

高速撮像の基礎—臨床における撮像法—

吉留英二*

理化学研究所情報科学研究室

高速撮像法を生かすための技術

はじめに

高速撮像法は、エコーデータ収集方法により、RF波を使うものと勾配磁場を使うものに大別できる。RF波を使うものの代表はfast SEで、180度パルスで作られるマルチエコーは T_2 緩和により減衰する。勾配磁場を使うものの代表はEPIで、マルチエコーは勾配磁場を反転して作られるため T_2^* 減衰する。スパイラルスキャンも勾配磁場を使う方法の一つと考えられる。GRASEはスピンの間にグラジエントエコーを埋め込んだもので、両者の中間に位置する。RF波を使う方法は信号の減衰が少ないので励起の後のデータ収集を長時間できる。また、オフレゾナンスで生じる位相変化は180度パルスで元に戻るので静磁場不均一に強い。しかし、スピンを反転するには180度パルスと一对のスポイラーが必要で、約10msの時間を無駄にしてしまう。これに対して勾配磁場を使うものは、1ms程度の無駄時間でエコーを反転できる。一つのエコーを読み出す時間が1ms程度しかないことを考えるとこの差は大きい。これらの特徴をもとに目的に合う撮像法を選び、長所を伸ばし短所を補う技術を適用することが必要である。本講義では高速撮像法を目的に合わせてどう使いこなしていくか、fMRIのケーススタディを交えて説明する。

撮像を高速化することで失ったSN比をどう回復するか、コントラストをどう付けるか、アーチファクトをどう抑えるかその技術を概観する。また、さらなる高速化のための技術についても述べる。

1. SN比の向上

SN比と時間/空間分解能は裏腹の関係にある。SN比を上げると時間/空間分解能が失われ、時間/空間分解能を上げるとSN比が悪くなる。ソフトウェア技術はこれらの相反する性能を妥協させ、目的に応じた最適化を行うのに役立つ。しかしハードウェア技術は、これらの相反する性能を同時に改善することができる。ここでは超高速撮像法のSN比を上げるためのハードウェア、ソフトウェア技術を紹介する。

a) RFコイル

SN比は信号の入力口であるRFコイルとプリアンプの性能でほとんど決まる。SNを上げるには感度領域を絞ってコイルを対象の近くに置くのが一番よい。したがって、ボリュームコイルよりもサーフェスコイルの方が望ましい。また、リニアコイルよりも直交コイルの方が信号を加算平均できる分、回路の熱雑音を小さくできる。Fig. 1に示すフェイズドアレイコイル¹⁾は、サーフェスコイルと直交コイルの特徴を組み合わせたコイルといえる。フェイズドア

キーワード fast imaging, correction, SNR, contrast, artifact

*現 理化学研究所脳科学総合研究センター認知脳科学研究グループ

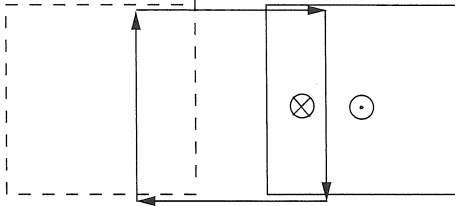


Fig. 1. Phased array coil is composed of plural RF coils. Magnetic coupling between two adjacent coils can be eliminated by overlapping a part of the coils. Although coils without overlap have magnetic coupling, their cross talk can be reduced by decreasing current in coils.

レイコイルは、それを構成する小さなサーフェスコイルのSN比、感度領域を保ちながら、なおかつすべてのサーフェスコイルを合成してできる大きなコイルの感度領域をも合わせ持つ。隣り合うコイル間の磁気結合は二つのコイルを部分的に重ねることで無くせるので、直交コイルと同じように加算平均で回路の熱雑音を小さくできる。相隣り合わないコイル間の磁気結合は、プリアンプの入力インピーダンスを下げることでコイルの抵抗を上げ、コイルに電流が流れないようにして実質的に切っている。

b) 勾配磁場電源

勾配磁場電源には大電流を高速に切り換える能力が要求される。電流の大きさは発生する勾配磁場の強さ (mT/m) に比例する。電流の切り換え速度は、勾配磁場コイルやそれに磁気的に結合するあらゆる導体のインダクタンスに対する電源のパワーで決まり、その時に発生する勾配磁場のスルーレート (mT/m/ms) で表わされる。従来から使われてきた磁場勾配系はスルーレートが一般に17なので、10 mT/mの勾配磁場強度に立ち上げるのに0.6 msかかる (Fig. 2)。一方、エコーデータの観測には、128点を6 μ s毎にサンプリングする (170 kHzのバンド幅、42 cm FOV) として、0.76

