

MRIの原理：画像再構成から fMRI まで

岡本 淳

シーメンス旭メディテック

〒141-8644 東京都品川区東五反田3-20-14 高輪パークタワー

1. はじめに

脳機能の研究には PET 等の装置が使用されてきた。しかし MRI は画像診断装置としてひろく用いられている他に電離放射線による被爆が無いなどの利点があり、近年は脳機能の研究にも用いられるようになってきた。ここでは MRI の原理について解説する。

2. MR の原理

古典力学では対象となる物体の質量、位置、速度等を指定することにより運動を記述することができた。ところが原子核レベルの微小な物体を対象とした場合には古典力学で運動を記述することはできず量子力学を用いなければならない。量子力学では古典力学では登場しなかったスピンと呼ばれる量が使用される。この量をあえて古典力学に対応づけるならば原子核の自転による角運動量になる。MR の物理はこのスピンの運動で記述される。

MRI ではほとんどの場合水素原子核を利用する。そこで以後特に断らない限り水素原子核のスピンを前提とする。またわれわれが測定する量はそれぞれのスピンの量（微視的）ではなく、スピンの集合体の量（巨視的）である。この場合スピンを棒磁石と見なすことができる。以下に棒磁石をモデルにして古典力学で MR の原理について説明する。

磁場の強さが \mathbf{H} の中に棒磁石を置いた場合

を考える。この場合の棒磁石の運動方程式を求めよう。棒磁石の磁気双極子モーメントを \mathbf{m} とすると棒磁石に働く力（トルク）は

$$\mathbf{m} \times \mathbf{H}$$

になる。このトルクは角運動量の変化をおこすので角運動量を \mathbf{J} とすると

$$d\mathbf{J}/dt = \mathbf{m} \times \mathbf{H} \quad (1)$$

ところが角運動量と磁気双極子モーメントは $\mathbf{m} = \gamma \mathbf{J}$ という比例関係にあるので(1)式は

$$d\mathbf{m}/dt = \mathbf{m} \times \gamma \mathbf{H} \quad (2)$$

となる。これが磁界の強さが \mathbf{H} の場合のスピンの運動方程式である。次にスピンがどのような運動をするか考えてみる。(2)式はベクトル積なので \mathbf{m} の単位時間あたりの変化は \mathbf{m} と \mathbf{H} のベクトル両方に垂直な方向ということがわかる。つまり \mathbf{m} は \mathbf{H} を軸にして時計方向に回転（才差運動）することになる。どれくらいの速度で回転しているかを見る為に角速度 ω でベクトル \mathbf{A} が回転する場合を考えると有用である。なお回転の方向は反時計回りを正にとるとする。この場合ベクトル \mathbf{A} の単位時間あたりの変化は

$$\begin{aligned} d\mathbf{A}/dt &= \omega \times \mathbf{A} \\ &= \mathbf{A} \times (-\omega) \end{aligned} \quad (3)$$

となる。(2)式と(3)式を比べると \mathbf{A} を \mathbf{H} とおいて $-\omega$ を $\gamma \mathbf{H}$ とおくと全く同じ形の微分方程式であるということがわかる。このことから磁場の中に置かれたスピンは角速度 $-\gamma \mathbf{H}$ で回転することがわかる。負号がついているので

回転の向きは時計回りである。今までの議論では摩擦などによるエネルギーの損失が無い場合を仮定していたが、損失のある場合は次第に \mathbf{H} の方向を向くようになる。

次にスピンの \mathbf{H} の方向を向いていて、 \mathbf{H} と垂直な方向に回転磁界を与えた場合を考える。この回転磁界の大きさを \mathbf{H}_1 とする。また \mathbf{H} を \mathbf{H}_1 と区別する為に \mathbf{H}_0 と書くことにする。この \mathbf{H}_0 は通常静磁場と呼ばれている。さて \mathbf{H}_0 の方向を z 軸方向とすると \mathbf{H}_0 と \mathbf{H}_1 の各成分は各々 $(0, 0, H_0)$, $(H_1 \cos \omega_1 t, H_1 \sin \omega_1 t, 0)$ と書ける。ここで ω_1 は \mathbf{H}_1 の角速度である。したがって合成された磁界の強さ \mathbf{H} は $(H_1 \cos \omega_1 t, H_1 \sin \omega_1 t, H_0)$ となる。この様に \mathbf{H} が時間的に変化する場合は z 軸の回りに回転する座標系から運動を観測すると簡単になる場合がある。 z 軸を中心にして角速度 $\omega = (0, 0, \omega)$ で回転している座標系から見た運動方程式は

