

Echo Planar Imaging

鈴木清隆

新潟大学脳研究所脳機能解析学分野

はじめに

Echo planar imaging (EPI) が臨床の場に普及しつつある。磁気共鳴画像 (MRI) の技術開発において、データ収集の高速化は発展初期からの重要なテーマであり、その究極の目標はリアルタイム撮像である。EPI は現時点で実用化されている最速のパルスシーケンスであり、その目標に最も近い位置にある。NMR 現象を用いたイメージングの手法が発明されてから 20 年、かつては夢の超高速撮像法と呼ばれた EPI のアイデアが技術の進歩により現実に利用可能なものとなり、MRI はリアルタイムと言えほどの時間分解能を獲得するに至った。

EPI の実用化は MRI に新たな応用の可能性をもたらす。既に、拡散強調画像や functional MRI のデータ採取は多くが EPI を用いて行われている。近い将来、このようなアプリケーションが臨床の場でも日常的に使われることになると思われる。EPI の超高速スキャンという特徴は、非協力的な患者さんや小児の検査といった場面でも有用である。

他のパルスシーケンスにも共通して言えることであるが、データ収集の方法と画像化の原理

を理解することは、良質の画像を得る上でも、また得られた画像を正しく解釈する上でも必要である。アーチファクトの様相は使用するパルスシーケンスに大きく依存する。本稿では主として EPI 特有の画質劣化要因について原理的な面から解説する。

1. EPI の手法

EPI のアイデアは 1977 年に Mansfield によって提案された¹⁾。1975 年にフーリエ変換を用いた画像再構成法が提案されてからわずか 2 年後のことである。EPI の手法の特徴は、単一の励起パルスで画像再構成に必要なすべての情報を得るということである。(その点では HASTE, GRASE, spiral scan など EPI の一種と言えが、ここでは周波数エンコード勾配の反転のみを用いるものを EPI と呼ぶ。) EPI が臨床用の MR 装置で利用可能となるまでに 20 年近くを要した訳であるが、それは実践としての EPI が要求する傾斜磁場の高速なスイッチングや高速のデータサンプリング等の技術的な課題を克服するために要した時間であった。

現在の臨床用 MR 装置では、Mansfield の方

法を改良した ‘blipped EPI’ が用いられる。これは、周波数エンコード勾配の反転部分で、 k 空間上を1ライン分移動させるだけのパルス状の位相エンコード勾配を与えるものである。周波数エンコード勾配の波形には sin 波や台形波が用いられる。Sin 波形は傾斜磁場コイルに大容量のコンデンサと電源を接続して共振回路を形成することで比較的簡単に生成できるため最初に実用化された (レゾナント EPI)。しかし、スキャンパラメータの自由度が減ったり、サンプリング時間 (および受信バンド幅) を可

変にする必要があるなどの制約がある。現在ではスリューレートが 100 [mT/m/ms] 以上、最大傾斜磁場強度が 20 [mT/m] を超える強力な傾斜磁場能力が臨床機で実現されるに至り、EPI に使用できるレベルの台形波の高速反転が可能となり、主流はこちらに移行している (ノンレゾナント EPI)。EPI にはスピネコータイプ (SE-EPI) とグラディエントエコータイプ (GE-EPI) があるが、それらのパルスシーケンスは図 1(a), (b) に示されるようなものである。両者の差異はリフォーカスパルスの有無だけである。Blipped EPI の k 空間上の軌跡 (k -space trajectory) は図 2 のようになる。Raw data (k 空間におけるデータ) の性質として他のパルスシーケンスと異なるのは、励起パルスを起点としたデータサンプリングまでの経過時間を考えたときに k 空間上の “すべての” 格子点が異なる時間を有するということがある。

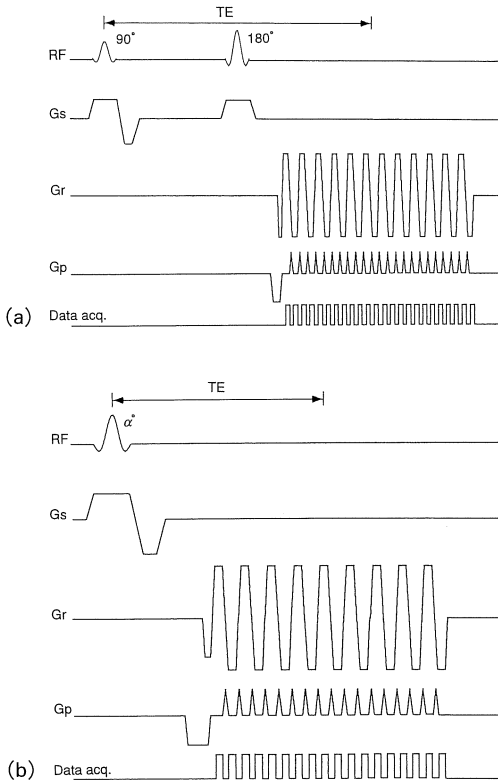


図 1.(a) スピネコー EPI のパルスシーケンス。
(b) グラディエントエコー EPI のパルスシーケンス。

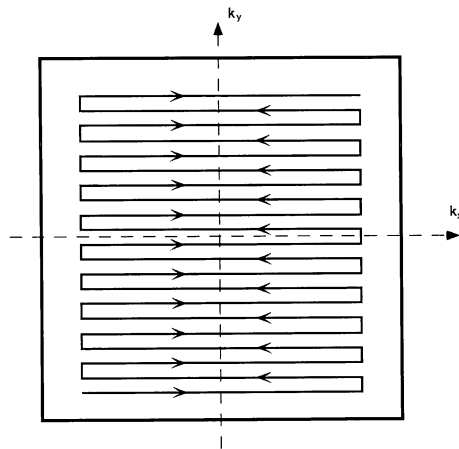


図 2. Blipped EPI の k -space trajectory. Blip pulse によって、 k 空間上を 1 view 分だけ移動させる。偶数 view と奇数 view ではデータの方向が逆向きになる。

