

MAGNETOM Flash

翻訳版

vol.20

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

Page 2

Image Gallery -0.55T MAGNETOM Free.Max
Breaking Barriers
MRI の壁を越えて

Page 6

MAGNETOM Free.Max : MRI を身近なものに
「中を広く、外を小さく」をいかにして実現したか
Stephan Biber
Siemens Healthineers, Erlangen, Germany

Page 11

MRI の物理学と低磁場装置の可能性を再検討する
André Fischer
Siemens Healthineers, Erlangen, Germany

Page 16

次世代の高性能低磁場 MRI システム
Val M. Runge, Johannes T. Heverhagen
University Hospital of Bern, Inselspital,
University of Bern, Switzerland

Page 25

高性能 0.55T MRI システムを用いた
心肺イメージング

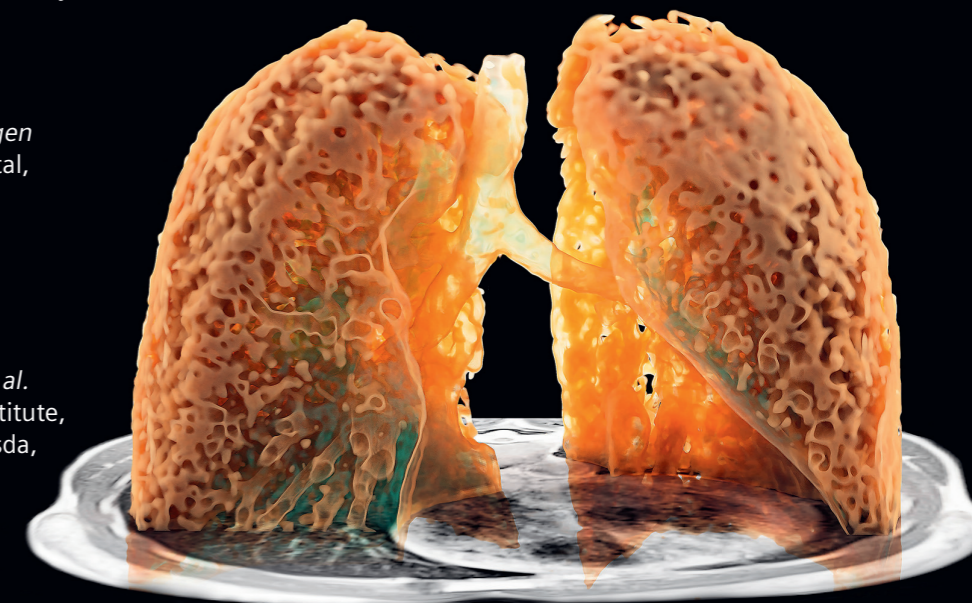
Adrienne E. Campbell-Washburn, et al.
National Heart, Lung, and Blood Institute,
National Institutes of Health, Bethesda,
MD, USA

Page 30

頭部および膝関節の MRI 検査を簡単
に行える新しい AutoPiloto 支援シス
テムの使用経験
Tanja Dütting, Stephan Clasen
Institute for Diagnostic and
Interventional Radiology,
Kreiskliniken Reutlingen, Germany

Page 34

MAGNETOM Free.Max : コンセプトか
ら製品化まで、DryCool マグネット開発
の概要
Simon Calvert
Siemens Healthineers, Oxford, UK



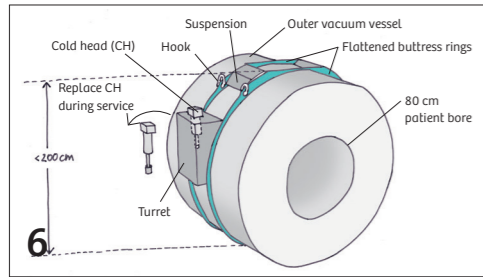
製造販売業者
シーメンスヘルスケア株式会社
〒141-8644
東京都品川区大崎1-11-1
ゲートシティ大崎ウエストタワー

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 0120-041-387
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。

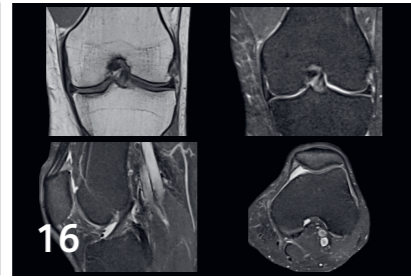
超電導磁石式全身用MR装置
MAGNETOM フリー マックス
認証番号 : 303AABZX00069000
クラス分類:管理医療機器(クラスII)
特定保守管理医療機器:該当
設置管理医療機器:該当

S-986(2111GPJ3K)

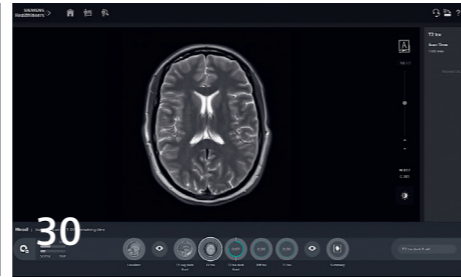
SIEMENS
Healthineers



「中を広く、外を小さく」をいかにして実現したか



次世代の高性能低磁場MRIシステム



Autopilot支援システム

MAGNETOM Free.Max

2 Image Gallery -0.55T MAGNETOM Free.Max Breaking Barriers MRIの壁を越えて

6 MAGNETOM Free.Max: MRIを身近なものに「中を広く、外を小さく」をいかにして実現したか

Stephan Biber
Siemens Healthineers, Erlangen, Germany

Physics

11 MRIの物理学と低磁場装置の可能性を再検討する

André Fischer
Siemens Healthineers, Erlangen, Germany

Head-to-Toe Imaging

16 次世代の高性能低磁場MRIシステム

Val M. Runge, Johannes T. Heverhagen
University Hospital of Bern, Inselspital,
University of Bern, Switzerland

Cardiopulmonary Imaging

25 高性能0.55T MRIシステムを用いた心臓イメージング

Adrienne E. Campbell-Washburn, et al.
National Heart, Lung, and Blood Institute,
National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA

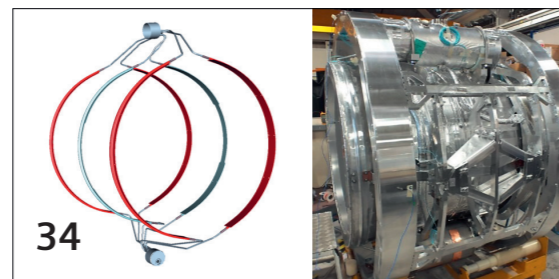
Technology

30 頭部および膝関節のMRI検査を簡単に行える新しいAutopilot支援システムの使用経験

Tanja Dütting, Stephan Clasen
Institute for Diagnostic and Interventional Radiology,
Kreiskliniken Reutlingen, Germany

34 MAGNETOM Free.Max: コンセプトから製品化まで、DryCoolマグネット開発の概要

Simon Calvert
Siemens Healthineers, Oxford, UK



DryCool マグネットの開発

0.55T MAGNETOM Free.Max – Breaking Barriers

MRIの壁を越えて

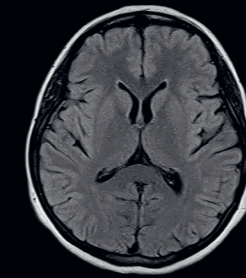
High-V MRI

高速撮像技術とディープラーニングを用いた画像再構成の応用によるデジタル化がMRIに急速な変化をもたらしている。High-V MRIは、入念な計画と検討の末に、低磁場ならではの臨床的メリットがある0.55Tという新たな磁場強度へ、デジタル化のパワーを注ぎ込んだ。

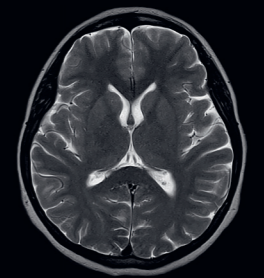
MAGNETOM Free.MaxはMRIの壁を打ち破り、MRIをより広い層に

患者が不快に感じる検査に対して、世界初の80 cmボアが患者快適性の新たなパラダイムを作り出す。

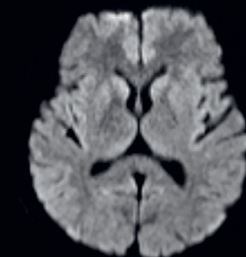
設置環境が障害となっていた場所でも、MAGNETOM Free.Maxは液体ヘリウムに関する問題を考慮する必要がなくなるため施設環境に入り込める。費用面からMRIに手が届かなかった場合でも、MAGNETOM Free.Maxなら無理なく手が届く。そして、MAGNETOM Free.Maxは従来の考え方にとらわれていた常識から抜け出し、MRIの新たな臨床的可能性を探る。



T2 FLAIR, Deep Resolve Gain & Sharp, ST 5 mm, TA 04:15 min



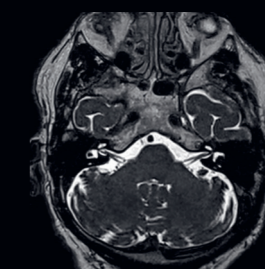
T2 TSE, Deep Resolve Gain & Sharp, ST 5 mm, TA 02:52 min



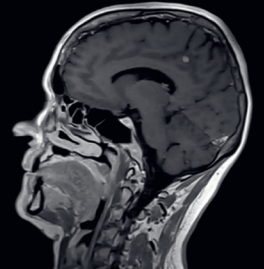
DWI b-value 1000 s/mm², PAT 2, ST 5 mm, TA 01:49 min



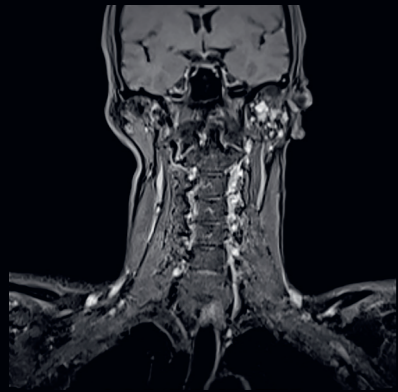
TOF, PAT 2, ST 0.5 mm, TA 05:56 min



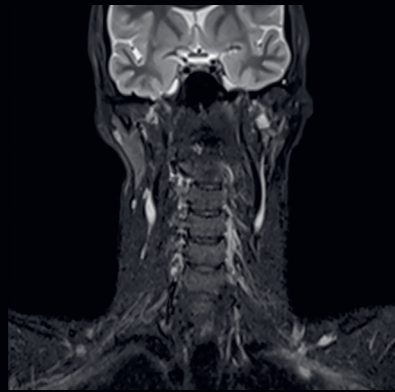
T2 CS SPACE Inner Auditory Canal, CS 2, ST 0.7 mm, TA 05:11 min



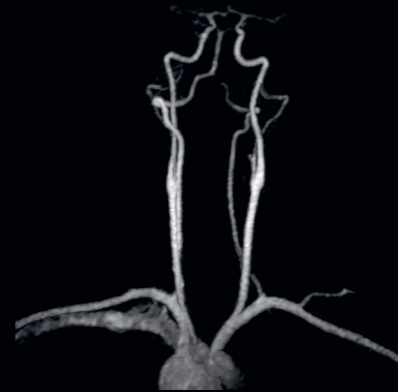
T1 CS SPACE CE sag, CS 2.5, ST 1 mm, TA 04:50 min.
Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



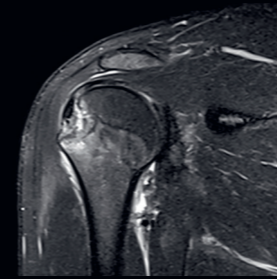
T1 TSE Dixon cor, SMS 2, ST 4 mm, TA 04:36 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



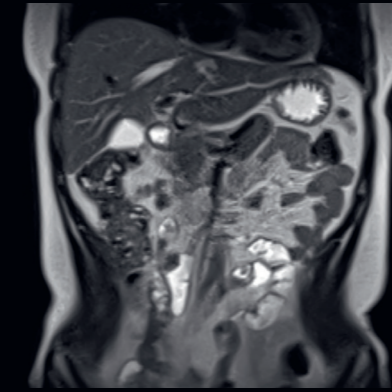
T2 STIR cor, ST 4 mm, TA 05:00 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



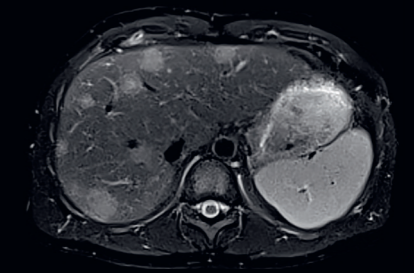
3D FLASH CE-MRA MIP, PAT 2, ST 1.2 mm, TA 00:17 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



T2 fatsat cor, ST 3 mm, TA 05:07 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



T2 HASTE cor, PAT 3, ST 6 mm, TA 02:03 min



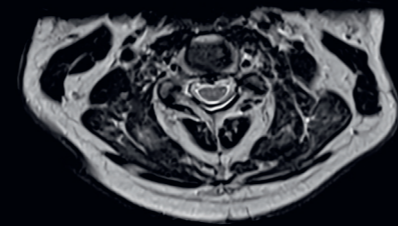
T2 fast-BLADE fatsat trig, PAT 2, ST 6 mm, TA 05:28 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



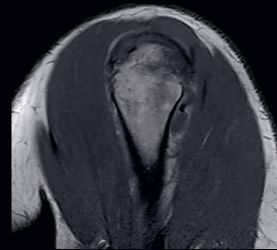
T1 TSE sag, PAT 2, ST 3 mm, TA 04:02 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



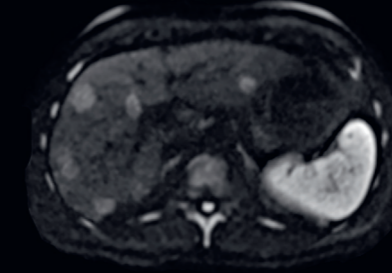
T2 TSE sag, PAT 2, ST 3 mm, TA 04:40 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



T2 TSE tra, Deep Resolve Gain & Sharp, ST 3 mm, TA 03:42 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



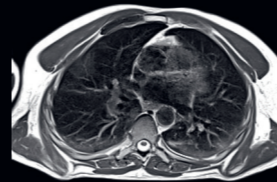
T1 TSE sag, ST 3 mm, TA 05:33 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



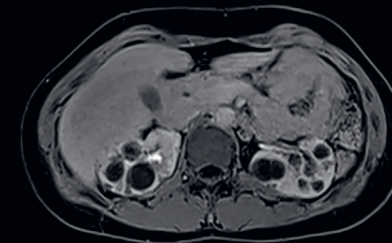
DWI b-value 800 s/mm², Deep Resolve Gain, PAT2, ST 6 mm, TA 04:11 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



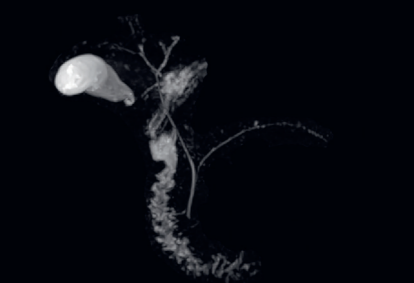
T1 VIBE Dixon water cor, Deep Resolve Gain, CAIPIRINHA 4, ST 3 mm, TA 00:16 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



PD TSE fast-BLADE trig, PAT 2, ST 6 mm, TA 04:26 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



T1 VIBE Dixon water tra, Deep Resolve Gain, CAIPIRINHA 3, ST 3 mm, TA 00:18 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



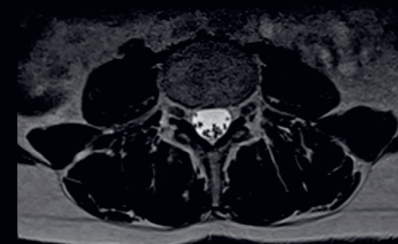
MRCP T2 CS SPACE MIP, CS 6.5, ST 1 mm, TA 04:21 min



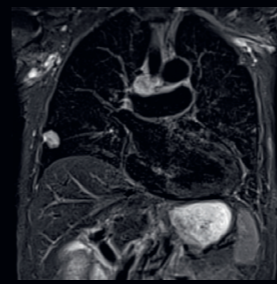
T1 TSE sag, Deep Resolve Gain & Sharp, ST 4 mm, TA 03:40 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



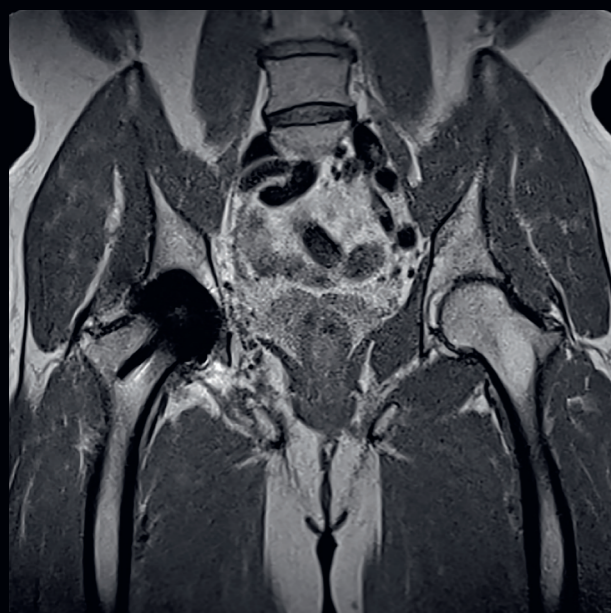
T2 STIR sag, Deep Resolve Gain & Sharp, ST 4 mm, TA 04:24 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



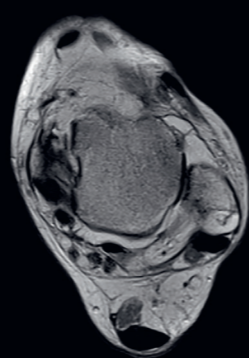
T2 CS SPACE tra, CS 3, ST 2.5 mm, TA 04:32 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



PD STIR fast-BLADE trig, PAT 2, ST 6 mm, TA 06:44 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



PD TSE SEMAC¹, PAT 3, ST 4 mm, TA 07:24 min



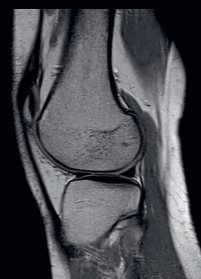
PD TSE tra, ST 3 mm, TA 04:56 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



T1 TSE cor, ST 3 mm, TA 05:18 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany



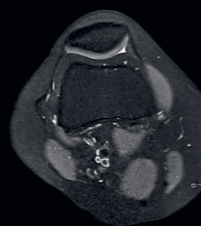
PD TSE fatsat cor, Deep Resolve Gain & Sharp, ST 3 mm, TA 04:50 min



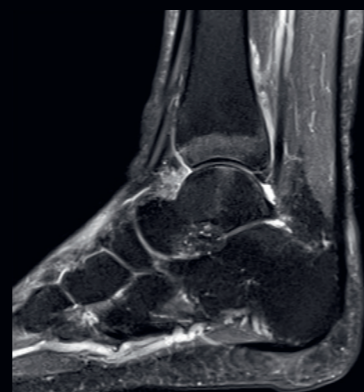
PD TSE sag, Deep Resolve Gain & Sharp, SMS 2, ST 3 mm, TA 02:40 min



PD TSE fatsat sag, Deep Resolve Gain & Sharp, ST 3 mm, TA 05:20 min



PD TSE fatsat tra, Deep Resolve Gain & Sharp, ST 3 mm, TA 04:48 min



PD TSE fatsat sag, ST 3 mm, TA 04:21 min. Courtesy of University Hospital Erlangen, Germany

¹ MRI検査を行う前に必ず体内金属の有無を確認すること。体内金属を有する被検者のMRI検査は特有のリスクを伴うが、一部の金属を含む植込み型医療機器等は条件付きMRI対応製品として承認されており、従来の警告が当てはまらない場合もある。条件付きMRI対応に関しては、Siemens Healthineersではなく当該機器の製造販売業者が責任を負うものであり、検査に際しては必ず当該機器の添付文書等で条件を確認すること。

MAGNETOM Free.Max: MRIを身近なものに「中を広く、外を小さく」をいかにして実現したか

Stephan Biber, Ph.D.

