

# MAGNETOM Flash

The Magazine of MRI 翻訳版

Issue Number 2/2016 | ISMRM Edition

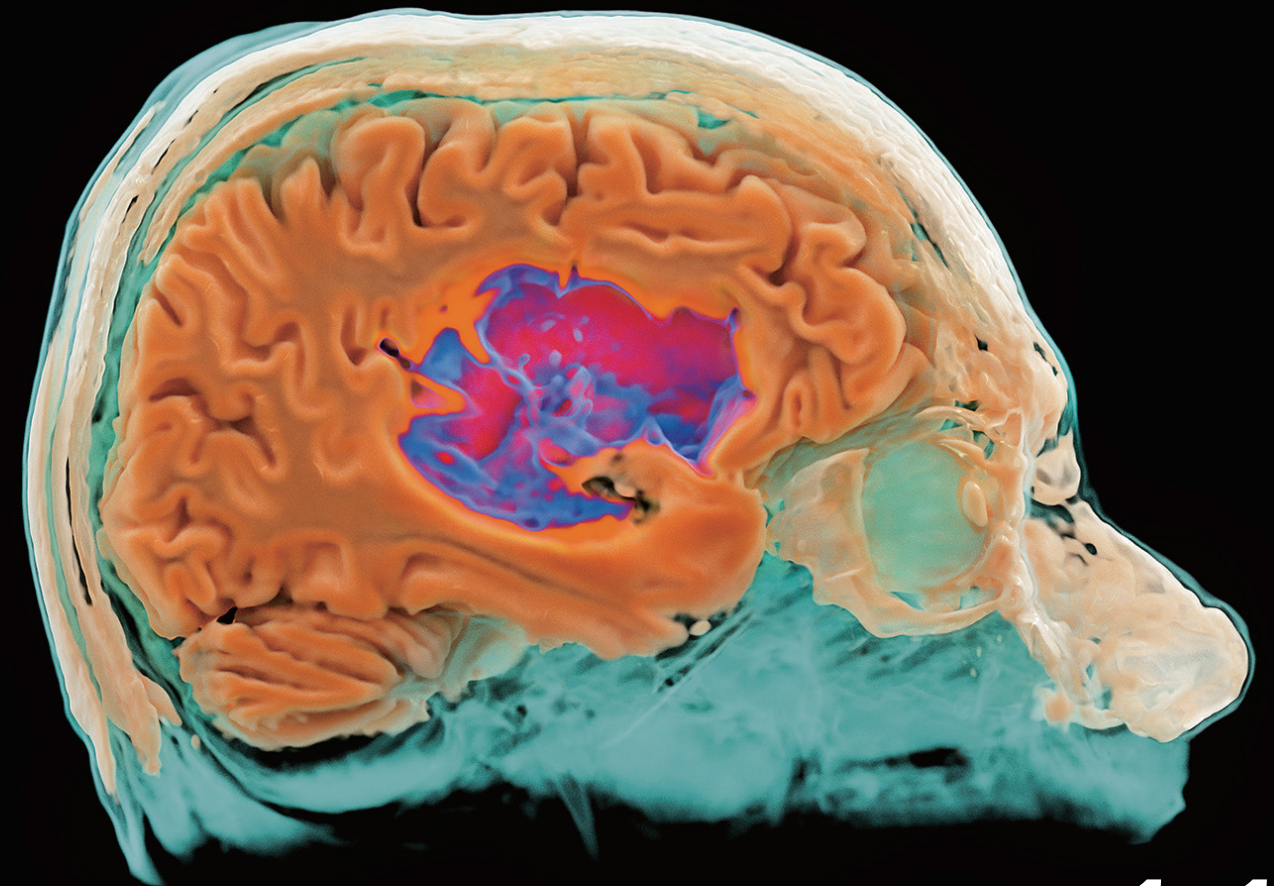
製造販売業者  
シーメンスヘルスケア株式会社

〒141-8644  
東京都品川区大崎 1-11-1  
ゲートシティ大崎ウエストタワー

本冊子に関するお問い合わせは、  
下記電話番号までお願いいたします。  
TEL 0120-041-387

仕様は予告なく変更する場合がありますのでご了承ください。なお、本冊子  
ログにはオプションが含まれています。  
詳しくは担当営業におたずねください。

**S-547** (1708GPJ3K)



# 11

Magnetic Resonance Fingerprinting  
の概要

Page 04

臨床MRIプロトコル最適化の新戦略  
迅速な検査と患者ケアの改善

Page 14

スライス固有調整 (Slice Specific Adjustment) による  
3T全身拡散強調検査の画質向上

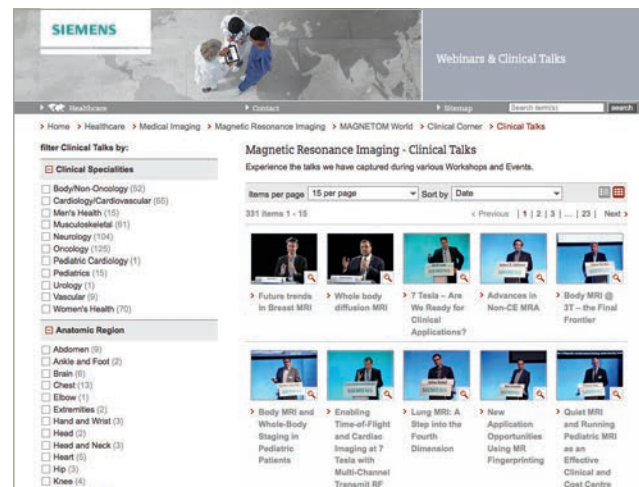
Page 18

# The MAGNETOM World

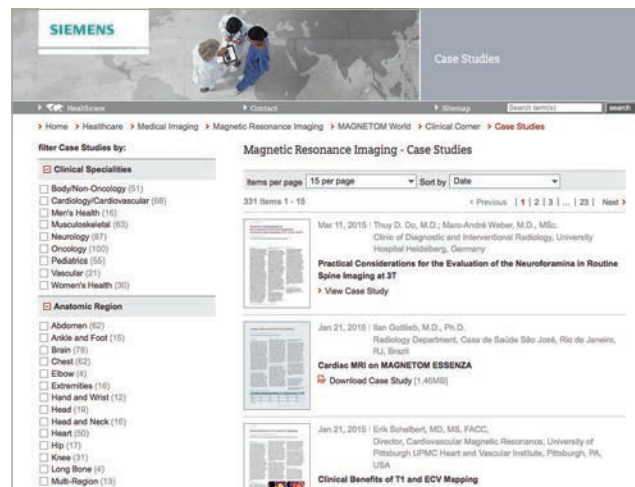
Your portal to talks, articles and case studies

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

Siemens' global MRI community offers peer-to-peer support and information. Radiologists, physicists, cardiologists, and technologists, have all contributed with publications, presentations, training documents, case studies, and more – all freely available to you via this unique network.



Don't miss the >300 lectures and presentations by international and renowned experts on all aspects of MRI that will allow you to be exposed to new ideas and alternative approaches.



The centerpiece of the MAGNETOM World Internet platform consists of MAGNETOM users' results. Here you will find case reports, articles and application tips allowing you to optimize your daily work.

Put the advantages of the MAGNETOM World to work for you!

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

MAGNETOM Worldは、世界のユーザーへの情報発信の場となっています。シーメンスが発行している情報誌MAGNETOM FLASHやドキュメントデータ、さまざまな領域のケースレポート、ユーザーによる講演ビデオ、ISMRMにおけるユーザー発表の抄録などをご覧ください。また、撮像プロトコルのご参考にしていただける画像も随時更新されていますので、是非ご覧ください。

## Content

### Technology

#### 04 Magnetic Resonance Fingerprintingの概要

Simone Coppo; Bhairav B. Mehta; Debra McGivney; Dan Ma; Yong Chen; Yun Jiang; Jesse Hamilton; Shivani Pahwa; Chaitra Badve; Nicole Seiberlich; Mark Griswold; Vikas Gulani

#### 14 臨床MRIプロトコル最適化の新戦略

迅速な検査と患者ケアの改善

Otto Rapalino, M.D.; Keith Heberlein, Ph.D.

#### 18 スライス固有調整 (Slice Specific Adjustment) による3T全身拡散強調検査の画質向上

Zhang Haibo; Xue Huadan; Alto Stemmer; Liu Hui; Stephan Kannengiesser; Berthold Kiefer; Jin Zhengyu

Cover image courtesy of Vikas Gulani, M.D.

( Department of Radiology Case Western Reserve University University Hospitals Case Medical Center 11100 Euclid Ave- Bolwell Building, Room B120 Cleveland, OH 44106 USA)

MAGNETOM WorldならびにMAGNETOM Flashに記載されている情報は、説明のみを目的としたものであり、読者が医療活動の指示として利用することを目的とするものではありません。本情報を読まれた医療関係者の皆様におかれましては、個々の患者の診断を行なう際、自らの専門知識に基づいて診断しなければならないという点をご了承ください。本資料はこのような責務に置き換わるものではなく、シーメンスはそれらに関連する目的で本資料が使用されることを意図しておりません。MAGNETOM WorldならびにMAGNETOM Flashの中に記載されている薬物および用量は、薬物の使用および適応に関する認可ラベルに従っています。治療に当たる医師は、使用に関連して処方された薬物および用量を含む、患者の診断および治療に対して一切の責任を負います。MRシステムを操作する場合は、常に取扱説明書の内容を厳密に順守する必要があります。技術データの出典は、対応するデータシートです。



# Magnetic Resonance Fingerprinting<sup>1</sup>の概要

Simone Coppo<sup>1</sup>; Bhairav B. Mehta<sup>1</sup>; Debra McGivney<sup>1</sup>; Dan Ma<sup>1</sup>; Yong Chen<sup>1</sup>; Yun Jiang<sup>2</sup>; Jesse Hamilton<sup>2</sup>; Shivani Pahwa<sup>1</sup>; Chaitra Badve<sup>1</sup>; Nicole Seiberlich<sup>1</sup>; Mark Griswold<sup>1,2</sup>; Vikas Gulani<sup>1</sup>

Departments of Radiology (1) and Biomedical Engineering (2), Case Western Reserve University, University Hospitals Case Medical Center, Cleveland, OH, USA

## はじめに

MRI は他の画像診断法に比べて多機能で、さまざまな情報 (T1、T2、Bo、拡散、灌流など) を検査・測定することができる、有力な診断・予後・治療評価ツールである。しかし、MRI には欠点もある。他の診断法に比べて時間がかかり、一般的には定性評価であり、各組織の絶対値ではなく組織間のコントラストが病変の性状評価に用いる主な情報になる。この情報は診断・予後・治療の評価に極めて有用であることが証明されているが、定量手段がないと客観的な評価

に限界が生じ、解釈のばらつきを招いたり、臨床上の目的によっては MRI の有用性が低下する。この限界を克服するために、T1 緩和時間や T2 緩和時間などの組織特性を測定できる定量評価法の開発に多大な努力が注がれた。組織特性の定量評価が可能になると、正常組織と病変組織を定量値に基づいた識別ができるようになり [1]、複数のフォローアップ研究間の検査を客観的に比較しやすくなるほか [2]、標準の強調画像より細胞レベルの変化をよく表すことができる可能性がある [3, 4]。定

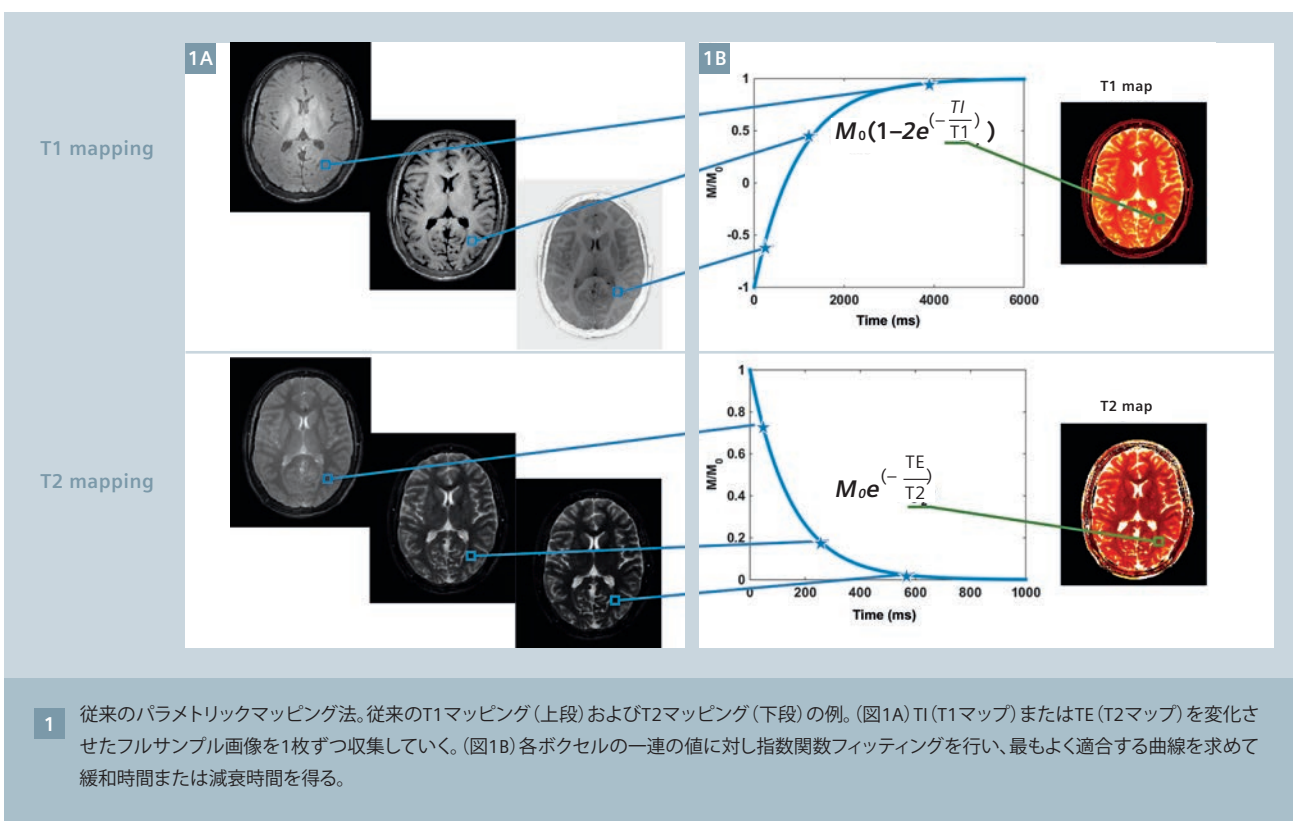
量的イメージングは心臓のびまん性の線維化 [5]、鉄沈着 [6]、肝臓の脂肪沈着 [7] などの微細な特徴を示す疾患の評価においては非常に重要である。また、T1、T2、拡散などの多様な特性が相乗効果を示して診断・予後・治療の評価に関する情報を劇的に改善するケースもある。定量的イメージングは MR コミュニティの長年の目標であったが、初期の定量的イメージングは定性的イメージングに比べて時間効率が悪いという欠点に直面した。初期の T1・T2 マッピング法では、1 回につき 1 つのパラメータを測定する。

