

原 著

NMR—CT の開発

Development of NMR—CT

鈴木宏和 (東京芝浦電気(株) 医用機器事業部)
鈴木 徹 (同 上)
佐藤昌孝 (東芝メディカル(株))
武藤安弘 (同 上)
佐藤幸三 (東京芝浦電気(株) 総合研究所)
巨瀬勝美 (同 上)
井上多門 (同 上)
安岡弘志 (東京大学物性研究所)

キーワード

NMR (核磁気共鳴), Diagnostic Imaging Device (画像診断装置), CT (コンピューター・トモグラフィ), Relaxation Time (緩和時間)

要 旨

常伝導空芯コイルを利用した人体全身用 NMR—CT 装置を完成し、これを用いて、現在、臨床評価を行っている。装置の概要、測定法を述べ、これまでに、主に健康なボランティアについて得られた人体画像の知見を述べる。

1 はじめに

人体の解剖学的情報のみならず、細胞レベルでの生化学的情報も与える、新しい画像診断装置として、NMR—CT¹⁻⁸⁾への期待が、最近ますます高まっている。この一、二年に得られるようになった NMR—CT 像は、大方の予想に反し、画質の点で殊に頭部像において、従来の X線 CT を凌

駕するまでに至っており、既に、世界各地で、実験的な臨床評価の段階を終え、その有効性が立証されつつあり、製品が市販されるまでの状況に至っている⁹⁻¹⁰⁾。

NMR 撮像法においては、一様静磁場中に置かれた被験体(人体)内の特定原子核のゼーマンエネルギーに一致する電磁波を照射することにより、基底状態から励起状態への共鳴的遷移を誘起し、この後に放出される電磁波をプローブアンテ

ナによって検出する。この際放出される電磁波の波長が長い ($10 \sim 10^2 \text{ m}$) ので、位置の情報を与えるために静磁場に勾配をつける工夫をしている。NMR 撮像法のもつ特徴は次に示すようなものである。

- (1) 被験体に対して、一様静磁場、時間的に変化する勾配磁場、及びラジオ波を用いるのみで、電離放射線を用いないために放射線障害のような危険がない。
- (2) スピンが零でない任意の核種の空間分布が映像化される。しかし、人体に含まれる ^1H 以外の重要な構成要素である ^{17}O , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P , ^{39}K の一定周波数での相対感度は ^1H を 1 として、それぞれ、 3×10^{-4} , 4×10^{-8} , 1×10^{-3} , 3×10^{-4} および 9×10^{-5} と極めて小さく、映像化は非常に難しい。
- (3) 緩和時間 T_1 , T_2 の空間分布を抽出できる。特にプロトンの緩和時間は、水の微視的存在形態および常磁性不純物等の磁気的環境によって敏感に変化し、細胞レベルでの生化学的情報を与えらると思われる。これは、X 線 CT が形態の変化のみをとらえるのとは対照的であり、NMR-CT の情報が、X 線 CT の情報と相補的であると言われるゆえである。
- (4) 血液やリンパ液などの体内液の流れの空間的分布が求まる。
- (5) NMR を起こす電磁波のエネルギーが極めて低いことに起因して検出感度が低いという欠点をもつ。このため十分な S/N と空間分解能を得るためには、少なくとも 1 分程度の測定時間が必要になる。
- (6) 人体の任意方向の断層像を直接に、したがって分解能を落とすことなく得ることができる。

このように、NMR-CT は既存の画像診断装置とは異なった多くの特徴を持っており、X 線 CT に続く有力な診断装置として、その開発が欧米および日本の大学、研究施設、メーカー等で精力的

に進められてきている。

我々も、これまで鉄芯電磁石および小型空芯電磁石を用いた NMR-CT の基礎的研究¹¹⁾を行ってきたが、今回、人体全身用 NMR-CT 装置を完成し、本年 5 月よりは、東芝中央病院において、その臨床評価を行っている。本稿では、開発した NMR-CT 装置の概要、測定例を紹介する。臨床結果については、本誌掲載の荒木ら¹²⁾による報告をご参照いただきたい。