1998 年 12 月 7 日受理

別刷請求先 〒951-8585 新潟市旭町通一番町 757 新潟大学脳研究所脳機能解析学分野 鈴木清隆

2. 画質劣化の要因と解析

データサンプリング中の信号の減衰および位相シフトが画質の劣化をもたらす。信号の減衰は空間分解能の劣化 (blur) を生じ、位相シフトは画像のゆがみやシフトの原因となる。EPI 画像のアーチファクトの成因について原理的な側面から概説する。

2-1 位相変調による EPI の画質劣化

大域的な磁場不均一やケミカルシフトなどによる共鳴周波数のずれ (オフレゾナンス) が画像に与える影響を検討する。

2-1-1 信号強度の一般式

NMR 信号の一般的な表現は(1)で与えられる。ただし、 T_2 減衰は無視する。

$$s(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \rho(x, y) e^{-i(\theta_x(t)x + \theta_y(t)y + \theta_0(x, y, t))} \times dx dy \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 t は励起パルスを起点とする経過時間、 $\rho(x, y)$ はスピン密度である。 $\theta_x(t)$ 、 $\theta_y(t)$ は傾斜磁場により与えられる単位長さ当たりの位相、 $\theta_0(x, y, t)$ はオフレゾナンスによって生じるボクセル内でコヒーレントな位相シフト量を表し、それぞれ(2)~(4)で与えられる。

$$\theta_x(t) = \gamma \int_0^t G_x(\tau) d\tau \dots\dots\dots (2)$$

$$\theta_y(t) = \gamma \int_0^t G_y(\tau) d\tau \dots\dots\dots (3)$$

$$\theta_0(x, y, t) = \gamma \cdot H(x, y) \cdot t \dots\dots\dots (4)$$

γ : 磁気回転比 (gyromagnetic ratio)

$G_x(t)$, $G_y(t)$: 傾斜磁場強度

$H(x, y)$: 磁場不均一の空間分布

上記の(1)~(4)は EPI に限らず利用できる一般的な式である。

2-1-2 k 空間へのサンプリング

(1)式で表されるような信号が、図2で示される順序で k 空間にサンプリングされる場合

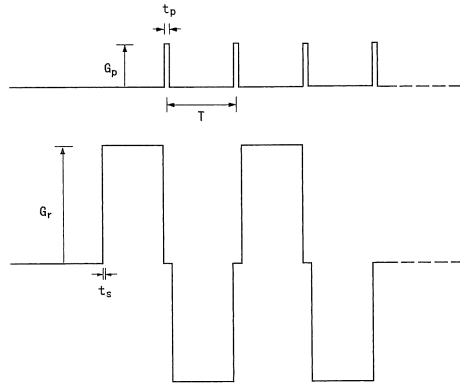


図3. 矩形波で近似した blipped EPI のエンコード用傾斜磁場。

を考える。周波数エンコードおよび位相エンコードの傾斜磁場を図3のように矩形波に近似し、時間 t と k 空間の座標とを対応付けるために以下のパラメータを導入する。

- k_x, k_y : k 空間の座標
- G_r : 周波数エンコード (読み出し) 勾配の最大値
- G_p : 位相エンコード (blip pulse) 勾配の最大値
- t_s : 周波数エンコード方向のサンプリング間隔
- t_p : 位相エンコードパルスの印加時間
- T : エコー間隔 (=位相エンコードパルスの間隔)

これらのパラメータを用いると(2)~(4)式は以下のように表される。

$$\theta_x(k_x, k_y) = \gamma \cdot (-1)^{k_y+1} \cdot G_r \cdot t_s \cdot k_x \dots\dots\dots (2)'$$

$$\theta_y(k_x, k_y) = \gamma \cdot G_p \cdot t_p \cdot k_y \dots\dots\dots (3)'$$

$$\theta_0(x, y, k_x, k_y) = \gamma \cdot H(x, y) \cdot (k_y \cdot T + k_x \cdot t_s) \dots\dots\dots (4)'$$

(2)'~(4)'を用いると(1)は以下のように変換される。

$$S(k_x, k_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \rho(x, y) \times e^{-iy\{(-1)^{k_y+1} \cdot G_r \cdot t_s \cdot k_x \cdot x + G_p \cdot t_p \cdot k_y \cdot y + H(x, y) \cdot (k_y \cdot T + k_x \cdot t_s)\}} \times dx dy \dots\dots\dots(1)'$$

(1)' は \$T_2\$ 減衰を無視した場合のblipped EPI の raw data を表しており、\$S(k_x, k_y)\$ をフーリエ逆変換すると画像が得られる。

2-1-3 オフレゾナンスによるアーチファクト

以下、\$H(x, y)\$ が画像に与える影響を調べる。

(1)'右辺の{ }の中を整理すると次のようになる。

$$\{(-1)^{k_y+1} \cdot G_r \cdot t_s \cdot x + H(x, y) \cdot t_s\} \cdot k_x + \{G_p \cdot t_p \cdot y + H(x, y) \cdot T\} \cdot k_y \dots\dots\dots(5)$$

