60 分になる。撮像時間が長いと、モーションアーチファクトによる画質の低下、コストの増加、患者スループットの低下などのデメリットが生じる [1]。MRI スキャナの一般的な利用は限られていることから見て、MRI は依然として台数が少なく他のイメージング法に比べて高価なものであり、必要とする患者に十分に行き渡っていない。

この状況を改善するため、この数十年間に Compressed Sensing（CS）やパラレルイメージング（PI）などのさまざまな高速化法が提案・確立された。最近では、さらなる撮像の高速化と画質の向上を同時に達成するために、人工知能を用いた画期的な開発が行われている。特にディープラーニング（Deep Learning；DL）を用いた再構成（DL Reconstruction）は注目を集めており、徐々に臨床ルーチンにも組み込まれつつある [2-4]。

本稿では、DL を用いて高速化した、ルーチンの上腹部イメージング用 T2 強調 half-Fourier single-shot turbo spin echo（HASTE）¹ シーケンスと骨軟部イメージング用 T2 強調およびプロトン密度（PD）強調 Turbo Spin Echo（TSE）シーケンスの初の臨床実装について述べる。これらの DL を用いて高速化し

¹Work in progress: 本アプリケーションは米国その他において開発中の段階であり、今後の販売は未定。

た新しいシーケンスの実用可能性および画質を標準のシーケンスと比較評価した。

MRI テクニク Deep Learning Reconstruction を用いた TSE および HASTE¹ の高速化法

いずれのシーケンスについても、撮像の高速化にはパラレルイメージングで知られる従来のアンダーサンプリングパターンを用いた [5, 6]。実際の画像データの収集に加えて、コイル感度を評価するためのキャリブレーションデータも収集する必要がある。キャリブレーションデータは、TSE シーケンスではイメージングスキャンの一部として収集し、HASTE シーケンスでは k-space の中心部のみを対象とする第 2 のエコートレインを用いて個別に収集する。いずれのシーケンスでも、撮像時間をさらに短縮するために k-space の周辺部は収集しない。

Demographics	
Total (male/female), n	20 (8/12)
Age, mean ± SD (range), y	59 ± 13 (27–79)
Sequence and body region, n	HASTE, upper abdomen, 10 PD TSE, knee, 5 PD TSE, shoulder, 5

表 1：被験者情報
SD = standard deviation (標準偏差)；y = years (歳)；n = number (人数)；HASTE = half-Fourier single-shot Turbo Spin Echo；PD = proton density (プロトン密度)；TSE = Turbo Spin Echo

²Work in progress: 本アプリケーションは米国その他において開発中の段階であり、今後の販売は未定。

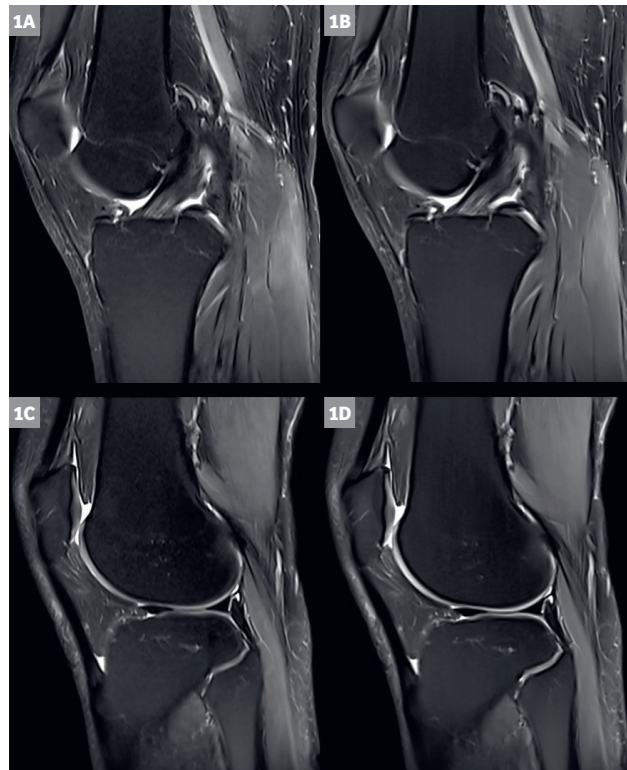
TSE 撮像に関しては、DL Reconstruction を用いることで元のコントラストを維持しながら画像分解能、撮像時間、信号ノイズ比 (SNR) を向上させることができる。一方、HASTE シーケンスでは DL Reconstruction によって画像コントラストを改善することができる。具体的には、アクセラレーションファクターが大きくなるほどエコートレイン (echo train duration) を短くすることが可能で、そのため T2 減衰の影響を小さくすることができる。もう一つのメリットとして、必要な refocusing パルスの数とともに比吸収率 (SAR) が減少する。このため、連続して収集するスライス間のギャップの拡大や繰り返し時間の短縮という形でシーケンスをさらに最適化することができる。

Deep Learning を用いた画像再構成

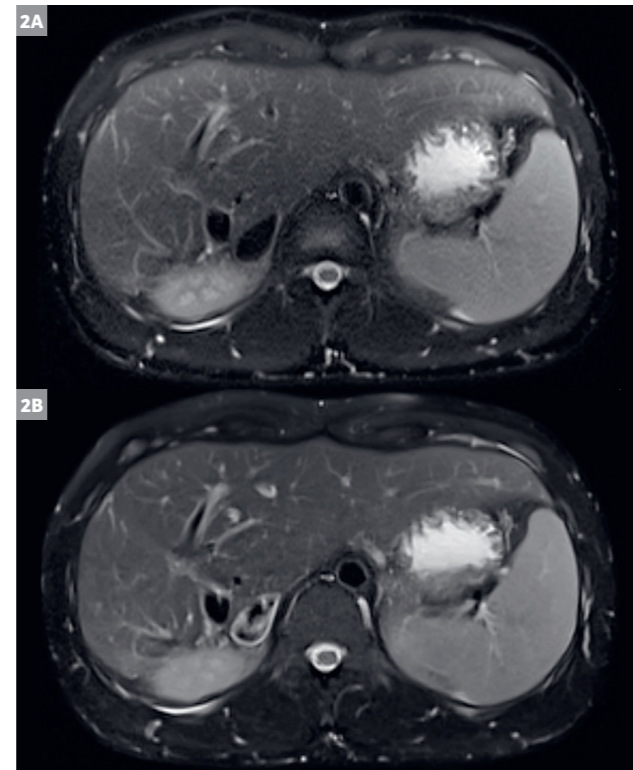
いずれのシーケンスも、画像再構成は固定の反復再構成法あるいは変分ネットワーク (variational network) で構成され [6, 7]、データ整合性の評価と畳み込みニューラルネットワーク

(Convolutional Neural Network ; CNN) による正則化を交互に行う。正則化モデルの構造は、特徴マップの解像度の増減を繰り返す反復ネットワークの全く新しい階層デザインに基づいており、従来の CNN よりメモリー効率が高いモデルになっている。コイル感度マップは、前処理ステップとして先にキャリブレーションデータから算出しておく。画像再構成に際しては、アンダーサンプリングされた k-space データ、バイアス補正、コイル感度マップを variational network に挿入する。

各シーケンスタイプにつき、各種の臨床用 1.5T および 3T スキャナ (Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) で従来の HASTE および TSE プロトコルを用いて撮像した約 10,000 スライスのボランティア画像データを用いて再構成を学習させた。



1 31歳女性の3T膝関節MRIオブリークサジタル画像(上段)およびサジタル画像(下段)。標準再構成のPD強調TSE(1A, 1C)ではDL ReconstructionのPD強調TSE(1B, 1D)に比べてノイズが多い。前十字靭帯などの解剖学的構造の描出および評価は両者で同等。



2 20歳男性の1.5T肝臓MRIアキシャル画像。DL ReconstructionのHASTE(2B)では標準再構成のHASTE(2A)に比べて画像ノイズおよび解剖学的構造のエッジ鮮鋭度が改善されている。また、DL ReconstructionのHASTEは1回の息止めで撮像可能。

臨床ワークフローへの DL Reconstruction 組み込み

DL Reconstruction を臨床用 MRI スキャナに組み込むために、上記のネットワークを C++ で実装された推論フレームワークに変換した。CPU のみによる再構成では、使用したプロトコル設定の 1 スライス当たりの推論に約 2 秒を要した。再構成は撮像終了後に開始され、追加の前処理および後処理を含めた再構成時間は 2 ~ 3 分であった。これは GPU による再構成なら約 10 秒に短縮されると期待されるが、今回の臨床用スキャナでは利用できなかった。

画質の解析

この前向き単一施設研究は施設内倫理委員会の承認を得た。全ての研究手順がヘルシンキ宣言 (1964 年採択およびその後の修正を含む) の倫理基準に従って行われた。

代表サンプル 20 例を対象に、1.5T および 3T MRI スキャナ (MAGNETOM Prisma Fit, MAGNETOM Vida, MAGNETOM Skyra, MAGNETOM Avanto, MAGNETOM Aera, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) を用い、標準の MR 画像に加えて DL Reconstruction を用いた高速 MR 画像を前向きに収集し解析に組み入れた (表 1)。被験者情報、撮像パラメータ、画像再構成について知らされていない、3 ~ 10 年の MRI 使用経験を有する 2 名の放射線科医が、ランダムな順序で標準 MR

画像と DL Reconstruction を用いた高速 MR 画像を判定し統一見解を示した。全体的な画質、アーチファクト、エッジ鮮鋭度、診断確度を 5 段階のリッカート尺度 (スコア範囲 1 ~ 5、5 が最良) で判定した。判定スコアが 3 以上であれば十分に良好とした。

画像解析は PACS ワークステーション (GE Healthcare CentricityTM PACS RA1000、米・ウィスコンシン州ミルウォーキー) で行った。

統計学的解析は SPSS version 26 (IBM Corp、米・ニューヨーク州アーモンク) で行った。中央値および四分位範囲 (IQR) の記述統計値に加えて、ノンパラメトリックな Wilcoxon の一対符号順位検定 (paired Wilcoxon signed-rank test) を用いて画質、アーチファクト、エッジ鮮鋭度、診断確度の各判定スコアを解析した。P 値が 0.05 未満のとき統計学的に有意であるとした。

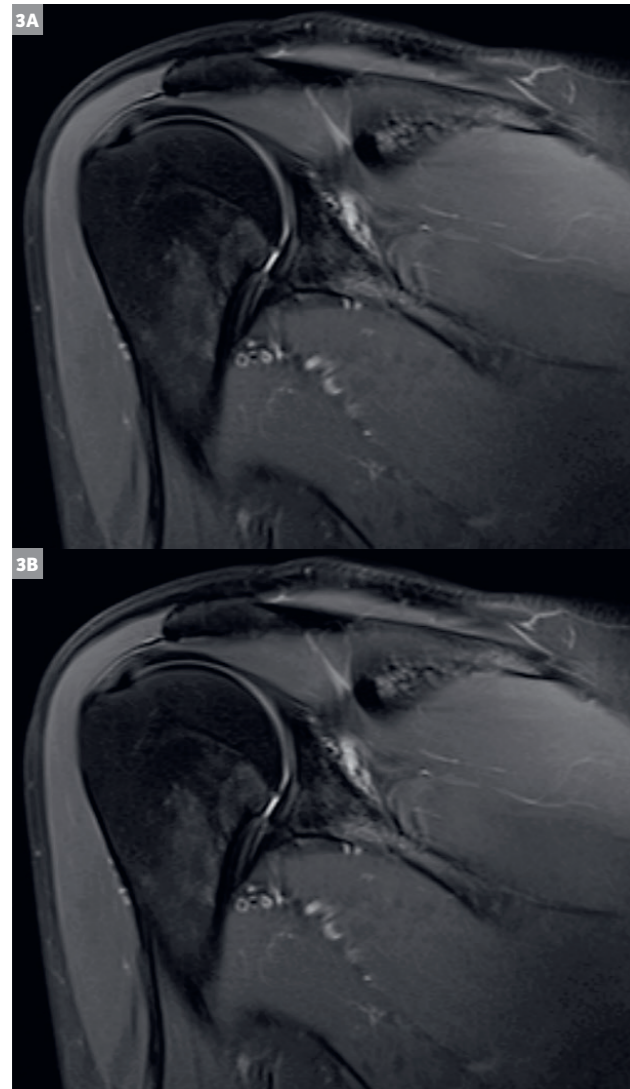
Sequence	HASTE		PD TSE FS	
	standard	DL	standard	DL
Body part	upper abdomen	upper abdomen	knee	knee
Tesla	1.5T	1.5T	3T	3T
Orientation	axial	axial	coronal	coronal
TA, min	1:28-1:44	0:16	3:11	1:33
FOV, mm	293 × 360	293 × 360	150	150
Voxel size, mm	1.13 × 1.13 × 6.0	1.13 × 1.13 × 6.0	0.2 × 0.2 × 3.0	0.2 × 0.2 × 3.0
TR, ms	1400	500	3790	3580
TE, ms	94	94	44	41
FA, degree	160	160	150	150