つまり、ある 1 つの撮像パラメータを変化させ、その他のパラメータは不変で複数の画像を収集する (図1A)。次に、これらの画像と数学的モデルのフィッティングを行い、緩和時間 (T1) [8] や信号減衰時間 (T2) [9] など 1 種類のパラメータを推定する (図1B)。このプロセスを評価対象のパラメータごとに繰り返す必要がある。このように、初期の方法は 1 つを除く全てのシーケンスパラメータと信号の状態を一定にする必要があることと、1 回につき 1 種類のパラメータしか評価できないことから、スキャン時間が長くなって時間効率が非常に悪く、スキャン間に動きが発生すれば無効になる可能性があり、臨床環境には不向きであった。近年、さまざまな撮像時間の短縮方法 [10-13] や、1 回の撮像で T1 測定と T2 測定を組み合わせる方法 [14-18] が提案されている。しかし、臨床使用には依然として大きな壁があり、特に問題なのは定量評価のスピードと精度の両立である。定量的イメージングの一般的な欠点を克服するために最近開発されたのが Magnetic Resonance Fingerprinting (MRF) <sup>1</sup> である [19-21]。本法は時間効率のよい 1 回の撮像で T1、T2、相対スピン密度、Bo 不均一 (off-resonance 周波数) など複数のパラメータを同時に得ることを目指している。MRF は従来とは全く異なる方法で、定量的 MRI のやり方を根底から変えるものである。1 つを除く全てのシーケンスパラメータを固定した撮像を行う代わりに、MRF は撮像パラメータをわざと擬似ランダムに変化させ、組織ごとに固有の信号変化 (シグナルエボリューション) が生じるようにする。このシグナルエボリューションは多様な組織パラメータを組み合わせた各種の物理モデルを用いて基礎

原理からシミュレートすることができ、それをディクショナリーと呼ばれるデータベースに収録しておく。データ収集後にパターン認識アルゴリズムを用い、ボクセルごとにそのシグナルエボリューションを最もよく表すディクショナリー収録データを探し出す。そして、このデータのシミュレーションに用いたパラメータをそのボクセルに割り当てる。このプロセスは科学捜査において指紋鑑定により個人を特定するプロセスに似ている。収集したシグナルエボリューションは各組織に固有のもので、鑑定のために採取した指紋 (フィンガープリント) と見なすことができる。ディクショナリーは既知の指紋が個人情報とともに保存されたデータベースに相当する。科学捜査の場合は、各指紋にその持ち主の氏名、身長、体重、眼の色、生年月日などの個人的特徴が対応している。同様に、MRF の場合はディクショナリー内の各フィンガープリントにその発生源の組織の T1、T2、相対スピン密度、Bo、拡散などの MRI 関連特性が対応している。データ収集後に、あるボクセルのフィンガープリントを全ディクショナリー収録データと比較し、そのフィンガープリントと最もよく似たデータを明確な一致と見なす。これでそのボクセルの組織が同定され、そのフィンガープリントに対応する既知の全パラメータをディクショナリーから取り出して、そのボクセルに割り当てることができるようになる。信号成分の一意性とディクショナリーのシミュレーション精度が、組織パラメータを正しく推定するための 2 大要素となる。本稿では MRF の基本コンセプトについて説明するとともに、MRF の臨床応用例を示す。

## 撮像シーケンス

標準の定量的 MR イメージング法は複数の撮像を必要とし、各撮像においてはフーリエ領域 (k-space) の全データが得られるまでずっと同じ撮像パターン [RF 励起角度 (フリップ角、FA)、繰り返し時間 (TR)、傾斜磁場パターンなど] を繰り返す。次に、フーリエ変換を用いて各画像を再構成し、各ボクセルに非線形フィッティングプロセスを適用して T1 や T2 の緩和曲線を推定し、そこから T1 値や T2 値を求める。その方法とは異なり、MRF はフリップ角、TR、k-space 軌道 (図2A、図2B) を撮像全体にわたって擬似ランダムに変化させる。適切に変化させれば組織ごとに異なるシグナルエボリューションが生成され、組織の認識に使える固有の「フィンガープリント：指紋」が得られる。最初の MRF [19] は balanced steady-state free-precession (bSSFP または TrueFISP) シーケンスを用いていた。T1、T2、off-resonance 周波数に対する感度と、このシーケンスにより生成される定常状態の信号が十分に研究されていること [22] がその理由である。FA (図2A) は磁化の遷移状態をスムーズに変化させるために正弦曲線状の変化とし、250 のタイムポイント (画像) 分の期間にわたって 0°~60°と 0°~30°で交互に変化させる。さらにランダムな変化を加え、類似のパラメータを持つ組織の信号経時変化に違いを生じさせる。1/2 周期 (250 画像) が終了するたびに、次の 50 回分のフリップ角を 0°にして信号回復を図る。一方、TR の変化はパーリンノイズ (Perlin noise) [23] に基づき、9.34 ms~12 ms の範囲で変化させる。これらはパラメータのランダム変化の一例にすぎない。その他のランダムパターンも検討されており [19, 24]、MRF が特定のパラメータセットに限定されないことを示している。組織間の T1 の差を強調するために、撮像シーケンスの先頭に 1 つの inversion



1 従来のパラメトリックマッピング法。従来のT1マッピング (上段) およびT2マッピング (下段) の例。(図1A) TI (T1マップ) またはTE (T2マップ) を変化させたフルサンプル画像を1枚ずつ収集していく。(図1B) 各ボクセルの一連の値に対し指数関数フィッティングを行い、最もよく適合する曲線を求めて緩和時間または減衰時間を得る。

<sup>1</sup> 本法は開発中の段階でまだ市販されていない。今後の販売は未定。本稿は開発前段階の研究報告であるため、本稿の結果は全て予備的なものであり、一般化することや結論を導くことはできない。本法は設計変更を繰り返す可能性があり、製品化とその内容・機能については未定。



recovery パルスを加える (図2B)。TR ごとに、大幅にアンダーサンプルされた画像を再構成する (図2C)。元の画像シリーズはそれ自体では役に立たないが、各ボクセルには後でマッチング (同定) に使えるフィンガープリントが含まれているのが分かる。収集する画像 (タイムポイントとも言う) の総数は、画像の分解能やアンダーサンプリングレート、マッチング法などに応じて 1,000 枚 [19] から 2,500 枚 [21] までの幅がある。我々はほとんどの場合、最短時間の傾斜磁場とゼロモーメント補正を備えるよう設計された variable density spi-

ral 軌道 [25] を用いている。例えば、 $128 \times 128$  マトリクスの場合には 1 つの軌道 (インターリーブ) で k-space の中心部をサンプルし、48 のインターリーブで k-space の外周部をサンプルする。 $256 \times 256$  マトリクスの場合には 24 のインターリーブで k-space の中心部をサンプルし、48 のインターリーブで k-space の外周部をサンプルする。TR ごとに 1 つのインターリーブを収集して 1 つの画像 (タイムポイント) を再構成する。次の TR で収集するインターリーブ

は、その前の状態から  $7.5^\circ$  ( $\cong 2\pi/48$ ) 回転させる。MRF のフレームワークは TrueFISP ベースの撮像に限らず、ほぼ全てのシーケンスに適用することができる。例えば、広い FOV のスキャンや高磁場スキャナで見られるバンディングアーチファクトを回避するために、steady-state precession (FISP) シーケンスを用いた MRF フレームワークがある [20]。FISP シーケンスは T1 および T2 に対する感度は高いが、off-resonance 周波数に対する感度は低下する。これは TR ごとにアンバランスな傾斜磁

場を加えるため、信号は 1 ボクセル内のスピンの合計となり、バンディングアーチファクトの影響を受けにくくなる。しかし、このアンバランスな傾斜磁場のために、FISP シーケンスは TrueFISP シーケンスに比べて遷移状態が短くなる。そのため、信号とアンダーサンプリングアーチファクトの非干渉性 (インコヒーレンス) を維持してフィンガープリントを同定できるようにするためには、TrueFISP シーケンスの場合とはやや異なる方法で擬似ランダムな FA 変化を行う必要がある。つまり、FA は正弦曲線状に変化させ、1/2 周期ごとに到達する最大 FA を  $5^\circ \sim 90^\circ$  の範囲でランダムに変化させる。TR の変化は常にパーリンノイズパターンに基づき、11.5 ms  $\sim$  14 ms の範囲で変化させる。

### ディクショナリーの生成

ディクショナリーは MRF フレームワークの心臓部と見なすことができる。ディクショナリーは撮像時に観察される可能性があるシグナルエボリューションを生理学的に考えられる限り全て収録したデータベースであり、これにより各ボクセル内の組織を同定することができる。指紋鑑定プロセスと同様に、MRF はあらゆる候補データを収録した十分に大きなデータベースが利用できる場合のみ効果を発揮する。MRF のディクショナリーはコンピュータ上で、撮像時のスピンの挙動をシミュレートして実際のシグナルエボリューションを予測するアルゴリズムを用いて生成される。TrueFISP ベースの撮像で検討したい組織パラメータセットがある場合は (図2D)、Bloch 方程式 [26] を用いてスピンに対する撮像シーケンスの各種作用をシミュレートする。したがって、MRF で取り出せる情報は、どの物理的作用をどのようにシミュレートしたかに関係する。開発の初期段階では T1、T2、off-resonance のシミュレーションが組み込まれたが、ほかにも部分容積 [19]、拡散 [27]、灌流 [28] といった組織特性のシミュレーションと抽出が可能である。

Parameter	TrueFISP			FISP		
	Min value	Max value	Step size	Min value	Max value	Step size
T1 (ms)	100	2000	20	20	3000	10
	2000	5000	300	3000	5000	200
T2 (ms)	20	100	5	10	300	5
	100	200	10	300	500	50
	200	1900	200	500	900	200
Off-resonance (Hz)	-250	-190	20			
	-50	50	1			
	190	250	20			