Senior System Architect & Principal Key Expert at Siemens Healthineers, R&D AEP, Erlangen, Germany

当初からMRシステムは、液体ヘリウムや信頼性が極めて高い電力供給、冷却システムなどの複雑な設備が必要で、大きくて重い装置だと考えられてきた。本稿では、MAGNETOM Free.Maxがいかにして業界初のボア径80 cmを実現すると同時に、業界最軽量クラスの全身用MRIシステムとなり得たかについて解説する。なお、新しいDryCoolマグネットについてはSimon Calvert [1] が詳しく解説している。我々は設置面積わずか23 m²、搬入時の高さ2 m未満、総重量わずか3.2トンのMAGNETOM Free.Maxが、新たなクラスのMRIシステムになるものと考えている。本稿では多くの新技術を紹介する。1つ1つは単純な技術的課題に見えるかもしれないが、それらが合わさると、設置に関する長年の問題を克服して顧客のアンメットニーズを実現するのに役立つ。それを実現できるのは、あらゆる技術分野が共通の目標を持って連携する全体的な視点があればこそ、ということを示したい。

ボア径をより広くした方法: 静磁場強度と傾斜磁場システムに新しい撮像技術を組み合わせる

長い間、MRIは静磁場強度と傾斜磁場システムが高く、受信システムのチャンネル数が多くなるほど画質が高く撮像スピードが速くなると考えられていた。この考え方は今でも通用するが、「1.5Tシステムの持つ診断の質は必要だが、スピードとコントラストは1.5Tと全く同じでなくてもよい」という市場に応える方法が他にもある。基本的にボア径を大きくするとMRIシステムのコストが上がり、その結果として世界でMRIを受けられない人口が増える。マグネット(主に超電導ワイヤー)のコストはサイズの増大とともに急上昇する。傾斜磁場コイルに必要な電力はほぼR²で増大するので、ボア径を60 cmから80 cmに拡大すると

4倍増になる。唯一の解決方法としては、静磁場強度と傾斜磁場システムについての既存の仮定を見直すしかない。

2016年の初期試作時には、1.5TのMAGNETOM Aeraシステムを0.55Tにランプダウンし、それに合わせて改造したRFシステムを搭載した。その後、in vivoでの画質を評価し、さまざまなタイプの傾斜磁場エンジンの影響を解析できるようになった。本システムのプロトタイプと米国立衛生研究所(NIH)に据え付けられたレプリカが、0.55Tの静磁場強度で放射線診断全般におけるルーチンの臨床的課題に答えられることを実証するのに役立った[2]。我々の内部分析で、この静磁場強度においては45 T/m/sのスリューレイトと約26 mT/mの傾斜磁場強度で許容できる画質と撮像時間を達成できることが示された。1990年代とは異なり、このMRIシステムには中磁場イメージングの弱点を克服する上で有用な、新しい撮像法を組み合わせることができた。これらはもともと1.5Tスキャナーのデザインに刺激を与えたもので、例えばDeep Resolve GainとDeep Resolve Sharpは、個別のノイズマップを用いるインテリジェントデノイジング法Iterative Denoisingや、ディープニューラルネットワークを用いた空間分解能の向上が可能な画像再構成法である。これらの技術を用いて、撮像時間を短縮すると同時に画質を高めることが可能にな

Designed as our most compact whole-body MRI MAGNETOM Free.Max



Open
80 cm



Small
23 m²



Light
< 3.2 t



Low
< 2 m

る。さらにMAGNETOM Free.Maxでは、90年代には利用できなかったパラレルイメージングやSimultaneous Multi-Slice (SMS)といった撮像の高速化技術をDeep Resolveと組み合わせることができる。また、Compressed Sensingも撮像の高速化において有用なツールであることが示されている。臨床画像例についてはImage Gallery [3]を参照。

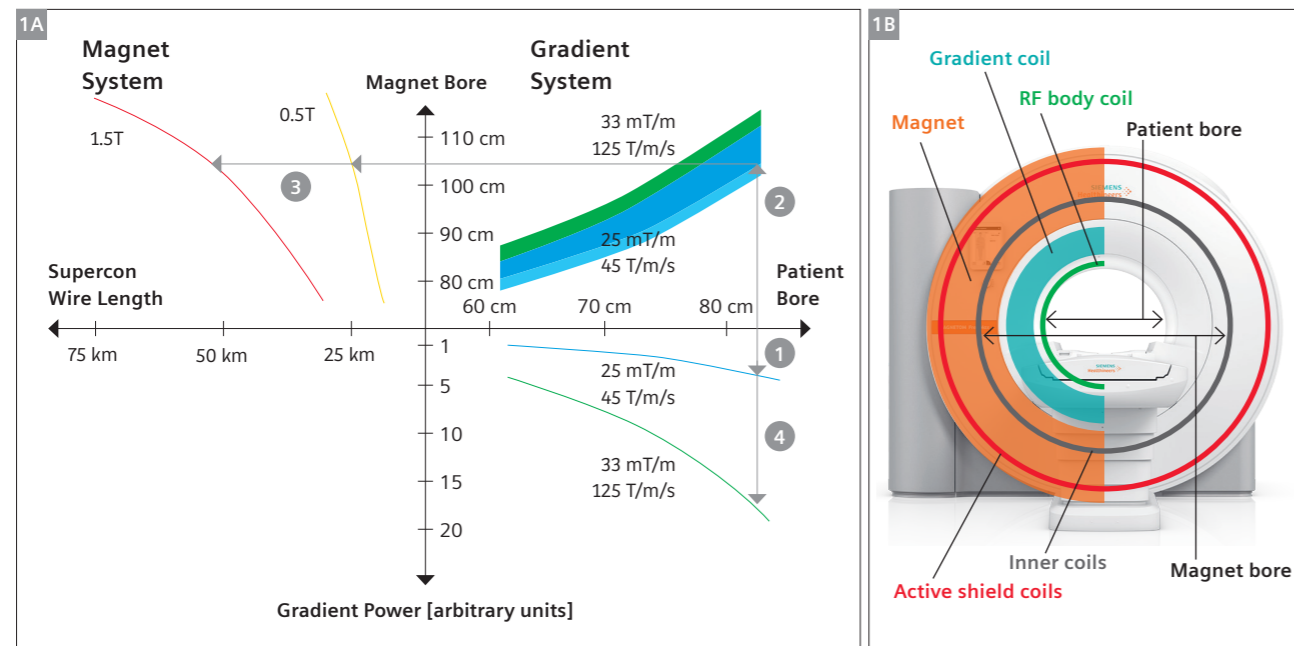
0.55Tスキャナーと各種の新しい強力な撮像法・再構成法のユニークな組み合わせを基礎とする技術革新、それがMAGNETOM Free.Maxである。静磁場強度と傾斜磁場強度を下げることでボア径を60 cmから80 cmに拡大できた一方で、超電導ワイヤーの長さや傾斜磁場システムは一般的な装置となるような範囲内に維持した。

図1Aに各要素の最適化の模式図を示す。超電導ワイヤーの長さやコストは、静磁場強度およびマグネットボア径とともに増加する。まず患者ボア径を80 cmとすると①、傾斜磁場コイルとボディコイルに必要な厚さからマグネットボア径が決まる。ここでは簡単に、さまざまな厚さを青色と緑色で示し、GmaxおよびSRが大きい傾斜磁場コイルほど径方向にやや広い空間が必要になると仮定している②。黄色および赤色の曲線③は、漏洩磁場の境界条件が同等であると仮定して、傾斜磁場コイルの外径から算出されたマグネットボア径が0.5Tおよび1.5Tのワイヤー長に及ぼす影響を示している。静磁場強度とボア径が増大すると、超電導ワイヤー長が大きく非線形に増大することが分かる。

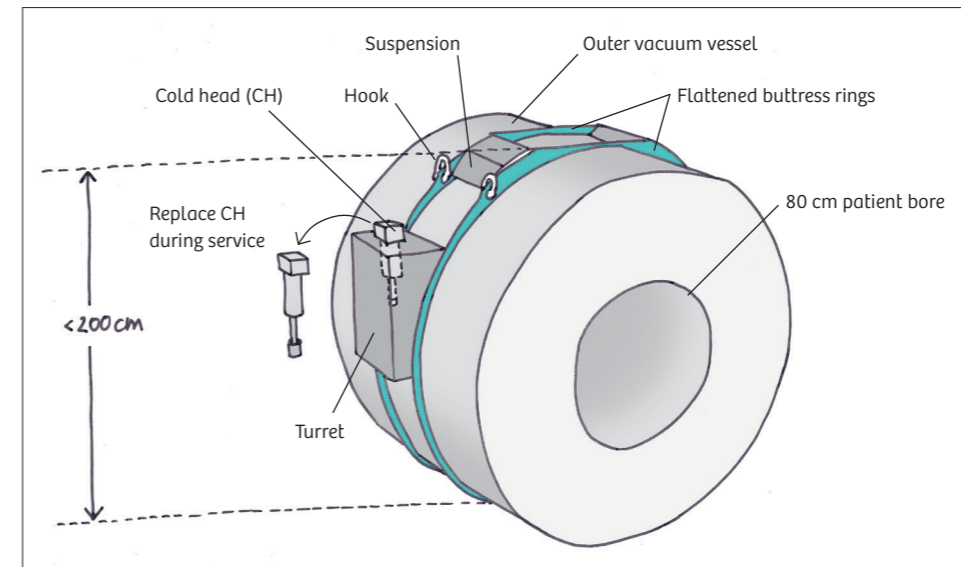
グラフをボア径80 cmから右下に見ていくと④、傾斜磁場パワーはSRおよびGmaxとともに増大するだけでなく、患者ボア径とともに大幅に増大することが明らかに分かる。

傾斜磁場システムの強化は通常、傾斜磁場コイルと傾斜磁場アンプ (GPA) から発生する熱を吸収して大気中に放散する冷却システムに必要な電力の増加につながる。したがって、傾斜磁場が強くなると4倍でシステムのデザインに影響する。傾斜磁場を発生するためにより大きな電力が必要になり、発熱のためにより強力な冷却が必要で、そのためにより大規模な施設・設備 (電源やチラー用スペースなど) が必要になる。傾斜磁場コイルの厚さ、ひいてはマグネットの内径④にも影響が及ぶ傾向がある。

患者ボア径80 cmの23 MHzシステムで十分なB₁振幅が得られるように送信系(Tx)サブシステムを調整することは、マグネットや傾斜磁場のデザインに比べれば極めて簡単である。幸いなことに、ラーモア周波数が低くなるほど同じB₁磁場を得るのに必要な電力も低くなる。したがって、1.5Tの63 MHz増幅器を23 MHzに調整して余る電力を、ボディコイルの直径の増加に伴う効率の低下 $\eta = B_1/P_{ac}$ を克服するために使うことができる。また、周波数が低くなるほど組織の導電率も低くなるので、SARはほぼ無視できるものになる。



1 (1A) 患者ボア径と静磁場強度に合わせた超電導ワイヤー長と傾斜磁場パワーの調整。図は主な関係を解説するもので、図内の数値も物理的な説明を与えるものであり、特定のデザインに関連するものではない。(1B) 患者ボア径を80 cmとすると、傾斜磁場コイルとボディコイルに必要な厚さからマグネットボア径が決まる。



2 平坦化したバットレスリング、シールドコイルを格納する外側真空容器 (OVC)、システム側面の低い位置に下がったコールドヘッドを格納するタレット。

コンパクトにした方法

MRIシステム内側のスペースを患者のためにできる限り広くするのに比べて、システムの外観を決めるのはもっと難しい。設置プロセスを見ると、システムが入口を容易に通抜け可能でなければならないことから、システムの高さが極めて重要なパラメーターであることがすぐ分かる。過去には、ドアを外しても搬入できず、MRIの据え付けとはコンクリートを破壊し、建物の構造の健全性を低下させることであるケースが少なくなかった。当然、これは高コストと組織的な努力を要することが多く、望ましくない結果を招くこともあった。多くの国において、ドアの高さは2 mが標準となっている。MRIシステムの高さを2 m未満にするには、単純だが効果的な5大要素がある。

1. 外側真空容器:シールドコイル直径の制限

MRIシステムのプラスチック製カバーの内側には外側真空容器 (outer vacuum chamber; OVC) があり、クライオシールドおよび超電導マグネットコイルが格納されている (ドライマグネットではヘリウム容器は不要)。患者ボアを広げるためにマグネットの内側コイルを外側に移動させると、シールドコイルもさらに外側に移動する傾向がある。OVCの直径の限界を約1.95 mに設定すると、シールドコイルの位置に関する設計目標が明確になる。OVCが2 mの限度内に入らねばならないとすると、システムの他の部品も全てこの限度を超えないようにする必要がある。

2. バットレスリングおよびマグネットサスペンション

OVCは1 barの大気圧に耐えられるように周囲をバットレスリングで補強されている。バットレスリングは構造剛性を低下させる

ことなくマグネット上部で平坦になっており、その結果としてOVC内でシールドコイルをできる限り外側に移動させることができる。システム全体の高さに影響するもう1つの構造が、マグネットコイルを所定の位置に支持するサスペンションである。引っ張り支持装置がマグネットの内側の4 K低温部と室温のOVCをつないでいる。引っ張り支持装置をOVCの外側に取り付けるための機械的構造は、この部分が最も高い点とならないように極めて薄くする必要がある。

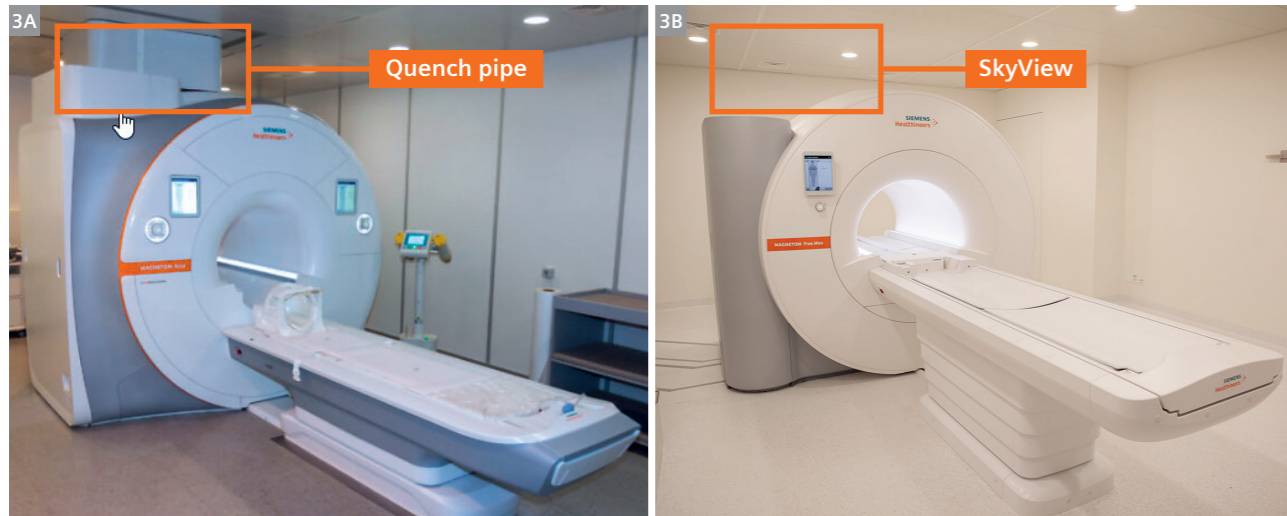
3. クエンチパイプ

ドライマグネットにクエンチパイプは必要ない。したがって、マグネットを天井につなげる必要が生じる配管がマグネット上部にない。これにより可能になった新しいSkyViewオプション (図3) は、MRスキャナーと天井をつなぐ構造をなくすことでシステムに独自の外観をもたらしている。

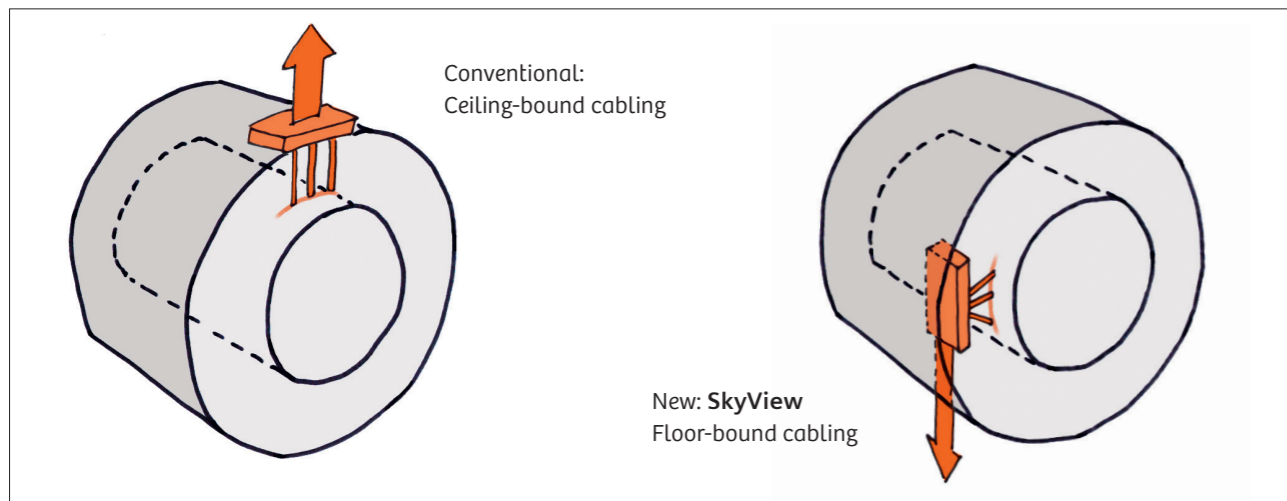
4. 傾斜磁場の接続部

傾斜磁場コイルは、傾斜磁場アンプ (GPA) から電流を供給する傾斜磁場ケーブルに接続する必要がある。どのような電気的接続にも言えることだが、良好な電気的接触を維持するには2本のケーブルの接続点が極めて重要になる。傾斜磁場ケーブルには最大1200 V、300 A超の電流が通っており、ケーブルの接続が緩むとスパークが発生する可能性があるが、これは絶対に避けなければならない。傾斜磁場ケーブルの接続は、ローレンツ力が大きいことから特に重要である。

マグネット遠位における実際の空間磁場勾配は、アイソセンターにおける公称磁場の2~3倍になる可能性がある。強力な傾斜



3 (3A) クエンチパイプを有する従来のシステム。(3B) DryCool マグネットを採用し設置が容易な MAGNETOM Free.Max。



4 SkyViewの傾斜磁場ケーブル接続

磁場エンジン(I=900 A)を搭載する1.5Tシステムでは、マグネット終端において長さ40 cmの傾斜磁場ケーブルに傾斜磁場パルスとともに変動する約500~1500 N (50~150 kgに相当)の力が加わる。このため、Siemens Healthineersのスカナーでは伝統的に傾斜磁場コイル(GC)とGPAのケーブル接続部をマグネット上部に配置していた。マグネット上部では、ワイヤーと直交する磁場と、それにより発生するローレンツ力が小さい。ウェット(液体ヘリウム冷却)MRIマグネットでは、この接続位置が問題になることはなかった。他の部品(コールドヘッド、クエンチラインの配管など)がさらに高い位置にあったからである。

新システムでは、磁場強度と傾斜磁場電流の低下によりローレンツ力がほぼ1桁小さくなった。これにより、傾斜磁場の接続部をマグネットの上部ではなく背部に配置しやすくなった。SkyView設置オプションもそのような接続を必要としており、SkyViewでは傾斜磁場ケーブルが他の全てのケーブルと一緒に天井ではなく床に通されている(図3B)。

$$|\vec{F}_L| = |I| |\vec{l}| |\vec{B}| \sin \alpha$$

I=電流、l=ワイヤー/ケーブル長、B=磁束密度(磁場)、α=ワイヤー/ケーブルとBが成す角度



5 スイス・University Hospital BaselにおけるMAGNETOM Free.Maxの設置。第1号機の設置においても、クエンチパイプをなくした小型サイズのおかげで設置プロセスははるかに簡単になった。

5. コールドヘッド

従来のMRIマグネットでは、超電導コイルが液体ヘリウム槽に浸されており、気化したヘリウムの再液化を可能にするために、コールドヘッドを液体ヘリウムの液面より上に配置する必要がある。ドライマグネットでは、大型のヘリウム容器はなく熱緩衝液槽として小型のヘリウム槽があるのみで、コールドヘッドを任意の高さに配置することができる。MAGNETOM Free.Maxでは、OVC上限から約30 cm下の側面に取り付けられたタレットの内部にコールドヘッドがある。このため、高さ2 mのドアを通して支障なく搬入できるだけでなく、システム設置完了後の全てのサービス業務(例えばコールドヘッドの交換)をわずか2.2 mの天井高で行うことができる。MAGNETOM Free.Maxは高さのない建物内でも設置・サービスが可能なので、これまでにない新しい場所でもMRIによる診断が行えるようになる。小規模イメージングセンターなどは、限られたスペースしか利用できない住宅建物内にあることが多い。

本稿では、マグネットおよび傾斜磁場システムの徹底的なデザイン見直しと新しい撮像・再構成法の利用により、80 cmの大きな患者ポア径で診断に耐える画質が得られ、かつ、小さな設置面積と低電力で据え付けが容易という、相反する目標を達成したMRIシステムの実現に至る過程を示した。

MAGNETOM Free.MaxとDryCoolマグネットについては、さらに詳細な情報をwww.siemens-healthineers.com/magnetom-worldで公開予定となっている。

References

- 1 Calvert S. A Brief History of the DryCool Magnet Development. MAGNETOM Flash. 2020; MAGNETOM Free.Max special issue. Available at <https://www.magnetomworld.siemens-healthineers.com/hot-topics/lower-field-mri>
- 2 Campbell-Washburn AE, Ramasawmy R, Restivo MC, et al. Opportunities in Interventional and Diagnostic Imaging by Using High-Performance Low-Field-Strength MRI. Radiology. 2019;293(2):384-393.
- 3 MAGNETOM Free.Max Image Gallery. MAGNETOM Flash (78) 1/2021. Available at <https://www.magnetomworld.siemens-healthineers.com/publications/magnetom-flash>

Contact

Stephan Biber, Ph.D.
Siemens Healthineers
SHS DI MR R&D AEP
Postbox 32 60
91050 Erlangen
Germany
stephan.biber@siemens-healthineers.com



MRIの物理学と低磁場装置の可能性を再検討する

André Fischer, Ph.D.