$$\begin{aligned} dm/dt &= \mathbf{m} \times (\gamma \mathbf{H} + \omega) \\ &= \mathbf{m} \times \gamma (\mathbf{H} + \omega / \gamma) \end{aligned} \quad (4)$$

となり $\mathbf{H} + \omega / \gamma$ は有効磁場と呼ばれている。この有効磁場を \mathbf{H}_e と書くことにしよう。 \mathbf{H}_1 は角速度 ω_1 で回転しているので回転座標系では $\omega_1 - \omega$ で回転しているように見える。従って \mathbf{H}_e の各成分は $(H_1 \cos (\omega_1 - \omega) t, H_1 \sin (\omega_1 - \omega) t, H_0 + \omega / \gamma)$ になる。特別な場合として

$$\begin{aligned} \omega &= \omega_1 \\ &= -\gamma H_0 \end{aligned} \quad (5)$$

の場合を考える。この場合の有効磁場 \mathbf{H}_e は成分で書くと $(H_1, 0, 0)$ になる。これは回転座標系では x 軸方向に一定の磁界しかスピンは感じないということを意味する。よってスピン

は回転磁界を中心にして時計回りに回転する。(5)式は書きかえると

$$\begin{aligned} \omega_1 &= -\gamma H_0 \\ 2\pi f_1 &= -\gamma H_0 \\ f_1 &= -\gamma H_0 / 2\pi \end{aligned} \quad (6)$$

になる。ここで f_1 は回転磁場の周波数である。以上のことをまとめると周波数が $\gamma H_0 / 2\pi$ の時計回りの回転磁界を加えるとスピンは回転磁界の回りを反時計回りに回転する。

ということになる。回転磁界を加える方法として振動磁界 (RF, ラジオ波) を加える方法がある。これは周波数 f の振動磁界は周波数 f と周波数 $-f$ の回転磁界の成分に分解できるからである (図1参照)。

回転磁界の周波数が $\gamma H_0 / 2\pi$ からずれた場合はどうなるのか次に考えてみる。 $\omega = \omega_1$ で回転する座標系から見てみると実効磁場 \mathbf{H}_e は $(H_1, 0, H_0 + \omega_1 / \gamma)$ となり、回転する座標系の x 軸と z 軸に一定の強さの磁界がある事がわかる。スピンはこの磁界を軸として回転することになる。しかし核磁気共鳴では静磁場 \mathbf{H}_0 が RF より大きいので実効磁場 \mathbf{H}_e はわずかに z 軸から傾く程度である。したがってスピンは x - y 平面内に倒れてこないということになる。

実際に磁気共鳴を起こすと検出される信号は時間と共に弱くなる。これは回転磁界 (RF) から与えられたエネルギーが逃げていってしまうということとスピン同士が磁石のように反発しあう為と考えられる。このような現象を緩和と呼び前者の緩和を縦緩和、後者の緩和を横緩和と呼んでいる。緩和の様子は次の

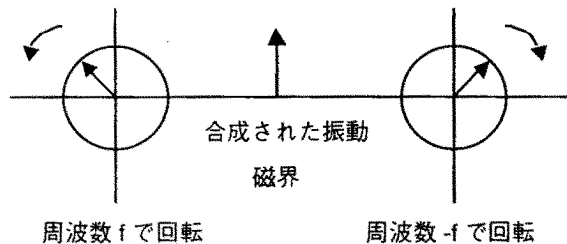


図1 回転磁界による振動磁界の合成。

微分方程式が実験と良く合うことが知られている。

$$\begin{aligned} dm_x/dt &= -m_x/T_2 \\ dm_y/dt &= -m_y/T_2 \\ dm_z/dt &= (m_0 - m_z)/T_1 \end{aligned} \quad (7)$$

