

フーリエイメージング法

一様な静磁場 H_0 中の 3 次元核磁化分布, $M(x, y, z)$ に対し, 図 7.7 のように, 90° パルスを印加して横磁化を発生させ, その直後に, g_x, g_y, g_z を, 時間間隔 t_x, t_y, t_z だけ加えたときの核磁化の振舞いを考える. 角周波数 $\omega_0 = \gamma_n H_0$ の回転系において, 核磁化 $M(x, y, z)$ の歳差運動の角周波数 $\delta\omega(x, y, z)$ は,

$$\begin{aligned} \delta\omega(x, y, z) &= \gamma_n g_x x & 0 < t < t_x \\ &= \gamma_n g_y y & t_x < t < t_x + t_y \\ &= \gamma_n g_z z & t_x + t_y < t < t_x + t_y + t_z \end{aligned} \quad (7.9)$$

と変化する. 図 7.8 に示すように, $M(x, y, z)$ の歳差運動の位相 $\theta(x, y, z, t)$ は, それぞれの歳差運動による位相変化の和になるので,

$$\theta(x, y, z, t) = -\gamma_n (g_x x t_x + g_y y t_y + g_z z t_z) \quad (7.10)$$

フーリエイメージングの原理

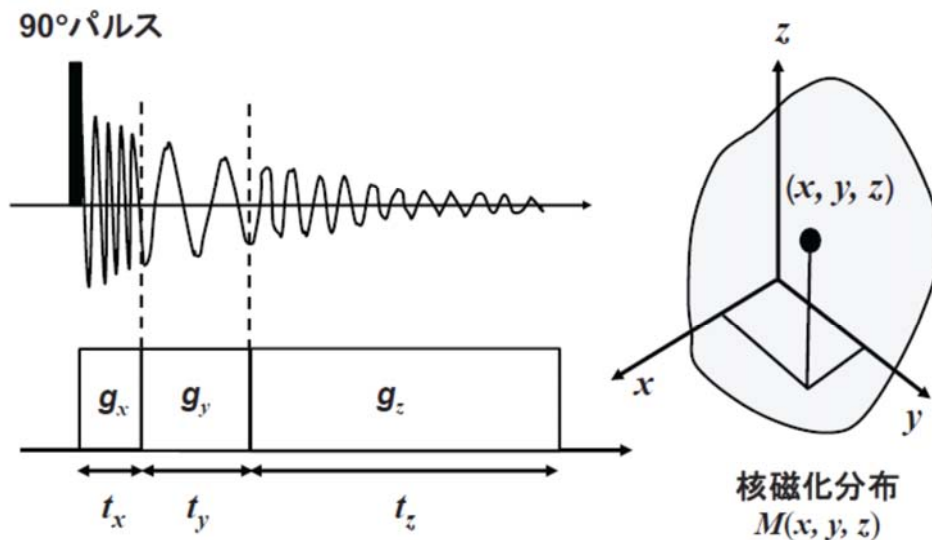


図 7.7: フーリエイメージング法の磁場勾配と FID 信号.

と書ける. 従って, 式 (7.5) と同様に, $t = t_x + t_y + t_z$ で回転系における核磁化の状態を表す位相検波後の NMR 信号 $S(t)$ は, 核磁化の大きさにその位相項 $\exp(i\theta)$ を乗じて加え合わせたもの,

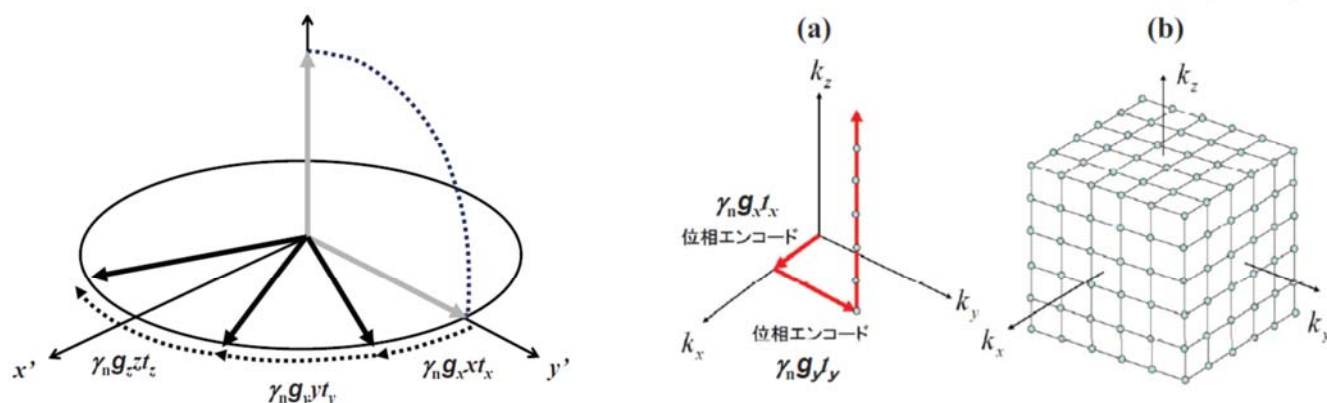
$$\begin{aligned}
S(t_x, t_y, t_z) &= \int \int \int M(x, y, z) \exp(i\theta(x, y, z, t)) dx dy dz \\
&= \int \int \int M(x, y, z) \exp\{-i\gamma_n(g_x x t_x + g_y y t_y + g_z z t_z)\} dx dy dz
\end{aligned}
\tag{7.11}$$