Global Segment Manager Neurology, Siemens Healthineers, Erlangen, Germany

本稿では、なぜ「MRIは高磁場になるほど有利であるとは限らない」のかについて概説する。日常診療に大きな影響を及ぼす現象を中心に取り上げ、その根底にある物理学的メカニズムについての理解を確かなものにするのが本稿の狙いである。幅広い読者層に対応するために、解説を簡略化している部分もある。

はじめに

1980年代初期にMRIが初めて研究から臨床診療に移行したとき、一般的な静磁場強度は主に技術的な制限から0.2～0.5Tだった。間もなく臨床用MRIは高磁場化に向かい、1.5Tが新たな標準となった。2000年前後には、高磁場化による信号対ノイズ比(SNR)向上の追求を原動力に3Tマグネットが市場に浸透し始めた。現在の臨床用MRIの主力は1.5Tと3Tで、ほとんどの大規模病院の放射線科に導入されている。Siemens Healthineersは、近年さらなる高磁場化を進め、FDA承認を得た初の臨床用7TスキャナーMAGNETOM Terraを市場に投入した。

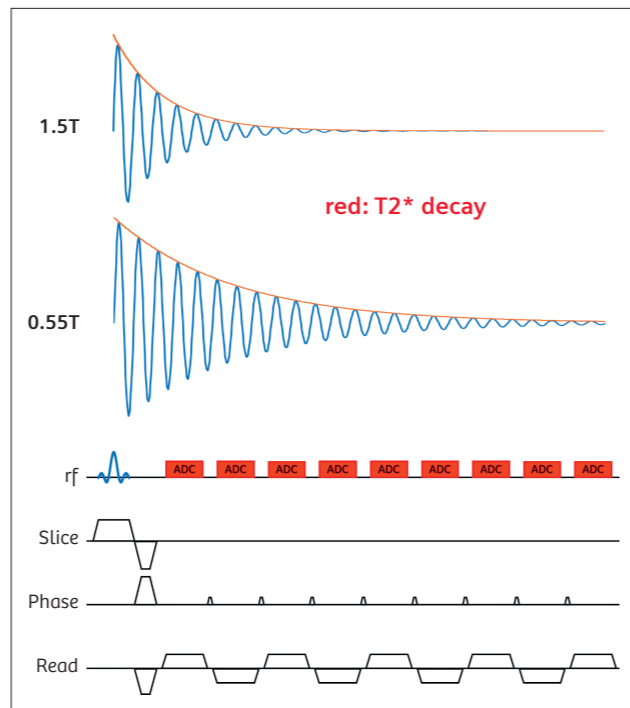
高磁場化には直接的な臨床上的メリットがあった。撮像に利用できる磁化が大きくなり、SNRが向上する。SNR上昇を利用して、空間分解能の向上や撮像時間の短縮を図ることもできる。ヒトMRIでは、一般に静磁場強度に比例して(直線的に)SNRが上昇する[1]。ただし、画質を維持するために受信バンド幅を調整して原子核間の化学シフトを一定に維持することがあり、その場合はSNRが静磁場強度の平方根に比例する[1, 2]。最近の超高磁場ヒト脳MRIの研究では、静磁場強度とともにSNRが直線的に上昇するより大きく(超線形的に)上昇することが示されている[3]。

しかし、「ただ飯は高くつく」のである。高磁場になると、以下に示す物理現象によって組織の高周波(RF)吸収量が大きくなり、アーチファクトも増加し、その他にもさまざまな機序で画質が低下する。

RF吸収

MRIスキャナーは高出力のRFパルスを用いて磁気モーメントを操作する。過度の組織温度上昇を引き起こすほど強力なRFエネルギーは人体に有害な影響を与えるので、スキャンは安全基準を守らねばならない。

比吸収率(SAR)はRF吸収量の尺度で、生体組織の単位質量(体重)当たりの吸収電力(W/kg)で表される。国際電気標準会議(IEC)は最大SARを通常操作モードで2 W/kg、第一次水準管理



1 典型的なEPIグラジエントエコー収集において、1.5Tでは0.55Tと比べて後半のエコーの信号強度が低下し、画像にボケが生じる(図2参照)。上段2つの正弦曲線の赤い包絡線がT2*減衰に相当する(傾斜磁場によるdephasingは無視している)。

操作モードで4 W/kgと規定している(ともに全身SARの6分間平均値)[4]。

吸収エネルギーは静磁場強度の2乗に比例するので、静磁場強度が2倍になると4倍に増加する。心臓や骨軟部などの高SARの検査では、特に3Tスキャナーが臨床ルーチンに登場してから、ほとんどの臨床医や研究者がSAR制限に直面している。3Tでは第一次水準管理操作モードでの操作が必須になることが多いが、そのモードでさえSAR上限値によって臨時的に重要なシーケンスの利用が制限される。

1.5Tまたは3Tに代えて0.55Tを用いると、SARはそれぞれ1/7.5または1/30に低下する。その結果、0.55TではTrueFISPやターボスピネコー(TSE)など多くの高SARシーケンスでもSARが上限値に到達しない。このため、フリップ角の増大によるSNRの向上(例えば、3TのTSE撮像で150°などの低フリップ角に代えて180°、TrueFISPでフリップ角90°、などが可能)や、RFパルスの短縮によるエコー時間(TE)および繰り返し時間(TR)の最小化が可能になる。

緩和時間

MRIで観察される画像コントラストをもたらす主要メカニズムが磁気モーメントの緩和である。本節では、緩和の種類と臨床ルーチンへの影響について説明する。

T1緩和

プロトンが回転(スピン)すると磁気モーメントが発生する。ちょうどコンパスの針が地球磁場の方向を向くように、プロトンは外部磁場B₀と平行な方向に整列する傾向がある。この状態がプロトンの低エネルギー状態、逆平行の状態が高エネルギー状態である。MRIでは、RFパルスを用いて平行状態のプロトンを逆平行状態に変換する。すると、プロトンはスピン-格子緩和(T1緩和)によってエネルギー的に安定した平行状態へ徐々に戻っていく。

これは、プロトンや電子、各種分子などが作り出す周囲の磁気モーメントのランダムな磁場変動(“磁気ノイズ”と呼ばれることもある)によって引き起こされる。平行状態と逆平行状態のエネルギー差が共鳴周波数に相当し、静磁場強度に比例する。緩和はこの周波数に近い“磁気ノイズ”によって引き起こされる。

一般に、この“雑音”は高い共鳴周波数より低い共鳴周波数で強くなるので、低磁場の方が緩和の効率が高くなる。

一般に、この“雑音”は高い共鳴周波数より低い共鳴周波数で強くなるので、低磁場の方が緩和の効率が高くなる。

この緩和の時定数T1は次式で定義される[5]。

$$\text{Equation 1} \quad T1 \propto \frac{B_0^b}{a}$$

定数aおよびbは実験によって決定する必要がある。さまざまな臨床用の静磁場強度(0.55T、1.5T、3T、7T)による最近の研究[6]で、T1とB₀の間に次の線形依存性があることが示された。

$$\text{Equation 2} \quad T1 \propto \frac{B_0}{12.2}$$

ここでa=12.2、b=1である。これは静磁場強度が低下するとT1が短くなることを表している。

これは臨床的にはどのような効果をもたらすだろうか。T1が短くなるとTRの短縮が可能になり、その結果スキャン時間の短縮が可能になる。例えば、灰白質のT1値は1.5Tでの1000～1300 msから0.55Tでは700～800 msに減少する[7]。これと同じ比率でTRを短縮することが可能で、少なくとも25%短縮することができる。

SNRの低下にはアベレーシング法で対処することができる。SNRは静磁場強度の平方根で変化するので[1, 2]、0.55Tで1.5Tに匹敵するSNRを得るには3回のアベレージが必要になる。ただし、1.5Tと比べてTRを25%短縮可能なので、スキャン時間の増加は3倍ではなく2.25倍にとどまる。T1という点では、低磁場強度の方が物理的に有利である。

T2緩和

スピン-スピン緩和(横緩和またはT2緩和)は静磁場強度に強く依存しない。

T2緩和を観察するには、まずRFパルスを用いてプロトンの巨視的磁化を外部磁場と直交する方向に倒す。すると、磁化は次式で表されるラーモア周波数でB₀方向の周りに歳差運動を行う。

$$\text{Equation 3} \quad \omega = \gamma \cdot B_0$$

ここで、γはプロトンの磁気回転比である。

また、RFパルスはプロトンを位相が揃った状態(in phase)にする。しかし、徐々に磁気雑音によって一部のスピンの位相が不揃

いな状態 (out of phase) になり、そのため巨視的磁化 (全スピンのベクトル和) が減少していく。

磁化は時間T2の経過後に1/eに減少するので、約5T2の経過後には実質的にゼロになる。この考え方によれば、静磁場強度はT2緩和に影響を与えない。

しかし、実証研究では静磁場強度の低下とともにT2がやや延長することが示されている。灰白質のT2値は1.5Tで90~110 ms、0.55Tで110~120 msである[5]。このため、0.55TではTSEイメージングのエコートレインを長くすることが可能で、必要なリードアウトの数を減少し、場合によっては1.5Tに比べてスキャン時間を短縮することもできる (SNRの低下を無視できれば)。

T2*緩和

水分子の拡散イメージングはT2*コントラストに頼ることが多く、BOLDイメージングやDSC脳血流イメージングなどのアプリケーションではT2*による信号低下あるいはボケ (blurring) が問題になる。エコープラナーイメージング (EPI) など、全てのグラジエントエコー・リードアウトはT2*減衰による変調を受ける。

いくつかの現象は、通常のT2減衰の他にT2'と呼ばれる減衰プロセスの影響も受ける。T2'は磁化率の差による磁場勾配などの静磁場不均一によって引き起こされ、T2と合わせてT2*緩和を構成する。

全体的な時間スケールは次式で表される。

Equation 4

$$T2^* = \left(\frac{1}{T2} + \frac{1}{T2'} \right)^{-1}$$

TSEシーケンスを用いると、T2'が回復でき真のT2減衰を観察することができる。

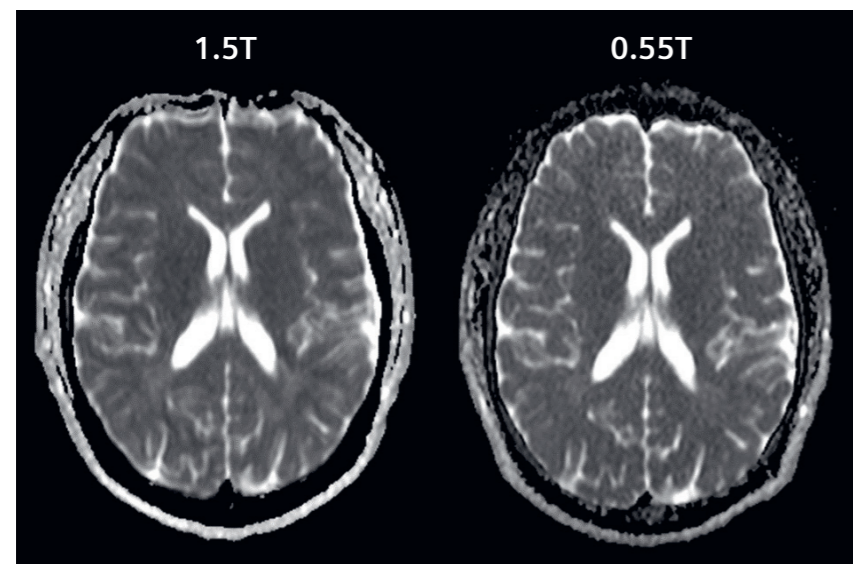
磁化率の差による磁場勾配はB0によって変化するので、高磁場では低磁場に比べてT2*が短くなる。灰白質のT2*値は一般に1.5Tで70~80 ms、0.55Tで80~90 msである[5]。このため、0.55TではEPIトレインの後半のエコーにおいて利用できるエコー信号振幅が1.5Tと比べて大きくなるので (図1参照)、SNR効率がEPIサンプリングが可能になる。副次効果としてblurringも減少する (図2参照)。

磁化率

磁化率とは物質が外部磁場に対しどのように反応するかを示すものである。磁場強度Hの外部磁場中に置かれた物質の内部に誘起される磁化は次式で表される。

Equation 5

$$\vec{M} = \chi \vec{H}$$



2 高磁場の方がT2*減衰が速くなるため (図1参照)、1.5Tの見かけの拡散係数マップは前後方向にわずかなボケが生じている。高信号の脳回で特に顕著。両画像は同一ボランティアで撮像。1.5Tでは前頭葉にわずかな幾何学的歪みも見られる (「磁化率」の節を参照)。

¹ 磁化率に関連する物理現象は多岐にわたる。反磁性はあらゆる物質が持つ、物質内部の磁場を減少させる性質。より強い現象である常磁性に「隠れて」見えなことが多い。常磁性は物質内部の磁場を増加させる性質。反磁性も常磁性も外部磁場が存在する場合のみ観察することができる。なお、強磁性という性質は外部磁場を遮断した場合でも維持される。

ここで、 χ は磁化率¹である。

誘起された磁化Mと外部磁場Hによって磁束密度Bが発生する。

Equation 6

$$\vec{B} = \mu_0 \vec{H} + \vec{M} = (\mu_0 + \chi) \vec{H}$$

ここで、 $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$ は真空の透磁率である。

Equation 6から、Hの増加に伴うBの変化は χ の値に依存することが分かる。 $\chi > 0$ のときBは増加、 $\chi < 0$ のときBは減少、 $\chi = 0$ のときBは不変である。

磁化率の変化は重要なコントラスト発生源になりうる。例えば、磁化率強調イメージング (SWI) では χ のわずかな差を利用して脳静脈を描出し、脳出血を診断することができる。定量的磁化率マッピング (QSM) は磁化率のマップを生成する方法で、磁化率が新たなバイオマーカーとなる可能性がある[8-10]。

一方で、磁化率はアーチファクトの発生源にもなる。例えば、拡散強調画像 (DWI) や機能的MRI (fMRI) を含む従来のEPIベースの画像では、副鼻腔や内耳道の近傍において、空気と組織の磁化率の差が幾何学的歪みを引き起こす。Equation 6は、外部磁場が減少すると局所磁場の絶対差も減少し、そのため磁化率によるアーチファクトが大幅に減少することを示している。図

3はその例で、3T、1.5T、0.55Tの各システムによる同一ボランティアのDWIスキャン結果を示している。静磁場強度の低下とともにSNRが明らかに低下しているが、幾何学的歪みも大幅に減少している。

視神経の拡散イメージングも低磁場で大幅に改善される (図4参照)。人工股関節などの金属製インプラントのイメージングでも同様の効果が期待される。これは論文[11-13]に示されており、先進国の高齢化社会における臨床診療に大きな影響を及ぼす可能性がある。

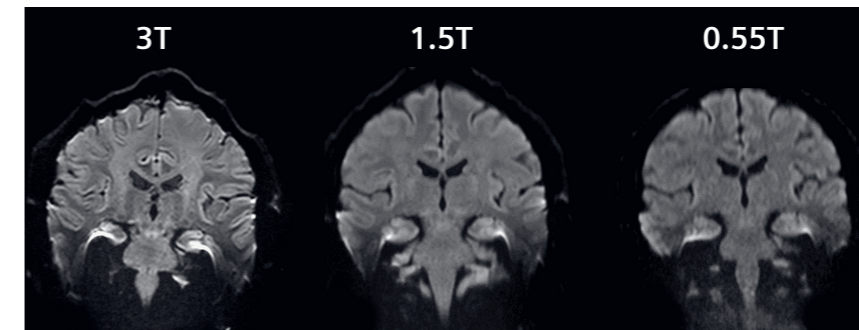
B0およびB1均一性

B0均一性は画質を左右する最も重要な要素で、低B0値の方がこの均一性を確保しやすい。

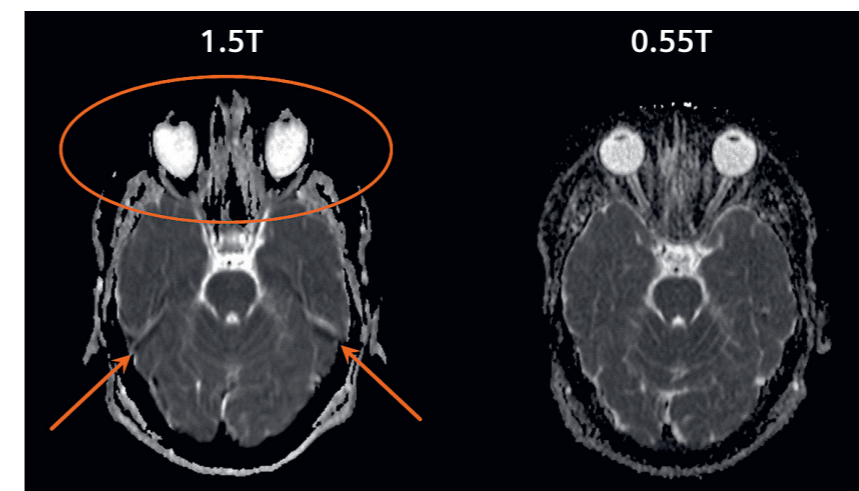
目的のスライスやボリュームを均一に励起するには、B1均一性も極めて重要になる。B1 (より正確にはB1+) は、プロトンをラーモア周波数で励起するRF送信磁場である。フリップ角とB1の間には次式の直接的な関係がある。

Equation 7

$$\alpha = \gamma \cdot B_1 \cdot t_p$$



3 3種類の静磁場強度における同一ボランティアの coronal EPI 拡散スキャン (b=1000 s/mm²)。静磁場強度の低下とともにSNRが低下しているが、同時に空気で満たされた内耳道に近接する側頭葉近傍の磁化率アーチファクトも大幅に減少している。



4 空気で満たされた鼻腔と内耳道に起因する幾何学的歪みが、低磁場では大幅に減少している。この同一ボランティアによる1.5Tと0.55Tの画像例において、0.55Tでは眼球がほぼ球形を維持し、視神経が明瞭に描出され (楕円)、側頭葉近傍の磁化率アーチファクト (矢印) はほとんど見られない。

ここで、 α は送信するRFパルスのフリップ角の目標値、 γ はプロトンの磁気回転比、 B_1 は送信するRFパルスの磁場、 tp はパルス幅である。

Equation 7から、 B_1 が均一でない場合はスライスまたはボリウム励起のフリップ角にばらつきが生じ、コントラストおよびSNRが不均一になることがよく分かる。

ラーモア周波数 ω が高くなると、波長 λ は短くなる。3Tにおいては、人体内での波長は約25~30 cmで[14]、体幹部の寸法に近い。このため、体内で強め合う干渉と弱め合う干渉が起こり、 B_1 励起が不均一になる。この問題を改善するために多くの研究が行われ、現在ではこの現象は解明されたと考えてよい。 B_1 シミングなどの対策が利用可能だが、コストとハードウェアに対する要求が高くなる。

逆に低磁場では、ラーモア周波数が低くなるのでRF波長が長くなる。このため干渉の影響が減るか、あるいは完全になくなることさえある。例えば、0.55Tにおける波長は約130~140cmで、一般的な体幹部径よりはるかに長い。したがって、低磁場になるほど B_1 が均一になり、コントラストおよびSNRが均一になる。

まとめ

20年以上にわたり、臨床用MRIでは1.5Tまたは3Tが標準だった。低磁場に多くの物理学的な利点があることは科学界ではよく知られていたが、SNRの向上を求める動きから高磁場が支持された。しかし、この20年における技術的な進歩を考えれば、他の選択肢が支持されるかもしれない。パラレルイメーシング[16, 17]やCompressed Sensing[18]からディープラーニング[19]に至る画像再構成のさまざまな進歩により、アーチファクト低減などの低磁場MRIの物理学的メリットを引き出しながら、利用可能な信号を最大限に活用できるようになった。

異なる2つの磁場強度でともに十分なSNRが得られるならば、興味の内容は診断上の有用性や経済的価値に移るだろう。1990年代中ごろの科学論文でも、1.5Tシステムと低磁場システムで診断の感度および特異度に有意差はないことが示されている[20, 21]。低磁場装置は低価格でもあり、多くの医療システムがコスト削減の圧力にさらされていることを考えれば、これは特に重要なことである。

Contact

André Fischer, Ph.D.
Global Segment Manager Neurology
Siemens Healthineers
SHS DI MR M&S CSM
Allee am Roethelheimpark 2
91052 Erlangen, Germany
andre.fischer@siemens-healthineers.com



これらの要素が全て合わされば、従来は不可能だった場所にもMRIを持ち込めるようになり、MRIが新たな国・地域や臨床分野に広がっていこう。低磁場MRIの前途は明るい。

References

- Hoult DI et al. The field dependence of NMR imaging. Magn Reson Med. 1986;3:722-746.
- Boska MD et al. Comparison of P-31 MRS and H-1 MRI at 1.5 and 2.0 T. Magn Reson Med. 1990;13:228-238.
- Pohmann R et al. Signal-to-noise ratio and MR tissue parameters in human brain imaging at 3, 7, and 9.4 tesla using current receive coil arrays. Magn Reson Med. 2016;75:801-809.
- IEC 60601-2-33
- Korb JP, Bryant RG. The physical basis for the magnetic field dependence of proton spin-lattice relaxation rates in proteins. J Chem Phys. 2001;115:10964-10974.
- Wang Y et al. B0-field dependence of MRI T1 relaxation in human brain. Neuroimage. 2020;213:116700.
- Campbell-Washburn A et al. Opportunities in Interventional and Diagnostic Imaging by Using High-performance Low-Field-Strength MRI. Radiology 2010;293:384-393.
- Wang Y, Liu T. Quantitative Susceptibility Mapping (QSM): Decoding MRI Data for a Tissue Magnetic Biomarker. Magn Reson Med. 2015;73:82-101.
- Tan H et al. Quantitative Susceptibility Mapping in Cerebral Cavernous Malformations: Clinical Correlations. Am J Neuroradiol. 2016;37:1209-1215.
- Zeineddine HA et al. Quantitative susceptibility mapping as a monitoring biomarker in cerebral cavernous malformations with recent hemorrhage. J Magn Reson Imaging. 2018;47:1133-1138.
- Gray CF et al. Low-field magnetic resonance imaging for implant dentistry. Dentomaxillofacial Radiology. 1998;27:225-229.
- Klein H-M. Clinical Low Field Strength Magnetic Resonance Imaging - A Practical Guide to Accessible MRI. New York: Springer; 2016.
- Klein H-M. Low-Field Magnetic Resonance Imaging; Fortschr Röntgenstr. 2020;192:537-548.
- Choi J-Y et al. Abdominal Applications of 3.0-T MR Imaging: Comparative Review versus a 1.5T system. Radiographics. 2008;28:e30.
- Moelker A et al. Relationship between magnetic field strength and magnetic-resonance-related acoustic noise levels. MAGMA. 2003;16:52-55.
- Pruessmann KP et al. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI; Magn Reson Med. 1999;42:952-962.
- Griswold MA et al. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). Magn Reson Med. 2002;47:1202-1210.
- Lustig M et al. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. Magn Reson Med. 2007;58:1182-1195.
- Hammernik K et al. Learning a variational network for reconstruction of accelerated MRI data. Magn Reson Med. 2018;79:3055-3071.
- Lee DH et al. MR Imaging Field Strength: Prospective Evaluation of the Diagnostic Accuracy of MR for Diagnosis of Multiple Sclerosis at 0.5 and 1.5T. Radiology. 1995;194:257-262.
- Vellet AH et al. Anterior cruciate ligament tear: prospective evaluation of diagnostic accuracy of middle- and high-field-strength MR imaging at 1.5 and 0.5 T. Radiology. 1995;197:826-830.

