

連続講座

断層映像法の基礎 第7回
MRIとパルスシーケンス篠原 広行¹⁾橋本 雄幸²⁾杉本 英治³⁾¹⁾ 東京都立保健科学大学 放射線学科²⁾ 横浜創英短期大学 情報処理科³⁾ 昭和大学藤が丘病院 放射線科

はじめに

第6回に、MRIのイメージングの原理がフーリエ変換と深く関わっていることを説明した。MRIでは、パルスシーケンス(パルス系列)と呼ばれる一連の時系列でパルスと勾配磁場を印加しながらデータを計測する。また、パルスシーケンスを変えることによって様々な計測方法をとることができる。本稿では、MRIでよく使われるパルスシーケンスにはどのようなものがあって、それによって計測されたデータが、どのようにフーリエ変換領域(k空間)を埋めていくのかを中心に説明する。

まずは、パルスシーケンスの基本的な流れやk空間との関係について説明し、次に、もっとも標準的に使われているSpin Echo法のパルスシーケンスについて述べる。また、Echo Planar法、Inversion Recovery法とGradient Echo法のパルスシーケンスについて述べる。

1. パルスシーケンス
2. Spin Echo法
3. Echo Planar法
4. Inversion Recovery法
5. Gradient Echo法

1. パルスシーケンス

2次元フーリエ変換法で画像を再構成するMRIのパルスシーケンスでは、時間軸において5つの流れを追っていく必要がある。5つの流れを書いたパルスシーケンスの例を図1に示す。1番目は、90°パルスや180°パルスなどのRF (radiofrequency) パルスの流れである。RFパルスを印加することにより、被写体の水素原子核が励起され、そこから信号をとり出すことができる。

180°パルスは、k空間において計測位置を180°反転させる効果がある。詳しくはSpin Echo法で述べる。2番目は、2次元画像のスライス位置を決める選択励起のための勾配磁場(G_z)のシーケンスである。RFパルスで水素原子核を励起するとき、特定のスライス面のみを励起する必要があるため、選択励起の勾配磁場は、RFパルスと同時に印加する。この勾配磁場は、スライス面と垂直の方向、通常は体軸方向に印加されるので、この方向をz軸とする。3番目は、位相エンコード勾配(phase encode gradient)と呼ばれるスライス面内のある特定の方向の勾配磁場(G_y)である。ここでは、この方向をy軸とする。位相エンコード勾配は、一連のシーケンスを繰り返すごとにその強さを変えるので、様々な強さをとるような形で記述される。また、繰り返

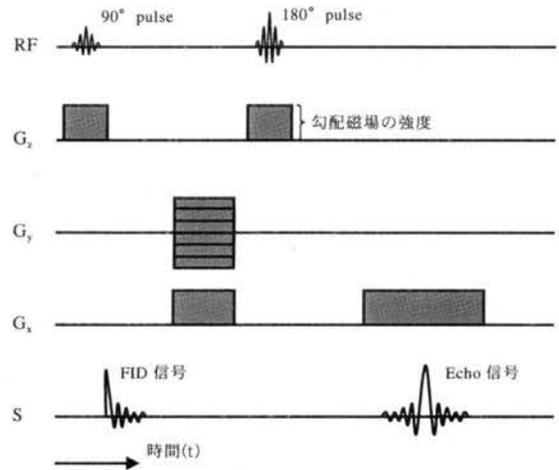


図1 パルスシーケンスの例 RFパルス(RF)、選択励起のための勾配磁場(G_z)、位相エンコード勾配方向の勾配磁場(G_y)、周波数エンコード勾配方向の勾配磁場(G_x)と信号(S)の5つの流れを示している。90°および180°RFパルスはスライス選択励起の G_z と同時に印加される。