となる。ここで、

$$k_x = \frac{\gamma_n g_x t_x}{2\pi}, \quad k_y = \frac{\gamma_n g_y t_y}{2\pi}, \quad k_z = \frac{\gamma_n g_z t_z}{2\pi}$$

とおくと、

$$S(k_x, k_y, k_z) = \int \int \int M(x, y, z) \exp\{-2\pi i(k_x x + k_y y + k_z z)\} dx dy dz \tag{7.12}$$



となる。このように、NMR 信号は核磁化分布のフーリエ変換として表される。これより、核磁化分布 $M(x, y, z)$ は NMR 信号から 3 次元逆フーリエ変換、

$$M(x, y, z) = \int \int \int S(k_x, k_y, k_z) \exp\{2\pi i(k_x x + k_y y + k_z z)\} dk_x dk_y dk_z \tag{7.13}$$

を用いて再構成される。図 7.9(a) の 3 次元撮像では、2 つの勾配磁場 g_x と g_y で位相エンコードを行い、その後もう一度勾配磁場 (g_z) を加えながら、データサンプリング (図 7.9(b)) を行う。必要なすべてのデータが取得できたら、3 次元逆フーリエ変換によって画像再構成を行う。フーリエイメージングの特徴は、位相変調の操作を位相エンコードと呼び、位置情報を磁場勾配で核磁化の位相に記録 (エンコード) することにある。このエンコードにより、NMR 信号が核磁化分布のフーリエ変換と同様の式で表されるため、核磁化分布は逆フーリエ変換によって得られることになる。現在では、このフーリエイメージング法はすべての MRI 装置に日常的に用いられている。

スライス選択照射法

このスライス面内の核スピンの選択的に励起される。ここで、 $F(\omega)$ は中心周波数 ω_0 、スペクトル幅 $2\delta\omega$ の矩形形状の周波数スペクトルである。 $f(t)$ は、

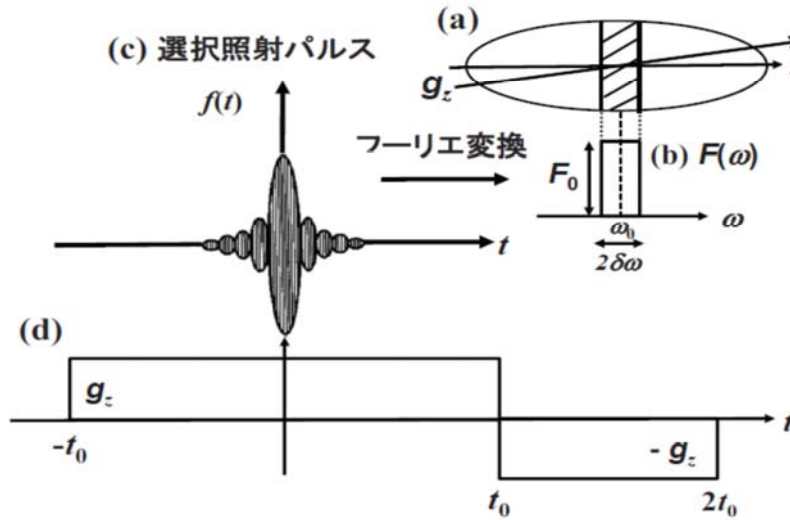


図 7.10: (a) 計測対象とする物体の断面に垂直な方向を z 軸として線形磁場勾配 g_z を印加. (b) 断層面内における歳差運動の角周波数スペクトル. (c) $F(\omega)$ のフーリエ変換である $f(t)$ の振幅変調関数. (d) 線形磁場勾配 g_z の時系列.