ここで m_x , m_y , m_z は磁気双極子モーメントの x , y , z 成分で m_0 は完全に緩和した状態を表す。また T_1 , T_2 それぞれ縦緩和, 横緩和を表す時定数である。(7)式から MR 信号は指数関数的に減衰していくことがわかる。(2)式と(7)式を組み合わせると

$$\begin{aligned} dm_x/dt &= (m \times \gamma H)_x - m_x/T_2 \\ dm_y/dt &= (m \times \gamma H)_y - m_y/T_2 \\ dm_z/dt &= (m \times \gamma H)_z + (m_0 - m_z)/T_1 \end{aligned} \quad (8)$$

となり, これを Bloch の方程式と呼んでいる。また MR 信号は磁界の均一性によっても信号の減衰の早さが変わってくる。横緩和 T_2 に磁界の均一性も含めた信号減衰の時定数を T_2^* と呼んでいる。

3. 画像再構成法

はじめに磁気共鳴現象を起こして信号 (MR 信号) を検出するにはどうしたら良いかについて説明する。なお静磁場の方向は z 軸とする。RF を加えることによりスピンは RF の回転磁界を軸として回転をはじめ、はじめにスピンは z 軸を向いているので次第に xy 平面内に倒れてくる。丁度 xy 平面に倒れたところで RF を切るとスピンは xy 平面内で才差運動を行う。はじめにスピンは z 軸方向を向いていたので 90 度倒れたことになる。このような RF パルスを 90 度パルスと呼び、スピンを倒すことを励起と呼んでいる。スピンは棒磁石の様な性質を持っているのでコイルを z 軸と直行する方向に置いておけば棒磁石の作る磁界が周期的にコイルの面と鎖交することになる。このため電磁誘導によりコイルに起電力が生じ MR 信号を得ることができる。

画像を再構成する際には任意の断面 (スライス) を取出してきて, その面内の各位置を符号化するという作業が必要になる。励起さ

れるスピンと RF の周波数の間には $f = \gamma H_0 / 2\pi$ という関係がある。よって場所によって磁界の強さが異なれば任意の場所を励起することができる。そこで MR ではスライスの選択, 位置の符号化を行う為に空間的に線形に変化する傾斜磁場を使用している。これは場所と磁界の強さが比例関係になるような磁場で, 式で表すと

$$H = Gx \quad (9)$$

となる。ここで G は傾斜磁場で x は位置を表す。このような傾斜磁場を z 軸方向にかけると磁界の強さは

$$H = H_0 + Gz \quad (10)$$

になるので z_0 の位置のスピンを励起するには

$$f_0 = \gamma (H_0 + Gz_0) / 2\pi \quad (11)$$

の周波数の RF パルスを照射すると良いことになる。励起するスライスの厚さが d の場合には $z_0 - d/2$ から $z_0 + d/2$ の間のスピンを励起することになるので

$$\begin{aligned} f_1 &= \gamma (H_0 + G(z_0 - d/2)) / 2\pi \\ &= f_0 - \gamma Gd / 4\pi \end{aligned} \quad (12)$$

から

$$\begin{aligned} f_2 &= \gamma (H_0 + G(z_0 + d/2)) / 2\pi \\ &= f_0 + \gamma Gd / 4\pi \end{aligned} \quad (13)$$

までの周波数を含む RF パルスを照射すると良いことになる。このような RF パルスは SINC 関数を利用して作ることができる。

以上のようにしてある厚さを持ったスライスを励起することが可能である。スピンの必要な角度だけ倒れたら傾斜磁場と RF パルスを切るとすべてのスピンは同じ磁界の強さを感じるのと同じ周波数で才差運動を行うことになる。

