

はじめに

医用画像診断装置の中で、その撮像原理が最もわかりにくいのが磁気共鳴イメージング (magnetic resonance imaging, 以下 MRI とする) 診断装置であるという国際医療福祉大学の放射線・情報科学科でのアンケート結果が出て、夏期特別講習においてその原理をわかりやすく解説しようとした講義資料が、本書の原点である。当時、本学の学生に適切な参考書が見当たらず、上記資料にハードウェア系などを加筆することで独自の教科書に仕上げた。

MRI 技術の進歩と診療放射線技師国家試験の出題内容の変化に合わせて改訂を進めてきたが、今般国際医療福祉大学以外の学生にも利用していただきたいと考え、章末の演習問題の追加などを行い、コロナ社から出版していただくことにした。

MRI 以外の装置では、体内に照射したエネルギーの透過や反射を画像とほぼ同等の多数の細かな検出器で捉えて画像化するという原理は直感的に理解しやすい。一方、MRI では数少なく大きな検出器を使い、さらに「エンコード」と呼ばれる概念の理解が必要とされることが、そのわかりにくさを生んでいるといえる。

本書では、「診療放射線技師を目指す学生のための」に上記の観点を考慮して、全体としてできるだけ平易な表現と適切なグラフ、画像、図を多用し、重要なエンコードの概念では詳細な式の導出やシミュレーションを行った。

多くの時間を掛けて「基礎」を学ぶことができる特権は学生が持っていることはいうまでもない。基礎をしっかりと理解していることが将来の新たな医療技術の吸収と応用を約束してくれることを肝に銘じて、本書を十分に活用していただきたい。

2015年1月

佐々木 博
山形 仁

目 次

1. MRI の 歴 史

..... 1

2. 静磁場中の磁化とその運動

2.1 静磁場と磁化	4
2.2 歳 差 運 動	6
2.3 磁 気 共 鳴	9
コラム H 対 B , および磁性	10
演 習 問 題	11

3. スピンの励起と緩和

3.1 スピンの励起	12
3.2 MR 信号の発生	13
3.3 スピンの緩和	15
3.3.1 縦緩和と縦緩和の式 15	3.3.5 横緩和の式 19
3.3.2 繰返し励起時の縦緩和 16	3.3.6 見かけの横緩和 19
3.3.3 横緩和 17	3.3.7 Bloch の方程式 20
3.3.4 横緩和の原因 18	3.3.8 緩和時間の磁場依存性 21
演 習 問 題	22

4. MR 画像の生成

4.1 傾 斜 磁 場	23
4.2 選 択 励 起 法	24
4.2.1 選択励起の原理 24	4.2.3 選択励起パルス幅と強度 27
4.2.2 選択励起パルス波形 26	4.2.4 マルチスライス選択励起 28
4.3 周波数エンコード	28
4.3.1 周波数エンコードの原理 29	4.3.2 周波数エンコード用傾斜磁場 G_x と信号収集 30

4.3.3	周波数エンコードのシミュレーション 31	4.3.4	信号収集時間と読出し傾斜磁場強度 G_r 31
4.4	位相エンコード 33	4.4.3	位相エンコードのシミュレーション 36
4.4.1	位相エンコードの原理 33		
4.4.2	位相エンコード用傾斜磁場 G_p と信号収集 35		
4.5	直交位相検波と出力信号のサンプリング 38	4.5.2	直交位相検波出力信号のサンプリング 39
4.5.1	直交位相検波 38		
4.6	画像の生成 39	4.6.2	2次元フーリエ変換による画像の生成 41
4.6.1	サンプリング出力の k 空間配置 39		
	演習問題 43		

5. 基本パルスシーケンス

5.1	180°反転パルスとスピネコー 44		
5.2	反転傾斜磁場パルスとグラディエントエコー 45		
5.3	スピネコー法 46		
5.4	マルチエコー法 47		
5.5	インバージョンリカバリ法 48		
5.5.1	STIR法 49	5.5.3	SPIR法 49
5.5.2	FLAIR法 49		
5.6	グラディエントエコー法 50		
	演習問題 51		

6. MR 画像のコントラストと S/N

6.1	画像コントラストを決めるパラメータ 52		
6.2	スピネコー法での画像コントラスト 52		
6.2.1	TR の効果 52	6.2.4	T_1 強調, T_2 強調, プロトン密度強調画像の画像例 55
6.2.2	TE の効果 53		
6.2.3	T_1 強調, T_2 強調, プロトン密度強調画像と TR , TE 54		
6.3	グラディエントエコー法での画像コントラスト 56		
6.4	画像 S/N , C/N と測定法 57		
6.4.1	画像 S/N の定義 57	6.4.2	画像 S/N の測定方法 58

6.4.3 画像 C/N の定義と測定	60
演習問題	60

7. 高速スキャン

7.1 高速スピンエコー法	61
7.2 高速グラディエントエコー法	62
7.2.1 spoiled GRE 法	63
7.2.2 balanced SSFP 法	63
7.2.3 エコープラナ法	65
演習問題	66

