

MR Fingerprinting

寺田 康彦, 佐々木 椋一

筑波大学数理物質系理工学域

はじめに

MRI 信号には、生体組織の様々な物理的性質が寄与している。例えば、 T_1 や T_2 緩和時間は、病気に関係した組織の変化などの生物学的過程の情報を反映している。これを利用して、正常組織と病態組織の T_1 や T_2 の違いを強調した画像が、日常診療ではしばしば用いられている。これらの「定性画像」で現れる信号値は、 T_1 や T_2 、プロトン密度 (PD)、磁化率、拡散係数など、組織に関する内因性のパラメタだけでなく、シーケンスに関する外因性のパラメタ、あるいは送受信コイルの感度分布、磁場均一性などのハードウェアに関する外因性のパラメタに関係している。このため、定性画像の信号強度やコントラストの違いに対する物理的な解釈は、一般に容易ではない。

一方で、 T_1 や T_2 などの組織パラメタを、複数の定性画像から計算によって独立に求め、「定量画像」として表示することもできる。この「定量画像法」では、組織の信号値や組織間のコントラストの物理的起源や、元の定性画像と解剖学的な変化との関係が、より直接的に明らかになり得るし、得られた数値の解釈もしやすい。さらに、定量画像では、正確性や再現性が担保されれば、異なるサイトや装置間で、あるいは長期間に亘って取得したデータでも、相互に直接比較できる利点もある。

しかし現在、標準的に用いられる定量画像法は、単一の組織パラメタの取得に対してでさえも、撮像時間が長いという欠点があり、日常的には使われていない場合が多い。それに加え

て、標準手法には異なるサイトや装置間、長期間での再現性やバイアスの課題があり、手法の標準化への大きなハードルとなっている。このような状況であるため、実際の MR 画像の評価は、 T_1 や T_2 など組織パラメタの定量値ではなく、視覚的な判断に基づいてなされている。

MRF の登場

ところが近年、MR Fingerprinting (以下、MRF) という、組織パラメタを高速に、しかも複数のパラメタを同時に取得できる手法が提唱された^{1),2)}。この MRF の出現により、これまでは限られた状況でのみ使われていた定量画像法が、臨床の現場で日常的に用いられる可能性が大きく拓けてきた。MRF は、これまでの標準的な定量化手法とはやや趣を異にしており、単なる「手法」というよりは、より大きな柔軟性をもった「枠組み (framework)」として捉えるのが良い。標準的な定量画像法では、組織パラメタと信号強度の理論的な関係を解析的に求め、回帰手法などを用いて組織パラメタを計算する。一方 MRF では、信号の理論値を解析的にではなく核磁化シミュレーションによって求める。このため、解析式で求められないような、任意の複雑なシーケンスを試行することが可能となっており、MRF という枠組みに高い柔軟性が付与されている。

MRF の原理

MRF では大まかに、(i)MRF 信号系列デー

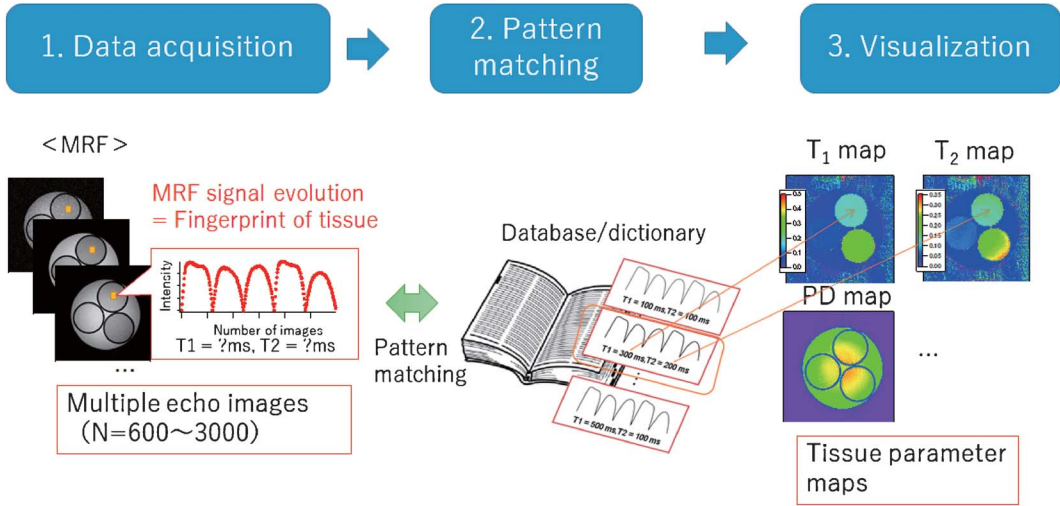


Fig. 1. Workflow of MR Fingerprinting (MRF)

タの取得, (ii)MRF 辞書との照合, (iii) T_1 や T_2 など組織パラメタの画像化の3つのステップを実行する (Fig. 1)。そこでまず, これらを実行する前の準備として, シーケンスと MRF 辞書を用意する必要がある。シーケンスは, 例えば T_1 や T_2 などの求めたい組織パラメタに対し, 敏感に信号系列が変化するようにものをデザインする必要がある。通常, 数百から数千個のエコー数をもつマルチエコー法が用いられる。また, シーケンスが決まったら, 一連の組織パラメタに対して, どのような信号系列が現れるのかを, 事前にシミュレーションしておく必要がある。

これらの事前準備が整ったら, (i)のステップを実行し, MRF データを取得する。次に, 得られたデータをエコーごとに画像再構成する。ここで, ある画素に注目し, その画素のマルチエコーの画素強度をエコー順に並べると, その画素の MRF 信号系列データが得られる。この信号系列データは, その画素に含まれている組織の「指紋」情報とみなすことができる。これが MR Fingerprinting という名前の由来となっている。次に(ii)のステップでは, MRF 信号系列データと MRF 辞書内の信号系列とを照合し, 最も形に近いものを検出する。この辞書