(5)式の第一項、第二項は各々、以下のように変形される。

$$\begin{aligned} \text{第一項: } & G_r \cdot t_s \cdot k_x \cdot \left(x + \frac{H(x, y)}{G_r}\right) \dots k_y : \text{奇数} \\ & - G_r \cdot t_s \cdot k_x \cdot \left(x - \frac{H(x, y)}{G_r}\right) \dots k_y : \text{偶数} \\ \text{第二項: } & G_p \cdot t_p \cdot k_y \cdot \left(y + \frac{H(x, y) \cdot T}{G_p t_p}\right) \end{aligned}$$

ここで以下の変換を行う。

$$\begin{aligned} x' &= x + \frac{H(x, y)}{G_r} \dots k_y : \text{奇数} \\ &= x - \frac{H(x, y)}{G_r} \dots k_y : \text{偶数} \\ y' &= y + \frac{H(x, y) \cdot T}{G_p t_p} \end{aligned}$$

これにより、(1)' は次のように変形される。

$$\begin{aligned} S(k_x, k_y) &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \rho'(x', y') \times e^{-iy\{G_r \cdot t_s \cdot k_x \cdot x' + G_p \cdot t_p \cdot k_y \cdot y'\}} |J| \times dx' dy' \dots\dots\dots(1)'' \\ \rho'(x', y') &= \rho(x(x', y'), y(x', y')) \end{aligned}$$

ここで、\$J\$ は \$dx dy \to dx' dy'\$ の変換に伴うヤコビアンであり、

$$J(x, y) \equiv \frac{\partial(x, y)}{\partial(x', y')} = \begin{vmatrix} \frac{\partial x}{\partial x'} & \frac{\partial x}{\partial y'} \\ \frac{\partial y}{\partial x'} & \frac{\partial y}{\partial y'} \end{vmatrix}$$

と表される。

(1)'' は位相変調項を含まない信号強度式の形をしているので、\$H(x, y)\$ は \$(x, y)\$ から \$(x', y')\$ へのシフトとして作用していることが分かる。つまり、画像上は位置ずれ (misregistration) となって現れることになる。以下、幾つかのアーチファクトについて具体的な検討を行う。

○ ケミカルシフト

典型的な例として脂肪分子によるケミカルシフトがある。筋肉組織中の \$H_2O\$ のプロトンと皮下脂肪の \$CH_2\$ のプロトンでは共鳴周波数がおよそ 3.5 ppm 異なるために両者は画像上で相対的な位置のシフト、いわゆるケミカルシフトアーチファクトを生じる。実際の MR 装置のスペックでの定量的な検討を行ってみる。スキャンパラメータとして、以下を考える。

$$FOV = 20 \text{ cm}, N = 128, F_s = 128 \text{ kHz}$$

\$N\$ はマトリックスサイズ、\$F_s\$ はサンプリング周波数を表す。\$FOV\$ およびマトリックスサイズは \$x, y\$ 共通とする。画像の \$x\$ 方向を周波数エンコード方向とする。

\$G_r\$ と \$G_p\$ は同じ大きさであると仮定すると、その大きさは次式で与えられる。

$$\begin{aligned} G_r = G_p = G_{\text{max}} &= \frac{F_s}{\gamma \cdot FOV} \approx 1.5 \times 10^{-2} [\text{T/m}] \\ (\gamma &= 4.258 \times 10^7 [\text{Hz/T}]) \end{aligned}$$

また、オフレゾナンス項は以下ようになる。

$$H(x, y) = 3.5 \text{ ppm} \times B_0$$

\$B_0\$ は静磁場強度である。式から分かるよう

に、 $H(x, y)$ は磁場強度の単位で表されている。1.5 テスラの装置では、 x 方向および y 方向の位置ずれの大きさは以下ようになる。

$$\begin{aligned}\delta_x &= \frac{H(x, y)}{G_{\max}} = \frac{1.5 \times 3.5 \times 10^{-6}}{1.5 \times 10^{-2}} \\ &= 3.5 \times 10^{-4} \text{ [m]} = 0.035 \text{ [cm]} \\ \delta_y &= \frac{H(x, y) \cdot T}{G_{\max} \cdot t_p} = N_x \cdot \delta_x \\ &= 0.035 \times 128 \approx 4.5 \text{ [cm]}\end{aligned}$$

ただし、 $T/t_p = N_x$ とした。一方、ピクセルの大きさは、

$$\Delta x = \Delta y = \frac{FOV}{N} = \frac{20 \text{ [cm]}}{128} = 0.156 \text{ [cm]}$$

である。したがって、 x 方向の位置ずれは 1 ピクセル以下であり無視できるが、 y 方向には顕著な（上記の例では FOV の 23%）位置ずれを生じることが分かる。つまり、EPI ではケミカルシフトアーチファクトは位相エンコード

方向に生じる。また、その大きさは静磁場強度に比例する。それに対して、通常のパルスシーケンスではサンプリング周波数が 10 kHz 前後に設定されることが多く、 G_{\max} は 10 分の 1 程度になるため周波数エンコード方向への画像のシフト量がピクセルサイズより大きくなり、アーチファクトとなることがある。反対に、位相エンコード方向への位置ずれは生じない。