2 装 置

我々の開発した NMR-CT 装置の外観を、図 1 の臨床風景写真にて示す。

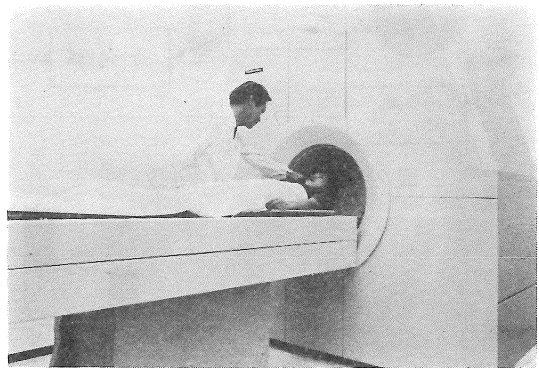


図 1 東芝全身用 NMR-CT による臨床風景

2・1 仕様

本装置の仕様は下記の通りである。

- a) イメージング方式
プロジェクション法
- b) 対象核種
水素原子核
- c) イメージング対象
水素原子核密度、緩和時間 (T_1 , T_2)
- d) 撮影部位
全身

- e) 撮影時間 10 mm/20 mm
1~12分 (常用5分)
- f) スライス面 横断断層, 矢状断層, 冠状断層および任意角度のチルト, スリユ
- g) スライス厚
- h) 再構成マトリクス 320×320/160×160
- i) 撮影領域 350 mm (全身)/240 mm (頭部)
- j) 静磁場強度