内の信号系列には, 辞書を作成した際の T_1 や T_2 などのパラメタ情報が紐づけられているので, (iii)のステップでそのパラメタ情報を画像化する。実際には(ii)と(iii)のステップは, 後処理として同時に行われる。これらのステップの具体的な実現方法はいくつかバリエーションがあるが, 今後も改良や新手法の開発が行われていくことが予想される。

MRF の利点

MRF の最大の利点は, 複数の組織パラメタを短時間で同時に取得できることである。この組織パラメタには, T_1 や T_2 , PD だけでなく, 原理的には, シーケンスを改良することで T_2^* や拡散, 灌流, 流れなどに関するパラメタも含むことができる。また別の利点として, 組織パラメタだけでなく, 装置に関するパラメタ, 例えば静磁場オフセット (周波数オフセット) や B_1 の不均一性など, システムの不完全性に関する情報も同時に取得することができる。これは, 他の定量画像法にはない特徴であり, MRF では, 装置やサイト間, 長期間のバイアスや変動の影響を取り除くことができるという可能性を示している。この装置パラメタの同時

取得という特徴があるため、MRFは手法標準化に有利と目されている³⁾。

MRFの現状

このようにMRFは大きな可能性を秘めているが、現状では様々な課題を抱えている。まず、シーケンスの開発や実装が簡単ではない。また、先ほどMRFではシステムの不完全性の評価もできると述べたが、それでもある程度のシステムの完全性が必要である。例えば、ある程度の B_0 のオフセットに対してはロバストであるが、磁化率の影響で歪んだ場所など、大きな磁場不均一性が生じる場合は、推定値の誤差が無視できなくなる。また、 B_1 に対しても同様に、大きな不均一性に対しては、特に T_2 の見積もり誤差が大きくなる。これらの課題を解決するため、多くの研究者や開発者たちが、改良法や新手法を求めて探求している。

MRFの実装

前節で述べたように、MRF用のシーケンスは、それぞれの組織パラメータに敏感である必要がある。このため、Gradient echo系のシーケンスとして、すべての軸のグラジエントをリワインドしたtrueFISP (bSSFP/FIESTA)^{1),2)}と、一部の軸をリワインドしていないFISP (SSFP-FID, GRASS)⁴⁾の2種類のシーケンスが良く使われている。基本的には、前者からは T_1 、 T_2 、off-resonance、proton density画像が、後者からは T_1 、 T_2 、proton density画像が得られる。前者の方が得られる情報量は多いが、 B_0 不均一性に対して脆く、バンディングアーチファクトが出やすい。後者では、バンディングアーチファクトが現れづらいので、 B_0 不均一性が大きい系では主流となっている。後述するように、MRFのシーケンスには高い自由度があり、所望の組織パラメータやシステムパラメータに対して高い感度や特異度をもたせる目的で、シーケンス開発が盛んになされている。

いずれの場合でも、 T_1 に対する感度を高めるため、反転パルスがプレパルスとして使われ

ている。また、trueFISPとFISPのうち、Maらが最初に報告した論文²⁾ではtrueFISPが使われている。彼女らは、 T_1 や T_2 などの組織パラメータを、正確に(バイアスなく)、かつ、精密に(ばらつきを抑えて)導出するため、従来法のtrueFISPに対して以下のような大幅な改良を行った。まず、従来のtrueFISPでは、核磁化の定常状態を使って画像化するところを、過渡状態にあるマルチエコーを画像化した。また、数百から数千個という多数のエコーを使った。彼女らは、これらの改良により、時間的なコヒーレンス(干渉性)が遮断され、 T_1 や T_2 への感度が高くなると主張している。この「時間的なインコヒーレンス性」と、後に述べる「空間的なインコヒーレンス性」は、MRFの実現に必要な二つの重要な要素とされている。

MRFシーケンスでは、隣接する励起パルス間の時間間隔のことを繰り返し時間(TR)と呼ぶが、このTRを可変とし、励起パルス間隔を変える。さらに、フリップ角(FA)や、場合によってはエコー時間(TE)なども乱数的に変化させることで、時間的なインコヒーレンス性を高め、求めたい組織パラメータへの感度をさらに向上させる工夫がなされている。一例として、脳組織についての簡単なシミュレーション結果をFig. 2に示す。TRやFAが一定の場合、白質(WM)や灰白質(GM)、脳脊髄液(CSF)の各組織の信号系列は、あまり変化がないのに対し、TRやFAを可変とすることで、それぞれの組織の信号系列の違いが明確になっている。

MRFで推定される T_1 や T_2 値のバイアスやばらつきの程度は、元々の信号の信号対雑音比や、シーケンス構造、シーケンスパラメータなどに依存する。一般に、エコー数を増やした方が、バイアスやばらつきの点からは有利であるが、その一方で撮像時間が長くなる。したがって、正確度や精度と撮像時間とは、トレードオフの関係となる。そこで、撮像時間を短縮する手段として、non Cartesianサンプリングが利用されているが、詳細については後述する。