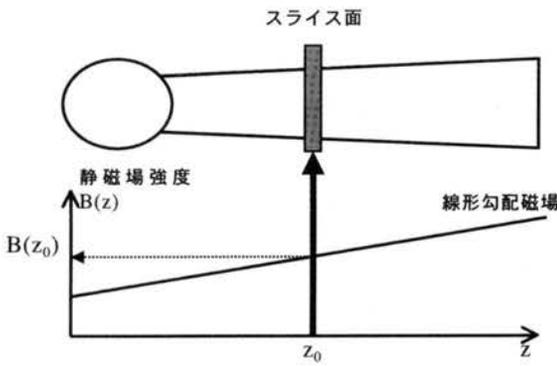


図2 スライス面の選択

しごとに強さを変えて印加することによって、そのつど k 空間の k_y 軸方向の計測位置を決めるのに用いられる。図の7本の横線は異なる強さの勾配磁場を表している。上方にいくにしたがい正の勾配磁場が強く、下方にいくにしたがい負の勾配磁場が強い。実際には 256×256 マトリクス収集の場合、256通り (-127~128) に勾配磁場が変えられるが、図ではそのうちの7通りを7本の線で示している。4番目は、周波数エンコード勾配 (frequency encode gradient) あるいは読み出し勾配 (readout gradient) と呼ばれる勾配磁場 (G_x) で、その方向は、スライス面内で位相エンコード勾配と垂直に交わる方向である。よって、この方向は残りの x 軸となる。この勾配磁場も k 空間の k_x 軸方向の計測位置を決めるのに用いられるが、位相エンコード勾配磁場と異なり、信号を計測する間も印加する。この勾配磁場を印加しながら信号を計測することによって、k 空間における周波数エンコード勾配方向のデータを1本、計測することができる。最後の5番目は、計測する信号 (S) のシーケンスである。RFパルスや勾配磁場のかけ方によって信号の出るタイミングは変わってくる。90°パルスの後は、必ずFID (free induction decay) と呼ばれる信号が放出される。

まず、RFパルスと選択励起のための勾配磁場 (G_z) であるが、この2つは2次元平面を決定するのに密接に関係合っている。図2に示すように、体軸方向にスライス面を選択する場合、その方向に線形勾配磁場を印加し、体軸方向に対し静磁場が線形的に変化するようにする。静磁場に比例して共鳴周波数も変化するので、選択したいスライス面に対応する共鳴周波数でRFパルスを印加すれば、そのスライス面内の水素原子核のみが励起される。この場合、周波数と体軸方向 (z 軸) の位置が対応している。スライス位置 z に対応する静磁場強度を $B(z)$ とすると、 z_0 のスライス位置を選

択励起するためには、周波数 $\gamma B(z_0)$ を持つ正弦波のRFパルスを印加する。印加する時間は限られるので強度を一定とすると、図3 (a) のようにrect関数との積の形で印加することになる。すると、

1. rect関数のフーリエ変換はsinc関数になり、
2. 実空間の関数どうしの積は、周波数空間ではそれぞれのフーリエ変換の重畳積分で表される

ので、体軸方向の位置に相当する周波数空間では、sinc関数との重畳積分の形になる。これを式で書けば、

$$F[e^{i\gamma B(z_0)t} \cdot \text{rect}(t)] = \delta[\omega - \gamma B(z_0)] \otimes \text{sinc}(\omega) \quad (1)$$

となる。ここで、 $F[\cdot]$ はフーリエ変換、 $\delta[\cdot]$ はデルタ関数、 \otimes は重畳積分を表す。これは、そのスライスから放出される信号が、厚み方向で中心からsinc関数にしたがって弱くなることを意味する。よって、スライス

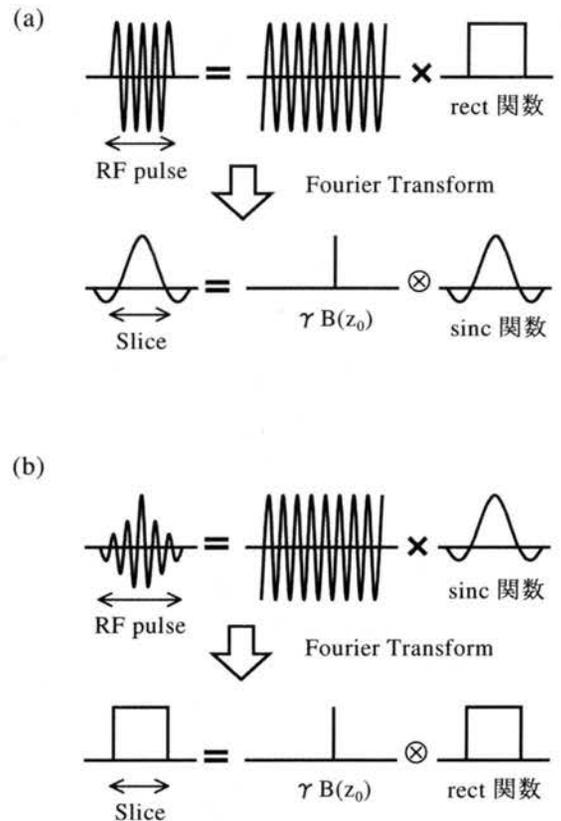


図3 RFパルスの形状とスライスの厚み方向との関係
 (a) RFパルスを一定時間、同じ強さで印加した場合
 (b) RFパルスをsinc関数の強度に合わせて印加した場合