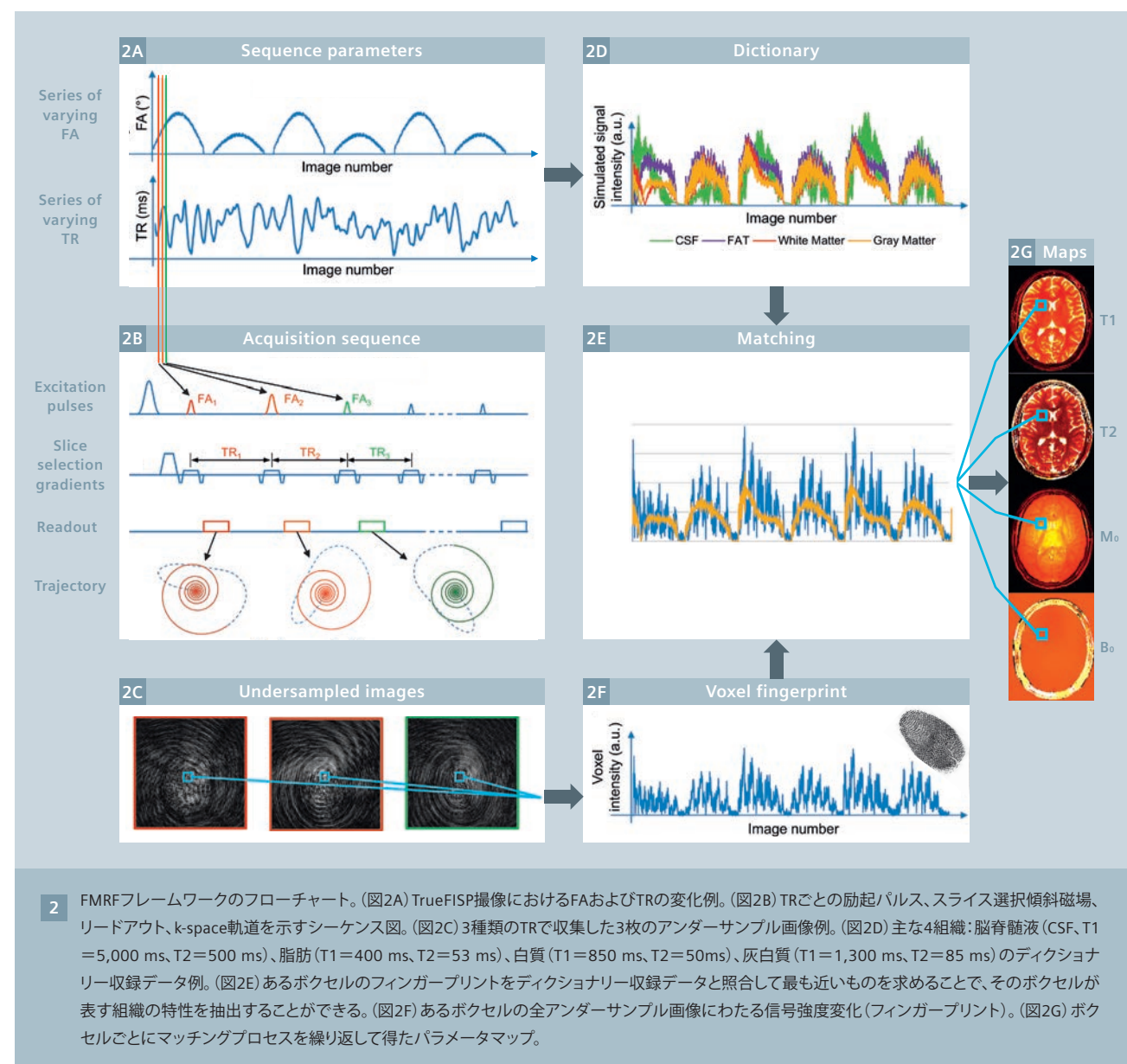
表1: TrueFISPシーケンス (左) および FISPシーケンス (右) 用のディクショナリー生成に用いるパラメータの範囲およびステップサイズ (値を変化させるステップ)

ディクショナリーはそのサイズが重要である。収集されうる全ての組織パラメータを確実に同定するには、T1、T2、off-resonance 周波数の組み合わせを幅広くシミュレートする必要がある。表 1 に示すパラメータ範囲の標準的な TrueFISP ディクショナリーでは合計 36 万 3,624 通りの組み合わせになり、人体で一般的に認められるパラメータ値が含まれる。標準的なデスクトップパソコンで C++ ベースのスクリプトを用い、1,000 タイムポイントのディクショナリーの計算を行うと、所要時間は約 2.5 分、メモリーサイズは 2.5 GB になる。ディクショナリーのサイズや分解能をさらに向上させると得られるマップの精度も向上するが、その代償として再構成の所要時間や必要なメモリー容量が増大する [19]。FISP 撮像のシミュレーションは上記の方法とは異なる。FISP 撮像の場合はさまざまな周波数での磁化ベクトル (isochromat) のシミュレーションが必要で、それを後から結合するので、Bloch 方程式によるシミュレーションプロセスでは時間がかかる可能性がある。それに代わる時間効率のよいシミュレーション法が Extended Phase Graph (EPG) 法 [29] で、シーケンスの作用を受けるスピン系を離散的な位相状態の集まりとして表すことができ、アンバランスな傾斜磁場によって強くディフェー

ズされるスピンのシグナルエボリューションをシミュレートするのに理想的である。FISP シーケンスは TrueFISP に比べて off-resonance に対する感度が低いので、そのディクショナリーには T1 緩和時間と T2 緩和時間のみが計算対象パラメータとして組み込まれる (表 1)。ディクショナリー収録データは 1 万 8,838 個になり、標準的なデスクトップパソコンで計算時間は約 8 分、メモリーサイズは約 1.2 GB になる。使用シーケンスを問わず、ディクショナリーは事前に 1 回計算するだけでよい。それを後からスキャナ上で用い、シミュレートしたシーケンスパラメータで収集した各 MRF 画像を再構成すればよい。

### マッチング

データ収集後に各ボクセルのフィンガープリント (図2F) を正規化したものと、正規化された全ディクショナリー収録データを比較して、そのボクセルの組織を同定する (図2E)。最も単純な方式のマッチングとして、ボクセルの信号とシミュレートした各フィンガープリント信号との内積を取り、最高値を返すデータがその組織特性を最もよく表すものと見なし、そのデータの T1 値、T2 値、off-resonance 値をそのボクセルに割り当てる (図2G)。一方、相対スピン密度 ( $M_0$ ) マップは、収集したフィンガープリ





ントとシミュレートしたフィンガープリントのスケールリングファクターとして計算される。内積は安定した演算であることが実証されており、アンダーサンプリングによるSNR低下や多少のモーションアーチファクトが存在する場合でも正しく組織を分類することができる[19]。本法は個々のシグナルエボリューションがインコヒーレントなので、単一ボクセル内に存在する異なる組織成分（部分容積効果）を識別できる可能性もある。異なる組織が混在したボクセルのフィンガープリント(S)は、各成分(D)の加重合計(w)と見なすことができる( $S = Dw$ )。各成分がアプリアリ（事前）に分かっていれば、この式の適正な逆問題解[(D)-1S = w、ここで(D)-1はDの擬似逆行列]が各ボクセルにおける各成分の重みを与えることが示されている[19, 31]。パターン認識アルゴリズムはスキャナで撮像ごとに実行されるので、MRF技術とそれによって得られる結果臨床的有用性を発揮するには、この演算が適切な時間で実行されることが極めて重要である。内積を用いるダイレクトマッチングは正確だが、分解能128 × 128、1,000タイムポイントの2Dスライスと収録データ数36万3,624個のディクショナリーとのマッチングには最長で約160秒かかる可能性がある。同様にFISPの場合は、256 × 256ボクセル、1,000タイムポイントの2D画像と収録データ数1万8,838個のディクショナリーとのマッチングに約30秒かかる。ディクショナリーを時間の次元またはパラメータの組み合わせの次元で圧縮し、必要な比較の回数を減らすことでマッチングを高速化できる可能性がある。特異値分解(singular value decomposition; SVD)を用いてディクショナリーを時間の次元で圧縮することが可能で、それによりTrueFISPディクショナリーのマッチング時間は1/3.4に、FISPディクショナリーのマッチング時間は最

大1/4.8に短縮されることが示されている[31]。SVDベースのディクショナリー圧縮はパラメータ推定精度の低下が2%未満である。本法では、SVDで得られる最初の25~200個の特異ベクトルで構成される低次元の部分空間にディクショナリーを射影する。収集したフィンガープリントを同じ部分空間に射影し、射影された信号と圧縮されたディクショナリーを用いてマッチングを実行する。このフレームワークは計算回数が減少するので、部分空間へのデータ射影という追加演算にもかかわらず最終的な計算時間が短縮される。マッチングの計算時間を短縮するもう1つの方法がパラメータ組み合わせの低次元化で、高速グループマッチングアルゴリズム[32]が開発されている。本法では、強い相関を持つディクショナリー収録データを1つのグループにまとめ、そのグループを最もよく表す代表信号を新たに生成する。したがって、マッチングは2段階に分かれる。まず、収集したフィンガープリントを各グループの代表信号と照合し、相関が最も高いグループのみを検討対象として残す。次に、そのフィンガープリントと残ったディクショナリー収録データを照合し、最もよく一致するものをパラメータ割り当て用データとして得る。このアルゴリズムはマッチングの計算スピードがSVD圧縮に比べて1桁速く、ダイレクトマッチングに比べて2桁速いが、大幅なマッチングの質の低下はない。このようなテクニックを用いれば、MRFの臨床使用を実現できる可能性がある。

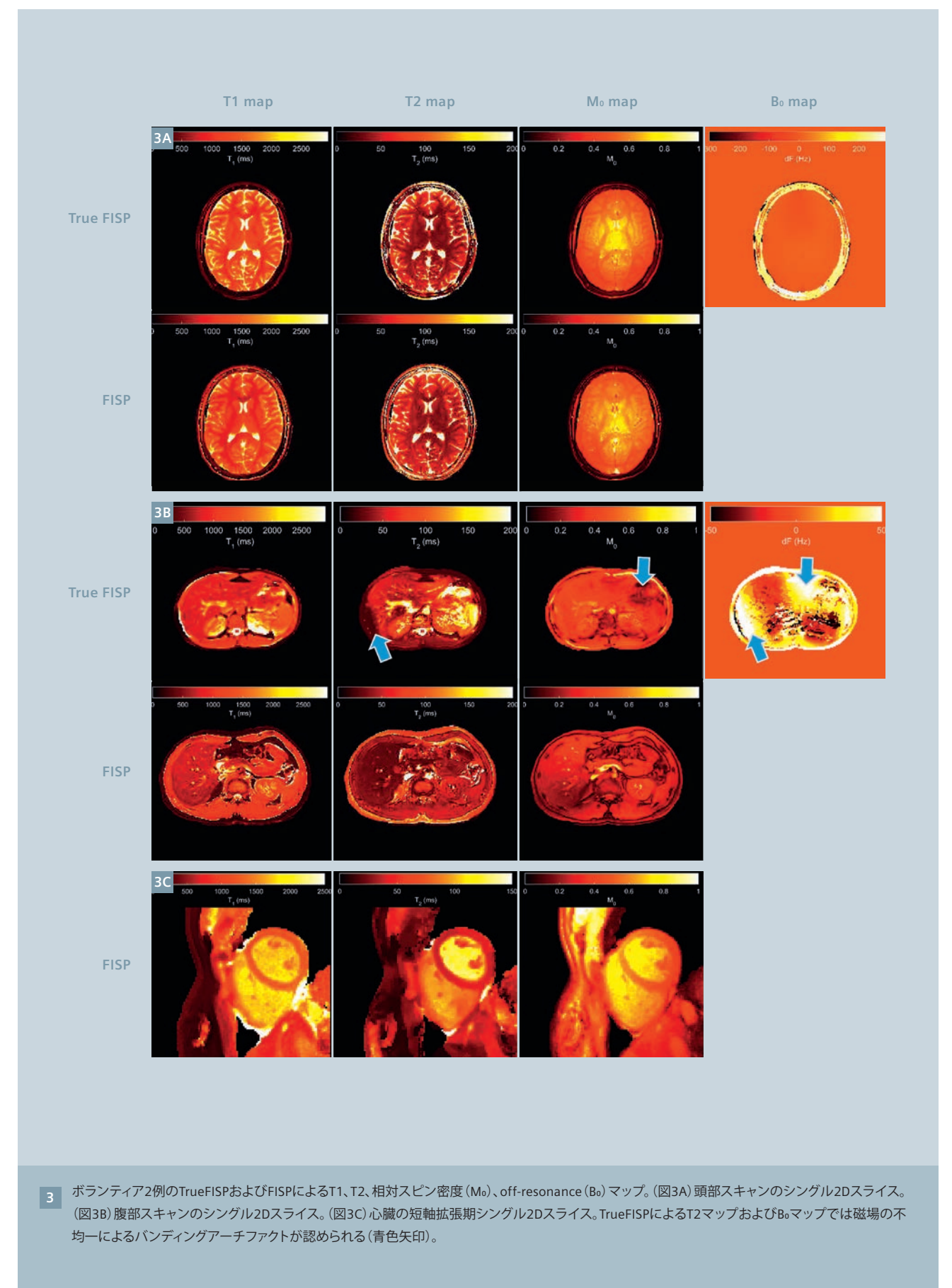
### アンダーサンプリングとモーション

MRFで得られるパラメータマップは、従来の再構成法とは対照的にパターン認識アルゴリズムの産物であり、そのためMRFは各種の画像アーチファクトに強い。この効果を強めるのがFA、TR、

k-space軌道のランダムな変化で、その目的は各種組織のフィンガープリントを識別することだけでなく、フィンガープリント間のインコヒーレンスを高める狙いもある。ノイズやアンダーサンプリングアーチファクトと信号がインコヒーレントである限り、信号ノイズ比が低い場合やアクセラレーション実施下でもマッチングによってシグナルエボリューションを認識することができる。また、不鮮明な指紋や部分的な指紋でも正しく鑑定できるのと同様に、MRFもフィンガープリントがモーションにより部分的に破損している場合にモーションアーチファクトを残さずパラメトリックマップを生成することができる[19]。