シーケンスを決定した後は、事前シミュレーションによってMRF辞書を作成しておく必要がある。具体的には、マルチエコーの信号系列

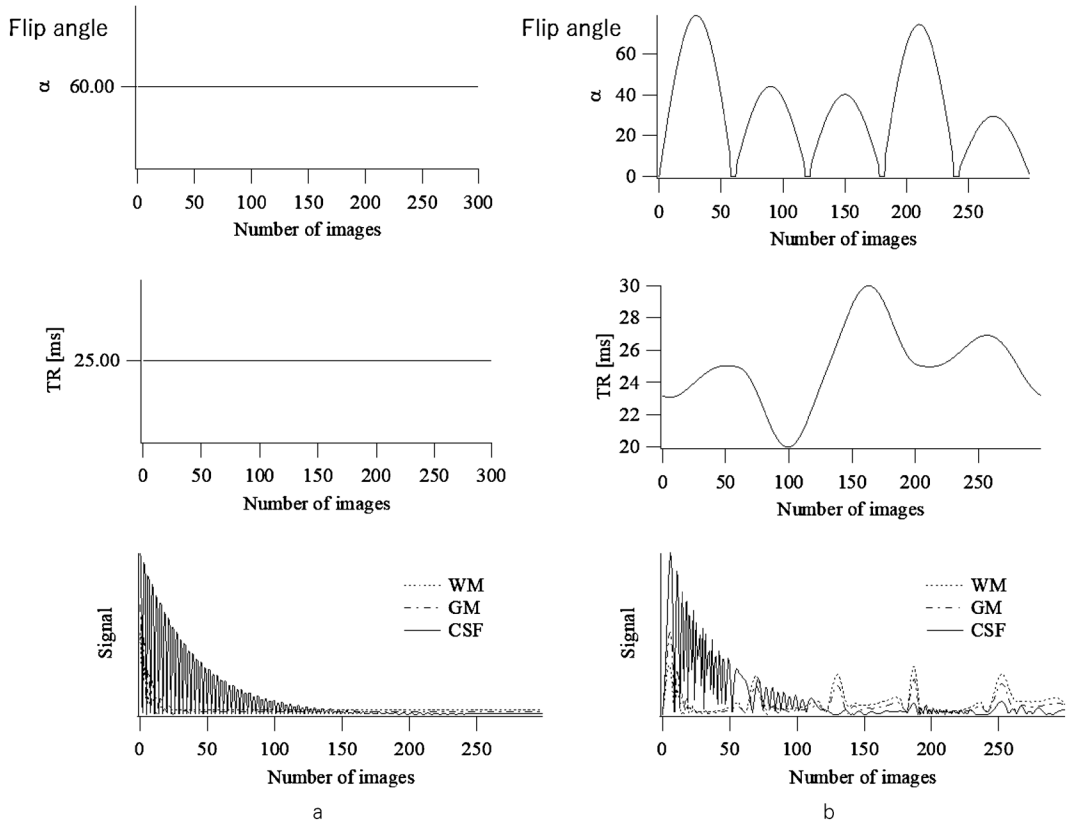


Fig. 2. Importance of temporal incoherence. (a) Temporally “coherent” signal evolution. (b) Temporally “incoherent” signal evolution. WM : white matter, GM : gray matter, CSF : cerebrospinal fluid.

を、1 ボクセルシミュレーションによって予測しておく。このシミュレーションとして、Bloch 方程式を使って実空間で計算する方法と、拡張位相グラフ法 (extended phase graph; EPG)⁵⁾ を使って k 空間で計算する方法がある。前者の場合、ボクセル内に核磁化を何個配置するかが重要である。trueFISP 系のように、ボクセル内の位相分散を考えなくてもよい場合には、ボクセル内の核磁化数は 1 でよい。そのため、計算時間は短くて済むが、FISP 系のように、スポイラーを使う場合には、複数個の核磁化が必要となる。一方、EPG は計算時間が短く、拡散や灌流のようなパラメタを追加する作業も比較的簡単である。しかし、スライスプロファイルを考慮する場合など、ボクセル内で核磁化の位相が空間的に非線形で変化する場合には、EPG ではなく Bloch シミュレーションが適している。また、スパイラル取得に伴う

画像アーチファクトの影響を調べたいときには、Bloch 方程式を使った画像シミュレータ⁶⁾が必要である。

Bloch シミュレーションでも EPG シミュレーションでも、異なる T_1 や T_2 の組に対してシミュレーションを繰り返す必要があるので、辞書を作るのに必要な時間は、組織パラメタの組み合わせの数に比例する。ターゲットとなる組織の T_1 や T_2 の値の範囲に絞り、分解能を適当に設定する必要がある。

MRF シーケンスと辞書が準備できたら、MRF の撮像を行う。MRF では多数のエコー画像を取得するため、必然的に撮像時間が長くなる。例えば、励起パルス間隔 (TR) が 10 ms ~ 15 ms の 1000 個のマルチエコーを、位相エンコードなしでサンプリングすると、おおよそ 12.5 秒かかる。画像化のために、Cartesian サンプリング⁷⁾で位相エンコードを 128 回入れ

MR Fingerprinting

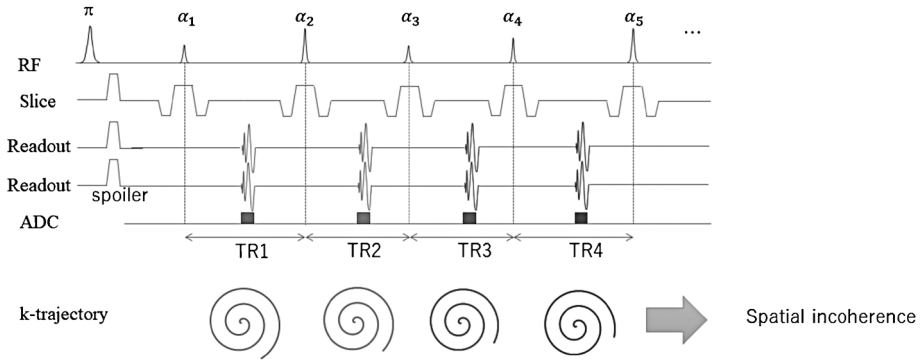


Fig. 3. Typical MRF sequence (MRF-trueFISP) and spatial incoherence. Randomization due to trajectory rotation can alleviate aliasing artifacts due to undersampling.