次世代の高性能低磁場MRIシステム

Val M. Runge, M.D.; Johannes T. Heverhagen, M.D., Ph.D.

Department of Diagnostic, Interventional and Pediatric Radiology, University Hospital of Bern, Inselspital, University of Bern, Switzerland

0.35~0.6Tの低磁場超電導MRIシステムは、1980年代に臨床使用が簡単に検討されただけで高磁場システムに取って代わられた。目下の重要課題は、今日までの数十年に及ぶ「空白の時代」に得られたあらゆる知見を、スイートスポットと言われる0.55Tの低磁場に注ぎ込んだMRI装置の可能性を探ることである。

その費用、自由度、画質、利用可能性を見ると、最新設計の低磁場MRI装置は世界中にMRIの利用を拡大して臨床的有用性を高めるはずであり、その未来は非常に明るい。

臨床用MRIシステムにおける静磁場強度の変遷の概要

2003年のノーベル医学生理学賞はPaul LauterburとPeter Mansfieldに贈られた。受賞理由は、1970年代に現在MRIとして知られる分野の基礎を築いたことであった。両者の基礎研究から程なくして、John Mallardが初の全身用MRIシステムを開発した。静磁場強度は0.014Tだった。すぐに静磁場強度を高くすることでSNRを改善できる可能性が認識され、0.028Tのプロトタイプ2号機が開発されたが、まだ常電導マグネットが用いられていた。

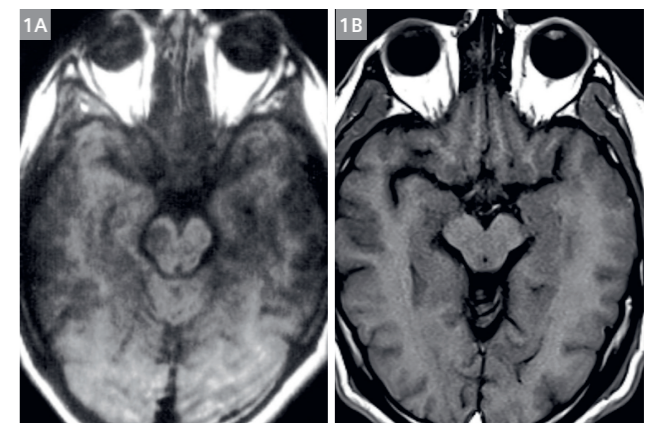
初期(1980年代の初め)の臨床用MRI製品開発は、今は存在していない2社、DiasonicsとTechnicareが率いていた。ともに超電導マグネットを用い、前者は0.35T装置を、後者は初め0.5T装置(図1)を、続いて0.6T装置を提供していた。1980年代中ごろにはSiemens初の装置が製品化された。静磁場強度は、当時の著名な科学者の多くが理論的に最適であると主張していた1.0Tだった。

1980年代後半には、まだこの分野に参入していなかったある大手メーカーのマーケティングキャンペーンによって、全ての大手X線機器メーカーが1.5Tシステムを開発するようになった。1.5Tを静磁場強度の標準にするというのは急進的な発想で、そのような高磁場の臨床用システムは当時まだ製品化されていなかった。

MAGNETOM Free.Maxは米国を含め開発中の段階でまだ市販されていない。今後の販売は未定。

た。1.5Tの開発の大部分は、例えばリンのスペクトロスコピーなど、1.5Tになれば可能になると思われた技術の臨床的な発展と有用性を見越したものだ。この想定は後にほぼ間違っていると判明したのだが、それでも大手メーカーは皆、主にマーケティングのプレッシャーから臨床用1.5T装置の開発に投資せざるを得なかった。1990年代までに、1.5T装置が業界の主流を占めるようになった。

2000年代には、主に頭部検査を踏まえた3Tに関する議論が始まった。実際には、初期の全身用3Tシステムで臨床診断に足る画質が得られた唯一の検査が頭部検査だった。3Tが頭部だけでなく脊椎、骨軟部領域、体幹部でも満足できるスキャナーとなるには大きな問題があった。T1の延長、面内およびスライス方向の化学シフト、そして、おそらく最も顕著なのが患者の体温上昇(SAR)。これら全てが、3Tの臨床使用を可能にする上で克服すべき大きな問題となった。現在の3Tでは多くの解剖学的領域において極めて高画質のスキャンが可能になったが、1.5Tと3Tの比較に関する議論は続いている。3Tはコストが主な障害となっており、システム自体のコストも設置コストも大幅に高くなる。この



1 脳の低磁場画像の比較。(1A)の1984年Technicare 0.5Tスキャナーの画像と比べ、(1B)の2020年MAGNETOM Free.Maxの画像では、その間の技術的進歩によりスキャン時間が10分から4分に短縮、SNRと空間分解能が明らかに向上している。

議論や特にコストが大きく影響して、現在の新規MRI装置の販売は3T装置1台につき1.5T装置2台の割合となっている。

1980年代～1990年代の低磁場イメージングに関するデータ

1980年代後半における1.5Tイメージングの発展は、その時点で医学的診断と疾患に対する感度の点から1.5Tを支持する十分なエビデンスがないにもかかわらず起こったものだった。もっとはっきり言えば、その年代に1.5Tと低磁場の有効性を比較する大規模臨床試験はほとんど行われていない。現在の1.5Tが実に優れた成果を上げていることは認めねばならないが、急速な発展の時代にわずかながら得られた比較データにも注目してみよう。

少数の科学論文の中で、低磁場と高磁場を比較した2件の論文／臨床試験が傑出している。これらの試験が対象にしたのは、MRIが臨床的に有用な2つの重要な解剖学的領域、頭部および骨軟部領域である。いずれの試験でも、診断または疾患に対する感度の点で1.5Tの方が有利であることを示すエビデンスはほとんど認められていない。多発性硬化症が疑われる患者を対象にした大規模臨床試験では、0.5Tと1.5Tで正確度、感度、特異度に差は認められなかった[1]。同様の試験デザインで膝関節イメージングを受ける患者を対象に行われた大規模臨床試験[2]では、前十字靭帯、後十字靭帯、半月板断裂の評価において、診断精度に関して高磁場の優位性は示されなかった。

0.5と1.5Tの比較においては、1996年に提案された「超高速イメージング、超高分解能イメージング、または微小な信号強度変化の検出が必要なアプリケーションは、高磁場が診断上有利な可能性がある」という仮説[3]が今でも成り立つ。一方で、1.5T以上が支持されていた主な理由の中には、スペクトロスコピーやフアイバートラッキング、functional MRIなど、今や臨床的にはほとんど用いられていないテクニックがあることも忘れてはならない。さらに、低磁場の実用性を高めているのは「空白の時代」に進歩した多くの重要な技術である。これらについては以降の節で検討する。その前に、我々が直面している問題について少し検討したい。それは信号対ノイズ比(SNR)およびコントラスト対ノイズ比(CNR)に関する物理学的な真実である。

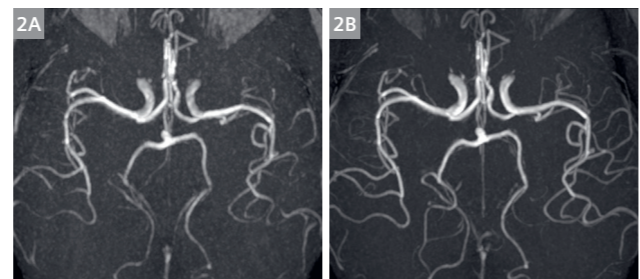
SNRは静磁場強度に比例して(直線的に)上昇するが、それにはいくつかの前提がある。その1つが、受信バンド幅を一定に維持することである。しかし、高磁場では化学シフトに対応するために、通常はどのスキャンシーケンスでもバンド幅を大きくする。ピクセルシフトを一定に維持した場合は、SNRが静磁場強度の平方根に比例して(非直線的に)変化する。CNRの場合はより複雑で、静磁場強度の上昇に伴うT1延長もその一因である。これらの要因を考慮すると、静磁場強度が0.5Tから1.5Tに上昇した場

合のCNR上昇は、T1強調スキャンでは20%台だが、T1がほとんど関与しないスキャンでは40%を超えることもある。

1980年代～1990年代のデータ検討で1つ注意すべきなのは、Time-of-Flight (TOF) MRアンギオグラフィー(MRA)および造影MRAが検討されていない点である。これらのテクニックは当時まだ開発されていなかった。したがって、次世代低磁場装置の開発がさらに進むまでの間のソフトウェアとハードウェアで、低磁場と高磁場のMRAの画質の差をどこまで埋められるかという疑問が残っていたが、図2に答えが出ている。

現在の低磁場MRIが持つ可能性

問題は、より広い患者層がMRIを受けられるようにするため、MRIの費用効率を高めるには、どのような方法があるかということである[4]。高磁場の開発が進んだのは、SNRの上昇と、それによる画質の向上が予想されたからである。しかし、脊椎という領域に注目すると、0.5～1.5～3Tと進んでも予想と完全に一致する結果にはならなかった。化学シフトとCSFの動きが問題を引き起こし(その一部は現在でも未解決)、ルーチンスキャンのスライス厚は5 mmから3～4 mmに減少しただけだった。一方、現在の低磁場システムは高磁場に匹敵する画質と十分なSNRが得られると予想されている。あるいは、薄いスライスのイメージング件数が非常に少ない施設の場合は、そのような性能を持たないシステムでも購入に値するだろう。ただし、スキャン時間を延長すれば薄いスライスのイメージングが可能になる場合もある、という点に注目すべきである。



2 Time-of-flight MRAが開発されたのは比較的遅かったため、0.55Tでの診断の可能性には疑問が残っていたが、ここにその答えがある。0.55TのTOF MRAでは1.5Tに匹敵する良好な画像が得られるが、予想通りSNRはやや低下する。(2A)が0.55T、(2B)が1.5TのアキシャルMIP再構成像で、ボクセルサイズはともに0.5×0.5×0.5 mm³、スキャン時間もほぼ同等。

高磁場装置の開発の過程では新たな問題が発生した。例えば、比吸収率(SAR)、患者の安全性、組織の磁化率、そして忘れてはならないのがコストである。コストについては、長年の間にMRIシステムの仕様と施設・設備に関する要件が大幅に増加したため、MRIは非常に高価なイメージング法になり、MRIを受けられる患者が限定されている。

現在では、世界中の医療システムに極めて大きな経済的圧力がかかっている。したがって、次のような問題を再考してみる価値があるだろう。MRIシステムの最も高額な要素であるマグネット、その次に高額な傾斜磁場のコストを削減できるか？ 削減しても高画質が維持できるか？ その結果、先進国でも開発途上国・地域でも、ニッチな分野(例えばインターベンショナルMRI)でもMRIが利用可能になり、MRIの診断的価値が高まる可能性はあるか？ 1980年代にMRIが登場してからこれまでの道のりで、臨床・研究MRIコミュニティーが取り逃がしたものはないか？

低磁場システムに固有の利点としては、組織のT1短縮およびT2*延長(撮像の時間効率が高まる)、磁化率の影響の減少、SAR(組織の温度上昇)の低下などがある。SARの低下によってスキャンパラメーター(フリップ角、TR、スライス数)の制限が緩和され、金属製のデバイスやインプラントの温度上昇が減少する。低磁場MRI技術の詳細な研究が最後に行われたのは1980年代で、スパイラル収集やパラレルイメージング、Iterative再構成、最新のDeep Learningを用いた再構成を含む現行の撮像・後処理法の多くは、そのずっと後になってから開発された。

現在の低磁場MRI技術を改めて検討することが強く推奨される。その結果、大幅なコスト削減を図りながら高画質が得られる高性能次世代MRIシステムを開発できる可能性がある。そのような開発は、小規模クリニックや開発途上国向けのベーシックシステムから、救急治療室用MRI、術中MRI、インターベンション専用装置などのニッチなハイエンドシステムまで、さまざまな新しいスキャナーの誕生につながる可能性がある。

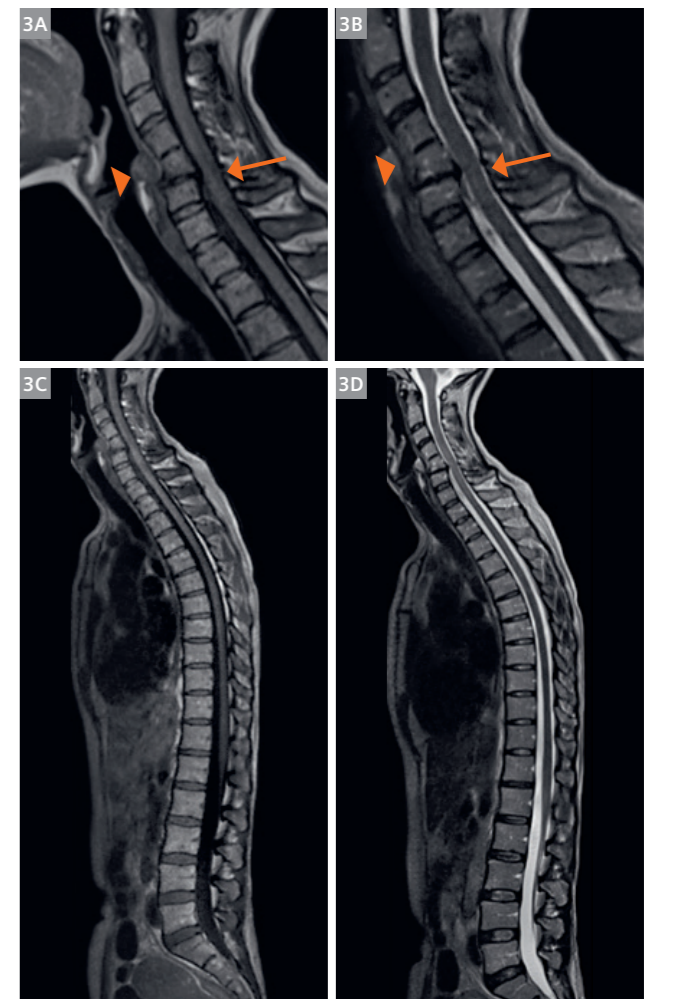
マグネットと受信コイルの技術

ボアサイズは高性能次世代低磁場システムの設計における重要な検討事項である。臨床用の初期の全身用超電導MRI装置はボア径が60 cmだった。もう少し狭いボアの装置もあったが、だいたいは失敗に終わった。

2004年に初のワイドボア(70 cm)装置であるMAGNETOM Espree(静磁場強度1.5T)が登場した。当時としては革新的なデザインで、その後おもに装置の患者快適性と世界の肥満傾向のため市場で優位に立った。それ以降、高磁場(3T)のワイドボア装置も登場するようになった。次世代低磁場システムの設計では、必要な超電導ワイヤーの量が高磁場に比べて少なくなるので、低コストで実用的なボア径80～90 cmのウルトラワイドボア・システムが可能になる。

実用性とコストの両面から見た大きな障害が装置の設置である(例えば、手術室への設置、遠隔地や開発途上国の施設への設置)。クエンチパイプ不要で設置面積(5 Gaussラインを含む)が大幅に減少したゼロボイルオフ型マグネットが近い将来に実現する可能性があり、そうなればMRI技術が世界中に普及する見込みが大いにある。

受信コイル技術も1980年代から大きく進歩しており、次世代低磁場システムに応用できるものがある。初期のMRIの受信コイルは最適というにはほど遠く、例えばヘッドコイルは直径も長さ



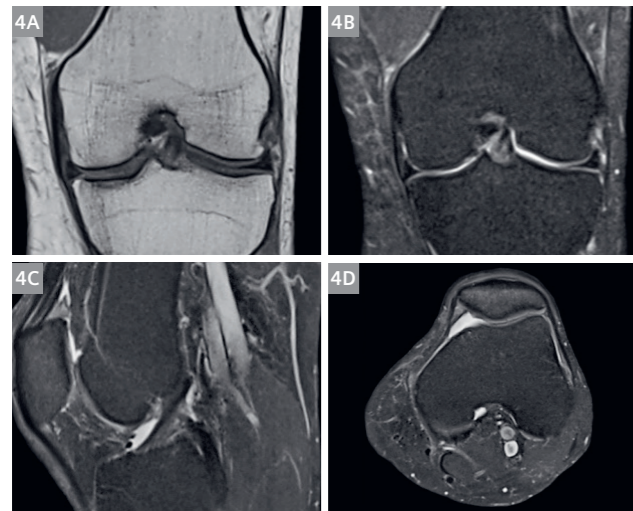
3 0.55T 2D高速スピネコ画像。(3A)は頸椎サジタルT1強調画像、スライス厚4 mm、スキャン時間3分10秒、(3B)は同T2強調画像、3 mm、4分4秒。C5/C6に軽度の後方すべり、椎間板・骨棘複合体、椎間物質の消失、軽度の椎体終板変性(矢印)を認める。C4/C5椎間腔は狭小で(矢先)、サジタル画像のC4およびC5椎体の所見から先天性頸椎癒合症(C4/C5)と考えられた。(3C)は正常な胸椎・腰椎のサジタル全脊椎T1強調画像、スライス厚4 mm、スキャン時間9分30秒、(3D)は同T2強調画像、4 mm、8分48秒。

も必要以上に大きかった。体幹部イメージングはRF受信をボデイコイルで行い、コイルが患者から遠く離れた場所にあるので比較的SNRが低かった。マルチチャンネル・マルチエレメントコイルやフレキシブルコイル、特定の人体部分(肩、膝、手首、足首、頸部など)の形状に合わせたコイルなど、大幅なSNR向上をもたらして撮像の高速化にも利用された技術は今や当たり前と思われているが、1980年代~1990年代は開発まであと数十年かかるという状態だった。これらの技術は脊椎、骨軟部領域、肝臓の0.55Tイメージングにおいて大いに役立つはずだ(図3~図7)。

傾斜磁場の性能

傾斜磁場システムは、MRI装置の中でマグネットに次いで2番目にコストが高い。長年の間に傾斜磁場システムも大きく進歩したが、現在では全身用システムのスループットに対し、技術的な制限ではなく生理学的な制限、具体的には神経刺激による制限がかかっている。それでも、おもに高分解能DTIなどの研究用アプリケーションが、非常に高い傾斜磁場振幅を求め動きを牽引している。ただし、製造と設計の複雑さや、消費電力と冷却システムに関する要件の増加からコストが問題になる。

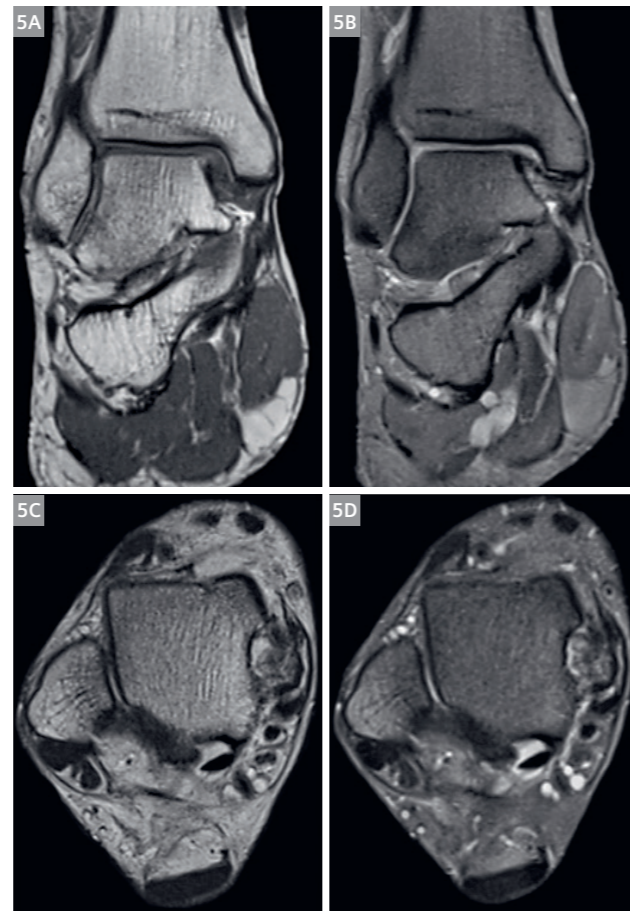
しかし、自動車で言えば、いつもフェラーリが必要とは限らず、BMWでよいときもある。ずっと時速200キロで走れるとは限らないし、そんなスピードで走るフェラーリはたいがい寿命が短い。MRIの場合は、ルーチンの臨床使用において最大振幅の傾斜磁場が必要なテクニックは何か、その使用頻度はどうか、代替法はないか、ということになる。