臨床 MR 装置では、脂肪によるケミカルシフトアーチファクトの影響を軽減させるために CHESSE パルスによる脂肪信号の抑制や spectral spatial pulse による選択励起を行っている。

図 4(a), (b) はケミカルシフトアーチファクトのシミュレーション結果および MR 装置で脂肪抑制を行わずに撮像した EPI 画像である。

○ 空間的に分布する磁場不均一

シミングの調整不良や磁化率勾配の存在などによって空間的に連続に分布する磁場の不均一は画像の形状歪 (distortion) やシフトとなっ

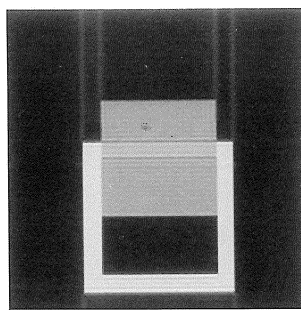
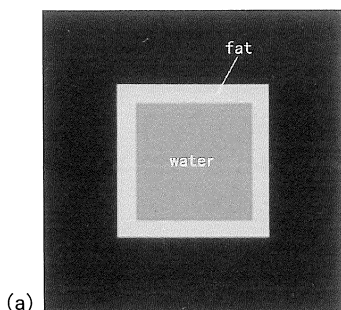
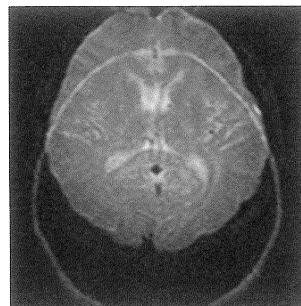
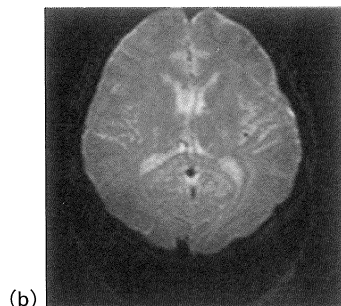


図 4. (a) ケミカルシフトアーチファクトのシミュレーション結果. 左はシミュレーションファントム, 右は EPI 画像を示す. 画像の左右方向が周波数エンコード軸, 上下が位相エンコード軸である. 位相エンコード方向への顕著なシフトが認められる.

(b) 実際の EPI 画像. 脂肪抑制パルスあり (左) となし (右) の比較. 臨床用 MR 装置では EPI 撮像時は自動的に脂肪抑制が行われるのが普通.



て現れる。形状歪は例えば他のシーケンスで撮像した画像と EPI による fMRI 解析の結果とを重ね合わせる (coregistration) ような場合に問題となる。

例として、次式で与えられるような空間的に一次の磁場不均一が存在する場合を考える。

$$H(x, y) = ax + by + c$$

なお、画像中心を原点 ($x=y=0$) とする。このとき、位置ずれは次のように表される。

$$\delta x = \frac{H(x, y)}{G_{\max}} = Ax + By + C$$

$$\delta y = \frac{H(x, y) \cdot T}{G_{\max} \cdot t_p} = N_x(Ax + By + C)$$

$$A = \frac{a}{G_{\max}}, \quad B = \frac{b}{G_{\max}}, \quad C = \frac{c}{G_{\max}}$$

より直感的に理解するため、 δ_x は無視できるとして、 δ_y のみを考える。

$$\delta y(x, y) = A'x + B'y + C'$$

$$A' = N_x A, \quad B' = N_x B, \quad C' = N_x C$$

(I) y 方向のみの不均一分布がある場合は位相エンコード方向の画像の伸縮となる。

$$\delta y(x, y) \propto y$$

FOV 端での位置ずれを 1 ピクセル以内に収めるために必要とされる磁場均一度を計算してみる。

$$\delta y \left(x, \frac{FOV_y}{2} \right) \leq \Delta y \text{ より,}$$

$$N_x \cdot \frac{b}{G_{\max}} \cdot \frac{FOV_y}{2} \leq \frac{FOV_y}{N_y}$$

$$\therefore b \leq \frac{2}{N^2} \cdot G_{\max} \approx 1.8 \times 10^{-6} [\text{T/m}]$$

以上から、FOV 内で ± 0.1 ppm 程度の均一度が要求されることが分かる。

(II) x 方向のみの不均一分布がある場合は画像の形状歪となる。

$$\delta y(x, y) \propto x$$

また、周波数エンコード勾配をオフセットしたのと等価になるために view 間でエコーピークずれが生じ、ゴーストが発生する。

(III) 0 次不均一のみがある場合は位相エンコード方向へのシフトとなる。

$$\delta y(x, y) = \text{constant}$$

図 5(a) に一次 (線形) の磁場不均一分布による形状劣化のシミュレーション結果を示す。図 5(b) は実際に一次のシムオフセットを与えた場合の EPI 画像である。

なお、一次までの不均一によるヤコビアン J は x, y によらない定数となる (特に $a=b=0$ のときは $J=1$) ので全体に一樣な強度変化となるが、(シムの高次成分や局所的な磁化率の変化などのように) 二次以上の不均一分布が存在すれば強度変化が場所ごとに異なるために輝度むらが生じることになる。

2-2 T_2 減衰による EPI の画質劣化

次に、サンプリング中の信号減衰が画像に与える影響を調べる。詳細については文献²⁾を参照されたい。

2-2-1 信号強度の一般式

T_2 減衰を考慮した場合のスピンエコー信号の一般式は次式で与えられる。

$$s(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \rho(x, y) e^{-i(\theta_x(t)x + \theta_y(t)y)} \times e^{-TE + t/T_2(x, y)} e^{-|t|/T_2^*(x, y)} dx dy \dots\dots\dots (6)$$