表 2: 代表サンプルの標準再構成と DL Reconstruction の撮像パラメータ

HASTE = half-Fourier single-shot Turbo Spin Echo ; PD = proton density (プロトン密度) ; TSE = Turbo Spin Echo ; FS = fat saturation (脂肪抑制) ; DL = deep learning (ディープラーニング) ; T = Tesla (テスラ) ; TA = time of acquisition (撮像時間) ; FOV = field of view (撮像領域) ; TR = repetition time (繰り返し時間) ; TE = echo time (エコー時間) ; FA = flip angle (フリップ角)

結果

本稿の目的は、DL Reconstruction の臨床ワークフローへの組み込みについて説明し、それにより臨床ルーチンで得られる画質を評価することであった。DL Reconstruction を用いたシーケンスは全て正しく臨床ワークフローに組み込まれ、全ての被験者の全ての身体領域を正しく撮像することができた。また、DL Reconstruction を用いた TSE および HASTE シーケンスに脂肪抑制を正しく適用することができた。



3 35歳女性の3T肩関節MRIコロナル画像。DL ReconstructionのPD強調TSE(3B)では標準再構成のPD強調TSE(3A)に比べて画像ノイズおよびエッジ鮮鋭度が改善されている。

TSE シーケンスでは、DL により50%以上の撮像時間(TA)短縮が可能であった。期待された通り、SARは通常レベルを超えなかった。HASTE シーケンスでは、DL により50%超のTA短縮が可能であった。HASTEは複数のrefocusingパルスを用いるシングルショット・シーケンスであることからエネルギー吸収が大きく、そのため高分解能や高磁場強度での撮像が制限され、特にPIなどの高速化法と併用する場合に問題になる[8]。今回使用したDLアルゴリズムは、SAR制限の範囲内で効果的にTAを短縮した。表2に代表サンプルの撮像パラメータを示す。

放射線科医の判定では、DL Reconstruction を用いた HASTE および PD TSE シーケンスの全体的な画質は優れており(スコア中央値5、IQR 4.25~5)、標準の HASTE および PD TSE シーケンス(スコア中央値4、IQR 4~5)よりも優れていた($P < 0.05$)。アーチファクトの程度は標準シーケンス(スコア中央値5、IQR 4~5)とDL Reconstruction シーケンス(スコア中央値5、IQR 4.25~5)で差がなかったことから($P = 0.157$)、DL Reconstruction の使用時に重度のアーチファクトは発生しなかったと判定された。エッジ鮮鋭度は標準シーケンス(スコア中央値5、IQR 4~5)に比べてDL Reconstruction シーケンス(スコア中央値5、IQR 5~5)で向上した($P < 0.05$)。診断確度は両シーケンスで同等と判定された(スコア中央値5、IQR 4.25~5、 $P = 0.317$)。図1~図3に画像例を示す。

考察

MRI はさまざまな疾患の第一選択の診断法となるまでに発展したが、長い検査時間を理由に、その利用は依然として限られている[1]。この欠点を解消できると期待される方法の1つが、人工知能(AI)や機械学習などの新しいテクニックを用いてMR画像の撮像を高速化することである。AIはこの10年間の目覚ましい進歩を受けて、特に放射線医学分野においてこれまでになく注目されている。全く新しいAI技術やアルゴリズムの開発・学習が行われたのは、病変検出のためだけではなく、撮像と画像再構成を改善し高速化するためでもあった[9, 10]。あらゆる技術が急速に進歩したにもかかわらず(特に放射線医学において)、それらはまだ臨床ルーチンには十分に普及していない。そこで本稿では、DL Reconstruction の臨床ルーチンへの組み込みについて説明し、それにより得られる画質を評価することを目指した。

我々の研究では、DL Reconstruction 法は臨床ワークフローに正しく組み込まれ、標準シーケンスと比べてTAを大幅に短縮するとともに画質とエッジ鮮鋭度の向上をもたらした。新たに組み込んだDL Reconstruction 法の効果は、主にアーチファクトの増加や診断確度の低下を伴わないTAの短縮に基づくもの

である。特に、50%を超えるTA短縮はワークフローの最適化、MRIの利用可能性の向上、医療の改善をもたらす可能性が大いにある。

以前からMRIにおける重要な課題とされてきたのがスキャナの不足である。大幅な撮像の高速化と検査時間の短縮は、いかにして医療を拡充し需給バランスを確保するかという難問を解く手がかりになる可能性がある。これは、質の高い診断用MRIの利用が極めて限られている発展途上国において特に重要である。DL Reconstruction は概して技術的な要求が厳しくないため、技術基盤が弱い発展途上国における利用も可能になる。もう1つ検討に値する問題は、標準の診断手順においてMRIの重要性が高まっている点である。MRIは多くの疾患の診断、生検の計画、治療の経過観察や追跡においてますます重要になっている[11-14]。

医療において常に大きな問題となるのが、最高の医療と最高の経済的アウトカムとの妥協点を見出すことである。世界の医療システムの大部分は、保険を基盤としているため同じ問題に直面している。高額な治療の新規開発、寿命の延長、新たな診断法による需要の増大に対して資金が不足しているのである。撮像時間が短くなれば、1日当たりの検査数を増やせる可能性がある。

我々はDLを用いたシーケンスをさまざまな身体領域のイメージングに組み込むことができたので、本稿では日常臨床診療において新たなAI技術を確立してMRIのさらなる高速化を図り、より多くの患者がMRIを受けられるようにしようという動機を放射線科医に与えることを目指した。本稿ではDLを用いた検査例をいくつか選んで、DLを用いたシーケンスをルーチンに組み込む方法を簡単に説明した。現在、さまざまな身体領域を対象にした系統的解析が進行中で、概要を別途発表する予定である。

結論として、DL Reconstruction は臨床ワークフローに組み込み可能で、高画質を維持しながら撮像を高速化できることが示された。

References

- Vanderby S, Badea A, Pena Sanchez JN, Kalra N, Babyn P. Variations in Magnetic Resonance Imaging Provision and Processes Among Canadian Academic Centres. *Can Assoc Radiol J.* 2017 Feb;68(1):56-65.
- Knoll F, Hammernik K, Zhang C, Moeller S, Pock T, Sodickson DK, et al. Deep-Learning Methods for Parallel Magnetic Resonance Imaging Reconstruction: A Survey of the Current Approaches, Trends, and Issues. *Ieee Signal Proc Mag.* 2020 Jan;37(1):128-140.
- Lin DJ, Johnson PM, Knoll F, Lui YW. Artificial Intelligence for MR Image Reconstruction: An Overview for Clinicians. *Journal of Magnetic Resonance Imaging.* 2020 Feb 12.
- Hyun CM, Kim HP, Lee SM, Lee S, Seo JK. Deep learning for undersampled MRI reconstruction. *Phys Med Biol.* 2018 Jul;63(13).

- Knoll F, Hammernik K, Kobler E, Pock T, Recht MP, Sodickson DK. Assessment of the generalization of learned image reconstruction and the potential for transfer learning. *Magn Reson Med.* 2019 Jan;81(1):116-128.
- Hammernik K, Klatzer T, Kobler E, Recht MP, Sodickson DK, Pock T, et al. Learning a variational network for reconstruction of accelerated MRI data. *Magn Reson Med.* 2018 Jun;79(6):3055-3071.
- Schlemper J, Caballero J, Hajnal JV, Price AN, Rueckert D. A Deep Cascade of Convolutional Neural Networks for Dynamic MR Image Reconstruction. *IEEE Trans Med Imaging.* 2018 Feb;37(2):491-503.
- Schulz J, Marques JP, Ter Telgte A, van Dorst A, de Leeuw FE, Meijer FJA, et al. Clinical application of Half Fourier Acquisition Single Shot Turbo Spin Echo (HASTE) imaging accelerated by simultaneous multi-slice acquisition. *Eur J Radiol.* 2018 Jan;98:200-206.
- Wichmann JL, Willeminck MJ, De Cecco CN. Artificial Intelligence and Machine Learning in Radiology: Current State and Considerations for Routine Clinical Implementation. *Invest Radiol.* 2020 Sep;55(9):619-627.
- Weikert T, Cyriac J, Yang S, Nestic I, Parmar V, Stieltjes B. A Practical Guide to Artificial Intelligence-Based Image Analysis in Radiology. *Invest Radiol.* 2020 Jan;55(1):1-7.
- Petralia G, Padhani AR, Pricolo P, Zugni F, Martinetti M, Summers PE, et al., Italian Working Group on Magnetic R. Whole-body magnetic resonance imaging (WB-MRI) in oncology: recommendations and key uses. *Radiol Med.* 2019 Mar;124(3):218-233.
- Gillessen S, Omlin A, Attard G, de Bono JS, Efstathiou E, Fizazi K, et al. Management of patients with advanced prostate cancer: recommendations of the St Gallen Advanced Prostate Cancer Consensus Conference (APCCC) 2015. *Ann Oncol.* 2019 Dec;30(12):e3.
- Beets-Tan RG, Beets GL, Vliegen RF, Kessels AG, Van Boven H, De Bruine A, et al. Accuracy of magnetic resonance imaging in prediction of tumour-free resection margin in rectal cancer surgery. *Lancet.* 2001 Feb 17;357(9255):497-504.
- Balleyguier C, Sala E, Da Cunha T, Bergman A, Brkljacic B, Danza F, et al. Staging of uterine cervical cancer with MRI: guidelines of the European Society of Urogenital Radiology. *Eur Radiol.* 2011 May;21(5):1102-10.



Contact

Judith Herrmann, M.D.
Eberhard Karls University Tuebingen
Department of Diagnostic and Interventional Radiology
Hoppe-Seyler-Strasse 3
72076 Tuebingen
Germany
judith.herrmann@med.uni-tuebingen.de



Ahmed Othman, M.D.
University Medical Center
Department of Neuroradiology
55131 Mainz
Germany
ahmed.e.othman@googlemail.com

Golden-Angle Radial Sparse Parallel MR Imaging (GRASP) による耳下腺腫瘍の血管透過性イメージング

Sohil H. Patel, M.D.¹; Hersh Chandarana, M.D.¹; Kai Tobias Block, Ph.D.¹; Robert Grimm, Ph.D.²; Girish Fatterpekar, M.D.¹

¹ Department of Radiology, NYU Langone Medical Center, New York, NY, USA

² Siemens Healthcare, Erlangen, Germany

はじめに

さまざまな病理学的過程が耳下腺に影響を及ぼすことがある。これらは、反応性リンパ節、多形性腺腫、および Warthin 腫瘍などの良性なものから、腺がん、腺様嚢胞がん、および粘表皮がん等の悪性腫瘍まで様々である。耳下腺の新生物は、従来の画像診断では良性病変と悪性病変を完全に区別することができないため、診断上の課題となりうる [1]。従来の MRI 検査では、耳下腺の新生物の多くは静脈内造影剤で増強する。したがって、増強の有無は耳下腺新生物の同定およびマッピングに不可欠であるが、異なる腫瘍のサブタイプを区別することはできない。臨床管理をさらに困難にするものとして、耳下腺の最も一般的な良性腫瘍

(pleomorphic adenoma) は、時に悪性腫瘍に脱分化することがある [2]。さらに、耳下腺の新生物の細針生検の精度は、サンプリングエラーにより時折制限されることがある [3]。

