

高速撮像の基礎—基本原理—

巨瀬勝美

筑波大学物理工学系

はじめに

MRIは現在もなお、様々な方向へと発展を続けているが、この発展を強力に牽引しているのが「高速イメージング」であるといっても過言ではない。すなわち、撮像の高速化により、それまで得ることができなかったMR画像が、臨床的レベルで取得され、病態の新たな診断や脳機能の解明などに利用されつつある。そして、近年におけるエコー・プラナー法の実用化を目標としたシステムの開発は、従来の手法による画像をも大きく改善し、さらにスペクトロスコピーにも大きな影響を与えつつある。

このように、MRIは、いわゆる「EPI時代」を迎えているが、EPI以外の高速イメージング手法も同時に大きな進展を遂げており、どの手法をどのような対象にいかにか有効に適用していくかということが、現在、非常に大きな関心を集めている。そこで、本稿では、現在主流になっている三つの高速イメージング手法を紹介し、その特徴を比較しながら解説する。そしてその発展を支えているMRIのハードウェア・ソフトウェア技術のいくつかを紹介する。

高速イメージングの歴史的概観

1980年代初頭に、MRIにおける基本的撮像手法(スピン・エコーを用いたフーリエ映像法)が確立されて以来、現在までに、高速イメージ

ングにおける様々なブレイクスルーが行われてきた。この歴史は、既に本誌にも述べられているが¹⁾、その主なものを、論文が発表された年代順に示すと、

マルチスライス・マルチエコー法 (1982)²⁾
FLASHなどの(高速)勾配エコー法 (1986)³⁾
RAREによる臨床画像の発表 (1986)⁴⁾
spiral scan法の提案 (1986)⁵⁾
EPIにおける問題点の解決 (1987)⁶⁾
snapshot FLASHによる超高速化 (1990)⁷⁾
GRASE法の提案 (1991)⁸⁾
BURST/DUFIS法の提案 (1992, 1993)^{9),10)}
となる。

このように、現時点において実用化されている高速イメージング法は、ほとんどすべて1980年代以前に提案されたものであり、1977年に提案されていたエコー・プラナー法が、1990年代に入ってようやく実用化されるに至って、高速イメージングのほとんどの手法が、現在、臨床的に使用できる状況になっている。

このように、方式のみは古くから提案されていたものの、これらが普及するためには、ハードウェアを中心とした絶え間ない技術革新が不可欠であった。これによって、ここ数年における撮像時間の短縮ばかりでなく、画質の向上も、実に目覚ましいものとなっている。

高速イメージング法の分類

キーワード fast MR imaging, rapid MR imaging, FSE, FGE, EPI

以上に述べたように、高速イメージングに関しては、これまで、さまざまな方式が提案され、今なお幾つかの方式が検討されている。しかし、現在、実用的なレベルで使用されている方式は、高速スピン・エコー法 (FSE)、高速勾配エコー法 (FGE)、エコー・プラナー法 (EPI) の三つの方式に大別される。ただし、1985 年以来、高速イメージングの一般的手法である (核磁化の定常状態で撮像される) 勾配エコー法は、今や標準的地位を確保しているため、高速勾配エコー法としては、TR が極端に短く、しかも多くの場合、核磁化の非定常状態で撮像される手法のみを対象とすることにしよう。これらの三つの方式は、今後長年に亘って、臨床の現場において、有効な手法として使用されていくことは疑いない。

以上の三つの方式と全く異なる第 4 の高速イメージング法として、BURST/DUFIS 法が挙げられる。この方法は、現在まだ開発段階であり、将来、実用化されるか否かは、今のところ不明である。一方、しばしば独立した方式としても紹介される手法として、スパイラルスキャン法と GRASE 法がある。しかしながら、スパイラルスキャン法は、画像そのものは EPI とかなり異なるものの、基本的なアイデアは同一であるため、方式としては EPI の一種として捉えるのが妥当であろう。また、GRASE 法も、高速スピン・エコー法から派生したものであるため、FSE の一種と考えるのが妥当かと思われる。これらの二つの方式は、現在では臨床応用が一部で行われているが、今後、確固たる地位を確保するか否かは、今のところ不明である。

主要な三方式のパルスシーケンス

Fig. 1 に高速スピン・エコー法のパルスシーケンスを示す。FSE では、 90° パルスで核磁化

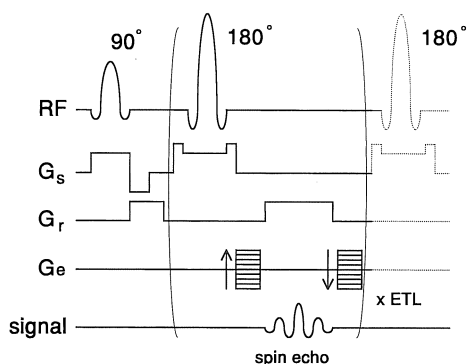


Fig. 1. Pulse sequence for the fast spin-echo (FSE) method. G_s , G_r , and G_e are magnetic field gradients for slice selection, signal readout, and phase encoding. The refocusing 180° pulse, readout gradient, and phase encoding gradient are repeated ETL times to produce multiple spin-echoes.

