

磁気共鳴画像 (MRI) の進歩 — NMR から MRI へ —

奈良県立医科大学物理学教室

伊藤 善 將

PROGRESS OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING — FROM NMR TO MRI —

YOSHIMASA ITOH

Department of Physics, Nara Medical University

Received April 21, 2004

概 要

磁気共鳴画像診断装置 MRI はその誕生以来著しい進歩を遂げている。また、画質の向上と同時に高速化も進んでいる。今や、MRI は臨床診断の必須の装置になっており、中枢神経系の異常や種々の臓器の病理診断に威力を発揮している。現在も新しい手法が活発に開発されている。2003 年ノーベル医学・生理学賞は、1970 年代初頭にその可能性を発見し、その後も開発に携わってきた P.C. Lauterbur と P. Mansfield に授与された。ここでは、そのはじまりと発展を物理学の視点からふりかえる。

Abstract : The technology of magnetic resonance imaging (MRI) has made remarkable progress since its birth. The acquisition time of graphic data becomes shorter and shorter owing to new techniques and many innovations in data acquisition processes. Now, we can get high grade image quality due to development of MRI technology. MRI is an essential tool for the diagnosis. The 2003 Nobel Prize in Medicine or Physiology was awarded to Paul C. Lauterbur and Sir Peter Mansfield for their work in this field. Here, we review the progress and development of MRI based on a physical viewpoint.

Key words : Zeumatography, EPI (Echo Planar Imaging), Frequency encoding, Phase encoding, Contrast of MRI

1 はじめに

1973 年 Lauterbur によって開発された MRI の初期の発展を物理学の視点に重点をおいてたどる。Lauterbur と Mansfield が行った役割についても考える。まず、NMR の物理学上の知識を簡単に要約する。次に、MRI のはじまりとなる Lauterbur の考え方と成果を紹介し、その独創性について考える。同じ頃 Mansfield は NMR による回折実験を試みて肯定的成果を得た。これを契機に Mansfield は NMR 映像法の開発に積極的に取り組ん

だ。1977 年には磁気共鳴画像を高速に取り込む技法の提案がなされた。これは一度に平面全体の情報を含んだ信号を取り込む方法である。この方法は EPI と名付けられており、現在も盛んに使われている。1980 年 Edelstein からもデータ取り込みに巧妙な方法を提案している。ここでは、これらのことについて物理学の視点から解説を行う。装置の原理的な話はこのあたりにとどめる。4 節では、人体の MRI 像の発展をふりかえり、臨床応用の発展について少し述べる。

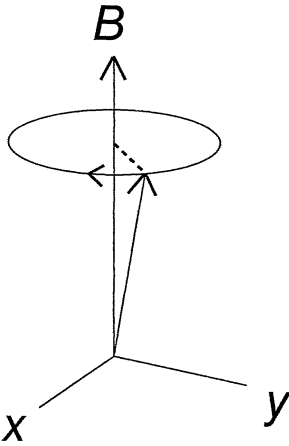


図1. 磁化のLarmor 才差運動. 磁化(傾いた↑印)は円周上を矢印の方向に等角速度で回転する. 磁場方向を z 軸にとり, それに垂直に x, y 軸をとる.

2 MRIのルーツとはじまり

2.1 MRIのルーツ

MRI(磁気共鳴画像およびその診断装置)の源(ルーツ)は, Bloch^{1,2)}とPercell^{3,4)}らによって発見された核磁気共鳴(Nuclear Magnetic Resonance(NMR))にある. まず, NMRの原理を簡単に説明する. 無磁場の場合, 原子核は磁化していないが, 一様な磁場が加えられると, 原子核は磁化する. この磁化は磁場方向を向いている^{a)}. 何らかの原因で磁化が傾くと一様磁場の方向を軸としてLarmor 才差運動を行う(図1). 磁場の磁束密度の大きさを B とすると, Larmor 才差運動の周波数 ν_0 は

$$\nu_0 = \frac{\gamma B}{2\pi} \quad (1)$$

で与えられる. γ は元素の同位体原子核固有の量で磁気回転比(gyromagnetic ratio)と呼ばれ, 磁化の大きさ M と角運動量の大きさ L の間に $M = \gamma L$ で表される関係式が成立する. 陽子の γ の値は42.5 MHz/Tである.

磁場成分が一様磁界と直交する方向に振動し, 振動周波数 ν がLarmor 才差運動の周波数 ν_0 に近い値をもつラジオ波(振動磁場)をかけると, 磁化はラジオ波に共鳴し吸収する. ラジオ波の吸収はその周波数が $\nu = \nu_0$ を満たすところで最大となる. 吸収の強さは, 共鳴を起こす原子核種(同位体, 生体のMRIでは通常陽子が用いられる)の密度と磁化の緩和機構(後述)が関係している¹⁾. 開発当初のNMRは化学や物理の分野で物質の構造解析や

物性解明に使われてきた. それは次の理由からである. NMRの吸収スペクトルから元素の同位体の種類について重要な情報が得られる. 同じ同位体でも分子中の環境が異なると共鳴周波数は少し変化する. この変化は化学シフト^{5,6,7)}と呼ばれ, 分子構造の知識を与える. また, 緩和機構の解明から, 物質内の動的構造の知識が得られる. 現在でも, NMRは化学・物理の分野で重要な分析手法である.

