

EPI Revisited

押尾 晃一

ブリガム・アンド・ウイメンズ病院 ハーバード大学医学部放射線科
慶應義塾大学医学部放射線診断科

はじめに

近年 EPI (echo planar imaging) が可能なハードウェアが臨床的に使用可能になってきたことから、EPI も“新しい”撮像法として関心を集めている。しかしその一方、EPI というのは実は MR 撮像法の中でも最も古くからある方法であり¹⁾、しかも高速撮像法の研究では常に中心であり続けてきた。したがって近い将来画期的な進歩が期待できるといった技術ではないと言ってよいと思われる。とはいえ、やはり近年の高速な勾配磁場を最大限に利用するには最も有効な方法であることに変わりはない。ここではこの“古い”EPI という技術をもう一度多少異なった角度から見直し、現実的な応用の可能性について考えてみたい。

RF パルスおよび勾配磁場と画像の関係

初めに EPI という技術を理解する上で重要な RF パルスと勾配磁場それぞれの、画像との関係を簡単に整理する。MR 画像というのは NMR 信号を画像化したものであり、画像のコントラストは RF パルスおよびデータサンプリングのタイミングで決まる。勾配磁場は、それ自体位置情報を持たない NMR 信号を修飾し

て画像を得るために用いられ、コントラストにはほとんど影響を与えない。もちろんこれは単純化した言い方であり、拡散画像のような例外もあるが、複雑な各種のパルス系列のコントラストを理解する上では有用である。

上述の RF/コントラストと勾配/画像化という要素のうち、コントラストに関する記述は数多くあるが、画像化の部分に関する説明が不足しているように思われる。以下、勾配磁場と画像との関係を極めて明快に記述できる k 空間軌跡 (k-space trajectory あるいは k-trajectory) という概念²⁾について述べる。

k 空間軌跡 (k-space trajectory)

k 空間 (k-space) は再構成前の生データ (raw data) が存在する空間である、ということが出来る。生データはイメージと同じ大きさを持ち、(2D or 3D, 256×256 etc) イメージとはフーリエ変換によって相互に変換可能である (Fig. 1)。ここでは k 空間自体に関してはこれ以上の知識は必要ない。しかし NMR 信号というのは音声信号といったものと同様の時間軸上の信号であり、本質的に一次元のはずである。これをどうやって二次元あるいは三次元のデータとするのであろうか？ これを規定する

のが“k 空間軌跡 (k-space trajectory あるいは k-trajectory)”と言われるものである。

まず勾配磁場をベクトルと考え、 \mathbf{g} と呼ぶことにする。これは単に3軸の成分をまとめて扱うのに便利というだけで、 g_x, g_y, g_z としてもかまわない。これらの数値は時間によって変化する。言い換えると、 $\mathbf{g}(t)$ は時間の関数である。更に \mathbf{g} を積分したものを考え、 \mathbf{k} と呼ぶことにする。こう言うと難しく感じられるかも知れないが、この関係は速度と距離の関係と数

学的には全く同じである。勾配 \mathbf{g} が速度に、 \mathbf{k} が距離に相当する。例えば、速度が一定であれば移動距離は時間とともに直線的に大きくなっていく。同様に、一定の勾配をかけると、 \mathbf{k} の値は時間とともに増える。またその方向は \mathbf{g} の方向と同じである。各軸成分 (g_x, g_y, g_z) を同時に変化させてもよく、この場合それぞれの軸に対して k_x, k_y, k_z を計算すればよい。こうして得られた \mathbf{k} は時間とともに移動するが、この \mathbf{k} の軌跡を k 空間軌跡 (k-space trajectory) と呼ぶ。MRI の生データというのは得られた NMR 信号 (一次元) をこの k 空間軌跡にそって k 空間上に並べたものである。

Fig. 2 に GRE 法の例を示す。NMR 信号は始めの励起パルスによって発生するので、k 空間軌跡はここから始まるものとする。始めの区間(1)では xy 軸に勾配はないので、 \mathbf{k} は原点から移動しない。区間(2)では G_x が負、 G_y が正の値をとるので \mathbf{k} は左上方に移動する。区間(3)では G_x だけが正であるから \mathbf{k} は右方向に

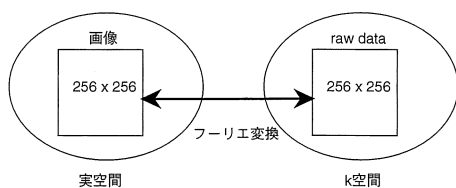


Fig. 1. The k-space data has the same size (dimensions) as the image, and can be converted to the image by Fourier transformation. MR data is acquired in the k-space.