また、グラディエントエコー信号の一般式は次式で与えられる。

$$s(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \rho(x, y) e^{-i(\theta_x(t)x + \theta_y(t)y)} \times e^{-TE + t/T_2^*(x, y)} dx dy \dots\dots\dots (7)$$

いずれも、実効 TE を時間原点とする。 T_2 はスピン-スピン緩和、 T_2^* はボクセル内の磁場

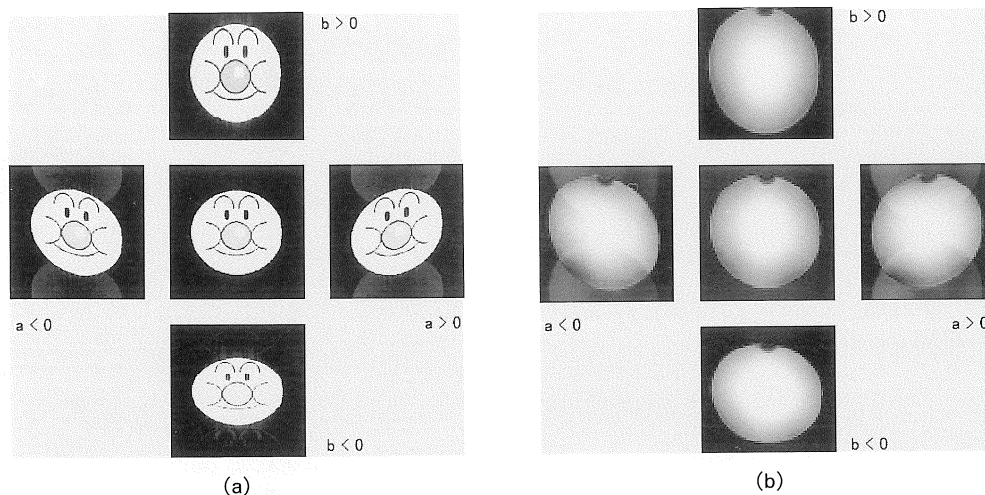


図 5. (a) 空間的に一次の磁場不均一分布がある場合のEPI画像のシミュレーション。左右, 上下方向の磁場分布の比例係数をそれぞれ a, b とした。磁場不均一分布の存在により, 画像のゆがみが生じる。
 (b) 実際の EPI 画像 (ファントム)。一次シムコイルの電流値を調整値からずらして撮影。画像のゆがみの状況がシミュレーションの結果と一致している。

(周波数) 分布による減衰時定数である。また, T_2^* (みかけの T_2) は次式で与えられる。

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'} \dots\dots\dots (8)$$

以後の解析はスピンエコーの場合に限定する。

2-2-2 一次元の場合

まずは x 方向のみを考える。(6)式を x のみで表すと, 次式のようになる。

$$s(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \rho(x) e^{-i\theta_x(t)x} e^{-TE+t/T_2(x)} \times e^{-|t|/T_2'(x)} dx \dots\dots\dots (6)'$$

画像は $s(t)$ をフーリエ逆変換して得られる。このことは, (9)式のように表現される。

$$\rho_{recon}(x) = F^{-1}[s(t)] = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) e^{i\theta_x(t)x} dt \dots\dots\dots (9)$$

しかし, 実際には $s(t)$ は t について $[-\infty,$

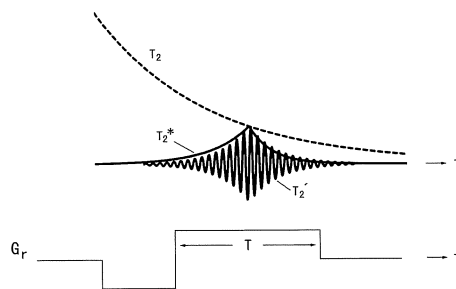


図 6. 通常のスピンエコー・シーケンスにおけるデータのサンプリング。データは有限の読み出し時間(T)でサンプリングされる。

$\infty]$ の領域でサンプリングされる訳ではなく, 有限の時間領域で打ち切られる (図 6)。そのため, 得られる画像は打ち切りの影響を受け, 再構成された画像 (ρ'_{recon} とする) は ρ_{recon} と完全に同一なものではなくなる。これはフーリエ変換法の原理的な限界であり, トランケーション・アーチファクトとかギブス・アーチ

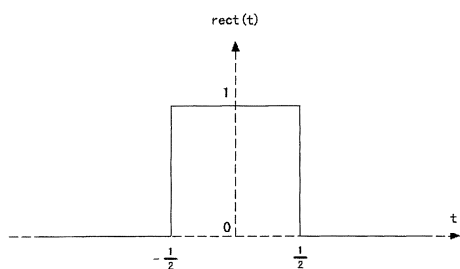


図7. 信号読み出しの打ち切りを表現するための矩形関数.

