

磁場焦点法による

NMR イメージング

NMR imaging by magnetic focusing method

山 田 芳 文

宇都宮大学工学部

1. はしがき

1971年 R. Damadian により、悪性腫瘍組織の核磁気緩和時間が正常組織の場合に比べて数10%～数倍長くなり、その相違により悪性腫瘍を検出することの可能性が報告¹⁾されて以来、核磁気共鳴現象(NMR)を生体計測に応用する研究は、急速に注目されるようになってきた。特に1973年 P.C. Lauterbur により、X線CTと同様の像再生原理に基づくスピン密度分布断層像の再生法、いわゆるズーグマトグラフィ²⁾が提案されてから、イメージングとの関連で極めて大きな発展が見られ、最近ではヒトの頭部、体軀などの断層像が、数分程度の所要時間で得られるまでになってきた^{3,4)} NMRによるイメージング法には、種々の方法が提案されているが^{2,9)} それらは線形の磁場勾配を用いる方法と、非線形の磁場勾配を用いる方法の二種類に、大きく分けることができる。阿部らにより提案された磁場焦点法⁹⁾は後者に属し、これとよく似た方法に Damadian の FONAR⁸⁾がある。しかし、FONAR法の詳細は発表されておらず不明であるので、ここでは筆者らの検討している磁場焦点法を中心に、そのイメージングの現状などについて述べることにする。

2. 磁場焦点法の原理と焦点磁場

NMRに於いては1つの核種の共鳴周波数は、それが置かれる静磁場強度で一義的に決められる。そこで図1に示すように、被測定領域のみに他領域とは強度の異なる磁場(焦点磁場)を重畳し、その中心磁場強度に対応する共鳴周波数成分を取り出せば、特定領域のみのNMR情報を選択的に得ることができ、これが磁場焦点法の原理となっている。この特定領域NMR情報検出のための焦点磁場の中心位置を、空間的に走査しながら信号を得れば、直接的にイメージングを行うことができる。

磁場焦点法に用いられる焦点磁場は、コイルの組合せで発生されるが、その代表的なものは

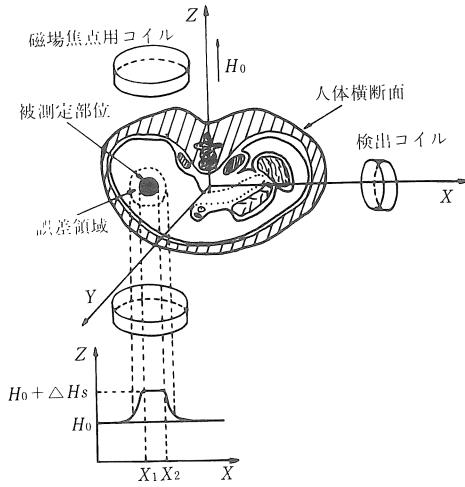


図1 磁場焦点法原理図

次の3種類であり、それらの中心磁場強度に対する磁場偏差の表示式も合わせて示した。

- (1) 星状焦点磁場¹⁰⁾

$$\Delta H_s(z, r) = h z^2 - \frac{h}{2} r^2, \quad r^2 = x^2 + y^2 \quad (1)$$

- (2) 棒状焦点磁場¹¹⁾

$$\Delta H_s(z, r) = h r^2, \quad r^2 = x^2 + y^2 \quad (2)$$

- (3) 球状焦点磁場¹²⁾

$$\Delta H_s(r) = h r^2, \quad r^2 = x^2 + y^2 + z^2 \quad (3)$$

ただしここでhはコイル寸法、アンペア回数などで決まる定数である。

図2には、3種類の焦点磁場発生コイルの全ての要素を含んだ球状焦点磁場発生コイルの組み合わせを示す。図中の円形コイルのみに電流

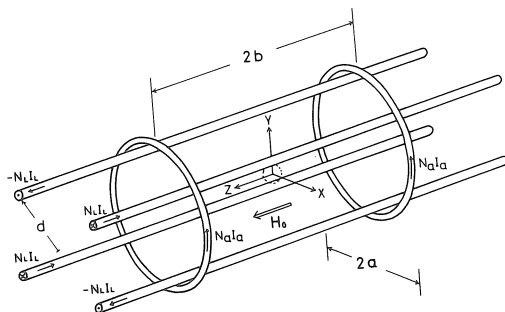


図2 球状焦点磁場発生コイル配置

を流せば、星状焦点磁場が発生される¹⁰⁾円形コイル対による磁場の軸方向、及び径方向への強度変化は、互いに逆の傾向を有するため、コイル軸に回転対称となる、中心と同一磁場強度の面が、中間的な方向に伸びており、磁場強度一様領域の立体形状は、図3のようになる。図中