た場合、一度の撮像におよそ 27 分も要してしまうことになる。

そこで MRF では、撮像の高速化のため non-Cartesian サンプリングが行われるのが通常である。使用される k 空間の軌跡は、密度可変 spiral (VD-spiral) 軌跡⁸⁾が主流である。VD-spiral 取得では、 k 空間の中心部を密に、辺縁部を疎にサンプリングされる。さらに、VD-spiral 軌跡をインターリーブし、それぞれのサブ軌跡を、隣接するエコーのリードアウトに振り分ける (Fig. 3)。Ma らの論文では、元々の軌跡を 48 本のサブ軌跡にインターリーブし、それぞれのサブ軌跡が 48 個ごとのマルチエコーの画像化に使われている。こう振り分けることで、アンダーサンプリングによる画像アーチファクトの現れ方を、エコー画像間ですできるだけバラバラにできる。後処理で T_1 や T_2 画像を計算する際には、すべてのエコー画像を使ってマッチングを行うので、ランダムに現れる画像アーチファクトは最終結果に現れにくくなる。このように、個々のエコー画像に現れるアーチファクトの空間的な類似性を断つことで、後処理で得られる T_1 や T_2 画像のアーチファクトを劇的に軽減することができる。この「空間的類似性がどれくらい破壊されているか」という概念を、Ma らは「空間的インコヒーレンス性」と呼び、前述の「時間的インコヒーレンス性」と同様、MRF 実現の重要な要素として挙げている。

MRF のデータが得られたら、画素ごとに後

処理を行って T_1 や T_2 画像を作成する。まず MRF のデータをエコーごとに画像再構成する。ある画素の MRF 時系列データ (エコー番号順にエコー強度を並べたもの) と、MRF 辞書内の時系列データとを照合し、形状が近いものを選ぶ。照合作業で、最も近い時系列データを作成した際に用いた T_1 や T_2 の値を、その画素の T_1 や T_2 の推定値とする。この作業をすべての画素について行い、 T_1 や T_2 の推定画像を得ることができる。

この照合法としては、データどうしの内積を計算する方法が最も簡便でよく使われているが、計算時間もかかる。例えば一般的なデスクトップ PC の環境で C プログラムで実行した場合、照合作業におよそ 160 秒要する (128×128 画素、マルチエコー数 1000、辞書のエントリ数 323624)。そのため、辞書の圧縮⁹⁾や、画像再構成と同時にを行う方法¹⁰⁾による高速化が提案されている。

MRF の実例

MRF の実例として、緩和時間の異なる $GdCl_3$ 水溶液および $MnCl_2$ 水溶液ファントムに対して、MRF-FISP と標準手法で計測を行った結果 (FOV = 25.6 mm × 25.6 mm, スライス厚 = 2.5 mm) を Fig. 4 に示す。実験に用いたシステムは、4.7 T/88 mm ボア縦型超電導磁石 MRI システムである。信号取得は Cartesian サンプリングで行った^{7),11)}。MRF で推定さ

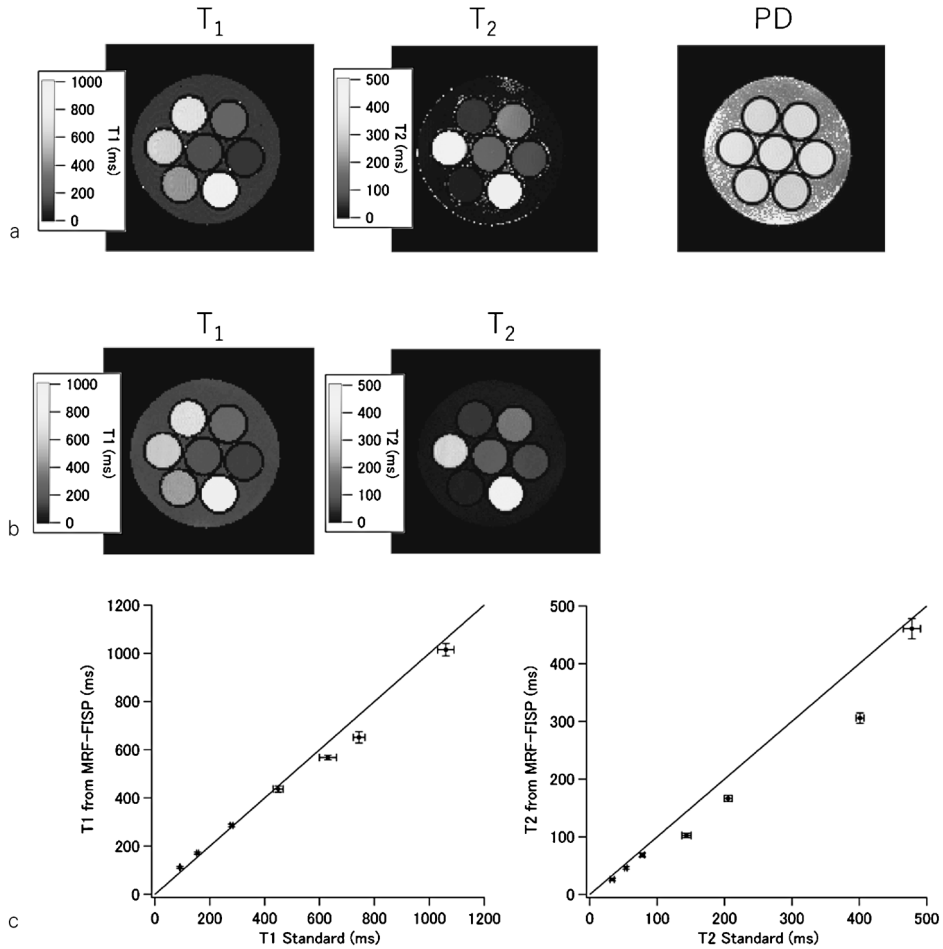


Fig. 4. Results for $GdCl_3$ and $MnCl_2$ phantoms. (a) MRF-FISP results (FOV = 25.6 mm \times 25.6 mm, slice thickness = 2.5 mm, matrix size = 128 \times 128, measurement time = 43 minute). TE = 5 ms, and the number of images was 300. The FA and TR patterns were shown in Fig. 2. (b) Results obtained with standard methods. For the T₁ measurement, an inversion recovery spin echo sequence (inversion time = 50, 100, 150, 200, 300, 400, 600, 800, 1000, and 1200 ms; TR = 8000 ms; total measurement time = 170 min) was used. For the T₂ measurement, a multiple spin echo sequence (echo spacing = 10 ms; TR = 8000 ms, 16 echoes; measurement time = 17 min) was used. (c) Comparison between the standard methods and MRF-FISP.