8. 流れと拡散のイメージング

8.1 タイムオブフライト法	68
8.2 位相コントラスト法	69
8.3 MR アンジオグラフィ	70
8.4 読出し傾斜磁場パルスでの流れの影響	71
8.5 拡散強調イメージング	72
8.6 灌流イメージング	74
演習問題	75

9. 画像に影響するその他の因子あるいは効果

9.1 ケミカルシフト	76
9.1.1 ケミカルシフトの原理	76
9.1.2 ケミカルシフトの脂肪信号抑制への応用	77
9.2 磁化移動効果	77
9.3 BOLD 効果	78
演習問題	79

10. アーチファクト

10.1 動きのアーチファクト	80
10.2 折返しアーチファクト	82
10.2.1 折返しアーチファクトのシミュレーション	84
10.2.2 折返しアーチファクト対策	84
10.3 打切りアーチファクト	87
10.4 ケミカルシフトアーチファクト	87

10.5 磁化率アーチファクト 90
 演習問題 90

11. MRI 装置構成

11.1 システム構成 92
 11.2 円形コイルによる磁場 93
 11.3 静磁場系 94
 11.3.1 静磁場の指標 94
 11.3.2 超電導磁石システム 95
 11.3.3 永久磁石システム 96
 11.3.4 シミング 96
 11.4 傾斜磁場システム 97
 11.4.1 傾斜磁場コイル 97
 11.4.2 傾斜磁場アンプ 99
 11.5 送受信システム 100
 11.5.1 送信回路系 100
 11.5.2 送信アンプ 100
 11.5.3 送受信切替器 101
 11.5.4 受信回路系 101
 11.6 RF コイル 101
 11.6.1 送信コイル 101
 11.6.2 受信コイル 103
 11.6.3 受信信号の S/N 103
 11.6.4 フェーズドアレイコイル 104
 11.6.5 パラレルイメージング 105
 11.7 制御・画像処理・コンソール系 106
 演習問題 106

12. MRI 装置の安全性

12.1 安全法規格 108
 12.2 MRI 装置の生体作用と安全性 108
 12.2.1 神経刺激作用 109
 12.2.2 熱的作用 109
 12.2.3 静磁場 109
 12.2.4 傾斜磁場 110
 12.2.5 高周波磁場 111
 12.3 MRI 装置の力学作用と安全性 111

参考：MRI における空間と磁場の考え方 112

む す び 114

索 引 115

1. MRI の歴史

核磁気共鳴（nuclear magnetic resonance：NMR）現象は磁性の源である核磁気を測定する際に発見されたもので、その知見をもとに1946年にパーセル（Purcell；ハーバード大学）ら、ブロッホ（Bloch；スタンフォード大学）らがそれぞれ後述する磁気モーメントの歳差運動の測定法へと発展させた（図1.1）。

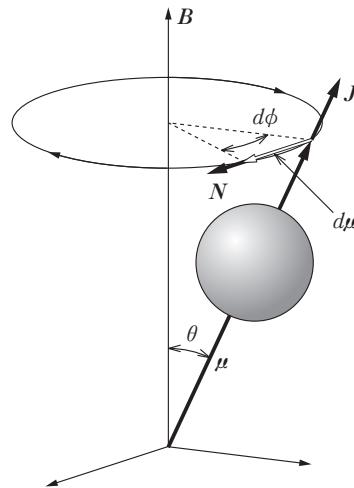


図1.1 磁気モーメントの歳差運動

腫瘍の鑑別を目的とした臨床診断学へのNMRの応用は、1971年にダマディアン（Damadian；ニューヨーク州立大学）によってラットを対象として行われ、肝臓における正常組織と腫瘍の磁気共鳴現象における緩和時間が有意に異なることが報告されたことにより始まった。このときに観測されたNMR信号は1950年にハーン（Hahn；イリノイ大学）が提案し、1954年にカール（Carr；ラトガス大学）/パーセル（Purcell；ハーバード大学）が拡張したスピネコー法と呼ばれるパルス励起法が用いられていた（図1.2）。

上記のNMR現象を画像化に応用したMRI（magnetic resonance imaging）の第一歩は1973年にロータバー（Lauterbur；ニューヨーク州立大学）らのズーグマトグラフィと呼ばれるCT画像再構成と同一の方法を利用し画像を得たことによる。これは、上記のスピネ