厚をはっきりと定義することができなくなる。そこで、通常は厚み方向の一定の範囲で信号が弱くならないように、RFパルスの形状を工夫する。sinc関数のフーリエ変換がrect関数になることを利用し、RFパルスをsinc関数との積の形で印加する。すると、**図3(b)**に示すように、そのフーリエ変換はrect関数との重畳積分の形になる。式で書けば、

$$F[e^{i\gamma B(z_0)t} \cdot \text{sinc}(t)] = \delta[\omega - \gamma B(z_0)] \otimes \text{rect}(\omega) \quad (2)$$

となる。よって、スライス厚はrect関数の矩形の形で信号の強度が一定となり、スライス厚をはっきりと定義することができるようになる。

以上のようにして2次元平面が決定されるが、その2次元平面のk空間と深く関わってくるのが、位相エンコード勾配磁場と周波数エンコード勾配磁場である。2つの方向は垂直に交わり、印加の強さと時間によってk空間における信号の位置が決まる。勾配磁場の方向をx(周波数エンコード勾配方向)、およびy(位相エンコード勾配方向)とし、それぞれ G_x および G_y の強度を持つ線形勾配磁場を時間 t_x および t_y の間、印加したとする。そこで得られる信号は、被写体分布の2次元フーリエ変換 $F(k_x, k_y)$ の

$$\begin{aligned} k_x &= \gamma G_x t_x \\ k_y &= \gamma G_y t_y \end{aligned} \quad (3)$$

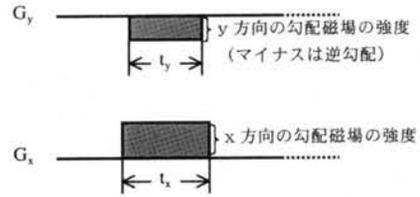
における値を与えるということは、前回において説明したとおりである。ここで、 γ は磁気回転比である。この式にしたがえば、90°パルスの後に**図4(a)**のような勾配磁場を印加すると、k空間では**(3)式**にしたがって**図4(b)**に示す位置が決まり、その位置の信号を取り出すことができる。

以上の関係を念頭に置いて、実際のパルスシーケンスとk空間の関係を解説する。

2. Spin Echo法

現在最も標準的に使われているのが、Spin Echo法である。この方法のパルスシーケンスを**図5**に示す。Spin Echo法は、90°パルスの後に180°パルスを印加し、k空間の周波数エンコード勾配方向の信号をエコー信号として計測する。この一連の計測を1回ごとに位相エンコード勾配磁場の大きさ(G_y)を変え、k空間の位相エンコード勾配方向の位置を調節して計測する。それを位相エンコード勾配方向の数だけ繰り返すことに

(a)



(b)

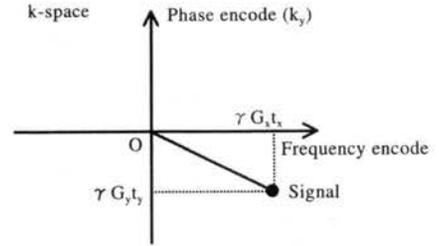


図4 勾配磁場の印加とk空間での位置の関係

(a) y方向(位相エンコード勾配方向)とx方向(周波数エンコード勾配方向)の勾配磁場。y方向の勾配磁場がマイナスの場合は、勾配を逆にかけることになる。

(b) (a)で印加した勾配磁場によるk空間での位置。k空間の k_x 方向は、実空間のx方向に対応し、その信号位置はx方向の勾配磁場の積分値(面積)に比例する。同様に k_y 方向の位置は、y方向の勾配磁場の積分値に比例するので、マイナスの位置になる。

よって、k空間のすべてのデータを取得する。k空間のすべてのデータを取得できれば、そのデータを2次元フーリエ逆換することによって、画像を得ることができる。

90°パルスを印加してから次の90°パルスを印加するまでの時間を繰り返し時間(TR)、90°パルスを印加したところからエコー信号の中心までの時間をエコー時間(TE)という。エコー時間は、90°パルスを印加してから180°パルスを印加するまでの時間の2倍に等しくなる。それぞれの時間を変えると、画像のコントラストが変わってくる。