$$\begin{aligned}
 f(t) &= \frac{1}{2\pi} \int F(\omega) \exp(i\omega t) d\omega \\
 &= \frac{1}{2\pi} \int_{\omega-\delta\omega}^{\omega+\delta\omega} F_0 \exp(i\omega t) d\omega = \frac{F_0}{2\pi i t} [\exp(i\omega t)]_{\omega-\delta\omega}^{\omega+\delta\omega} \\
 &= \frac{F_0 \exp(i\omega_0 t)}{\pi} \cdot \frac{\exp(i\delta\omega t) - \exp(-i\delta\omega t)}{2i} \\
 &= \frac{F_0 \delta\omega \exp(i\omega_0 t)}{\pi t} \cdot \frac{\sin(\delta\omega t)}{\delta\omega t} \tag{7.14}
 \end{aligned}$$

となる。図 7.10(c) にあるように、 $\delta\omega \ll \omega_0$ であるので、 $f(t)$ は中心角周波 ω_0 を関数 $\sin(\delta\omega t)/(\delta\omega t)$ で振幅変調されたものとなる。ここで、問題となるのは、線形勾配磁場の下では、選択照射 90° パルスを照射した直後のスライス面内の核磁化は、ほぼ回転系の $(x'y')$ 面内にある。周波数分布 $\omega_0 - \delta\omega \leq \omega \leq \omega_0 + \delta\omega$ のために位相は分散し、横核磁化の十分な信号が得られない。この位相の分散を収束させるために、図 7.10(d) に示すように、選択照射パルス後に、磁場勾配を反転させる。

(2) 勾配エコーを用いた 2 次元イメージング

図 7.11(a) に示すように、選択照射高周波パルス印加後に、FID が発生した後、図 7.11(b) に示すように、負の勾配磁場を τ 秒の間、 x 軸方向に加え、その後、勾配磁場の向きを反転すると、 τ 秒に勾配エコーが観測される。これは、磁場勾配によって分散していた核磁化の位相が、磁場勾配

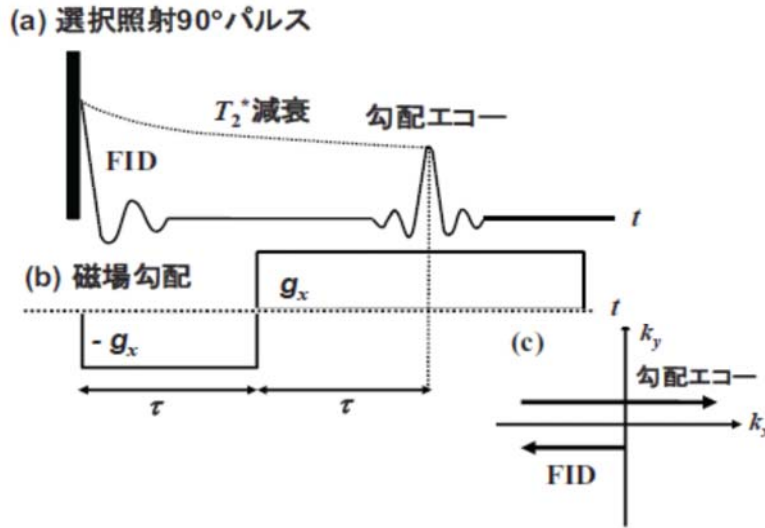
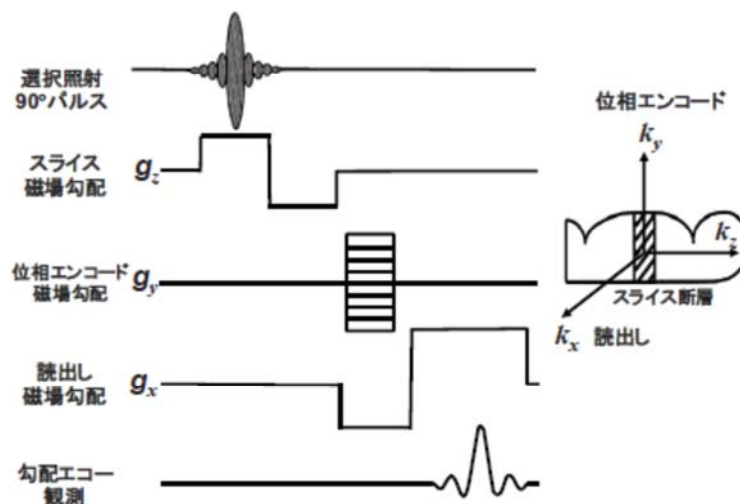


図 7.11: (a) 選択照射パルス印加後の FID と磁場勾配印加後の勾配エコー. (b) x 軸方向に加える線形磁場勾配. (c) k トラジェクトリ.