### ボランティアの撮像

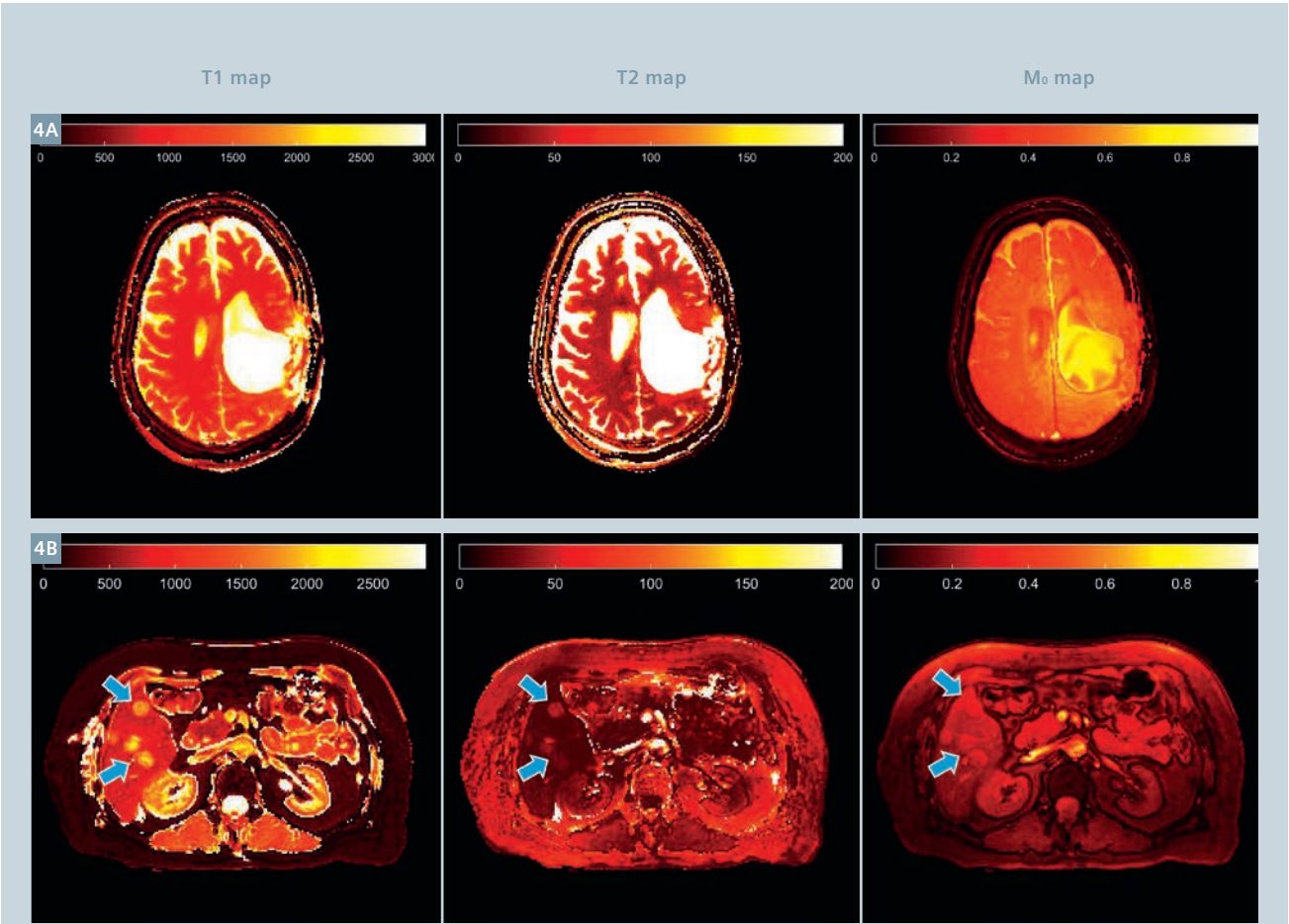
ボランティアを対象にMRFの試験を行い、脳、腹部、心臓の2Dスキャンを行った。全てのin vivo試験が施設内倫理委員会のガイドラインに従って行われ、各被検者からデータ収集前にインフォームドコンセント書類への署名を得た。スキャンは3T MAGNETOM Skyraシステムで20チャンネル・ヘッドコイルまたは18チャンネル・フェーズドアレイボディコイル＋スパインコイルを用いて行った。脳のスキャンでは、撮像パラメータの変化(FAおよびTR)を前述の通り設定し、3,000タイムポイントを収集した。FOVは300 mm × 300 mm、スライス厚は5 mm、マトリクスサイズは256 × 256であった。撮像時間は2D TrueFISPスライス1枚が38秒、FISP撮像が41秒であった。心臓MRFスキャンは、ECGトリガー使用でデータ収集を拡張中期に限定するよう調整したパルスシーケンスを用いた[35]。16心拍にわたる息止めで合計768タイムポイントを収集し、スキャンウインドウは250 ms、FOVは300 mm × 300 mm、スライス厚は8 mm、マトリクスサイズは192 × 192であった[35]。腹部および心臓の撮像では、それ





Tissue	T1 (ms)		T2 (ms)	
	MRF	Literature	MRF	Literature
White matter	685 ± 33 [19]	608–756 [34, 40–42]	65 ± 4 [19]	54–81 [34, 40–42]
	781 ± 61 [20]	788–898 [43]	65 ± 6 [20]	78–80 [43]
Gray matter	1180 ± 104 [19]	998–1304 [34, 40–42]	97 ± 5.9 [19]	78–98 [34, 40–42]
	1193 ± 65 [20]	1286–1393 [43]	109 ± 11 [20]	99–117 [43]
Cerebrospinal fluid	4880 ± 379 [19]	4103–5400 [34, 40–42]	550 ± 251 [19]	1800–2460 [34, 40–42]
Liver	745 ± 65 [21]	809 ± 71 [44]	31 ± 6 [21]	34 ± 4 [44]
Kidney medulla	1702 ± 205 [21]	1545 ± 142 [44]	60 ± 21 [21]	81 ± 8 [44]
Kidney cortex	1314 ± 77 [21]	1142 ± 154 [44]	47 ± 10 [21]	76 ± 7 [44]
Skeletal muscle	1100 ± 59 [21]	1017 ± 78 [45]	44 ± 9 [21]	50 ± 4 [46]
Fat	253 ± 42 [21]	343 ± 37 [45]	77 ± 16 [21]	68 ± 4 [44]

表2：MRFで測定した各種組織のT1緩和時間およびT2緩和時間と文献報告値の対応表



4 患者画像例。脳[16]および腹部[20]のFISPプロトコルを用いて得たT1、T2、相対スピン密度(M<sub>0</sub>)の定量マップ。(図4A)脳腫瘍患者のマップ。(図4B)69歳の転移性乳がん患者のマップ。転移(青色矢印)は周囲組織に比べて全ての組織パラメータ値が増大している。



5 通常の強調画像の合成。図3および図4のFISP MRFによるT1、T2、M<sub>0</sub>マップから再構成した健康ボランティアおよび脳腫瘍患者のT1強調画像およびT2強調画像。

ぞれ参考文献[21] および[35] に示す方法で k-space 軌道および撮像プロトコルを調整した。ディクショナリーを前述の通り生成し、SVD ベースのマッチングを用いてパラメータを推定した。図3に、ボランティアスキャンで得た脳(図3A)、腹部(図3B)、心臓(図3C)のマップを示す。FISP および TrueFISP の両 MRF とともに、高分解能のマルチパラメトリック組織マップが得られた。FISP 撮像は off-resonance の情報がないという欠点があるが、バンディングアーチファクトの影響を受けにくいという利点がある。したがって、FISP MRF は腹部の撮像に有利である。急激な磁化率の変化があって大きな FOV が必要な腹部では、balanced SSFP 撮像はバンディングアーチファクトを招く。MRF マップで得た値は、全般的に標準のマップング法によるものとよく一致しており[20]、表2に示すように文献に報告され

た組織パラメータ値ともよく一致している[19, 24]。ただし、CSF および脂肪の値に関しては不一致が見られる。CSF の T2 値が MRF と文献で異なるのは、ディクショナリーのシミュレーション時にスライス面貫通方向の CSF の動きを考慮していないことで説明がつく[19]。一方、脂肪の T1 値の相違は、T1 の範囲 100～600 ms に対して T1 ディクショナリーの分解能が意図的に低くなっていること(100 ms)が主な原因である[21] MRF は従来のマップング法に比べて非常に効率がよく[19-21]、DESPOT のような高速 T1・T2 マッピング併用法と比べても高効率である[19, 36]。MRF フレームワークはその効率と精度の高さゆえに、臨床的に妥当な撮像時間で情報を失わずにパラメトリックマップングを行うことができる。この方法なら、マ

ルチパラメトリックマップングを臨床環境に組み込める可能性がある。

患者の撮像

MRF による撮像は患者を対象とした試験でも好成績であった。図4は、臨床環境において脳および腹部の MRF が実現可能であることを示している。脳腫瘍の患者と乳がんの肝転移の患者のデータを前述の FISP 撮像で収集した(図4)。転移病変の T1 緩和時間が周囲組織に比べて長いことが分かる。転移性腺がんの患者6例において、転移性腺がんの平均 T1 値は約 1,673 ± 331 ms、平均 T2 値は約 43 ± 13 ms であることが示された。これらの値は周囲組織の値(それぞれ 840 ± 113 ms および 28 ± 3 ms) に比べて非常に長い[21]。最近の研究では、組織の緩和時間を用いて腫瘍の治療効果を予測できるかどうかを検討されており、例えば T1 緩和時間は化学療法の効果を示す指標になる可能性がある[35, 36]。このように、高速マルチパラメトリックマップングは多特性を同時評価できる世界への道を開く可能性があり、そうなれば病変の特性をより深く評価することや、病態と進行に関する理解を深めることが可能になるかもしれない。

合成強調画像

また、1回の MRF スキャンで得た複数のパラメータマップから、“標準の”強調画像をレトロスペクティブに計算・評価することもできる。図5に、前述のボランティアおよび患者の頭部スキャンで得た FISP T1 マップおよび同 T2 マップから計算した、T1 強調画像および T2 強調画像の例を示す。

結論

MRF は全く新しい MRI のフレームワークであり、そのパルスシーケンスデザインは画像の収集ではなく組織特性の直接測定を目的としている。MRF では、シーケンスによって各組織に固有のシ



グナルエボリューション、すなわちフリンガープリントを生成し、それを理論上のシグナルエボリューション群と照合することにより、1回の撮像で複数の組織特性を測定する。測定を1回行えばさまざまな組織固有の特性を直接知ることができ、それらの情報の相乗効果で診断・予後・治療の評価が改善される可能性がある。本稿では2種類のMRFしか示さなかったが、MRFフレームワークではパラメータをランダムに変化させてよいので、標準のMRIシーケンスに比べてシーケンスデザインの自由度が高い。この自由度ゆえに、これまでにない特性を検査・測定できる、全く新しい可能性を持った撮像・再構成法の世界が我々の前に開かれたのである。本稿はT1、T2、M<sub>0</sub>、B<sub>0</sub>の特性評価に的を絞ったが、MRFはこれらに限定されない。MRFの可能性を引き出すさまざまな研究が行われており、拡散 [27]、動脈スピラベリング [28, 42, 43]、化学交換 [44] などが検討されている。MRFはパターン認識の性質上、撮像がアンダーサンプリングやモーションによるアーチファクトの影響を受けにくく、マルチパラメトリックマッピング法を臨床環境に組み込む上で非常に重要な高効率、高精度、高ロバスト性が得られる。さらに、標準のMRI撮像法に比べて高効率でアーチファクトに強いので、MRI検査の所要時間、ひいては費用を削減できる可能性があり、他の画像診断法に比べて低費用で競争力が高いものになる可能性がある。

## References

- 1 Larsson H, Frederiksen J. Assessment of demyelination, edema, and gliosis by in vivo determination of T1 and T2 in the brain of patients with acute attack of multiple sclerosis. *Magn Reson Med* [Internet]. 1989;348:337–48. Available from: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mrm.1910110308/abstract>
- 2 Usman AA, Taimen K, Wasielewski M, et al. Cardiac magnetic resonance T2 mapping in the monitoring and follow-up of acute cardiac transplant rejection: a pilot study. *Circ Cardiovasc Imaging* [Internet]. 2012;5(6):782–90. Available

- from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23071145>
- 3 Payne AR, Berry C, Kellman P, et al. Bright-blood T 2-weighted MRI has high diagnostic accuracy for myocardial hemorrhage in myocardial infarction a preclinical validation study in swine. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2011;4(6):738–45.
  - 4 Van Heeswijk RB, Feliciano H, Bongard C, et al. Free-breathing 3 T magnetic resonance T2-mapping of the heart. *JACC Cardiovasc Imaging* [Internet]. 2012 Dec;5(12):1231–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23236973>
  - 5 lles L, Pfluger H, Phrommintikul A, et al. Evaluation of Diffuse Myocardial Fibrosis in Heart Failure With Cardiac Magnetic Resonance Contrast-Enhanced T1 Mapping. *J Am Coll Cardiol*. 2008;52(19):1574–80.
  - 6 Hernando D, Levin YS, Sirlin CB, Reeder SB. Quantification of liver iron with MRI: state of the art and remaining challenges. *J Magn Reson Imaging* [Internet]. 2014 Nov;40(5):1003–21. Available from: <http://www.pubmed-central.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4308740&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
  - 7 Reeder SB, Cruite I, Hamilton G, Sirlin CB. Quantitative assessment of liver fat with magnetic resonance imaging and spectroscopy. *J Magn Reson Imaging* [Internet]. 2011 Oct;34(4):729–49. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21928307>
  - 8 Look DC, Locker DR. Time saving in measurement of NMR and EPR relaxation times. *Rev Sci Instrum*. 1970;41(2):250–1.
  - 9 Huang TY, Liu YJ, Stemmer A, Poncelet BP. T2 measurement of the human myocardium using a T 2-prepared transient-state trueFISP sequence. *Magn Reson Med*. 2007;57:960–6.
  - 10 Mehta BB, Chen X, Bilchick KC, Salerno M, Epstein FH. Accelerated and navigator-gated look-locker imaging for cardiac T1 estimation (ANGIE): Development and application to T1 mapping of the right ventricle. *Magn Reson Med*. 2015;73(1):150–60.
  - 11 Zhu DC, Penn RD. Full-brain T1 mapping through inversion recovery fast spin echo imaging with time-efficient slice ordering. *Magn Reson Med*. 2005;54(3):725–31.
  - 12 Cheng H-LM, Wright GA. Rapid High-Resolution T1 Mapping by Variable Flip Angles: Accurate and Precise Measurements in the Presence of Radiofrequency Field Inhomogeneity. *Magn Reson Med*. 2006;55:566–76.
  - 13 Doneva M, Börnert P, Eggers H, Stehning C, S  n  gas J, Mertins A. Compressed sensing reconstruction for magnetic resonance parameter mapping. *Magn Reson Med*. 2010;64(4):1114–20.
  - 14 Deoni SCL, Rutt BK, Peters TM. Rapid combined T1 and T2 mapping using