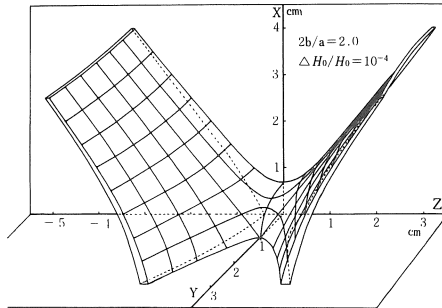


図3 星状焦点磁場の磁場一様領域 立体形状

のyz平面での等磁場強度線は、四方に星状に伸びた形となるため、この焦点磁場を、筆者らは星状焦点磁場と呼んでいる。星状焦点磁場に於いては、中心から周辺に向かって伸びる角状の誤差領域の存在が問題になるが、その影響は、それ程大きくないようであり、殆どどの信号は中心近傍から来るものが、実験的に確かめられている¹³⁾図2で、平行四線条のみに交互に逆方向の電流を流し、平行線条の長さ方向に均一静磁場H0を重畳すると、平行四線条の中心線上に、磁場一様領域が棒状に伸びた、棒状焦点磁場が発生される¹¹⁾平行四線条による磁場は、線条に直交する成分のみを持ち、その大きさは平行四線条の中心線上で零となり、中心線から離れるに従い、直線的に増大する。従って、平行線条方向の均一静磁場H0との合成磁場は、中心線上でH0であり、径方向に離れるに従い、2乗曲線的に磁場強度が強くなる。図4には、磁場強度偏差のプロフィールと、磁場強度等高線の計算値例を示す。棒状焦点磁場では、静磁場方向には磁場強度変化はない。

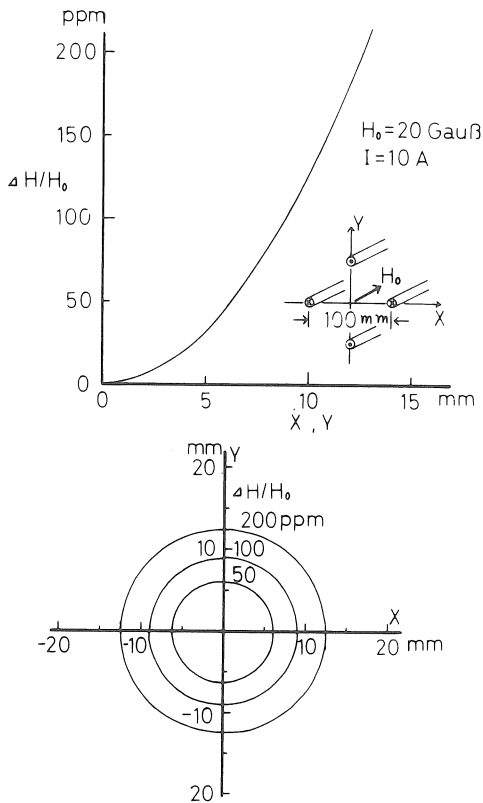


図4 棒状焦点磁場 磁場強度プロフィールと磁場等高線

星状焦点磁場と棒状焦点磁場を組み合わせ、電流の向き、その大きさを調整すると、その中心で磁場強度が最小となり、そこから離れるに従い、三次元的に、いずれの方向にも磁場強度が増大するような焦点磁場を得ることができる¹²⁾。電流値を調整すると、磁場等高線が完全に球形に閉じた焦点磁場（球状焦点磁場）とすること

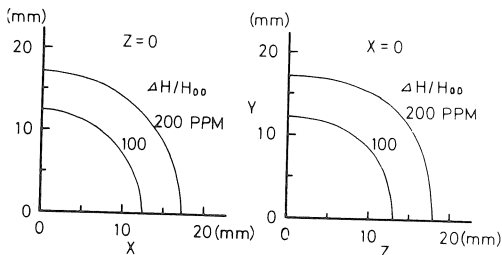


図5 球状焦点磁場の磁場等高線計算例

ができ、図5には、そのような場合の磁場等高線の計算例を、また図6には、実際に試作した球状焦点磁場発生器に於ける、磁場強度変化プロフィールの計算値と、NMR共鳴周波数のずれから求めた測定値の対比を示す¹²⁾