を励起した後、CPMG と同様の手法で ETL (echo train length) 個の refocus パルス (180° パルスまたはそれよりフリップ角の小さなパルス) を繰り返し印加し、発生するスピン・エコーに、それぞれ異なった位相エンコードを行うことで、撮像時間を $1/ETL$ に短縮する。ところが、 T_2 による減衰がそれぞれのエコーで異なるため、 k 空間の低周波成分を、特定のエコー時間 (実効エコー時間) で取得し、そのエコー時間から離れるに従って、より高周波の成分のエコー信号が取得されるように位相エンコードが行われる。このため、画像の高周波部分の信号は、異なった T_2 減衰をもつようになり、撮像対象の T_2 に依存した特異な形状の画像の blurring (ボケ) が発生する。しかしながら、実際のシーケンスでは、それが目立たないようなエコー数 (ETL=8 程度) が選択され、また、 k 空間へのエコーデータのマッピング方法も、さまざまな工夫がなされている。

なお、 T_2 が非常に長い対象 (細胞外液など) については、ETL を非常に大きくすることが

でき、ワンショットで二次元断層面の撮像が可能である。しかも、スピン・エコーにおいては、静磁場の不均一性による核磁化の dephasing などがほとんどないため、 k 空間における信号のエルミート対称性がよく成り立っており、この性質を利用することにより、画像再構成に必要なエコー数を、約半減することができる。

FSE においては、一つのエコー信号を取得するために、読み出し勾配磁場の他に、refocus パルスと位相エンコード勾配を必要とし、現状では、通常 10 ms 程度の時間を要している。Refocus パルスの幅は、送信機のパワーの制限から短縮は難しく、また、多数の refocus パルスの印加による擬似的なエコーの発生を押さえるために、位相エンコードを毎回 k 空間の原点から行う必要があり、この読み出しシーケンスを短縮することは容易ではない。しかし、最近の強力で高速な勾配磁場を用いることにより、エコー間隔を 4 ms 程度まで短縮した例もいくつか報告されている。

Fig. 2 に高速勾配エコー法のパルスシーケンスを示す。FGE では、 α° パルスによる RF 励起一位相エンコード—信号読み出しを、非常に短い繰り返し時間 (TR) で行う。TR としては、概ね 10 ms 前後が用いられ、核磁化の非定常状態で撮像が行われる (この手法は、しばしば turbo や、snapshot という名前を冠して呼ばれている)。これが、核磁化の定常状態で撮像される通常の勾配エコー法との本質的な違いである。ところが、このように TR が短い場合には、緩和時間による画像コントラストは、ほとんど期待されないため、preparation pulse を用いて緩和時間によるコントラストを確保 (centric order 位相エンコードを併用する) し、さらに、 T_1 を短縮する造影剤を使用して、画像コントラストを向上させることもよく行われる。また、血流が速い循環器領域では、TR が短い場合でも、inflow 効果によって画像コントラストが確保される場合がある。ただ

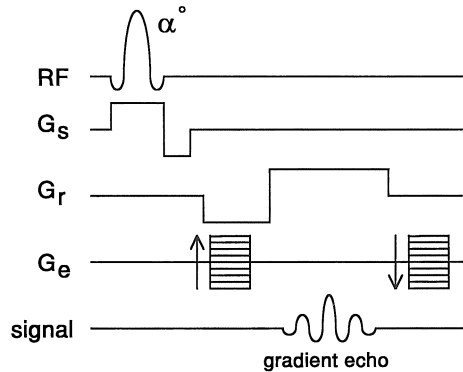


Fig. 2. Pulse sequence for the fast gradient-echo (FGE) method. G_s , G_r , and G_e are magnetic field gradients for slice selection, signal readout, and phase encoding. Preparation pulse (s) is often required before this sequence because the sequence is repeated very fast (<10 ms) and good image contrast is not expected.