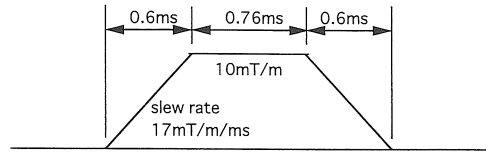


Fig. 2. Ramp time of readout gradient is not used to acquire data. The deadtime comes up to 0.6 ms when the slew rate is 17 mT/m/ms, which is almost the same length as readout time of one echo. Slew rate of 100 mT/m/ms reduces the ramp time down to 0.1 ms. Shortening 0.5 ms of deadtime has a great impact on imaging speed, but more improvement is hard to realize because 0.1 ms is all the possibility to be reduced.

msしかかからない。従って、勾配反転でマルチエコーを撮っても全撮像時間の60%が無駄時間になってしまう。スルーレートを100にするとこの立ち上げ時間は0.1 msにまで縮まり、無駄時間は20%になる。画像のSN比はエコーデータの観測時間の平方根に比例するので、無駄時間が60%から20%に減ると画像のSN比は40%良くなる。同じSN比なら撮像時間を半分に短縮できる。このことは逆にいうと、スルーレートを100から無限大にしても撮像時間であと20%しか短くできない、ということである。かける資源とそこから得るもののバランスを考えることが必要である。

c) マルチショット化

一度の励起で一画像を撮像するシングルショットの場合には、 T_2^* 緩和で信号が無くなる前に全部のデータを取り込まなければならない。サンプリングレートをあげればデータは取れるが、広帯域のバンドパスフィルタを使うためSN比が悪くなる。データを複数回の励起に分けて取り込むマルチショット化をすれば、撮像時間が励起回数分長くなるのでSN比が良くなる。 T_2^* 減衰の大きな信号まで画像再構成に使わなくてもすむ。また、静磁場不均一が少なけ

1997年9月3日受理

別刷請求先 〒351-01 埼玉県和光市広沢 2-1 理化学研究所脳科学総合研究センター認知脳科学研究グループ 吉留英二

れば狭帯域のバンドパスフィルタを使ってSN比を上げることが出来る。

マルチショットの場合には、以下の手法を併用することが多い。

マルチスライスインターリーブ

マルチショットの各励起を続けて行うとTRが短いので T_1 緩和が間に合わなくなり、励起のたびに信号強度が弱くなる。これを防ぐため、各励起の間に他のスライスの励起を組み込むことで実質的にTRを長くする。一枚あたりの撮像時間はその分長くなるが、マルチスライス全体で見れば超高速撮像法の恩恵を受けて撮像時間が短くなる。また、コントラストもつきやすくなる。

Navigator echo^{2),3)}

一枚の画像を構成するエコーデータを分割し、それぞれを異なる時間に観測するので、被検体が動くとき各データの間不連続が生じる。そのまま画像再構成するとアーチファクトが出てしまう。そこで、各データ間の被検体の動きを測定し、画像再構成のときに補正を行う方法にnavigator echo法がある。エコーデータを取る前または後にもう一つ、位相エンコードをかけずに余分なエコー(navigator echo)を取る。これをフーリエ変換すると投影(プロファイル)になるので、その形や位相からセグメント毎の変化を見つけ、エコーデータを補正する。Navigator echoをどのくらいの頻度で入れるのか、エコーの長さをどのくらいにするのか(画像全体の変動を見るのならエコーセンターの2~3点でいい)、どの方向の動きを補正したいのかなど、目的に応じたシーケンスを設計する必要がある。また、補正プログラムも自分で再構成ソフトに組み込まねばならないのでその場で画像を見るのは困難であり、ルーチン化は難しい。