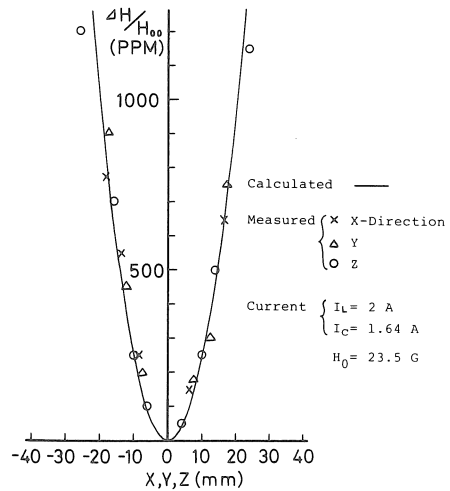


図6 試作球状焦点磁場発生器における磁場強度変化プロフィール

3. 信号検出法と空間応答関数

焦点磁場の下にNMR信号を得る方法としては、ステディNMR法、パルスNMR法のいずれも利用できるが、筆者らは基本的にはパルスNMR法に基づく技術を使用している。筆者らは現在2種類のパルスNMR装置（市販60MHzパルスNMR装置及び100kHz試作パルスNMR装置）を用いており、それらに於いては、次の2種類の信号検出法を採用している。

- (a) 通常の90°パルス法を用い、90°パルスに続く自由減衰信号（FID）の焦点磁場中心磁場強度に対応するラーモア周波数成分に注目する。
- (b) 数10 msec以内程度の短いパルス間隔で、90°パルスを連続的に印加し、90°パルスと90°パルスの間に観測される定常自由歳差

信号(SFP)の基本波成分に注目する。

焦点磁場としては、60MHzパルスNMR装置では、その磁極間隔が狭く、平行線条コイルを収容しにくいなどの点から、星状焦点磁場を、100kHz試作パルスNMR装置では、主に棒状焦点磁場をそれぞれ使用し、また信号検出法としては前者では前述の(a)を、後者では(b)の方法を用いている。空間応答関数は(a)、(b)の方法で多少異ってくる。星状焦点磁場の下に(a)の信号検出法を適用したときの空間応答関数は、次式の形をしている¹⁴⁾

$$S(z, r) = \frac{T_2 m_0}{1 + \left\{ \left(\frac{z}{\rho_0} \right)^2 - \frac{1}{2} \left(\frac{r}{\rho_0} \right)^2 \right\}^2} \quad (4)$$

$$\rho_0 = \frac{1}{\sqrt{r T_2 h}} \quad (5)$$

ただし、 r ：核磁気回転比

T_2 ：スピン・スピン緩和時間

m_0 ：熱平衡磁化

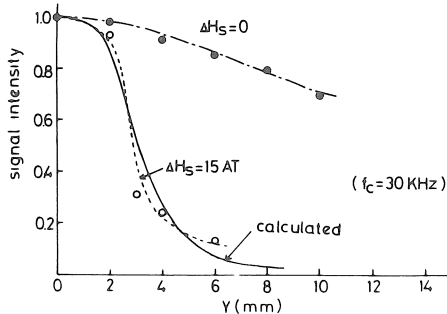
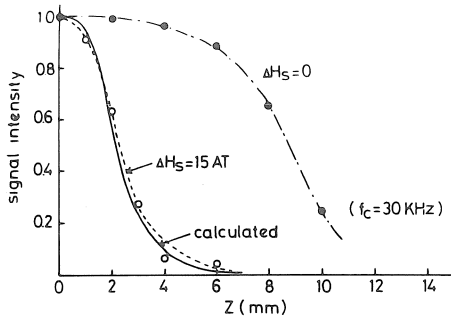