し、このような場合には、SN 比、および画像コントラストが最適になるように、フリップ角を各励起毎に変化させる手法 (variable flip angle 法) など、しばしば用いられている。

FGE においては、画像アーチファクトを避けるために、連続する RF 励起の間の横磁化のコヒーレンスを断つ必要がある。これは、ランダムな振幅をもった勾配磁場や、ランダムな位相をもった RF 励起で行われている。また、TR を短縮するためには、同時に TE も短縮しなければならないため、refocus 用の勾配磁場が不要な RF パルスなども使用され、1~2 ms の TE が実現されている。そして、このような場合には、flow や T_2^* による画素内の核磁化の位相分散が抑制されるため、高い描出能を持った画像が取得される。

Fig. 3 にエコー・プラナー法のパルスシーケンスを示す。EPI では、RF 励起の後、矩形形状に振動する (一般には周期的形状を持つ) 読み取り勾配磁場と、読み取り勾配磁場のスイッチングの間に印加される短いパルス状の位相エンコード勾配によって、 k 空間内の高速なスキヤ

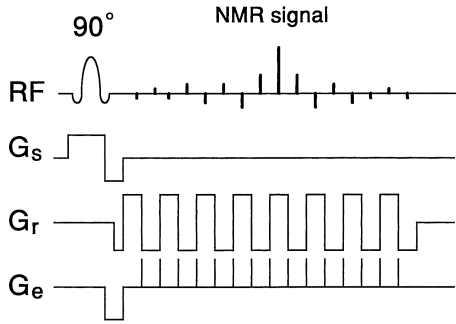


Fig. 3. Pulse sequence of the echo-planar imaging (EPI) method. G_s , G_r , and G_e are magnetic field gradients for slice selection, signal readout, and phase encoding.

ンが行われる。TRによる飽和効果がないとすれば、すべての核磁化を非常に効率的に利用できるため、FSEやFGEに比べ、単位時間あたりの信号のSN比は最も良好である。

なお、EPIには、図のように、いわゆるFIDで信号を計測する勾配エコータイプのEPI (GE-EPI) と、 k 空間の原点の信号をスピン・エコーで計測するスピン・エコータイプのEPI (SE-EPI) がある。GE-EPIはfunctional MRIやperfusion studyなどに使用され、 T_2^* コントラスト画像を効果的に取得できるが、SE-EPIは、diffusion, perfusion, flowの計測など、 T_2^* による効果をなるべく避けたい場合に使用される。しかしながら、信号観測時間が通常数10msであるため、SE-EPIの場合でも、画素内の T_2^* 効果による位相エンコード方向への画像のblurringなどは避け難い。

EPIにおける様々な欠点を克服するため、あるいは通常のパフォーマンスを持ったハードウェアでEPIを実現するために、 k 空間のスキャンを何回かに分割して実施するmulti-shot EPIがしばしば使用されている。しかしながら、この方法を使用した場合には、撮像時間におけるEPIの、他の撮像法に対する優位性が失われるため、この手法が有効であるケースは限られてくる。

主要な三方式の特徴と比較

FSE, FGE, EPIのそれぞれの特徴を、いくつかの項目に関して比較したものをTable 1に示し、以下に解説する。

(1) 画像コントラスト

FSEにおいては、 T_2 が画像コントラストを決定する最大の要因であり、FSEは、 T_2 強調画像を取得する標準的手法となっている。一方、実効エコー時間とTRを短くして T_1 強調画像を取得することも可能であるが、 T_2 強調画像ほど有用性は高くない。むしろ、反転パルスを使用して、STIR (short TI inversion recovery) 法やFLAIR (fluid attenuated inversion recovery) 法を用いた T_1 (コントラスト) の利用が行われている。

FGEでは、必然的に T_2^* による画像コントラストが存在するが、TEが数ms以下と非常に短いため、 T_1 によるコントラストが最も主要なものとなる。すなわち、高速化のために、TRやTEが著しく短縮されたシーケンスでは、 T_2^* の効果は相対的に低下し、造影剤やinflow効果などによる T_1 コントラストが決定的となる。もちろん、preparation pulseによって、さまざまな画像コントラストを確保することが可能であるが、この場合も T_1 によるコントラストが最もよく使用されている。

EPIにおいて、GE-EPIでは T_2^* 、SE-EPIでは T_2 が主要な画像コントラストである。ただし、EPIは、いわば、「勾配磁場による信号読み出しシーケンス」にすぎないため、他のRFパルスや勾配磁場と組み合わせることで、多彩な画像コントラストを生み出すことができる。すなわち、inversionパルスと組み合わせて T_1 強調画像を取得したり、FLAIR像を取得することができる。また、MPG (motion probing gradient) やFEP (flow encode pulse) を用いて、diffusionやflowの計測を行うことができる。

さて、高速イメージング、特にFSEと

Table 1. Various Characters of Fast Spin-Echo (FSE) Method, Fast Gradient-Echo (FGE) Method, and Echo-Planar Imaging (EPI) Method.