Variable flip angle³⁾

マルチショットではあっても一枚毎の画像は短時間で撮りたいときがある。撮像中の被検体の動きが問題になる場合などがそうである。こ

のときには、各ショット間の時間差(TR)を最小にし、ほかのスライスは順番に(シーケンシャルに)取る。だがTRが短いと T_1 緩和が間に合わなくなり1ショット毎に信号強度が弱くなる。これを防ぐのに、フリップ角を小さくして信号を飽和させないFLASH的な工夫もある。しかし、フリップ角が小さいと検出する信号の強度も小さくなるのでSN比が悪い。そこで、被検体の T_1 を基に各ショット間でのエコー強度が同じになるようにフリップ角を変えていく方法が考えられた。MRアンジオグラフィにも空間的にフリップ角を変えていく方法があるが、これは同じ考え方を時間に適用したものである。この方法の問題点はあらかじめ被検体の T_1 値を知っていなければならないこと、単一の T_1 値に対してしかうまく働かないことである。 T_1 値の異なる組織では、かえって信号強度が弱くなる場所も出てくる。

d) その他

ハードウェア的には静磁場強度を上げること、ソフトウェア的には撮像の3次元化などが考えられるが、ここでは述べない。

2. コントラスト付け

高速撮像法では、NMR信号を撮像の過程で(振幅/周波数/位相)変調してそこに物理パラメータ(T_1 , T_2 , スピン密度, diffusion等)を反映させることが難しい⁴⁾。そのため、コントラストの弱い画像になりがちだが、これを補うための工夫(a), b)参照)もなされている。しかし、これらの方法はコントラストを付けるのに時間がかかるので、同一スライスを高いフレームレートで繰り返し撮るといような撮像はできなくなる。

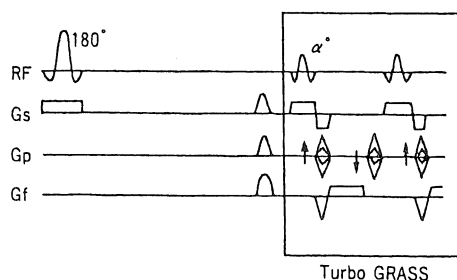
a) SE (spin echo), GE (gradient echo)

EPIにおいて励起、反転にスピンエコーを使うとSE法と同じコントラストが得られる。同様に、グラジエントエコーを使うと T_2^* によるコントラストが得られる。最近ではfMRIからんで、反転パルスのタイミングをTE/2からずらしたasymmetric SEも使われる。これ

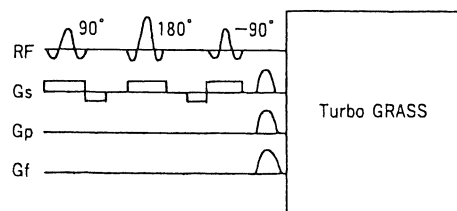
は SE と GE の間をつなぐものでグラジエントエコーがひきおこす T_2^* 緩和の程度をコントロールしたいときに有効である。

b) Magnetization preparation⁵⁾

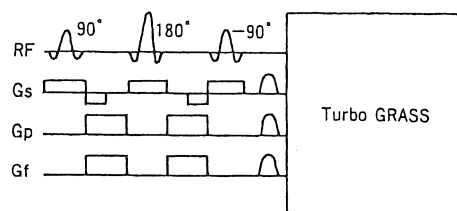
高速撮像法の直前にコントラスト付けのためのパルスシーケンスを置き、ここで磁化ベクトルに所望の物理パラメタを反映させる方法である (Fig. 3). T_1 値を反映させるものには各種



(a) IR preparation付き Turbo GRASS



(b) DE preparation付き Turbo GRASS



(c) IVIM preparation付き Turbo GRASS

Fig. 3. Contrast of physical parameters can be enhanced by inserting one of magnetization preparations prior to fast imaging sequences. Centric phase encoding should be used to reflect the contrast enhancement in the image. Frame rate of imaging becomes slower when a magnetization preparation is used.