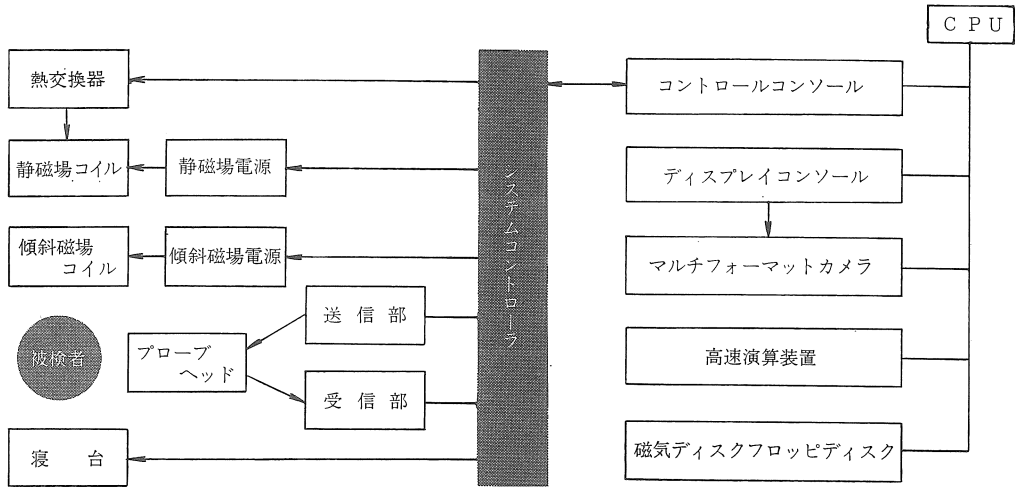


図 2 NMR-CT システム構成図

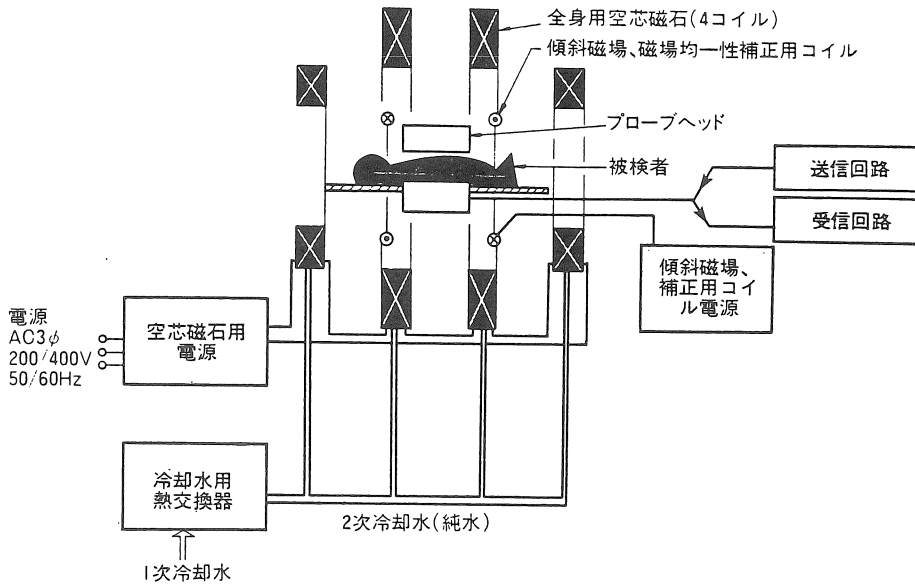


図 3 磁石, プローブヘッド部構成図

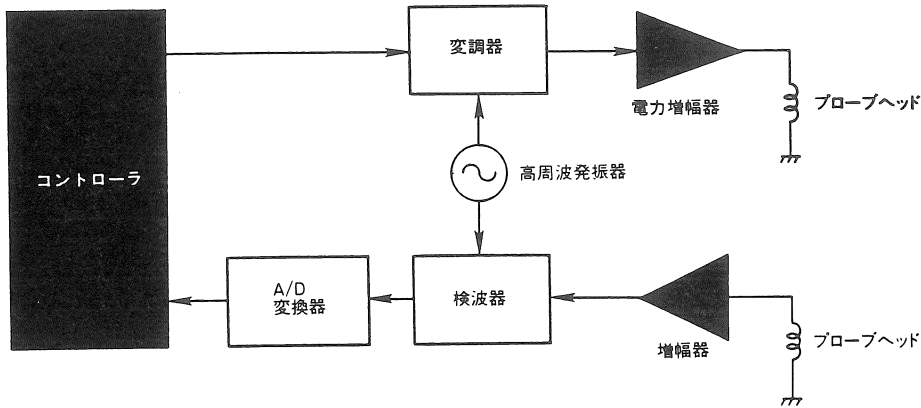


図 4 送受信エレクトロニクス部構成図

- 1,500 ガウス
- k) プロジェクション数
180/60/20
- 1) 空間分解能
2mm 以下

2・2 構成

システム全体の構成を図 2 に示す。

RF パルス、勾配磁場の振幅およびタイミングは、インターフェイスを通してミニコンで制御されるようになっている。収集データは、高速の演算装置を用いて、前処理、種々の補正、画像再構成が行われ、CRT 上に表示される。

2・3 プローブヘッド周辺

図 3 は、プローブヘッド周辺の概略図である。一様磁場は体軸方向に向いており、球面コイルの変形である四コイル系によって発生している。磁場は 1,500 ガウスまで発生することができ、均一度は、二次までのシムコイルによる補正により、 $\phi 350\text{mm} \times 100\text{mm}$ の領域で 10^{-5} 程度の均一性が達成されている。プローブヘッド (RF コイル) は鞍型コイルを用い、送受信を別々のコイルで行うクロスコイル方式と、それを同じコイルで行うシングルコイル方式があり、場合に応じ使い分けられている。

2・4 エレクトロニクス部

図 4 は、送受信エレクトロニクス関係のブロック図である。

3 測定例

撮像法は、選択照射法¹³⁾によるスライス面の指定と投影再構成法とを組み合わせたものを選択した。選択照射法では、 $\sin \Omega t/t$ で変調されたラジオ波と線形勾配磁場 G_α を用いて、 α 方向に垂直な、厚さ $\Delta\alpha = 2\Omega/\gamma G_\alpha$ のスライス面内の核スピンのみを選択的に励起することができる。ここに γ は回転磁気比である。

こうして特定の面を励起した上で、この面内に沿った磁場勾配によってスペクトルを広げ、それをフーリエ変換して、この断層の一次元投影像を得る。磁場勾配方向をこの面内で回転することによって種々の方向への投影像を得、これらを用いて画像再構成を行っている。実際に用いたパルス系列は図 5 の通りであり、体軸方向を z 軸、左右方向を x 軸とすると、スライス用の磁場勾配が G_x, G_y, G_z のとき、それぞれ矢状、冠状、横断の各断層像が得られる。なお、データ収集の方法としては、図 6 に示すような方法があり、まだ用語は確定していないが、これらの方法で得られた画像は、saturation recovery image (以下 SR 像