れた T₁ や T₂ の値は、標準手法で行った結果と一致している。T₂ については MRF-FISP の結果の方がやや小さく見積られる傾向があるが、これはおそらく、スポイラーグラジエントによる自己拡散の影響¹²⁾である。

もう一つ、*in vivo* 計測の例として、麻酔下ラット脳 (F344/Jcl, 4 週齢, オス) およびマウス脳 (C57BL/6Jcl, 4 週齢, オス) の MRF-dual echo steady states (MRF-DESS) (Fig. 5) の結果を示す。MRF-DESS は、拡散係数も同時に取得できるように、MRF-DESS

に可変の MPG を付けたものである。使用したシステムは、1.5 T/280 mm 水平ボア超伝導磁石 MRI システムである。Fig. 6 に、MRF-DESS で推定した T₁, T₂, 拡散係数 proton density 画像 (FOV = 32 mm \times 32 mm, スライス厚 = 2 mm) を示す。脳髄鞘液の T₁, T₂, 拡散係数の値が周囲に比べて大きくなっており、この傾向は文献¹³⁾と一致している。

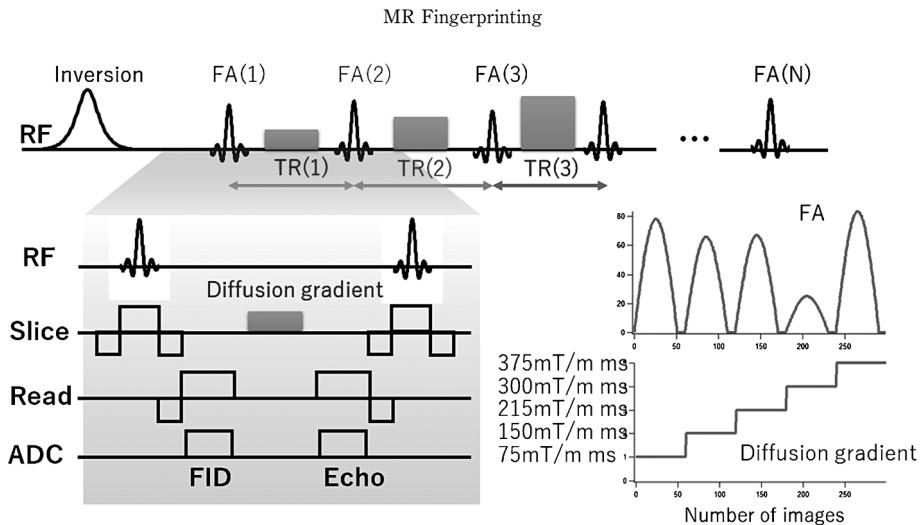


Fig. 5. MRF-DESS sequence

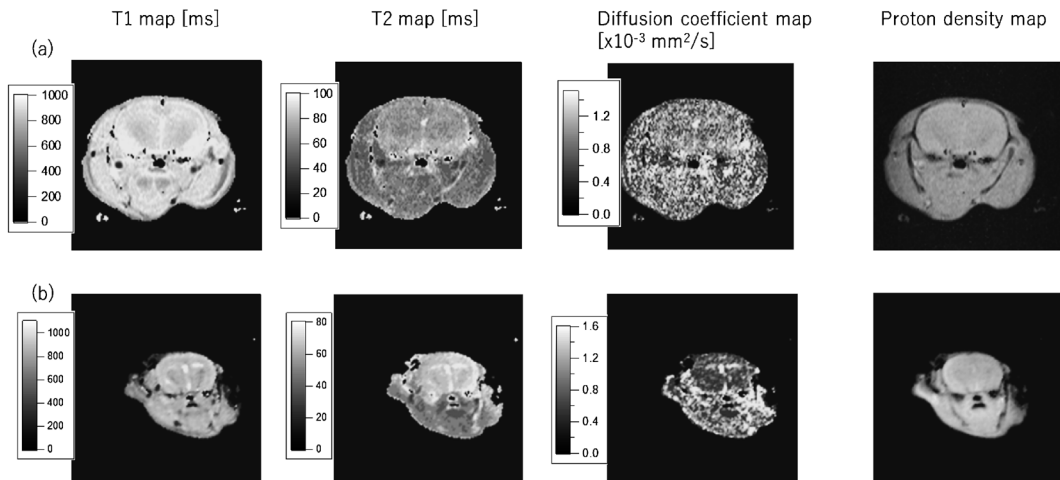


Fig. 6. *In vivo* MRF images were acquired from the brains of an anesthetized rat (F344/Jcl, 4w, M) and mouse (C57BL/6JJcl, 4w, M). FOV = 32 mm \times 32 mm, slice thickness = 2 mm, matrix size = 128 \times 128, measurement time = 16 min. The sequence used was shown in Fig. 5.

技術開発動向

最近の動向としては、MRFのシーケンスや解析法などの技術開発が盛んに行われている。シーケンス開発としては、拡散や灌流、 T_2^* など、他の組織パラメータも同時に得るために、様々なシーケンスの改良法が提案されている。拡散の場合は、motion probing gradient (MPG)をプレパルスとして利用する方法^{14),15)}や、MRF-DESS¹⁶⁾が提案されている。 T_2^* の場合は、エコー時間を可変とする方法¹⁷⁾やマルチ

エコー RF spoiled FLASH (SPGR)を追加する方法¹⁸⁾が試みられている。また、MRFは B_1 不均一性に強く影響されるが、これを軽減するため、フリップ角を0と90度で急激に変化させる部分を追加して、 B_1 分布を同時に推定する方法¹⁹⁾も提案されている。さらに、spiralサンプリングでのoff-resonance効果による画像ぼけを補正するため、conjugate phase correctionを利用する方法^{20),21)}なども提案されている。異なるTEのデータから脂肪を分離する方法²²⁾や、CESTと組み合わせた

CEST-MRF²³⁾, 化学交換レートを定量する MRF-X^{24),25)} も報告されている。SAR を軽減する方法として, 1 度の励起につき複数の画像を取得して, 全体のマルチエコー数はそのままにしたまま, 励起する回数を減らす MRF QUEST²⁶⁾ なども提案されている。また, 元来 MRF は体動に対してロバストであることが Ma らの原論文²⁾ で示されているが, 体動を検出してさらに正確に補正するために, radial サンプリングと keyhole を組み合わせた方法²⁷⁾ が試みられている。