- gradient recalled acquisition in the steady state. *Magn Reson Med*. 2003;49(3):515–26.
- 15 Blume U, Lockie T, Stehning C, et al. Interleaved T1 and T2 relaxation time mapping for cardiac applications. *J Magn Reson Imaging*. 2009;29:480–7.
  - 16 Warntjes JBM, Dahlqvist O, Lundberg P. Novel method for rapid, simultaneous T1, T2\*, and proton density quantification. *Magn Reson Med*. 2007;57(3):528–37.
  - 17 Schmitt P, Griswold MA, Jakob PM, et al. Inversion recovery TrueFISP: quantification of T(1), T(2), and spin density. *Magn Reson Med*. 2004;51(4):661–7.
  - 18 Ehses P, Seiberlich N, Ma D, et al. IR TrueFISP with a golden-ratio-based radial readout: Fast quantification of T1, T2, and proton density. *Magn Reson Med*. 2013;69(1):71–81.
  - 19 Ma D, Gulani V, Liu K, et al. Magnetic resonance fingerprinting. *Nature* [Internet]. 2013;495(7440):187–92.
  - 20 Jiang Y, Ma D, Seiberlich N, Gulani V, Griswold M a. MR fingerprinting using fast imaging with steady state precession (FISP) with spiral readout. *Magn Reson Med* [Internet]. 2014;. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25491018>
  - 21 Chen Y, Jiang Y, Pahva Shivani, et al. MR Fingerprinting for Rapid Quantitative Abdominal Imaging. *Radiology*. 2016;000(0):1–9.
  - 22 Schmitt P, Griswold MA, Gulani V, Haase A, Flentje M, Jakob PM. A simple geometrical description of the TrueFISP ideal transient and steady-state signal. *Magn Reson Med*. 2006;55(1):177–86.
  - 23 Perlin K. An image synthesizer. *ACM SIGGRAPH Comput Graph*. 1985;19(3):287–96.
  - 24 Ma D, Pierre EY, Jiang Y, et al. Music-based magnetic resonance fingerprinting to improve patient comfort during MRI examinations. *Magn Reson Med* [Internet]. 2015; Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/mrm.25818>
  - 25 Lee JH, Hargreaves B a., Hu BS, Nishimura DG. Fast 3D Imaging Using Variable-Density Spiral Trajectories with Applications to Limb Perfusion. *Magn Reson Med*. 2003;50(6):1276–85.
  - 26 Bloch F. Nuclear induction. *Phys Rev*. 1946;70:460–85.
  - 27 Jiang Y, Wright KL, Seiberlich N, Gulani V, Griswold MA. Simultaneous T1, T2, diffusion and proton density quantification with MR fingerprinting. In: In proceedings of the 22nd annual meeting of ISMRM meeting & exhibition in Milan, Italy. 2014. p. 28.
  - 28 Wright KL, Ma D, Jiang Y, Gulani V, Griswold MA, Luis H-G. Theoretical framework for MR fingerprinting with ASL: simultaneous quantification of CBF, transit time, and T1. In: In proceedings of the 22nd annual meeting of ISMRM meeting & exhibition in Milan, Italy. 2014. p. 417.
  - 29 Weigel M, Schwenk S, Kiselev VG, Scheffler K, Hennig J. Extended phase graphs with anisotropic diffusion. *J Magn Reson*. 2010;205(2):276–85.

- 30 Deshmane AV, Ma D, Jiang Y, et al. Validation of Tissue Characterization in Mixed Voxels Using MR Fingerprinting. In: In proceedings of the 22nd annual meeting of ISMRM meeting & exhibition in Milan, Italy. 2014. p. 0094.
- 31 McGivney D, Pierre E, Ma D, et al. SVD Compression for Magnetic Resonance Fingerprinting in the Time Domain. *IEEE Trans Med Imaging*. 2014;0062(12):1–13.
- 32 Cauley SF, Setsonpomp K, Ma D, et al. Fast group matching for MR fingerprinting reconstruction. *Magn Reson Med* [Internet]. 2014;00. Available from: <http://dx.doi.org/10.1002/mrm.25439>
- 33 Hamilton JI, Jiang Y, Chen Y, et al. MRF for Rapid Quantification of Myocardial T1, T2, and Proton Spin Density. *Magn Reson Med*. 2016;In press.
- 34 Deoni SCL, Peters TM, Rutt BK. High-resolution T1 and T2 mapping of the brain in a clinically acceptable time with DESPOT1 and DESPOT2. *Magn Reson Med*. 2005;53(1):237–41.
- 35 Jamin Y, Tucker ER, Poon ES, et al. Evaluation of Clinically Translatable MR Imaging Biomarkers of Therapeutic Response in the TH- MYCN Transgenic Mouse Model of Neuroblastoma. *Radiology*. 2012.
- 36 Weidensteiner C, Allegrini PR, Sticker-Jantschkeff M, Romanet V, Ferretti S, McSheehy PM. Tumour T1 changes in vivo are highly predictive of response to chemotherapy and reflect the number of viable tumour cells - a preclinical MR study in mice. *BMC Cancer*. 2014;14(1):88.
- 37 Christen T, Pannetier NA, Ni WW, et al. MR vascular fingerprinting: A new approach to compute cerebral blood volume, mean vessel radius, and oxygenation maps in the human brain. *Neuroimage* [Internet]. 2014 Apr 1 [cited 2015 Nov 19];89:262–70. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3940168&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- 38 Pan S, Mao D, Peiyang L, Yang L, Babu W, Hanzhang L. Arterial Spin Labeling without control/label pairing and post-labeling delay: an MR fingerprinting implementation. In: In proceedings of the 23rd annual meeting of ISMRM meeting & exhibition in Toronto, Canada. 2015. p. 0276.

- 39 Hamilton JI, Deshmane AV, Stephanie H, Griswold MA, Seiberlich N. Magnetic Resonance Fingerprinting with Chemical Exchange (MRF-X) for Quantification of Subvoxel T1, T2, Volume Fraction, and Exchange Rate. In: In proceedings of the 23rd annual meeting of ISMRM meeting & exhibition in Toronto, Canada. 2015. p. 0329.
- 40 Vymazal J, Righini A, Brooks RA, et al. T1 and T2 in the Brain of Healthy Subjects, Patients with Parkinson Disease, and Patients with Multiple System Atrophy: Relation to Iron Content. *Radiology*. 1999;211(2):489–95.
- 41 Whittall KP, MacKay AL, Graeb DA, Nugent RA, Li DK, Paty DW. In vivo measurement of T2 distributions and water contents in normal human brain. *Magn Reson Med*. 1997;37(1):34–43.
- 42 Poon CS, Henkelman RM. Practical T2 quantitation for clinical applications. *J Magn Reson Imaging*. 1992;2(5):541–53.
- 43 Wansapura JP, Holland SK, Dunn RS, Ball WS. NMR relaxation times in the human brain at 3.0 tesla. *J Magn Reson Imaging*. 1999;9(4):531–8.
- 44 de Bazelaire CM, Duhamel GD, Rofsky NM, Alsop DC. MR imaging relaxation times of abdominal and pelvic tissues measured in vivo at 3.0 T: preliminary results. *Radiology*. 2004;230(3):652–9.
- 45 Chen Y, Lee GR, Aandal G, et al. Rapid volumetric t1 mapping of the abdomen using three-dimensional through-time spiral GRAPPA. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2016 Apr;75(4):1457-65.
- 46 Stanisz GJ, Odobina EE, Pun J, et al. T1, T2 relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T. *Magn Reson Med* [Internet]. 2005/08/09 ed. 2005;54(3):507–12. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16086319>.

## Contact

Vikas Gulani, M.D.  
Department of Radiology  
Case Western Reserve University  
University Hospitals Case Medical Center  
11100 Euclid Ave  
Bolwell Building, Room B120  
Cleveland, OH 44106  
USA  
[vxg46@case.edu](mailto:vxg46@case.edu)





# 臨床MRIプロトコル最適化の新戦略 迅速な検査と患者ケアの改善

Otto Rapalino, M.D.<sup>1</sup>; Keith Heberlein, Ph.D.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Neuroradiology Division, Department of Radiology, Massachusetts General Hospital, Boston, MA, USA

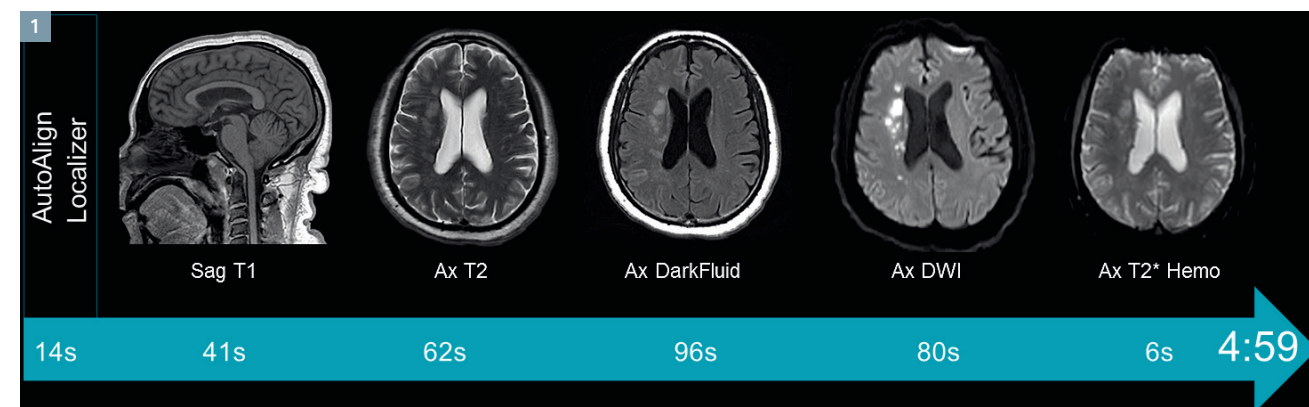
<sup>2</sup> Director of Neuro Applications Development, Siemens Healthcare USA

医療費や患者の価値観に基づく治療結果への関心の高まりが、MRI 業界に革命的な変化を引き起こしつつある。MRI は時間がかかる非常に高額な画像診断法であるという古い印象を払拭するために、MRI にかかわる研究者、臨床医、企業の専門家が手を組んでプログラムを構築する必要がある。先進技術の利用、読影手順の改善、MRI の標準的な操作習慣の変更を通して、2 者の協力による改革を実現できる可能性がある。シーメンスの MRI 部門は、ボストンの Massachusetts General Hospital (MGH、マサチューセッツ総合病院) と共同でそのようなプログラムを構築しており、その初めての成果が先ごろ立ち上げられた GOBrain という形で利用可能になった。GOBrain は 5 分でプッシュボタン式（ボタンを一つ押すような簡単操作）で脳の診断検査が行える新しいアプリケーションである。本稿では、GOBrain を実現するための戦略的アプローチについて詳

述するとともに、臨床的に妥当性が検証された迅速 MRI 検査法の開発に向けて、今後 GO (Generalized Optimized) ストラテジーを拡張する可能性について簡単に述べる。GOBrain は臨床的に妥当性が検証された所要時間 5 分<sup>1</sup> の脳診断検査で、最適化されたパルスシーケンスによる 5 つの診断上重要な脳 MRI プロトコル [1, 2] で構成されている。押しボタン式の検査で、患者個別の解剖学的ランドマークに基づく AutoAlign テクノロジーによる自動スライスポジショニングを組み込んでおり、術者の介入を最小限に抑えている。サジタル T1 強調、アキシャル T2 強調、アキシャル T2 強調 DarkFluid、アキシャル拡散強調、アキシャル T2\* 強調の各コントラストのシーケンスを搭載している。総検査時間 5 分の中で、診断上の有用性が高いコントラストに長い撮像時間を与えており、その優先順位は DarkFluid (FLAIR)、T2 強調、拡散強調、T1 強調、

T2\* 強調となっている。同期表示プロトコル (図1) で複数のコントラストを読み出すために、各種アキシャル画像は同じ撮像領域 (FOV)、同じスライス厚で撮像する。GOBrain の実現を可能にした MRI テクノロジーには、パラレルイメージング [3] および高チャンネル密度コイル [4, 5]、3T イメージングなどがある。当初の予想では、迅速検査は高磁場強度および多チャンネルのシステムでなければ不可能だと思われた。しかし、開発努力の過程で、1.5T のシステムやチャンネル数の少ないヘッドコイルでも、総スキャン時間は多少長くなるものの、GO プロトコルの最適化に向けた系統的なアプローチが効果をもたらすことが明らかになった (1.5T システムおよび 3T システムのプロトコルは補遺を参照)。GOBrain 実現のための基本