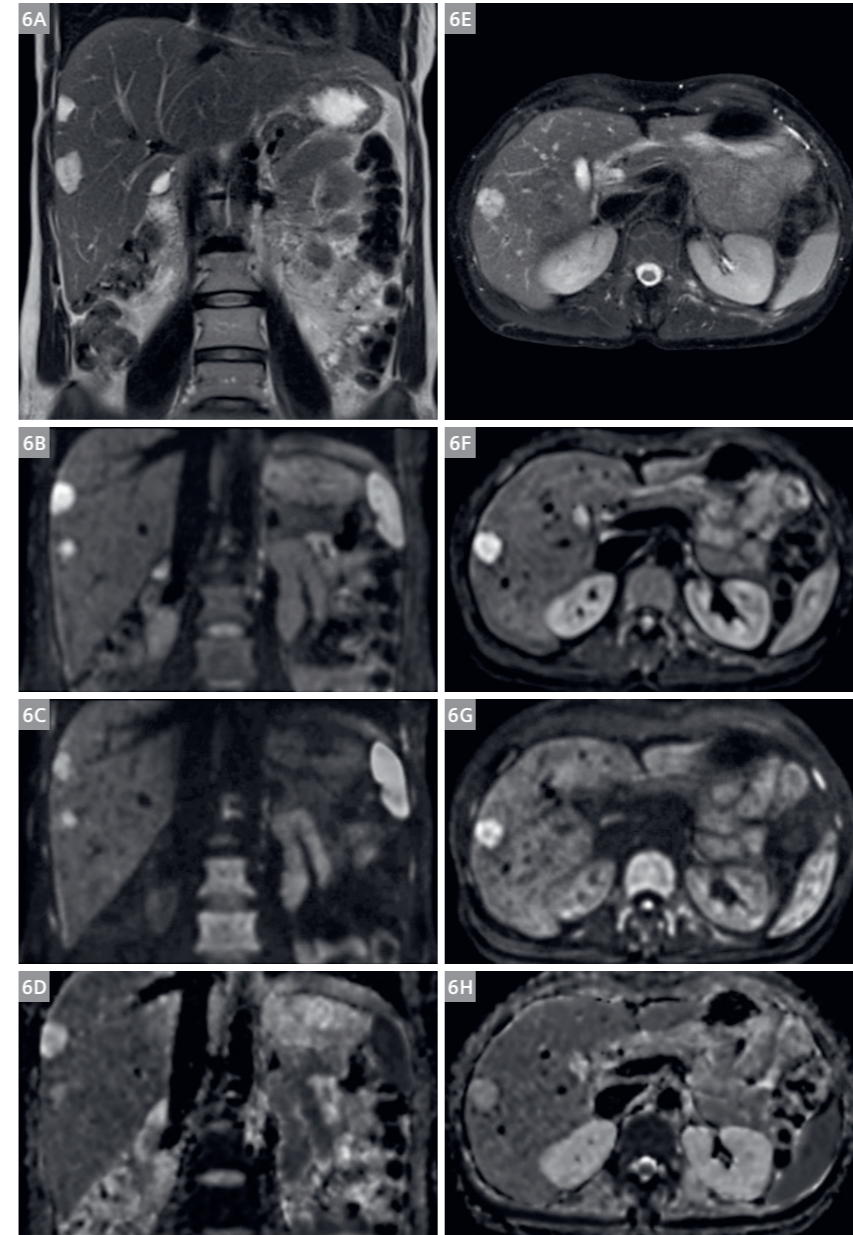
4 健康ボランティアの0.55T 2D高速スピネコー画像。(4A)はコロナルT1強調画像、(4B)はコロナル脂肪抑制プロトン密度強調画像、(4C)は同サジタル画像、(4D)は同アキシャル画像。スライス厚は全て4mm。スキャン時間は(4A)4分4秒、(4B)5分2秒、(4C、4D)5分22秒。

傾斜磁場を最も酷使するテクニックの1つが拡散強調イメージング(DWI)である。低スペックな旧型の傾斜磁場を用いた場合、高性能DWIを行うにはTEを約10~15 msec延長する必要がある。高磁場では、磁化率の影響を最小に抑えSNRを最大にするためにTEとエコースペーシングをできる限り短くするので、これは実には大きな変更になる。しかし、低磁場ではT2*減衰と磁化率の影響ははるかに小さくなるので、長いエコースペーシングでも許容可能で、TE延長によるSNR低下はリードアウトのバンド幅を縮小することで補償される(図8)。この例は、低磁場における傾斜磁場システムの設計には、既成概念の枠を超えた考え方が必要であることを示している。撮像パラメーターのバランス調整とは、低磁場のさまざまな境界条件下で最適化問題を解くことである。慎重に設計することにより、低コスト傾斜磁場システムの欠点を従来とは異なる方法で改善できる可能性がある。

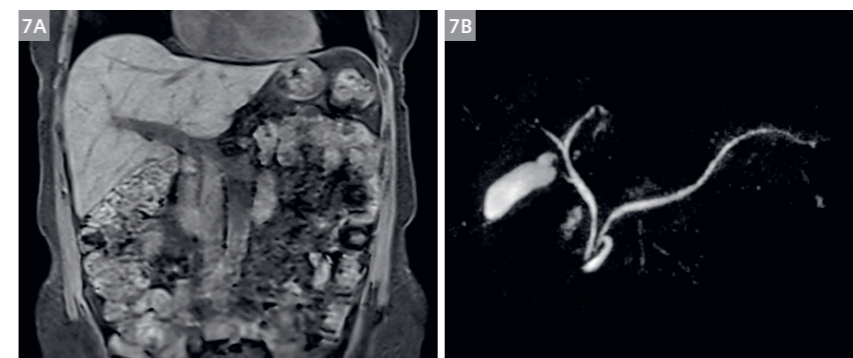
マグネットと傾斜磁場のコストを削減しながら高画質が得られる可能性があり、そうすればMRIへのアクセスの拡大という点で大きなメリットになる。



5 足関節上部の0.55T 2D高速スピネコー画像。(5A)は脂肪抑制なしコロナル・プロトン密度強調画像、ボクセルサイズ0.5×0.4×3.0mm³、スキャン時間3分47秒、(5B)は同脂肪抑制あり、0.6×0.5×3.0mm³、3分46秒。(5C)は脂肪抑制なしアキシャルT2強調画像、スライス厚3mm、スキャン時間3分37秒、(5D)は同脂肪抑制あり、3mm、3分19秒。



6 健康ボランティア腹部の0.55T画像。(6A)は呼吸トリガーBLADE高速スピネコーによるコロナルT2強調画像、スキャン時間2分26秒、(6E)は同アキシャル画像、脂肪抑制あり、2分50秒。(6B、6F)はシングルショットEPIによるDWI、 $b=50 \text{ s/mm}^2$ (6C、6G)は同 $b=800 \text{ s/mm}^2$ (6D、6H)はそれぞれのADCマップで、スキャン時間はコロナルDWIが2分10秒、アキシャルDWIが3分26秒。スライス厚は全て6mm。特徴的なT2強調画像、DWI、ADCの高信号を呈する2つの肝血管腫を認める。



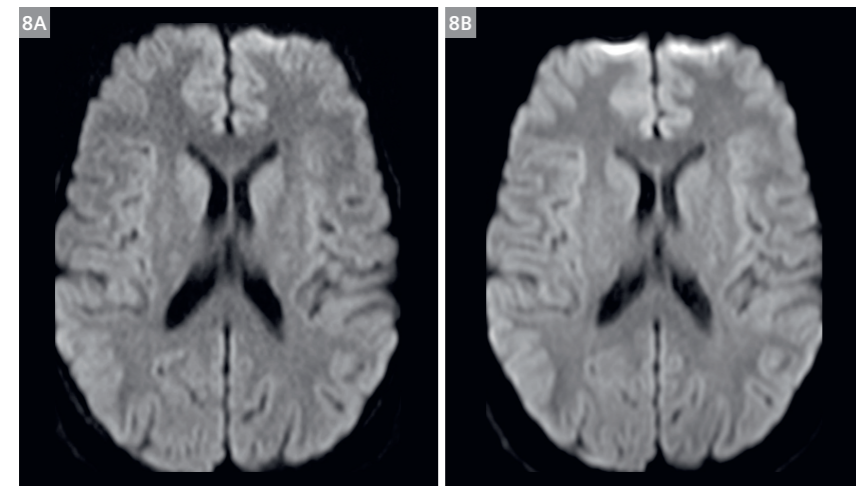
7 7A)は腹部のコロナル息止め3D T1 VIBE Dixon水画像、スライス厚3mm、スキャン時間19秒。(7B)は呼吸トリガー3D T2 SPACEによるMRCPのMIP再構成画像で、左右の肝管、総肝管、総胆管、膵管を描出している。ボクセルサイズ1.1×1.0×1.0mm³、スキャン時間4分19秒(CS factor 10)。

画像コントラスト

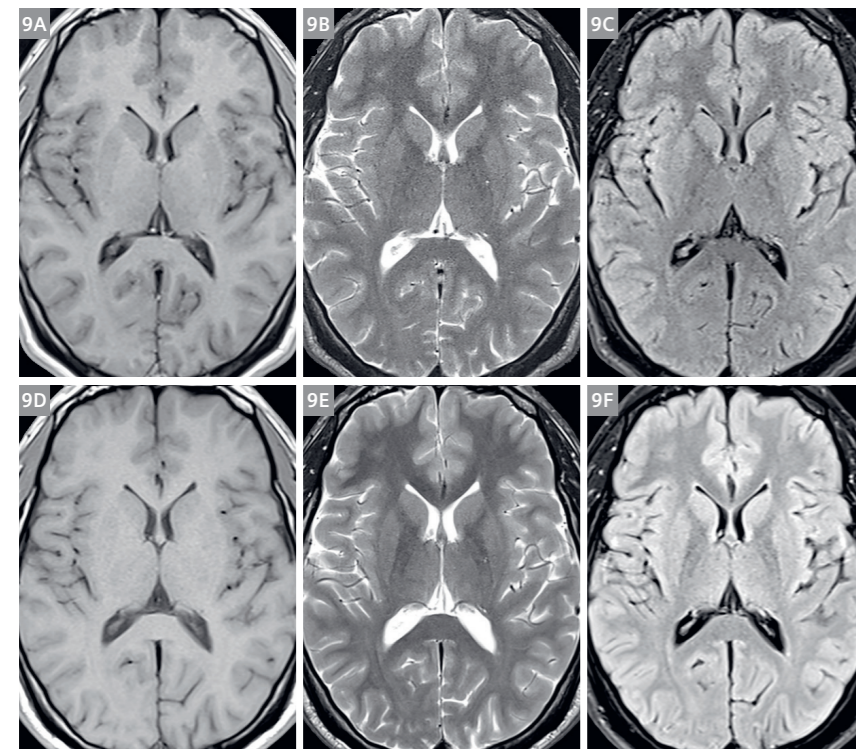
ここで重要なのは、T1、T2、T2*は全て静磁場強度に応じて変化するという点である。低磁場において、これは具体的な状況によって利点にも欠点にもなる(図9)。低磁場では1.5Tと比べてT1が1/3短縮するので、T1強調スキャンにおいて有利である。また、T2が1/4延長、T2*が約1/2延長するので、エコープラナーイメージング(EPI)やスパイラル収集において有利である。さらに、低磁場では肺のイメージングも可能になる。肺は特殊で、T2*が3倍超に延長する[5]。

スパイラルイメージング

低磁場では、T2*延長のおかげで信号サンプリング効率を改善することができる。Cartesianサンプリングではなくスパイラル収集を用いることにより、balanced steady-state free precession法およびスピネコー法のSNRを約2倍に高めることができる[5]。高磁場が支持された理由はSNRの向上だった。理論的には(注意すべき点が多いが)、静磁場強度の上昇とともにSNRが直線的に上昇する。しかし、スパイラル収集を用いれば0.5TでSNRを2倍に高めることができるので、1.5Tで(理論上)3倍のSNRを得る意味はかなり薄れる。



8 (8A) 0.5Tと(8B) 1.5Tの同一スライス厚(5 mm)、同一ピクセルサイズによる2DシングルショットEPI DWI ($b = 1000 \text{ s/mm}^2$)。1.5Tの画像では前頭部の画像の歪み(前頭洞における磁化率の影響)、軽度のblurring、わずかな画像の短縮効果(foreshortening)などの高磁場でよく知られている問題が見られるが、いずれも0.5T画像には見られない。1.5Tと比べて0.5Tではアベレージ回数を2倍にしたためスキャン時間が約2倍。



9 9A~9C) 0.5Tと(9D~9F) 1.5Tの脳2D TSE画像。(9A、9D)はT1強調画像、(9B、9E)はT2強調画像、(9C、9F)はFLAIR画像。静磁場強度の上昇に伴うT1延長により、0.5TでT1コントラストがやや向上しているのが分かる。スライス厚は5 mm。1.5Tと0.5Tのスキャン時間は撮像法によりほぼ同等〜約2倍の幅があった。

Simultaneous multi-slice technique

Simultaneous Multi-Slice (SMS)法は高磁場イメージングに限定されているわけではなく、低磁場にも容易に応用することができる。多くの臨床用アプリケーションで示されているように、SMSを用いると一定のスキャン時間で得られるスライス数を増やせるだけでなく、スキャン時間を短縮することもできる[6]。低磁場では、スキャン時間を維持しながらSNRを高めるとするのがSMSの主な応用になるだろう。SMSはシングルショットEPI(拡散強調スキャン用)にもターボスピネコー法(T1強調、T2強調、プロトン密度強調スキャン用)にも容易に組み込むことができる。

SNR向上、あるいは(SNRを維持して)30%のスキャン時間短縮が可能である。

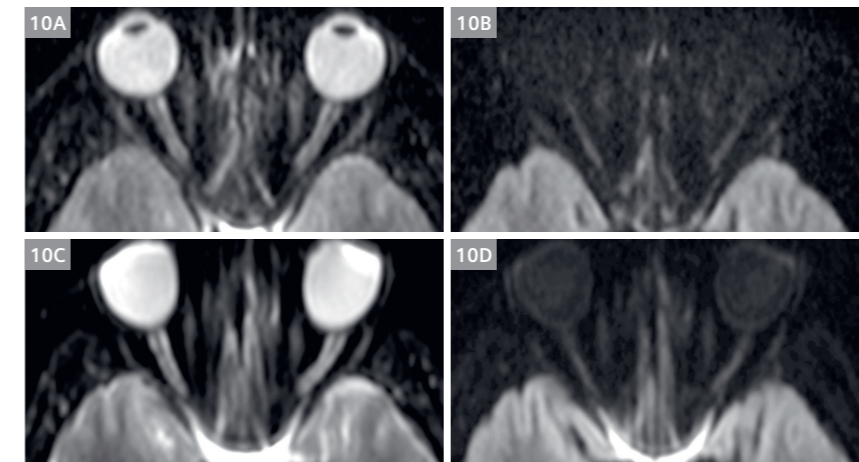
簡単に説明すると、Iterative Denoisingでは補間とマグニチュード画像再構成を行う前に、複素数値化した画像データを画像の正規化、k-spaceフィルター、ノイズキャリブレーションに関する追加情報とともにエクスポートする。次に、この画像データに対し、直交ウェーブレット変換を用いた閾値処理(局所ノイズレベルに合わせて空間的に調整)による反復ノイズ除去を行う。データを再構成パイプラインに戻し、マグニチュード画像再構成を行う。重要な点は、この処理がスキャン設定の変化に合わせて自動的に行われるということである。

Iterative denoising

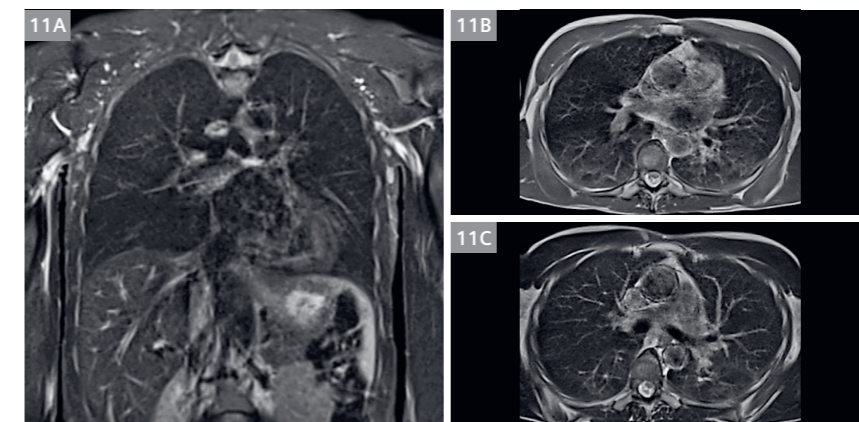
Iterative Denoisingは比較的新しいテクニックで、低SNRスキャンの画質を高めることができる[7]。そのため、低磁場のスキャンにおいて特に有用であろう。Iterative Denoisingはほぼ全てのルーチン2D撮像および3D撮像に組み込むことができる。25%の

Deep Learning Reconstruction

もう一つの極めて有望な最新のアプローチは、ローデータから画像への直接変換や診断不可能な画質の改善にディープニューラルネットワークを利用することである。例えば、低磁場で低分解能の高速スキャンを行ったとする。ニューラルネットワーク



10 (10A、10B) 0.5Tと(10C、10D) 1.5Tの眼窩シングルショットEPI DWI。(10A、10C)は $b = 0$ 、(10B、10D)は $b = 1000 \text{ s/mm}^2$ 。1.5Tでは磁化率の影響の増加により眼球が著しく歪み、視神経の描出が不良で、蝶形骨洞の磁化率アーチファクトが顕著。シーケンスパラメーターは1.5Tと0.5Tでほぼ同等だが、0.5Tは信号アベレージ回数が2倍。



11 健常ボランティア胸部の0.5T画像。(11A)はコロンナルT2 STIR画像、スキャン時間6分8秒、(11B)は2D BLADE高速スピネコーによるアキシアル・プロトン密度強調画像、7分22秒、(11C)は同T2強調画像、5分44秒、全て呼吸トリガー使用。

は、同じ低磁場または高磁場の高分解能画像のデータを学習して、低画質の画像と高画質の画像の特徴を関連付ける“ニューラルコネクション”を構築することができる。数千枚の画像を学習したネットワークは、その“知識”を用いて画像の分解能を改善することができる。この方法は一般に超解像処理(superresolution processing)と呼ばれる。ディープラーニングはこのような画像の最適化だけでなく、ラジアルイメージングにおけるストリーキングなどのアーチファクトを抑制する上でも有用な可能性がある。

磁化率の影響による画像の劣化

MRI画像では組織の磁化率の差によって、それらの組織の境界に幾何学的歪みと高信号域および低信号域のアーチファクトが出現する。磁化率の影響は静磁場強度に比例するので、低磁場では大幅に減少する。臨床診断を妨げる著しい磁化率アーチファクトが出現する領域としてよく知られているのが眼窩、内耳道、頭蓋底、肺、腸、金属製インプラント近傍である。この問題だけを考えれば、これらの領域における画質は低磁場で大幅に向上する(図10)。肺イメージングは特にその恩恵を受ける。MRIは優れた軟部組織コントラストが得られることや、特に肺機能を空間的に分解して評価できることから、もともとCTに比べて臨床的有用性が高い(図11)。最近の0.55Tプロトタイプの臨床画像は、実質性肺疾患のイメージングを行えるようになる可能性が大いにあることを示している[5]。放射線被ばくがないというのも、この分野におけるMRIの特筆すべきメリットだろう。CTで慢性疾患(特に嚢胞性線維症などの小児患者に発生する慢性疾患)の評価を行った場合、患者は一生のうちに大量の放射線被ばくを受けねばならない。また、低磁場では磁化率アーチファクトが軽減されることから、金属製インプラントのイメージングも低磁場の有用性が高いと思われる。

Acoustic noise

MRIのスキャン中の騒音は傾斜磁場コイルから発生している。磁場強度が2倍になると、その他の要素が全て不変であれば騒音(対数尺度)は6 dB(L)増加する[8]。具体的な騒音の値を見ると、普通の会話が60 dB、掃除機が75 dBで、85 dBを超える騒音は有害とされ、地下鉄が90～95 dBである。MRIの歴史の中ではさまざまな傾斜磁場の静音技術が登場しており、いずれも磁場強度を問わず適用することができる。2000年代初期に行われた低磁場装置と1.5T装置の比較では、低磁場装置の最も騒音が小さいスキャンで77 dB、高磁場装置の最も騒音大きいスキャンで98 dBだった。静磁場強度以外の要素は全て等しいとして中等度の騒音を発生するスキャンで比較したとき、傾斜磁場の騒音は1.5Tから0.5Tに変わると地下鉄がドアベルになるくらい静かになる。

インターベンショナルMRI

インターベンショナルMRIには特殊な要求事項が多い。生検針やガイドワイヤーを用いることから、RFによる温度上昇が問題になる可能性がある。MRIにおける温度上昇は一般にラーモア周波数に比例するので、静磁場強度に比例する。したがって、低磁場は高磁場に比べて極めて有利であり、心臓カテーテル検査では特に有利である。現在利用可能なデバイスの一部を0.55Tで用いた最近の研究では、制限は認められず、連続2分間の撮像における温度上昇は1℃以下だった[5]。ポアサイズの拡大によるポア内へのアクセス性の向上も、インターベンション用システムとしては大きなメリットだろう。