図7 星状焦点磁場 空間応答関数

図7には、微小サンプルを星状焦点磁場発生コイル内で空間的に動かし、相対的な信号強度変化から求めた星状焦点磁場の空間応答関数と、その計算値との比較例¹⁴⁾を示す。

次に棒状焦点磁場の下にSFP信号を観測し、その基本波成分を取り出す場合について考える。棒状焦点磁場の中心から、半径 r の点での磁場強度は次式となり、

$$H_s(r) = h r^2 + H_0 \quad (6)$$

その点でのラーモア周波数は、次のようになる。

$$f_0 = \frac{r h}{2\pi} r^2 + f_{00} \quad (7)$$

$$f_{00} = \frac{r}{2\pi} H_0 \quad (8)$$

ただし、 f_{00} ：棒状焦点磁場中心ラーモア周波数

SFPはパルスNMR法で位相検波参照周波数を、ラーモア周波数から僅かにずらしておき、強い90°パルス列を連続的に印加したとき、90°パルス間に定常的な自由歳差信号が見られる現象である⁷⁾。位相検波参照周波数 f_r を、棒状焦点磁場中心ラーモア周波数 f_{00} より僅かに小さく選び、棒状焦点磁場の下に、SFP信号を得たときの基本波成分は、次式に比例する¹⁵⁾

$$\frac{m_y'}{m_0} = -\frac{4}{\pi} \cdot \frac{\sin^2 \pi \left\{ \left(\frac{r}{r_0} \right)^2 + u_0 \right\}}{3 - \cos 2\pi \left\{ \left(\frac{r}{r_0} \right)^2 + u_0 \right\}} \cdot \frac{1}{\left\{ \left(\frac{r}{r_0} \right)^2 + u_0 \right\}^2 - 1} \quad (9)$$

$$r_0 = \sqrt{\frac{2\pi}{r h T}} \quad (10)$$

$$u_0 = (f_{00} - f_r) T \quad (11)$$

ただし、 T ：90°パルス繰返し周期

m_y' ：横方向磁化

(9)式は、棒状焦点磁場の下に、SFP信号を得たときの空間応答関数を表し、図8には u_0 をパラメータとしたそのグラフを示す。図からわかるように、 $u_0 = 1.2 \sim 1.3$ 程度に選べば、

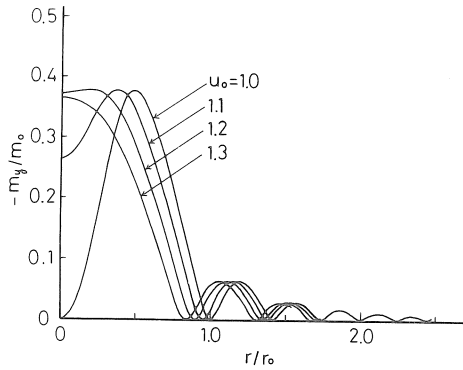


図8 SFP適用時に於ける棒状焦点磁場の空間応答関数

SFPの基本波成分は、棒状焦点磁場の中心近傍で最大となり、径方向に離れるに従い急速に小さくなるから、大きな試料に対しても、棒状焦点磁場の中心近傍領域のみの信号を得ることができる。¹⁵⁾

4. 実験装置システム

筆者らの実験では、前述したように2種類の装置を使用している。その一つは、市販60MHzパルスNMR装置(JEOL FSC-60-C)であり、そのプローブ部分を33mmφコイルを使用するよう、一部改造して使用している。使用電磁石は空隙長52mm、ポールピース径260mm、静磁場強度14092 Gaussである。この装置で使用している星状焦点磁場発生コイル配置を、図9に示す。最も内側のコイル対は焦点磁場発生用であり、それによる星状焦点磁場の中心磁場強度に対する偏差プロフィールは、次式で与えられる。¹⁶⁾

$$\begin{cases} \Delta H_s/H_0 = 290 z^2 - 145 r^2 \text{ (PPM)} \\ \Delta H_s = H_s(z, r) - H_0 \end{cases} \quad (12)$$

中心ラーモア周波数に一致させた参照周波数で位相検波し、ローパスフィルタを通して得た信号は、ほぼ中心近傍の±5 PPM以内の領域(直径約3mm)からの信号である。¹³⁾ 図9の中間のコイル対には、逆向きの電流を流し、その