Spin Echo法における90°パルス以降のパルスシーケンスの流れとk空間との関係を**図6**に示す。90°パルスと180°パルスの間に位相エンコード勾配方向と周波数エンコード勾配方向に一定時間勾配磁場を印加する(**図6①,②**)。その強度と印加時間によって、k空間の位置が決まる(**図6③**)。次に180°パルスによって、k空間の位置は原点を中心に180°回転する(**図6④**)。そして、周波数エンコード勾配方向に勾配磁場をかけ

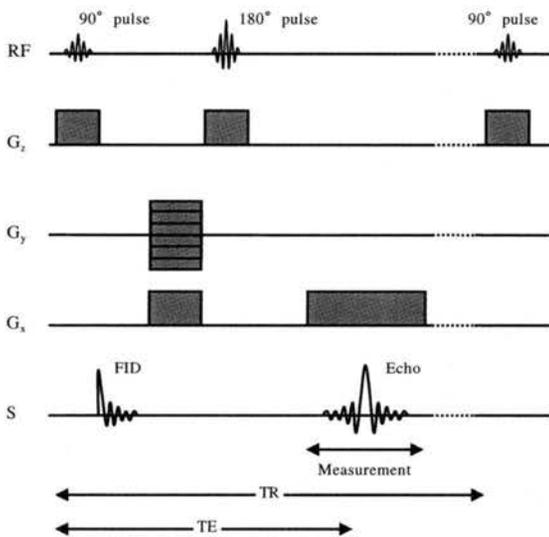


図5 Spin Echo法のパルスシーケンス

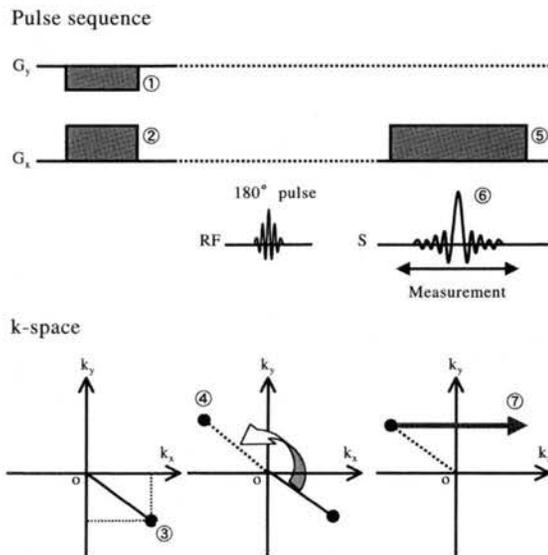


図6 Spin Echo法のパルスシーケンスの流れとk空間
 90°パルスと180°パルスの間にxとy方向に勾配磁場を印加する(①,②)。y方向の勾配磁場は、繰り返しの1つの場合を示している(①)。勾配磁場の強度と印加時間によって、k空間の位置が決まる(③)。180°パルスによって、k空間の位置が180°回転する(④)。x方向に勾配磁場をかけながら(⑤)Echo信号を計測する(⑥)。x方向に勾配磁場をかけながら計測することによって、k空間ではk_x方向に一定速度ですれながらその位置のデータが計測される(⑦)。②の勾配磁場の積分値を⑤の勾配磁場の積分値の半分にするによって⑤の勾配磁場の半分の位置に計測データの中心がくる。

ながらEcho信号を計測する(図6 ⑤,⑥)。周波数エンコード勾配方向に勾配磁場をかけながら計測することによって、k空間では180°回転した位置から周波数エンコード勾配方向に一定速度ですれながらその位置のデータを計測することになる(図6 ⑦)。よって、1回の繰り返してk空間における1つの位相エンコード勾配位置のデータを周波数エンコード勾配方向に計測することができる。繰り返しごとに位相エンコード勾配方向の勾配磁場G_yの強度をマイナスからプラスに徐々に変えながらかけることによって、異なる位相エンコード勾配位置を計測する。すべての位相エンコード勾配位置を計測すれば、k空間のデータがすべて取得できる。