GRASP

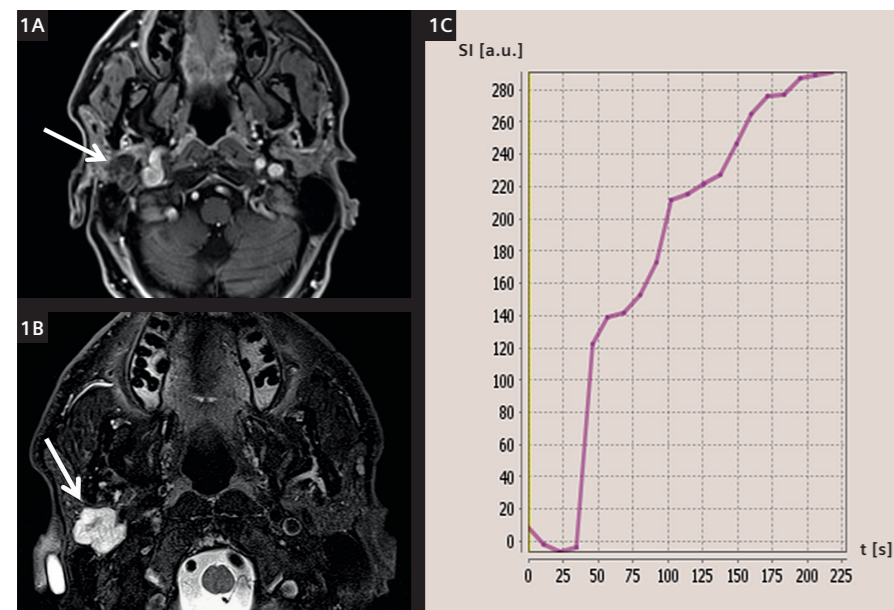
Golden-Angle Radial Sparse Parallel MR Imaging (GRASP¹) は、golden-angle radial stack-of-stars sampling と圧縮センシング再構成法 [4] を組み合わせた新しいイメージング技術で、高い空間および時間分解能で、動きに対して強い撮像を可能にする。また、腫瘍の時間

¹この製品は現在開発中であり、販売されていません。その将来の可用性を保証するものではありません

-濃度曲線の特徴、例えば、wash-in と wash-out のコントラストスロープ、最大増強までの時間、曲線下面積、および増強効果のピークなど、容易に評価することができる。これらの特徴は、様々な耳下腺新生物の間で異なる場合があり、耳下腺新生物を評価するための追加の非侵襲的な方法を提供する。高い空間・時間分解能の脂肪抑制画像を提供する GRASP は、優れたモーションロバスト性により、耳下腺の新生物の正確な位置とマッピングを可能にします。

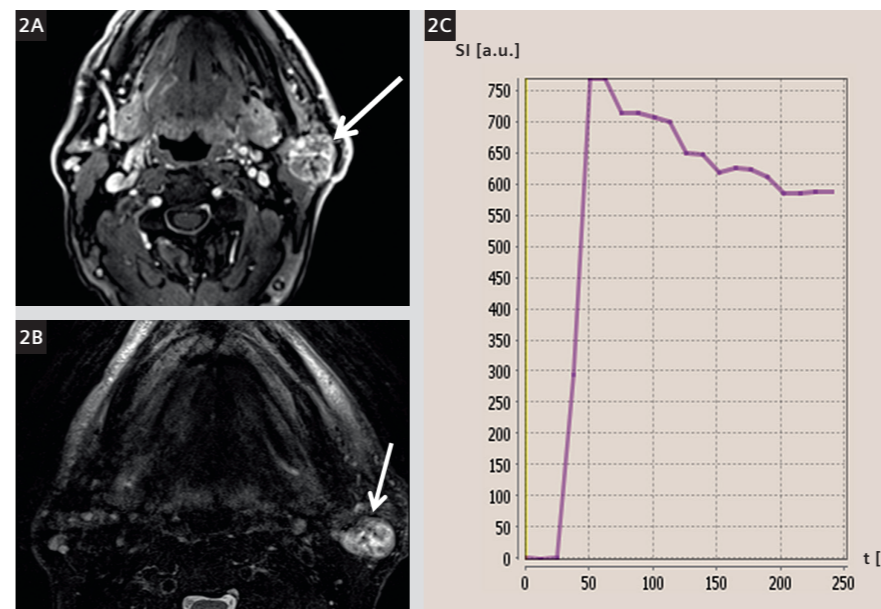
Clinical cases

67 歳、男性の耳下腺腫瘍の GRASP データを提示する。(図 1) 図 1A は高解像度



1 67 歳男性、右耳下腺 pleomorphic adenoma の患者。

(1A) 造影 GRASP 画像は右耳下腺に軽度増強を示す分葉状腫瘍を認める (矢印)。(1B) T2 強調画像では病変部に高輝度信号を示す (矢印)。(1C) 時間-濃度曲線では、造影剤の wash-in が連続的に漸増している。



2 68 歳男性、左耳下腺の Warthin 腫瘍の患者。

(2A) 造影 GRASP 画像は、左耳下腺に中等度の増強を示す分葉状腫瘍を認める (矢印)。(2B) T2 強調画像では病変部に高輝度信号が優位に認められる (矢印)。(2C) 時間-濃度曲線では、wash-in の傾斜が急で、造影剤の増強のピークが早く、造影剤の wash-out は緩やかである。

の造影画像で、腫瘍は軽度の不均一な増強があり、断端は分葉状であることがわかる。図 1B は、T2 強調画像で病変が高信号であることを示す。図 1C は、GRASP データの時間-濃度曲線を示す。造影曲線では、造影効果が徐々に増加し、連続的に上昇していることがわかる。画像所見と造影曲線の特徴は pleomorphic adenoma [5] と一致し、病理学的解析でもそうであることが証明された。

図 2 は 68 歳男性、左耳下腺腫瘍の GRASP 画像データである。図 2A より、腫瘍は中程度の不均一な造影効果を示し、断端は分葉状であることがわかる。図 2B は、T2 強調画像において高信号を主体とする病変であることを示している。図 2C は時間-濃度曲線を示すが、図 1 の症例とは著しく異なっている。この症例では、造影剤の急激な wash-in、早期の増強ピーク、比較的早期の wash-out が観察される。この症例の従来の画像法では非特異的であったが、時間-濃度曲線は Warthin 腫瘍 [5] に特徴的であり、病理学的解析の結果、これが事実であることが証明された。

まとめ

耳下腺の新生物の診断特異性を向上させることは、頭頸部における GRASP の多くの可能性の中の一つに過ぎない。例えば、

癌患者のリンパ節の状態の評価、治療した患者の腫瘍の再発と炎症の鑑別、あるいは頭頸部における他の臓器の腫瘍タイプの鑑別などである。私たちの施設では、すべての臨床頭頸部 MRI 検査において GRASP が実施されており、日常的に診断性能に恩恵をもたらしている。

References

- Christe A, Waldherr C, Hallett R, Zbaeren P, Thoeny H. MR imaging of parotid tumors: typical lesion characteristics in MR imaging improve discrimination between benign and malignant disease. *AJNR American journal of neuroradiology*. 2011;32(7):1202-7. doi:10.3174/ajnr.A2520.
- Antony J, Gopalan V, Smith RA, Lam AK. Carcinoma ex pleomorphic adenoma: a comprehensive review of clinical, pathological and molecular data. *Head and neck pathology*. 2012;6(1):1-9. doi:10.1007/s12105-011-0281-z.
- Daneshbod Y, Daneshbod K, Khademi B. Diagnostic difficulties in the interpretation of fine needle aspirate samples in salivary lesions: diagnostic pitfalls revisited. *Acta cytologica*. 2009;53(1):53-70.
- Feng L, Grimm R, Block KT, Chandarana H, Kim S, Xu J, Axel L, Sodickson DK, Otazo R. Golden-angle radial sparse parallel MRI: combination of compressed sensing, parallel imaging, and golden-angle radial sampling for fast and flexible dynamic volumetric MRI. *Magn Reson Med*. 2014. doi:10.1002/mrm.24554.
- Dong Y, Lei GW, Wang SW, Zheng SW, Ge Y, Wei FC. Diagnostic value of CT perfusion imaging for parotid neoplasms. *Dento maxillo facial radiology*. 2015 Jan;48(1):10-6.
- Chandarana H, Feng L, Block TK, Rosenkrantz AB, Lim RP, Babb JS, Sodickson DK, Otazo R. Free-breathing contrast-enhanced multiphase MRI of the liver using a combination of compressed sensing, parallel imaging, and golden-angle radial sampling. *Invest Radiol* 2013 Jan;48(1):10-6.
- Chandarana H, Block TK, Ream J, Mikheev A, Sigal SH, Otazo R, Rusinek H. Estimating liver perfusion from free-breathing continuously acquired dynamic gadolinium-ethoxybenzyl-diethylenetriamine pentaacetic acid-enhanced acquisition with compressed sensing reconstruction. *Invest Radiol*. 2015 Feb;50(2):88-94. 2014;43(1):20130237. doi:10.1259/dmfr.20130237.

Contact

Sohil H. Patel, M.D.
Department of Radiology
New York University
Langone Medical Center
660 1st Ave
New York, NY 10016
USA
sohil.patel@nyumc.org

高速・標準化・ロバストなイメージングを実現する Bio-Matrix と Compressed Sensing GRASP-VIBE

Johan Dehem, M.D.

VZW Jan Yperman, Ypres, Belgium

ハイテク・アプリケーションが研究室の庇護を離れて病院にやってくる、実際の臨床的な課題に直面したとき、ある疑問が生じます。「それはうまくいくのでしょうか？」

ネタバレ注意：答えは画像の中にあります。

1.5T MAGNETOM Sola が導入され、まず背面にある小さな段差に気づきます。マグネットは写真の通り腕で持てるほどのショートボアシステムであり、この背面延長はボアを越えたテーブルの動きをサポートするための極めて論理的な方法です。また、マグネットはできるだけ短い方が患者に優しいと言えます。テーブルを動かすときの音も患者の快適さに関係します。旧型のシステムでは甲高い音がしていたのとは対照的に、テーブルの動きはスムーズで、静かにスライドしていきます。さらに、グラディエントパワーからの遮音性も向上しています。多くの患者から、検査中の音が静かになったという声をいただいています。

もう一つ、何の変哲もない見た目ですが、非常にありがたい変化が、ヘッドコイルです。今までできなかったチルト式になりました。頭を少し傾げるだけで、多くの患者がリラックスできます。また、病人や高齢者、脊椎後弯症などの患者にも大変喜ばれています。頭部がコイルにフィットするまで患者を傾け

る必要がなく、ヘッドコイルを傾げるだけでよいのです。標準装備のレッグサポートと組み合わせれば、どんな患者にもフィットします。コイルの傾きは小さくても、患者の快適性には大きな飛躍があるのです。

患者の快適さはもちろんですが、オペレーターの快適さはどうでしょうか？ MAGNETOM Sola には、技師を魅了するいくつかの仕掛けがあります。例えば、患者のポジショニングは自動で行われ、Go ボタンを押せば完了です。レーザービームを使用して位置を決めるのは、一昔前のもののようです。さらに、この自動ポジショニングは、患者の体型に関係なく、オペレーター間のばらつきをなくし、最適でないポジショニングを回避し、エラーさえも回避することができます。その結果、スキャンは常にローカルモードで行われ、シムへの依存度が低く、そのためより検査時間が速くなります（大きな FOV の試験を除く）。Dot engines の AutoAlign と Auto Coverage と合わせて、高度に標準化された堅牢な検査品質を実現します。DotGO と Dot engines は、まさに天国のような組み合わせです。（実際、ドイツで作られたものです）。

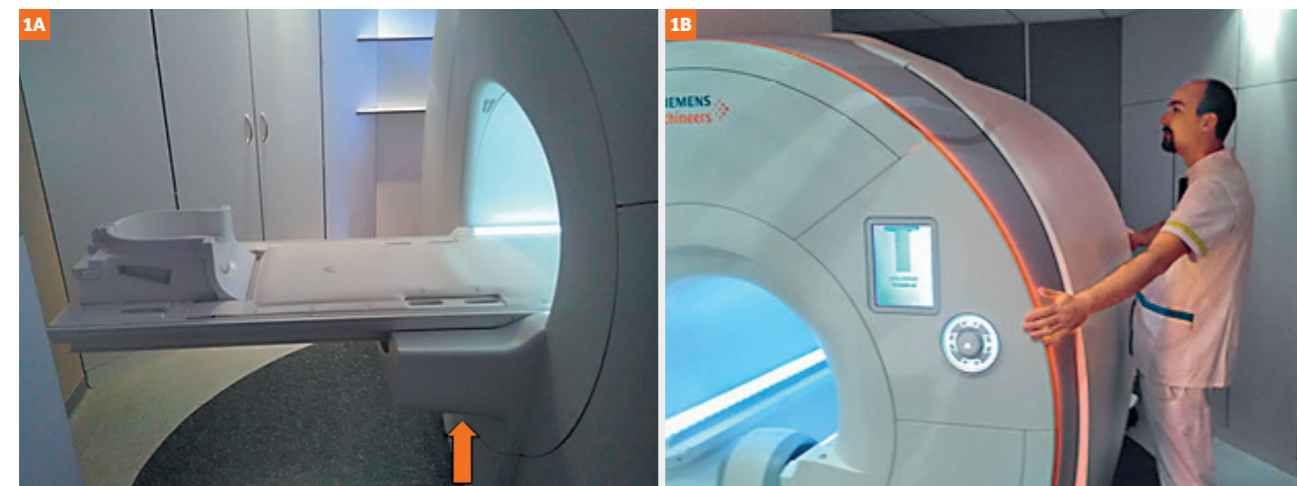


図1. 磁石の長さが短く、人が抱きかかえることが容易なため、背面のサポートが必要です。これは珍しいことかもしれませんが、患者さんに優しい磁石かどうかを判断する材料になります。