の反転パルス, T_2 値を反映させるものには DEFT (driven equilibrium Fourier transform) などがある. このほか, ディフュージョンを反映させる motion probing gradient⁶⁾, パフュージョンを反映させる EPSTAR, FAIR などもある. いずれもコントラスト付けに時間がかかるので同じスライスを高いフレームレートで取る目的には向いていない.

Phase encode ordering^{3),7)}

Magnetization preparation で付けたコントラストは時間とともに弱くなる. 一番コントラストの強い時に低い空間周波数のエコーデータを測定するのが centric phase encoding である. k 空間でいうと, 最初に k_x 軸上のデータを取り, 上半面と下半面のデータを k_x 軸に近いところから交互に取っていく. この取り方のもう一つの長所は, T_2^* の緩和の影響が k 空間の上下に対称に及ぶため, アーチファクトが少ないことである. ちなみに, エコーデータを k 空間の上から下 (下から上) に単調に取っていく従来の方法は, sequential phase encoding という.

c) その他

SN 比の所で述べたように, スライスをインターリーブして実質的に TR を延ばし, T_1 コントラストを良くすることもできる.

3. アーチファクトの抑制

撮像時間が制約された撮像法では充分のスポイラ勾配をかけられなかったり, RF 波形に無理があったりしがちで, アーチファクトの出やすい環境にある. そのほか, オフレゾナンス, サセプティビリティ, T_2^* など, 撮像法に応じた問題が生じる. ここでは, これらの問題を防いだり, 少なくする方法を紹介する.

a) 勾配コイル

勾配磁場のスイッチングでは立ち上がり/立ち下がりに渦電流が生じる. 渦電流は勾配磁場の変化を妨げるように現われ, スwitchングのための待ち時間を大きくする. 渦電流は導電性の材料にループを描いて流れ, 材料の電気抵抗

でエネルギーを熱に換えながら指数減衰する。その時定数は1 ms以下のものから数10秒を超えるものまでである。時定数の長いものは、画像のシフトや伸縮、ゴーストなどのアーチファクトの原因になる。渦電流の補正は、数種類の時定数を持つ指数関数の電流を勾配電流にあらかじめ加算することで行う。しかし、渦電流は限られた個数の時定数をもつ指数関数の和として表わせるとは限らない。また、場所依存性や軸間のクロスタームもあるので、できる限りはじめから勾配コイルとほかのコイルや、マグネットのデュアーとの間の磁気結合を切っておきたい。シールドドグラディエントコイルは、勾配コイル(インナーコイル)の外側に、勾配コイルで発生すると逆の磁場を発生するコイル(アウターコイル)を置き、アウターコイルの外には磁場が漏れないようにしている。渦電流はかなり減らせるが、超高速撮像ではまだゴースト、信号強度の時間変動、画像のシフトなどに渦電流の影響が見られる。頭部専用勾配コイルも渦電流を減らすのに有効である。頭部専用勾配コイルは従来の勾配電源でもEPIに十分な勾配磁場強度とスルーレートを得るために開発されたが、マグネットのデュアーまでの距離が離れているので渦電流も少なくなる。

撮像が高速化し、撮像シーケンスが複雑になるにしたがって渦電流に対する要求は強くなるものと思われる。

b) Chem SAT

MRIは空間内の位置を、勾配磁場で周波数に展開することで情報伝達している。したがって、脂肪のように初めから水とは違う共鳴周波数をもつものは、同じように周波数展開されたときに位置にズレを生じる。これがケミカルシフトアーチファクトである。EPIでは位相エンコード勾配が小さいため、位相方向にずれた脂肪画像が重なる。同様の現象は静磁場が不均一な所でも見られる。静磁場の局所的な変化は位置の変化として現われ、画像上での形状歪となる。これらは一括してオフレゾナンスアーチ

ファクトとよばれる。ここでは脂肪画像の重なりをなくすための方法を述べる。一つは1-2-1, 1-3-3-1などと表わされる binomial pulse, polynomial pulse⁸⁾を magnetization preparation として使うもので、まず脂肪だけを選択励起してスポイラで信号を消し、そのあとで撮像を行う。この方法は搬送波の周波数とは違う周波数成分を励起するので、オフレゾナンス励起ともいわれる。これに対してオンレゾナンス励起は、脂肪の共鳴周波数を持つ搬送波を Sinc 関数などで変調したのを使い、あらかじめ脂肪だけを選択励起してスポイラで信号を消す。

