

## 三次元ズーグマトグラフィ の試み

An Implementation of Three-  
Dimensional NMR Imaging at  
a Low Fields Using the Projec-  
tion-Reconstruction Method

片山義朗 (電子技術総合研究所)

亀井裕孟 ( 同 上 )

### キーワード

三次元ズーグマトグラフィ, 三次元映像法, 核磁気共鳴, NMR, プロトン像,  
3D Zeugmatography, 3D imaging

### 要 旨

三次元ズーグマトグラフィは, レシーバコイル内試料全体の信号を利用するため効率が良  
い. この特徴が, 低磁場の NMR 映像法において, 際立ってくることに注目し,  $1.89 \times 10^{-2}$   
 $T$  の磁場で, 三次元ズーグマトグラフィを試み, ファントム, および人体前腕部の三次元  
像を得た.

### 1 はじめに

NMR 映像法では, レシーバコイル内にある試料全体の信号を受取ること, および, 任意の方向に磁場勾配を与えることが可能である. このことは, NMR 映像法が三次元映像に適した手法であることを意味している. 三次元ズーグマトグラフィ

は, 投影再構成法により, 一度に三次元像を得る NMR 映像法で, Lauterbur ら<sup>1)~3)</sup> によって開発され, すでに臨床試験にも適用されている<sup>4)</sup>. 三次元映像法は, レシーバコイル内試料全体の信号を利用するため, 信号の利用効率が高い. また, 二次元法で得られた断層像を積重ねて, 三次元像を得る方法と異なり, 三次元法で得られる分解能は, すべての方向で等しい. したが

って、三次元法で得られたデータをもとに任意の断層像を、すべて同じ分解能で表示できる。

われわれは、低磁場における NMR 映像法を試みているが<sup>5)</sup>、 $S/N$  を上げるために多数回の積算を必要とする。このような場合には、とくに三次元映像法における単位時間当りの信号利用効率の良さが有効であることに注目して、 $1.89 \times 10^{-2}$  T の磁場で三次元ズーグマトグラフィを試みた。

## 2 二次元、および三次元ズーグマトグラフィの比較

$n \times n \times n$  の小立方体 (ボクセル) の集まりからなる試料の像をズーグマトグラフィによって求めるとする。二次元法、および三次元法によって、同じ  $S/N$  の三次元像を得るために要する測定時間を比較する。二次元法で三次元像を得るためには、 $n \times n$  画素の断層像を  $n$  枚積重ねる必要がある。

1 枚の断層像につき、 $n$  方向の磁場勾配に対する投影スペクトルが必要である。三次元法では、 $n^2$  方向の投影スペクトルが必要である。白色ノイズを仮定し、投影スペクトルに含まれるボクセル当りの  $S/N$  は、両方法で等しいと仮定する。また、再構成によりノイズスペクトルが変り、像の  $S/N$  が影響されること<sup>6)</sup> は無視する。再構成により得られるボクセル当りの  $S/N$  は、二次元法で  $\sqrt{n}$  に比例し、三次元法では  $n$  に比例する。したがって、同じ  $S/N$  の像を得るに要する積算回数は、二次元法の場合、三次元法の  $n$  倍である。結局、二次元法における全測定時間は、三次元法における全測定時間の  $n$  倍になる。二次元法でマルチスライス法により、 $m$  枚のスライス面を 1 回のくり返し時間内に得るとすれば、二次元法での測定時間はシングルスライスの場合の  $1/m$  倍になる。しかし、 $m=n$  にはできない。このように、低磁場においては単位時間当りの像の  $S/N$  だけを考えると、三次元法が有効である。

## 3 装置

測定は、先に発表した人体頭部用 NMR 断層映像装置<sup>5)</sup> の一部を改造して行った。改造部分は、磁場勾配用コイルとその制御系、および RF コイルとその周辺回路である。

### 3.1 磁場勾配系

磁場勾配用コイルは、磁場補正用の電流シムを併用することも可能であるが、電流シムによる磁場が小さいため、別のコイルを設置した。コイルの構成は電流シムと同様である。磁場勾配はホストコンピュータにより制御される (図 1)。