ユーザーインターフェイスはかなり変更されました – 実際には劇的に。ただし、その変更は改善であり、変更についてはまったく文句を言いませんでした。例えば、グラフィックセグメントで実際に画像をスクロールすることができ、プランニングのスピードアップと精度の向上が図られています。また、ダブルクリックすれば、プランニング画面をフルスクリーンで見することもできます。コンソールの2画面設定は、スキャンワークフローを表示、後処理、アーカイブから分離するのに効率的です。もう一つの利点は、画像の分配です。複雑な多相、多シリーズの検査がグラフィックな概観できちんと表示され、やみくもに画像を割り振るのではなく、関連するシリーズだけを PACS システムに送信するように導きます。

内蔵の呼吸センサーは、さまざまな形で私たちを助けてくれます。まず、患者に息止めをしてもらおうと、息止めがきちんとできているかどうかが直接わかります。また、患者が病気であれば、心電図と一緒に呼吸の頻度も確認できます。第二に、BioMatrix Sensor は、肝臓の T2 TSE、HASTE、DWI 撮像のトリガーとして堅牢で信頼性が高いです。呼吸ベルトを装着する必要がなく、ナビゲーターによるスキャン時間のロスもありません。キネティックセンサーとビートセンサーは開発パイプラインにあり、それらが同様に機能することを切望しています。

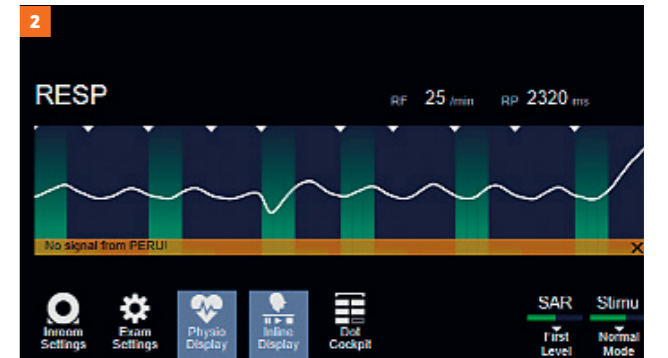


図2. Respiratory Sensorでの呼吸状態、トリガー撮像の表示例

さて、息止めについて触れてきましたが、すべての患者が、息止めが上手なわけではないことをお伝えする良い機会だと思います。MAGNETOM Aera では、StarVIBE を使用して呼吸運動アーチファクトを抑制しましたが（造影ダイナミックのコントラストを犠牲にして）、MAGNETOM Sola では GRASP-VIBE を使って、時間経過による動的な情報を維持したままアーチファクトを除去することに優れています。その結果、あまり検査に対して協力的でない患者でもアーチファクトの少ない画像を得られるなど、驚くほど良い画質が得られました。

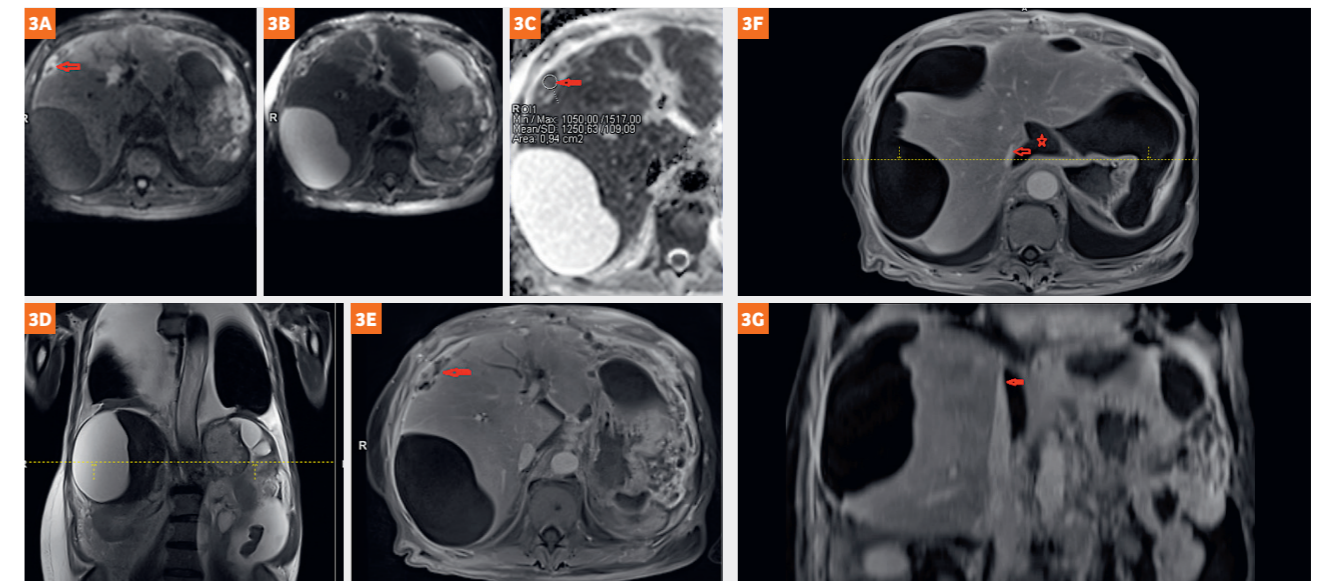


図3. 73 歳、男性。息切れと足のむくみを訴えて来院。脾臓癌に対する脾切除術と十二指腸切除術の既往がある。

high b-value (3A)、low b-value (3B)、ADC マップ (3C) の DWI。冠状断 HASTE (3D)。GRASP-VIBE によるアーチファクトのない自由呼吸下 T1 強調画像を広い範囲で撮像し、腹膜移植もとらえている (3E、赤矢印) ことに注目。腹水（誘電効果）と大量の胸水による画質への影響は課題である。患者の主訴の息切れは大量の胸水と圧迫性無気肺ですぐに説明できる。自由呼吸下の GRASP-VIBE による静脈相画像 (3F) では、横隔膜裂孔の下大静脈（赤矢印）の強い圧迫が認められ、下肢の浮腫と腫脹の要因となる。スライス厚が 2.5mm であるため、冠状断像を再構成することで、解剖学的ランドマークをより明確に描出することができる。

正直なところ、ゴールドスタンダードの息止め撮像は、時間分解能に限界があり（患者が息を吸ったり吐いたりするのに時間がかかる）、動脈相を鮮明にするためには、撮像のタイミングを合わせる必要があります。しかし、GRASP-VIBE では、患者が静かに呼吸している間、撮像を続けるだけなので、動的情報を維持するだけでなく、実際に時間分解能を高め、例えば肝臓イメージングで動脈相を3相にすることができます。ここでは、時間分解能はわずか7秒でした。

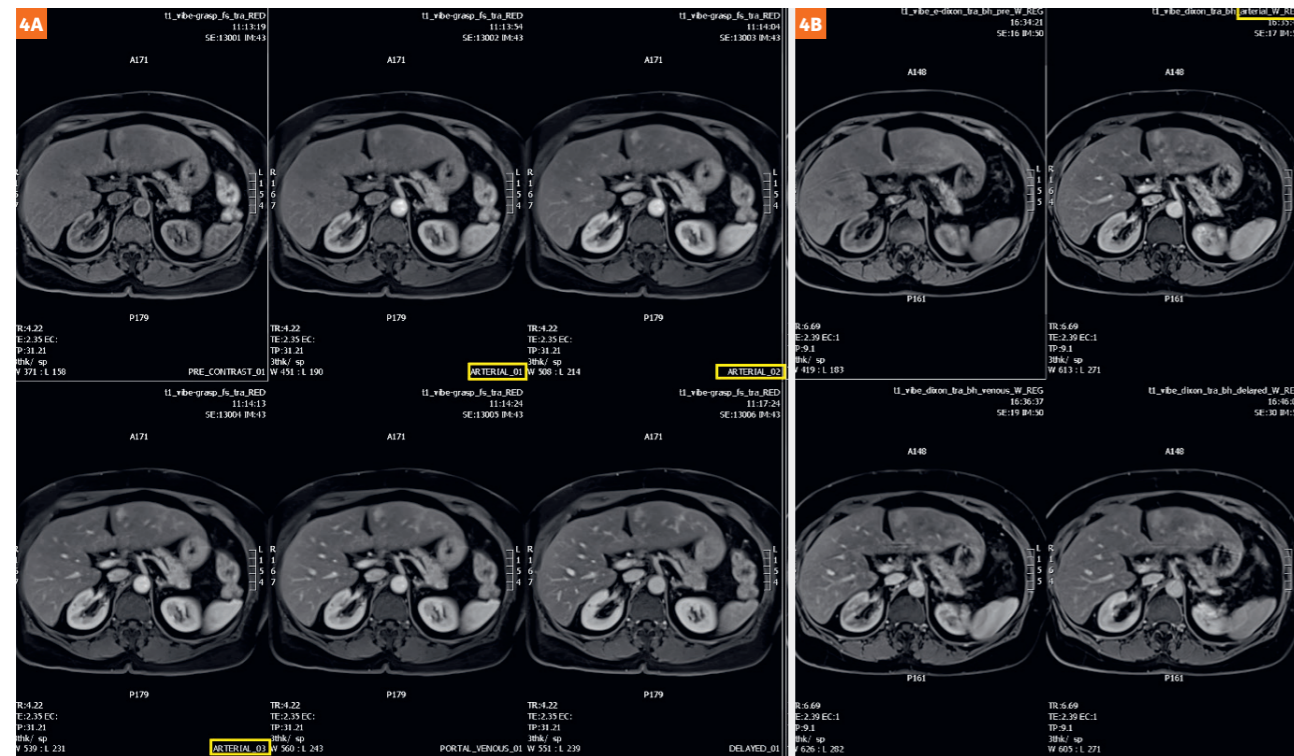


図4 GRASP-VIBEを使用したDynamic検査と従来のDynamic検査の画像比較

4A) GRASP-VIBEで撮像し、Reduce設定にて再構成した画像。動脈相には3相を再構成している（黄色のボックス）。
4B) 従来の装置（Aera）で、CAIPIRINHA4倍速をつかって撮像したDynamic画像。動脈相は単相（黄色のボックス）。

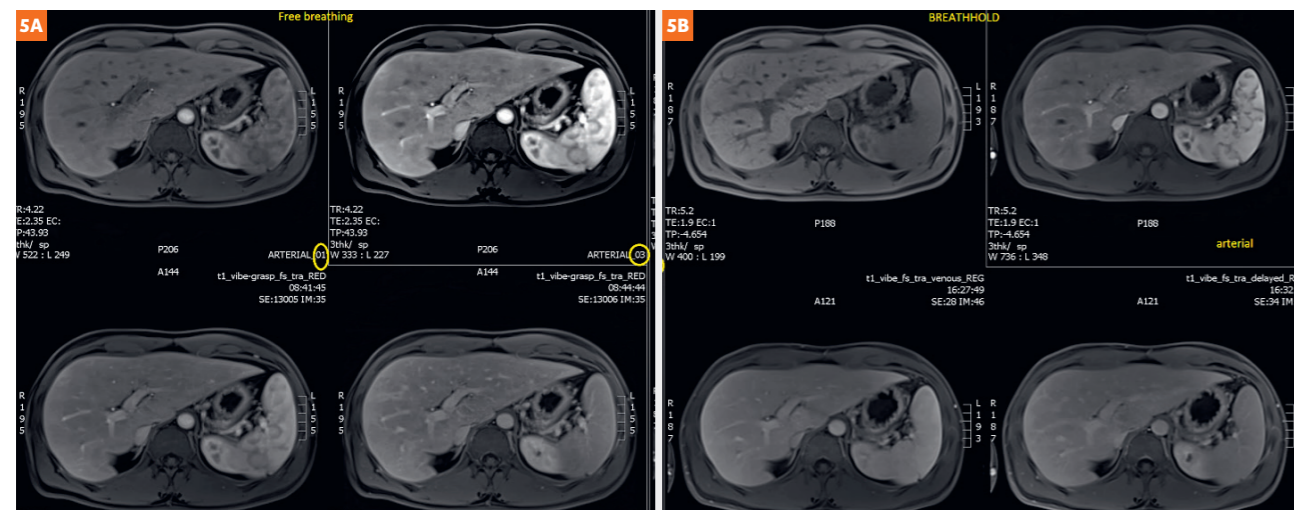


図5 自由呼吸によるGRASP-VIBEと従来の息止めVIBE撮像の比較

5A) 若くて協力的な患者の自由呼吸によるGRASP-VIBEでは、CAIPIRINHA 4倍速を使用して撮像した高い画質のVIBE画像（5B）前年の画像）と同等である。さらに、より多くの時相、例えば連続した3つの動脈相（黄色枠：動脈01と03が描かれており、比較のために02は省かれている）により、より高い時間分解能を得ることができる。