<sup>1</sup> MAGNETOM Skyra で Head 32 コイル使用の場合。磁場強度やコイル密度によっては総検査時間が 6 分に達することがある。



1 各撮像の種類とスキャン時間を示すGOBrain概略図。画像はMAGNETOM Skyra 3TでHead 32コイルを使用。

原則は、ルーチン MRI 検査の読影に際してコントラストおよび分解能の点で画像の印象が変わらないようにすること、それと同時に画像診断に許容できる信号ノイズ比 (SNR) の限度を探し出すことであった。これはコンピューター断層撮影 (CT) における最近の線量低減に向けた取り組みとよく似ていると言える。CT では技術面での革新的な進歩 (例えばデュアルエネルギー) とともに、診断目的に合わせて画質を調整する低線量 CT プロトコルが開発された。同様の方法・戦略を MRI に流用することで、少なくとも同等の診断上の有用性を維持しながら、合理的に可能な限り高速のスキャンセッションを目指す方向にプロトコル開発の枠組みを再構築することができる。GOBrain の開発における重要なステップの 1 つが、迅速アプローチによる診断と従来の検査による診断の同等性を確保することであった。それを検証するために、学会認定の放射線科専門医 2 名が二重盲検で患者 6 例の臨床神経画像の読影を行い、画像のコントラスト、SNR、アーチファクトを採点・評価した。患者の動きによる影響を抑制するために、5 分間の検査を従来の検査の前または後にランダムに配置し、撮像順序に関連する影響を平均化した。また、迅速検査と従来の検査の両方による臨床所見を報告した。迅速検査に関して判明した主な研究結果 (ピアレビュー誌に投稿中) [2] は次の通り。

- 1) モーションアーチファクトが発生しにくかった。
  - 2) 診断を行うに足る十分な画質であった。
  - 3) 放射線医学的な最終診断に差はなかった。
- これらの結果から、この迅速検査は従来のプロトコルに取って代わる可能性がある (特に、モーションが発生しやすい入院患者の場合) という重要な結論が導かれた。迅速 MRI プロトコルを臨床診療に取り入れることは、臨床チームの習慣に変化を

もたらす可能性がある。ワークフローの面でもトレーニングの面でも操作に適應する必要があるかもしれない。GOBrain はスライス位置・方向の自動ポジショニング機能を備えたプッシュボタン式の検査で、各シーケンスが 1 つずつ自動的に実行される。スキャナの騒音は連続的な検査の進行に伴い音程と音量が変化する。しかし、術者が操作を行わずスキャナに各種コントラストの撮像を通して行わせれば、患者の視点では検査全体が 1 つのプロトコルになる。各撮像は独立した高速シーケンスで構築されており、モーションアーチファクトのリスクを最小に抑えている。また、あるコントラストがモーションアーチファクトによって無効になった場合は、そのコントラストのみを撮像し直せばよい。患者中心のアプローチにおいて、迅速 MRI は患者のスキャナ内体験を大幅に改善する可能性がある。個別化医療の領域で行われる疾患経過の構造的・機能的マーカーの検討を追加するには、高度な撮像テクニックが必要になるだろう。追加したイメージングバイオマーカーを得るために必要なスキャン時間と、検査時間枠を 30 分以下に短縮せよというプレッシャーの高まりを天秤にかける必要がある。迅速 MRI アプローチによる脳基本プロトコルなら、限られたスキャン時間枠の中に撮像を組み込める可能性がある。最近では拡散撮像や BOLD 撮像を大幅に高速化できる Simultaneous Multi-Slice (SMS) テクノロジー [6-9] が利用できるようになっており、これで重要な機能的情報を得るのに必要な時間がさらに短縮される。その他に GOBrain で実現できる可能性のある追加検査の例としては、磁化率強調撮像 (SWI)、造影 MPAGE、灌流強調撮像、高分解能 3D DarkFluid (FLAIR) などがある。GOBrain はスカウト検査であると思なすこともできるし、高分解能 3D プロトコル

がモーションで無効になった場合のバックアップスキャンとしても機能する。現在、GO (Generalized Optimized) プロトコルのプロジェクトを検査件数の多い他の MRI 適応領域にも拡張することが検討されている。目標は、臨床的に妥当性が検証され、最適化された包括的な迅速診断プロトコルセットを構築することである。一般的な GO プロトコル開発の系統的アプローチは次の通り。

- 1) 所定の基本検査の時間配分を設定する。スキャン時間の目標はプロトコル開発プロセスにおける制限事項と見なし、プロトコル開発作業が完了するまで変更してはならない。
- 2) ルーチンの診断に必要な一連のコントラスト群を決定し、文献のエビデンスに基づき臨床的な優先順位を割り当てる。コントラスト間の相対的な診断上の重要性に基づき、各コントラストの時間配分を設定する。
- 3) 各シーケンスの高速化に利用できる方法を検討する。プロトコルシミュレーターで各コントラストのプロトコル候補の試作を繰り返す。
- 4) プロトコル候補が確定したら、健常ボランティアのスキャンを行って画質 (組織コントラストおよび信号ノイズレベル) を評価する。プロトコルの最終決定までに何回か繰り返さなければならないこともある。
- 5) 最終的に決定したら、2 名以上の学会認定の放射線科専門医が盲検で読影することにより、標的とする患者集団において迅速 MRI プロトコルと従来の検査を対一で比較する。報告には、画質 (コントラストやアーチファクトの有無など) の定性的評価結果と当該疾患の診断結果を含めなければならない。全ての読影者で両プロトコルの結果が一致すれば、迅速プロトコルの臨床的有用性が確認されたことになる。



MAGNETOM Skyra, 3T, Head/Neck 64											Total exam time: 4:36		
Plane	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Phase FOV (%)	Slices	Slice (mm)	Gap (%)	Matrix	Phase Direc-tions	iPAT factor	b-values	Direc-tions (no)	TA (mins)
AutoAlign Head Scout													
3D	3.15	1.37	260	100	128	1.6	20	160	A-P	3	NA	NA	0:14
T1 GRE FLASH													
Sag	240	2.46	220	100	35	4.0	20	256	A-P	3	NA	NA	0:34
T2 TSE													
Axial	6200	78	220	87.5	25	5.0	20	256	R-L	3	NA	NA	1:02
T2 TSE DarkFluid													
Axial	8000	114	220	87.5	25	5.0	20	256	R-L	3	NA	NA	1:20
ep2d Diffusion													
Axial	4000	65	240	100	31	5.0	12	160	A-P	3	0,800	12	1:20
ep2d T2*-weighted													
Axial	6120	30	220	100	25	5.0	20	128	A-P	1	NA	NA	0:06

MAGNETOM Skyra, 3T, Head 32											Total exam time: 4:59		
Plane	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Phase FOV (%)	Slices	Slice (mm)	Gap (%)	Matrix	Phase Direc-tions	iPAT factor	b-values	Direc-tions (no)	TA (mins)
AutoAlign Head Scout													
3D	3.15	1.37	260	100	128	1.6	20	160	A-P	3	NA	NA	0:14
T1 GRE FLASH													
Sag	240	2.46	220	100	35	4.0	20	256	A-P	2	NA	NA	0:41
T2 TSE													
Axial	6200	78	220	87.5	25	5.0	20	256	R-L	3	NA	NA	1:02
T2 TSE DarkFluid													
Axial	8000	119	220	87.5	25	5.0	20	256	R-L	2	NA	NA	1:36
ep2d Diffusion													
Axial	4000	65	240	100	31	5.0	12	160	A-P	3	0,800	12	1:20
ep2d T2*-weighted													
Axial	6120	30	220	100	25	5.0	20	128	A-P	1	NA	NA	0:06

補遺

GOBrain 検査は AutoAlign 機能によるロー  
カライゼースカウト1つと、基本の非造影  
MRI シーケンス 5 つ(サジタル T1 強調、アキ  
シャル T2 強 調、ア キ シ ャ ル DarkFluid  
(FLAIR)、アキシナル DWI、アキシナル T2\* 強  
調の各 MRI シーケンス) で構成される。磁  
場強度(1.5T または 3T) および撮像に用い  
るコイルのエLEMENT数に応じて総検査時  
間に幅があり、3T システムで Head/Neck 64  
コイル使用の場合は 4 分 36 秒、1.5T システ  
ムで Head/Neck 20 コイル使用の場合は 5  
分 56 秒である。各システムのスキャン時間  
を含むプロトコルパラメータを表に示す。

References

- 1
- Mehan WA, Gonzales RG, Buchbinder BR, Chen JW, Copen WA, Gupta R, et al. Optimal brain MRI protocol for new neurological complaint. PLOS One 2014; 9(10): e110803. doi:10.1371/journal.pone.0110803.
- 2
- Prakkamakul S, Witzel T, Huang S, Boulter D, Borja MJ, Schaefer P, et al. Comparative analysis of image quality and diagnostic concordance between 5-minute and conventional magnetic resonance protocols for brain imaging. Manuscript submitted for publication 2016.
- 3
- Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, Nittka M, Jellus V, Wang J, et al. GeneRalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisitions (GRAPPA). Magn Reson Med 2002; 47:1202-1210.
- 4
- Keil B, Wald LL. Massively parallel MRI detector arrays. J Magn Reson 2013; 229: 75-89.

MAGNETOM Skyra, 3T, Head/Neck 20											Total exam time: 5:11		
Plane	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Phase FOV (%)	Slices	Slice (mm)	Gap (%)	Matrix	Phase Direc-tions	iPAT factor	b-values	Direc-tions (no)	TA (mins)
AutoAlign Head Scout													
3D	3.15	1.37	260	100	128	1.6	20	160	A-P	3	NA	NA	0:14
T1 GRE FLASH													
Sag	240	2.46	220	100	35	4.0	20	256	A-P	2	NA	NA	0:41
T2 TSE													
Axial	6200	78	220	87.5	25	5.0	20	256	R-L	3	NA	NA	1:02
T2 TSE DarkFluid													
Axial	8000	119	220	87.5	25	5.0	20	256	R-L	2	NA	NA	1:52
ep2d Diffusion													
Axial	4200	72	240	100	31	5.0	12	160	A-P	2	0,800	12	1:16
ep2d T2*-weighted													
Axial	6120	30	220	100	25	5.0	20	128	A-P	1	NA	NA	0:06

MAGNETOM Aera, 1.5T, Head/Neck 20 (XJ and XQ gradients)											Total exam time: 5:56		
Plane	TR (ms)	TE (ms)	FOV (mm)	Phase FOV (%)	Slices	Slice (mm)	Gap (%)	Matrix	Phase Direc-tions	iPAT factor	b-values	Direc-tions (no)	TA (mins)
AutoAlign Head Scout													
3D	4.52	2.38	260	100	128	1.6	20	160	A-P	3	NA	NA	0:19
T1 SE													
Sag	595	11	230	100	27	5.0	20	256	A-P	2	NA	NA	1:11
T2 TSE													
Axial	4700	101	220	87.5	25	5.0	20	256	R-L	2	NA	NA	0:56
T2 TSE DarkFluid													
Axial	5700	80	220	87.5	25	5.0	20	256	R-L	1	NA	NA	2:03
ep2d Diffusion													
Axial	4500	89	240	100	31	5.0	12	128	A-P	2	0,800	12	1:21
ep2d T2*-weighted													
Axial	6120	75	220	100	25	5.0	20	128	A-P	1	NA	NA	0:06

- 5
- Wiggins GC, Triantafyllou C, Potthast A, Reykowski A, Nittka M, Wald LL. 32-channel 3 Tesla receive-only phased-array head coil with soccer-ball element geometry. Magn Reson Med 2006; 56(1): 216-223.
- 6
- Setsompop K, Cohen-Adad J, Gagoski BA, Raij T, Yendiki A, Keil B, et al. Improving diffusion MRI using simultaneous multi-slice echo planar imaging. Neuroimage 2012; 63:569-580.
- 7
- Setsompop K, Cauley S, Wald L. (2015). Advancing diffusion MRI using SMS EPI. MAGNETOM Flash (Special SMS Supplement) 2015; 63:16-22.
- 8
- Smith SM, Beckmann CF, Andersson J, Auerbach EJ, Bijsterbosch J, Douaud G, et al. Resting state fMRI in the Human Connectome Project. Neuroimage 2013; 80:144-168.
- 9
- Ugurbil K, Auerbach EJ, Modeller S, Xu J, Vu A, Glasser MF, et al. Slice acceleration in the 3 Tesla component of the human connectome project. MAGNETOM Flash (Special SMS Supplement) 2015; 63:49-56.



