

第 9 章 計測技術の基礎 9.4 MRI 計測

MRI は Magnetic Resonance Imaging system の略称で、「核磁気共鳴画像装置」と訳される。医療診断装置の一つとして病院などへの導入が進み、MRI 検査として一般に知られる。MRI は、従来のレントゲン撮影が抱える X 線被曝の問題が無いこと、原理的に水（原子核）の動態を捉えることから生体軟部組織の直接観測に向いている、といった特長を持っている。したがって、MRI は医療診断のみならず医工学等の研究への応用といった点からも極めて有用な装置である。

MRI の歴史：

磁気共鳴 (MR: Magnetic Resonance) は、核磁気共鳴 (NMR: Nuclear Magnetic Resonance) のほか、電子スピン共鳴 (ERS: Electron Spin Resonance)、核四極子共鳴 (NQR: Nuclear Quadrupole Resonance) などをまとめて指す用語である。医療分野で用いられる MR は NMR であり、その中に MRI と核磁気共鳴分光法 (MRS: Magnetic Resonance Spectroscopy) が含まれる。MRI が臨床応用された初期には NMR と呼ばれていたが、“N”が放射性核種の「核 (Nuclear)」を意味する言葉であり、患者に不安を与えるとして忌避され、“N”を除いて MRI という名称になった。その MRI つまり NMR に関する研究の歴史を辿ると、先ず 1946 年にアメリカの Purcell¹⁾および Bloch²⁾が同時に発表した核磁気共鳴現象についての報告がある。これは、現在使用されている MRI の原理を示すものである。その後、Bloembergen³⁾によって、核磁気緩和の実験とその理論付けが行われ、1950 年には、ラジオ波パルス (RF パルス) を用いたスピンエコー法が Hahn⁴⁾によって発表された。現在の MRI 撮像はこのスピンエコー法に基づいて行われている。1960 年代後半、時間情報とスペクトル情報を同時に得るためのデータ積算法が発表され、低感度である MRI の欠点が改善された。また、鮮明な画像を得るために、観測対象である組織の種類や状態によって水プロトンの緩和時間（縦緩和時間 (T1) と横緩和時

間 (T2) とがある) が異なることを強調するような画像コントラスト調整法が開発された。その他、化学シフトを用いた体内物質の画像化、造影剤に関する研究、血流などの巨視的な流れ、微視的な動きである分子の拡散、タンパク質と水との相互作用、など MRI の臨床応用に不可欠な研究^{5),6)}に利用されている。

MRI の原理⁷⁾:

NMR の測定対象は、核スピンと呼ばれる量子論的な物理量、すなわち陽子や中性子のスピン角運動量であり、その値は核種によって決まっている。ただし、 ^{12}C や ^{16}O のように陽子数、中性子数がともに偶数である原子核では、それぞれのスピンの 2 個ずつの対を形成し、スピン角運動量が 0 になってしまうため核スピンを持たない。核スピンを持つ原子核は、磁気モーメントを持ち小さな磁石と見なすことができる。通常、物質を構成する原子核のスピンの向きはバラバラであり、物質全体では相殺されて磁気を帯びていない。この状態に外部から強い磁場を作用させると、原子核のスピンの向きが、磁場の向きに揃い、一定のエネルギー差を持った 2 つのエネルギー状態 (ゼーマン分裂 (Zeeman Splitting) と呼ばれる) をとることになる。そして、原子核 (のスピン) は、磁場ベクトル \mathbf{B}_0 の周りを一定の周波数で回転する。この原子核のスピン運動を歳差運動といい、その周波数はラーモア周波数 (Larmor Frequency) ω と呼ばれる。ラーモア周波数は、原子核固有であり、印加された磁場の大きさによって決まる。ゼーマン分裂によるエネルギー差 (ゼーマンエネルギー) に一致するラーモア周波数の回転磁場 (前述の RF パルス) を与えることにより、原子核は図 9.4.1 に示すようにエネルギー準位間で遷移する。そして、RF パルスを停止すれば徐々に元の状態に戻る。この RF パルス停止後、定常状態に戻るまでを緩和過程と呼び、その緩和の速さは生体組織によって異なる。MRI では、各生体組織における緩和の速さの違いを電

磁波の形で検出し，画像化している。

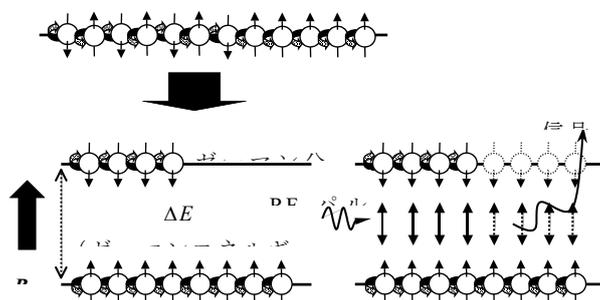


図 9.4.1 静磁場 B_0 中の原子核スピンの励起と緩和

MRI の特徴：

MRI は，他の画像診断法では得ることのできない物質量，物性，物質の種類，そして動きといった多様な生体情報を放射線被曝なしでかつ非侵襲的に取り出せるという特長を持っている。MRI で得られる生体組織の主な情報と測定原理を示す。