高齢者や病気の患者には、時間分解能に加えて画質も向上する自由呼吸がより大きな特徴になります。

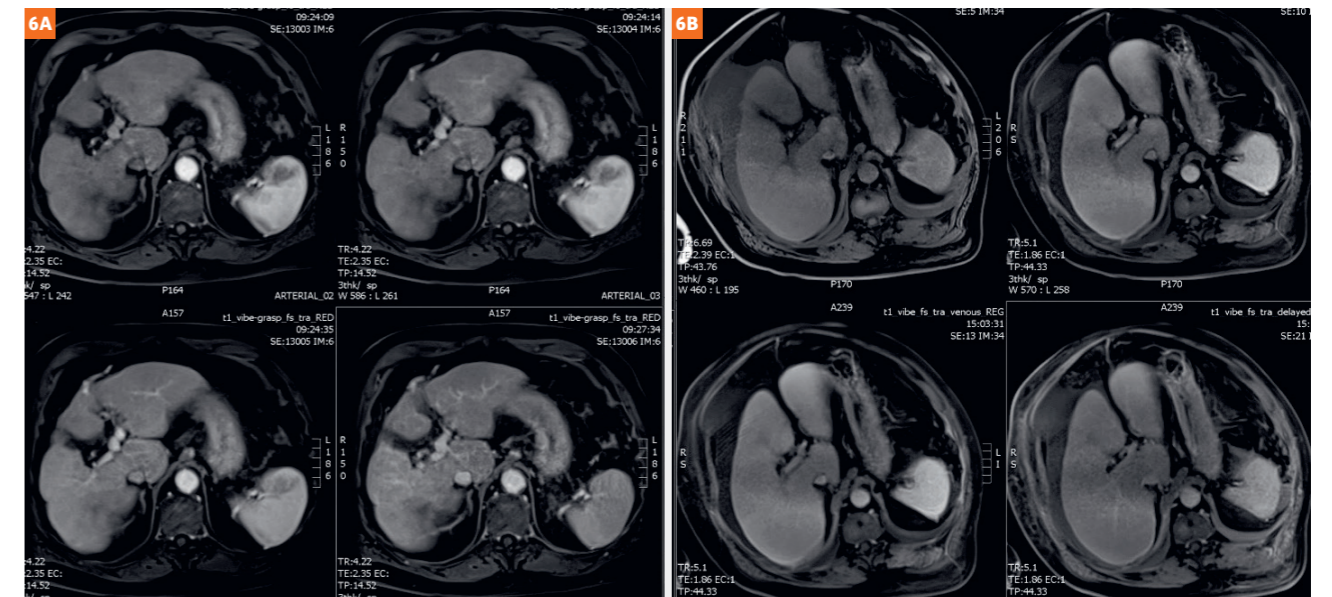


図6 76歳の進行した肝硬変の患者における、GRASP-VIBEと従来の息止めVIBE撮像の比較

GRASP-VIBE検査（6A）を前回の検査（6B；70歳）と並べて比較すると、門脈と臍帯静脈をはるかに良好に描出されています。6年間に肝硬変が進行しているにもかかわらず、良好な画像を得ることができた。画質の向上に加えて、3つの動脈相画像により、確実な動脈相が得られる。

GRASPの動的な流入情報は実は新しく、肝病変の鑑別に役立つ新しいツールになります。

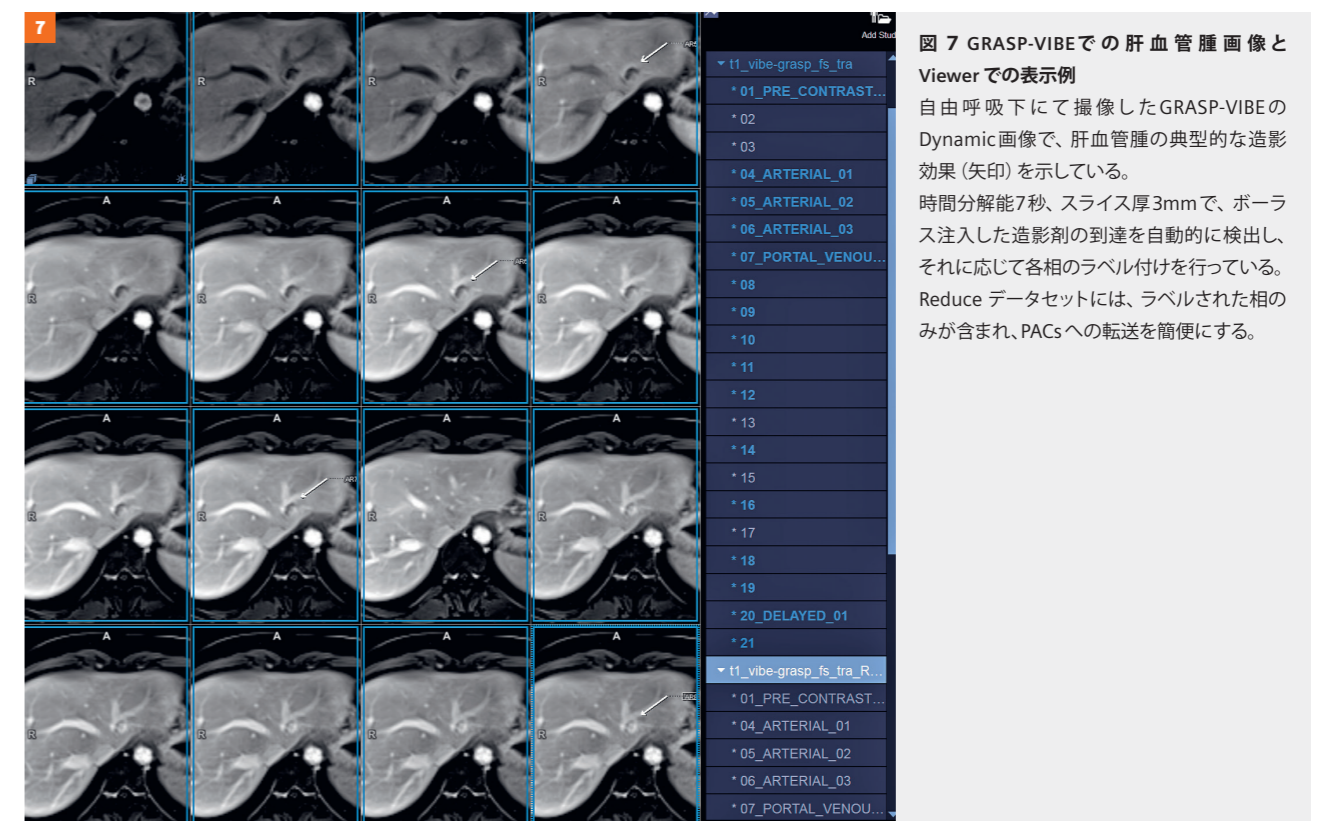


図7 GRASP-VIBEでの肝血管腫画像とViewerでの表示例

自由呼吸下に撮像したGRASP-VIBEのDynamic画像で、肝血管腫の典型的な造影効果（矢印）を示している。時間分解能7秒、スライス厚3mmで、ボラス注入した造影剤の到達を自動的に検出し、それに応じて各相のラベル付けを行っている。Reduceデータセットには、ラベルされた相のみが含まれ、PACsへの転送を簡便にする。

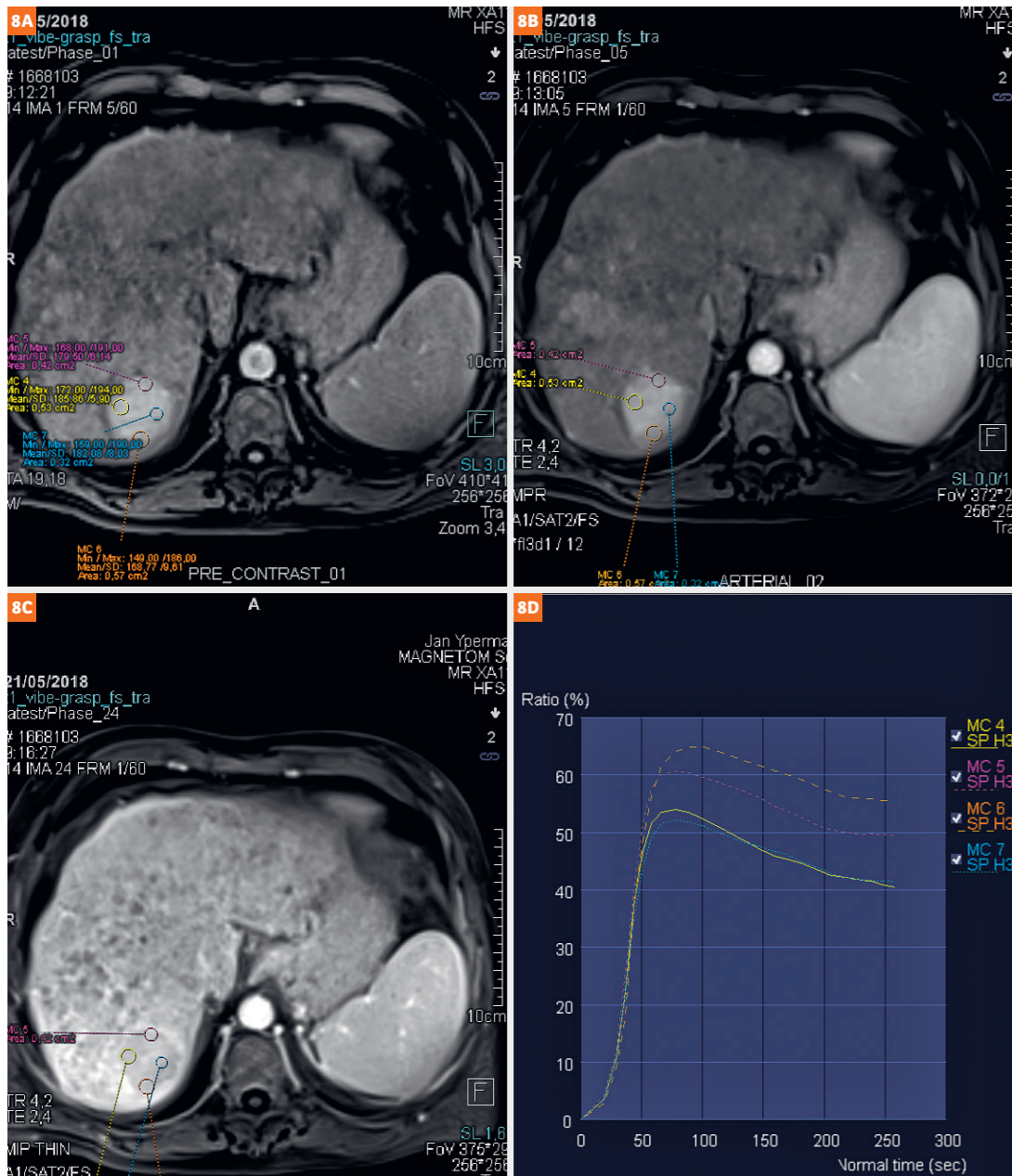


図8 4D-GRASPの高時間分解能画像と時間-濃度曲線

肝細胞癌の造影前(8A)、動脈相(8B)とwashoutしている後期相(8C)と時間濃度曲線(8D)を示す。wash-in、wash-outを時間濃度曲線にて確認することができる。

4D GRASP は、例えば腸間膜の血管充填をダイナミックに表現したり、臓器がどのように動き、またはどのように動きが制限されているかのイメージを与えることができます。GRASP 肝臓イメージングでは、呼吸に依存した変動信号を取得し、このデータセット中の呼吸情報は、実際には、呼気相で再構成をゲートするために使用することができます。(肝臓イメージングにおける我々の標準的なアプローチ)。これは、GRASP-VIBEのダイナミックシリーズをT2や拡散強調画像と並べて読影/レポートする場合に便利で、スライス位置が同じであれば、病変の認識や特徴づけが容易になります。GRASP-VIBEは、この実用的な読影の面でも、息止めのイメージングを凌駕しています。