また, サブボクセルの定量解析も試みられている。Deshamane^{28),29)} や McGivney^{30),31)} らは, 通常の MRF 解析で得られた (T_1 , T_2) の組を, 白質, 灰白質, 脳脊髄液, それらの混合物に統計的に分類し, 画素ごとの白質, 灰白質, 脳脊髄液の比を求めている。

後処理に関しては, マッチングに要する計算時間を減らす方法がいくつか提案されている。例えば, 辞書データのもつ冗長性を, 特異値分解 (singular value decomposition; SVD) を使って圧縮する方法 (3.4~4.8 倍高速化)³²⁾ や, Fast group matching (2 桁高速化)³³⁾ が提案されている。また, 再構成と同時にマッチングを行う方法³⁴⁾ も時間短縮が可能である。

撮像時間の短縮は, ホットボックスの一つである。Spiral 取得の場合, マルチエコー画像の総数 (あるいは time point 数ともいわれる) が多いほど, MRF の撮像時間は長くなる。したがってマルチエコー数を減らせば撮像時間を短くできるが, 空間的なインコヒーレンス性を保つのが難しくなり, 画像アーチファクトを消すことができなくなる。Ma らのオリジナル論文では, 個々のエコー画像の再構成の作業と, 辞書とのマッチングを分離して行っていたため, 最低 1000 個程度のマルチエコーが必要であった。ところが最近, 再構成とマッチングを同時に行って, より少ないマルチエコー数でもアーチファクトの少ない画像を得るという方法がいくつか提案されている。この再構成には圧縮センシング (CS) と似た原理が用いられており, 画像再構成時にデータの fidelity (忠実性) を担保しつつ, 画像にランダムに現れるノイズ成分を除去する。この反復過程に辞書との

マッチング過程を加えることで, ノイズ除去と組織パラメータ推定を同時に行っている。例えば multiscale reconstruction³⁴⁾ や AIR-MRF³⁵⁾, 低ランク近似^{36),37)}, sliding window reconstruction³⁸⁾ などが提唱されており, およそ 300 個程度のマルチエコー数にまで圧縮できるとされている。これらは撮像時間を減らす利点がある一方で, 計算が複雑になる上に計算コストが増大してしまうことにも注意が必要である。

MRF は元々 2 次元撮像であったが, 3 次元化も試みられている。全脳 ($300 \times 300 \times 144 \text{ mm}^3$) に対し, 3D スラプ励起と stack-of-spiral の k 軌跡を用いて, k 方向の情報を SVD 圧縮した kt-SVD-MRF で高速化を行い, 分解能 $1.2 \times 1.2 \times 2 \text{ mm}^3$ の場合で 2.7 分, 分解能 $1.2 \times 1.2 \times 1.2 \text{ mm}^3$ の場合は 11.6 分という例³⁹⁾ が報告されている。また, マルチスライス撮像も試されており, スライス方向のコイル感度分布の違いを利用した simultaneous multislice (SMS) を組み込んだ SMS-MRF⁴⁰⁾ で, 3 スライスを 10 秒で同時に取得する技術も報告されている。腹部のケースでは, 息止めなしでパーティションあたり 30 秒 (面内分解能 1.9 mm , パーティション厚 3 mm) で撮像した結果⁴¹⁾ も示されている。

臨床応用に向けた研究

MRF の臨床応用に向けた研究も始まっている。まず手法標準化に先駆けた研究として, MRF の長期的な正確性や再現性などが調べられている。ISMRM/NIST システムファントムを使って一カ月にも亘る長期安定性を計測した例では, T_1 と T_2 の再現性がそれぞれ 2.01%, 3.84% と高い結果が示されている⁴²⁾。

脳への応用としては, 年齢や性別の違いによって脳組織の T_1 や T_2 が異なるかを MRF で調査した例⁴³⁾ や, 多発性硬化症の T_1 , T_2 による区別⁴⁴⁾ が試みられている。また, MRF で計測した T_1 , T_2 と, 標準手法で計測した ADC で前立腺がんの組織を定量化する研究⁴⁵⁾ や, 血管 MRF による脳血液量, 平均血管半径, 酸素化量の定量化^{46),47)} も報告されている。さらに, 前立腺の T_1 , T_2 を MRF で取得し, 別に

EPI で取得したデータと合わせて主成分解析を行うことで、正常組織とがん組織を区別することも試みられている⁴⁸⁾。そのほか、心筋の T₁, T₂, PD 定量化⁴⁹⁾や直腸がんの検出⁵⁰⁾にも MRF が応用されている。

おわりに

MRF が発表された当初、MRF の研究発表は、Griswold のグループやその共同研究グループに限られていたが、5年あまり経過した現在では、技術開発や臨床応用へ向けた研究の輪が全世界に広がっている。MRF の登場により、これまで困難とされていた定量画像診断の実現への期待が高まっている。定量画像診断が確立するために必要な技術的な要件としては、まず短時間での撮像が挙げられるが、これはほぼ達成されつつある。さらに別の要件として、長期再現性だけでなく、マルチサイト間、装置間での再現性が挙げられるが、MRF にはこれを満たすポテンシャルがあり、実際に検証作業も進んでいるが、今のところネガティブな結果は示されていない。また、高いシーケンス選択の柔軟性によって、様々な組織パラメータを定量化できるのも魅力である。MRF の今後の発展に期待したい。

謝 辞

MRI 装置の開発にご助力頂いた筑波大学の巨瀬勝美教授に深謝の意を表す。撮像を補助して頂いた(株)エム・アール・テクノロジー社の拝師智之博士に深謝の意を表す。

文 献

- 1) Ma D, Gulani V, Seiberlich N, Duerk J, Griswold MA. MR fingerprinting (MRF) : a novel quantitative approach to MRI. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2012 ; 20 : 0288
- 2) Ma D, Gulani V, Seiberlich N, Liu K, Sunshine JL, Duerk JL, Griswold MA : Magnetic resonance fingerprinting. *Nature* 2013 ; 495 : 187-192
- 3) European Society of Radiology : Magnetic res-

onance fingerprinting - a promising new approach to obtain standardized imaging biomarkers from MRI. *Insights Imaging* 2015 ; 6 : 163-165