低価格(システム本体、設置、サービス、冷却剤を含む実際のコスト)の低磁場システムなら、より実用的なインターベンション専用装置の設置も可能になるだろう。低磁場強度であるため、静磁場が引き起こす問題(例えばモニタリング装置への影響)が少なくなり、5ガウスラインも装置に近くなるので、患者モニタリングが簡単になるはずである。低コストと設置のしやすさによって、CTにおける発展の歴史と同様に、多くの診療科に専用システムを設置できるようになるかもしれない。

主磁場強度が大幅に低下すれば、磁化率アーチファクト(カテーテルやニードルのアーチファクト)も減少する。MRIガイド下インターベンションにおける第一選択のパルスシーケンスであるTrueFISPも、低磁場の方が問題なく撮像できる。SAR上限値の制限を受けることが少なく、その他の画像アーチファクト(bandingなど)も少ない。全体的に、インターベンショナルMRIに関しては1.5Tなどの高磁場に比べて低磁場のメリットが大きい。

まとめ

次世代低磁場MRI装置には、この35年間にMRIシステムが発展していく中で得られた知見が大いに役立つ。高画質に必要なマグネットの均一性、渦電流を最小に抑えた高速の傾斜磁場システム、マルチチャンネル受信コイル、高度な画像再構成法(Compressed Sensingを含む)は、今や全て低コストの低磁場システムで実現できるようになった。さらに、先進デザインのウルトラワイドポア・マグネットの開発が、最上の患者快適性と患者モニタリング、鎮静、インターベンションのしやすさをもたらす。低磁場ならではの静音性は、患者快適性をさらに高めるだけでなく、MRIに携わる医療従事者にも快適さをもたらす。

低磁場MRIは高磁場に比べてマグネット、傾斜磁場、RF送信機、設置のコストが低いため、本質的に費用対効果が大きい。設置および施設・設備(重量、サイズ)に関する制限が大幅に少ない。先進デザインのマグネットはヘリウムの補充やクエンチパイプまでも不要になり、さらにコストが低下する。これらは全て、先進国にも開発途上国・地域にも技術を浸透させ[4]、医療へのアクセスを提供する上で重要な意味を持つ。

低磁場ならではのイメージングのメリットも無視できない。磁化率の影響が小さいためシーケンス性能が向上し、多くの解剖学的領域で画質が向上する。低SARはスキャンシーケンスの自由度を高め、金属製インプラントやインターベンションに伴う問題を軽減する。スパイラルイメージングなどの、SNRを高める高度なリードアウトも利用できる。T2*の影響が小さくなるため、高SNR効率の長いリードアウトを採用することができ、画像の歪みとボケ(blurring)が減少する。

新設計の高性能次世代低磁場MRIシステムは、疾患の診断とサーベイランスへのアクセスを先進国だけでなく世界中に大きく広げるに違いない。0.5T台のMRIシステムは、1980年代中ごろのMRIの黎明期に簡単な検討が行われただけだった。その後の「空白の35年間」におけるハードウェアとソフトウェアの進歩を考えると全く未成熟なシステムで、現在のシステムで得られるような画質は備えていなかった。新しい低コストの次世代MRIシステムは極めて大きな影響力を秘めている。G20参加国・地域にも開発途上国にも、医療のさらなる普及をもたらすに違いない。

システムコストの低さ、設置コストの低さ、メンテナンスのしやすさ、そして電源障害時にも稼働可能で、さらに高画質が加わって、どれを見ても、この新システムの未来は明るい。

References

- Lee DH, Vellet AD, Eliasziw M, et al. MR imaging field strength: prospective evaluation of the diagnostic accuracy of MR for diagnosis of multiple sclerosis at 0.5 and 1.5 T. Radiology. 1995;194(1):257-62.
- Vellet AD, Lee DH, Munk PL, et al. Anterior cruciate ligament tear: prospective evaluation of diagnostic accuracy of middle- and high-field-strength MR imaging at 1.5 and 0.5 T. Radiology. 1995;197(3):826-30.
- Rutt BK, Lee DH. The impact of field strength on image quality in MRI. J Magn Reson Imaging. 1996;6(1):57-62.
- Geethanath S, Vaughan JT, Jr. Accessible magnetic resonance imaging: A review. J Magn Reson Imaging. 2019;49(7):e65-e77.
- Campbell-Washburn AE, Ramasawmy R, Restivo MC, et al. Opportunities in Interventional and Diagnostic Imaging by Using High-Performance Low-Field-Strength MRI. Radiology. 2019;293(2):384-93.
- Runge VM, Richter JK, Heverhagen JT. Motion in Magnetic Resonance: New Paradigms for Improved Clinical Diagnosis. Invest Radiol. 2019;54(7):383-95.
- Kang HJ, Lee JM, Ahn SJ, et al. Clinical Feasibility of Gadoxetic Acid-Enhanced Isotropic High-Resolution 3-Dimensional Magnetic Resonance Cholangiography Using an Iterative Denoising Algorithm for Evaluation of the Biliary Anatomy of Living Liver Donors. Invest Radiol. 2019;54(2):103-9.
- Moelker A, Wielopolski PA, Pattynama PM. Relationship between magnetic field strength and magnetic-resonance-related acoustic noise levels. MAGMA. 2003;16(1):52-5.

一部の画像は下記より許可を得て転載

Runge VM, Heverhagen JT, Advocating development of next generation, advanced design low-field MR systems, Invest Radiol 2020;55(12).



Contact

Val M. Runge, M.D.
Editor-in-Chief, Investigative
Radiology
Department of Diagnostic,
Interventional and Pediatric
Radiology
University Hospital of Bern,
Inselspital
Bern
Switzerland
ValMurray.Runge@insel.ch

高性能0.55T MRIシステムを用いた心肺イメージング

Adrienne E. Campbell-Washburn; Robert J. Lederman; Robert S. Balaban

Division of Intramural Research, National Heart, Lung, and Blood Institute, National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA

NHLBIのMRIシステムを0.55Tにランプダウン

MRIをめぐっては、近年、最新のハードウェアとイメージング機能を搭載した次世代の低磁場MRIシステムが注目を集めている[1]。研究の主眼は、開発途上国・地域におけるMRIへのアクセスの向上、新しいハードウェアソリューションの開発、MRIの移動・設置性の向上、新しい臨床アプリケーションの開発に置かれている[2-6]。

米国立衛生研究所 (NIH) 傘下の米国立心臓血液研究所 (NHLBI) は、心臓イメージング、肺イメージング、MRIガイド下カテーテル手技に特に注目して高性能低磁場MRI技術を開発した[7]。開発の動機はカテーテルデバイスの安全性の向上で、目的は低磁場強度において最新のイメージング法を活用して画質と撮像スピードを維持することであった。我々はSiemens Healthineersと共同で、NHLBIのカテーテル室に設置された1.5T MAGNETOM Aeraシステムを1.5Tから0.55Tにランプダウンした。本稿では、このシステムで現在進行中の研究について述べる。

心臓カテーテルデバイスの温度上昇

長年の開発にもかかわらず、MRIガイド下心血管カテーテル手技の臨床使用は依然として限定されている[8]。心臓カテーテル手技には、圧測定や心内膜心筋生検などの診断目的のもの、

心筋アブレーションなど治療目的のものがある。一般に、これらの手技はX線透視下または電気解剖学的ガイド下で行われる。一方でMRIには、組織コントラストが良好で手技中に正確な心機能評価および生理学的評価が可能という利点がある。

MRIガイド下の手技では、血管内や心腔内におけるデバイスのナビゲーションをリアルタイムイメージングに頼っている。従来、我々はmultiplanar Cartesian bSSFP撮像法を用い、画像コントラストやスライス面、アクセラレーションレートなどの撮像パラメーターをインタラクティブに調整している。また、通常の画像コントラストの高速撮像と待ち時間の短い再構成を行って、手技中の術者に診断用データを提供している。

カテーテル手技では、複雑な解剖学的構造や蛇行する血管内の移動に適した機械的特性と、X線透視での描出に最適な特性を備えるよう、慎重に設計・製造された長い金属製デバイスが必要である。このカテーテルのデザインほどMRIに不向きなものはない。MRIでは描出が不良で、RFによる温度上昇が熱傷を引き起こすリスクがある。それでも、NHLBIをはじめとする研究機関がポリマー製カテーテルを用いた診断目的のカテーテル手技を数百例行っており、そこではMRIが極めて重要な診断データをもたらしている[9-12]。

RFによるデバイス温度上昇の懸念を減らすために、非金属製デバイスが提案されている[13]。残念ながら、大部分の非金属製

デバイスは十分な機械的特性を備えていないことが判明している。一方、機械的特性を維持しながらRFによる温度上昇を効果的に解消するsegmented metallicデザインも開発されている[14]。また、少数のメーカーがMRI専用デバイスを開発している。それでも、MRI対応デバイスの利用はまだ限られており、患者個別の手技に合わせたデバイスの選択肢が多いことに慣れている心臓インターベンション専門医へのアピールに欠ける。

我々は許容できるデバイス温度上昇と画質低下を秤にかけて、このアプリケーションの静磁場強度を約0.5Tに決定した。RF出力は B_0 に比例するので、スキャンパラメーターが同一である場合、0.55Tでのデバイス温度上昇は1.5Tと比べて1/7.5になる。また、長い導電性デバイスに熱を発生させる定常波の波長は、0.55Tでは1.5Tの2.7倍になる。

我々は患者に対する診断目的の0.55T MRIガイド下カテーテル手技において、市販の金属製ガイドワイヤーおよびカテーテルと標準のリアルタイムbSSFPイメージングを用いている。重要なこととして、必ずしも全てのデバイスが0.55Tで安全に使用できるとは限らず、依然として入念な安全性試験を行うことが極めて重要である。具体的には、短いデバイスおよび絶縁体に切れ目がないデバイスの方が安全な傾向がある[15]。図1に、リアルタイムイメージングによるデバイスナビゲーションの画像例と、0.55Tおよび1.5Tで標準的なガイドワイヤーを用いて行ったデバイス温度上昇の測定結果を示す。

ルーチンの臨床イメージングにおいてよく問題になるのは、ペースメーカーや除細動器、深部脳刺激装置といった能動的インプラントのリードの温度上昇である。これらのデバイスのRFによる温度上昇も低磁場強度では減少する可能性があるが、温度上昇はリードの長さや絶縁などの特性に大きく依存するので、これらの能動的植込み型デバイスについても温度上昇を評価する安全性試験を行う必要がある。

0.55Tにおけるイメージング法

低磁場はSNRと撮像スピードの点で不利であるというのが従来の認識だが、我々は0.55Tで画質を維持しようとした。現在のMRI技術はこの問題に十分に対処できる。臨床用MRIシステムは静磁場 (B_0) 均一性が高い最新の超電導マグネット、高性能・高忠実度の傾斜磁場システム、フェーズドアレイコイルと最新の受信システムを用いている。一方、古い低磁場MRIシステムと現在のオープンボア低磁場システムは、ともに最適とは言えないマグネットおよび傾斜磁場デザインを採用している傾向があるので、これらの最新ハードウェアの恩恵を受けない[1]。さらに、non-Cartesianデータサンプリング、制約付き再構成 (constrained reconstruction)、人工知能 (AI) などの最新イメージング法は、ほとんどの低磁場MRIシステムでは不可能だった画質の向上を可能にする。

SNR向上のために、我々は低磁場に適した高SNRのspiral imagingおよびecho planar imaging (EPI) とCompressed Sensingによる画像再構成に注目した。EPIとspiral imagingは、 B_0 均一性が高くT2またはT2*が長ければ、スキャン時間を延長せずに歪みのない高SNRのイメージングを行える。図2に、T1強調spin echo、T2強調turbo spin echo、spoiled gradient echoの磁場強度に応じた相対SNRおよび相対コントラストのシミュレーション結果を示す (血液の流入は考慮していない)。このシミュレーションでは、サンプリング効率 (撮像時間に対するデータサンプリング時間の比) が静磁場強度の低下とともに直線的に増加すると仮定している。分極 (polarization) のみから予測される0.55TでのSNRは1.5Tでの37%だが、相対信号強度も相対コントラストもSNR効率の高いリードアウトの使用とシーケンスパラメーターの最適化によって増加する。

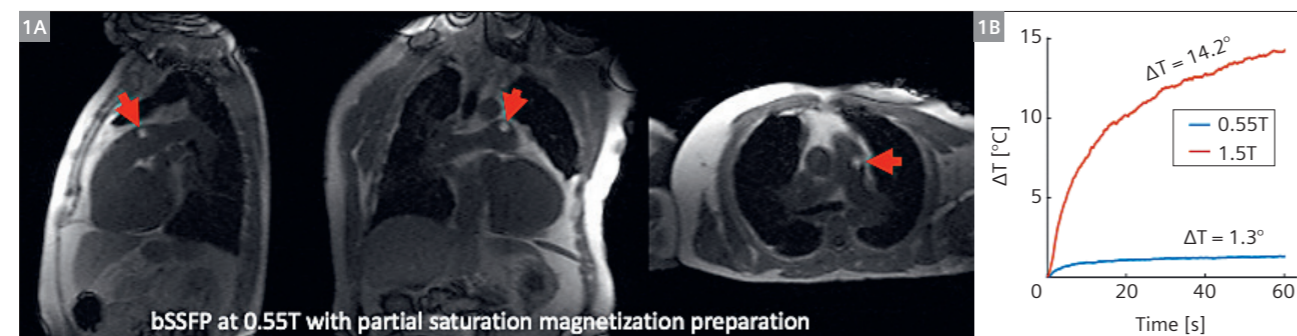
我々の高性能0.55T MRIシステムでは、 B_0 不均一によるバンディングアーチファクトが生じる高磁場強度では不可能な、長いリードアウト (6.5 ms) と長いTR (8 ms) のspiral bSSFPを心臓イメージングに採用した[18]。これにより、polarizationのみの予測値が37%であるのに対し、スキャン時間と空間・時間分解能が同一であるとき1.5Tの69±14%のSNRを0.55Tで達成することができる。図3に画像例を示す。

Compressed Sensingなどのconstrained reconstructionも、そのノイズ低減特性から画質とSNRの向上に利用することができる[6]。この方法は計算負荷が高いが、高速計算環境は着実に低価格で利用しやすくなってきており、インターネット接続が安定している地域ではクラウドリソースを利用するという選択肢もある。

我々は0.55Tでの心臓イメージングに l_1 -SPIRiT画像再構成を用いている。この画像再構成は、複数のノードで並行して再構成を行えるように、Microsoft Azure Cloud上に展開されたGadgetron画像再構成フレームワーク (<https://github.com/gadgetron>) [19]を用いて実行される[20]。図4に、0.55Tと1.5Tで同一の患者に本法を用いた例を示す[21]。0.55Tの方が大きなフリップ角を用いているので、心筋の信号が抑制されて画像コントラストに差が生じているが、それ以外はどちらの静磁場強度の画像かほとんど見分けがつかない。

0.55Tにおける肺イメージング

肺実質イメージングは、1.5Tでは空気と組織の境界に磁化率の差によるアーチファクトが発生するのでほとんど効果がない。しかし、高性能低磁場MRIでは高画質の肺イメージングが可能になり、MRIとカテーテル手技を同時に行える環境で心臓と肺を同時に評価することができる。我々のプロトタイプシステムでは、最新マグネットデザインを採用して B_0 が改善されたことにより、肺実質のプロトンイメージングを行うことができる。図5にT2強



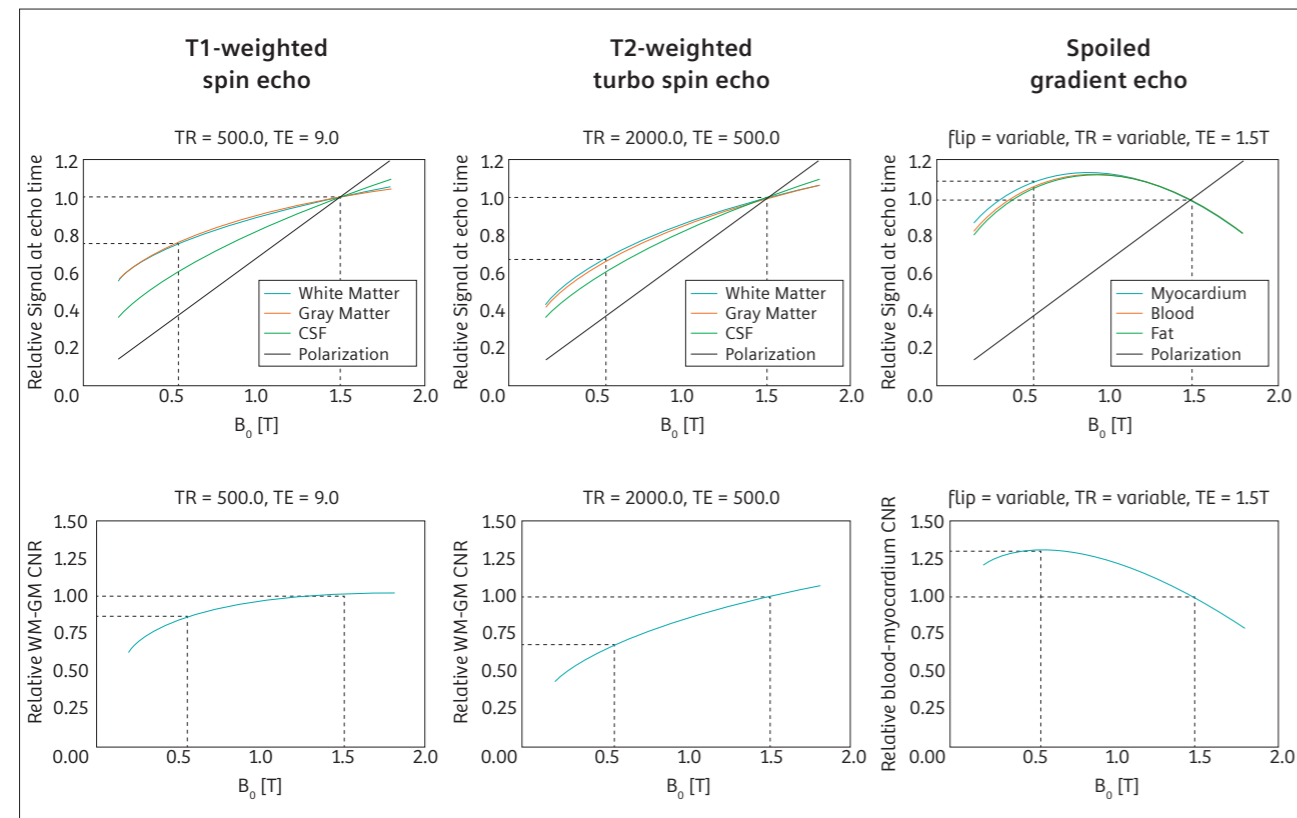
1 (1A) ガドリニウムを充填したバルーン (赤矢印) の心腔内へのナビゲーションに用いた partial saturation magnetization preparation パルス併用リアルタイムbSSFP画像。Multiplanar imaging (3面) を用いて主肺動脈内のバルーンを描出している。(1B) リアルタイムbSSFPイメージング (TR=2.5 ms、フリップ角=60°) の実施中に、全長が絶縁されたガイドワイヤー (Glidewire, 180 cm × 0.035", Terumo) の先端で測定した温度。測定はASTM2182準拠ゲルファントムで“最悪の場合”の温度上昇が発生する条件で行った[16]。

調MRI画像とCT画像の比較例を示す。空間分解能はMRIの方が低い、肺実質について得られる情報は同等である。

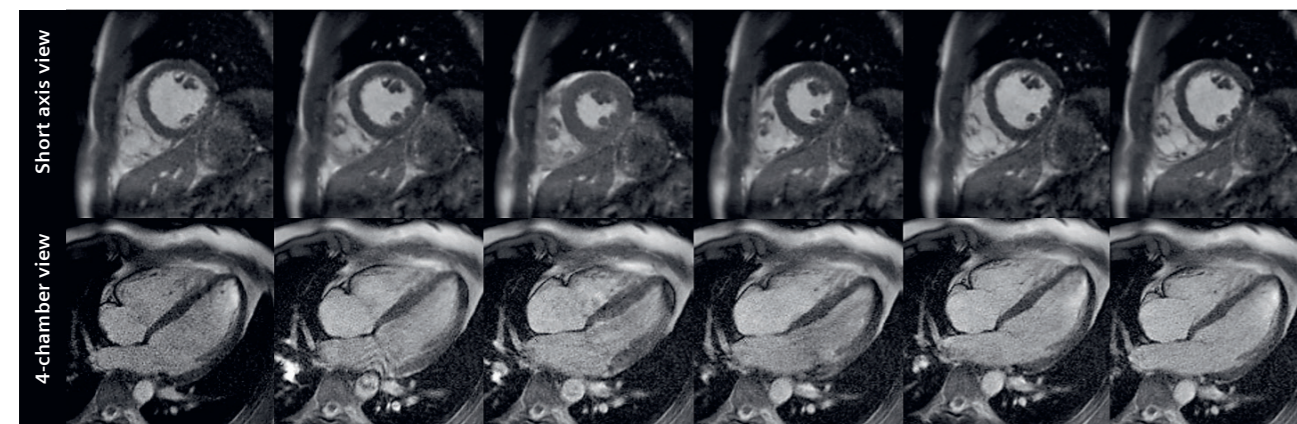
MRIによる肺イメージングの主なメリットは局所肺機能評価と組織性状に関する情報であり、これらは臨床用CTスキャナーの守備範囲外である[22]。予想外の発見として、酸素は低磁場になるほど緩和度が上昇し、吸入酸素を造影剤として用いるfunctional oxygen-enhanced pulmonary imagingを行える可