2.2 MRIのはじまり

1973年, Lauterbur⁸⁾はNMRによる物質の映像化の方法を提案し, 実際にそのことが可能であることを実例で示した. 通常, 光などの電磁波を使って物体の像を作る場合, 波長より短い大きさの物体の像を見分けることは不可能である. MRIで使われるラジオ波の波長は5m程度であるので, 単純にはラジオ波による物体像を得ることは不可能である. しかし, Lauterburは次のことを利用するとこの制約を回避できることを実例で示した.

被写体に, 一様な静磁場のほかに線形磁場勾配 Gz をかけると, 位置 z にある陽子のLarmor 周波数は

$$\nu = \nu_0 + \gamma \frac{Gz}{2\pi} (z - z_0) \quad (2)$$

に変化する. Larmor 周波数 ν が z に比例していることは位置情報を含んでいることを意味している. このことを利用するとMRI画像を作ることが可能になる. 被写体に磁場勾配をかけた状態で周波数 ν_0 のラジオ波を使い共鳴させる. ラジオ波と共鳴吸収を起こすのは, 被写体の $z = z_0$ 近傍の z 軸に垂直なスライスに属する陽子のみである. このことを使い, LauterburはNMRの吸収の測定からこのスライスに属する陽子の総量を求めた. 磁場勾配のかけ方を被写体に万遍なく行い, スライスの位置とそのスライスに含まれる陽子分布を記録しておき, 適切な処理を行えば被写体の陽子分布の実空間映像を得ることができる. このようにしてNMRによる映像化が可能になる.

Lauterburの実験結果の紹介に入る前に, 後の理解のために緩和機構の説明をしておく. ラジオ波の共鳴は磁化の回転としてとらえることができる⁹⁾. ラジオ波を中止すると回転がそこで止まり, 磁化はLarmor 才差運動を行いながら, 緩和機構のもとで熱平衡状態(回転始める前の状態)に戻る. 緩和の様子を, ラジオ波による磁化の回転が 90° である場合(90度パルス)を例にとって図2に説明する. 緩和機構は2つあり, 縦緩和(T_1 機構), 横緩和

a) 同位体の各原子核は磁気モーメントをもちその方向は磁場方向かその逆方向である. 無磁場の場合それらが等量存在し, 平均として磁化をもたない. 磁場がある場合, 磁場方向の磁気モーメントの数が増える. このため磁化する.

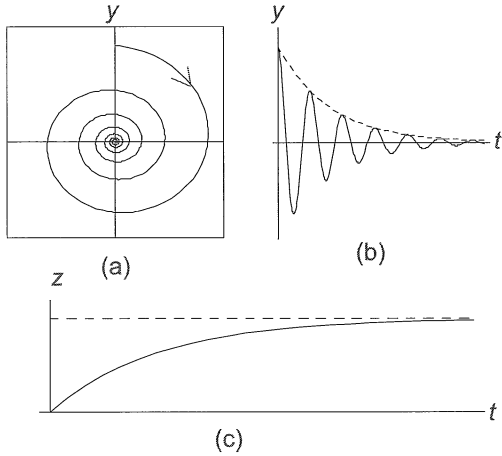


図2. 磁化の面内運動, 時間変化: (a) 磁化の面内運動, (b) T_2 緩和を伴う磁化の y 成分の時間変化(実線), (c) T_1 緩和による磁化 (z 成分) の時間変化(実線). 熱平衡状態の磁化の値(鎖線)

和 (T_2 機構)と呼ばれている^{b)}. 通常, 横緩和時間 T_2 は縦緩和時間 T_1 より速い ($T_2 < T_1$). 図2 (a) は z 軸方向を向いていた磁化が, ラジオ波により y 軸に沿った向きに回転し, そこでラジオ波を中止した場合の Larmor 才差運動の図である. この場合, 磁化の z 成分はゼロになっており, x, y 面内で横緩和とともに減衰を行いながら原点(磁化ゼロの状態)に向かう. 磁化の y 成分の時間変化を図2 (b) に示した. この変化は受信コイルによって検出される. この信号は自由誘導減衰 (Free Induction Decay: FID¹⁰⁾) と呼ばれており, MRI データ取得の一番重要なところである. FID 信号の大きさは共鳴を起こす同位体の量に比例する. $T_2 \ll T_1$ が成り立っている(多くの場合当てはまる)と仮定すると, 横緩和が終了してから縦緩和が起こるとみてよい. この過程の時間変化を図2 (c) に示した. 磁化はゼロから熱平衡状態に戻る.