- 4) Jiang Y, Ma D, Seiberlich N, Gulani V, Griswold MA : MR fingerprinting using fast imaging with steady state precession (FISP) with spiral readout. *Magn Reson Med* 2015 ; 74 : 1621-1631
- 5) Weigel M : Extended phase graphs : dephasing, RF pulses, and echoes - pure and simple. *J Magn Reson Imaging* 2015 ; 41 : 266-295
- 6) Kose R, Kose K : BlochSolver : a GPU-optimized fast 3D MRI simulator for experimentally compatible pulse sequences. *J Magn Reson* 2017 ; 281 : 51-65
- 7) Gao Y, Chen Y, Ma D, et al. : Preclinical MR fingerprinting (MRF) at 7 T : effective quantitative imaging for rodent disease models. *NMR Biomed* 2015 ; 28 : 384-394
- 8) Lee JH, Hargreaves BA, Hu BS, Nishimura DG : Fast 3D imaging using variable-density spiral trajectories with applications to limb perfusion. *Magn Reson Med* 2003 ; 50 : 1276-1285
- 9) McGivney DF, Pierre E, Ma D, Jiang Y, Saybasili H, Gulani V, Griswold MA : SVD compression for magnetic resonance fingerprinting in the time domain. *IEEE Trans Med Imaging* 2014 ; 33 : 2311-2322
- 10) Pierre EY, Ma D, Chen Y, Badve C, Griswold MA : Multiscale reconstruction for MR fingerprinting. *Magn Reson Med* 2016 ; 75 : 2481-2492
- 11) 寺田康彦 : MR fingerprinting (MRF). *臨床画像* 2017 ; 33 : 640-651
- 12) Terada Y, Kobayashi Y. Effect of diffusion weighting due to spoiler gradients in MR fingerprinting. *Proc Intl Soc Mag Reson Med*, 2017 ; 25 : 0940
- 13) Guilfoyle DN, Dyakin VV, O'Shea J, Pell GS, Helpert JA : Quantitative measurements of proton spin-lattice (T₁) and spin-spin (T₂) relaxation times in the mouse brain at 7.0 T. *Magn Reson Med* 2003 ; 49 : 576-580
- 14) Anderson C, Gao Y, Flask C, Lu L. Multiple preparation magnetic resonance fingerprinting (MP-MRF) : an extended MRF method for multi-parametric quantification. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2015 ; 23 : 3387
- 15) Jiang Y, Hamilton JI, Wright KL, Ma D, Seiberlich N, Gulani V, Griswold MA. Simultaneous quantification of T₁, T₂ and diffusion with

- diffusion-weighted drive-equilibrium prepared magnetic resonance fingerprinting. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2016 ; 24 : 4296
- 16) Jiang Y, Ma D, Wright K, Seiberlich N, Gulani V, Griswold MA. Simultaneous T1, T2, diffusion and proton density quantification with MR fingerprinting. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2014 ; 22 : 0028
 - 17) Wyatt CR, Smith T, Sammi MK, Rooney W, Guimaraes A. Multiparametric T2* MR fingerprinting. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2017 ; 25 : 0939
 - 18) Han D, Hong T, Kim DH. Development of magnetic resonance fingerprinting (MRF) combined with FISP and multi-echo SPGR acquisition for proton density, T1, T2, T2* and field mapping. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2017 ; 25 : 3711
 - 19) Buonincontri G, Sawiak SJ : MR fingerprinting with simultaneous B1 estimation, *Magn Reson Med* 2016 ; 76 : 1127-1135
 - 20) Ostenson J, Robison RK, Zwart NR, Welch EB. Off-resonance correction for MR fingerprinting using multiple frequency interpolation. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2017 ; 25 : 0938
 - 21) Koken P, Amthor T, Doneva M, Eggers H, Sommer K, Meineke J, Börner P. Improving accuracy in MR fingerprinting by off-resonance deblurring. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2017 ; 25 : 5067
 - 22) Ostenson J, Welch EB. Fat signal fraction determination using MR fingerprinting. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2017 ; 25 : 0134
 - 23) Huang S, Cohen O, McMahon MT, Kim YR, Rosen MS, Farrar CT. Quantitative chemical exchange saturation transfer (CEST) imaging with magnetic resonance fingerprinting (MRF). *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2017 ; 25 : 0196
 - 24) Hamilton JI, Deshmane A, Hougen S, Griswold M, Seiberlich N. Magnetic resonance fingerprinting with chemical exchange (MRF-X) for quantification of subvoxel T1, T2, volume fraction, and exchange rate. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2015 ; 23 : 0329
 - 25) Hamilton JI, Griswold MA, Seiberlich N : MR fingerprinting with chemical exchange (MRF-X) to quantify subvoxel T1 and extracellular volume fraction. *J Cardiovasc Magn Reson* 2015 ; 17 (suppl 1) : W35
 - 26) Jiang Y, Ma D, Jerecic R, Duerk J, Seiberlich N, Gulani V, Griswold MA : MR fingerprinting using the quick echo splitting NMR imaging technique. *Magn Reson Med* 2017 ; 77 : 979-988
 - 27) Cruz G, Botnar R, Prieto C. Motion corrected magnetic resonance fingerprinting using soft-weighted key-hole (MRF-McSOHO). *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2017 ; 25 : 0935
 - 28) Deshmane AV, Ma D, Jiang Y, Fisher E, Seiberlich N, Gulani V, Griswold M. Validation of tissue characterization in mixed voxels using MR fingerprinting. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2014 ; 22 : 0094
 - 29) Deshmane A, Badve C, Rogers M, Yu A, Ma D, Sunshine J, Gulani V, Griswold M. Tissue mapping in brain tumors with partial volume magnetic resonance fingerprinting (PV-MRF). *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2015 ; 23 : 0071
 - 30) McGivney DF, Deshmane A, Jiang Y, Ma D, Griswold MA. The partial volume problem in MR fingerprinting from a bayesian perspective. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2016 ; 24 : 0435
 - 31) McGivney D, Deshmane A, Badve C, Ma D, Gulani V, Griswold M. Exploring subvoxel structures in brain tumors using magnetic resonance fingerprinting. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2017 ; 25 : 4696
 - 32) McGivney DF, Pierre E, Ma D, Jiang Y, Saybasili H, Gulani V, Griswold MA : SVD compression for magnetic resonance fingerprinting in the time domain. *IEEE Trans Med Imaging* 2014 ; 33 : 2311-2322
 - 33) Cauley SF, Setsompop K, Ma D, Jiang Y, Ye H, Adalsteinsson E, Griswold MA, Wald LL : Fast group matching for MR fingerprinting reconstruction. *Magn Reson Med* 2015 ; 74 : 523-528
 - 34) Pierre EY, Ma D, Chen Y, Badve C, Griswold MA : Multiscale reconstruction for MR fingerprinting. *Magn Reson Med* 2016 ; 75 : 2481-2491
 - 35) Cline CC, Chen X, Mailhe B, Wang Q, Pfeuffer J, Nittka M, Griswold MA, Speier P, Nadar MS : AIR-MRF : accelerated iterative reconstruction for magnetic resonance fingerprinting. *Magn Reson Imaging* 2017 ; 41 : 29-40
 - 36) Mazor G, Weizman L, Tal A, Eldar YC : Low rank magnetic resonance fingerprinting. [arXiv:1701.07668](https://arxiv.org/abs/1701.07668)
 - 37) Assländer J, Cloos MA, Knoll F, Sodickson DK, Hennig J, Lattanzi R : Low rank alternating direction method of multipliers reconstruction for MR fingerprinting. *Magn Reson Med* 2017 Mar 5 doi : 10.1002/mrm.26639 [Epub ahead of print]