を反転することによって回転系における歳差運動の向きが逆転され、スピネコーと同様の機構で勾配エコーとして収束するからである。スピネコーの場合と異なる点は、FID に対するスピネコーの強度の減衰は T_2 で決まるのに対して、勾配エコーの強度の減衰は T_2^* で決まることである。この勾配エコーを用いるメリットは、計測の効率化と計測データの高精度化である。FID では、 k 空間における負のライン上のデータしか計測できないのに対し、勾配エコーを用いると、正負のデータを一度の励起で計測することができ、この 2 個の FID を用いると、図 7.11(c) に示すように、 k_x 軸方向の正負の直線上のデータが k_y 軸上で接続される。



スライス断面選択励起とフーリエイメージングを組み合わせた2次元断面層面を撮像するための基本的パルス系列を図 7.12 に示す. まず, 最初にスライス面に垂直な方向の磁場勾配 (g_z) と選択照射高周波パルスによって特定の断面層面の核磁化を励起する. 図 7.11 にあるように, 横磁化を収束させる反転磁場勾配 ($-g_z$) を印加し, 横磁化が最大となる時点で印加を終了する. この断面層面内の核磁化に対して, まず断面層面内の y 軸方向の磁場勾配 (g_y) を印加時間を一定として, その大きさを少しずつ変化させて, 位相エンコード (k_y) を行う. このとき, あらかじめ断面層面内で y 軸方向に垂直な x 軸方向に負の磁場勾配 ($-g_x$) を印加しておき, さらに反転した正の磁場勾配 (g_x) を印加して, 読出しの勾配エコー信号を観測する. 2次元画像を得るためには, エンコード勾配磁場 (g_y) の大きさを少しずつ変化させながら, 勾配エコーを繰り返し計測する. そして, これらのエコー信号を2次元の k 空間に配置して, 2次元逆フーリエ変換を行う.

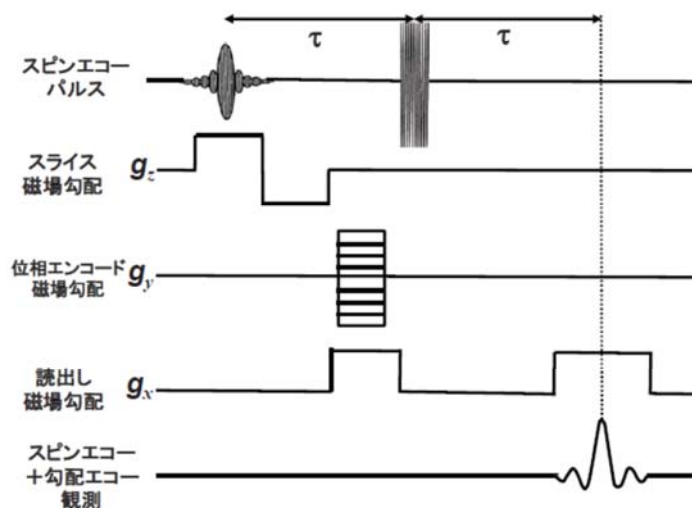
このパルス系列の利点は静磁場の不均一の影響を受けないことである. 一方, 計測対象内部の局所的な磁場分布による信号減衰の影響 (T_2^*) を避けることはできない. この影響を解消しつつ, 人体 MRI で有用となる緩和時間 (T_2, T_1) 強調画像, 特に脳機能 MRI イメージングで適用されている T_2 強調画像を撮像できるスピンエコー2次元イメージングについて説明する.

スピンエコーを用いた2次元イメージング

選択照射高周波 90° パルスから矩形高周波 180° パルスまでの時間を τ とすると, スピンエコーは $t = 2\tau$ で収束し, このパルス系列の繰り返し時間を T_R とすると, $2\tau \ll T_R$ の場合, 撮像される MRI 画像の画素強度 $I(x, y)$ は,

$$I(x, y) = c\rho(x, y) \left\{ 1 - \exp\left(-\frac{T_R}{T_1(x, y)}\right) \right\} \exp\left\{-\frac{2\tau}{T_2(x, y)}\right\} \quad (7.15)$$