ファクトなどと呼ばれる画像上のリングングとなって現れる. このようなサンプリングの打ち切りを図7に示される矩形関数 $rect(t)$ で表すと, (6)' は次のように修正される.

$$s'(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \rho(x) e^{-i\theta_s(x)x} rect\left(\frac{t}{T}\right) \times e^{-TE+t/T_2(x)} e^{-|t|/T_2'(x)} dx \dots \dots \dots (6)''$$

$$rect(\tau) = \begin{cases} 1 & |\tau| \leq \frac{1}{2} \\ 0 & \text{その他} \end{cases}$$

ここで, T_2 は x によらないとすると, T_2 の項は積分の外に出るので, (6)'' は次のように表される.

$$s'(t) = s_0(t) \cdot rect\left(\frac{t}{T}\right) \cdot e^{-t/T_2} \cdot e^{-|t|/T_2'} \dots \dots \dots (6)'''$$

$$s_0(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \rho(x) e^{-i\theta_s(x)x} dx$$

$s_0(t)$ は T_2 減衰とサンプリングの打ち切りの影響を除いた場合の信号強度式である.

フーリエ逆変換で得られる画像は,

$$\begin{aligned} \rho'_{recon}(x) &= F^{-1}[s'(t)] \\ &= F^{-1}[s_0(t)] * F^{-1}\left[rect\left(\frac{t}{T}\right)\right] \\ &\quad * F^{-1}[e^{-t/T_2}] * F^{-1}[e^{-|t|/T_2'}] \\ &= \rho(x) * PSF(x) \dots \dots \dots (10) \end{aligned}$$

$$PSF(x) = \text{Sinc}(\gamma G_r x T) * \frac{1}{\frac{1}{2\pi\gamma G_r T_2} + ix} * \frac{1}{\left(\frac{1}{2\pi\gamma G_r T_2'}\right)^2 + x^2} \dots \dots \dots (11)$$

(γ は [Hz/T] の単位で表している。)

フーリエ変換の際に $\gamma G_r x = f$ の関係式を利用している.

と表される.

ここで, “*” は畳み込み演算子である. $PSF(x)$ は point spread function であり, 空間分解能の劣化の度合いを表す. 空間分解能に影響するのは PSF の形状自体であり, 振幅の絶対値は関係しないため無視している. (11)式で, 右辺の第一項は有限のサンプリング時間による打ち切りの影響を表し sinc 型となる. 第二項, 第三項はそれぞれ T_2, T_2' 減衰による分解能 (実効ピクセルサイズ) への影響を表している. 実効的なピクセルサイズを PSF の半値幅と定義すれば, T_2 および T_2' 減衰による実効ピクセルサイズの増加量は第二項の半値幅と第三項の半値幅の和に近いものとなり, それが設定したピクセルサイズより大きければ分解能の劣化が生じると考えられる. 第二項は複素形として表されているが, 位相項はピクセルサイズに影響しないことから, 以下の表現と等価になる.

$$\begin{aligned} \frac{1}{\frac{1}{2\pi\gamma G_r T_2} + ix} &\Rightarrow \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{1}{2\pi\gamma G_r T_2}\right)^2 + x^2}} \\ (\because) \frac{1}{\frac{1}{2\pi\gamma G_r T_2} + ix} &= \frac{1}{2\pi\gamma G_r T_2} \frac{-ix}{\left(\frac{1}{2\pi\gamma G_r T_2}\right)^2 + x^2} \\ &= \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{1}{2\pi\gamma G_r T_2}\right)^2 + x^2}} \\ &\quad \times \exp(-i \tan^{-1}(2\pi\gamma G_r T_2 x)) \end{aligned}$$

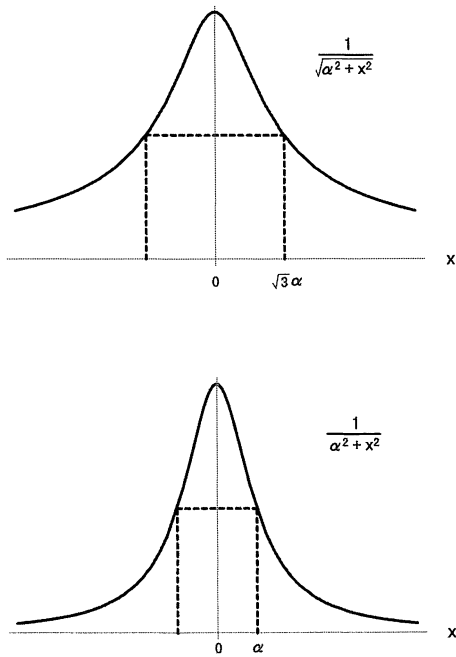


図 8. T_2 減衰による point spread function.

図 8 に T_2, T_2' 減衰の PSF の関数形を示す。
 2-2-3 通常のスピネコー・シーケンスにおける T_2 減衰の影響

まず、通常のスピネコー・シーケンスにおける T_2 減衰の影響を実際のスキャンパラメータのもとで検討してみる。例として、サンプリング周波数 $F_s=16.384$ kHz, $FOV=20$ cm の場合を考える。(11)式の第二、第三項の半値幅は次式で与えられる。

$$\Delta x(T_2) = \frac{2\sqrt{3}}{2\pi\gamma G_r T_2} = \frac{\sqrt{3} FOV}{\pi \cdot F_s \cdot T_2} = \frac{FOV}{\alpha}$$

$$\alpha = \frac{\pi \cdot F_s \cdot T_2}{\sqrt{3}} \dots\dots\dots(12)$$

$$\Delta x(T_2') = \frac{2}{2\pi\gamma G_r T_2'} = FOV \cdot \frac{\gamma \Delta B_0}{F_s}$$