Contact

Otto Rapalino, M.D.  
Neuroradiology Division  
Department of Radiology  
Massachusetts General Hospital  
55 Fruit Street  
Boston MA, 02114-2696  
USA  
Phone: +1 617-726-8320



# スライス固有調整 (Slice Specific Adjustment) による3T全身拡散強調検査の画質向上

Zhang Haibo<sup>1</sup>; Xue Huadan<sup>2</sup>; Alto Stemmer<sup>3</sup>; Liu Hui<sup>4</sup>; Stephan Kannengiesser<sup>3</sup>; Berthold Kiefer<sup>3</sup>; Jin Zhengyu<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology, China-Japan Friendship Hospital, Beijing, China

<sup>2</sup>Department of Radiology, Peking Union Medical College Hospital, Peking Union Medical College and Chinese Academy of Medical Sciences, Beijing, China

<sup>3</sup>MR Application-Predevelopment, Siemens Healthcare, Erlangen, Germany

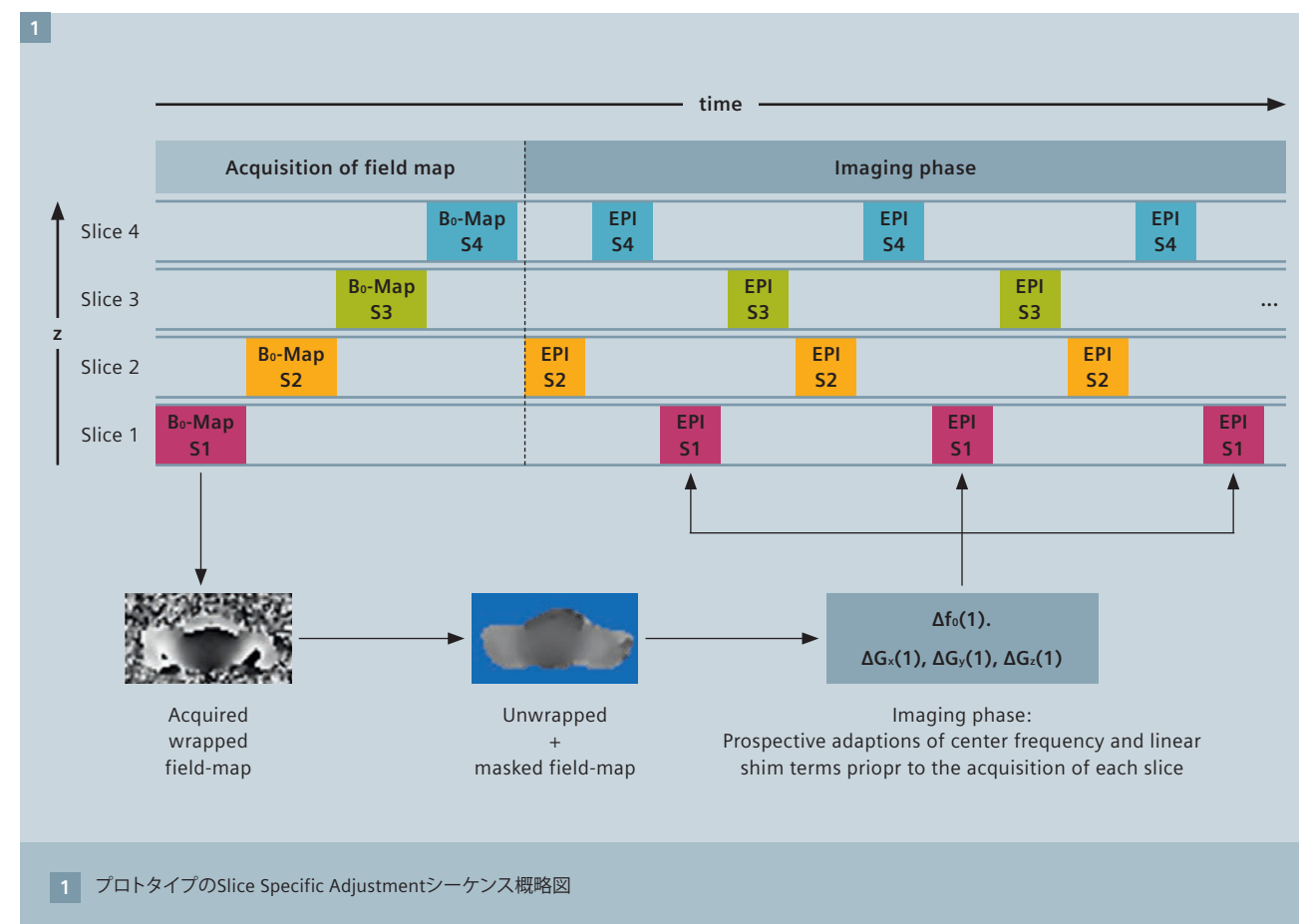
<sup>4</sup>MR Collaboration, Siemens Healthcare, Shanghai, China

## 現在の全身拡散強調イメージング

全身拡散強調イメージング(WBDWI)は腫瘍の検出、性状評価、治療効果モニタリングにおける有力な臨床ツールであると考えられており[1, 2]、多発性骨

髄腫、リンパ腫、骨転移の評価にますます利用されるようになっている[3-8]。WBDWIは微視的な水の動きを測定するもので、見かけの拡散係数(ADC)を用いて組織細胞密度を定量的

に評価することができる。例えば、WBDWIを含む全身MRIは多発性骨髄腫、特にびまん性の骨髄浸潤に対する感度が高い[9]。



WBDWIとフルオロデオキシグルコース陽電子放射断層撮影(FDG-PET)の組み合わせは、拡散強調イメージング(DWI)で腫瘍の細胞密度を評価してFDG-PETで腫瘍の代謝を評価するというように、それぞれの撮像原理が相補関係にあるので、腫瘍のマルチパラメトリックな評価を行える可能性がある[10]。今のところ、3TのWBDWIで臨床的な要求を満たす画質を得ることは難しい。3Tでは信号ノイズ比(SNR)が向上するが、WBDWIの実行にはやはり課題がある。シングルショット・エコープラナーイメージング(EPI)の弱点や磁化率の影響が強くなるのが原因で、頸部など特定の身体領域において幾何学的歪みが大きくなったり、脂肪抑制が不十分になったりする。EPIにおける歪み $\Delta d$ は、位相エンコード方向の物理的なFOV( $FOV_{PE}$ )、エコー-spacing( $\Delta t_{PE}$ )、局所的off-resonance( $\Delta B_0$ )に比例する( $\Delta d \sim FOV_{PE} \times \Delta t_{PE} \times \Delta B_0$ )。最近のDWIにおいてはreadout segmented EPI[11, 12]やその他のマルチショット法[13]、ズーム法[14, 15]などの技術的な進歩があり、 $\Delta t_{PE}$ または $FOV_{PE}$ を縮小するという考え方で幾何学的歪みの減少や画質の向上という改善をもたらしている。しかし、これらのテクニックは撮像時間の延長やFOVの制限、モーションに対する弱さから、臨床の全身イメージングには利用できない。

## スライス固有調整 (Slice Specific Adjustment)

これまでの研究で、マルチスライス撮像においてスライスごとに最適なシム設定を動的に更新することにより、磁化率アーチファクトを軽減できることが示されている[16]。また、スライスごとの調整を用いた別の研究でも、3T乳腺DWIの画質が向上することが示されている[17]。しかし、そのWBDWIにおけるメリットはまだ分かっていない。本稿に示すアプローチはWBDWIにおいてスライ

ス固有の調整を行うもので、WBDWI EPIスキャンの前に2Dマルチエコー・グラジエントエコー(GRE)シーケンスを用いて各撮像スライスの $B_0$ マップを得る。その $B_0$ マップから、撮像スライスごとに最適な中心周波数と線形(1次)のシム項を決定する。そして、各EPIスライスを撮像する前にリアルタイムで中心周波数と傾斜磁場オフセットを更新する。最近の研究で、スライス固有調整<sup>1</sup>と従来のプレスキャンに基づくシミング法(3D Shim)との比較により、その性能が評価された[18]。3D Shimプロトコルでは、各患者テーブルポジションのスライススタック全体に一組の2次シムまでをフィールドマップの撮像はスキャナの自動調整に含まれており、1ステーション当たり約33秒かかる(1ステーション当たり35スライス)。さらに、それとは別の周波数調整で単一の中心周波数を決定する。中心周波数とシム電流はEPIスキャンの前に1回設定する。Slice Specific Adjustmentプロトコルでは、スキャナの自動調整に実施される患者固有の3D Shimプロシーチャーを無効にする。フィールドマップの撮像はシングルショットDWI EPIシーケンスに組み込まれている。このプロトタイプのシーケンスは、まず各撮像スライスに対応する2Dマルチグラジエントエコー画像を撮像し、そのFOVと方向は各撮像スライスのものを用いる。第1エコーと最終エコーのエコー時間の差は、脂肪と水がin-phaseになるように設定する。次に、これら2つのエコーから位相差画像を計算する。残りのフィールドマップデータの処理は3Dで行い、その内容は位相の折り返し展開(unwrapping)、バックグラウンドマスキング、展開後のグローバルな $2\pi$ オフセットを回避するためのキャリブレーションである。ダイナミックシミングを行うために、各2D面をそれぞれ

のフィールドマップスライスにフィットさせ、中心周波数と傾斜磁場オフセット(1次シム項)を決定する。中心周波数と傾斜磁場オフセットは各EPIスライスの撮像前にリアルタイムで更新する(図1)。フィールドマップの撮像時間は1スライス当たり約540 ms、35スライスから成る1ステーション当たり19秒である。フィールドマップの処理時間は無視できるレベルである。

## Clinical evaluation

WBDWIにおけるSlice Specific Adjustment法と従来の3D Shim法の比較評価をPeking Union Medical College Hospital(北京協和医科大学附属病院)で行った。Slice Specific Adjustment WBDWIと3D Shim WBDWIの撮像を全く同じスキャンパラメータで続けて行い、これらのシミング法が画質および病変の視認性・検出能に与える効果を定量的に解析・評価した。ボランティア2例および形質細胞障害が疑われる患者29例において、身体領域別SNR、身体領域別シミングパラメータ、画質、疑わしい病変の数を比較した。結果は次の通り。

### 1. SNR

ボランティア2例のポジション別SNRの比較では、Slice Specific Adjustmentは3D Shimに比べて頸部のSNRが大幅に向上し、その他の身体領域のSNRは同等であった。患者29例の頸部に関しては、スライス固有調整で明確な信号損失が認められた患者は皆無であったが、3D Shimでは25例において一部または全体の信号損失が認められた(図2)。

### 2. ポジション別 Slice Specific Adjustment パラメータ

ポジション別 Slice Specific Adjustment パラメータ、中心周波数シフト、

<sup>1</sup> 本製品は開発中の段階でまだ市販されていない。今後の販売は未定。



位相エンコード方向の線形周波数シフトは頸部のみ3D Shimの設定値と大きく異なっていたが、その他の身体領域では同等であった。

### 3. 画質

T2 SPACE リフォーマット画像との比較により、DWI 画像の空間的変位を定量評価した。評価の範囲は頸椎から尾椎までで、信号損失のある頸部領域は除外した(図2、図3)。脊椎の平均絶対変位はSlice Specific Adjustmentでは3.89 mm、3D Shimでは7.21 mmであった。Slice Specific Adjustment WBDWIは3D Shim WBDWIに比べて身体形状の描出がはるかに良好であった。

### 4. 病変検出能の評価

Slice Specific Adjustment DWI 画像と3D Shim DWI 画像を並べて視覚的に評価した結果、胸部、腹部、骨盤部では両画像で同じ病変が視認できた。しかし、頸部ではSlice Specific Adjust-

ment DWI 画像で視認できた72病変のうち、24病変が3D Shim DWI 画像では視認できなかった。3D Shim DWI 画像で視認できた病変は全てSlice Specific Adjustment DWI 画像でも視認できた。

### Discussion

頸部では身体形状の急変化により $B_0$ が頭足方向に急激に変動するので、従来の3D Shim WBDWIでは信号損失が非常によく認められる。特にステーションの範囲が頸部や肩の一部に及ぶ場合は、3D Shimによる調整では単一の共鳴周波数とシム項の設定でボリューム全体の $B_0$ を均一にできないため不十分な可能性がある。実際に今回の研究において、頸部は他の身体領域に比べて中心周波数シフトおよび位相エンコード方向の線形周波数シフトの差が大きかったし、3D Shim 画像の画質が最も低かったこともこの仮説を裏付けている。Slice Specific Adjustment 法

はスライス別の中心周波数と傾斜磁場オフセットの設定を適用することにより、頸部においてSNRの向上と信頼性の高い画質をもたらしており、ゆえに3D Shimより優れている。胸部、腹部、骨盤部などの他の身体領域では、病変および筋肉に関してSlice Specific Adjustment WBDWIと3D Shim WBDWIとの間に有意な差はなかった。WBDWIは高 $b$ 値の画像の最大値投影(MIP)で信号強度分布を視覚的に評価することにより、全身の腫瘍組織量を評価することができる。しかし実際には、複数の患者テーブルポジションで撮像した画像を後から組み合わせて全身画像を生成する(図3)。したがって、複数の身体領域にわたる信号の均一性が非常に重要であり、隣接する患者テーブルポジションの画像に病変がまたがっている場合は、画像間に大きな信号差があると見落としや誤認につながる可能性がある。画質の評価において、Slice Specific Adjustment 法は隣接する患者テーブルポジション間の

信号変化が3D Shim法に比べてスムーズであった。参考文献[19]に示されているように、Slice Specific Adjustmentの最新拡張版プロトタイプシーケンスを用い、残りの歪みをさらに大幅に軽減できる可能性がある。これはプロスペクティブなスライス固有の中心周波数調整と1次のシミングに、フィールドマップ法に基づくレトロスペクティブな歪み補正[20]を組み合わせた改良法である。フィールドマップ法では、測定したフィールドマップを用いて後処理時にピクセル単位で歪みを解消する。改良法では、歪み補正に必要なフィールドマップは中心周波数調整とシミングの後に測定し直すのではなく、最初に測定したフィールドマップと既知の周波数・シム設定から計算する。そのため、撮像時間の延長はない。今後、新たに患者を登録し、Slice Specific Adjustmentとレトロスペクティブな歪み補正の併用法を評価する試験を行う必要がある。今回用いたShort TI Inversion Recovery(STIR)による脂肪抑制法では、水の信号も反転パルスで反転して励起のタイミングで完全には回復しないので、化学シフトベースの脂肪抑制法に比べてSNRが低下する。しかし、化学シフトベースの脂肪抑制法は $B_0$ 不均一の影響を非常に受けやすいので