と表される. ここで, c は定数, $\rho(x, y)$ は断面層面内の核スピン密度, $T_1(x, y)$



スピンエコー法の信号強度

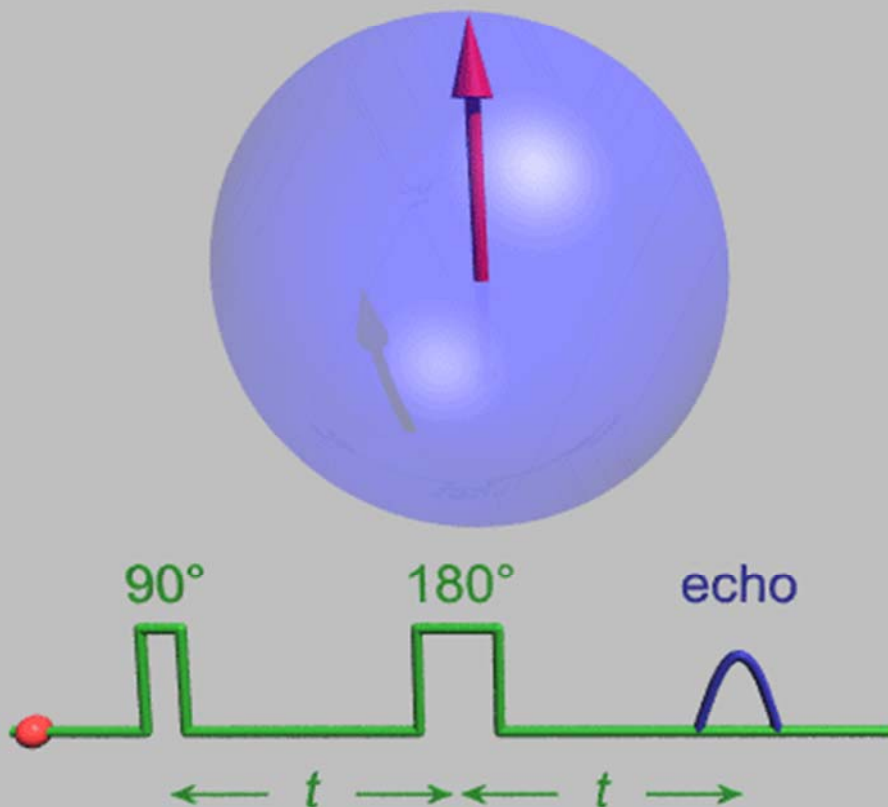
$$S \propto \rho \times (1 - e^{-TR/T_1}) \times e^{-TE/T_2}$$

(ただし $TR \gg TE$ の場合)

* ρ : プロトン密度

* T_1, T_2 : 縦緩和時間, 横緩和時間

* TR, TE : 繰り返し時間, エコー時間



メータの分布が分かる. たとえば, $T_1(x, y)$ は τ を一定とし, T_{R1}, T_{R2} と変えた 2 枚のそれぞれの画素濃度 $I_1(x, y)$ と $I_2(x, y)$ の比,

$$\frac{I_1(x, y)}{I_2(x, y)} = \frac{1 - \exp\left\{-\frac{T_{R1}}{T_1(x, y)}\right\}}{1 - \exp\left\{-\frac{T_{R2}}{T_1(x, y)}\right\}} \quad (7.16)$$

から計算される. 簡単には, $T_1(x, y) \ll T_{R2}$ となるようにすると,

$$\exp\left\{-\frac{T_{R1}}{T_1(x, y)}\right\} = 1 - \frac{I_1(x, y)}{I_2(x, y)}$$

より,

$$T_1(x, y) = -\frac{T_{R1}}{\log\left\{1 - \frac{I_1(x, y)}{I_2(x, y)}\right\}}$$

から, 計算できる.

次に, $T_2(x, y)$ を求めるためには, T_R を一定として, τ_1, τ_2 と変えた 2 枚のそれぞれの画素濃度 $I_3(x, y)$ と $I_4(x, y)$ の比,

$$\frac{I_3(x, y)}{I_4(x, y)} = \frac{\exp\left(-\frac{\tau_1}{T_2(x, y)}\right)}{\exp\left(-\frac{\tau_2}{T_2(x, y)}\right)} = \exp\left\{\frac{(\tau_2 - \tau_1)}{T_2(x, y)}\right\} \quad (7.17)$$

から, $T_2(x, y)$ は,

$$T_2(x, y) = \frac{(\tau_2 - \tau_1)}{\log\left\{\frac{I_3(x, y)}{I_4(x, y)}\right\}}$$