	FSE	FGE	EPI
Image contrast	mostly T ₂ T ₁ (with IR)	mostly T ₁ inflow (preparation)	T ₂ or T ₂ * T ₁ (with IR) diffusion flow
Technical requirements	k-space segmentation fat suppression spurious echo suppression	k-space segmentation image contrast technique	fast and intense gradients fat suppression signal correction
Artifacts	MT effect fat enhancement non uniform PSF	(heavy saturation)	N/2 artifact geometric distortion non uniform intensity
Advantages	insensitive to susceptibility change high spatial resolution	relatively insensitive to susceptibility change insensitive to turbulent flow	fastest insensitive to body motion sensitive to T ₂ * change
Disadvantages	slower than EPI RF power deposition insensitive to T ₂ * change	slower than EPI low S/N at short TR low contrast at short TR	geometric inaccuracy low spatial resolution dB/dt
Applications	T ₂ weighted high resolution image MRCP etc.	3D, MRA, Cine motion study	functional study BOLD diffusion perfusion & flow

FGEにおいては、画像コントラストにおける定量性を犠牲にしながら高速化を行ってきたという側面があるため、それらの手法で取得される画像のコントラストに関しては注意が必要である。すなわち、今や伝統的手法となった通常のスピン・エコー (CSE: conventional spin-echo) 法を用いれば、T₁やT₂の計算画像を求めることも可能な画像を取得できるが、FSEやFGEで取得した画像によって、緩和時間に関する定量的情報を得ることは、通常は困難である。

一方、EPIでは、画素強度の定量性が不可

欠な場合が多い。すなわち、EPIでは、高い時間分解能を生かした機能的計測が中心となるため、画素強度は、関心となる物理量を正確に反映したものである必要がある。

(2) 技術的な要求

いずれの手法においても、強力で高速な勾配磁場が必要であるが、EPIにおける要求がもっとも厳しいものである。このように、強力で高速な勾配磁場を必要とする一方で、それに伴う渦電流 (eddy current) は厳しく抑制、もしくは制御されていなければならない。

また、FSEやFGEでは、効率のよいRFパ

ルスが必要となる。特に、FSE におけるエコー間隔や、FGE における TE を短縮するためには、特別な RF パルスの設計が必要となる。

FSE と FGE における共通した重要な技術として、k 空間におけるライン状のスキャンをどのような順番で行うかという k-space segmentation 技術がある。すなわち、FSE では、実効エコー時間の近傍に画像の低周波の成分を配置し、実効エコー時間から離れた時点において、画像の高周波成分を配置するが、それらの配置が不自然なアーチファクトを発生しないように注意しなければならない。また、FGE では、preparation pulse を使用した場合には、k 空間の中央部からスキャンを行う centric order のデータ収集が必要である。また、RF 励起ごとにフリップ角を変化させる手法でも、どのような順番で k 空間のスキャンを行うかが、重要になってくる。このように、FSE や FGE では、k 空間の性質が巧みに利用されている。

次に、FSE と EPI において重要な手法として、脂肪信号の抑制がある。FSE では、後で述べるように、脂肪信号が CSE に比べてかなり高信号に描出される。また、EPI では共鳴周波数の違いに応じて、位相エンコード方向に大きくシフトした脂肪の画像が得られる。よって、脂肪信号の除去は、EPI では不可欠である。

(3) 画像アーチファクト

FSE においては、通常のスピン・エコー法に比べて脂肪が強調されること、そしてマルチスライスにおいては磁化移動 (magnetization transfer) の効果があること、そして、PSF (point spread function : 点広がり関数) が画像内で均一でなく、各画素の T_2 に依存した blurring が存在するという現象がある。

脂肪が強調される原因は、通常のスピン・エコー法では、脂肪のプロトン ($-CH_2-$) の間の J-coupling によって脂肪信号が変調を受けて減衰するのに対し、FSE では、繰り返し印加される refocus パルスにより、その減衰が抑制さ

れるからである。

FGE においては、特に目立ったアーチファクトは通常見られないが、TR が短いため、画像 SN 比が著しく低下し、適正な手法を用いない限り、画像コントラストも著しく低下する。

一方、EPI には、きわめて特徴的なアーチファクトが存在する。すなわち、静磁場の不均一性による画像の幾何学的歪みと不均一な画素強度、そして奇数番目のエコー信号と偶数番目のエコー信号の、様々な原因による違いから発生する $N/2$ アーチファクト (もしくは Nyquist artifact) である。EPI においては、ハードウェアに対する厳しい要請のみならず、このようなアーチファクトを除去する信号処理技術も、極めて重要である。