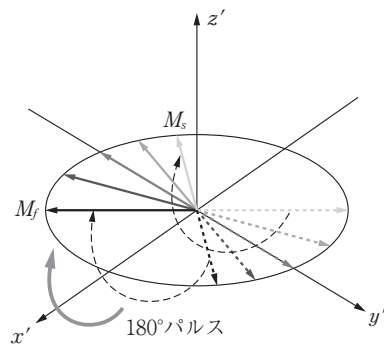


図 1.2 スピリエコーの原理

コー信号を観測する際に画像の画素位置に応じて磁場強度を線形に変える傾斜磁場を併用して、画素の位置の識別を行う手法である。ついで、マンフィールド（Mansfield；ノッチンガム大学）らは同年に、上記の手法に特定の断面を選択的に励起する方法を組み合わせ任意のスライス厚の断層像を得た。そして、現在の MRI で広く使用されているフーリエ変換法と呼ばれる手法による画像化が、1975 年にエルスト（Ernst；スイス連邦工科大学）らによってなされた。

上記の画像化手法の考案とほぼ並行して、撮像時間を短縮するための高速スキャン法が数多く提案された。その最速イメージング法として 1977 年に Mansfield がエコープラナ法と呼ばれる方法を提案し、1980 年代以降はハードウェアである高磁場のマグネット、高強度・高速スイッチングを有する傾斜磁場、および多チャンネル送受信コイルとその構成を利用した



図 1.3 MRI システムの一例

画像化法により，高画質・広範囲のリアルタイム撮像ができるまでに至っている。MRI システムの一例を図 1.3 に示す。

なお，上記の MRI に関わる研究者の多くは，以下のようにそれぞれノーベル賞を受賞している。

Purcell/Bloch (1952 年：物理学)

Ernst (1991 年：化学)

Lauterbur/Mansfield (2003 年：生理学医学)

2. 静磁場中の磁化とその運動

2.1 静磁場と磁化

原子核内部では陽子（以下、プロトンと記す）、中性子が自転運動を行っている。荷電粒子であるプロトンが自転すると実質的に微小な円電流が形成されて、図 2.1 のように磁場が発生する。この微小な円電流が遠方に作る磁場は磁気双極子[†]が作る磁場と等価になる。原

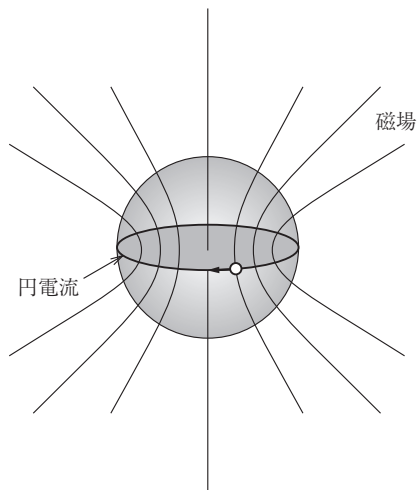
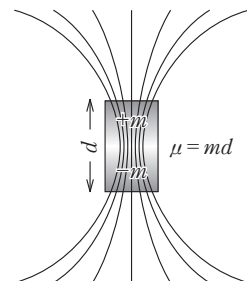


図 2.1 自転する荷電粒子が作る磁場

† 磁気双極子：磁極の強さが $\pm m$ [Wb]、長さが d [m] の棒磁石を磁気双極子といい

$\mu = md$
を磁気モーメントという。



磁気双極子

子核の磁気双極子の強さ、すなわち**磁気モーメント** μ は角運動量 $J^{\dagger 1}$ に比例する。

$$\mu = \gamma J = \gamma \hbar I \tag{2.1}$$

ここで、比例定数 γ は核種によって決まる値で、**磁気回転比** という。 \hbar はプランクの定数 $h = 6.626\,075\,5 \times 10^{-34}$ [J·s] を 2π で割った値 ($\hbar = h/2\pi$)、 I は**スピン量子数** と呼ばれるもので、磁場中の原子核のエネルギー準位は等エネルギー差で $2I+1$ 個に分離する。

上記の磁気モーメント μ を有する原子はプロトンと中性子の数のいずれかが奇数の核種である。水素 (^1H) の原子核は1個のプロトンのみで構成されているため μ を有し、人体に最も多く存在することから、MRIの主対象となる。

以下、本書ではプロトンのみを扱うことにする。

プロトンでは、 $I=1/2$ なので**エネルギー準位**は二つに分かれ、磁気モーメント μ は式(2.1)よりつぎのようになる。

$$\mu = \gamma J = \frac{\gamma \hbar}{2} \tag{2.2}$$

外部磁場 B が印加されるとプロトンのエネルギー準位は、**図 2.2** のように二つに分かれる。磁気モーメント μ はこのように外部磁場^{†2} 方向に配列するが、外部磁場と並行に配列