Lauterbur は, 被写体の試料として, H_2O で満たした内径 1mm の毛細管 2 本を用いた. この毛細管を D_2O で満たした, 内径 4.2mm のガラス管の内壁に接着して実験を行った. 磁場勾配は図3 (a) のに示された x, z 面に垂直な 4 方向(図3 (a) の 1, 2, 3, 4 の方向)をとり, NMR の吸収測定を行っている. 実際の測定では磁場勾配の方向は固定し, y 軸を軸とし被写体の方を回転している. これら 4 方向のラジオ波(FID) 強度測定で得られた陽子密度

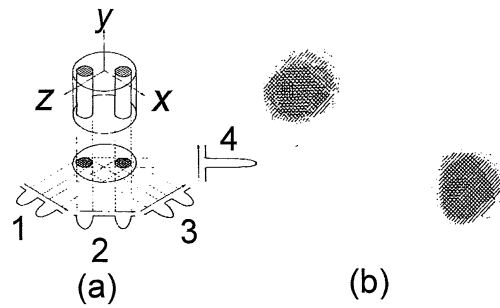


図3. Zeumatography 概念図: (a) 実験装置, 磁場勾配の 4 方向 (1, 2, 3, 4), 磁場勾配の方向に垂直なスライスに属する陽子の量. (b) Zeumatogram. (文献⁸⁾ の図を翻案).

分布のデータを当時開発されて間もない, X 線 CT で知られていた Cormack^{11, 12)} および Housefield¹³⁾ の映像化の方法を用いて画像化を行った. 磁場勾配としては 700 G/cm を使い, 共鳴周波数は 60MHz, 共鳴幅は 5Hz であった. この実験条件では, スライス幅は約 0.1mm 位になっている. 実際に用いた映像化の方法は逆 Projection 法と同等の方法¹⁴⁾である. 図3 (b) が得られた像である. Lauterbur はこの画像化の方法をギリシャ語の ζευγμα (“joining”を意味する)に因んで Zeugmatography と名付けた.

さらに, 2本の毛細管の一方に $MnSO_4$ を添加すると, 縦緩和(エネルギー緩和)時間 T_1 の違いが生じ, その違いにより映像の差が出ることを見だしている.

ほとんど同じ時期に, Mansfield は Grannel とともに NMR を使い X 線回折に相当する方法で固体の原子配列を決定する試みを行った¹⁵⁾. 彼らの発想は, “共鳴を起こした陽子が発するラジオ波の干渉効果を含んだ自由誘導減衰(FID)にX線回折と同様に原子配列の情報が取り出せるのではないか”という期待にあった. 結晶構造の回折像を得る磁場勾配の大きさを評価すると $Gz = 10^8$ G/cm となる. このように大きな磁場勾配を作りだすことは現在でも実現不可能である. しかし, 細胞膜などの生体への応用を意識し, 巨視的な厚み 1 ~ 2mm 程度の一様な樟脳膜数枚を重ねたものについては, FID に干渉効果が表れた(図4 (a)).

ここで, FID と試料の密度分布の関係を整理しておく.

b) 縦緩和はスピナー格子相互作用によって起こり, 磁気エネルギーの緩和を伴う. 横緩和はスピンスピン相互作用や磁場の不均一性によって生じ, エネルギー緩和を伴わない. 後者によって生じる横緩和はスピネコー¹⁰⁾を使うと回復可能である. T_2^* 緩和とよばれ, 本来の T_2 緩和と区別されている ($T_2^* < T_2$ が成立. 詳細省略).

試料膜は z 軸に垂直に置かれているものとする。磁場勾配を G ,

$$p = \gamma G t, \tag{3}$$

また、位置 r における陽子密度を $\rho(r)$, t を磁場勾配かけてからの経過時間とする。Mansfield らは、このとき、FID 信号 $S(p(t))$ が陽子密度 $\rho(r)$ の Fourier 変換

$$S(p(t)) = \int \rho(r) \exp(ip \cdot r) dr \tag{4}$$

に比例することを見いだしている。従って、陽子密度は FID の Fourier 逆変換

$$\rho(r) = \int S(p) \exp(-ip \cdot r) dp \tag{5}$$

に比例することになる。これらの知識は後に MRI 開発の際の大きな指針を与えた。FID 信号 $S(p(t))$ の観測結果について Fourier 逆変換 (5) を行うと、陽子の空間密度分布 $\rho(r)$ がわかる。Mansfield らは図 4 (a) で得られた FID 信号の Fourier 逆変換を求めて、層構造の分離像を得ることに成功した(図 4 (b))。

現在の MRI 装置の発展は 1973 年の Lauterbur および Mansfield の発案により道が開かれた。以後、Lauterbur および Mansfield は NMR による人体画像の取得とその高速化をめざし、NMR 映像法の開発に精力的に取り組んだ。

3 MRI の発展

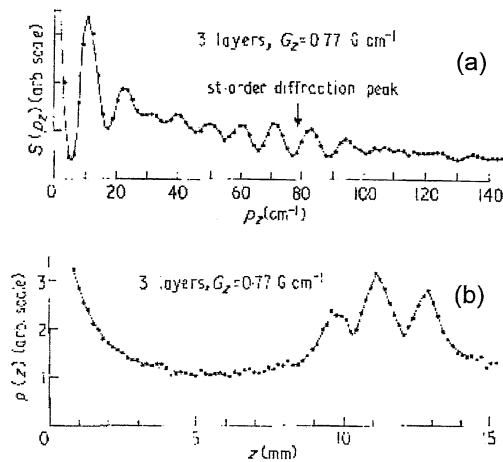


図 4. 3層樟脳の FID とその Fourier 変換：(a) 磁場勾配 $G_z = 0.77 \text{ G cm}^{-1}$ のもとでの FID. (b) FID の Fourier 逆変換。樟脳の 3 層構造がとらえられている。(文献¹⁵⁾の図を翻案)