(4) 長所

FSE の最大の長所は、磁化率の変化からの影響が小さく、基本的な描出能力に優れていることであろう。すなわち、 T_2^* による信号減衰がないため (実際には、RF パルスが有限のスペクトル幅をもつので多少の影響は受ける)、勾配エコー法に比べ、より多くの部分からの信号が検出される。

FGE の長所は、パルスシーケンスが簡便で、非常に自由度が高いということと、励起領域に流入する核スピンの信号の増強効果 (inflow 効果) が著しいということであろう。また、TE が短いため、乱流などの不規則な流れや速い流れでも、信号のロスが少ないという大きな特長も有している。この、パルスシーケンスの簡便さと高い自由度、そして流れによる信号ロスの少なさを活かすことによって、最近の心臓の高速シネイメーシングは非常に大きな進歩を遂げたと言っても過言ではない。すなわち、k-space segmentation と variable flip angle という FGE に与えられた自由度などが、その成功を支えている。また、いうまでもなく、著しい inflow の効果は、TOF-MRA の基本原理となっている。

さて、EPI の最大の長所は、最も高速であ

ることである。すなわち、全く同一のハードウェアを用いた場合には、RFパルスの幅を無視しても、FSEの3倍以上、FGEの2倍以上の速度を得ることができる。実際には、現在の最新のハードウェアでは、最小のエコー間隔（もしくはTR）は、FSEでは4ms程度、FGEでは5ms程度、EPIでは0.5ms程度であるので、EPIは、他の方式に比べ、約10倍高速であるといえる。このため、ほとんどの体動や臓器の運動をフリーズして観測することが可能である。

(5) 欠点

FSEとFGEの共通の欠点は、EPIよりはかなり遅いということである。そしてFSEでとくに問題となる点は、RFパワーのdepositionが大きいということである。RFパワーは、refocusパルスを 180° より小さくすること（ 60° 程度までは可能）で少なくすることができるが、三次元の撮像や、高い時間分解能でdynamic studyを行うときには問題となる。FGEに特有の欠点としては、TRが短いときに、特別な手法（preparationパルスの使用や造影剤の投与）を用いなければ、SN比、画像コントラストともに著しく低下するということが挙げられる。

一方、EPIの欠点は、幾何学的な正確さに欠け、アーチファクトが多く、しかも、one-shotの場合には、画素数（空間分解能）に限られるということであろう。さらに、勾配磁場のスイッチングに伴う磁場変化（dB/dt）により、心筋や神経が刺激を受ける可能性があることである。

(6) 適用対象

FSEの適用対象は、 T_2 強調画像を用いた高い分解能を持った形態的診断である。とくに、FSEの特長を活かしたMRCP（MR cholangio-pancreatography：磁気共鳴胆管膵管映像法）は、FSEの成功した典型的な例である。また、FSEと最近の高感度なRFプローブを用いることにより、高い空間分解能の画像

（ $512 \times 512 \sim 1024 \times 1024$ 画素）が撮像されるようになった。また、3Dの撮像も、かつては勾配エコー法で行うのが常識であったが、FSEで行うことも可能となった。

FGEの対象としては、高速シネイメージング、造影剤を使用した3D-MRA、関節や骨格筋のダイナミックイメージングなど、高速な流れや不均一な磁化率分布のために、EPIの適用が難しい領域の高速撮像に活用されている。

EPIは、BOLD, flow, diffusion, perfusionなどの局所的な生理学的変化の計測、すなわち機能的な計測に使用され、他の手法では得られない貴重な情報を与えるが、幾何学的歪みが大きいと、単なる形態的な計測にはあまり適していない。

その他の高速イメージング法

(1) BURST/DUFIS

この手法は、Fig. 4に示すように、非常に小さなフリップ角のRFパルスで繰り返し励起し、そのFID信号を 180° パルスで収束することによって、励起した回数に相当する個数のエコーを発生させて、1枚の画像を取得する方法である。この手法におけるk空間のトラジェクトリは、Fig. 5(a)に示すように、1本の直線となる（松田哲也 私信）。このトラジェクトリからは、画像再構成ができないように思われるが、離散的画像が再構成されることを考慮すると、k空間は必然的に周期性をもつので、離散的画像を考慮したkトラジェクトリは、Fig. 5(b)に示すようになる。よって、画像再構成は、このようにして作成されたk空間のデータの中心部分を、二次元フーリエ変換することによって行われる。このように、中心部分のk空間だけを見ると、kトラジェクトリは不連続に見えるが、本来は連続的なものである。従来、kトラジェクトリの考えと矛盾するものではない。