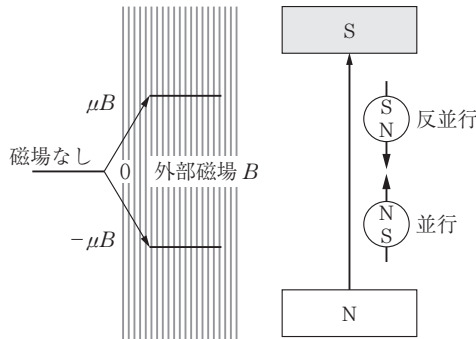


図 2.2 エネルギー準位

†1 角運動量：一般に質量 m [kg] の物体が半径 r [m]、速度 v [m/s] で円運動しているとき半径と運動量の積 mvr を角運動量 J [kg·m²/s] という。質量 M_p のプロトンが半径 r 、角速度 ω 、速度 v で回転している場合を考えると、プロトンの角運動量は

$$J = \text{慣性質量} \times \text{角速度} = M_p r^2 \cdot \omega = M_p r \omega \cdot r = M_p v r$$

となる。回転周波数 f [Hz]、回転円の面積 S [m²] を用いると

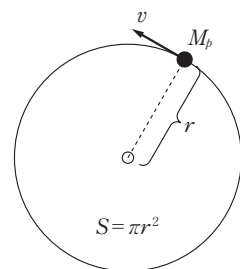
$$J = M_p r \omega \cdot r = M_p 2\pi f \cdot r^2 = 2M_p f S$$

と表すこともできる。量子力学では

$$J = \left(\frac{\hbar}{2\pi}\right) I = \hbar I$$

で表される。ここに、 I はスピン量子数である。

†2 MRI装置では、外部磁場として静磁場だけでなく傾斜磁場、高周波磁場も含まれることに留意してほしい。



するものと反並行に配列するものがあり、外部磁場に対して反並行はエネルギーが高く、並行はエネルギーが低い。

▶▶▶ 応用・発展

熱平衡状態でエネルギー E [J] を有する確率はボルツマン分布で表される。

$$\frac{N_E}{N} = C \cdot e^{-E/kT} \quad (2.3)$$

ここに、 N は総数、 N_E はエネルギー E を有する数、 C は定数、 k はボルツマン定数、 T は絶対温度 [K] である。したがって、並行になる確率 P_{\uparrow} 、反並行になる確率 P_{\downarrow} はそれぞれつぎのように表される。

$$P_{\uparrow} = C \cdot e^{+\mu B/kT} \approx \left(\frac{N}{2}\right) \left(1 + \frac{\mu B}{kT}\right) \quad (2.4)$$

$$P_{\downarrow} = C \cdot e^{-\mu B/kT} \approx \left(\frac{N}{2}\right) \left(1 - \frac{\mu B}{kT}\right) \quad (2.5)$$

ここで、 $\mu B/kT$ が非常に小さい値なので近似を用い、また全体がプロトン総数 N になるように $C = N/2$ としている。式 (2.4)、(2.5) からエネルギーの低い並行プロトンがエネルギーの高い反並行プロトンよりも多くなっていることがわかる。後述の**巨視的磁化**は、この反並行と並行のプロトンの数の差によって現れる。式 (2.4)、(2.5) より差 ΔN はつぎのようになる。

$$\Delta N = N \left(\frac{\mu B}{kT}\right) \quad (2.6)$$

$B = 1.5$ T, $k = 1.380658 \times 10^{-23}$ J/K, $T = 300$ K とし、プロトンでは $\mu = 1.41 \times 10^{-26}$ J/T となることから

$$\frac{\Delta N}{N} = 5.11 \times 10^{-6}$$

になる。

高磁場といわれる 1.5 T でも反並行と並行プロトンの差はわずかで、およそ 20 万個に 1 個のプロトンだけがマクロな磁化に寄与しているだけということになる。また、磁場強度が高いほど S/N が改善するのは巨視的磁化が磁場強度に比例して増大するからである。

2.2 歳差運動

図 2.3 に示すように、磁気モーメント μ^{\dagger} は外部磁場 B の方向に対してある角度だけ傾き、図 2.4 のコマと同様の**歳差運動**を行っている。すなわち、 μ を外部磁場の方向に戻そうとするが、 μ が角運動量を有しているため $N = \mu \times B$ のトルクが働くことになる。このとき

† 本節では、「向き」が大事なのでベクトルとして表すことにする。

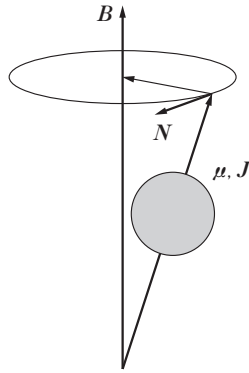


図 2.3 磁気モーメントの歳差運動

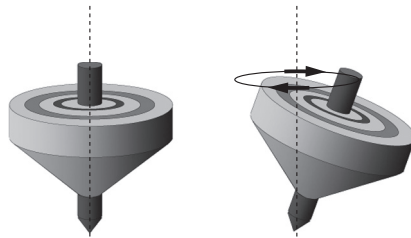


図 2.4 コマの歳差運動

の角運動量 \mathbf{J} の時間変化は次式で表される[†]。

$$\frac{d\mathbf{J}}{dt} = \boldsymbol{\mu} \times \mathbf{B} = \gamma \mathbf{J} \times \mathbf{B} \tag{2.7}$$