Lauterbur と Mansfield の提案後、NMR を使って映像を得る方法としてさまざまな方法が提案された。Mansfield 自身も次々と新しい改良の方法を提出した。現在、臨床で用いられている方法は Fourier 変換を利用する方法に収束している。試料にラジオ波(選択励起パルスと呼ばれる)を吸収させて試料から 1 度に収集できる領域で分類すると図 5 で示された領域に整理される。これらを仮に (a) 点スキャン, (b) 線スキャン, (c) 面スキャン, (d) 容積スキャンと呼ぶことにする。

開発の初期には (a), (b) の方法が提案され、高速化の要求に従って、(c) および (d) の方法が考案された。点スキャン^{16, 17, 18, 19)} は映像を得るのに計算を要しないという利点があるが、データ収集に時間がかかり臨床の現場では使えない。線スキャンの初期の主なもののは投影法^{8, 20)}と Fourier 変換法^{21, 22)}である。現在の MRI 装置は (c), (d) のスキャンを用いた装置になっており、様々なアイデアと技術が集積されている。

3.1 線スキャン

線スキャンの例²²⁾をあげておく。要点は一度に図 5 (b) 線部分の情報全体を取り込む点にある。試料に次に記す磁場勾配と選択励起パルスを加え測定準備を行い、第 3 段階で新たな磁場勾配のもとで FID を観測する(図 6, 7)。

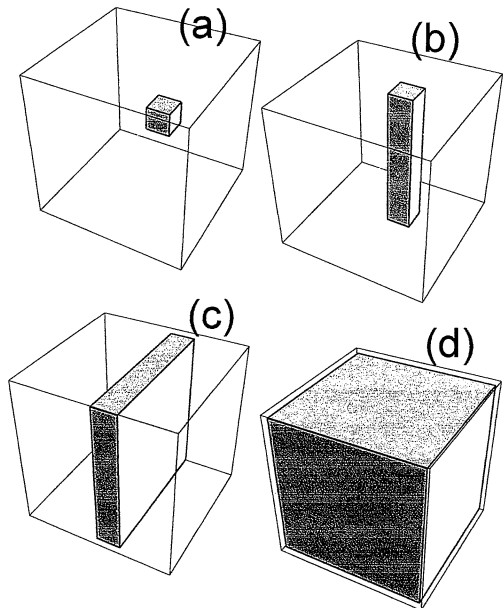


図 5. 信号収集領域:(a) 点スキャン, (b) 線スキャン, (c) 面スキャン, (d) 容積スキャン

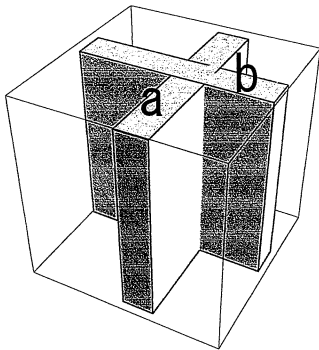


図 6. スライス選択で決定される線部分: a は $x_0 \sim x_0 + \Delta x$ 部分, b は $x_0 \sim x_0 + \Delta y$ 部分, a, b が交わる部分について FID を観測する

1. (X) 磁場勾配 G_x のもとで, 選択励起パルス P_x を加え (図 7 (a),(b)), $x_0 \sim x_0 + \Delta x$ 部分の x 軸に垂直なスライス (図 6 a 部分) に属する陽子の磁化を回転させる. 選択励起パルス P_x を切断したところで FID が表れる (図 7 (c)).
2. (Y) 磁場勾配を G_x から G_y に切り替える. さらに, 選択励起パルス P_y を加えて $y_0 \sim y_0 + \Delta y$ 部分の y 軸に垂直なスライス (図 5 b) に属する陽子の磁化を回転させる.
3. (Z) 磁場勾配を G_y から G_z に切り替え同時に選択励起パルス P_y を切断すると FID が観測される (図 7 (c)). (X),(Y) の段階で線部分が選択され (Z) に移行すると FID が観測される. この FID は線上の陽子の線密度 $\rho(x_0,$

$y_0, z) \Delta x \Delta y$ の Fourier 変換になっている. 従って, 観測される FID について Fourier 逆変換を求めると線部分の陽子密度 $\rho(x_0, y_0, z)$ が観測されたことになる. つまり, 線部分について像が得られたことになる. 図 6 a のスライスについて 2次元画像を得なければ, (Y) の磁場勾配の与え方を調節しながら 3つの段階を

$$(X, Y(1), Z), \Delta, (X, Y(2), Z), \Delta, \dots, \Delta, (X, Y(N), Z) \tag{6}$$

のように繰り返し,

$$\rho(x_0, y_0, (1), z), \rho(x_0, y_0, (2), z), \dots, \rho(x_0, y_0, (N), z)$$

を得る. $\{\rho(x_0, y_0(k), z), [k=1, \dots, N]\}$ について 2次元面 (スライス (図 6 a)) 全域を埋め尽くすようにする. Δ は次の繰り返しまでの時間で, 平衡状態に戻る時間を確保している. 得られた 1次元像をつなぎ合わせると 2次元像が得られる. Mansfield らが提案したこの方法は現在 MRI の装置で使われている周波数エンコードの原型である.