次に面内の符号化について考える。いきなり 2次元を考えるのは複雑なのではじめに 1次元の場合を考える。この場合も位置を符号化するには傾斜磁場を利用する方法が考えられる。今 x 軸方向の符号化を考えるとするとスライスの励起の場合と同様に(9)式で表されるような傾斜磁場をかける。すると各位置のスピンは

$$f = \gamma (H_0 + Gx) / 2\pi \quad (14)$$

の周波数で才差運動をはじめる。したがってx軸方向の画像の撮像範囲が -X から X までであるとすると $\gamma H_0 / 2\pi$ を中心周波数として $\gamma GX / 2\pi$ の帯域を持った信号を観測することになる。傾斜磁場を使用することにより位置と周波数が1対1に対応するので各周波数での信号強度がわかれば各位置での信号の強さがわかる。ある周波数帯域を持った信号を各周波数成分に分解する場合にはフーリエ変換を用いるとよい。コンピュータ上では高速フーリエ変換 (FFT) を用いて計算を行う。ではFFTで計算する時にコンピュータはどのようなデータを処理しているのであろうか。次にこのことについて考えてみる。話を簡単にする為に引き続き1次元とする。x軸方向に傾斜磁場をかける事により $\gamma (H_0 + Gx) / 2\pi$ という周波数の信号を観測することになる。受信機で $\gamma H_0 / 2\pi$ の周波数で検波されるのでコン

ピュータは $\gamma Gx / 2\pi$ の周波数で回転しているスピンの様子を離散的に観測することになる。この様子は信号の振幅を A, データをサンプリングする時間を T, 周波数を f, サンプリング数を N とすると n 番目のサンプリングデータは

$$A \exp(i2\pi fTn / N) \quad (15)$$

で表すことができる。ここで i は虚数で、n は整数で 1 から N までの値を取る。この式からコンピュータはスピンの位相の異なる状態を離散的に観測していることがわかる。各サンプリング間の位相の変化 $\Delta\theta$ は

$$\begin{aligned} \Delta\theta &= 2\pi fT(n+1) / N - 2\pi fTn / N \\ &= 2\pi fT / N \quad (16) \end{aligned}$$

ここで f は $\gamma Gx / 2\pi$ なので

$$\Delta\theta = \gamma Gx T / N \quad (17)$$

となる。つまりスピンは場所に比例して常に一定の量の位相 $\gamma GT / N$ だけ回転している。以上のことを図で表すと図2のようになる。

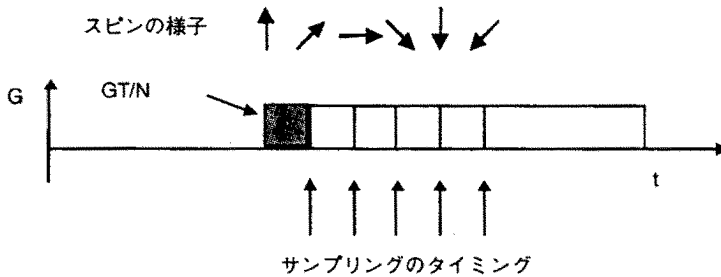


図2 データ収集のタイミングとスピンの様子。スピンは一定の位相量だけ回転していく。

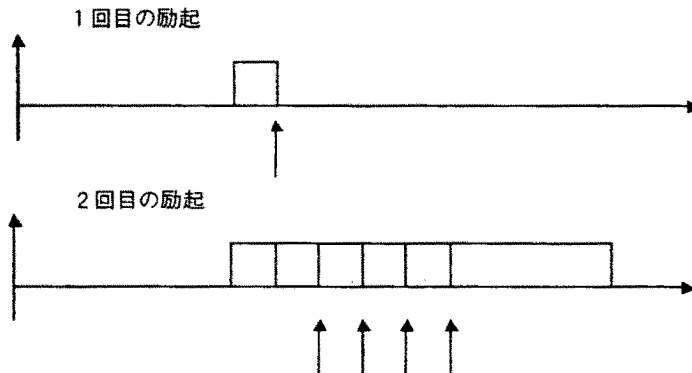


図3 2回の励起への分解(1)。スピンの位相が一定の位相量だけ回転するように2回の励起に分解することが可能。

(17)式を満たすように各スピンを回転させてデータを収集し、FFTで処理をすると各位置（周波数）の成分に分解できるということがわかった。今考えたのはRFで1回だけ励起する場合であるが、図2をよく見るとこれを2回の励起に分割することが可能である。2回に分割するには図3の様にする。