3. Echo Planar法

Echo Planar法(EPI)は、高速MRI映像法の1つである。1回のFID信号かEcho信号の間に、k空間のデータをすべて取得するシングルショットEPIと、何回かのFID信号かEcho信号でk空間のデータをすべて取得するマルチショットEPIがある。Echo信号の間に計測するシングルショットEPIのパルスシーケンスを図7に示す。Echo信号の計測まではSpin Echo法と同じであるが、計測のときに位相エンコード勾配方向と周波数エンコード勾配方向の勾配磁場を高速に切り替えて、k空間を一筆書きのようにスキャンしていく。この場合、勾配磁場とk空間の座標との関係は、

$$k_x(t) = \int_0^t \gamma G_x(t') dt' \quad (4)$$

$$k_y(t) = \int_0^t \gamma G_y(t') dt'$$

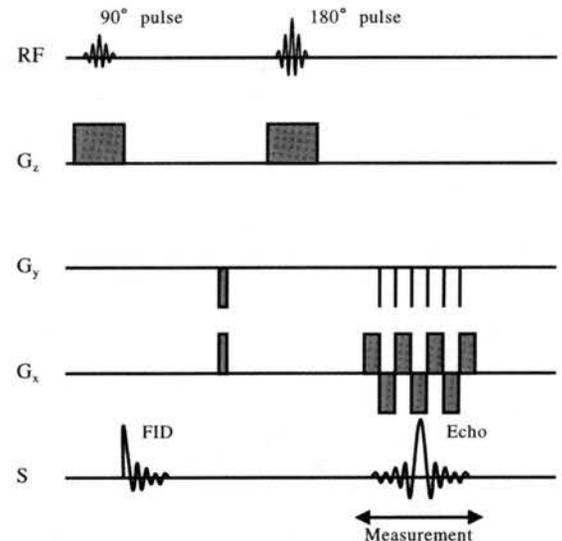
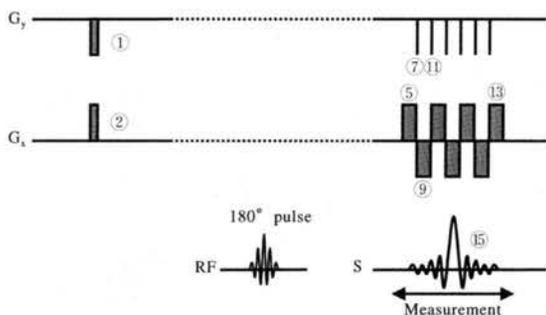


図7 Echo Planar法のパルスシーケンス

となり、それまで印加した勾配磁場の積分値がk空間における信号位置の座標になる。図8にその詳しい関係を示す。信号を計測するとき、周波数エンコード勾配方向は、プラスとマイナスの勾配磁場を交互に印加して、k空間を周波数エンコード勾配方向に行ったり来たりするようにしている。そのプラスとマイナスの切り替えに合わせて位相エンコード勾配方向にマイナスの勾配磁場を短時間印加して、k空間の位置を少しだけ位相エンコード勾配のマイナス方向にずらしてい

Pulse sequence



k-space

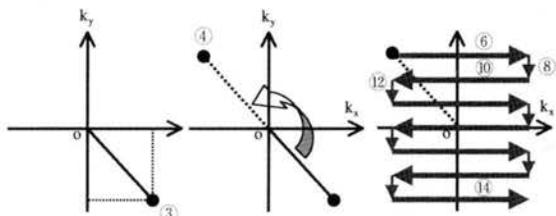


図8 Echo Planar法のパルスシーケンスの流れとk空間 90° パルスと 180° パルスの間にxとy方向に勾配磁場を印加する(①, ②)。その強度と印加時間によって、k空間の位置が決まる(③)。 180° パルスによって、k空間の位置が 180° 回転する(④)。x方向に強い強度の正の勾配磁場を印加する(⑤)。この勾配磁場によってk空間では計測位置が k_x のマイナスの端からプラスの端に移動する(⑥)。端まで移動したところでy方向に負の勾配磁場を短時間印加する(⑦)。k空間では、計測位置が k_y の負の方向に少しだけ移動する(⑧)。次にx方向に強い強度の負の勾配磁場を印加する(⑨)。この勾配磁場によってk空間では計測位置が k_x のプラスの端からマイナスの端に移動する(⑩)。端まで移動したところでy方向に負の勾配磁場を短時間印加する(⑪)。k空間では、さらに計測位置が k_y の負の方向に移動する(⑫)。これを繰り返して、計測位置がk空間のすべてを覆うようにする(⑬, ⑭)。その間にEcho信号を計測する(⑮)。k空間の位置と勾配磁場の積分値が対応するので、y方向では、①の積分値は⑦から最後まで積分値の半分になっていて、x方向では、②の積分値は、⑤の積分値の半分になっている。