この式からわかるように、角運動量 \mathbf{J} の変化は常に角運動量 \mathbf{J} と外部磁場 \mathbf{B} に垂直である。そのため、磁気モーメント $\boldsymbol{\mu}$ は、図 2.3 に示すように、ある角度傾いた状態で歳差運動を続ける。これは正に、回転しているコマを倒すように力を掛けた場合の運動と基本的に同じである。

MRI では、ある微小領域中における上記の個々の磁気モーメント $\boldsymbol{\mu}$ の総和として与えられる巨視的磁化 M の挙動を見ていることになる。すなわち、図 2.5 のように個々の $\boldsymbol{\mu}$ はある角度で外部磁場 \mathbf{B} に対して上記のように歳差運動しているが、ある瞬間における $\boldsymbol{\mu}$ の回転位置は完全にバラバラなために $\boldsymbol{\mu}$ の総和である M の方向は外部磁場方向を向くのである。

ここで、「微小領域」は静磁場の不均一性が無視できるほどに小さいことに留意されたい。したがって、個々の磁気モーメントは同一の角周波数を有すること、すなわち光学領域での

[†] 回転運動の運動方程式：一般に、力のモーメントを N 、回転角周波数を ω 、慣性モーメントを I 、角運動量を L とすると、回転運動の運動方程式は次式で与えられる。

$$N = I \left(\frac{d\omega}{dt} \right) = \frac{d(I\omega)}{dt} = \frac{dL}{dt}$$

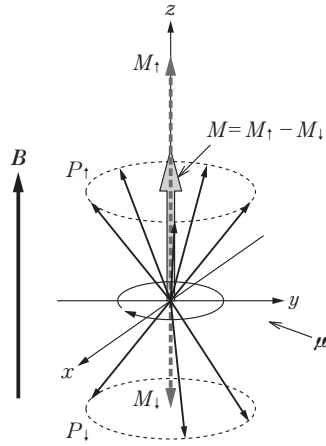


図 2.5 巨視的磁化

表現で“同色”であることから巨視的磁化は spin isochromat (同色のスピンの)とも呼ばれる。この意味で、本書では巨視的磁化 M を以下「スピン」と記すことにする。

式 (2.7) は $M = \gamma J$ を用いて、つぎのようにスピンだけで表すこともできる。

$$\frac{dM}{dt} = \gamma(M \times B) \quad (2.8)$$

上記の歳差運動をラーモアの歳差運動といい、その回転の角周波数 ω [rad/s], または周波数 f [Hz] はそれぞれラーモア角周波数, ラーモア周波数と呼ばれ, 式 (2.7) を解いて次式で与えられる。

$$\omega = 2\pi f = \gamma B \quad (2.9)$$

$$f = \left(\frac{\gamma}{2\pi}\right) B \quad (2.10)$$

式 (2.9) より磁気回転比 γ の単位は [rad/(s·T)] となるが, 式 (2.10) の $(\gamma/2\pi)$ にて 1 T 当りのラーモア周波数として表すとわかりやすい。

表 2.1 に $(\gamma/2\pi)$ で表したおもな核種の磁気回転比を示す。

表 2.1 核種の磁気回転比

核種	^1H	^{13}C	^{31}P
$\gamma/2\pi$ [Hz/T]	42.57×10^6	10.71×10^6	17.23×10^6

2.3 磁気共鳴

スピンに対して垂直方向にそのスピ固有の歳差運動の角周波数，すなわちラーモア角周波数と同じ角周波数で回転する外部磁場（以下，外部回転磁場と記す）を加えるとスピンは歳差運動を始める（図 2.6）。さらに外部回転磁場を加え続けると，歳差運動の傾きは次第に大きくなっていく。この現象を磁気共鳴という。図 2.7 に示すように，振り子の周期に合わせて力を加えると，次第に大きく揺れるのと同じ現象といえる。

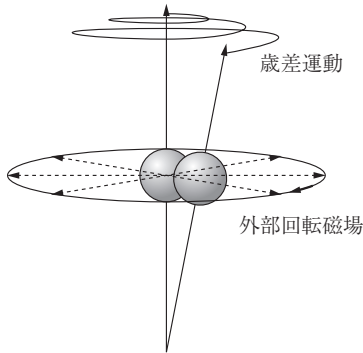


図 2.6 磁気共鳴：歳差運動角周波数と外部回転磁場角周波数

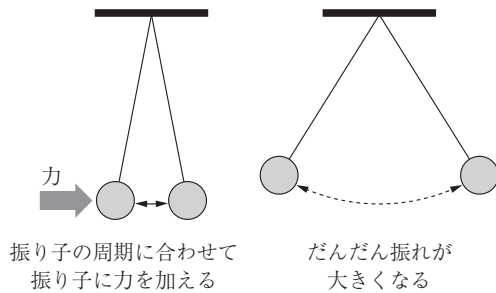


図 2.7 振り子の共振

上記の外部回転磁場の印加をやめると，歳差運動をしながら次第にもとの状態（熱平衡状態）に戻っていく。

磁気共鳴現象に量子力学的な理解を加えるには，つぎのように考えればよい。

外部磁場に置かれたプロトンは，図 2.2 に示したように， $2\mu B$ だけエネルギーが分離している。外部からこのエネルギー差に等しいエネルギーの高周波磁場を与えると，そのエネルギーを吸収することで二つのエネルギー準位のプロトンの数が増減する。これが磁気共鳴である。磁気共鳴周波数 f の高周波磁場のエネルギーは hf であるから，磁気共鳴の条件はつぎのようになる。