図3の2回目の励起の部分はさらに図4の様にも可能である。

以上のように考えていくとN回の励起に分割してデータを収集してそれらを1つのデータとしてFFTで処理しても周波数の成分に分解することが可能であることがわかる。

では次に2次元の場合について考えてみる。今我々は連続してN個のデータを収集して位置を検出する方法とN回の励起に分けてデータを収集し位置を検出する方法を知っている。これらを組み合わせる2次元の位置を符号化できないかを考えてみる。はじめにx軸とy軸の両方に傾斜磁場を同時にかけてデータを収集する方法を考えてみる（図5）。

この方法では各位置の周波数は

$$f = \gamma (H_0 + G_x x + G_y y) / 2\pi \quad (18)$$

になる。ここで G_x , G_y はそれぞれx軸, y軸にかけた傾斜磁場を表す。この場合は

$$G_x x + G_y y = \text{一定}$$

を満たす位置(x, y)から同じ周波数の信号が出てくる為位置の区別ができないことがわかる。したがってこの方法で2次元の位置の符号化は不可能である。

では次にx軸とy軸にかける傾斜磁場のタイミングをずらしてそれぞれ連続的にN個のデータを収集する場合を考えてみる（図6）。この場合は最初に取り込んだデータからy軸方向の位置を区別することは可能であるがy方向に投影したデータなのでx軸方向の情報は何も入っていない。同様に2番目に取り込んだデータからx軸方向の位置を区別することは可能であるがx軸方向に投影したデータなのでy軸方向の情報は何も入っていない。したがってこの方法でも2次元の符号化は不可能であることが分かる。

では次にx軸とy軸の傾斜磁場のタイミングをずらしx軸方向は連続的にN個のデータを収集しy軸方向はN回の励起に分ける方法

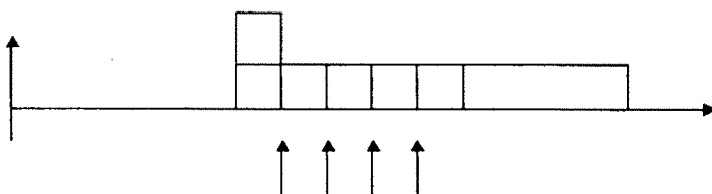


図4 2回の励起への分解(2)。スピンの位相が一定の位相量だけ回転するようにタイミングではなく傾斜磁場の強度を変えることも可能。

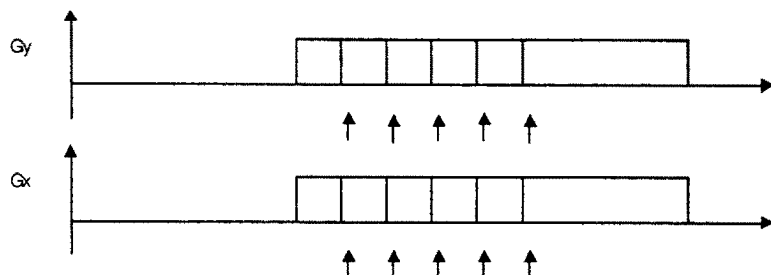


図5 同時に傾斜磁場をかけた場合。x軸とy軸に同時に傾斜磁場をかけて連続的にデータを収集する。

について考えてみる (図7)。

1回の励起で得られるN個のデータにFFTをかけることによりN個の周波数データを得ることができる。これらのデータはx軸方向に投影したデータである。N回励起するので、ある周波数fに着目するとN個のデータを得ることができる。それぞれのN個のデータはy軸方向にどれだけ傾斜磁場をかけたかが異なっており、(17)式を満たしている。従ってこの周波数fのデータにFFTをかけてy軸方向の成分に分解することが可能である。すべての周波数データに対してFFTをかけると各座標成分へ分解することが可能となる。