- 38) Cao X, Liao C, Wang Z, Chen Y, Ye H, He H, Zhong J : Robust sliding-window reconstruction for accelerating the acquisition of MR fingerprinting. *Magn Reson Med* 2017 ; 78 : 1579–1588
- 39) Ma D, Pierre EY, McGivney D, Mehta B, Chen Y, Jiang Y, Griswold M. Applications of low rank modeling to fast 3D magnetic resonance fingerprinting (MRF). *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2017 ; 25 : 0129
- 40) Ye H, Cauley SF, Gagoski B, Bilgic B, Ma D, Jiang Y, Du YP, Griswold MA, Wald LL, Setsompop K : Simultaneous multislice magnetic resonance fingerprinting (SMS-MRF) with direct-spiral slice-GRAPPA (ds-SG) reconstruction. *Magn Reson Med* 2017 ; 77 : 1966–1974
- 41) Chen Y, Mehta B, Hamilton J, Ma D, Seiberlich N, Griswold M, Gulani V. Free-breathing 3D abdominal magnetic resonance fingerprinting using navigators. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2016 ; 24 : 0716
- 42) Jiang Y, Ma D, Keenan KE, Stupic KF, Gulani V, Griswold MA : Repeatability of magnetic resonance fingerprinting T1 and T2 estimates assessed using the ISMRM/NIST MRI system phantom. *Magn Reson Med* 2017 ; 78 : 1452–1457
- 43) Badve C, Yu A, Rogers M, Ma D, Liu Y, Schluchter M, Sunshine J, Griswold M, Gulani V : Simultaneous T1 and T2 brain relaxometry in asymptomatic volunteers using magnetic resonance fingerprinting. *Tomography* 2015 ; 1 : 136–144
- 44) Deshmane A, Nakamura K, Guruprakash DK, et al. : Preliminary experience using magnetic resonance fingerprinting in multiple sclerosis. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2016 ; 24 : 4070
- 45) Yu AC, Badve C, Ponsky LE, et al. : Development of a combined MR fingerprinting and diffusion examination for prostate cancer. *Radiology* 2017 ; 283 : 729–738
- 46) Christen T, Pannetier NA, Ni WW, Qiu D, Moseley ME, Schuff N, Zaharchuk G : MR vascular fingerprinting : a new approach to compute cerebral blood volume, mean vessel radius, and oxygenation maps in the human brain. *Neuroimage* 2014 ; 89 : 262–270
- 47) Lemasson B, Pannetier N, Coquery N, Boisserand LS, Collomb N, Schuff N, Moseley M, Zaharchuk G, Barbier EL, Christen T : MR vascular fingerprinting in stroke and brain tumors models. *Sci Rep* 2016 ; 6 : 37071
- 48) McGivney DF, Yu A, Badve C, Griswold MA, Gulani V, Principal component analysis applied to magnetic resonance fingerprinting data in prostate. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2016 ; 24 : 2753
- 49) Hamilton JI, Jiang Y, Chen Y, Ma D, Lo WC, Griswold M, Seiberlich N : MR fingerprinting for rapid quantification of myocardial T1, T2, and proton spin density, *Magn Reson Med* 2017 ; 77 : 1446–1458
- 50) Pahwa S, Lu Z, Dastmalchian S, Jiang Y, Patel M, Meropol N, Griswold M, Gulani V. Application of magnetic resonance fingerprinting (MRF) for assessment of rectal cancer : a feasibility study. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2016 ; 24 : 2966

MR Fingerprinting

Yasuhiko TERADA and Ryoichi SASAKI

*Institute of Applied Physics, University of Tsukuba
1-1-1 Tennodai, Tsukuba, Ibaraki 305-8573*

Magnetic resonance fingerprinting (MRF) is a new, promising technique that enables the simultaneous quantification of many tissue parameters at once. MRF has some advantages over traditional quantitative MRI methods, and opens the door to standardization in many applications of MRI. In this article, the principle of MRF, its advantages and disadvantages, methods for implementing sequences, examples of applications, and recent advances, are reviewed in detail.