Lauterbur の方法と比較してみると, 投影法で一度に観測しているのは線部分の陽子密度を積分したものになっている. Mansfield らの提案では既に述べたように 1度の測定で位置情報も取り込んでいる. このことは画像の 2次元データの取得に時間を要しないことを意味している. そのため, 高速化が図られたといえる.

Mansfield らは開発した装置を用いて 2次元像を得ているが, 数 cm の大きさのものについて 1.5 分~20 分要している. 線部分の画像取得は一度の FID 観測で可能であるが, 待ち時間 Δ をとる必要があるため 2次元画像の取得に時間がかかる. この時間を利用する方法が意識され, その時間を活用すると高速化が図られる. これは次の課題となった.

3.2 面スキャン

2次元画像得るための高速化は前節の考え方を 2次元に拡張することで得られる. 一度に図 5 (c) 面全体の情報を取り込む方法がいろいろと考え出された. 医学用に開発された重要な方法としては FLASH, FAST, EPI 法などがある. これらの方法はいずれも時間変化する多数の磁場勾配の系列 (シーケンス) を用いて画像元データを収集する. 例を比較的簡単な EPI 法²³⁾ について説明する. 説明に入る前に Fourier 変換と時間変化する磁場勾配の間の関係を知っておくと理解が容易になる. この関係は, 既に, 式 (3),(4) で表れているが, 磁場勾配の時間変化が $G(t)$ で表される場合, (3) 式の代わりに

$$p(t) = \int_0^t \gamma G(t') dt' \tag{7}$$

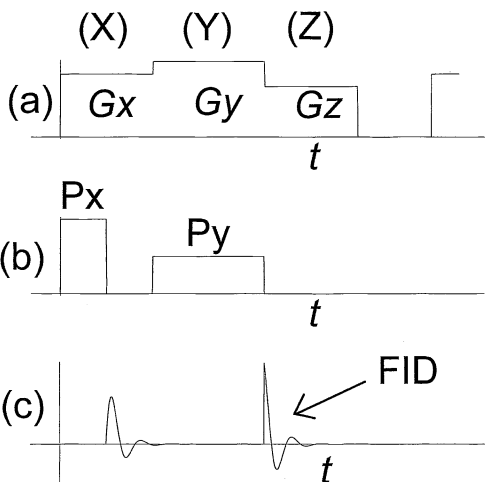


図 7. (a) 磁場勾配の切り替え, (b) 選択励起パルス, (c) FID 信号

を用いなければならない。

前節で既に述べたが、縦緩和時間 T_1 は長いので FID を観測した後も被写体に選択励起パルスの影響が残っている。その影響は画質と関係があるため、 Δ を十分長くしておくなければならない。Mansfield はこの時間を 2 次元データの収集に有効に利用する方法を見いだした。

前節と同様、まず磁場勾配 G_x のもとで選択励起パルスを加え $x_0 \sim x_0 + \Delta x$ 部分の x 軸に垂直なスライスの陽子の励起を行う。次の段階で図 8 (a),(b) で表される時間的に変化する磁場勾配 G_z と一定な磁場勾配 G_y をかける。関係式 (7) を用い、磁場勾配の時間変化 $G(t)$ から $p(t)$ の時間変化を求めると、図 8 (d) の k -space を $1 \rightarrow 2 \rightarrow 3 \dots$ のようにスイープする。磁場勾配 G_z が逆転されるたびに選択励起パルスで作られたエコー (FID 信号) が生成される (図 8 (c))。これら一連のエコー全体が 2 次元情報を含んだ信号になっている。これら一連の FID 信号を 2 次元陽子密度分布の Fourier 変換の空間 (p 空間 (現在では、 k 空間と呼ばれている)) でみると、図中の (d) に対応した軌跡の知識を与える。FID から得られた k 空間のデータの Fourier 逆変換を行うと 2 次元画像が得られる。上記のことがらからわかるように、ただ 1 度の選択パルスを与えるだけで選択された面の画像が得られることになる。この方法を用いると 2 次元画像取得時間が大幅に節約できる。人体の大きさで 1 秒未満で 2 次元画像を再生できる。

同じ時期にいくつかの重要な提案がなされている。1975 年、Kumar らは FID 観測中に磁場勾配を切り替え

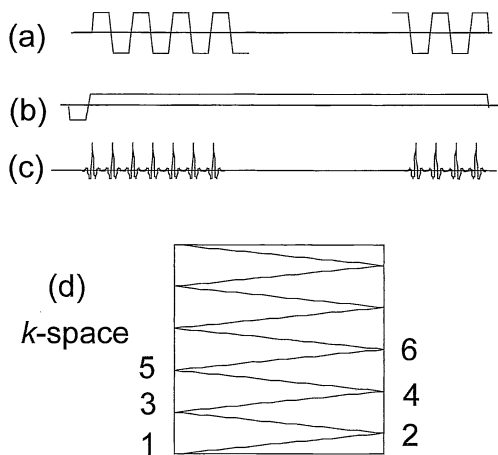


図 8. (a) 磁場勾配 G_z の切り替え, (b) 磁場勾配 G_y , (c) FID, (d) $p(t)$ の軌跡 (縦軸 p_y , 横軸 p_x). (c) では T_2 による減衰の効果を無視している。