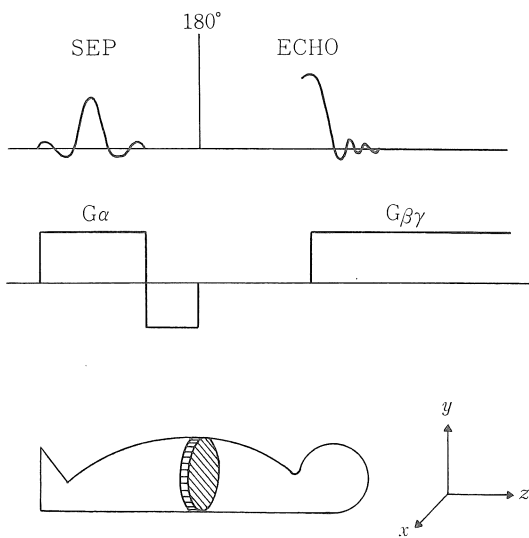


図5 選択励起パルスによるスライス

我々は、 180° パルスを用いたエコーを観測しているので、二次元断面内の点 (x, y) における信号強度は、その点における核スピンの密度を $\rho(x, y)$ 、縦緩和時間 T_1 、横緩和時間 T_2 として、SR 像においては、

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

IR 像においては、

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

となる。ここで、 τ, t_r, τ_a は図6に示した通りである。又、 k は比例定数である。よって、これらのパラメーターを変化させて取得した複数の画像

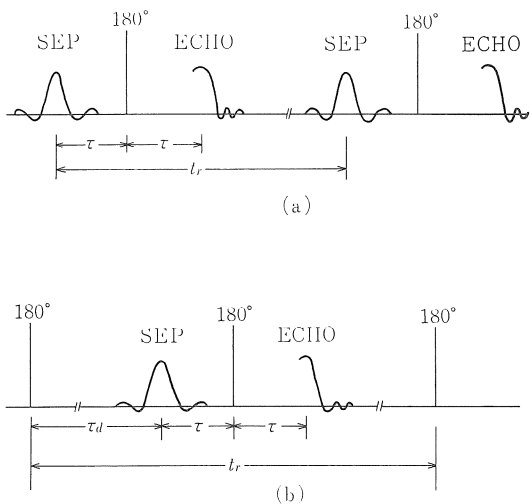


図6 パルス系列
(a) saturation recovery image, (b) inversion recovery image

と略す) および inversion recovery image (以下 IR 像と略す) などと呼ばれている¹⁰⁾。

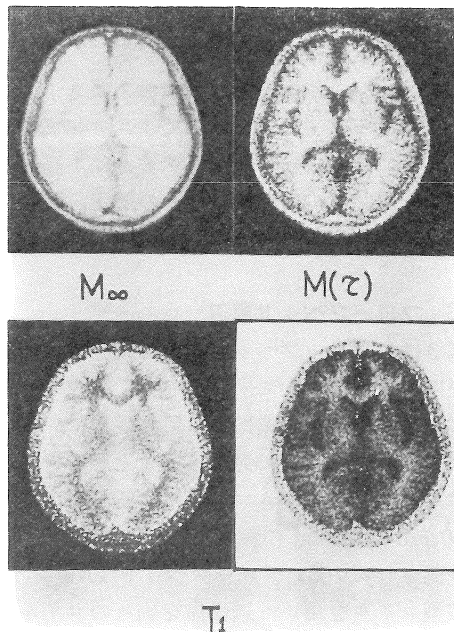


図7 (a) M_∞ : 人頭の SR 像 ($t_r=1,600$ msec), (b) M_τ : 人頭の IR 像 ($\tau_d=400$ msec), (c) 人頭の T_1 像, (d) (c) の白/黒逆転して表示した T_1 像