$$hf = 2\mu B \quad (2.11)$$

ここに， h はプランクの定数である。

式 (2.1)，(2.11) より

$$\omega = 2\pi f = \gamma B \quad (2.12)$$

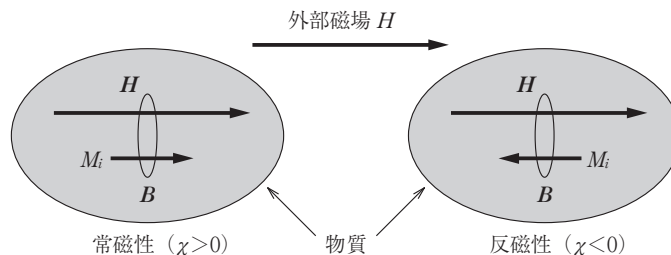
当然，式 (2.12) は式 (2.9) と同じである。

一般に、磁場強度 H は外部から適用される磁場（外部磁場）に対して用いられ、その単位は A/m である。一方、この外部磁場 H に曝された物質の内部に誘導される正味の磁場が誘導磁場、あるいは磁束密度と呼ばれる B であり、その単位がテスラ (T)、または Wb/m^2 である。MRI は外部磁場 H 内における物質である人体が対象であるので、“正味の磁場強度”として B を用いなければならない。

以下に、 H と B の単位変換に関わる関係、および誘導磁場 B と磁性の関係を説明する。

物質が存在しない真空中においては、誘導される物質がないために H と B は本質的に同一である。この場合、測定単位を是正するための係数として真空の透磁率 μ_0 を用いて $B = \mu_0 H$ と表せる。

一方、物質が存在すると物質の対軌道電子や自由電子と外部磁場との相互作用によって電流が流れ、下図のように外部磁場 H を増加、あるいは減少させるように内部磁化 M_i が誘導される。



したがって、つぎのように定式化される。

$$B = \mu_0(H + M_i) = \mu_0(H + \chi H) = \mu_0(1 + \chi)H = \mu_0 \mu_r H$$

$$M_i = \chi H, \quad \mu_r = 1 + \chi$$

ここに、 χ は物質の磁化率、 μ_r は物質の比透磁率で無次元量である。

磁化率 χ の大きさは物質の外部磁場における“磁化しやすさ”を表しており、 $\chi > 0$ ($\mu_r > 1$) の場合、 M_i は H と同方向を向いており、この性質を有する物質は常磁性と呼ばれる。一方、 $\chi < 0$ ($\mu_r < 1$) では M_i は H と逆方向を向いており、この性質を有する物質は反磁性と呼ばれる。

反磁性は対軌道電子を持たない物質で見られ、水や生体組織のほとんどが反磁性であり、磁化率 χ は -1.0×10^{-6} 程度である。

常磁性は酸素分子など対軌道電子を有する物質で見られ、多くの対軌道電子を持つ Gd の化合物 (MRI 用造影剤として用いられる) や、血液分解産物で大きな磁化率となる。特に、マグネタイトといわれる磁鉄鉱の粒子の磁化率は常磁性体の 100 から 1 000 倍程度となり、超常磁性と呼ばれる。さらに、鉄、コバルト、ニッケルでは磁区と呼ばれる構造のため外部磁場を取り除いても磁性が残る残留磁気効果を有し、その磁化率は超常磁性体のさらに 10 倍程度と非常に大きく、強磁性と呼ばれる。

演 習 問 題

- (2.1) 物質と磁気特性の組み合わせで誤っているのはどれか。一つ選択せよ。
1. 酸化ヘモグロビン ——— 常磁性
 2. 鉄 ————— 強磁性
 3. 生体組織 ————— 反磁性
 4. 空 気 ————— 常磁性
 5. Gd 化合物 (造影剤) ——— 常磁性
- (2.2) 外部磁場の大きさが 1.5 T の場合のプロトン (^1H) におけるラーモア周波数を求めよ。
- (2.3) プロトン (^1H) における磁気回転比 γ を単位 $[\text{rad}/(\text{s}\cdot\text{T})]$ にて表せ。
- (2.4) 外部磁場の大きさが 0.5 T の場合のプロトン (^1H) におけるラーモア角周波数を求めよ。