このほかに、水だけを励起して脂肪を励起しない方法がある。Spatial spectral pulse⁹⁾がその一つで、空間的にも周波数的にも同時に選択性を持たせて励起する。Fast SEの場合には、反転パルスのタイミングをずらすだけで脂肪の信号を抑える powerless fat suppression¹⁰⁾が有効である。

c) マルチショット

サセプティビリティの変化にともなう静磁場不均一は、EPIの画質を大きく劣化させる。再構成画像の局所的な形状歪と濃度歪はスライス面内のみならず、スライス面外のサセプティビリティ変化によってもひきおこされる。これらの歪はオフレゾナンス成分によって起こる局所的なケミカルシフトが原因である。つまり、全部のエコーデータを取っている間にオフレゾナンス成分の位相がどんどん大きくなり、位相エンコード方向への位置ずれをひきおこす。この効果を小さくするには二つの方法がある。一つめはシングルショットの撮像時間をもっと短くすること、二つめは撮像にかかる時間を等価的に短くすることである。前者は技術的、画質的にも、また安全上も問題があり、実現は難しい。後者はマルチショットにすることで実現できる。エコーデータを位相方向にインターリーブするように分割(セグメント化)し、励起一回あたりのエコー読み出し時間を短くすればオフレゾナンス成分の位相変化の度合はk空間

上で引き伸ばされるからである。(一回あたりのエコー時間をシングルショット時と同じままでマルチエコーにすると画像のSN比が良くなる。)しかし、マルチショット化による問題の解決は、苦勞して短縮した撮像時間を再び長くすることになり、超高速撮像法の意味を問われるところである。EPI以外の超高速撮像でも同様の問題があり、シングルショットによる撮像は今のところ応用が限られている。

d) レファレンススキャン

EPIでは周波数エンコードの方向をエコー毎に磁場勾配で反転する。このため、エコーの中心が正しくあっていないと1エコー毎に異なる場所に中心が来て、このまま再構成すると位相エンコード方向のN/2ゴーストや、シェーディングの原因となる。これを補正するために、撮像に先だてて位相エンコードをかけずにスキャンして、エコー中心のズレをみる必要がある。これをレファレンススキャンという。エコー中心のズレを補正する方法にも単にエコーピークを見つけてシフトするもの(linear phase correction)からすべての周波数成分で位相をゼロにするnon-linear phase shiftまである。位相エンコードをかけないで取ったレファレンススキャンでは静磁場の不均一部分に対する補正が不十分だとして、位相エンコードをかけてレファレンススキャンを行うものもある¹¹⁾。

e) エコーシフティング¹²⁾

k空間を分割(セグメント化)し、異なる状態で取ったデータをつなぎあわせると、セグメントの境界ではデータが不連続に変化してリングアーチファクトの原因になる。マルチショットの場合には各ショットでTEを少しずつ変えると境界での段差を滑らかにすることができる。これをエコーシフティングという。

f) 歪補正

画像上の形状、濃度歪はもともと静磁場不均一の高次成分が引き起こしたもの(一次成分は画像のシフト)なので、撮像時にできるだけ高

次シムを使って均一度を上げておくことが望ましい。このためには高次まで自動的にシムができるソフトウェアの開発が望ましい。しかし、被検体依存の静磁場不均一は一般に局所的なので、シミングには限界がある。

画像上の形状、濃度歪を後処理で取り除くこともできる。これらの歪が静磁場や勾配コイルの非線形性に依存するものなら、あらかじめ測っておいたデータをもとに補正を施すことができる。被検体依存のものでは*in vivo*での不均一測定が役立つ。補正では主に線形補間が用いられるが、テクスチャにムラがでるなど、なかなか難しい。

g) その他

EPIのN/2ゴーストについては、エコー中心のズレによるもののほか、 T_2^* 効果から渦電流の軸依存性にいたるまでさまざまな原因が考えられ、対策が研究されている。