このように、BURST法における高周波成分

基本原理

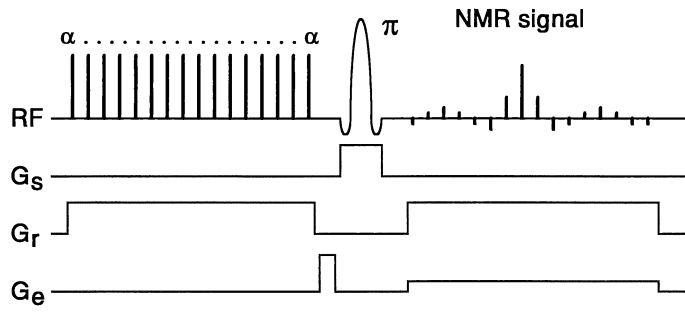
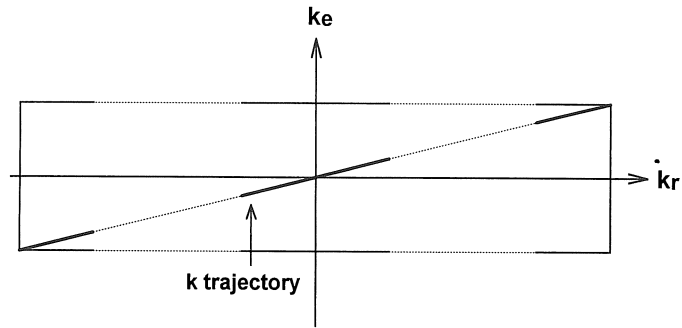
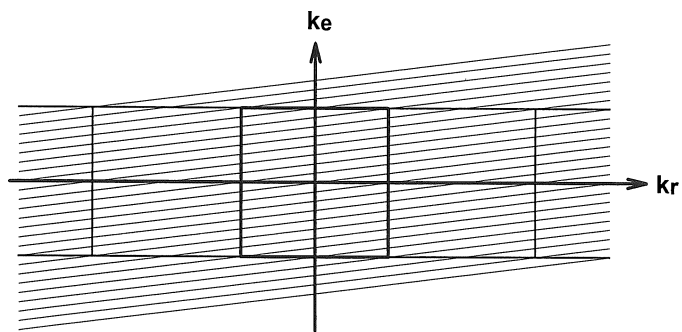


Fig. 4. Pulse sequence for the BURST/DUFIS method. G_s , G_r , and G_e are magnetic field gradients for slice selection, signal readout, and phase encoding.



(a)



(b)

Fig. 5. (a) k trajectory of BURST/DUFIS method. (b) modified k trajectory for the discrete image when 2DFT is used for the image reconstruction.

は、 k 空間において、原点から非常に離れた成分である。よって、通常のフーリエ映像法であれば、画素内位相分散によって、十分な強度の信号が得られないが、BURSTでは、非常に狭いライン状の領域のみが励起されるので、その位相分散の効果は比較的小さなものとなる。しかしながら、狭い領域の励起しか行われなため、得られる画像SN比は非常に低いものとなる。DUFIS (DANTE ultrafast imaging sequence) は、励起パルスをDANTEパルスであると考え、 180° パルス以降の読み出しシーケンスを、とびとびに励起されたライン状の核磁化分布が、それに直交する弱い勾配磁場によって、それぞれ投影されると考える。このように、この手法は、 k 空間でも実空間でも解釈が可能な手法であり、この点において、EPIと相通じるものがある。

BURST/DUFISの長所は、勾配磁場の高速なスイッチングが不要であるため、特殊な勾配磁場発生系が不要であり、しかもEPIより高速な k 空間のスキャンが可能なことである。また、勾配磁場の高速なスイッチングが不要なことから、非常に静かであることも大きな特長となっている。しかし、核磁化が、とびとびのライン状に励起されることから分かるように、画像のSN比に乏しく、また流れにも非常にsensitiveであることなどが、大きな欠点となっている。このため、実用化に向けては、これらの問題の克服が課題である。

(2) スパイラルスキャン

この手法は、まさに、EPIにおけるトラジェクトリを k 空間の中心から始めたものである。このため、信号の T_2 および T_2^* による減衰が、 k 空間で等方的になり、しかも実効エコー時間を短くできるという長所がある。また、勾配磁場のスイッチング速度に対する要求が、EPIほど厳しくなく、従来のシステムでも実施可能であるという利点もある。よって、磁場の時間変化 (dB/dt) の生体への刺激という点においても有利な手法である。

しかしながら、静磁場の不均一性の影響が、EPIでは位相エンコード方向への位置のずれになるのに対し、この方法ではblurringになるという非常に大きな欠点 (off resonance effect) がある。これに関しては、様々な補正方法が提案されているが、まだ決定的なものは開発されていない。また、通常は、スパイラルのトラジェクトリ上の信号を、デカルト座標系の正方格子点上の信号に補間し、FFTによって画像再構成が行われるが、トラジェクトリそのものの位置の正確さと、補間方法の精度が、再構成画像に大きな影響を与えることが知られており、これらの点においても注意が必要である。