4. fMRIの原理

血液中のヘモグロビンは酸素と結びついた状態の酸化ヘモグロビンと酸素を離れた状態の還元ヘモグロビンの2つに分類することができる。これら二つは磁気的性質が異なっ

おり還元ヘモグロビンは周囲の磁界を乱す性質を持っている。fMRIにおいてはこの磁気的性質の違いが重要な働きをする。

脳神経活動が活発になると、局所脳血流量が増加することが知られている。局所脳血流量が増加することで酸素、すなわち酸化ヘモグロビンが供給されるようになる。ところが神経細胞はその活動に際しあまり酸素を消費しない。この結果その神経細胞の近傍では還元ヘモグロビンより酸化ヘモグロビンが豊富な状態になる。これは磁界に着目すると磁界が乱れている状態から乱れが収まった状態に変化していることを意味する。磁界が乱れている状態ではMR信号は早く減衰し、磁界の乱れが無い状態ではMR信号はゆっくりと減衰していく。このことは神経活動が活発になった部位では T_2^* が延長するという事を意味する。従って T_2^* を強調するような撮像法を使用することにより神経活動が活発になっ

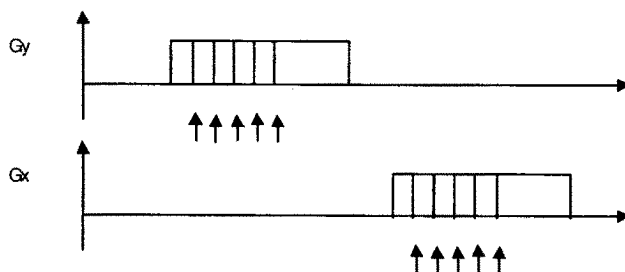


図6 傾斜磁場を変えるタイミングをずらした場合(1)。x軸とy軸にかかる傾斜磁場のタイミングをずらしそれぞれ連続的にデータを収集する。

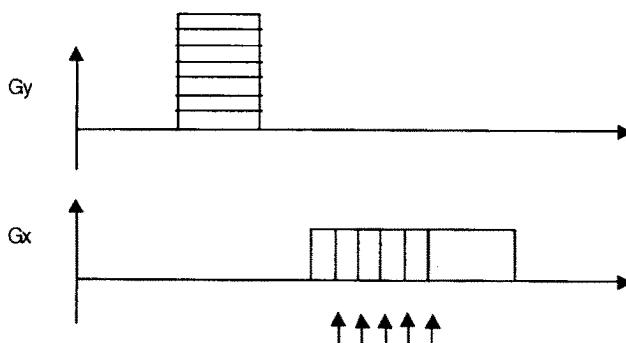


図7 傾斜磁場を変えるタイミングをずらした場合(2)。x軸とy軸にかかる傾斜磁場のタイミングをずらし、x軸は連続的にデータを収集しy軸はN回の励起に分割してデータを収集する。

た領域をMRで推測することが可能である。以上のような信号強度の振る舞いを BOLD (Blood Oxygenation Level Dependent: ボールド) 効果と呼んでいる²⁾。

MRで観測しているのは神経活動そのものではなく神経活動によって引き起こされる血管内の磁気の変化を観測しているに過ぎない。このため信号の変化は実際の活動より数秒遅れて観測される。また撮像パラメータを誤ると神経細胞より下流の静脈の流入効果を観測することになるので注意が必要である。最近では BOLD 法以外に動脈血を RF パルスで標識しその流入を観測するという方法 (Arterial Spin Labelling または Arterial Spin Tagging) も fMRI に応用されている^{3, 4)}。

文 献

- 1) 例えば, 砂川重信: 電磁気学. 岩波全書, 174-175, 1981.
- 2) S. Ogawa, T.-M. Lee, A. S. Nayak and P. Glynn: Oxygenation-sensitive contrast in magnetic resonance image of rodent brain at high magnetic fields. *Magnetic Resonance in Medicine*, 14, 68-78, 1990.
- 3) R. R. Edelman, B. Siewert, D. G. Darby, V. Thangaraj, A. C. Nobre, M. M. Mesulam, S. Warach: Qualitative mapping of cerebral blood flow and functional localization with Echo-planar MR imaging and signal targeting with alternating radio frequency. *Radiology*, 192, 513-520, 1994.
- 4) S.-G. Kim: Quantification of relative cerebral blood flow change by flow-sensitive alternating inversion recovery (FAIR) technique: Application to functional mapping. *Magnetic Resonance in Medicine*, 34, 293-301, 1995.