動き、装置の変動に関する補正ではnavigator echoがいろいろな形で使われている。興味のある方は最近のISMRMアブストラクトを参照のこと。

4. 高速化

基本的には受信機のバンド幅を広げて、サンプリングレートをあげ、勾配磁場の振幅とスルーレートをあげればいくらかでも速く撮像を行うことができる。データの取り込み速度は二次的な問題なので考えないとして、このときの最大の問題は信号のSN比である。SN比は受信機のバンド幅に反比例して悪くなる。高速化はSN比と密接に関連している。ハードウェアの改良についてはSN比の項で述べたので、ここでは撮像シーケンスの改良と画像再構成アルゴリズムの改良について考える。

a) ハーフフーリエ法、ハーフエコー法 (Fig. 4)

実数関数をフーリエ変換すると複素共役関数になる。複素共役関数とは、原点を中心として対称な位置にあるデータはお互いに絶対値が等しく、位相角が正負反転した関係にある関数の

ことである。MRI の場合には被検体を実数(プロトン密度, T_1 , T_2 等の関数)なので, フーリエ変換の結果は複素共役関数になる。従っ

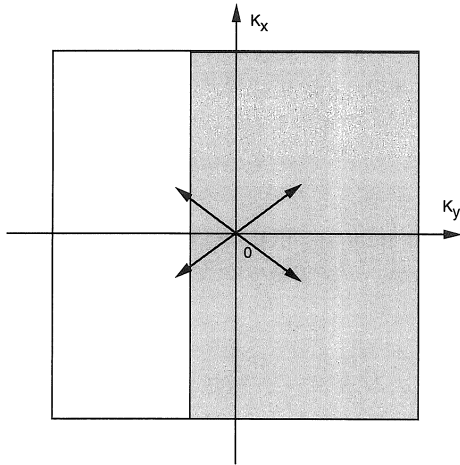


Fig. 4. Fractional NEX and fractional echo. If the signal from a subject is real, Fourier transformed data of it have a relation of complex conjugate. This means a half of the data is redundant. We can get more speed by eliminating the redundancy. Flow and off resonance may cause artifacts in images because they make the signal complex.

て, エコーデータの半分があれば後の半分は複素共役の関係を使って作り出せる. k 空間のうち位相エンコード方向に半平面しか測定しないものをハーフフーリエ法, 周波数エンコード方向に半平面しか測定しないものをハーフエコー法という. ハーフフーリエ法は撮像時間を従来の半分にすることができる. ハーフエコー法も読み出し時間を半分にできるので撮像時間を短くできるが, それと同時に TE を短くすることができる. これらの技術を実際に使う時にはいくらか多めにデータを取り, その冗長度を利用して画質を上げる事が多い. 3/4 NEX やフラクショナルエコーというのがこれにあたる. 画像再構成には複素共役関係を直接には使わない事が多い¹³⁾.

エコーデータの持つ冗長度を減らすこれらの方法の短所は二つある. 一つは画像の SN 比が下がることで, データ取得時間の平方根に比例した値になるのは避けられない. 二つめは画像のアーチファクトの問題である. 撮像の各位相エンコードの間に被検体が動いたり(血流他), 水と脂肪のように共鳴周波数が違うものは複素共役な関係を保てないので, これらの場所では

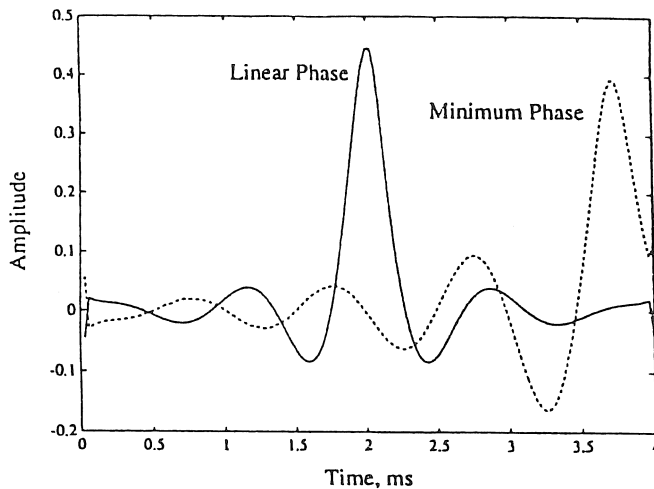


Fig. 5. A half cut of RF pulse can be used for excitation, which makes TE and imaging time shorter. Shape of the pulse will be designed numerically or by SLR algorithm¹³⁾.