る。両者を併せると、ちょうどk空間を一筆書きのようにスキャンすることができる。実際は、もっと細かく切り替えを行い、k空間のデータをもっと密に計測している。また、k空間のスキャンの仕方も様々な方法がとられる。

4. Inversion Recovery法

Inversion Recovery法は、 T_1 (縦緩和時間) 強調度の強い画像を得ることのできるMRIのパルスシーケンスである。図9にそのパルスシーケンスを示す。

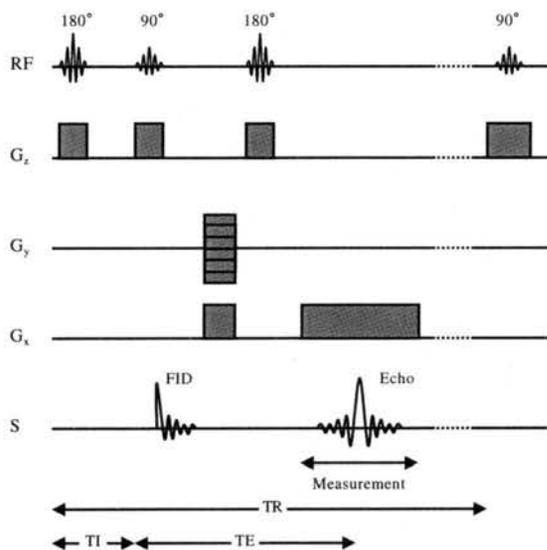


図9 Inversion Recovery法のパルスシーケンス

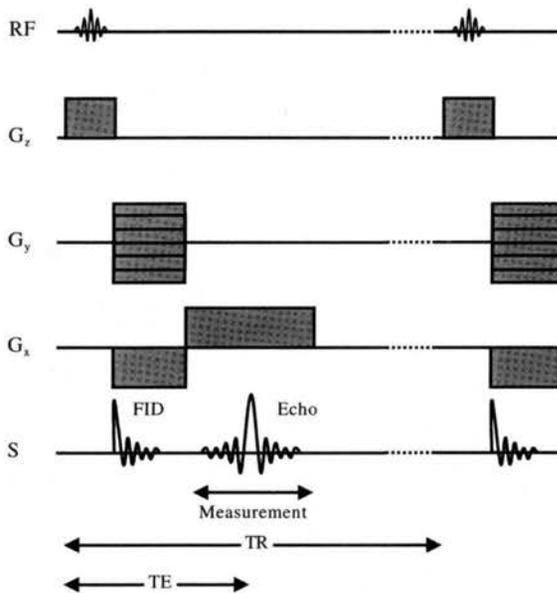


図10 Gradient Echo法のパルスシーケンス

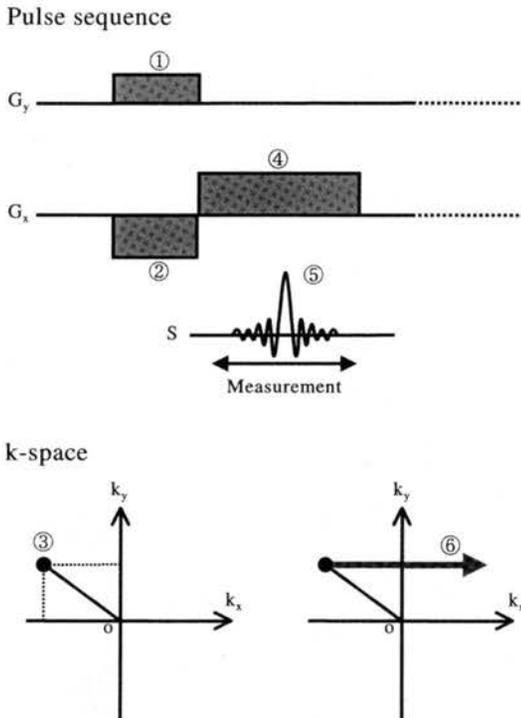


図11 Gradient Echo法のパルスシーケンスの流れとk空間
 90° パルスのすぐ後にxとy方向に勾配磁場を印加する(①,②)。y方向の勾配磁場は、繰り返しの1つの場合を示している(①)。 180° パルスを印加しないので、x方向には負の勾配磁場を印加する(②)。xとy方向の勾配磁場の強度と印加時間によって、k空間の位置が決まる(③)。その後すぐにx方向の勾配磁場を反転して正の勾配磁場を②の磁場の倍の時間印加する(④)。そのとき放出されるEcho信号を計測する(⑤)。x方向に勾配磁場をかけながら計測することによって、k空間では k_x 方向に一定速度でずれながらその位置のデータが計測される(⑥)。②の勾配磁場の積分値の絶対値を⑤の勾配磁場の積分値の半分にするによって⑤の勾配磁場の半分の位置に計測データの中心がくる。

Inversion Recovery法では、まず始めに 180° パルスを印加する。それによって、事前にT1緩和(縦緩和)を時間TIの間起こしておき、その後に、Spin Echo法と同じように計測する。T1緩和を起こす処理が入ることによって、通常のSpin Echo法に比べて、T1強調度の強い画像を得ることができる。パルスシーケンスとk空間との関係は、Spin Echo法と同じである。

5. Gradient Echo法

Gradient Echo法は、Spin Echo法における 180° パルスの代わりに、周波数エンコード勾配方向の勾配磁場を反転させることによって、Echo信号を発生させる。 180° パルスを使わないので、TR、TEの時間を短縮することができる。図10にGradient Echo法のパルスシーケンスを示す。RFパルス印加した後のFID信号の出ている間に、位相エンコード勾配方向と周波数エンコード勾配方向の勾配磁場を印加する。位相エンコード勾配方向の勾配磁場の大きさはSpin Echo法と同じように繰り返しごとに变化させる。周波数エンコード勾配方向の勾配磁場は、マイナス方向に印加しておき、一定時間後に反転させてプラス方向に印加する。その反転によりEcho信号が発生し、その信号を計測する。

図11にk空間との関係を示す。周波数エンコード勾配方向の勾配磁場はマイナスの方向に印加するので、k空間では周波数エンコード勾配方向はマイナス位置に設定される。そこから周波数エンコード勾配方向の勾配磁場を反転させてプラスの方向に印加することによって、k空間では時間とともにプラスの方向に計測位置がずれていく。このとき発生するEcho信号を計測することによって、k空間において、ある位相エンコード勾配位置での周波数エンコード勾配方向のデータを取得することができる。