るという方法²⁴⁾を提案している。被写体画像は Fourier 変換を用いて処理されるが、この方法を用いると計算が簡素化されることが利点である。Edelstein らは Mansfield と異なる新しい選択励起パルスと時間変化する磁場勾配の組み合わせを提案²⁵⁾している。初期の方法では、通常、FID 信号 (4) は実数部分のみを利用していた。Edelstein らは平面の位置情報を得るために FID 信号 (4) の虚数部分も利用するという方法である。この方法は位相エンコードと呼ばれ、現在でもいろいろの方法が考案され盛んに使われている。Edelstein らは提案した装置に基づいて作成した装置を用いて全身各部分の画像を得た。

2 次元画像の取り込みの高速化の延長線として 3 次元画像の取り込みの開発も進められてきたが、このことについては省略する。高速 3 次元映像化は臨床応用にとって必須事項である。この方面の最近の発達も著しい。現在では高性能の 3 次元アンギオグラフィーが得られ、診断に活用されている。現状を考えると、実時間画像化も近いうち実現されることが予測される。そうなればこのような MRI は手術などの際に有力な補助装置となるであろう。

4 臨床応用

4.1 臨床応用

開発当初の MRI 装置は比較的小さな人工物を被写体としていた。腫瘍では緩和時間 T_1 が長くなるという Damadian や Weisman らの報告^{26, 27)}があったので初期の頃から絶えず MRI 画像を臨床診断に結びつけたいという力がはたらいていた。人体 MRI 画像は 1980 年前後から得られるようになった。人体を被写体とした最初のは、多分、指の画像²⁸⁾であろう。骨の部分 (T_1 は長い) は明るさが弱くなっている。動いている水 (T_1 は短い) は明るくなる (理由は後述 (10) より明らか)。骨中の水が動かないことが大きな理由である。X 線 CT は電子密度を見ているので原子番号の大きい Ca などが濃淡を作りだし、形態像が写し出される。原子番号の小さい水素はほとんど見えない。X 線とは対照的に、MRI で見ているのは生体に含まれている水や低分子化合物に結合されている水素である。そのため MRI は X 線が不得手な柔らかい組織間の違いを見分けるのに適している。Hinshaw らは、1977 年に X 線 CT と同程度の鮮明度をもつ、ひとの腕の横断面の NMR 映像²⁹⁾を得ている。次の年、腕より大きいウサギの頭部の映像³⁰⁾を得た。組織間の違いが写し出されている。生身の人体の全体映像は Mansfield らによって初めて得られた³¹⁾。これは Housfield らに始まる

医用画像の進展の流れを受けてなされてきた MRI 技術の改良と画質の向上によって可能となったものであった。しかし、なお改良すべき点は多く残っていた。1981 年にはかなり画質が向上した映像が得られている³²⁾。その後の進歩は著しい。MRI の基本原理の解説と 1993 年頃までの MRI の臨床応用についての要領よいまとめが R.R.Edelman らの総合報告^{33, 34)}に見ることができる。

4.2 MRI 画像のコントラスト

MRI 開発の初期には画像のコントラストは概ね被写体の陽子密度で定まると意識が強くはたっていた。それは X 線 CT が被写体の X 線吸収の投影が元データであることの影響のように思える。MRI 画像の画質の向上とともに画像のコントラストは単に陽子密度のみで定まるのではなく、データ収集のためのシーケンスの与え方と被写体中の局所的な物理定数(緩和時間 T_1, T_2 や拡散定数 D , モビリティ)の分布が影響していることが明らかになってきた。現在使われている代表的なシーケンスでスピネコー¹⁰⁾の例(図 9)をあげる。

TR は繰り返し時間, TE はエコー時間と呼ばれている。通常, MRI では TR として縦緩和時間 (T_1 , スピン-格子緩和時間)程度が採用され, TE としては横緩和時間 (T_2 : スピンスピン緩和時間 ($T_2 < T_1$ が成り立つ))程度が用いられる。画質のコントラストが TR, TE に大きく依存していることが知られている。

画像のコントラストが決定される要因について考察する。要因は撮像法に関係しているが、既に述べたように陽子の局所密度 $\rho(r)$ の分布のみで決まるのではない。結果のみを述べると、概ね、

$$C(r, TR, TE) = \rho(r) \left[1 - \exp\left(-\frac{TR}{T_1(r)}\right) \right] \times \exp\left(-\frac{TE}{T_2(r)}\right) \quad (8)$$

で定まっている。MRI で見ているのは (8) で定義された $C(r, TR, TE)$ から作られた FID ということになる。よく知られていることであるが、TR, TE を変えたと何が見えるかを調べてみよう。