この手法は、実効エコー時間が短くできるということから、心臓の撮像などに応用されているが、まだ一般的な手法ではなく、今後の進展が注目される。

(3) GRASE

この手法は、1980年代の半ば頃に提案されたhybridスキャンと類似するものであるが、FSEの成果に基づいてパルスシーケンスが開発されているため、FSEの効率を向上させるものであるという位置づけが明確である。よって、この手法は、FSEの技術の延長にあり、FSEと比較して画質などを判定することが容易である。ただし、スピン・エコーと勾配エコーが混在した手法であるため、画像コントラストの解釈が難しくなる。また、パルス系列における自由度が非常に大きいため、撮像手法の標準化という観点から言えば、不利な手法であろう。いずれにしても、今なお開発途上であり、評価が定まるには、しばらく時間が必要であろう。

高速イメージングを支える技術

(1) 勾配磁場発生技術

強力で高速な勾配磁場の発生は、高速イメージングにおいて最も重要な技術である。この技

術は、勾配コイルの設計・製作技術と勾配磁場の制御技術に分けられる。

勾配コイルの設計における最も重要なアイデアは、アクティブシールドである。これは、勾配磁場のスイッチングに伴って磁石の導体部分などから発生する渦電流を防止する技術である。しかしながら、渦電流の発生を防止しただけでは、勾配磁場の立ち上がりを速くすることはできないので、コイルのインダクタンスを小さくする設計なども行われている。また、最近の EPI が可能な勾配コイルでは、20~25 mT/m の最大勾配磁場が使用されているが、これは、従来の標準的 MR 装置における勾配磁場の最大強度 (10 mT/m) の 2 倍以上である。このため、勾配コイルで消費される電力は 5 倍程度となり、大出力の勾配磁場電源が必要となるため、電力が最小となるようなコイルの設計も行われている。以上のように、勾配コイルの設計は、様々な項目に関する最適化を必要とし、MRI のハードウェアでは中核的な技術となっている。

以上のようにして開発された勾配コイルを使用して、高速な立ち上がり (最大勾配磁場まで 200~300 μ s, slew rate : 100 mT/m/ms 程度) を実現するためには、勾配磁場電源も非常に特殊なものが必要となる。すなわち、スイッチングの際には、数 100 アンペアの電流と数 1000 ボルトの電圧が必要とされる。

なお、アクティブシールドを行っても、渦電流の除去は必ずしも完璧ではなく、しかも勾配コイルと主磁石の磁氣的結合も完全にはゼロではないので、残留した渦電流を制御する技術が必要である。また、勾配コイル間の磁氣的干渉もゼロではないので、これによるさまざまな影響も取り除くことが必要である。このために、勾配磁場のドライバー電源に対する入力波形を、細かく制御することが行われている。これは、かつては、アナログ的な pre-emphasis 回路などによって行われていたが、最近ではデジタル的に行われるようになってきている。

いずれにしても、渦電流のない、理想的な勾配磁場を発生することが、設計どおりの高速イメージングのパルスシーケンスを動かす上で、大変重要な技術である。

(2) RF プローブ技術

高速イメージングにおいては、ほとんどの場合、必然的に信号帯域が広がるため、信号の SN 比が低下し、また、FGE では、TR の短縮により SN 比が低下する。近年の RF コイルの進歩は、この問題をかなり解決するものである。この RF プローブの高性能化の大きな部分は、いわゆるアレイコイルによるものである。

アレイコイルは、従来のサーフェイスコイルで得られていた高い SN 比を、複数のコイルを用いることにより、広い視野を確保しながら、互いの干渉による性能の低下をさせることなく実現したものである。これを実現するためには、高周波技術のみならず、各コイルで取得された画像を合成するソフトウェア技術の貢献もある。さらに、この技術は、ボディコイルなどにも応用され、コイルを複数化することによる SN 比の最適化を実現している。

(3) Half Fourier 法

これは、ある意味では、もっとも容易に撮像時間を短縮できる手法である。しかし、この手法が使えるためには、k 空間データにエルミート対称性が成り立つ必要があるので、スピン・エコーなど、静磁場の不均一性などに伴う核磁化の位相分散がない場合に限られる。ただし、流れや動きによる位相変化や、RF 磁場の不均一性などがある場合には、スピン・エコーにおいても位相分散が存在するので、この手法を使用する上では、注意が必要である。