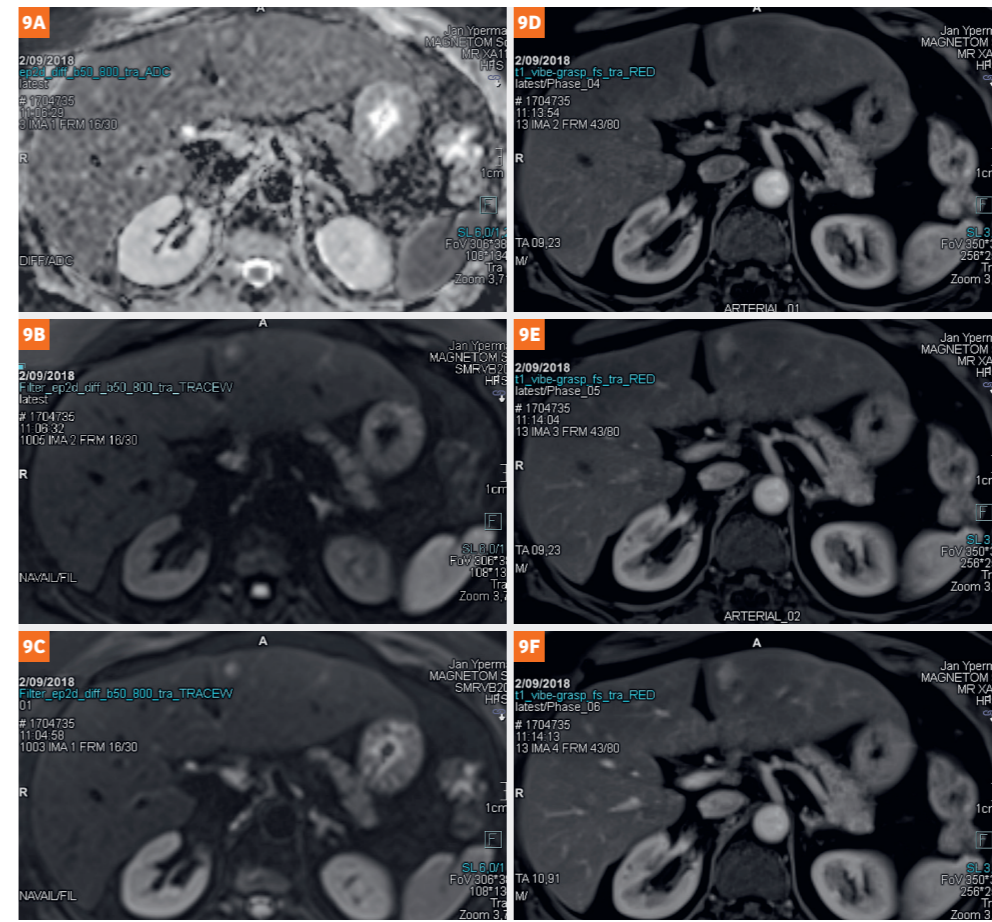


図9 DWI画像とGRASP-VIBEの動脈相画像

DWI(9A-C)と、3つの動脈相(9D-F)を並べて表示しているため、病変の検出と特徴づけが容易で、信頼性が高い。

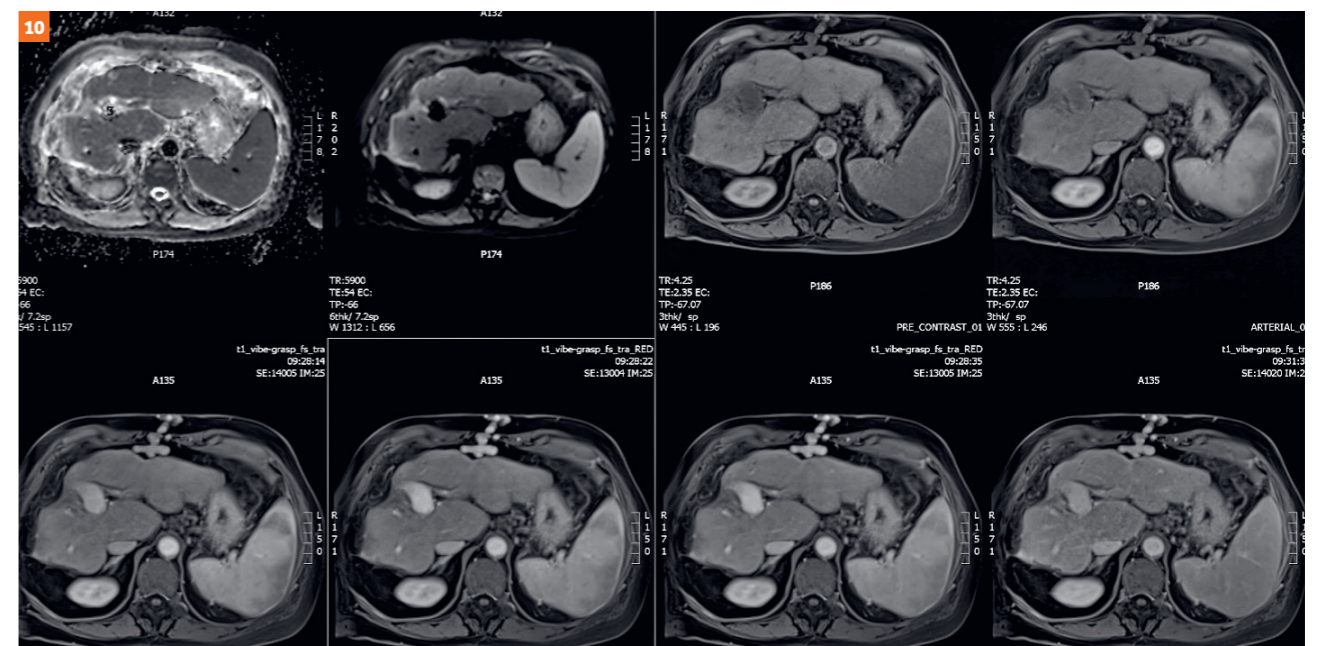


図10 臍帯静脈の再開通を伴う巨細胞性肝硬変
呼気相のデータを使用したGRASP-VIBE再構成により、DWIと完全に一致したDynamic画像を得ることが可能。

再構成に呼吸性ゲーティングを用いなければ、時間分解能と空間分解能をさらに高くすることができます。この症例のように、移行域に伸展する前立腺の fibromuscular stroma carcinoma を3秒ごとに面内分解能1mm、スライス厚3mm、スライス枚数28枚という高解像度で撮像することができます。肝臓の画像診断と同じように、DWIと並べて比較することで、驚くほど簡単かつ正確に前立腺病変の指摘を「解決」することができます。

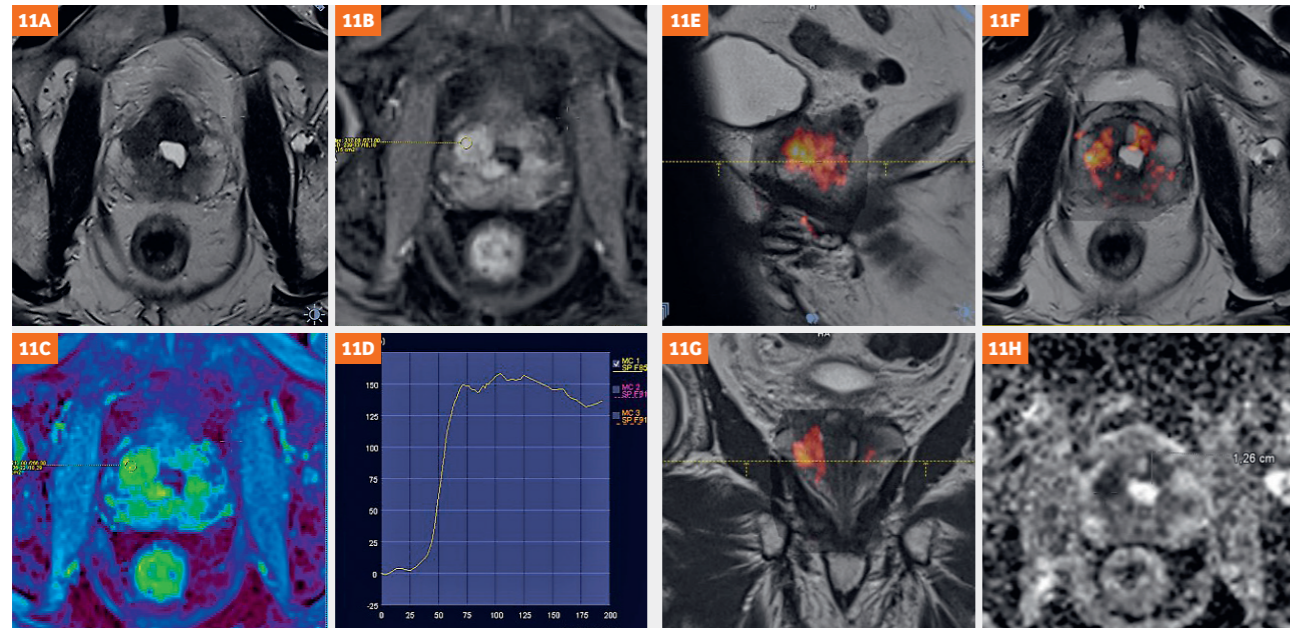


図11 前立腺でのGRASP-VIBEの例
T2w 横断像 (11A) にて低信号の腫瘍像と被膜の陥没を認める。diffusionとT2wのfusion画像 (11E-G)とADCmap (11H)を示す。GRASP-VIBEにおける腫瘍部の造影効果 (11B)とwash-in, wash-outパターンを示す (11C, D)。

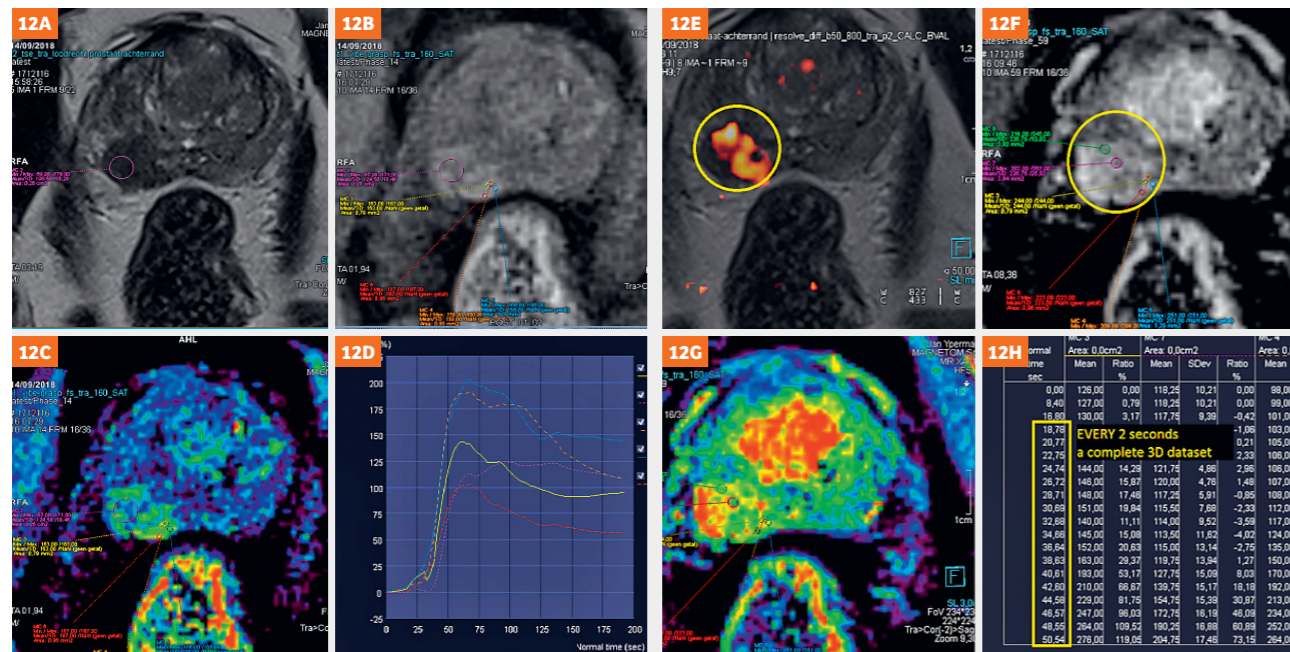


図12 前立腺でのGRASP-VIBEとwash-in, wash-outパターン
GRASP-VIBEによるDynamic画像の時間分解能は、面内分解能1mm、3mmスライス厚を36slice撮像で、2秒であることを注目 (12H)
T2w画像にて低信号結節を認め (12A)、high-b値のDWI画像とのFusion画像 (12E)で明瞭に描出されている。
Wash-in map (12B)に加えて、wash-out map (12F)も得られ、腫瘍の血行動態を把握できる。