- 1. $TE \leq T_2, TR \geq T_1$ の場合: プロトン密度強調画像

$$C(r) \sim \rho(r) \quad (9)$$

画像はプロトン密度の分布を反映している。

- 2. $TE \leq T_2, TR \leq T_1$ の場合: T_1 強調画像

$$C(r) \sim \rho(r) \left[1 - \exp\left(-\frac{TR}{T_1(r)}\right) \right] \quad (10)$$

この場合, T_1 の短いところは明るくなり, 長いところは暗くなっている。動く水の部分の T_1 は短い。

- 3. $TE \geq T_2, TR \geq T_1$ の場合: T_2 強調画像

$$C(r) \sim \rho(r) \exp\left(-\frac{TE}{T_2(r)}\right) \quad (11)$$

この場合, T_2 の短いところは暗くなり, 長いところ

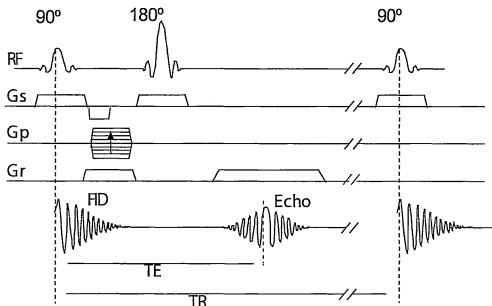


図 9. スピネコーのシーケンス(シーメンス提供). FD は FID と同じ。

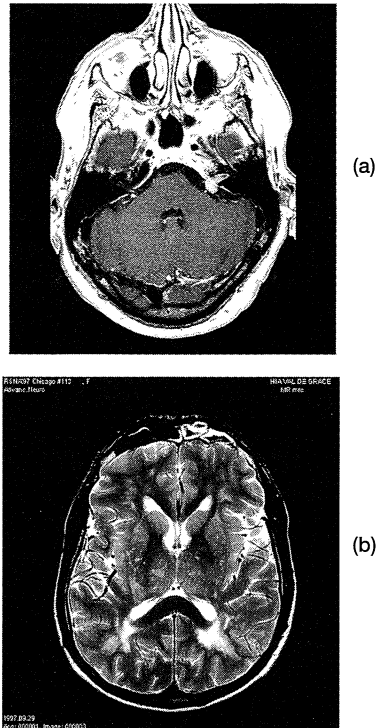


図 10. (a) T_2 強調画像, (b) T_1 強調画像(シーメンス提供)

は明るくなっている。

MRI は X 線と異なり撮像条件を変えると画像のコントラストの付き方が大きく変化する。このことは誠に興味深い。緩和時間以外にも拡散係数、移動度(モビリティ)に焦点を当てたコントラストの付け方が実用化されている。拡散強調画像、灌流画像と呼ばれて、臨床診断に威力を発揮している。最後に、 T_1 強調画像、 T_2 強調画像の例をあげておく(図 10)。

この例ではわからないが、一般に明暗が逆転している傾向が見られる。

5 お わ り に

NMR はもともと原子分子のスペクトルや液体固体の緩和機構を通して物質構造や物性を明らかにする手段として使われてきた。化学の分野では物質解明にはスペクトルを分離する方向の技術が求められていた。そのためには磁場の均一性が必要になる。1973 年の Lauterbur の磁場勾配をかけて NMR を行うと位置に関する知識が得られるという発想は化学が求めている方向と逆の方向の研究を意味していた。X 線 CT の実用化が大きな原動力になったことと思われるが、以後、NMR による画像診断装置の開発がねばり強く続けられていった経過は感銘深い。Mansfield は新しい高速撮像のアイデアを次々と提出し画質の向上に大きく貢献した。人体の画像が得られるようになったのは 1980 年前後のことである。いろいろのグループが独自の方法で画像を得た。その後の急速な進展は驚嘆に値する。高速化の基本的な技術である、EPI²³⁾や位相エンコーディング²⁵⁾は 1980 年には既に提出されていたことは驚きである。

この総説の依頼を受けたとき、MRI の知識をもっているつもりでいた。いいわけになるが、無知であることが判明したのは今年に入ってからのことである。この総説は奈良医大で手に入れることのできた文献をもとに短期間に作成したものである。思い違いやら重要であるにもかかわらず書き漏らしている事柄が多々あると思うがご容赦願いたい。

謝 辞

奈良医大寄生虫学石坂重昭教授には、この総説の執筆の機会を与えて下さったことに対し、また、奈良医大放射線学吉川公彦教授には MRI のことに関し助言と援助を下されたことに対し、シーメンス旭メディテック株式会社龍村元様に対しては貴重な資料を提供して下さいたことに対し感謝いたします。