画像上にアーチファクトが出やすい。

b) フラクショナル RF パルス (Fig. 5)

励起パルスにかける時間を短くするため、Sinc パルスを丁度半分に切ったような形にしたのがフラクショナル RF パルス法である。波形の設計には、FIR (finite impulse response) フィルタの設計法を利用した SLR (Shinner Le Rough) 法¹⁴⁾や、“与えられた時間内で理想に近いスライスプロファイルを得るにはどのような RF 波形にすればよいか”，計算によって最適化するものがある。

c) ランプサンプリング (Fig. 6)

周波数エンコード方向に少しでも多くのデータを集めるために、勾配磁場の立ち上がりを待たずにサンプリングを始める。EPI で使われる方法である。勾配磁場のスルーレートが低い装置ほど効果がある。しかし、re-gridding, またはサンプリングレートの制御が必要になる。レゾナントタイプの EPI では常時ランプサンプリングをしている様な状態になる。

ケーススタディ³⁾ (Fig. 7)

4T の MRI を使った fMRI 用にマルチショット EPI (32 エコー*4 ショット) を開発し、アナトミー画像 (T₁ コントラスト付けした EPI, TI/TR/TE=1.2/40/8) と T₂* 強調画像 (グラジエントエコー EPI, TR/TE=60/25, 5 s 毎に 10 スライスを撮像) を撮るのに使った。なぜマルチショットか? : 4T では脳実質の T₂* が 40 ms 位しかなく、TE=25 ms ではシングルショットで信号がとれない。

マルチショットでの工夫 : navigator echo (周波数方向のみ), variable flip angle, centric phase encoding, ランプサンプリング, スポイラー (stimulated echo対策)。

撮像条件 : 撮像マトリクス (32*4)*128, FOV20*20, スライス厚 5 mm, サンプリングレート 5 μ s (200 kHz), 撮像時間 102.4 ms (0.8*128), スライス枚数 10 枚。

光刺激 : LED アレイゴーグルによる 8 Hz フラッシング。刺激期間 2, コントロール期間

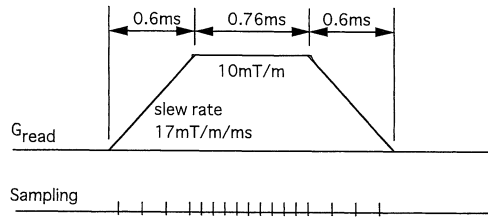


Fig. 6. Ramp time of the readout gradient can be used to acquire data. Either re-gridding of echoes or sampling echoes at time dependent rate is necessary.

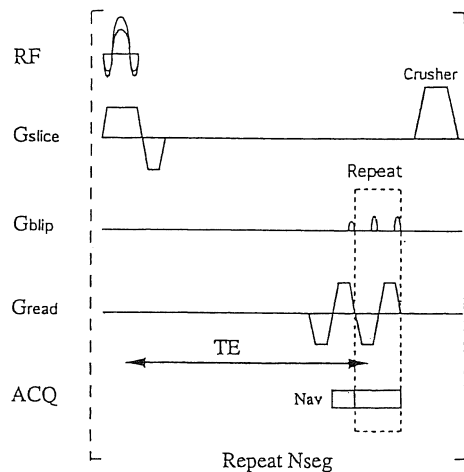


Fig. 7. Pulse sequence of the case study³⁾. Multi shot EPI with navigator echo, variable flip angle, centric phase ordering, ramp sampling and crusher gradient was developed. The sequence was applied to a fMRI study with 4 shots*32 echos.