勾配エコー法の場合には、ほぼ必然的に核磁化の位相分散が存在し、k 空間データのエルミート対称性が成り立たないため、この手法はそのままでは適用できない。このため、k 空間における低周波成分を半数より余分に計測して、低周波成分のデータだけから位相マップを作成し、その位相データを用いて計測データを補正

した後に対称化が行われる。ただし、この手法は、位相分散が、空間的にゆるやかに変化する場合に有効であり、空間的に急激に変化する場合には、より高周波の成分までのサンプリングが必要となる。

(4) 脂肪抑制法

前に述べたように、EPIでは脂肪抑制法は必須であり、FSEやFGEでも望まれる手法である。脂肪抑制法には、大きく分けて、水と脂肪のスペクトル差を利用する方法と、水と脂肪の T_1 の差を利用する方法がある。前者は、静磁場の不均一性に敏感であるのに対し、後者は、あまり敏感ではない。現在では、両方の性質を利用した、脂肪のプロトンのみを周波数選択的に反転し、それが回復する過程にゼロとなる時点で水のプロトンを励起する手法などが、広く用いられている。

(5) EPIにおける信号補正法

EPIでは、偶数番目と奇数番目のエコーのさまざまな違いから、 $N/2$ アーチファクト(ゴースト)が発生するため、これを除去するための手法が開発されている。最も標準的な手法は、勾配磁場のスイッチングに伴う渦電流によるエコーの位相変化(0次の位相変化)と、読み出し勾配磁場のアンバランスなどによるエコー形成時間のずれ(1次の位相変化)を補正する手法である。これは、位相エンコード勾配磁場を印加しないreferenceスキャンを行って、発生するエコーの位相と形成時刻を計測し、計測信号をそのデータに基づいて補正するというものである。

しかしながら、静磁場の不均一性が、偶数番目と奇数番目のエコーに及ぼす影響は、各空間位置によって異なるため、 k 空間内での上記のような補正だけでは、 $N/2$ アーチファクトは完全には補正できない。そこで、現在でもさまざまな補正法が研究されている。

む す び

最新のMR装置で使用されている、主要な三つの高速イメージング法のパルスシーケンスを示し、その特徴を比較しながら紹介した。また、現在においては、臨床的には使用されていないものの、将来用いられる可能性のある手法についても紹介した。そして、高速イメージングの手法を支えているいくつかの技術について解説した。

現在、EPIが可能な「高級機種」は、台数的には限られているが、これまでのMRIの歴史をみれば、現在における先端的な高速イメージングの手法が、ほとんどの機種に普及していくのは、時間の問題であろう。そして、MRIは、本来備えている高い組織コントラストを有しつつ、高速イメージング法という強力な手法によって、今後とも、新たな可能性を見出していくことが十分に期待される。

文 献

- 1) 巨瀬勝美：高速・超高速イメージング—歴史的発展と技術的現状—。日磁医誌 1996；16(6)：227-233
- 2) Crooks LE, Arakawa M, Hoenninger J, et al. : Nuclear magnetic resonance whole-body imager operating at 3.5 KGauss. Radiology 1982；143：169-174
- 3) Hasse A, Frahm J, Matthaei D, et al. : FLASH imaging. Rapid NMR imaging using low flip-angle pulses. J Magn Reson 1986；67：258-266
- 4) Henning J, Nauerth A, Friedburg H : RARE imaging : a fast imaging method for clinical MR. Magn Reson Med 1986；3：823-833
- 5) Ahn CB, Kim JH, Cho ZH : High-speed spiral-scan echo planar NMR imaging-I. IEEE Trans Med Imaging 1986；MI-5：2-7
- 6) Rzedian R, Pykett IL : Instant images of the human heart using a new, whole-body MR imaging system. AJR 1987；149：245-250
- 7) Hasse A : Snapshot FLASH MRI. Applications to T_1 , T_2 , and chemical-shift imaging. Magn

- Reson Med 1990 ; 13 : 77-89
- 8) Oshio K, Feinberg DA : GRASE (Gradient and Spin-echo) imaging : a novel fast MRI technique. Magn Reson Med 1991 ; 20 : 344
- 9) Henning J : Burst imaging on a clinical whole body system. In Book of abstract, Society of Magnetic Resonance in Medicine, 1992 ; 101
- 10) Low IJ, Wysong RE : DANTE ultrafast imaging sequence (DUFIS). J Magn Reson 1993 ; B101 : 106-109

Technical Basis of Fast MRI : Basic Principle

Katsumi KOSE

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

A technical overview of fast MRI methods is presented. The pulse sequences of fast spin-echo (FSE) method, fast gradient-echo (FGE) method, and echo-planar imaging (EPI) method are introduced and their various aspects are comparatively summarized. Recent innovations in MR instrumentation and techniques that have enabled the remarkable development of fast MRI are also described.