GRASP-VIBEは、モーションアーチファクト対策と造影dynamic検査に優れた撮像法であり、頸部の撮像に最適です¹⁾。放射線医学では、頸部は「Great Swallowing Region」とも呼ばれます。1mmの面内分解能と1.1mmのスライス厚、144スライスの範囲を、アーチファクトなしで6秒ごとのダイナミックデータとして撮像することができます。これは、嚥下による動きのアーチファクトがないだけでなく、Coil Shimのおかげで堅牢な脂肪抑制も意味します。また、このCoil Shimにより、以前は実現が困難であった頸部の完全なDWIが可能になります。

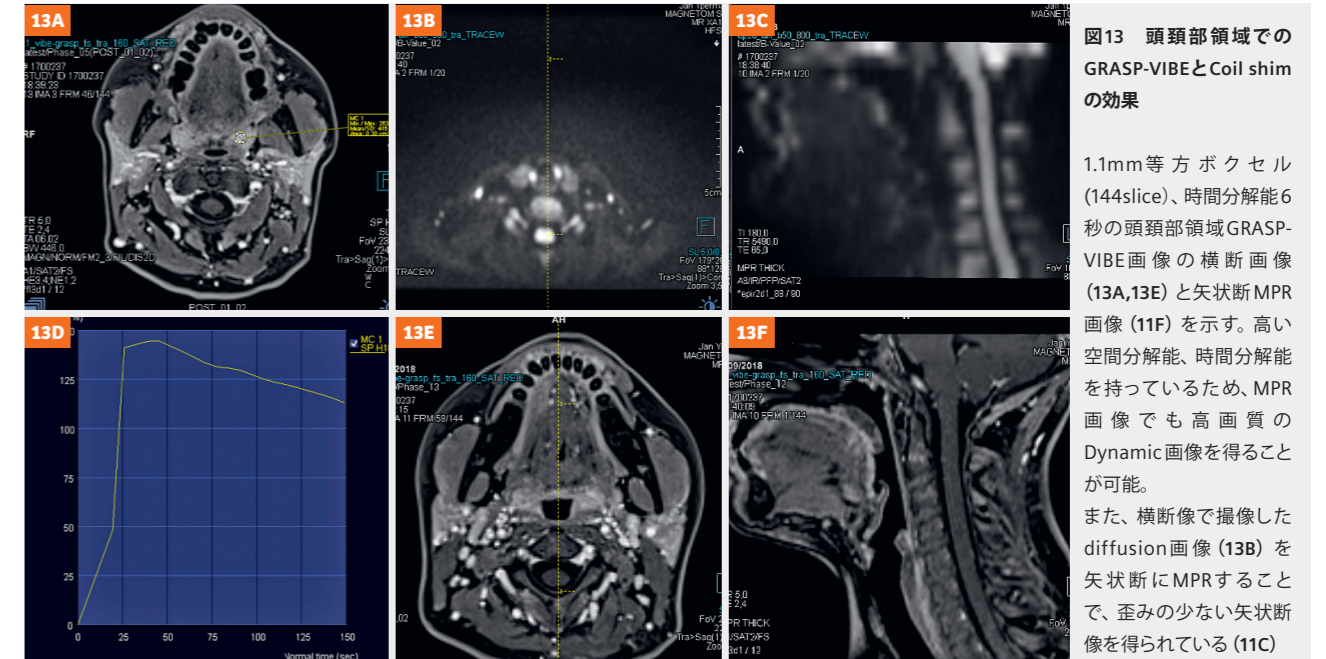


図13 頭頸部領域でのGRASP-VIBEとCoil shimの効果

1.1mm等方ボクセル (144slice)、時間分解能6秒の頭頸部領域GRASP-VIBE画像の横断画像 (13A,13E)と矢状断MPR画像 (11F)を示す。高い空間分解能、時間分解能を持っているため、MPR画像でも高画質のDynamic画像を得ることが可能。また、横断像で撮像したdiffusion画像 (13B)を矢状断にMPRすることで、歪みの少ない矢状断像を得られている (11C)

GRASPのデータ収集速度をさらに向上させ、動脈瘤内の造影剤充填状態を把握できるほどの高速化を実現しました。

(1.1 mm等方分解能、2.5 秒の時間分解能)。

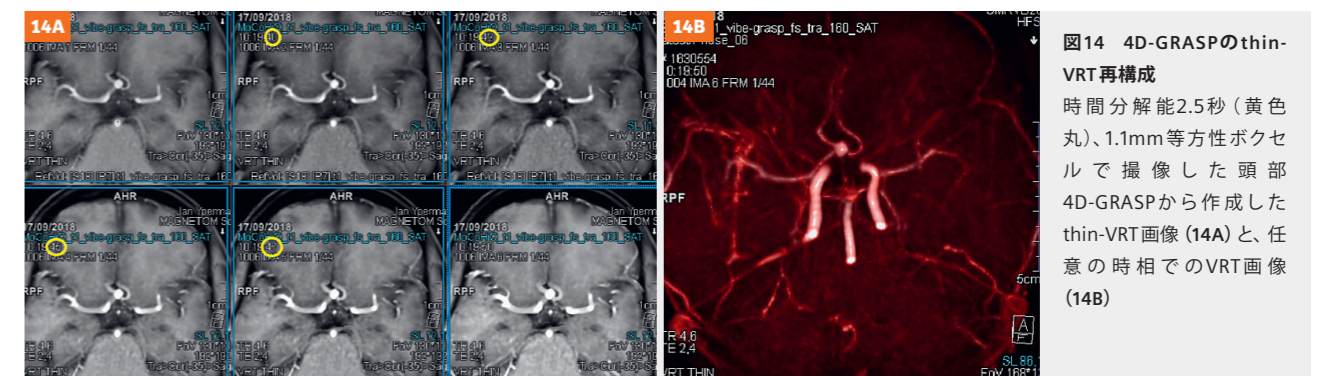


図14 4D-GRASPのthin-VRT再構成

時間分解能2.5秒 (黄色丸)、1.1mm等方性ボクセルで撮像した頭部4D-GRASPから作成したthin-VRT画像 (14A)と、任意の時相でのVRT画像 (14B)

Contact

Johan Dehem, M.D.
Jan Yperman Ziekenhuis
Briekestraat 12
8900 Ypres
Belgium
Phone: +32 57 35 74 00
johan.dehem@yperman.net



¹⁾ 肝臓以外の部位用の Compressed Sensing GRASP-VIBE は、米国では販売されていません。Compressed Sensing GRASP-VIBE (GRASP = Golden-angle Radial Sparse Parallel MRI) は、ダイナミックまたは非造影肝臓検査において、従来の止息測定で確実に止息できない患者をサポートするために使用することを意図しています。

0.55T MRIによる術後脊椎の評価向上 症例報告

Hanns-Christian Breit, M.D.; Jan Vosschenrich, M.D.; Thilo Rusche, M.D.; Michael Bach, Ph.D.; Dorothee Harder, M.D.

Department of Radiology, University Hospital Basel, University of Basel, Switzerland

はじめに

急性および慢性の背部痛は一般的な訴えであり、世界中の医療制度にとって大きな負担となっています [1]。人口の高齢化に伴い、外傷や退行性変化に関連した脊椎の除圧術や椎体間固定術を必要とする患者数が増加しています。その結果、follow-up 撮像を必要とする脊椎金属インプラント¹を持つ患者の数も増加しています [2, 3]。磁気共鳴画像法 (MRI) は、ほとんどの診療所における脊椎画像のゴールドスタンダードであるが、増加する金属インプラントによる磁化率アーチファクトが、診断上の制限を生み出しています。過去数十年にわたる術後脊椎の評価における金属アーチファクト低減技術の継続的

な改善に加えて、低磁場システムの使用が、MRI の診断精度を向上させるもう一つのアプローチである。[4]。現在、1.5T と 3T の MRI 装置が臨床ルーチンの主流となっていますが、低磁場 MRI 装置は 1980 年代と 1990 年代に最初に使用された後、ルネッサンスを経験しています。特に、コイル設計、グラジエントシステム、画像再構成技術の革新により、金属製インプラントを装着した患者に低磁場 MRI システムを使用する新たな機会がもたらされています [5]。

この症例報告は、新たに販売された 0.55T 低磁場 MRI システムの術後イメージングにおける可能性を、1.5T や 3T の磁場強

度の MRI システムと比較して明らかにすることを目的としました。この報告は、過去に複数の脊椎椎体間固定術を受けた 76 歳の女性患者に対する我々の最近の経験に基づいています。

事例紹介

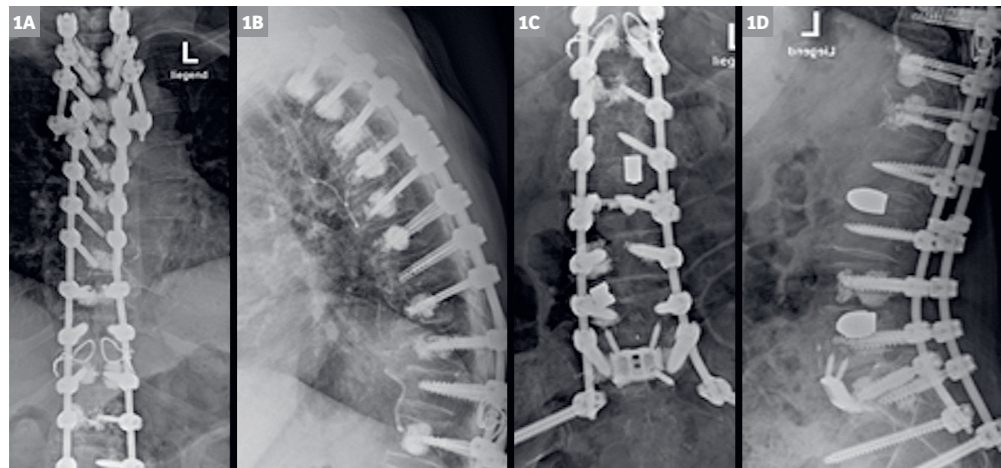
画像診断は、現地倫理委員会 (BASEC 2021-00166) の承認を得た前向き研究の範囲内で行いました。書面によるインフォームドコンセントを得ました。

76 歳女性患者は、他施設で胸椎の後方除圧・椎体間固定術を受けた後、下肢の麻痺が進行したため、当院に紹介されました。

患者の病歴は、複数の脊椎手術の既往があります。初回は 10 年以上前に L5-S1 セグメントの腰椎固定術が行われました。2019 年 10 月、偽関節に伴う S1 のペディクルスクリューの緩みにより、L5-S1 セグメントの前方腰椎椎体間固定術、および矯正後方脊椎固定術、腰椎椎体間固定術を行う必要がありました。隣接する運動セグメントの変性が進行したため、2021 年 9 月にセメント装入のペディクルスクリューによる後方脊椎固定術を T5 レベルまで延長する必要がありました。その後、2021 年 10 月に急性 T4 圧迫骨折とそれに伴う脊柱管狭窄のため、T2 レベルまで延長してさらに後方除圧と脊椎固定術の再施術を行いました。後方へのインストゥルメンテーションの範囲を図 1 に示します。後者の手術後に前述の進行性麻痺が出現し、最終的に当院に転院して治療を受けています。術後の圧迫性脊髄血腫を否定するため、脊椎外科で全脊椎の MRI 検査を行いました。

イメージング

患者の症状、緊急の脊椎減圧手術の可能性、および来院時に 1.5T MRI 装置が使用できなかったことから、最初の画像診断は 3T MRI 装置で行われました (MAGNETOM Skyra, Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Germany)。検査中では金属アーチファクト低減シーケンスを使用したにもかかわらず、後方インストゥルメンテーションに起因する磁化率アーチファクトがひどく、脊柱管の評価を妨げていました。術後の圧縮性脊髄血腫を除外または確認するために、全脊椎の追加 MRI 検査を 1.5T で行いました (MAGNETOM Avanto Fit, Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Germany)。ここでもアーチファクトを軽減するためにメタルアーチファクト低減シーケンスが再度使用されました。しかし、横になっているときに患者が耐え難い背中への痛みを訴えたため、矢状断の T1 強調および T2 強調シーケンスの取得後に MRI 検査を中止しました。筋骨格系放射線科医による画像レビューと脊椎外科チームとの協議の結果、1.5T MRI 装置で脊柱管の評価能力が向上したにもかかわらず、十分な確信を持って最終診断を下すことができませんでした。特に、外科的アプローチに影響を及ぼす、術後血腫の疑われる頭尾方向の正確な範囲は、撮像したシーケンスでは判断できませんでした。そこで、十分な鎮痛を行い、新たに導入した低磁場 0.55T MRI 装置 (MAGNETOM Free.Max, Siemens Shenzhen Magnetic Resonance Ltd., Shenzhen, China) を活用して MRI 検査を再度行うことにしました。0.55T での検査は Table 1 のプロトコルに従って終了しました。