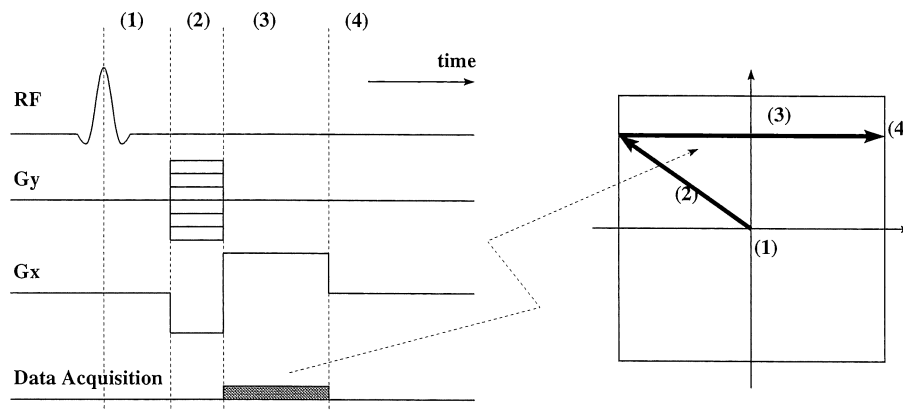


Fig. 2. The k-space trajectory of a gradient echo sequence. The gradient can be considered as velocity, which defines a trajectory in the k-space. The trajectory starts at the origin when an RF pulse applied (1), moves to the starting point of each sampling line (2), then moves along the sampling line (3). Data is sampled during the segment (3), and acquired data is placed in the corresponding place in the 2-D data set.

1998年11月25日受理

別刷請求先 〒160-8582 東京都新宿区信濃町35 慶應義塾大学医学部放射線診断科 押尾晃一

一定の速度で移動する．またこの区間中 NMR 信号も取得されるが，このデータは k 空間中の(3)の軌跡に相当する場所に格納される．画像を得るには k 空間を埋める必要があるため，以上のようなプロセスを区間 (2)の Gy の大きさを変えながら繰り返す．励起パルス後は常に NMR 信号は存在しており，したがって k 空間軌跡も原点から始まる一筆書きになっているが，このうち一部分のみが実際にサンプリングされてイメージ再構成に使われるため，サンプリングされた部分のみを指して k 空間軌跡ということも多い．

まとめると，k 空間軌跡というのは二次元（あるいは三次元）のデータを取得していく順序を示す経路である．この経路は勾配磁場のパターンによって決まり，勾配は k 空間上の移動の速度（方向を含めて）を表すと見ることができる．

EPI の問題点

Fig. 3 は EPI 法のパルス系列および k 空間軌跡である．区間(2)で最初のデータをとると

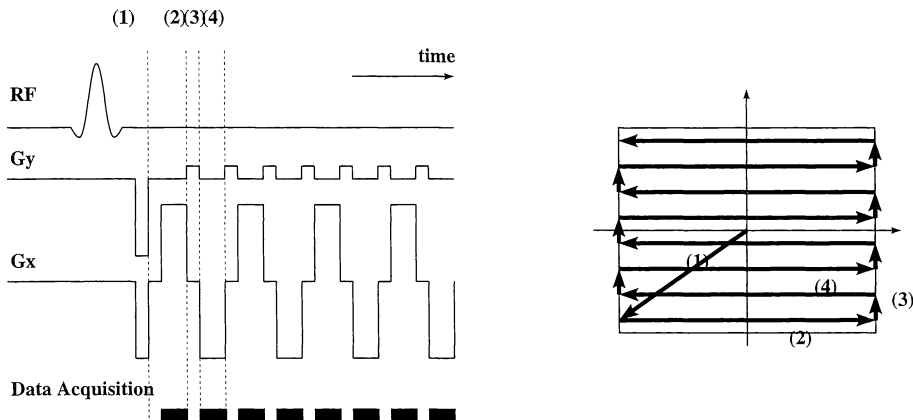


Fig. 3. The k-space trajectory of the EPI sequence. It is the same as GRE sequence up to the first sampling line (2), but data sampling is continued while changing the direction of the trajectory. Since the gradient amplitude corresponds to the velocity, a large amplitude is necessary to cover the same area within shorter period of time.