能性が示された[23]。Fourier-decomposition法や過分極ガスを用いる方法にも関心が寄せられている。また、肺実質イメージングが可能な0.55Tでは、MRIの多様なコントラストによる組織性状評価を行うことができる。

最近のCOVID-19パンデミック下では肺構造・肺機能イメージングの重要性が強調されており、将来この点でも肺イメージングに最適化したMRIシステムが役立てば幸いである。



2 Bloch方程式によるT1強調spin echo脳神経イメージング、T2強調turbo spin echo脳神経イメージング、spoiled gradient echo心臓イメージングの静磁場強度に対する相対信号(上段)と相対コントラスト(下段)のシミュレーション。T1値とT2値はBottomleyら[17]の結果を用いて近似した。このシミュレーションには組み込んでいないが、血液の流入があるとコントラスト(特にspoiled gradient echoのコントラスト)が変化する。相対信号も相対コントラストもpolarizationのみの予測値より高かった。



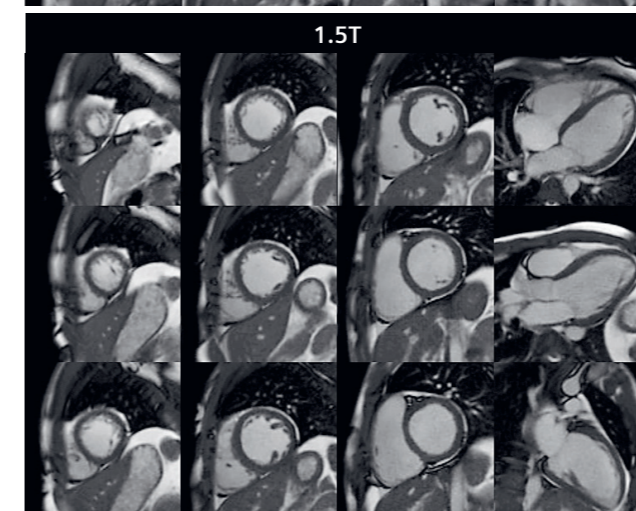
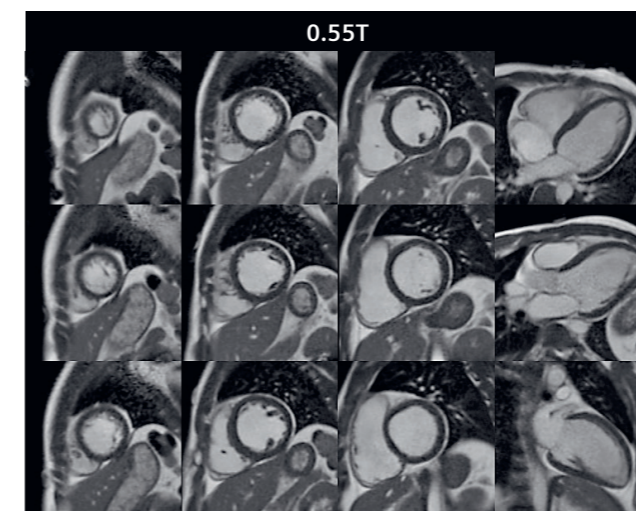
3 Spiral bSSFPシネ撮像における心周期の複数のフレーム。0.55Tで均一なB0 (spiral readout = 6.5 ms, TR = 8 ms) を利用してSNRを高めるためにSpiral bSSFPを採用した。

まとめ

成熟したMRIハードウェアと高度な撮像法が実現した今こそ、既存の臨床応用と新たな臨床応用の双方において低磁場の可能性を見直すときである。造影剤の性能、撮像法、画像再構成法、新しいAI技術の組み込み、磁化率の影響が大きい領域への応用、ダイナミックイメージング、MRIガイド下インターベンション手技、そして他にも多くの分野で研究の機は熟した。

免責事項

本稿で示したCampbell, Lederman, Balabanの見解は、Siemens Healthineersと米国国立衛生研究所(NIH)傘下の米国立心臓血液研究所(NHLBI)との共同研究開発契約(Cooperative Research and Development Agreement; CRADA)により行われた研究に基づくものである。NIH, NHLBI, その職員のいずれも、直接的か間接的かを問わず、Siemens Healthineersまたはその関連会社



4 同一患者による0.55Tと1.5Tの自由呼吸下モーション補正付きre-binned心臓シネ撮像。画像再構成はCompressed Sensingを使用。Compressed Sensingによって、どちらの静磁場強度が見分けがつかないくらい画質が回復している。

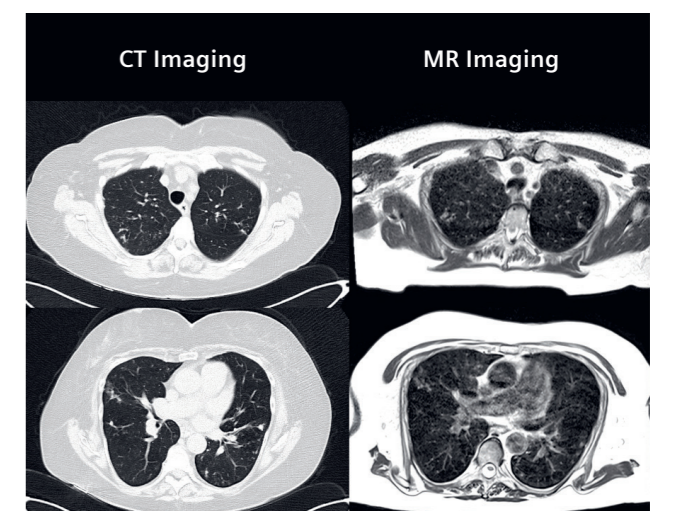
が提供した、または提供する予定の製品またはサービスを推奨するものではない。Siemens Healthineersは、本稿に示したCampbell, Lederman, Balabanの見解が、いかなる方法でも、米国政府またはその機関あるいは職員がSiemens Healthineersまたはその関連会社の製品またはサービスを推奨していると記載または暗示するものではないことを認め、これに同意するものとする。

経済的支援

本研究は米国国立衛生研究所・米国立心臓血液研究所Division of Intramural Researchより支援を受けた。

謝辞

MRI Technology Program, Laboratory of Cardiovascular Intervention, Medical Image and Signal Processing Program, Cardiovascular CT Programを含む各NIHチームの本システムへの協力に感謝する。また、MRIシステムを0.55Tへ変更する際の、NHLBIとSiemens Healthcareとの間で締結済みのCRADAに基づくSiemens Healthineersの支援に感謝する。



5 Tree-in-budおよび網状影を認める気管支拡張症患者のCT画像(スライス厚2 mm、面内分解能0.8 × 0.8 mm)とT2強調TSE MRI(スライス厚6 mm、面内分解能1.2 × 1.2 mm)の比較。異なる位置の2スライスを示す。高性能0.55T MRIで肺実質が良好に描出されている。

References

- 1 Marques JP, Simonis FFJ, Webb AG. Low-field MRI: An MR physics perspective. J Magn Reson Imaging. 2019;49(6):1528-42.
- 2 Sarracanie M, LaPierre CD, Salameh N, Waddington DEJ, Witzel T, Rosen MS. Low-Cost High-Performance MRI. Sci Rep. 2015;5:15177.
- 3 Tsai LL, Mair RW, Rosen MS, Patz S, Walsworth RL. An open-access, very-low-field MRI system for posture-dependent ³He human lung imaging. J Magn Reson. 2008;193(2):274-85.
- 4 Cooley CZ, Haskell MW, Cauley SF, Sappo C, Lapierre CD, Ha CG, et al. Design of sparse Halbach magnet arrays for portable MRI using a genetic algorithm. IEEE Trans Magn. 2018;54(1).
- 5 O'Reilly T, Teeuwisse WM, Webb AG. Three-dimensional MRI in a homogenous 27cm diameter bore Halbach array magnet. J Magn Reson. 2019;307:106578.
- 6 Simonetti OP, Ahmad R. Low-Field Cardiac Magnetic Resonance Imaging: A Compelling Case for Cardiac Magnetic Resonance's Future. Circ Cardiovasc Imaging. 2017;10(6).
- 7 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. 2019:190452.
- 8 Rogers T, Lederman RJ. Interventional CMR: Clinical Applications and Future Directions. Curr Cardiol Rep. 2015;17(5):580.
- 9 Rogers T, Ratnayaka K, Khan JM, Stine A, Schenke WH, Grant LP, et al. CMR fluoroscopy right heart catheterization for cardiac output and pulmonary vascular resistance: results in 102 patients. J Cardiovasc Magn Reson. 2017;19(1):54.
- 10 Ratnayaka K, Kanter JP, Faranesh AZ, Grant EK, Olivieri LJ, Cross RR, et al. Radiation-free CMR diagnostic heart catheterization in children. J Cardiovasc Magn Reson. 2017;19(1):65.
- 11 Pushparajah K, Tzifa A, Razavi R. Cardiac MRI catheterization: a 10-year single institution experience and review. Interventional Cardiology. 2014;6(3).
- 12 Knight DS, Kotecha T, Martinez-Naharro A, Brown JT, Bertelli M, Fontana M, et al. Cardiovascular magnetic resonance-guided right heart catheterization in a conventional CMR environment - predictors of procedure success and duration in pulmonary artery hypertension. J Cardiovasc Magn Reson. 2019;21(1):57.
- 13 Massmann A, Buecker A, Schneider GK. Glass-Fiber-based MR-safe Guidewire for MR Imaging-guided Endovascular Interventions: In Vitro and Preclinical in Vivo Feasibility Study. Radiology. 2017;284(2):541-51.
- 14 Yildirim KD, Basar B, Campbell-Washburn AE, Herzka DA, Kocaturk O, Lederman RJ. A cardiovascular magnetic resonance (CMR) safe metal braided catheter design for interventional CMR at 1.5 T: freedom from radiofrequency induced heating and preserved mechanical performance. J Cardiovasc Magn Reson. 2019;21(1):16.
- 15 Campbell-Washburn AE, Rogers T, Stine AM, Khan JM, Ramasawmy R, Schenke WH, et al. Right heart catheterization using metallic guidewires and low SAR cardiovascular magnetic resonance fluoroscopy at 1.5 Tesla: first in human experience. J Cardiovasc Magn Reson. 2018;20(1):41.
- 16 ASTM. F2182-09 Standard Test Method for Measurement of Radio Frequency Induced Heating On or Near Passive Implants During Magnetic Resonance Imaging. 2009.
- 17 Bottomley PA, Foster TH, Argersinger RE, Pfeifer LM. A review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanisms from 1-100 MHz: dependence on tissue type, NMR frequency, temperature, species, excision, and age. Med Phys. 1984;11(4):425-48.
- 18 Restivo MC, Ramasawmy R, Bandettini WP, Herzka DA, Campbell-Washburn AE. Efficient spiral in-out and EPI balanced steady-state free precession cine imaging using a high-performance 0.55T MRI. Magn Reson Med. 2020.
- 19 Hansen MS, Sørensen TS. Gadgetron: an open source framework for medical image reconstruction. Magn Reson Med. 2013;69(6):1768-76.

- 20 Xue H, Inati S, Sorensen TS, Kellman P, Hansen MS. Distributed MRI reconstruction using Gadgetron-based cloud computing. Magn Reson Med. 2015;73(3):1015-25.
- 21 Bandettini WP, Shanbhag SM, Mancini C, McGuirt DR, Kellman P, Xue H, et al. A comparison of cine CMR imaging at 0.55 T and 1.5 T. J Cardiovasc Magn Reson. 2020;22(1):37.
- 22 Campbell-Washburn AE. 2019 ATS BEAR Cage Winning Proposal: Lung Imaging Using High-performance Low-field MRI. Am J Respir Crit Care Med. 2020.
- 23 Mirhej ME. Proton Spin Relaxation By Paramagnetic Molecular Oxygen. Canadian Journal of Chemistry. 1965;43(5):1130-8.



Contact

Adrienne E Campbell-Washburn,
Ph.D.
National Heart, Lung,
and Blood Institute
National Institutes of Health
10 Center Dr., Building 10 Rm B1D47
Bethesda MD, 20892
USA
adrienne.campbell@nih.gov

頭部および膝関節のMRI検査を簡単に行える 新しいAutoPiloto支援システムの使用経験

Tanja Dütting, M.D.; Stephan Clasen, M.D.

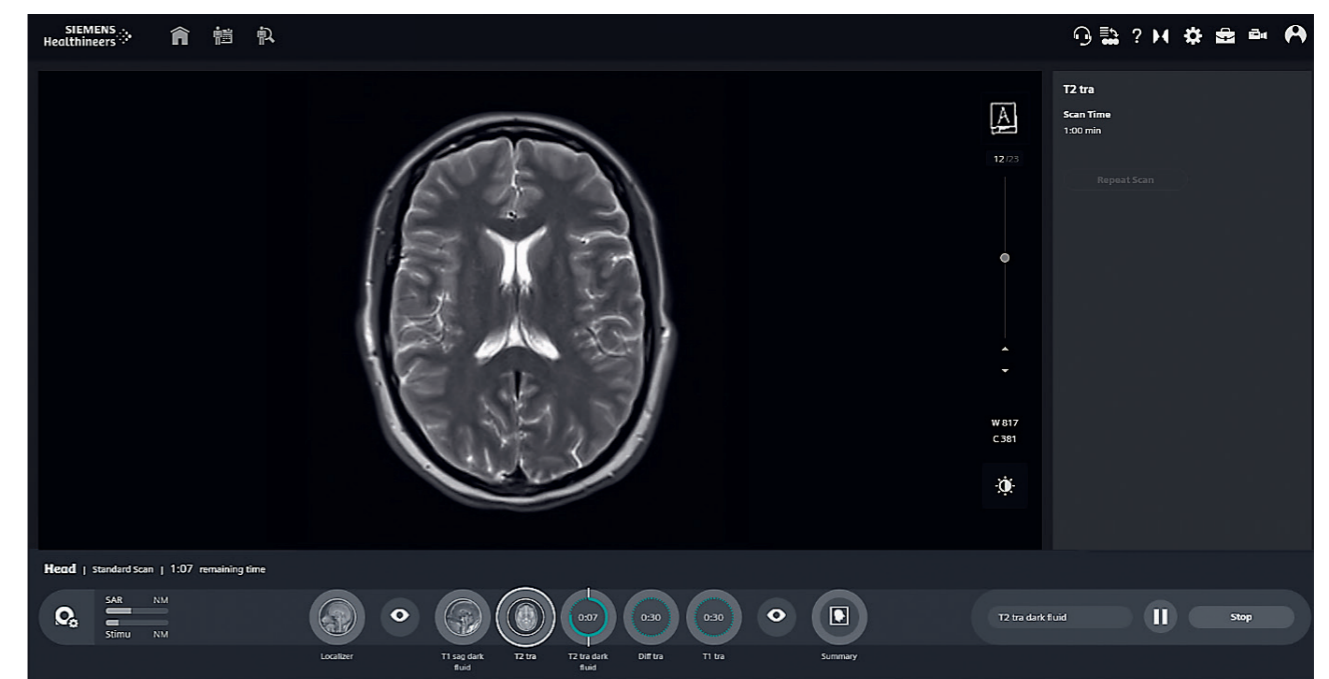
Institute for Diagnostic and Interventional Radiology, Kreiskliniken Reutlingen, Germany

研究の背景

放射線医学におけるコスト削減の圧力が高まる中で、診断目的のMRI検査の件数は増加しており、その結果として仕事量が増加している。そこで、MRIのある病院・部門は、最適化された低コストで質の高い医療を提供することができ(=生産性)、より多くのスタッフがMRI検査を行えるようになる新たなソリューションを探っている。必要な資格を持ったスタッフは人件費が高く、場所

によってはなかなか見つからない。それゆえ、技術の進歩が再現性のあるMRIを実現する鍵となる可能性がある。

増大する需要と画質に対する高い期待に、放射線科医や病院が限られた人員で応えねばならないなら、新しいスキャン支援システムが必要になる。



1 単純化された直感的な脳スキャンのユーザーインターフェースを示す myExam Autopilot プロトタイプのスクリンショット。

本稿では、新しい技術であるmyExam Autopilotの初期使用経験について報告し、この新しいソリューションがもたらす可能性について述べる。ルーチン検査の大きな割合を占める、標準的な頭部と膝関節のMRI検査を中心に取り上げる。

目的

- 技能と経験が不足しているユーザーが、特別なトレーニングや個別支援なしで、再現性のある標準化された脳と膝関節のMRI検査を行えるようになるかどうかを評価する。
- 経験豊富なユーザーにおいて、自動化により他の仕事を行う時間が増えるかどうかを検討する。

myExam Autopilotの背景

最近、新しい自動化スキャナーソフトウェアmyExam Autopilotが開発され、頭部と膝関節のMRI検査でテストすることになった。頭部・膝関節用myExam Autopilotは、高速で再現性のある、標準化されたMRI検査を可能にする。病院ごとの事情に対応で

きるように、複数の検査ストラテジー（例えば、標準検査、高速検査、標準造影検査など）を作成することができる。その目的は、検査間の一貫性を高め、経験の少ないユーザーによりよいサポートを提供するために、標準化されたスキャンボリュームの位置設定、傾き設定、範囲設定のワークフローを高度に自動化することである。

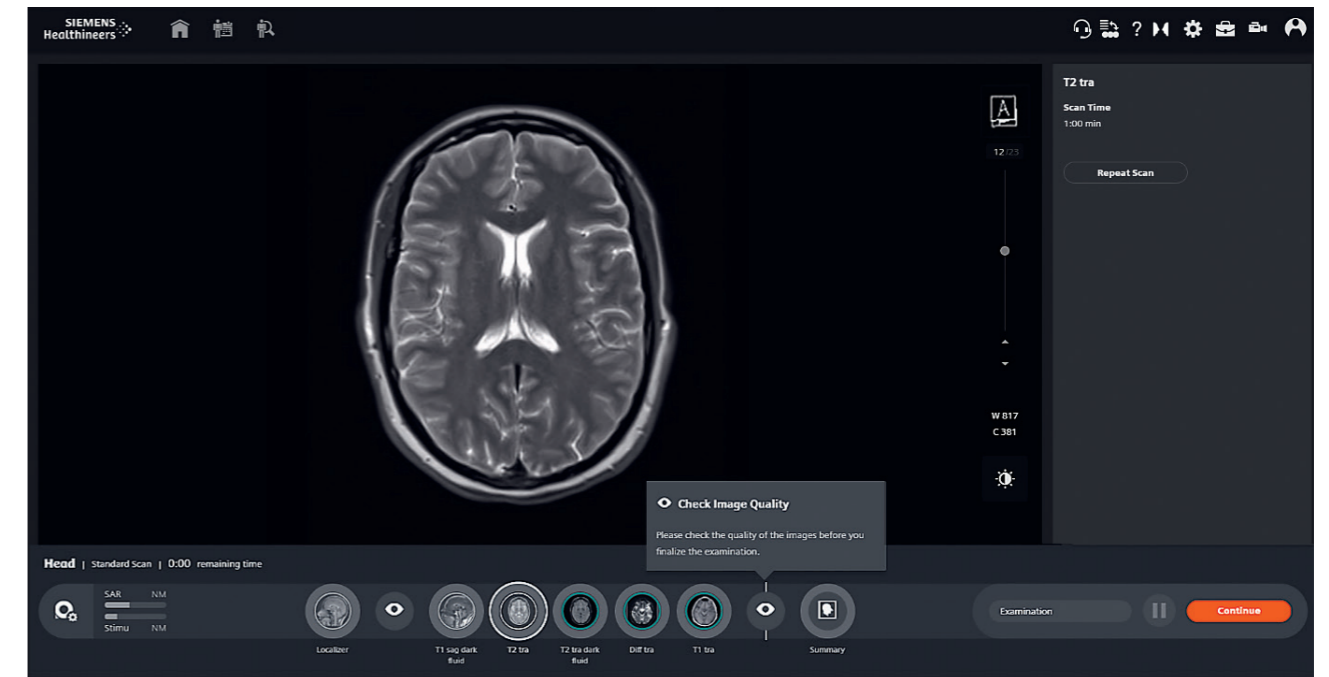
したがって、myExam Autopilotにより、個々のユーザーがプロトコルを手動で調整する必要は完全になくなる。myExam Autopilotはユーザーインターフェースが大幅に単純化され、より直感的に扱えるものになっている。自動化されたワークフローに従って直感的にスキャンを行うことができ、スライスの位置、傾き、スライス数、個々の検査ステップの設定に人工知能(AI)を活用している。患者データを入力すると、あらかじめ設定されている検査カードが自動的に開く。ワンタッチでAutoAlign Localizerがスタートし、操作者に左右されない標準化された方法で、自動スライス設定のランドマークと方向を設定する。さらに、AutoCoverageが検査全体で一貫して検査対象の解剖学的領域を確実にカバーする。この情報を用いて、myExam Autopilotプログラムがあらかじめプログラムされたシーケンスを自動的に設定、実行する。全体でユーザーに求められる操作は非常に少ない。