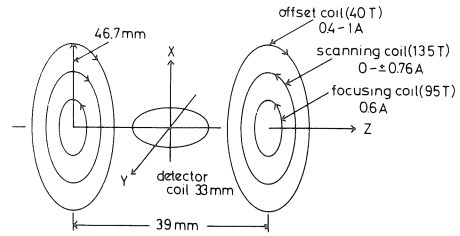


図9 星状焦点磁場発生・走査コイル配置

大きさを変えることにより、星状焦点磁場の中心位置をZ軸方向に走査する。また最外周のコイル対は、焦点磁場中心を電氣的に走査した場合、中心磁場強度に系統的なオフセットを生ずるため、走査位置に応じてその磁場オフセットを打ち消すためのものである。星状焦点磁場は、三次元的な任意の方向について、電氣的に走査することが可能であるが、装置上の制約から、現在の所、静磁場方向の走査だけを電氣的に行い、直交する方向には試料を機械的に動かすことにより、相対的な走査を行うようにしている。

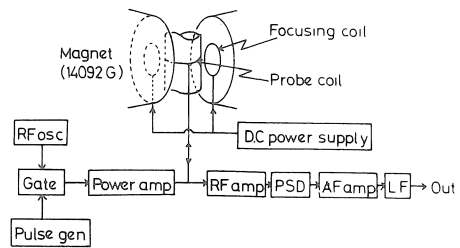


図10 星状焦点磁場によるイメージング実験システムブロック図

図10には、星状焦点磁場によるイメージング実験システムブロック図を示す。イメージングは、各走査点での出力をトランジェントレコーダに記録し、データレコーダに収録後、オフライン的にA/D変換器を介してYHP 21MXミニコンピュータに入力し、XYプロッタ又はCRTで画像表示することにより行う。

もう一つの装置は、試作100kHzパルスNMR

装置を使用するものである。静磁場強度は23.5 Gauss であり、直径約40cmφの特別設計の空心ソレノイドコイルで発生される。その磁場は、中心近傍で約10cm立方程度以上の範囲にわたり、 $\Delta H_0/H_0 < 10^{-4}$ の均一度を有している。空心ソレノイド中には、平行線条間隔約10cm、長さ80cmの、棒状焦点磁場発生コイルが設置される。また、棒状焦点磁場を電氣的に走査するための走査コイルも、焦点磁場発生コイルに密着して取り付けられている。走査コイルに流す電流を変えることで、棒状焦点磁場の中心がx, y方向に走査されるが、星状焦点磁場の場合と異なり、走査に伴う中心磁場強度のオフセットは生じない。図11には、棒状焦点磁場を用いた100kHzイメージング実験システムのブロック図を示す。SFP波形中の基本波成分は

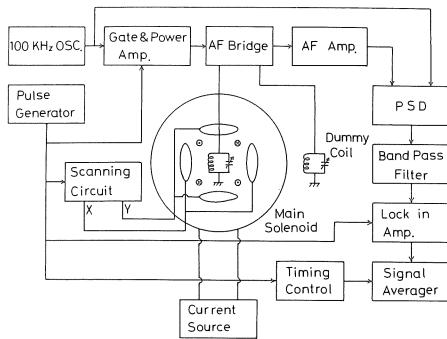
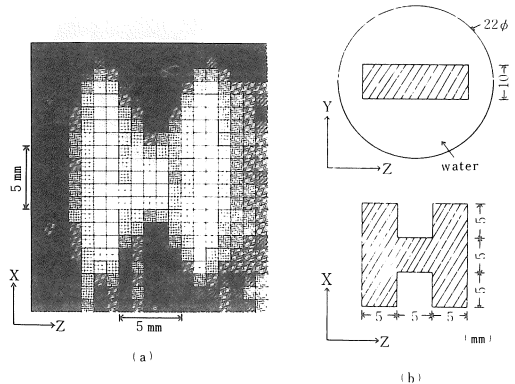


図11 棒状焦点磁場によるイメージング実験システムブロック図

ロックインアンプで検出される。棒状焦点磁場はZ方向に延びており、90°パルスのパルスカウンタに同期して発生された階段波により、x方向・y方向に走査される。棒状焦点磁場の走査に同期して、ロックインアンプの出力をアベレージに取り込み、所定回数の積算を行った後、アベレージの記録信号で、オシロスコープに輝度変調をかけて画像表示を行う。