ころまでは前の GRE 法とほぼ同じである．その後 EPI 法ではそのまま k 空間上での移動を続け，区間(3)，(4)．．．というように複数のデータをとっていく．Gy のいわゆる位相エンコードパルスの様子が GRE 法と多少異なるが，これも k 空間上での移動パターンを見れば容易に理解できると思う．

EPI の原理的な問題点は，大きく分けて言えば信号の減衰と画像のゆがみ，ということになる．信号の減衰というのは磁場の局所的な不均一による T_2^* 減衰であるが，画像上の信号のロスだけではなく，分解能の低下という形もって現れる．ゆがみの方も静磁場不均一だけではなく，ケミカルシフトや磁化率の差による不均一も原因となる．しかしこれらはすべて局所の周波数のばらつきによる位相誤差が原因という点では，本質的には同じ問題である．簡単に言えば EPI では他の撮像法に比べて長い時間データを取得するため，位相誤差が蓄積されるということになる．

医学応用では，シミングによって不均一をなくするのはほぼ不可能なので，この問題に対する解決策は，基本的には位相誤差が蓄積する時間

を短くすることである．これは Fig. 3 左のパルス系列図では勾配磁場の反転回数を変えずに時間軸方向にすべてを圧縮することに相当する．このとき，前の項で述べたように勾配は速度に相当するから，同じ距離を短い時間で行くには速度を速くする必要がある．また，図では単純化のため立ち上がりを省いてあるが，実際には勾配の立ち上がりの速度は限られている．ちなみに勾配が速度であるから立ち上がりの速度 (slew rate と呼ばれる) は加速度に相当する．これにより，EPI には強力なハードウェアが必要な理由が分かると思う．

ゆがみを小さくするもう一つの方法としてマルチショット化がある．一回の励起当たりのエコートレインの長さを短くして，複数の励起によって画像データを収集する方法である．N 回の励起を行えばゆがみは $1/N$ となるが，他方 EPI の利点である高速性は大きく損なわれる．問題は実際の応用において有用なパラメータの組み合わせがあるかどうかということになる．

EPI の応用

ここで EPI のデータ取得部分のみに注目してみる．前述のように，画像のコントラストは主として RF パルスで決まり，勾配にはあまり影響を受けない．EPI の勾配反転によるデータ取得を他の画像法と組み合わせることで，ベースとなる撮像法を加速することができるはずである．ここで注意すべきことは，MRI では各種のパラメータが複雑に絡み合い，お互いに背反することが多いことで，必要な特性と犠牲にしてもいい部分をはっきりさせることが重要となる．

幾つか例を挙げてみる．まず最も基本的な SE 法を考える．他の撮像法と同程度の S/N 比およびケミカルシフトを達成することを目標とすると，エコートレインは高々 8 程度以下に抑えることが必要となる． T_2 強調画像法で

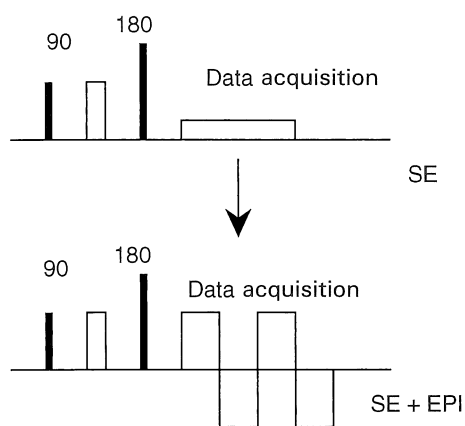


Fig. 4. T_1 -weighted spin echo sequence with EPI acquisition.