文 献

- 1) E. L. Bloch. Nuclear induction. Phys. Rev., Vol. 70, pp. 460-473, 1946.
- 2) E. L. Bloch, W. W. Hansen and M. Packard. The nuclear induction experiment. Phys. Rev., Vol. 70, pp. 474-480, 1946.
- 3) E. M. Purcell, H. C. Torrey and R. V. Pound. Resonance absorption by magnetic moments in a solid. Phys. Rev., Vol. 69, pp. 37-38, 1946.
- 4) N. Bloembergen, E. M. Purcell and R. V. Pound. Relaxation effects in nuclear magnetic resonance absorption. Phys. Rev., Vol. 73, pp. 679-712, 1948.
- 5) W. C. Dickinson. Dependence of the F^{19} nuclear resonance position on chemical compound. Phys. Rev., Vol. 77, pp. 736-737, 1950.
- 6) W. G. Proctor and F. C. Yu. The dependence of a nuclear magnetic resonance frequency upon chemical compound. Phys. Rev., Vol. 77, p. 717, 1950.
- 7) W. D. Knight. Nuclear magnetic resonance shift in metals. Phys. Rev., Vol. 76, pp. 1259-1260, 1949.
- 8) P. C. Lauterbur. Image formation by induced local interactions: Examples employing nuclear magnetic resonance. Nature, Vol. 242, pp. 190-191, 1973.
- 9) C. P. Slichter. Principles of Magnetic Resonance (2nd Ed.).
- 10) E. L. Hahn. Spin echos. Phys. Rev., Vol. 80, pp. 580-601, 1950.
- 11) A. M. Cormack. Representation of a function by its line integrals with some radiological applications. J. Appl. Phys., Vol. 34, pp. 2722-2727, 1963.
- 12) A. M. Cormack. Representation of a function by its line integrals with some radiological applications II. J. Appl. Phys., Vol. 35, pp. 2908-2913, 1964.
- 13) G. N. Hounsfield. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I. description of system. Br. J. Radiol., Vol. 46, pp. 1016-1022, 1973.
- 14) R. Gordon and R. A. Crowther. Comm. Assoc. Comput. Mach., Vol. 14, p. 759, 1971.
- 15) P. Mansfield and P. K. Grannell. NMR

- "diffraction" in solids? *J. Phys. C : Solid St. Phys.*, Vol. 6, pp. L422-425, 1973.
- 16) **W. S. Hinshaw.** *Phys. Lett.*, Vol. A48, p. 87, 1974.
- 17) **W. S. Hinshaw.** *J. Appl. Phys.*, Vol. 47, pp. 3709-3721, 1975.
- 18) **R. Damadian et al.** *Physiol. Chem. and Phys.*, Vol. 8, pp. 61-65, 1976.
- 19) **阿部善右工門 et al.** 計測制御学会論文集, Vol. 10, p. 290, 1974.
- 20) **P. C. Lauterbur.** *Pure and Appl. Chem.*, Vol. 40, pp. 149-157, 1974.
- 21) **A. N. Garroway, P. K. Grannell and P. Mansfield.** Image formation in NMR by a selective irradiative process. *J. Phys. C: Solid St. Phys.*, Vol. 7, pp. L457-462, 1974.
- 22) **P. Mansfield, A. A. Maudsley and T. Baines.** Fast scan proton density imaging by NMR. *J. Phys. E: Sci. Instrum.*, Vol. 9, pp. 271-278, 1976.
- 23) **P. Mansfield.** Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J. Phys. C : Solid St. Phys.*, Vol. 10, pp. L55-58, 1977.
- 24) **A. Kumar, D. Welti and R. R. Ernst.** NMR fourier zeugmatography. *J. Magn. Resonance*, Vol. 18, pp. 69-83, 1975.
- 25) **W. A. Edelstein, J. M. S. Hutchinson, G. J. Johnson and T. Redpath.** Spin warp NMR imaging and applications to human whole-body imaging. *Phys. Med. Biol.*, Vol. 25, pp. 751-756, 1980.
- 26) **R. Damadian.** Tumor detection by nuclear magnetic resonance. *Science*, Vol. 171, pp. 1151-1153, 1971.
- 27) **I. D. Weisman, I. H. Bennett, L. R. Maxwell, M. W. Woods and D. Burk.** Recognition of cancer in vivo by nuclear magnetic resonance. *Science*, Vol. 178, pp. 1288-1290, 1972.
- 28) **P. Mansfield and A. A. Maudsley.** Medical imaging by NMR. *Br. J. Radiol.*, Vol. 50, pp. 188-194, 1977.
- 29) **W. S. Hinshaw, P. A. Bottomley and G. N. Holland.** Radiographic thinsection image of the human wrist by nuclear magnetic resonance. *Nature*, Vol. 270, pp. 722-723, 1977.
- 30) **W. S. Hinshaw, E. R. Andrew, et. al.** Display of cross sectional anatomy by nuclear magnetic resonance imaging. *Br. J. Radiol.*, Vol. 51, pp. 273-280, 1978.
- 31) **P. Mansfield, I. L. Pykett, P. G. Morris and R. E. Coupland.** Human whole body line-csai imaging by NMR. *Br. J. Radiol.*, Vol. 51, pp. 921-922, 1978.
- 32) **W. A. Edelstein, J. M. S. Hutchinson, et. al.** Human whole-body NMR tomographic imaging: normal sections. *Br. J. Radiol.*, Vol. 54, pp. 149-151, 1981.
- 33) **R. R. Edelman and S. Warach.** Magnetic resonance imaging—first of two parts. *N. Engl. J. Med.*, Vol. 328, pp. 708-716, 1993.
- 34) **R. R. Edelman and S. Warach.** Magnetic resonance imaging—second of two parts. *N. Engl. J. Med.*, Vol. 328, pp. 785-791, 1993.