$$= \frac{FOV}{\beta} \dots\dots\dots(13)$$

$$\beta = \frac{F_s}{\gamma \Delta B_0}$$

ただし、

$$\gamma G_r = \frac{F_s}{FOV}, \quad \frac{1}{T_2'} = \pi \gamma \Delta B_0$$

(ΔB_0 はボクセル内の磁場不均一分布で、ローレンツ型の半値幅) を用いた。

α, β は無次元量であり、分解能をマトリックス数で表したものと考えることができる。 $T_2=50$ ms, ボクセル内磁場不均一として 0.2 ppm を仮定すると, $\alpha=1486, \beta=1283$ (静磁場強度 1.5 T の場合) を得る。これらは、スキャンマトリックス $N_x (=128)$ と比べて十分大きい値であり、空間分解能には影響を与えないと言える。もし、2 ppm 程度のボクセル内磁場不均一が存在すれば、 $\beta=N_x$ となり通常のパルスシーケンスにおいても分解能劣化が無視できない大きさになる。

なお、通常のパルスシーケンスでは T_2 減衰による空間分解能の劣化 (blur) は周波数エンコード方向にのみ生じ、位相エンコード方向には生じない。(Fast SE などのように、位相エンコード方向に信号減衰するものを除く。)

2-2-4 EPI における T_2 減衰の影響

2-1-2節で導入したパラメータを用いて、(6)式をblipped EPI の raw data 表記に変換することを考える。EPI では 1 view 当たりの読み出し時間が T_2 に比べて短い ($T \ll T_2$) ので、1 view 内での T_2 減衰は無視できると仮定した場合、raw data は次のように表される。

$$S(k_x, k_y) = e^{-TE/T_2} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \rho(x, y) \times e^{-iy\{(-1)^{k_y+1} G_r t_s k_x x + G_r t_s k_y y\}} \times e^{-k_y T/T_2} \cdot e^{-|k_y| T/T_2'} dx dy \dots\dots(14)$$

仮定により、 T_2 減衰項は k_y のみをパラメータとして表される。次元の場合の結果から推測できるように、 T_2 減衰によって画像の y 軸 (位

相エンコード) 方向に分解能劣化が生じる可能性があることになる。以下、実際のスキャンパラメータで定量的な検討を行う。1 view 当たりの読み出し時間(T)を 1 ms, $N_x=N_y=128$ とする。 k_x を固定し, k_y 軸 (位相エンコード) 方向に raw data をプロットすると周波数エンコード方向と同様なエコーが得られるが, 実効的なサンプリング周波数は $F_s'=1/T=1$ kHz である。したがって(12), (13)で表される空間分解能は, $\alpha \doteq 91 (< N_y)$, $\beta \doteq 78 (< N_y)$ となり, 空間分解能の劣化が生じる。(言い換えると, 設定可能な N_y が制限される。)

3. 装置の性能と画質

2章での議論から, オフレゾナンスにしても T_2 減衰にしても, サンプリング周波数 F_s が高い (エコー間隔 T が短い) ほどその影響が軽減されることが分かる。サンプリング周波数が高くなればそれに比例して必要な周波数エンコード勾配量も増す。また, 2章では傾斜磁場の立ち上がり時間をゼロとしたが, 実際には有限の立ち上がり時間を有するため実効的なエコー間隔はその分だけ長くなり, 結果としてオフレゾナンスや T_2 減衰の影響が増大する。良好な EPI 画像を得るためには広帯域の (高速サンプリングが可能) 受信回路が必要であり, 傾斜磁場性能としてはサンプリング周波数に見合うだけの大きな傾斜磁場強度と短い立ち上がり時間 (高スリューレート) が要求されることが分かる。傾斜磁場強度 G と立ち上がり時間 T_r は,

$$G \propto \frac{NI}{a^2}, \quad T_r \propto \frac{N^2 I a^3}{V}$$

(a : 傾斜磁場コイルの直径, N : コイル巻き数, I : 電流, V : 電圧)

と表される³⁾。コイル径を小さくすることは傾斜磁場強度とスリューレートの両方を向上させるので, 頭部専用に RF コイルと傾斜磁場コイ

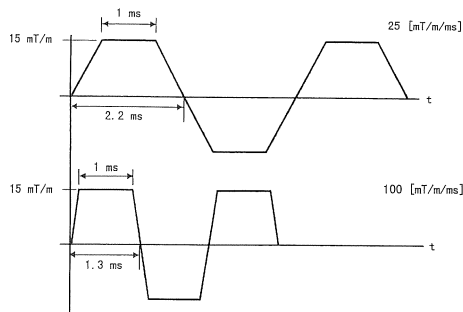


図9. 傾斜磁場の立ち上がり時間 (スリューレート) とエコー間隔の関係。

ルを組み合わせたもの (head gradient coil) が用いられることもある。図9はスリューレートとエコー間隔の関係を模式的に表したものである。また, 渦電流 (eddy current) は極力低減させなければならない。現在ではシールド付き傾斜磁場コイル (shielded gradient coil) がスタンダードとなっており, 画質を劣化させない程度 (95~99%) に渦電流を抑制することが十分に可能となっている。

静磁場の均一性も重要なファクターである。通常のシーケンスでは対象ボリューム内で数 ppm 程度の均一性でも画質に大きな問題を生じないが, EPI で要求される磁場不均一は 0.1 ppm 以下である。高次項を含むシム調整は不可欠である。