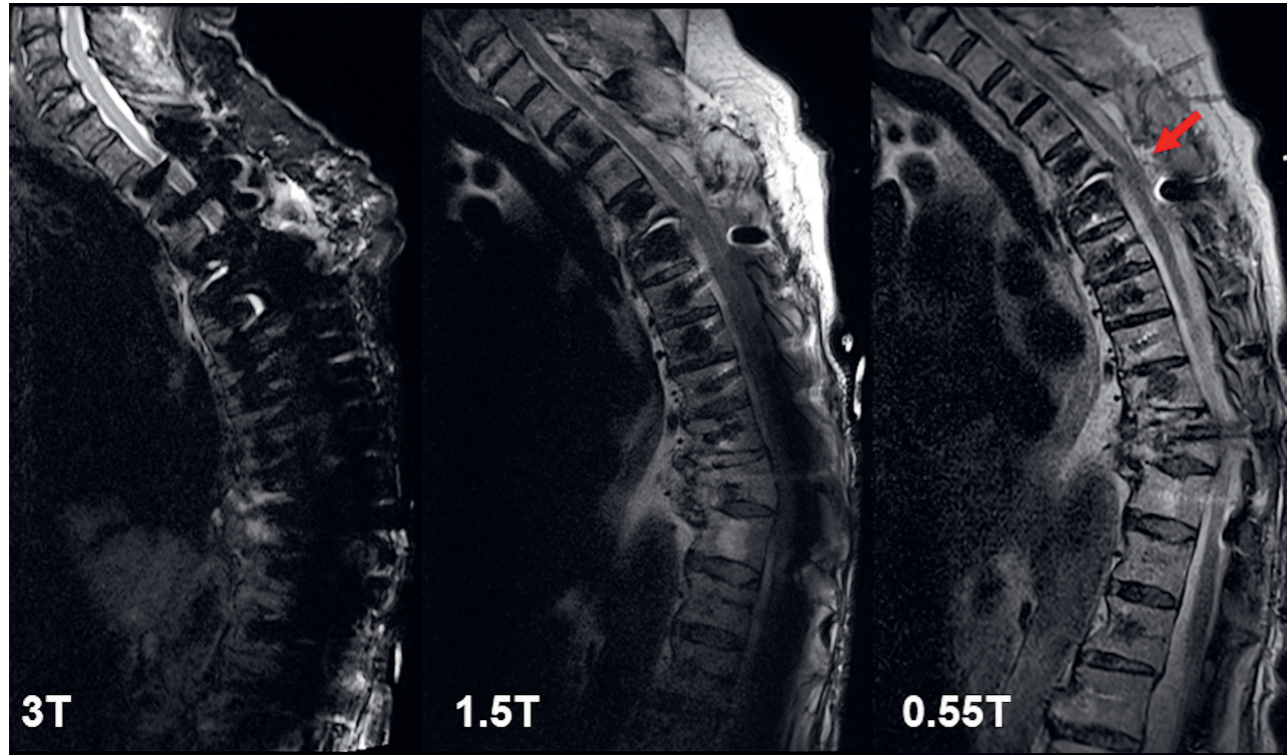
1 76歳女性、腰椎およびT2レベルまでの脊椎椎体間固定術後のレントゲン写真

1A, 1C: 正面像
1B, 1D: 側面像

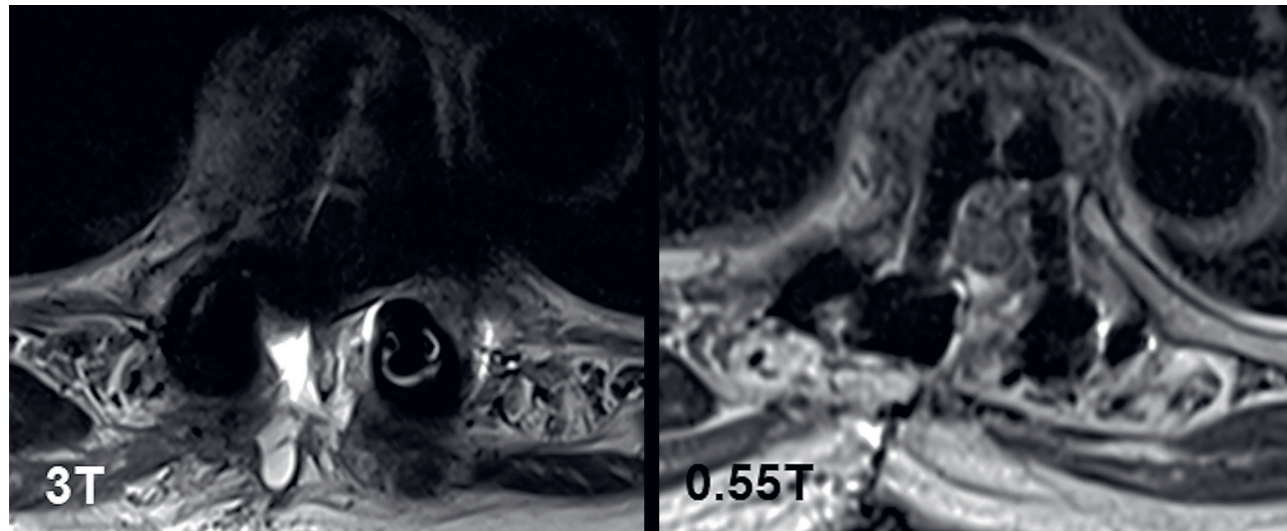
¹金属製インプラントのMRI検査での制限(もしあれば)は、患者がMRI検査を受ける前に考慮されなければなりません。金属製インプラントを装着した患者のMRI撮像は、特有のリスクを伴います。しかし、特定のインプラントは、条件付きMRI対応で安全であることが規制機関により承認されています。そのようなインプラントについては、先に述べた警告が適用されない場合があります。具体的な条件については、インプラントメーカーにお問い合わせください。

Sequence	B0 Field [T]	FOV [mm ²]	Matrix	TR [ms]	TE [ms]	Bandwidth [Hz/px]	TA [min:s]
T1 TSE sag	0.55	320 × 320	288 × 216	602	16	299	03:54
T2 TSE tra	0.55	200 × 200	192 × 144	4830	94	299	04:25
T2 TSE sag	0.55	320 × 320	320 × 240	3500	96	120	03:23
T1 TSE sag	0.55	320 × 320	320 × 224	454	13	130	02:28
T2 TSE Dixon cor	1.5	300 × 300	256 × 205	5200	92	455	04:04
T2 TSE sag	1.5	320 × 320	448 × 358	4400	102	505	04:10
T1 TSE sag	1.5	320 × 320	448 × 358	470	7.7	505	04:02
T2 TSE Dixon sag	3	340 × 340	448 × 314	5000	88	250	03:05
FLAIR sag	3	340 × 340	448 × 403	2000	29	260	03:20
T2 TSE tra	3	190 × 190	256 × 179	3000	100	500	03:06

Table 1: 0.55T, 1.5T, 3T でのシーケンスと関連パラメータ。FOV = Field of view



2 3T、1.5T、0.55Tでの金属アーチファクト低減シーケンスで撮像したT2強調矢状断画像。0.55Tでは磁化率アーチファクトが減少し、脊柱管の視認性が大幅に改善している。術後圧迫性脊髄血腫によるT4/5レベルの高位脊柱管狭窄が明瞭化したことに注目（赤矢印）。



3 3Tと0.55Tでの金属アーチファクト低減シーケンスで撮像したT2強調横断画像。T4レベルの高度の脊柱管狭窄が0.55Tでは明確に描出されているが、3Tでは脊柱管の評価は不可能である

診断名

低磁場 0.55T MRI 装置で撮像した矢状断と横断像の T2 強調画像で、脊柱管の評価能力が大幅に向上したことにより、術後に T4 から T5 に広がる圧縮性硬膜下血腫と、脊髄症を伴わない高度の脊柱管狭窄を特定することができました (図 2)。1.5T の矢状断 T2 強調画像で脊髄血腫の可能性が疑われたとしても、この部位では脊柱管の評価が限られていたため、診断の信頼度は低かったと思われました。特に、2 つの胸椎に沿った硬膜下血腫の頭尾方向の広がり、後方の器具による広範な磁化率アーチファクトのため、1.5T または 3T 画像のいずれでも確認することができませんでした。また、脊柱管の狭窄の程度や脊髄の変形は、0.55T で取得した横断像 T2 強調画像でしか判断できませんでした (図 3)。そのため、低磁場 MRI を追加することで、紹介先の脊椎外科医に、この患者の手術アプローチに関して重要な情報を提供することができました。

考察

MR イメージングにおける磁場強度とメタルアーチファクトの深刻さの相関はよく知られており、ファントム実験と臨床研究の両方で実証されています [6, 7]。既存の数多くの金属アーチファクト低減技術に加え、0.55T で動作する新世代の低磁場 MRI システムの導入は、金属インプラント患者、特に脊椎器具装着後の画質と診断機会を改善するための新しいアプローチであると考えられます [5, 8, 9]。特に、世界各国で金属製インプラントの普及率が上昇し、高齢化が進む時代において、これらの新しいアプローチは、従来の 1.5T または 3T MRI システムでこの患者層を撮像する際の現在の課題を克服できるかもしれません。しかし、我々の知る限り、金属アーチファクトの重症度の低減が自動的に診断性能の向上につながるか、あるいは患者管理に影響を与えるかどうかを立証する研究は行われていません。そのため、大規模な患者集団を対象とした体系的な調査が必要です。

我々の日常診療におけるこの症例報告は、1.5T や 3T の MRI 装置では診断が限界に達している症例に対して、最新の低磁場 MRI 装置の可能性を示すものであり、今後の研究の基礎になると思います。

References

- 1 Wenig CM, Schmidt CO, Kohlmann T, Schweikert B. Costs of back pain in Germany. *Eur J Pain*. 2009;13(3):280–6.
- 2 Rajaei SS, Kanim LEA, Bae HW. National trends in revision spinal fusion in the USA: patient characteristics and complications. *Bone Joint J*. 2014;96-B(6):807–16.
- 3 Pfuntner A, Wier LM, Stocks C. Most frequent procedures performed in U.S. hospitals, 2011: statistical brief #165. 2013 Oct. In: *Healthcare Cost and Utilization Project (HCUP) Statistical Briefs* [Internet]. Rockville (MD): Agency for Healthcare Research and Quality (US); 2006 Feb–. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK174682/>
- 4 Stradiotti P, Curti A, Castellazzi G, Zerbi A. Metal-related artifacts in instrumented spine. Techniques for reducing artifacts in CT and MRI: state of the art. *Eur Spine J*. 2009;18(Suppl 1):102–108.
- 5 Runge VM, Heverhagen JT. Advocating the Development of Next-Generation, Advanced-Design Low-Field Magnetic Resonance Systems. *Invest Radiol*. 2020;55(12):747–753.
- 6 Olsrud J, Lätt J, Brockstedt S, Romner B, Björkman-Burtscher IM. Magnetic resonance imaging artifacts caused by aneurysm clips and shunt valves: dependence on field strength (1.5 and 3 T) and imaging parameters. *J Magn Reson Imaging*. 2005;22(3):433–7.
- 7 Liebl H, Heilmeyer U, Lee S, Nardo L, Patsch J, Schuppert C, et al. In vitro assessment of knee MRI in the presence of metal implants comparing MAVRIC-SL and conventional fast spin echo sequences at 1.5 and 3 T field strength. *J Magn Reson Imaging*. 2015;41(5):1291–9.
- 8 Campbell-Washburn AE, Ramasawmy R, Restivo MC, Bhattacharya I, Basar B, Herzka DA, et al. Opportunities in interventional and diagnostic imaging by using high-performance low-field-strength MRI. *Radiology*. 2019;293(2):384–393.
- 9 Basar B, Sonmez M, Yildirim DK, Paul R, Herzka DA, Kocaturk O, et al. Susceptibility artifacts from metallic markers and cardiac catheterization devices on a high-performance 0.55 T MRI system. *Magn Reson Imaging*. 2021;77:14–20.



Contact

Hanns-Christian Breit, M.D.
University Hospital Basel
Department of Radiology
Spitalstrasse 21
4031 Basel
Switzerland
Tel.: +41 61 328 56 33
hanns-christian.breit@usb.ch