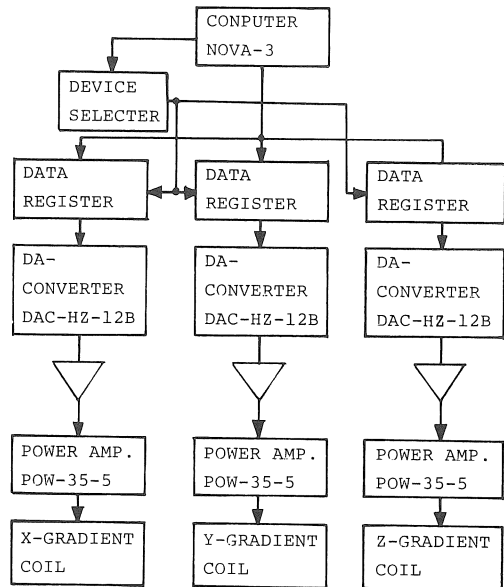


図 1 磁場勾配制御系のブロック図。

極座標成分 ( $G, \theta, \phi$ ) で与えられる磁場勾配は、デカルト座標系 ( $x, y, z$ ) における成分

$$G_x = G \sin \theta \cos \phi$$

$$G_y = G \sin \theta \sin \phi$$

$$G_z = G \cos \theta$$

に変換される (図 2)。各成分に比例係数  $k_x, k_y,$

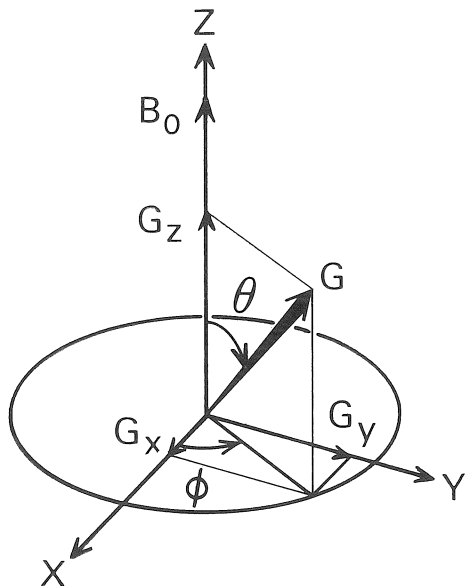


図 2 磁場勾配の極座標表示とデカルト座標表示の関係.

$k_z$  を乗じた値が、DA コンバータにより電圧に変換される。この電圧はバッファアンプを介して、バイポーラ型電源で増幅され、勾配用コイルの電流が供給される。比例係数  $k_x, k_y, k_z$  の値は、 $x, y, z$  それぞれの方向で  $G$  が一定になるように実験で求めた。この際、試料としては、常磁性イオンをドーブした  $12 \times 12 \times 80 \text{ mm}$  の角柱水を、 $5 \text{ mm}$  の間隔で 5 本並べたファントムを使用した (図 3)。ファントムは、わくの中で中心を通る軸

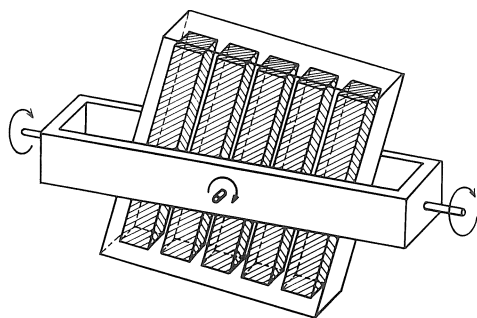


図 3 磁場勾配調整用ファントム.

のまわりに回転可能で、わく自体もこの軸と垂直な軸のまわりに回転できる。これによって、ファントムを任意の方向に向けることができる。3方向の磁場勾配に対して、角柱がこれと垂直になるようにファントムの向きを定めたとき、得られた投影スペクトルを図 4 に示す。これから、 $x, y, z$

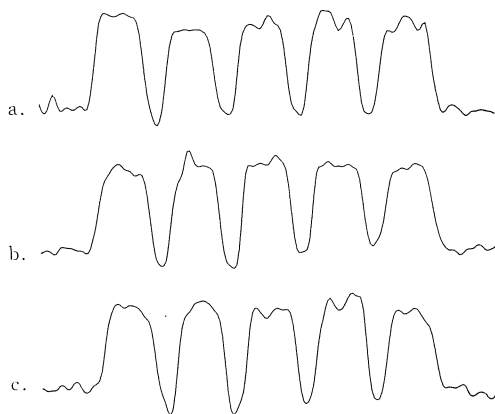


図 4  $4 \times 10^{-4} \text{ T/m}$  の磁場勾配で得られた調整用ファントムの投影スペクトル.