方法

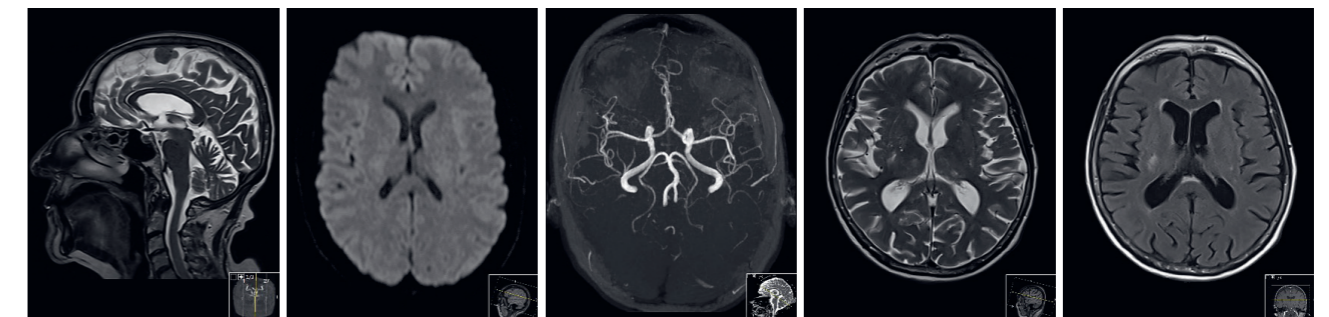
2020年6月～8月のテストフェーズにおいてmyExam Autopilotの評価を行った。決まったシーケンスを採用して事前に設定した標準のMRIを用い、24例の頭部のルーチン検査と8例の膝関節の検査について検討した。6人のユーザーが検査を実行した。そのうち3人は経験の少ないユーザー（経験不足群）だった。経験不足群のユーザーはCTなど他のモダリティの担当で、MRI検査を担当したことはほとんどなかった。

標準シーケンスは次の通り。

- 頭部：トランスバースFLAIR、トランスバースT2-TSE、トランスバースDWI、トランスバースT1-SE、トランスバースT2-GRE、サジタルT2-TSE、トランスバースDWI、Willis輪のTOFアンギオグラフィー
- 膝関節：サジタルPD FS-TSE、サジタルPD-TSE、コロナルおよびトランスバースPD FS-TSE、コロナルT1-TSE



2 ワークフローに組み込まれたガイダンステキストを示すプロトタイプのスクリンショット。さらに、AutoAlignとAutoCoverageの自動化プランニングが、スライス/ボリュームの範囲と方向の一貫性を確保する。



3 経験の少ないユーザーがmyExam Autopilotで行った頭部MRI検査。

Dot Engine vs. myExam Autopilot

myExam Autopilotは現在のDotテクノロジーを超えるユーザー支援と自動化をもたらす。

Dot Engine:

- AIを用いて開発された自動プランニング
- 病院のニーズに合わせて調整可能な標準化検査プロトコル
- 検査ストラテジーとそのニーズに合わせた調整・決定内容を設定可能

myExam Autopilotではさらに機能が追加:

- ワンクリックでできるMRI
- 手動調整不要の自動化プロトコル
- 大幅に単純化されたユーザーインターフェース（タッチスクリーン対応）
- 視覚的なガイダンステキスト（例えば、画質チェックを促すテキスト）

結果

全員がmyExam Autopilotに対して肯定的な第一印象を持ち、自信を持って使用できると感じた。簡単な説明を受けただけでソフトウェアを使用できるようになり、1~2回使用しただけで操作に慣れた。3人の経験不足群は使いやすさを気に入り、ワークフローは簡単で手間がかからないと感じた。簡単な説明を受けただけでプログラムを使用できるようになり、追加トレーニングは不要だった。「スキャンプロトコルが複雑でよく分からない」という問題がなくなったので、検査に費やす時間を節約することもできた。

3人の経験豊富なユーザーにとって、新しいワークフローは見慣れないもので、手動調整を行える余地が少なくなっていた。経験豊富群にとっては、個別のケースに応じてシーケンスの変更や追加を行えるよう、従来のユーザーインターフェース(myExam Assist)に切り替えられることが有用であり、重要だった。その結果、経験豊富群がスキャン実行とシステム操作に費やした時間は経験不足群とほぼ同等だった。myExam Autopilotの検査ストラテジーを追加すれば個別調整が減少する可能性があるため、そうすれば経験豊富群にも時間節約のメリットがあるかもしれない。これについては、さらなる検討が必要である。

本研究に参加した放射線科医が評価した結果、両群とも質の高い診断結果を得ることができていた。新プログラムによる診断結果の質は、従来のDot Engineソフトウェアと同等だった。

myExam Autopilotソフトウェアの自動化は確実に動作し、両群において一貫した結果をもたらした。スライスグループは全ての検査において正しく配置された。シーケンスはエラーなしで実行され、画像再構成は遅延なく実行された。

経験豊富群が対処を要すると感じた問題は、「経験の少ないユーザーは自動化された検査を批判的に見ることが少なく、内容を確認せずに確定したり、追加が必要な場合に追加しなかったり、ブレたシーケンスを再撮像することなく受け入れている」ということである。これはトレーニングを通じて認識を高めることで解決できるかもしれない。

考察

評価の目的に鑑みて、次の結論を導くことができる。

- myExam Autopilotは、経験の少ないユーザーが一貫して高画質のMRIスキャンを実行するのに役立つ。
- myExam Autopilotは、世界的なMRI検査の需要増大に対処できるインテリジェントなソリューションである。

myExam Autopilotは、頭部または膝関節のルーチン検査を行うための、非常に安定した、信頼できる方法である。自動ポジショニングは非常にロバストで、ほぼ完全にエラーフリーである。検査方法を覚えるのは簡単で、わずかに数ステップの最低限の操作だけで標準検査を行える。普段MRIを使用しない技師が行う職域検査や、MRIへのアクセスが限られていて専門的トレーニングを受けたスタッフがいらない地域で行われる標準MRI検査などで、myExam Autopilotは特に有用である。myExam Autopilotは脊椎のMRI検査にも拡張されつつある。脊椎MRIも需要が増大してきており、このテクノロジーが加わることは歓迎されるだろう。



Professor Dr. Stephan Clasen



Dr. Tanja Dütting

Contact

Dr. Tanja Dütting, M.D.
Senior Physician
Institute for Diagnostic and Interventional Radiology
Kreiskliniken Reutlingen
Steinenbergstraße 31
72764 Reutlingen
Germany
Duetting_t@klin-rt.de

MAGNETOM Free.Max: コンセプトから製品化まで、DryCool マグネット開発の概要

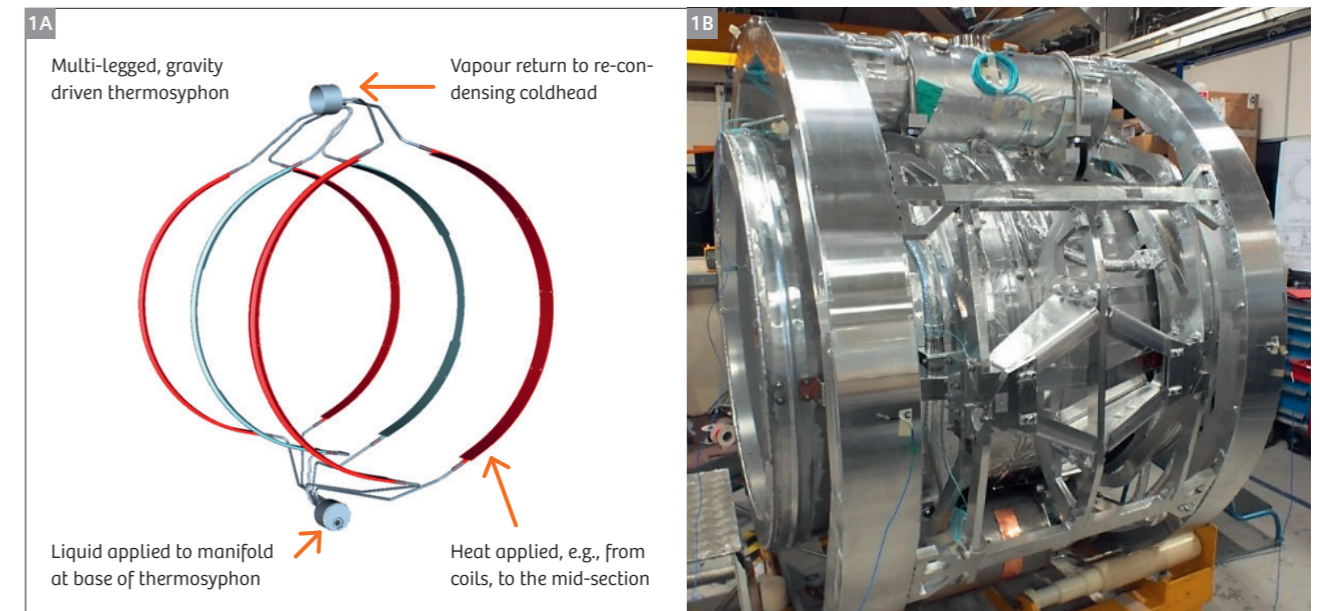
Simon Calvert, CEng FIMechE

Head of Product Innovation & Chief Technology Officer, Siemens Healthineers, Oxford, UK

はじめに

我々の革新的なMRIシステム、MAGNETOM Free.Maxの実現を可能にした重要な要素が、新しいDryCoolマグネットである。この次世代マグネットの開発・製造プログラムは4年に及んだが、それに先立ち、全面的な技術の転換と新しい超電導MRIマグネット技術の採用に焦点を合わせた研究プログラムが7年続いていた。このプログラムには、新しいマグネットコイルの技術開発と構造コンセプトの構築や、価格がいつそう高騰する傾向にあり品薄になることもある液体ヘリウムへの依存を劇的に低減する

こと、などが含まれた。DryCoolマグネットに採用された優れた最新技術が、ロバストで信頼性が高く、軽量な“プラグ・アンド・プレイ”のマグネットソリューションをもたらす。



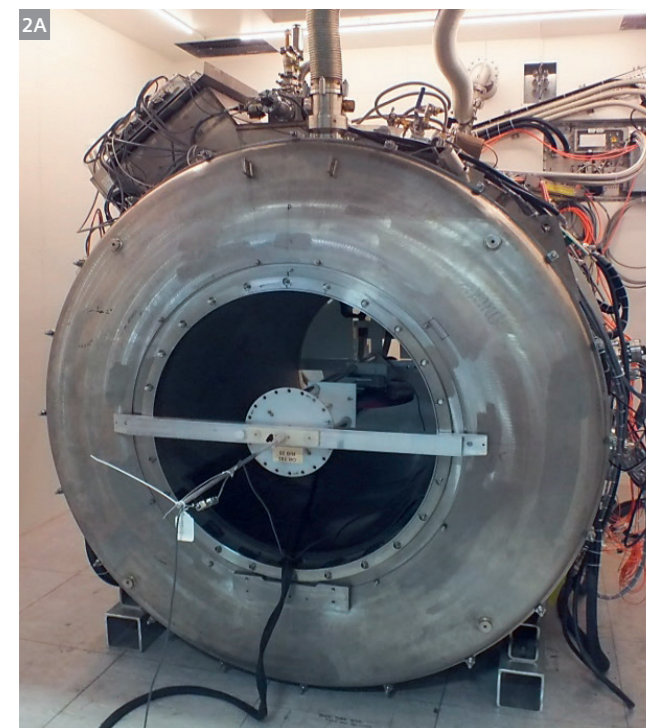
1 1.5T デモ機の冷却コンセプトと超電導マグネット構造。(1B) 製造中の4K低温部。

1.5T Minimum Helium Inventory (MHI) 研究プログラム (2008年~2015年)

2008年に、マグネット技術の転換を図りヘリウムへの依存を減らすプログラムが開始された。伝導冷却式超電導マグネットに求められる重要な条件の1つが、構造の低温部の重量を最小に抑制することである。我々は、マグネットの冷凍機のみを用いて動作温度まで冷却すること、それにより複雑な設置手順を不要にすることに主眼を置いた。

この研究プログラムの主目標は、1.5Tの“Minimum Helium Inventory”マグネットを実現し、将来的にMRIシステムへ組み込んでイメージングの試験を行えるようにすることであった。

縮尺1/2のパイプ冷却式マグネットを開発し、1.5Tデモ機に採用予定の各種の技術コンセプトの実証試験を行った。全ての試験で良好な結果が得られたため、これらの技術をフルサイズのマグネットに組み込んだ。デモ機の目的は、直ちに製品化につなげるのではなく、我々の革新的な技術を評価するための試験台とすることであった。マグネットは確実に動作し、2014年にMAGNETOM Aeraに組み込んで行った試験では、従来のウェット型マグネットと同等の結果が得られた。また、1.5T MRIデモ機プログラムの一環として、新型マグネット用の電子部品とソフトウェアコンセプトも開発し評価を行った。



単純化と製造のしやすさ

1.5T研究プログラムから学んだことは多く、その1つが、できる限り低コストで製造しやすい“ドライ”なマグネットをいかにして開発するかということだった。伝導冷却式超電導マグネットとMRIシステム、特に傾斜磁場システムとの相互作用についても多くを学んだ。

DryCoolマグネット開発プログラム (2016年~2020年)

1.5T研究プログラムで得た知識に基づき、DryCoolマグネット開発プログラムが開始された。このプログラムでは、臨床的有用性を最大に高めると同時に、施設・設備に関する要件を最小に抑えるために、多数の設計上の要素を検討した。その結果、これまでのSiemens Healthineersのマグネットとは全く異なる、新たなデザインのマグネットが誕生した。この新しいDryCoolデザインは軽量化を実現し、クールダウン時間の短縮だけでなく設置コストの削減も可能にしている。このため、従来は不可能だった場所へも間違いなく容易にマグネットを設置できるようになるだろう。さらに、DryCoolデザインでは、臨床的な汎用性を高めるために新たな磁場強度が検討された。それが0.55Tである。



2 マグネット試験時の1.5Tデモ機と2014年のMRIシステムによる試験。(2A) Oxfordにおけるマグネット試験。(2B) Erlangenにおけるシステム試験。



3 プロトタイプのDryCool 0.55T マグネット

インプラントやカテーテルなどのインターベンションデバイスに関しては、低磁場の方が親和性が高い。また、従来の磁場強度のMRIでは肺などの解剖学的領域には入ってはいけなかったが、低磁場ではこれらの領域にもMRIの用途が広がる可能性がある。最後に、DryCoolデザインは患者にもメリットがある。80 cmのボアが、他の全身用超電導マグネットでは得られない開放感をMRIにもたらす。DryCoolマグネットデザインでは、これら全ての要素が効いてくる。

DryCoolマグネットの仕様

- 磁場強度: 0.55テスラ
- 磁場の時間安定性: 0.1 ppm/hour未満
- 5ガウスライン (アイソセンターからの距離): 軸方向4.0 m、径方向2.5 m
- マグネット長: 1.48 m
- マグネット・ウォームボア: 1.060 m
- マグネット重量 (設置時): 1635 kg
- 液体ヘリウム量: 0.7リットル (正常動作時)
- ヘリウム蒸発率: ゼロ (全撮像条件下)

- 極低温システム：密閉型ヘリウムシステム、クエンチラインなし
- 室温からのクールダウン時間：14日未満（マグネットの冷凍機を使用）
- 加速度限界：垂直方向5G、水平方向2G
- マグネット電流リード：固定HTSリード
- 自動ランプダウン：あり、冷凍機能が一定期間オフの場合
- 自動ランプアップ：あり、マグネット監視機能による制御
- マグネットの遠隔モニタリング：あり、マグネットおよび冷凍機の診断

DryCoolマグネットの仕様

超軽量の高性能超電導マグネット構造

新しい超電導マグネット構造の重量は約300 kg。この並外れた軽量化を大きなボアで実現するために、いくつかの革新的な技術をアクティブシールド型マグネットに用いる必要があった。コイルと支持構造は全く新しい構造コンセプトを用いており、極めて頑丈でありながら、極めて薄く、しかも剛性が高い構造になっている。コイルの超電導体の体積が小さいので、Emergency Run Down Unit (ERDU) ボタンが押された場合のマグネット損傷を確実に回避できるように、新しい超高速クエンチ伝播システムも開発した。新しい超電導ジョイント、超電導スイッチなどの構成部品も開発した。これらの構成部品はもはや液体ヘリウムには浸漬しないので、伝導冷却のみで冷却する必要がある。マグネット構造でもう1つ重要なのが、傾斜磁場コイルとの相互作用による温度上昇を確実に低く抑え込むことである。最新技術の採用により、傾斜磁場コイルによるマグネットコイルの温度上昇を最小に抑えた。その後の試験で、この方法が極めて有効であることが示された。

単純で製造が容易かつロバストなDryCool極低温システム

1.5Tデモ機マグネットでは、超電導構造を取り囲むパイプを用いた極低温システムを採用した。そのようなシステムは極めて

有効だが、ヘリウムシステムに多くのジョイントがあり製造が複雑になる。DryCoolマグネットでは、大量生産に適した、より単純でロバストな方法を採用した。極低温パッケージは、革新的で高度に最適化された熱的結合システムを用いて超電導マグネット構造に組み込まれた、独立したサブシステムである。このシステムはコイルと支持構造から効率的に熱を取り除き、短いクールダウン時間、低いベース温度、傾斜磁場コイルの相互作用に対する優れた耐性をもたらす。最も負荷が高い撮像シーケンスを用いた場合でも、マグネットコイルの温度上昇は最小に抑えられる。極低温パッケージには0.7リットルの液体ヘリウムが封入されているので、クエンチパイプは不要。ヘリウムシステムの充填は高圧ガスのみで行い、液体ヘリウムは必要ない。充填後に電力が供給されると、14日以内にマグネットが自動的に動作温度までクールダウンする。マグネットが冷却された状態で設置場所に到着するケースも少なくないが、その場合はクールダウン時間が短縮される。

DryCoolマグネットのクライオスタット

クライオスタットは、マグネットコイルを低温に保持し保護するサブシステムであり、重量と超電導マグネットへの入熱を最小に抑え、輸送および設置時や設置後の地震発生時に高いロバスト性を確保するよう、高度に最適化されている。DryCoolマグネットは世界各地への出荷・輸送を想定しているため、クライオスタットはウェット型マグネットと同等の仕様を満たすように設計した。垂直方向5G、水平方向2Gの荷重に耐えることができる。この非常にロバストな仕様により、設置場所への輸送時にマグネットは確実に保護されている。

マグネットのエレクトロニクスパッケージとソフトウェア

DryCoolマグネットはヘリウム量が少なく、大部分の4 K部材の熱容量は無視できるほど小さいので、従来のウェット型マグネットに比べて冷凍機能の喪失に対する耐性が低い。従来の超電導マグネットは、一般に数百リットルの液体ヘリウムを使用しているため、マグネットのランプダウンが必要になる前に冷凍機能が故障しても余裕がある。DryCoolマグネットの場合は、マグネットと冷凍システムを監視し、クエンチを回避するためにマグネットのランプダウンを行うタイミングを判定する、高度なエレクトロニクスおよびソフトウェアシステムを開発した。冷凍システムが一定期間オフになった場合は、Magnet Supervisory and Control Unit (MSCU) がマグネットのランプダウンを実行し、マグネットに蓄積されたエネルギーがコールドマスに放散しないようにする。マグネットのエネルギーは受動的Run Down Load (RDL) に放散する。マグネットの減磁後に電力と冷却水の供給

が復旧すると、マグネットが運転状態にランプアップできるようRDLが能動的に冷却される。MSCUは、マグネットの自動ランプアップが可能になるタイミングを判定するために、その他にも多くのマグネットパラメーターを監視している。マグネットにはMagnet Power Supply (MPS) が組み込まれており、マグネットはMPSにより正確な設定電流値まで自動的にランプアップした後に永久モードに移行する。MSCUは、我々のサービス部門による遠隔監視の対象となる、多くのマグネットおよび冷凍機能のパラメーターを監視している。これにより、マグネットとMRIシステムの“アップタイム”を最大限確保するための予防的メンテナンス計画が可能になる。

製品ライフサイクル (PLC) コストと総所有コスト (TCO) の削減

DryCoolマグネット開発の主目標の1つが、製品ライフサイクル (Product Life Cycle; PLC) コストと総所有コスト (Total Cost of Ownership; TCO) を最小に抑えることであった。超軽量マグネットにより、多くの場合に航空輸送ではなく海上輸送または道路輸送を利用できるため、輸送コストおよび物流におけるカーボンフットプリント (CO2排出量) が減少する。軽量化により設置コストも減少し、マグネットを上階にも設置可能になっている。MAGNETOM Free.Maxは軽量・小型マグネットにより、救急治療室や診療所などの従来にない場所への設置も可能になる。クエンチパイプ不要のため、さらに設置コストが減少し、クエンチパイプが非常に長くなってしまふ場所や、配管が困難で高額な費用がかかる場所にもマグネットを設置することができる。大量のヘリウムを必要としないので、マグネット購入価格とサービスコストが減少する。マグネットが自前の電源MPSを備えているので、ほとんどの場合、必要に応じてユーザーによるマグネットのランプアップ/ダウンが可能で、サービス部門の訪問は必要ない。

結論

DryCoolマグネットは多くの最新技術とコンセプトを組み込んだ、極めて革新的な開発の成果である。革新的MRIスキャナーMAGNETOM Free.Maxの実現を可能にした重要な要素の1つ

が、この業界初となる80 cmボアのマグネットである。このマグネットは、製品ライフサイクルコストと総所有コストを最小に抑え、複雑な超電導マグネットのサービス手順をほぼ不要にしている。従来の撮影室以外の場所にも設置可能で、新たな設置場所ばかりでなく、新たな臨床分野にもMRIの利用を広げていくのに有用であることは間違いない。

Contact

Simon Calvert
Siemens HC Ltd. MR Magnet Technology
SHS DI MR R&D MD
Wharf Road
OX29 4BP Oxford
United Kingdom
simon.calvert@siemens-healthineers.com