索 引

【あ】		化学シフト	76	高速化率	105
アキシヤル	25	角運動量	5	高速グラディエントエコー法	62
アクティブシミング	97	拡散運動	72	高速スピンエコー法	61
【い】		拡散強調イメージング	72	高分子プロトン	77
位相エンコード	33	拡散定数	73	ゴースト	81
位相エンコード用傾斜磁場	34, 35	拡散テンソル画像	73	コロナル	25
位相回転周波数	33	拡散テンソルトラクトグラフィ	73	コントラストノイズ比	60
位相画像	41	拡散の速さ	73	【さ】	
位相コントラスト法	69, 70	核磁気共鳴	1	歳差運動	6
位相シフト効果	70	加算平均	61	サジタル	25
インバージョン時間	48	画像 C/N	60	撮像時間	61
インバージョンリカバリ法	48	画像 S/N	57	サドルコイル	101, 102
インフロー効果	68	画像コントラスト	52	差分画像法	58
【う】		冠状断面	25	サンプリングピッチ	30
動きのアーチファクト	80	関心領域	57, 60	【し】	
渦磁場	98	灌 流	74	磁化移動効果	78
渦電流	98, 109	灌流イメージング	74	磁化率	10
打切りアーチファクト	87	緩 和	15	磁化率アーチファクト	90
【え】		緩和時間	21	磁気回転比	5, 8
永久磁石	96	【き】		磁気共鳴	9
液体ヘリウム	95	強磁性	10	磁気双極子	4
エコー時間	46	巨視的磁化	6, 7	磁気モーメント	4, 5
エコートレインレンダス	61	金属アーチファクト	90	矢状断面	25
エコープラナ法	65	【く】		磁束密度	10
エネルギー準位	5	クエンチング	96	実験室系	12
エルンスト角	50	グラディエントエコー	46	シミング	97
円形コイル	93	グラディエントエコー法	50, 56	シムコイル	97
エンコード	29	【け】		遮蔽効果	76
【お】		傾斜磁場	24	自由水プロトン	77
横断面	25	傾斜磁場アンプ	99	周波数エンコード	29
オーバーサンプリング	84	傾斜磁場強度	24	周波数エンコード用傾斜磁場	30
オブリーク	25	傾斜磁場コイル	97	自由誘導減衰	14, 20
折返しアーチファクト	82	傾斜磁場シフト	76	受信コイル	101, 103
【か】		ケミカルシフト	76	常磁性	10
回転座標系	12	ケミカルシフトアーチファクト	87	シングルショット EPI	65
回転力	111	牽引力	111	シングルショット FSE	61
外部回転磁場	9, 13	【こ】		神経刺激作用	108
		高周波磁場	13	信号バンド幅	30
				振幅変調波	100

【す】

垂直磁場	96
スピン	8, 12
スピリエコー	45
スピリエコーシーケンス	48
スピリエコー法	46
スピン格子緩和	15
スピンスピン緩和	18
スピン量子数	5
スボイラ	63
スライス	24
スライス厚	25
スライス選択特性	26
スライス選択用傾斜磁場	25
スライス選択励起	26
スリューレート	66

【せ】

静止座標系	12
絶対値画像	41
選択励起	25
選択励起脂肪抑制法	77

【そ】

送受信切替器	101
送信アンブ	100
送信コイル	101
ソレノイドコイル	101, 102

【た】

第一水準管理操作モード	108, 110
第二水準管理操作モード	108, 110
タイムオブフライト法	17, 68
縦緩和	15
縦緩和時間	15

【ち】

超常磁性	10
超電導磁石	95
直交位相検波	38

【つ】

通常操作モード	108, 110
---------	----------

【て】

定常状態自由歳差運動	63
電磁誘導の法則	13

【と】

同一関心領域 SD 法	59
透磁率	10

【な】

内部磁化	10
------	----

【に】

任意断面	25
------	----

【ね】

熱雑音	104
熱的作用	108
熱輻射シールド板	96
熱平衡状態	9

【の】

脳機能イメージング	78
能動遮蔽型傾斜磁場コイル	98

【は】

背景 SD 法	59
バイポーラ傾斜磁場	69
波数	40
パッシブシミング	97
バードケージコイル	101, 102
ハーフフーリエ法	40
パラレルイメージング	105
パルスシーケンス	44
反磁性	10
反転傾斜磁場	45

【ひ】

比吸収率	111
比透磁率	10
標準偏差	57
表面コイル	103

【ふ】

フィールドエコー法	50
フェーズドアレイコイル	104
複素共役対称	40
符号化	29
プランクの定数	5, 9
プリアンプ	101
フーリエ逆変換	41
プリサチュレーション	70
フリップ角	13
プリパレーションパルス	48
フローエンコードパルス	70