- (1) 核スピン密度：信号強度はプロトンの密度に比例する。
- (2) 物性情報：物質の種類や状態に特有な緩和時間 T_1 と T_2 が得られる。
緩和時間は，核スピンを含む分子と周辺分子の間の相対的な配置や運動を反映する量であり組織の状態を示すものである。さらに分子の拡散速度も画像に反映させることができる。
- (3) 物質情報：化学シフトから化合物情報が得られる。体内物質の分布や状態，あるいは生理活性物質や代謝の状態を把握でき，画像情報として描出できる。
- (4) 分子の並び方や束縛状態：静磁場の向きと分子勾配の関係がスペクトル，あるいは画像として描出できる。
- (5) 原子核の巨視的な動き：緩和時間や信号の位相を通じて，物質の流れ（血液の流れ）やゆらぎ（拡散速度等）が信号強度に反映される。

一方、欠点の主なものとしては

(1)金属製品や Fe 成分が入っている物質は撮像できない。

(2)X線 CT より空間分解能が劣る。

(3)検査装置の患者収容スペースが狭く、検査時間が長い。

などが挙げられる。

計測例：

(1) バイオメカニクスの例

MRI を応用した研究は医歯学分野に限らず理工学分野でも数多く行われている。ここでは整形外科バイオメカニクスにおける代表例として 3 次元骨モデルの再構築⁸⁾を紹介する。他に, MRI を用いた膝運動解析の解説⁹⁾や論文^{10),11)}があるので参照されたい。

コンピュータ支援整形外科手術 (CAOS : Computer-Assisted Orthopaedic Surgery) のためには, 高精度な 3 次元骨モデルの再構築が必要不可欠であり, 放射線被曝の無い MRI が注目されている。MRI では高信号強度で描出される部位は白, 低信号強度のそれは黒となるので, 撮影法によって特定の組織や部位を強調したさまざまな画像を得ることができる。骨モデルを再構築する際には, 関節軟骨から高い信号強度が得られる撮像法を選択する。また T1 強調画像では結合水の, T2 強調画像では自由水の信号強度が各々高くなるため, 骨モデル再構築には主に T1 強調画像を使用する。

膝の T1 強調画像では関節軟骨や筋肉などから高強度の, 骨や靭帯などから低強度の信号が各々得られる (図 9.4.2)。膝の 3 次元骨モデルを再構築するには, MRI 画像から骨の領域だけを抽出する必要があるが, 骨は信号強度が低いため, 高い信号強度の骨周囲の筋肉や関節軟骨から骨との境界を推定し, 骨輪郭を決定する (図 9.4.2)。すべての断層画像で骨輪郭を決定し, そ

れらを結合することによって、3次元骨モデルが得られる。骨領域の抽出は主に手動で行うことになるが、高解像度のMR撮像を行えば、3次元骨モデルの形状誤差を1mm以下に抑えることが可能である。

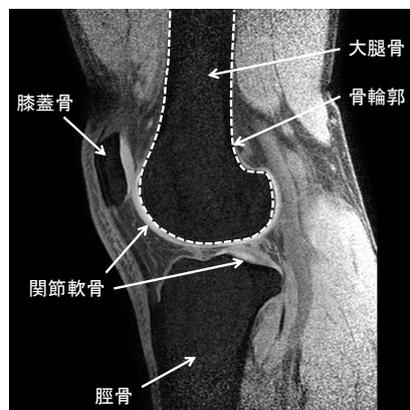


図 9.4.2 膝の MRI 画像

参考文献

- (1) Purcell, E.M., Torrey, H.C. and Pound, R.V.: Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid, *Phys. Rev.*, **69**-1-2 (1946), 37-38.
- (2) Bloch F.: Nuclear induction, *Phys. Rev.*, **70**-7/8 (1946), 460-474.
- (3) Bloembergen, N., Purcell, E. M. and Pound, R.V.: Relaxation effects in nuclear magnetic resonance absorption, *Phys. Rev.*, **73**-7 (1948), 679-712.
- (4) Hahn, E.L.: Spin echoes, *Phys. Rev.*, **80**-4 (1950), 580-594.
- (5) Akasaka, K., Konrad, M. and Goody, R. S.: Selective spin diffusion; a novel method for studying motional properties of biopolymers in solution, *FEBS Lett.*, **96**-2 (1978), 287-290.
- (6) Edelman, W. A. and Hutchison, J. M.: Spin warp NMR imaging and application to human whole-body imaging, *Phys. Med. Biol.*, **25**-4 (1980), 751-754.
- (7) e.g., Hashemi, R. H., Bradley, W. G. Jr. and Lisanti, C. J.: *MRI The Basis*, Medical Science International Publishing, (2001), Tokyo (in Japanese).
- (8) Sasagawa, K., Watanabe, S., Kobayashi, K., Sakamoto, M., Tanabe, Y., Sato, T. and Koga, Y.: Accuracy examination of three-dimensional bone surface model using MRI and CT (in Japanese), *J. Jap. Soc. Clin. Biomec.*, **29** (2008), 397-402.
- (9) Iwaki, H.: Tibio-femoral movement of the knee using MRI (in Japanese), *J. JSEM*, **6**-1 (2006), 9-12.