は TR が長いから，これではあまり高速化は図れない．また，TR の時間のうち，実際にデータをとっている時間の比率もあまり高くない．もともとの SE 法に対しては確かに速くなっているが，CPMG エコー列を利用した RARE³⁾ (FSE · TSE) と比較すると効率はよくない． T_1 強調法では状況が多少異なってくる．TR がもともと短いため，3 ないし 4 程度のエコートレインでも撮像時間は十分に短縮できる．また TR 時間はすべてむだなくデータ取得に使うことができる． T_1 強調法での問題点はマルチスライスでの枚数が少なくなること，バンド幅を広くすることによる S/N 比の低下等であるが，用途を特定すれば有用性はでてくると思われる (Fig. 4)．

多少似た例ではあるが， T_1 強調の GRE 法 (SPGR 等) でも EPI によるデータ取得が有利と思われる．GRE 法では RF パルス以外の時間では常にデータを取得しているため，これを EPI にしてもみかけ上効率はそれほど変わらないように見える．しかし S/N 比および組織コントラストを考えると，TR を短くする手法には限界があり，EPI を組み合わせることで TR を短くせずに，すなわち T_1 コントラスト

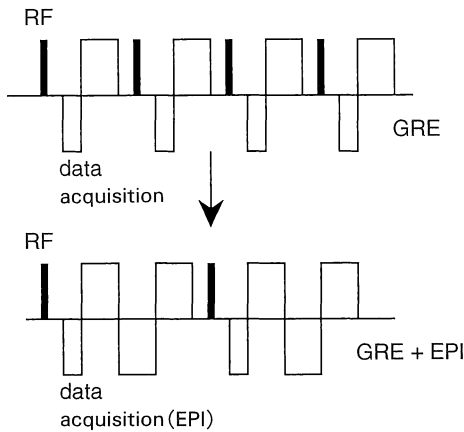


Fig. 5. Gradient echo sequence with EPI acquisition.

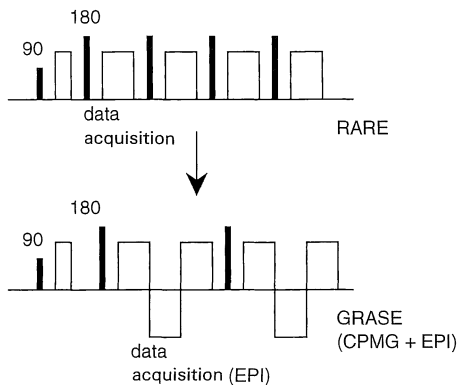


Fig. 6. The GRASE sequence can be seen as a combination of CPMG echo train and EPI acquisitions.

を高く保ったまま高速化することができる (Fig. 5).

GRASE 法⁴⁾ というのも実は CPMG と EPI を組み合わせたものである。これも SPGR の例と同様、RARE 法でもエコー間隔を短くし

ていけば効率自体は上げられるが、時間当たりの 180 度パルスが増えるため組織のコントラストが変化してしまう。これに対して GRASE 法では EPI を使うことで、エコー間隔を短くせずに高速化することができる (Fig. 6)。

ここに挙げたのは有用性が一般に認められた応用法、という訳ではなく、開発の進むべき方向を示す例である。いわゆる EPI、すなわちシングルショット EPI に関してはその利点、弱点共に研究されてきており、拡散画像に代表されるような応用法についても確立されているが、更に一般的な検査に対する応用に向けて、上記のような考え方も必要ではないかと考える。

結 語

EPI の原理的な問題点について、k 空間軌跡の概念を使って解説した。また EPI のより広い応用の可能性について考え、考えられる方向性を例を挙げて説明した。

文 献

- 1) Mansfield P : Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J Phys C : Solid State Phys* 1977 ; 10:L55-L58
- 2) Twieg DB : The k-trajectory formulation of the NMR imaging process with applications in analysis and synthesis of imaging methods. *Med Phys* 1983 ; 10 : 610-621
- 3) Hennig J, Friedburg H : Clinical applications and methodological developments of the RARE technique. *Magn Reson Imaging* 1988 ; 6 : 391-395
- 4) Oshio K, Feinberg D : GRASE (Gradient and spin-echo) imaging : a novel fast MRI technique. *Magn Reson Med* 1991 ; 20 : 344-349

EPI Revisited

Koichi OSHIO

*Department of Radiology, Brigham and Women's Hospital, Harvard Medical School
Department of Diagnostic Radiology, Keio University School of Medicine
35 Shinanomachi, Shinjuku-ku, Tokyo 160-8582*

With the introduction of commercial imagers with high performance gradient systems, expectations to the EPI technique as a clinical tool seem to be extremely high. However, it is also true that the EPI technique has been around for a long time, and its limitations are becoming clear. In this review, the fundamental limitations of the EPI technique are explained through the concept of k-space trajectory, and possible directions toward clinical applications of EPI are presented. By using EPI as a fast data sampling strategy within other pulse sequences, it is possible to make the base sequence faster without changing the contrast behavior.