フローコンベンションパルス	72
---------------	----

プロトン密度強調	55
----------	----

【へ】

ヘルムホルツコイル	93
変調パルス	26

【ほ】

飽和	16, 70
ボクセル	57
補償用傾斜磁場	45
ポールピース	96

【ま】

マクスウェルコイル	94
末梢神経刺激	109
マルチエコー法	47
マルチショット EPI	65
マルチスライス法	28

【み】

見かけの横緩和時間	19, 20
-----------	--------

【ゆ】

誘導磁場	10
誘導性損失	104

【よ】

横緩和	15, 18
横緩和時間	18
横磁化成分	13
読出し傾斜磁場	30

【ら】

ラーモア角周波数	8
ラーモア周波数	8
ラーモアの歳差運動	8

【り】

リワインダ	64
リングング	26

【ろ】

漏洩磁場	95
------	----

【数字】

180° 反転パルス	44, 45
1 回撮像法	59
3.5 ppm	76
3 次元撮像	58

[A]		Gibbs 現象	87	[R]	
ASGC	98	gradient spoiling	63	RF spoiling	63
[B]		GRAPPA 法	105	RF パルス	13
balanced SSFP 法	62, 63, 65	GRASS 法	64	RF パルスバンド幅	25
Bloch の方程式	20	GRE 法	50	ROI	57
BOLD 効果	78	[H]		[S]	
BW	30	HASTE	61	S/N	103
<i>b</i> 値	73	[I]		SAR	111
[C]		IEC 60601-2-33	108	SENSE 法	105
CHESSE 法	77	IEC 規格	108	SE 法	46
[D]		IR 法	48	sinc 関数	26
<i>dB/dt</i> 値	110	[K]		SMASH 法	105
DSV	94	<i>k</i> 空間	40	SPGR 法	63
DTI	73	[M]		spin isochromat	8
DTT	73	MPG	72	SPIR 法	49
DWI	72	MR compatible	111	spoiled GRE 法	62, 63
[E]		MRCP	62	SSFE	61
EPI 法	65	MRI	1	SSFP	63
ETL	61	MR アンジオグラフィ	70	STIR 法	49
[F]		MR 信号	13	[T]	
FASE	61	MT 効果	78	T1W	54, 57
FE 法	50	[N]		<i>T</i> ₁ 強調	54
FID	14, 20	NbTi	95	T2*W	57
FLAIR 法	49	NMR	1	T2W	55
FLASH 法	63	[P]		<i>T</i> ₂ 強調	55
fMRI	78	PC 法	70	TMS	76
FOV	30	PDW	55, 57	TOF 法	68
FSE 法	61	PNS	109	true FISP 法	65
[G]		PWI	74	turbo FLASH 法	63
Gd 系造影剤	74			[W]	
				wraparound アーチファクト	82

— 著者略歴 —

佐々木 博 (ささき ひろし)

1965年 東北大学工学部電子工学科卒業
1968年 東北大学大学院修士課程修了(電気通信工学専攻)
1971年 東北大学大学院博士課程修了(電気通信工学専攻), 工学博士
1971年 東北大学助手
1980年 東北大学助教授
1981年 株式会社東芝入社
1990年 株式会社東芝医用機器事業部医用機器技術研究所所長
1993年 株式会社東芝医用機器事業部技師長
1995年 株式会社東芝医用機器事業部統括技師長
1997年 株式会社東芝首席技監
1999年 株式会社東芝医用システム社首席技監
2002年 国際医療福祉大学教授
現在に至る

山形 仁 (やまがた ひとし)

1978年 東北大学工学部電子工学科卒業
1980年 東北大学大学院修士課程修了(情報工学専攻)
1983年 東北大学大学院博士課程修了(情報工学専攻), 工学博士
1983年 株式会社東芝医用機器事業部入社
2003年 東芝メディカルシステムズ株式会社勤務
2009年 東芝メディカルシステムズ株式会社技監
2013年 東芝メディカルシステムズ株式会社フェロー
現在に至る

診療放射線技師を目指す学生のための

医用磁気共鳴イメージング論

The Basics of Medical Magnetic Resonance Imaging for Students
Aiming to Become Radiological Technologists

© Hiroshi Sasaki, Hitoshi Yamagata 2015

2015年3月5日 初版第1刷発行

★

検印省略

著者 佐々木 博
山形 仁
発行者 株式会社 コロナ社
代表者 牛来真也
印刷所 新日本印刷株式会社

112-0011 東京都文京区千石 4-46-10

発行所 株式会社 コロナ社

CORONA PUBLISHING CO., LTD.

Tokyo Japan

振替 00140-8-14844・電話 (03) 3941-3131 (代)

ホームページ <http://www.coronasha.co.jp>

ISBN 978-4-339-07239-6 (大井) (製本: 愛千製本所)

Printed in Japan



本書のコピー、スキャン、デジタル化等の無断複製・転載は著作権法上での例外を除き禁じられております。購入者以外の第三者による本書の電子データ化及び電子書籍化は、いかなる場合も認めておりません。

落丁・乱丁本はお取替えいたします