- a.  $\theta = 90^\circ, \phi = 90^\circ$
- b.  $\theta = 60^\circ, \phi = 35.3^\circ$
- c.  $\theta = -60^\circ, \phi = 35.3^\circ$

軸方向だけでなく、他の方向に対しても  $G$  が等しく調整されていることがわかる。磁場勾配の立上り、立下り時間は、 $x, y$  勾配用コイルで  $3.5 \text{ ms}$ 、 $z$  勾配用コイルで  $1.4 \text{ ms}$  である。データ収集に際しては、磁場勾配を変化させたのち、 $30 \text{ ms}$  後に最初の  $90^\circ$  パルスが印加されるようにした。

### 3.2 RF コイル系

磁場勾配の調整時以外は、シングルコイルで測定した。コイルは、寸法が  $85 \text{ mm} \phi \times 60 \text{ mm}$ 、巻数が 30 の単層ソレノイドである。受信系に対する RF パルスの影響をさけるために、 $\lambda/4$  線を用いた Farrer ら<sup>7)</sup> による回路を使用した。

#### 4 画像再構成

90°パルス後のFID, または90°-τ-180°パルスによるスピノエコー信号をフーリエ変換して, 投影スペクトルを得た. 三次元投影再構成法としては, 二次元の投影をへて三次元像を再構成する二段階の逆投影法<sup>1)</sup>, 三次元のフィルタ補正逆投影法<sup>2), 3)</sup>, および三次元フーリエ変換法<sup>9)</sup>がある. ここでは, フィルタ補正逆投影法<sup>3)</sup>により, 32×32×32ボクセルの三次元像を再構成した. 磁場勾配 (G, θ, φ) で得られた投影スペクトル  $p_{\theta\phi}(w)$  の角周波数  $w$  を,  $\gamma w = Gr$  によって, 変位変数  $r$  におきかえて  $p_{\theta\phi}(\gamma)$  とする.  $\gamma$  は磁気回転比である. フィルタ補正された投影  $q_{\theta\phi}(r)$  は

$$q_{\theta\phi}(r) = \int_{-\infty}^{+\infty} R^2 P_{\theta\phi}(R) e^{j2\pi r R} dR$$

で与えられる. ここで,  $P_{\theta\phi}(R)$  は  $p_{\theta\phi}(r)$  のフーリエ変換である. 点 (x, y, z) における画像は,  $Q_{\theta\phi}(r)$  の逆投影

$$f(x, y, z) = \frac{1}{8\pi^2} \int_0^{2\pi} d\phi \int_0^\pi d\theta q_{\theta\phi}(S_{\theta\phi}) \sin\theta$$

から求まる.  $S_{\theta\phi}$  はベクトル  $\hat{r} = (x, y, z)$  の (θ, φ) 方向への射影で,

$$S_{\theta\phi} = x \sin\theta \cos\phi + y \sin\theta \sin\phi + z \cos\theta$$

である.

$q_{\theta\phi}(r)$  の計算は, Crawford と Kak<sup>10)</sup> が二次元で用いた方法を三次元に拡張して行った.  $p_{\theta\phi}(r)$  のサンプリング間隔を  $a$ , サンプリング数を  $N$  とする.  $R^2$  をそのまま使わずに, まず

$$h(r) = \int_{-1/2a}^{1/2a} R^2 e^{j2\pi r R} dR$$

をサンプリングした関数

$$h(na) = \begin{cases} 1/(12a^3), & n=0 \\ (-1)^n/(2\pi^2 n^2 a^3), & n=\pm 1, \pm 2, \dots, \pm(N-1) \end{cases}$$

を求める.  $h(na)$  のフーリエ変換を  $H(k)$  とする.  $k$  は  $k=0, \pm 1/(2Na), \dots, (N-1)/(2Na)$  の

値をとる.  $q_{\theta\phi}(r)$  は

$$Q_{\theta\phi}(k) = H(k) P_{\theta\phi}(k) G_s(k)$$

をフーリエ逆変換して求まる. ここで,  $G_s(k)$  はスムージング関数である.  $P_{\theta\phi}(k)$  は  $N$  個のサンプル点しかないから, 両側に  $N/2$  個の0をつけ加えて,  $2N$  点にした.  $G_s(k)$  としては, Hanning 窓

$$G_s(k) = \{1 + \cos(2\pi k Na)\}/2$$

を用いた.