[21, 22]、脂肪のゴーストや水の抑制により画質が低下する可能性がある。Slice Specific Adjustmentを用いれば $B_0$ 不均一を大幅に軽減するので、化学シフトベースの脂肪抑制法で全身の脂肪抑制を効率的に行える可能性がある。ただし、SPectral Adiabatic Inversion Recovery (SPAIR)のような非選択的RFパルスを用いる化学シフトベースの脂肪抑制法はSlice Specific Adjustmentと併用できない。その代わり、スライス選択的な水励起をスライス固有調整と併用できる可能性がある。水励起は本質的にSNRが高いので、アベレージ回数、ひいては総撮像時間を低減できる可能性があり、臨床条件下で評価する価値がある。

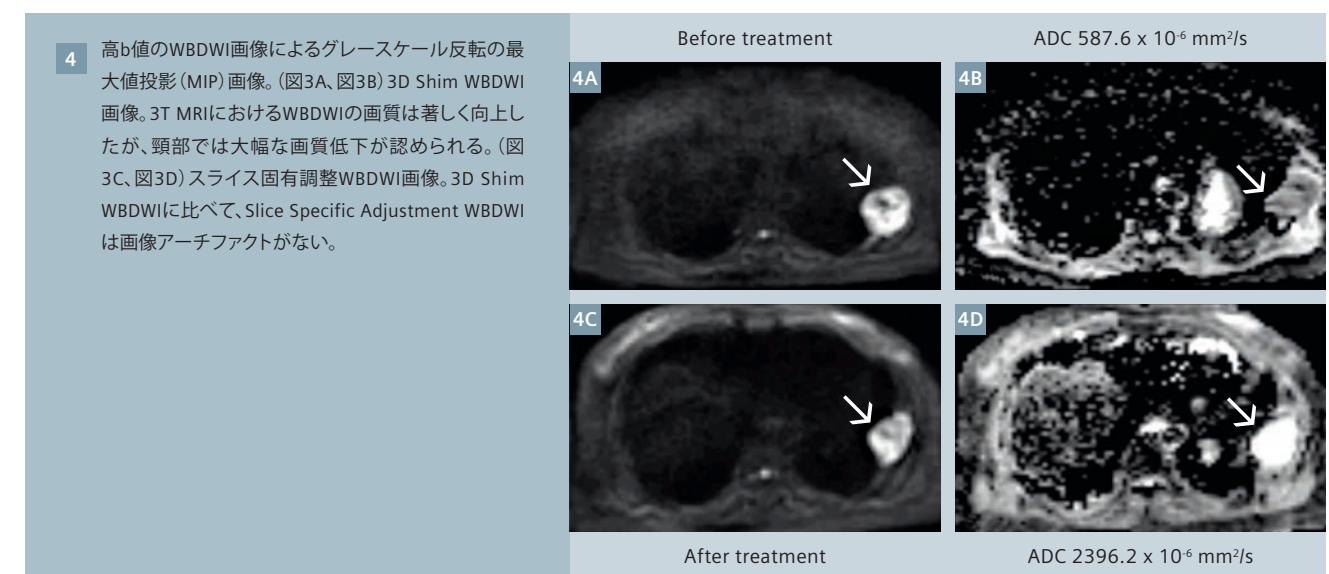
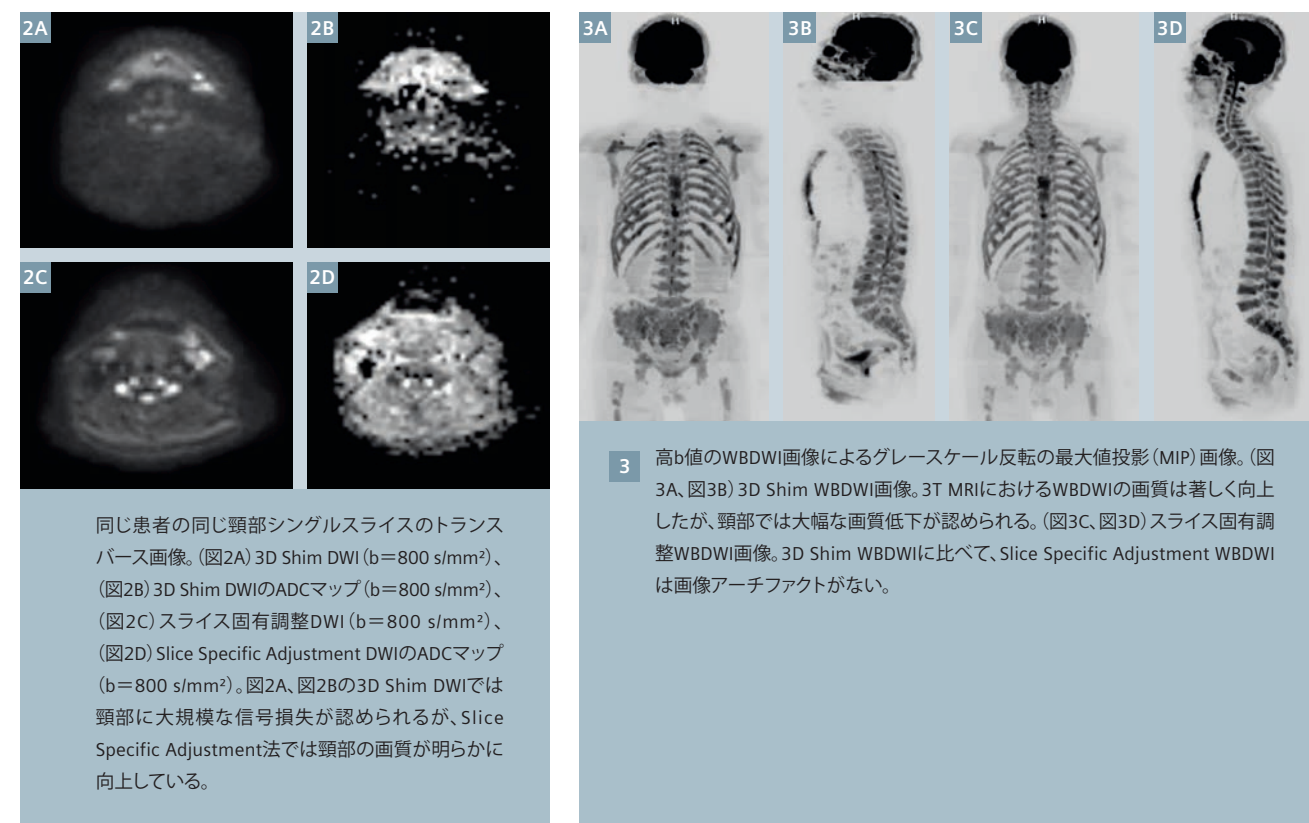
### Conclusion

Slice Specific Adjustment 法は3TのWBDWIにおいて磁化率の悪影響を抑制する効果的な方法であることが、頸部における明らかな画質の改善とSNRの向上により裏付けられた。Slice Specific Adjustment 法は3D Shim法に比べて疑わしい頸部病変の検出能が高かった。Slice Specific Adjustment 法はすでに臨床の領域に入り込んでWB-

DWIを改善している。今後の改良により、病変の評価や治療効果モニタリング(図4)の精度がさらに向上する可能性がある。

### References

- 1 Padhani AR, Liu G, Koh DM, et al. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging as a cancer biomarker: consensus and recommendations. Neoplasia 2009;11(2):102-125.
- 2 Padhani AR, Koh DM, Collins DJ. Whole-body diffusion-weighted MR imaging in cancer: current status and research directions. Radiology 2011;261(3):700-718.
- 3 Attariwala R, Picker W. Whole body MRI: improved lesion detection and characterization with diffusion weighted techniques. J MagnReson Imaging 2013;38(2):253-268.
- 4 Petralia G, Padhani A, Summers P, et al. Whole-body diffusion-weighted imaging: is it all we need for detecting metastases in melanoma patients? EurRadiol. 2013;23(12):3466-3476.
- 5 Brioli A, Morgan GJ, Durie B, Zamagni E. The utility of newer imaging techniques as predictors of clinical outcomes in multiple myeloma. Expert RevHematol 2014;7(1):13-16.
- 6 Mayerhoefer ME, Karanikas G, Kletter K, et al. Evaluation of diffusion-weighted MRI for pretherapeutic assessment and staging of lymphoma: results of a prospective study in 140 patients. Clin Cancer Res 2014;20(11):2984-2993.
- 7 Littooj AS, Kwee TC, Barber I, et al. Whole-body MRI for initial staging of paediatric lymphoma: prospective comparison to an FDG-PET/CT-based reference standard. EurRadiol 2014;24(5):1153-1165.





- 8 Klenk C, Gawande R, Uslu L, et al. Ionising radiation-free whole-body MRI versus (18)F-fluorodeoxyglucose PET/CT scans for children and young adults with cancer: a prospective, non-randomised, single-centre study. *Lancet Oncol* 2014;15(3):275-285.
- 9 Zamagni E, Nanni C, Patriarca F, et al. A prospective comparison of 18F-fluoro-deoxyglucose positron emission tomography-computed tomography, magnetic resonance imaging and whole-body planar radiographs in the assessment of bone disease in newly diagnosed multiple myeloma. *Haematologica*.2007; 92(1):50-55.
- 10 Schmidt H, Brendle C, Schraml C, et al. Correlation of simultaneously acquired diffusion-weighted imaging and 2-deoxy-[18F] fluoro-2-D-glucose positron emission tomography of pulmonary lesions in a dedicated whole-body magnetic resonance/positron emission tomography system. *Invest Radiol*. 2013;48(5):247-55.
- 11 Bogner W, Pinker-Domenig K, Bickel H, et al. Readout-segmented echo-planar imaging improves the diagnostic performance of diffusion-weighted MR breast examinations at 3.0 T. *Radiology* 2012;263(1):64-76.
- 12 Porter DA, Heidemann RM. High resolution diffusion-weighted imaging using readout-segmented echo-planar imaging, parallel imaging and a two-dimensional navigator-based reacquisition. *Magn Reson Med*. 2009;62(2):468-475.
- 13 Chen NK, Guidon A, Chang HC, et al. A robust multi-shot scan strategy for high-resolution diffusion weighted MRI enabled by multiplexed sensitivity-encoding (MUSE). *Neuroimage* 2013;72:41-7.
- 14 Riffel P, Michaely HJ, Morelli JN, et al. Zoomed EPI-DWI of the head and neck with two-dimensional, spatially-selective radiofrequency excitation pulses, *EurRadiol* 2014; 24(10):2507-12.
- 15 Thierfelder KM, Scherr MK, Notohami-prodjo M, et al. Diffusion-weighted MRI of the prostate: advantages of Zoomed EPI with parallel-transmit-accelerated 2D-selective excitation imaging. *EurRadiol* 2014; 24(12):3233-41.
- 16 Morrell G, Spielman D. Dynamic shimming for multi-slice magnetic resonance imaging. *MagnResonMed* 1997;38(3):477-83.
- 17 Lee SK, Tan ET, Govenkar A, et al. Dynamic slice-dependent shim and center frequency update in 3 T breast diffusion weighted imaging. *MagnReson Med* 2014;71(5):1813-1818.
- 18 Zhang H, Xue H, Stemmer A, et al. Integrated Shimming Improves Lesion Detection in Whole-Body Diffusion-Weighted Examinations of Patients With Plasma Disorder at 3 T. *Investigative Radiology*, 2015 [Epub ahead of print]
- 19 Stemmer A and Kiefer B. Combination of integrated slice-specific dynamic shimming and pixel-wise unwarping of residual EPI distortions. *Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med*. 2015; 23:3729.
- 20 Jezzard P and Balaban RS. Correction for geometric distortion in echo planar images from B<sub>0</sub> field variations. *Magnetic Resonance in Medicine* 1995; 34:65-73.
- 21 Takahara T, Imai Y, Yamashita T, et al. Diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression (DWIBS): technical improvement using free breathing, STIR and high resolution 3D display. *Radiat Med*. 2004;22:275–282.
- 22 Thomas C. Kwee, Taro Takahara, Reiji Ochiai, et al. Diffusion-weighted whole-body imaging with background body signal suppression (DWIBS): features and potential applications in oncology". *EurRadiol*. 2008; 18:1937–1952
- 23 Messiou C, Giles S, Collins D J, et al. Assessing response of myeloma bone disease with diffusion-weighted MRI [J]. *The British journal of radiology*, 2012, 85(1020): e1198-203.
- 24 Giles S L, Messiou C, Collins D J, et al. Whole-body diffusion-weighted MR imaging for assessment of treatment response in myeloma [J]. *Radiology*, 2014, 271(3): 785-94.



## Contact

Professor Xue Huadan, M.D.  
Department of Radiology  
Peking Union Medical College  
Hospital, Peking Union  
Medical College and Chinese  
Academy of Medical Sciences  
Shuaifuyuan 1#, Wangfujing  
Street, Dongcheng District  
Beijing, China, 100730  
bjdanna95@hotmail.com

## Contact

Zhang Haibo, M.D.  
Department of Radiology  
Chinese-Japan Friendship  
Hospital  
Yinghuayuan East Street #2  
Chaoyang District  
Beijing, China, 100029  
zhh\_hello@163.com