5. スピン密度イメージング

図12, 図13に、60 MHz装置に於ける星状焦点磁場によるイメージング例を示す。図12(a)は、



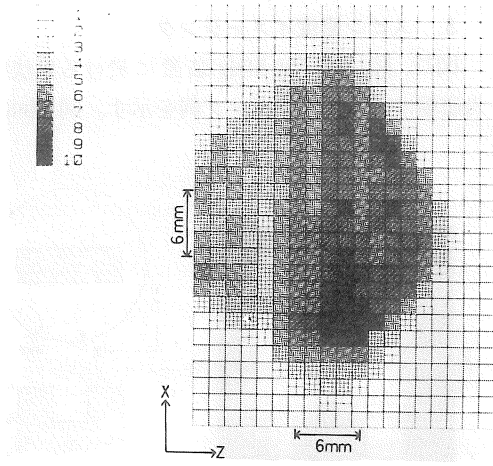
(a) スピン密度イメージ (b) ファントム形状

図12 星状焦点磁場によるファントムのイメージ

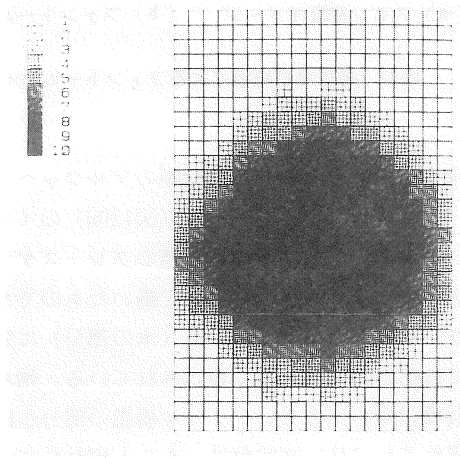
水中に入れたアクリル樹脂製のアルファベット“H”文字形ファントム(図12(b))のイメージである。信号強度を10段階のグレースケール表示になるよう、プロットで描いたものであるが、プロトン密度の高い所(水の部分)に対しては信号が強く、濃く表示されている。殆んど共鳴信号を出さないアクリル樹脂の部分が白く現われ、”H”文字がはっきりと現われている。通常のパルスNMR法に於いて、2つの90°パルスを時間間隔Tをおいて照射すると、第2の90°パルス後のFIDの振幅は、試料のスピ格子緩和時間 T_1 として、次式に比例するものとなる。

$$\propto_{\text{FID}} \propto m_0 (1 - e^{-\frac{T}{T_1}}) \quad (13)$$

従って、90°パルス間隔Tを小さくするに従い、大きな T_1 をもつ部分は、磁化の回復が少ないため信号は弱くなる。図13(a), (b)には、うずらの卵について、90°パルス間隔を十分大きくした場合と、かなり小さくした場合のイメー



(a) スピン密度イメージ



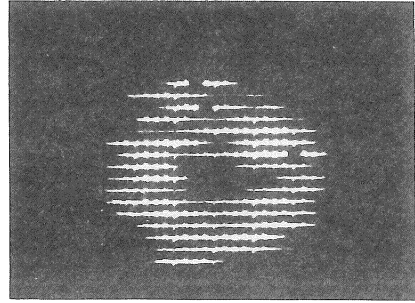
(b)

(b) スピン格子緩和時間イメージ

図13 星状焦点磁場による「ウズラ」の卵のイメージ

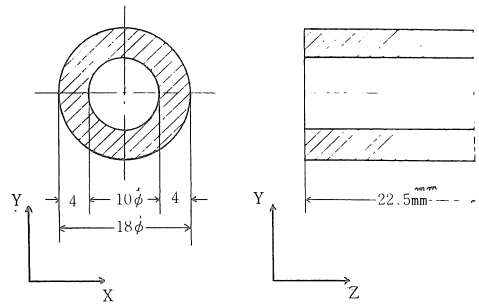
例を示す。ウズラの卵の白味と黄味の T_1 は、それぞれ 1.43秒、及び 0.082 秒であり、図13(a)では、全体が写っているが、図13(b)では、 T_1 の短い黄味の部分が濃く、白味の部分は淡く写っている。このように 90° パルス間隔を適当に選ぶと、緩和時間の相違がイメージとして表せる。

図14、図15には、100kHz装置に於ける棒状焦点磁場によるイメージ例を示した。図14(a)は、水を満した同心円筒状ファントム（図14(b)）のプロトンスピ密度イメージである。この実



(a)