人体の構成要素

* 元素／原子

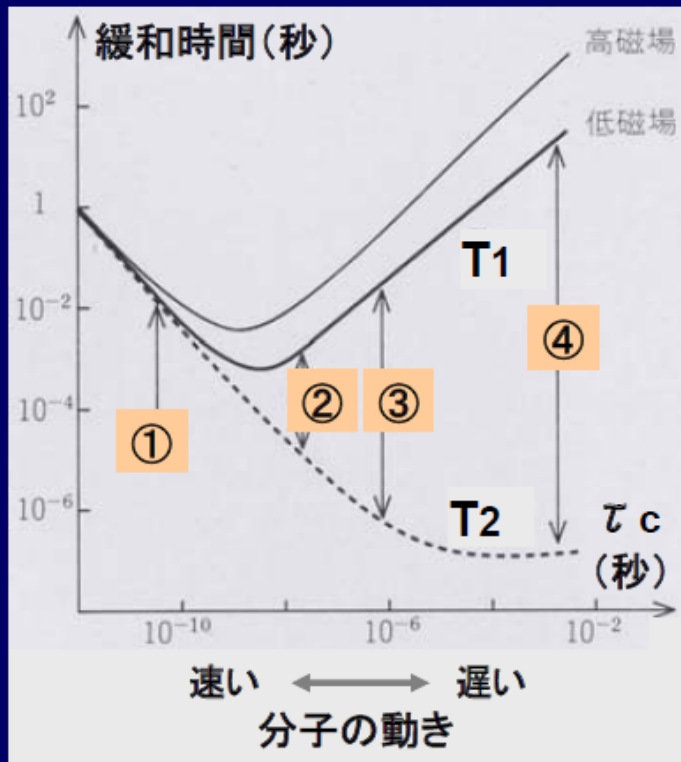
- ・ O : 65%, C : 18.5%, H : 9.5%, N : 3.2%...

* 分子／化合物

- ・ 水(自由水, 結合水／構造水) : 60~65%
- ・ 脂質(中性脂肪, リン脂質, ステロイド...) : 15~20%
- ・ 蛋白質 + 関連物質 : 18%, 塩類 : 7%...

* 液体／体液(水+溶質)

- ・ 細胞内液 + 細胞外液(血漿, 組織間液) : 60~70%
- ・ 細胞内液 : 40~45%, 細胞外液 : 20~25%
- ・ 血液(血漿 + 血球) : 8%(5 + 3%), 組織間液 : 15%



- ①: 低粘度の液体 ③: 柔らかい固体
 ②: 高粘度の液体 ④: 硬い固体

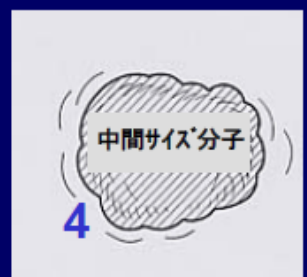
緩和時間:

- * 必ず $T1 \geq T2$
- * T1は共鳴周波数相当の分子運動状態で最短
- * T2は分子運動が遅くなると著明に短縮

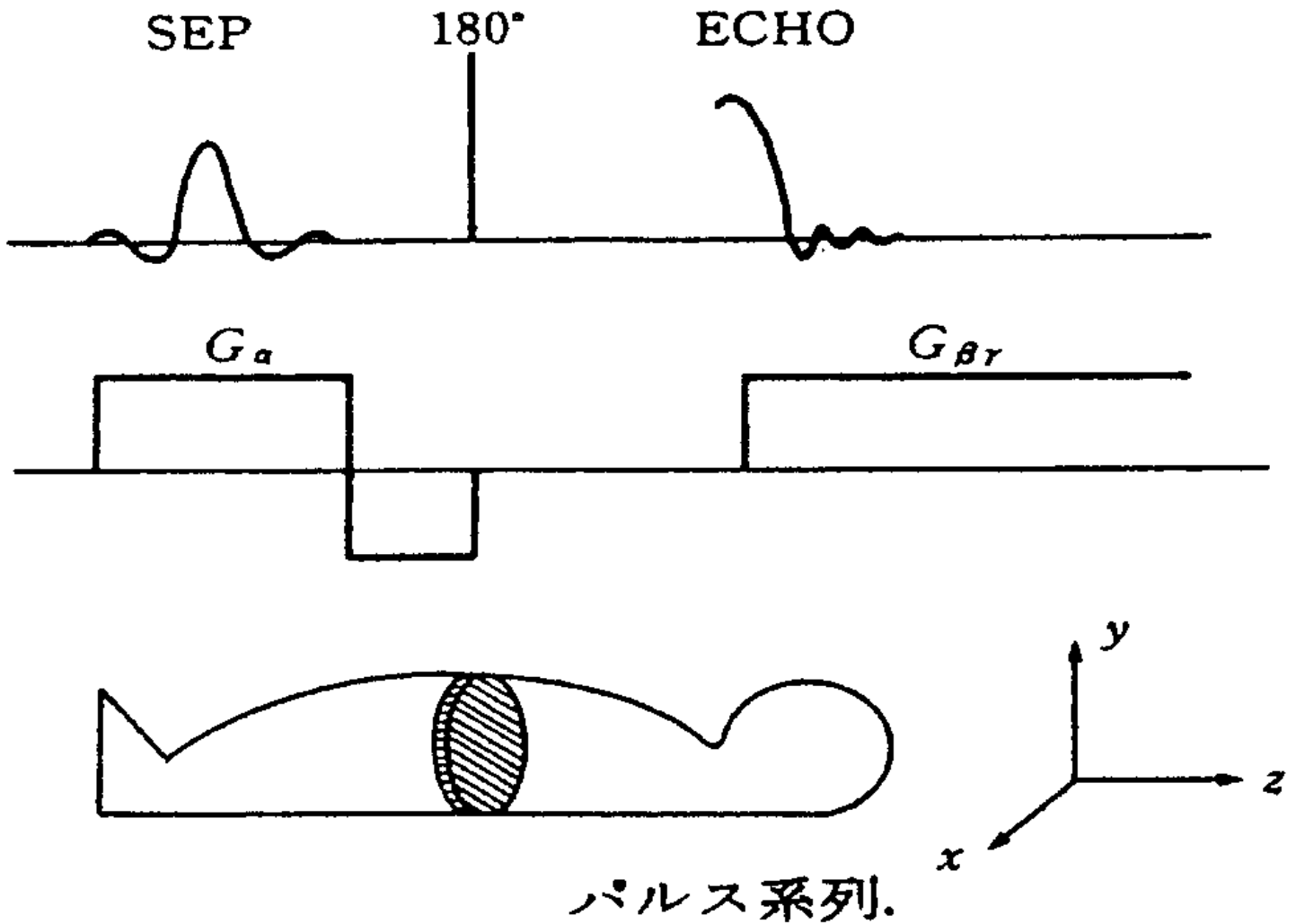
スピンと周囲環境(格子)とのエネルギーのやりとりは動きが一致したときに最も強く、スピンドウシのエネルギーのやりとりは動きがおそいときに容易となる