$M$  方向の磁場勾配に対してデータを得たとする. (θ, φ) のサンプリング値を (θ<sub>m</sub>, φ<sub>m</sub>), その間隔を Δθ<sub>m</sub>, Δφ<sub>m</sub> とすると, 逆投影は

$$\sum_{m=1}^M q_{\theta\phi}(S_{\theta\phi}) \Delta\theta_m \Delta\phi_m \sin\theta_m$$

から, 線形補間により求めた.

#### 5 測定結果と考察

32×32×32ボクセルの三次元像を得るために, 磁場勾配としては, θの初期値をπ/64にとり, 増分をπ/32にとり

$$\theta = (n+0.5)\pi/32, \quad n=0, 1, \dots, 31$$

とした. φに関しては, θがπ/2に最も近いとき

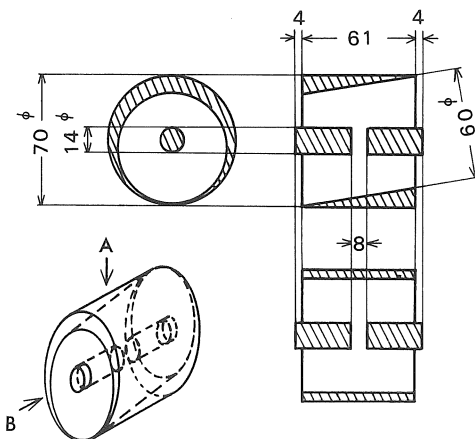


図5 ファントムの見取図と展開図.

(寸法の単位は mm)

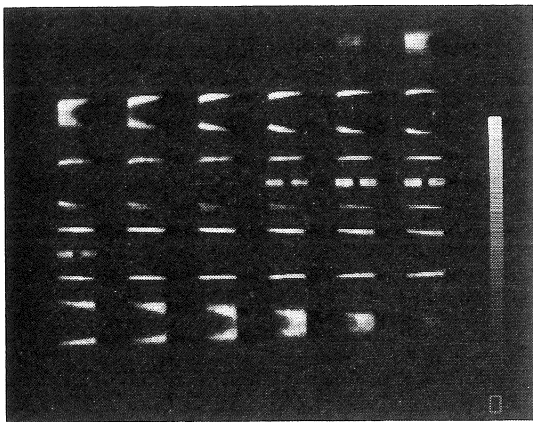
に  $[0, \pi]$  の範囲を 32 等分し、他の  $\theta$  に対しては、立体角

$$\Delta\Omega = \Delta\theta \Delta\phi \sin\theta$$

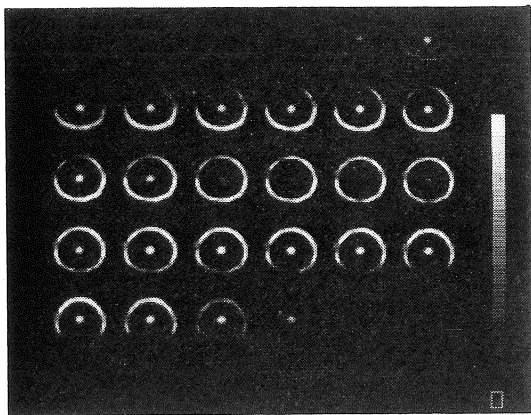
が、ほぼ一定になるように  $[0, \pi]$  の範囲を等分割した<sup>3)</sup>。全体で、 $M=666$  になる。投影スペクトルのサンプリング数  $N$  は 64 である。