- (10) Yoshida, H., Watanabe, K., Tanabe, Y., Kobayashi, K. and Sakamoto, M.: Analysis of tibio-femoral joint kinematics and contact area using MRI (in Japanese), *J. JSEM*, **6-1** (2006), 31-35.
- (11) Yoshida, H., Kobayashi, K., Sakamoto, M. and Tanabe, Y.: Determination of joint contact area using MRI (in Japanese), *Jap. J. Radio. Tech.*, **65-10** (2009), 1407-1414.

=====

第9章 計測技術の基礎 9.4 MRI計測の続き

NMR 計測 著者 松井剛一 ©2020 (無断転載禁)

(2) 流れへの応用例

NMR 映像法のうち、超高速映像法（撮影時間：10～100 μ s）は流体計測にも利用される。流れを映像化する方法として、位相法と振幅法がある。

計測にあたって、上述したように最初に計測対象の流れに均一な静磁場を印加し、次いで計測面に沿って高周波勾配磁場を印加する。これによって、核磁化は静磁場方向を軸として勾配磁場の強さに比例する振動数の歳差運動を行う。この核磁化分布と核スピンの振動数を検出し空間位置を識別して映像化することにより流れの形態・状況を得る。

位相法は、流れによる核スピンの移動が移動速度に比例して核スピンの位相シフトに現れるので、これを検出して勾配磁場に対応した速度成分の分布を得る方法である。いま、核スピンの速度成分を、 u_1, u_2, u_3 とし、 α, β, γ を定数とすると、位相シフト $\Delta\phi$ は

$$\Delta\phi = \alpha u_1 + \beta u_2 + \gamma u_3 \quad (9.4.1)$$

と表される。ここで、 $\beta = \gamma = 0$ とおくと、静磁場方向に直角な面（x-y 面とする）面内における流速 $u_1(x, y)$ は、NMR の計測信号から二次元フーリエ変換を行って x-y 面における二つの画像

$$R(x, y) = k \cdot \rho(x, y) \cos \alpha u_1(x, y) \quad (9.4.2)$$

$$I(x,y) = k \cdot \rho(x,y) \sin \alpha u_1(x,y) \quad (9.4.3)$$

を得る。ただし、 R 、 I は実数部、虚数部の画像、 ρ は核スピンの密度、 k は定数である。よって

$$\rho(x,y) = (1/k) \sqrt{R(x,y)^2 + I(x,y)^2} \quad (9.4.4)$$

なる絶対値画像は、核スピンの強度分布を示す。また

$$\Delta\phi = \tan^{-1}(I(x,y)/R(x,y)) = \alpha u_1(x,y) \quad (9.4.5)$$

として、位相画像を求めると、一方向（ z 方向）の速度分布を得ることができきる。

一方、振幅法は、流れによる核磁化の移動が核磁化の大きさに現れること（飽和現象）を利用する方法である。この方法の一つに空間標識法（tagging法）がある。映像化面内に空間標識パルスによって生成された核磁化の飽和または反転パターンが、流体の移動により変形する。これを撮像して流体移動の様子や変形から流速を求める。

超高速撮影法では、NMR 信号の取込みにあたって 1 回で取り込む方法（エコープラナー撮影法，EPI）を利用している。

NMR 映像法では、作動流体として水を利用する場合は水素原子核の核スピン（共鳴振動数：42.6 MHz）を検出するので、他の可視化計測で用いられるトレーサを必要とせず、印加磁場設定によって任意の位置での速度成分を計測できるという利点がある。しかし、計測対象は流体に限られ、現在のところ時空間分解能は光計測法に比べてやや劣っている。

気液二相流の測定例（水平円管内の空気－水流れの管横断面の状況）を図 9.4.3 に示す¹²⁾。

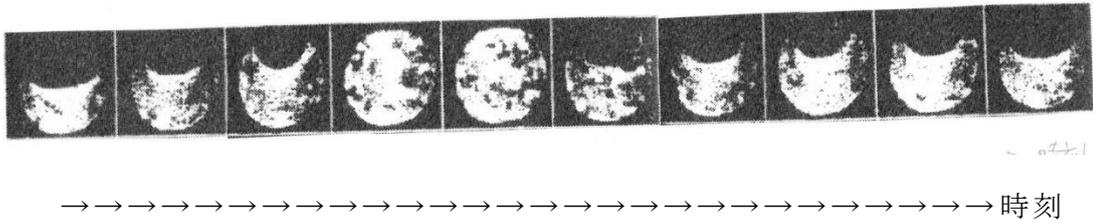


図 9.4.3 水平円管内気液二相流の管断面絶対値画像（黒の部分：空気，白の部分：水）

参考・引用文献

(12) 日本混相流学会編：混相流ハンドブック（基礎編 5 計測法），朝倉書店（2004）

(13) 日本実験力学会編：実験力学ハンドブック（24 流体の可視化），朝倉書店（2008）