(a) スピン密度イメージ

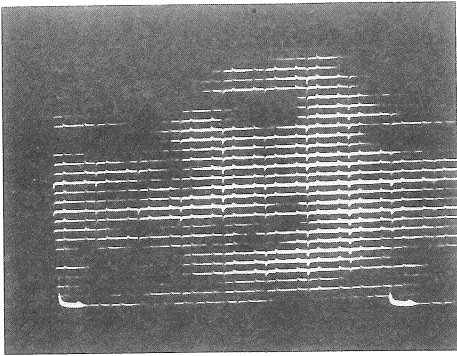


(b)

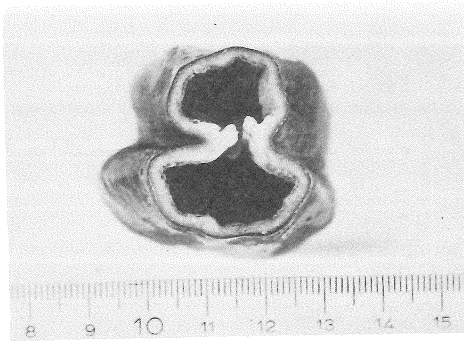
(b) ファントム形状

図14 棒状焦点磁場によるファントムのイメージ

験に於ける棒状焦点磁場の焦点領域径は、6～8mmであり、中心の孔の存在がはっきり現われている。図15には、ピーマンのスピ密度断層イメージ（図15(a)）と、その対応部切口写真（図15(b)）を示す。ピーマンの果肉の「8」字形の切口形状が、よく現われていることがわかる。



(a) スピン密度イメージ



(b) ピーマン対応部断層

図15 棒状焦点磁場によるピーマンのイメージ

6. むすび

筆者らが開拓している磁場焦点法によるイメージングについて、その現状の概要を述べた。NMR イメージング法には、種々の方法があり、特に線形磁場勾配を用いたNMR トモグラフィ³⁾、スピンワープイメージング⁴⁾などは、ヒト用装置としての実用化も間近に迫っている。これに対し、筆者らの磁場焦点法は、ヒト用装置の開拓という面ではかなり遅れているが、磁場焦点法では、信号の検出される領域は、磁場勾配の緩やかな磁場がほぼ均一の領域であるから、検出されたNMR 共鳴信号スペクトルは不必要に

広がっておらず、従って、同一共鳴周波数の装置の場合、S/N的に線形磁場勾配を用いる方法に比べて、有利である可能性が大である。走査時間の面でも走査法の工夫により、線形磁場勾配を用いる方法に劣らない高速イメージングも可能であるものと考えられ、今後さらに検討を重ねる予定である。

終わりに、共同研究者である旭川医科大学附属実験実習機器センター・田中邦雄講師ならびに武蔵工業大学電子通信工学科・阿部善右衛門教授に厚く御礼申し上げる次第である。特に60MHz 装置による実験に関しては、全面的に田中講師のデータを利用させて頂いた。

参考文献

- 1) R. Damadian : Science, 171, 1151(1971).
- 2) P. C. Lauterbur : Nature, 242, 190(1973).
- 3) G. N. Holland et al : J. Comput. Assist. Tomogr., 4, 429 (1980).
- 4) W. A. Edelstein et al : Phys. Med. Biol., 25, 751 (1980).
- 5) A. Kumar et al : J. Magn. Resonance, 18, 69 (1975).
- 6) P. Mansfield et al : J. Phys. E : Sci. Instrum., 9, 271 (1976).
- 7) W. S. Hinshaw : J. Appl. Phys., 47, 3709 (1976).
- 8) R. Damadian : Science, 194, 1430 (1976).
- 9) 阿部他 : 信学会医用電子・生体工研資, MBE 72—20 (1972).
- 10) 山本他 : 信学会医用電子・生体工研資, MBE 75—38 (1976).
- 11) 山本他 : 電子通信学会論文誌, J 61—C, 135 (1978).
- 12) 山田他 : 信学会医用電子・生体工研資, MBE 78—68 (1979).
- 13) 田中他 : 第19回NMR討論会, No.102 (1980).
- 14) 山田他 : 信学会環境電磁工学研資, EMCJ 79—74 (1980).
- 15) 山田他 : 信学会医用電子・生体工研資, MBE 80—89 (1981).
- 16) 田中他 : テレビジョン学会技報, ITA 46—6 (1980).