### 5・1 ファントムの測定

使用したファントムの見取図と展開図を図 5 に



a



b

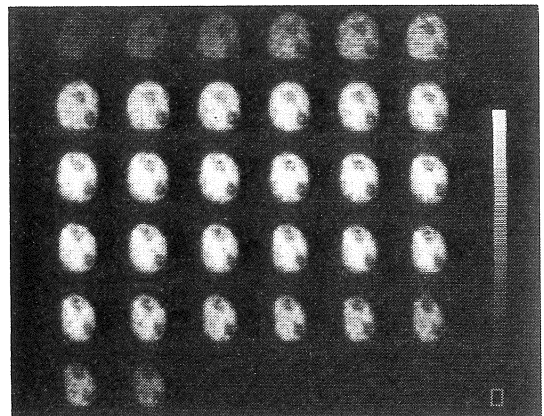
図 6 ファントムのプロトン像。

a, b は図 5 の A, B 方向からみたときの断層像。

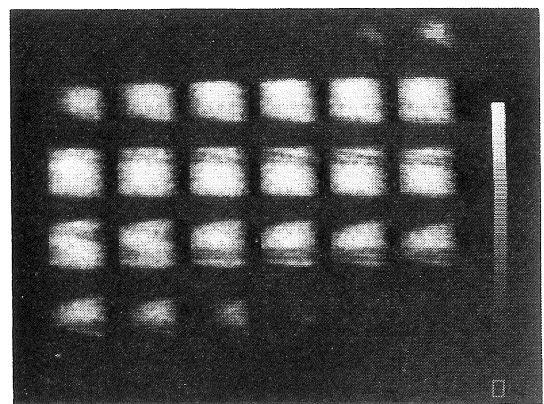
示す。斜線の部分に常磁性イオンをドープした水が入っている。  $T_1$  は約 0.1s である。磁場勾配の大きさ  $G=3.6 \times 10^{-4} T/m$ 、積算回数 32、パルスのくり返し時間 0.7s の条件で測定した。  $90^\circ$  パルス後の FID を利用して求めた三次元像の A, B 2 方向からみたときの断層像を図 6 の a, b に示す。それぞれ、図の左上から右下に向って 32 枚の断層像を表示している。各断層像の画素数は  $32 \times 32$  である。

### 5・2 前腕部の測定

つぎに、人体前腕の測定を行った。FID を利



a. 横断像



b. 縦断像

図 7 前腕中央部のプロトン像。

用した場合、RF パルスによる受信系の飽和による影響で、FID の最初の部分を切捨てる必要があった。ここでは、 $90^\circ-\tau-180^\circ$  パルスによるスピネコーを利用した。 $\tau=4\text{ms}$ ,  $G=9\times 10^{-44}\text{T/m}$ , 積算回数 8, パルスのくり返し時間 0.7s で測定した。すべてのデータ収集に要した時間は 64 分である。図 7 に 2 方向からみたときの断層像を示す。隣合う 2 面の間隔は 1.9mm である。尺骨、橈骨、および骨髄が識別される。画素数、および磁場の強度を考慮すれば、これらの結果は、ほぼ満足すべきものである。

## 6 おわりに

多数回の積算を要する低磁場での NMR 映像法において、三次元ズーグマトグラフィが二次元法と比較して有効であることを指摘した。ファントム、および前腕部の測定結果は、三次元ズーグマトグラフィの有用性を支持するものと考えられる。

## 文 献

- 1) P. C. Lauterbur and C.-M. Lai: IEEE Tr. Nucl. Sci. NS-27, 1227 (1980)
- 2) C.-M. Lai and P. C. Lauterbur: J. Phys. E 13, 747 (1980)
- 3) C.-M. Lai: J. Appl. Phys. 52, 1141 (1981)
- 4) たとえば B. D. McGinnis et al.: J. Comput. Assist. Tomog. 7, 575 (1983)
- 5) 亀井裕孟, 片山義朗: NMR 医学 1, 45 (1981)
- 6) K. M. Hanson and D. P. Boyd: IEEE Tr. Nucl. Sci. NS-25, 160 (1978)
- 7) T. C. Farrar and E. D. Becker: 'Pulse and Fourier Transform NMR' Academic Press, 37 (1971)
- 8) L. A. Shepp: J. Comput. Assist. Tomog. 4, 94 (1980)
- 9) O. Nalcioglu and Z. H. Cho: IEEE Tr. Nucl. Sci. NS-30, 689 (1983)
- 10) C. R. Crawford and A. C. Kak: Appl. Opt. 18, 3704 (1979)