4. EPI の特徴と応用

EPI の最大の特徴はスキャンの高速性である。その利点として, モーション・アーチファクトが生じにくいことが挙げられる。また, 高時間分解能の連続撮影が可能となる。このような特徴を生かしたアプリケーションには下記のようなものが挙げられる。

- 拡散/灌流 (diffusion/perfusion) 強調画像
- Functional MRI

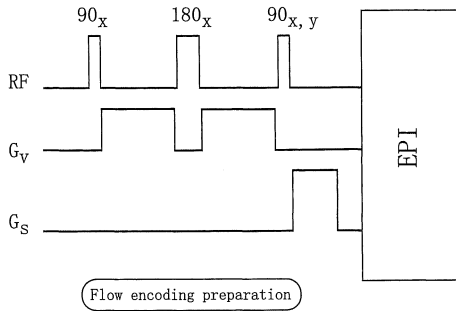


図10. プリパレーション・シーケンスとの組み合わせの一例. 流速を縦磁化の大きさに変換するシーケンスとEPIを組み合わせることで高速MRAが可能となる.

- スペクトロスコピック (ケミカルシフト) 画像
- 時間分解能を有する MR angiography
- 心臓, 腹部のスキャン (ただし, 心臓は肺に囲まれているため磁化率効果の影響を受けやすい部位でもあり, 撮像方法の工夫が必要である)
- 小児・非協力的な患者さんへのMRの適用, 麻酔の必要性の低減
- MR guided therapy でのリアルタイムモニタリング
- 体内温度のリアルタイムマッピング

画像のコントラストとしては, T_1 , T_2 (T_2^*), プロトン密度強調画像以外にも種々のプリパレーション・シーケンスと組み合わせることで多彩なコントラストを持つ画像を生成可能である. 図10はその一例であり, 血液やCSFの流れを定量的に測定するために流速を縦磁化の大きさに置き換えるプリパレーション・シーケンスを付加したものである⁴⁾. また, k 空間上をランダムにサンプリングすることでオンレゾナンス成分のみを画像化するスペクトロスコピック画像の手法なども考案されている⁵⁾. EPIの実用化は従来の解剖学的・形態的なものに加えて代謝や機能に関する情報を短時間で得ることが可能となったという点で革新的なこ

とと言える.

以下はEPIの短所と考えられるものである.

- 高性能の傾斜磁場装置と信号受信回路が必要.
- 磁場不均一に極めて敏感である.
- 単一の励起パルスで画像を作るためS/Nが他のシーケンスに比べて低い.
- 傾斜磁場の高速のスイッチングによる末梢神経への刺激 (dB/dt stimulation) やスキャン中の騒音 (acoustic noise) の増加.

末梢神経刺激は傾斜磁場の変化によって組織に電流が誘起されることにより起こり, 磁気閃光, 心室細動, 手足のしびれなどの可能性が指摘されている. しかし, 傾斜磁場の反転周期が短いほど刺激に対する感受性が低くなるとの報告もある. 騒音に関しては耳栓やヘッドフォンの装着などの工夫により問題にならない程度まで低減することが可能である. 新潟大学脳研究所の3テスラ装置ではこれまでに800人以上が被検者としてEPI撮像を体験しているが, 末梢神経刺激を感じたり, 騒音が苦痛であったと報告した者は一人もいない.

5. おわりに

EPIは磁気共鳴画像技術の結晶である. その画質を決定付ける傾斜磁場装置の性能改善は今後も進められ, その結晶に更に磨きがかかることが期待される. EPIが他のパルスシーケンスに完全にとって代わることはないが, 新たなアプリケーションの開拓によって, その適用範囲が拡大していくに違いない. 本稿がEPIの能力を最大限に活用するための一助になれば幸いである.

文 献

- 1) Mansfield P: Multi-planar image formation using NMR spin echoes. J Phys C 1977; 10: L55 - L58

- 2) Farzaneh F, Riederer SJ, Pelc NJ : Analysis of T_2 limitations and offresonance effects on spatial resolution and artifacts in echo-planar imaging. *Magn Reson Med* 1990 ; 14 : 123-139
- 3) Turner R : Hardware requirements for echo-planar imaging. In Meeting of Soc Magn Reson Med (Mini-categorical course note), 1996
- 4) Guilfoyle DN, Gibbs P, Ordidge RJ, Mansfield P : Real-time flow measurements using echo planar imaging. *Magn Reson Med* 1991 ; 18 : 1-8
- 5) Scheffler K, Hennig J : Frequency resolved single-shot MR imaging using stochastic k-space trajectories. *Magn Reson Med* 1996 ; 35 : 569 - 576

Echo Planar Imaging

Kiyotaka SUZUKI

*Department of Integrated Neuroscience, Brain Research Institute, University of Niigata
Niigata 951-8585*

Echo planar imaging (EPI) is a rapid imaging technique which is capable of producing more than 10 images a second. EPI was first introduced by Mansfield about two decades ago. However, it is only relatively recently that EPI became available on commercial whole-body MR scanners due to the difficulty in developing the gradient system with capability for EPI. In the near future, EPI will be routinely used in the clinical field and many new applications will be developed. Some peculiar aspects of artifacts should be well understood by the users who want to utilize the prominent character of the ultra-fast pulse sequence. Major artifacts are the image distortion arising from spatially distributed field inhomogeneity and a loss of net spatial resolution resulting from T_2 decay during the sampling interval. The extent of such image degradations depends largely on the gradient performance. The mathematical analysis of the artifacts is summarized. Some simulated and actual images are also shown.