プロトンMRIの信号源

種類	分子運動	T1・T2
1. 自由水	非常に速い	極長・極長
2. 結合水/構造水	(速い~)遅い	(短)・短
3. 巨大分子:蛋白質	非常に遅い	(長)・極短
4. 中間サイズ分子: 中性脂肪	共鳴周波数相当	短・中間



注) 体液:体重の約65% 脂質:約20%

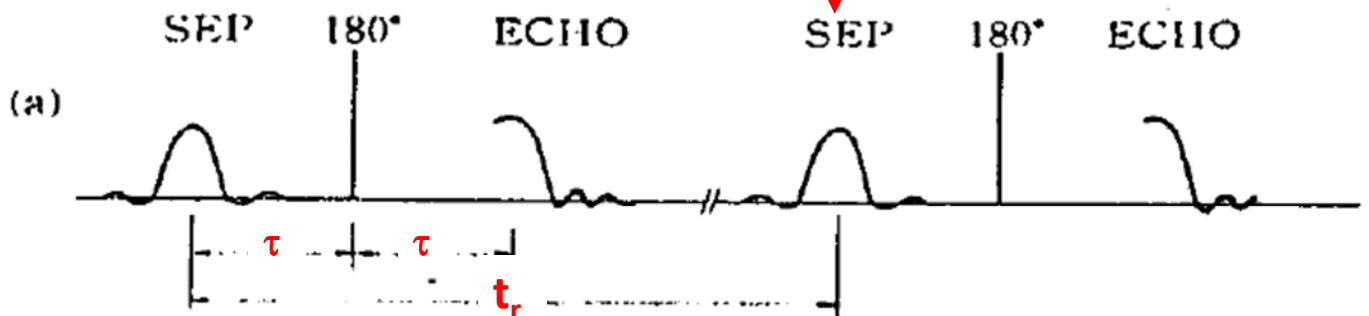


MRILレポート5

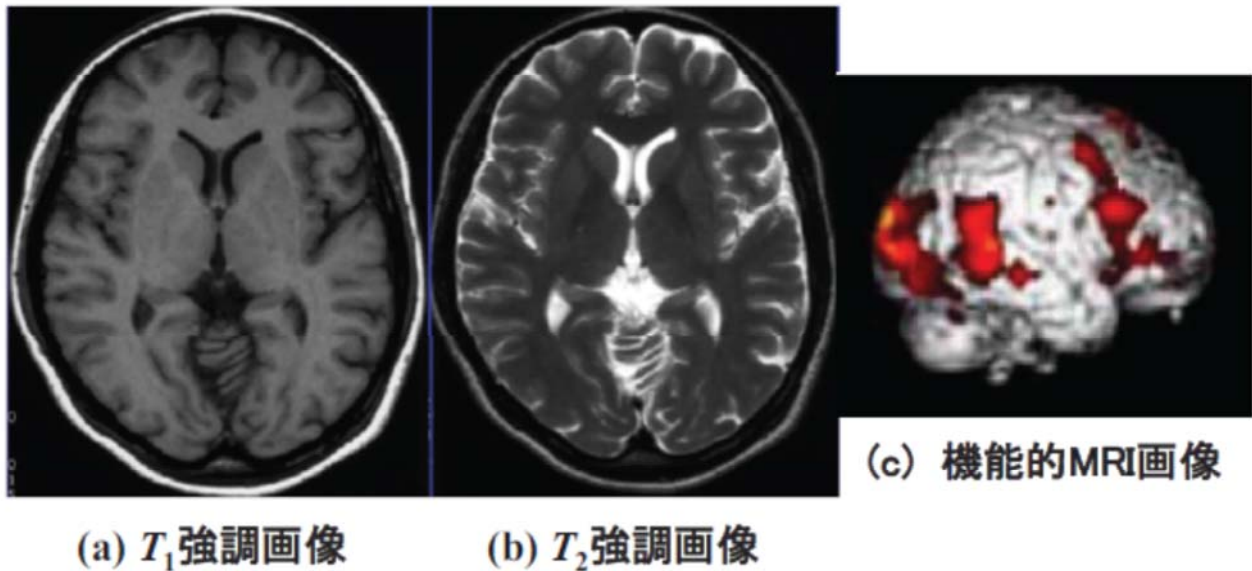
二次元断層面内の点 (x, y) における信号強度は、その点における核スピン密度を $\rho(x, y)$ 、縦緩和時間 T_1 、横緩和時間 T_2 として、saturation recovery image においては、

$$I(x, y) = k\rho(x, y) \left\{ 1 + \exp\left(-\frac{t_r}{T_1}\right) - 2 \exp\left(-\frac{t_r - \tau}{T_1}\right) \right\} \exp\left(-\frac{2\tau}{T_2}\right)$$

となることを示せ。



以上のように、スピンエコー法を用いると、NMRパラメータの空間分布が得られ、それぞれのNMRパラメータを強調した画像となる。短い τ と T_R の場合には、 T_1 強調画像となり、長い τ と T_R の場合には、 T_2 強調画像となる。一例として、 T_1 と T_2 強調頭部MRI画像をそれぞれ図7.14(a)と(b)に示す。