Gradient Echo法は、パルスシーケンスを見てもわかるように、 180° パルスの印加がない分、TRやTEの時間を短縮することができる。そこで、高速MRIや3次元MRIに応用されている。

ダウンロードされた論文は私的利用のみが許諾されています。公衆への再配布については下記をご覧ください。

複写をご希望の方へ

断層映像研究会は、本誌掲載著作物の複写に関する権利を一般社団法人学術著作権協会に委託しております。

本誌に掲載された著作物の複写をご希望の方は、(社)学術著作権協会より許諾を受けて下さい。但し、企業等法人による社内利用目的の複写については、当該企業等法人が社団法人日本複写権センター（(社)学術著作権協会が社内利用目的複写に関する権利を再委託している団体）と包括複写許諾契約を締結している場合にあっては、その必要はございません（社外頒布目的の複写については、許諾が必要です）。

権利委託先 一般社団法人学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル 3F FAX：03-3475-5619 E-mail：info@jaacc.jp

複写以外の許諾（著作物の引用、転載、翻訳等）に関しては、(社)学術著作権協会に委託致しておりません。

直接、断層映像研究会へお問い合わせください

Reprographic Reproduction outside Japan

One of the following procedures is required to copy this work.

1. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has concluded a bilateral agreement with an RRO (Reproduction Rights Organisation), please apply for the license to the RRO.

Please visit the following URL for the countries and regions in which JAACC has concluded bilateral agreements.

<http://www.jaacc.org/>

2. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has no bilateral agreement, please apply for the license to JAACC.

For the license for citation, reprint, and/or translation, etc., please contact the right holder directly.

JAACC (Japan Academic Association for Copyright Clearance) is an official member RRO of the IFRRO (International Federation of Reproduction Rights Organisations).

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

Address 9-6-41 Akasaka, Minato-ku, Tokyo 107-0052 Japan

E-mail info@jaacc.jp Fax: +81-33475-5619