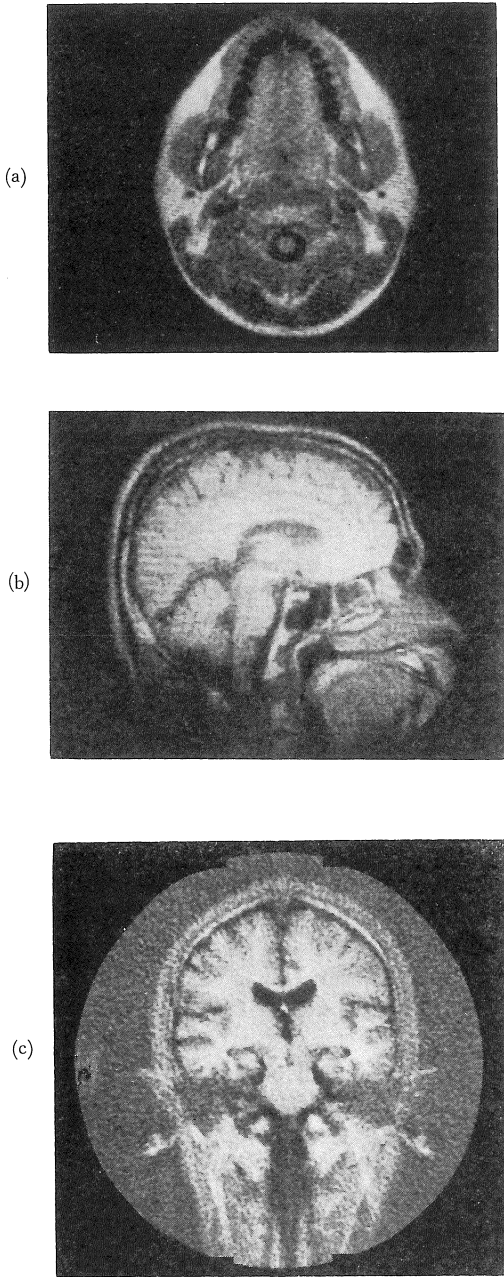


図 8 (a) 下顎部の横断層 SR 像, (b) 頭部矢状断層 SR 像 (以上 $t_r=400$ msec), (c) 冠状断層 IR 像 ($\tau_d=400$ msec)

から, $\rho(x, y)$, T_1 , T_2 の分布を知ることができ. 図 7 (a) は人頭の SR 像で, $t_r=1,600$ msec, 図 7 (b) は, 同じ断面の IR 像で, $\tau_d=400$ msec, $t_r=1,600$ msec, 2τ はいずれも 40 msec である. T_2 による項は共通であり, $t_r \gg \tau$ であるので, これら 2 枚の画像から T_1 を計算することができ, これは図 7 (c), (d) に示されている. $t_r=1,600$ msec であるので, T_1 の長い部分 (脳液では $\sim 1,500$ msec¹⁰⁾ の計算値は正しくないが, T_1 の比較的短い部位では正しい値を与える. 例えば, 白質の T_1 は約 360 msec, 灰白質の T_1 は約 450 msec と測定された. CRT 上に任意に設定した関心領域の T_1 値が表示されるようになっている.

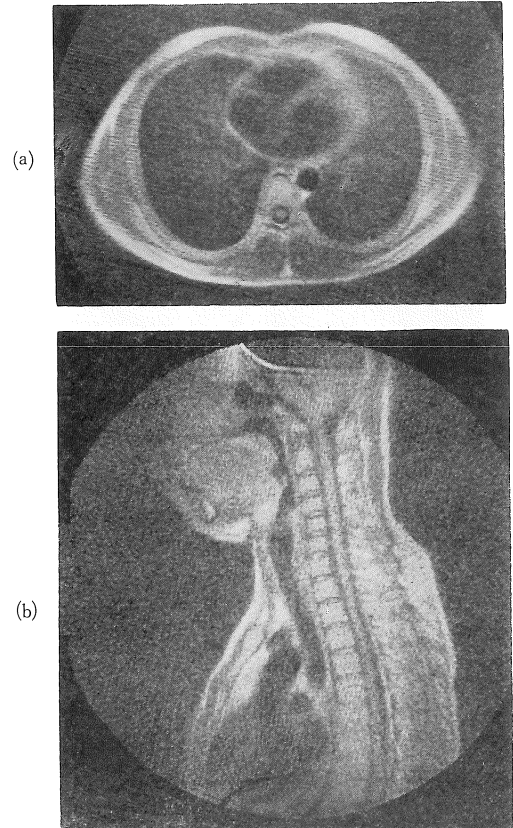


図 9 (a) 胸部の横断層 SR 像, (b) 胸部の矢状断層 SR 像 (以上 $t_r=400$ msec)