3, 各期間に 15 画像/スライスを撮像。

変化の検出 : ボックスカー信号を使った相互相関法。

おわりに

本講義では高速撮像法で撮る一枚の画像の画質を上げることを考えてきたが、実際には高速撮像法を使う目的に応じて新たな工夫をすることが必要になる。たとえば、fMRI の場合には

時間的に連続した多数の画像を撮るので、画像間の被検体の動きを抑え、補正することが大事になる。本講義で紹介した技術は考え方の参考とし、研究の目的と環境に応じた自分なりの工夫をされるよう希望する。

文 献

- 1) Roemer PB, Edelstein WA, Hayes CE, et al. : NMR phased array. *Magn Reson Med* 1990 ; 16(2) : 192-225
- 2) Ehman RL, Felmlee JP : Adaptive technique for high-definition MR imaging of moving structures. *Radiology* 1989 ; 173(1) : 255-263
- 3) Kim S-G, Hu X, Adriany G, et al. : Fast Interleaved Echo-Planar Imaging with Navigator : High Resolution Anatomic and Functional Images at 4 Tesla. *Magn Reson Med* 1996 ; 35 : 895-902
- 4) 吉留英二 : 医用画像の再構成—特徴と動向 2. *MRI Innervision* 1993 ; 8(10) : 24-27
- 5) Haase A : Snapshot FLASH MRI. Applications to T₁, T₂ and Chemical-Shift Imaging. *Magn Reson Med* 1990 ; 13 : 77-89
- 6) Turner R, Le Bihan D : Single-Shot Diffusion Imaging at 2.0 Tesla. *J Magn Reson* 1990 ; 86 : 445-452
- 7) Listerud J, Einstein S, Outwater E, et al. : First Principles of Fast Spin Echo. *Magn Reson Quarterly* 1992 ; 8(4) : 199-244
- 8) Hore PJ : Solvent Suppression in Fourier Transform Nuclear Magnetic Resonance. *J Magn Reson* 1983 ; 55 : 283-300
- 9) Meyer CH, Pauly JM, Macovski A, et al. : Simultaneous Spatial and Spectral Selective Excitation. *Magn Reson Med* 1990 ; 5 : 287-304
- 10) Higuchi N, Hiramatsu K, Mulkern RV : A Novel "Powerless" Method for Fat Suppression in RARE sequence. *Proc SMRM* 1991 : 856
- 11) Hu X, Le TH : Artifact Reduction in EPI with Phase-Encoded Reference Scan. *Magn Reson Med* 1996 ; 36 : 166-171
- 12) Feinburg DA, et al. : Gradient-Echo Shifting in Fast NRI Techniques (GRASE imaging) for Correction of Field Inhomogeneity Error and Chemical Shift. *J Magn Reson* 1992 ; 97 : 177-183
- 13) Oh CH, Hiral SK, Ra JB, et al. : Faster Magnetic Resonance Imaging by Use of 3-Quarter Matrix Data. *Proc SMRM* 1987 : 455
- 14) Pauly JM, Le Roux P, Nishimura D, et al. : Parameter Relations for the Shinnar-Le Roux Selective Excitation Pulse Design Algorithm. *IEEE trans Med Imag* 1991 ; 10(1) : 53-65

Technical Basis of Fast MRI : Practical Technologies in Clinical MRI

Eiji YOSHITOME

*Information Science Lab., RIKEN (The Institute of Physical and Chemical Research)
2-1 Hirosawa, Wako, Saitama 351-01*

Problems in fast imaging with respect to technology will be categorized into three areas : image quality; scan time, and safety. In this textbook, technology for the improvement of image quality and technology for the reduction of scan time are reviewed. With respect to image quality, technology for the improvement of SNR and contrast and for the reduction of artifacts are summarized. Scan time is closely related to SNR, but there are other factors involved with scan time and these will be described in the text. Both hardware and software technology is reviewed. Software techniques for the improvement of one aspect of imaging often result in the detriment of others, for which reason compromise is often required in order to achieve the desired effect for a given purpose. On the other hand, hardware techniques can often bring about improvement in all the factors involved with imaging. RF coils, gradient power supplies and gradient coils are discussed as examples of technology that can improve imaging.

A case study involving multi-shot EPI applied to MRI is presented as a practical example of integrated technological enhancements.