磁気共鳴イメージングMRI(magnetic resonance imaging)技術は1973年のLauterberの線形磁場勾配法の提案を契機に、急速な発展を遂げてきた。ヒトの脳機能研究に多大の貢献をしている機能的MRI(functional MRI, fMRI)は血液中のヘモグロビンの磁性の差を磁気共鳴信号に反映させることにより、局所的脳血流の情報から脳機能の断層画像を得る手法であり、1992年Ogawaによって考案された。すなわち、fMRIは、脳の賦活による局所脳血流のBOLD(blood oxygenation level dependent)効果を利用して間接的に脳活動のイメージングを得るものである

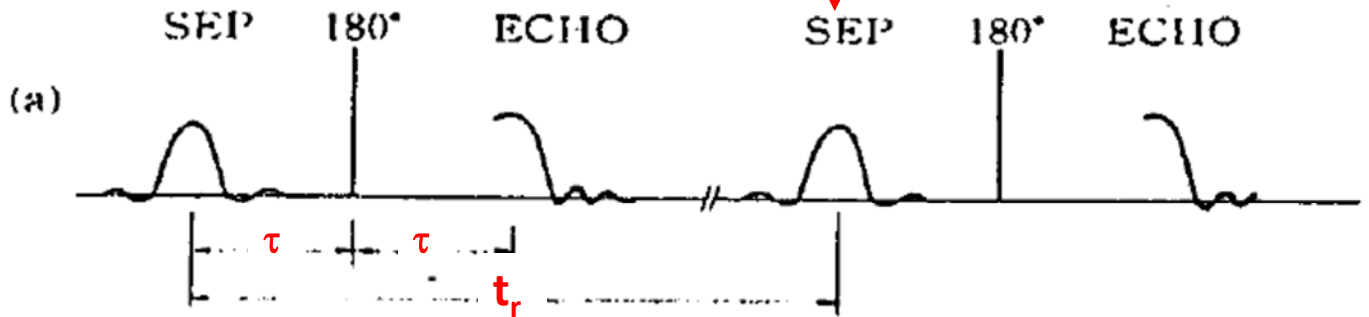


MRレポート5

二次元断層面内の点 (x, y) における信号強度は，その点における核スピン密度を $\rho(x, y)$ ，縦緩和時間 T_1 ，横緩和時間 T_2 として，saturation recovery image においては，

$$I(x, y) = k\rho(x, y) \left\{ 1 + \exp\left(-\frac{t_r}{T_1}\right) - 2 \exp\left(-\frac{t_r - \tau}{T_1}\right) \right\} \exp\left(-\frac{2\tau}{T_2}\right)$$

となることを示せ。



Saturation Recovery 法による信号強度