図 8 a, b, c は、それぞれ下顎部の横断層 SR 像、頭部矢状断層 SR 像、同じく冠状断層 IR 像である。骨、歯などによる偽像もなく、解剖的に細かい部分がはっきりと描出されているし、IR 像では、白質、灰白質のコントラストが顕著である。図 9 (a) は人体胸部の横断層 SR 像である。心臓内部の隔壁が見える。(b) は、胸部の矢状断層 SR 像で、脊髄や対間板が明瞭に描出されている。これらの SR 像では、 $t_r=400\text{msec}$ 、 $2\tau=40\text{msec}$ である。症例を 1 例だけ、図 10 に紹介する。脳梗塞の T_1 像である。病変部分で、 T_1 が大きくなっている。

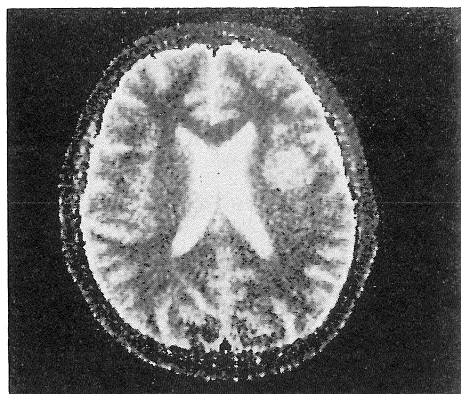


図 10 脳梗塞の T_1 分布像

4 まとめ

T_1 が組織のガン化に伴って長くなることは知られている²⁾が、我々は臨床試験を進めていく上で、 T_1 の値そのものの分布を映像化しなくとも、SR 像、もしくは IR 像で T_1 を強調した画像が、かなり診断には役に立つことがわかってきた(荒木らの報告¹²⁾)。 T_1 を数値化して得るためには、繰り返しを遅くして、スピン密度画像を取得し、更に SR 像もしくは IR 像を取得して、2枚の画像から演算する必要があるので、2倍以上の時間を費やすことになる。また、その際に、 t_r 、 τ_d などのパラメーターが T_1 値と大きく異なると、 T_1

像の S/N は一般に、SR 像もしくは IR 像よりも悪くなる。このように、 T_1 、 T_2 、 $\rho(x, y)$ を純粹に映像化することは、測定時間、画像の S/N の点で、実際の診断上は効率が悪い。しかしながら、NMR 像から得られる情報をどのように診断に用いるかという重要な問題、例えば、腫瘍の良性、悪性の区別あるいは進行度といった疾患の生理学的状態の判定という、NMR に期待されている本来の機能は、 T_1 、 T_2 および水の絶対量分布のような定量化によって初めて可能になると思われる。又、定説の未だ現れない、ガン化に伴う緩和時間の変化の機構を解明するためにも、イメージングによる *in vivo* 測定が必要である。

文 献

- 1) P. C. Lauterbur: Nature (London) 242, (1973) 190
- 2) R. Damadian: Science 171, (1971) 1151
- 3) R. Damadian, G. Goldsmith, and L. Minkoff: Physiol. Chem. Phys. 9 (1977) 97
- 4) P. Mansfield, I. L. Pykett, P. G. Morris et al.: Br. J. Radiol. 51 (1978) 921
- 5) H. Clow and I. Young: Br. J. Radiol. 52 (1979) 680
- 6) P. Brunner and R. R. Ernst: J. Magn. Reson. 33 (1979) 83
- 7) A. Kumar, D. Welte and R. R. Ernst: J. Mag. Reson. 18 (1975) 69
- 8) W. A. Edelstein, J. M. S. Hutchison, G. Johnson et al.: Phys. Med. Biol. 25 (1980) 751
- 9) L. Crooks, M. Arakawa, J. Hoenninger et al.: Radiology 143 (1982) 169
- 10) G. M. Bydder, R. E. Steiner, I. R. Young et al.: AJR 139 (1982) 215
- 11) 佐藤幸三ら: 日本物理学会講演(1980年秋~1982年秋)
- 12) 荒木 力ら: NMR 医学 2 (1982)
- 13) A. N. Garroway, P. K. Grannel and P. Mansfield: J. Phys. C 7 (1974) L 357