

# NMR イメージングに おける反転回復法の変法

Modified Inversion Recovery  
Method on NMR Imaging

山田 進 (東北大学抗酸菌病研究所放射線医学部門)  
松澤大樹 ( 同 上 )  
山田健嗣 ( 同 上 )  
吉岡清郎 ( 同 上 )  
小野修一 ( 同 上 )  
菱沼 隆 ( 同 上 )

キーワード

NMR 映像法 (NMR imaging), 反転回復法 (Inversion recovery method), CPMG 法 (Carr-Purcell-Meiboom-Gill method), 緩和時間 (Relaxation time), 流速イメージング (Flow imaging)

要 旨

今回,  $T_1$ ,  $T_2$  緩和時間の他にもう一つの NMR パラメータである流速をも抽出するために, Modified Inversion Recovery (M-IR) 法と称する撮像技法を考案した. この M-IR 法にて, 以下の結果が得られた. 1) 各種濃度硫酸銅液の NMR 画像から求めた  $T_1$ ,  $T_2$  値は, 他法と比較して, 妥当な値が得られた. 2) 正常例の脳の NMR 画像では,  $T_1$  値の差の少ない脳の白質と灰白質が明瞭なコントラスト差で描出された. 3) 定常流の実験では, 流体の  $T_1$  値を既知としたとき, 抽出された流速は, 実測の流速に近い値が得られ, 又, 層流を反映した流速のプロファイルが得られた.

1 序

現在、NMR 画像から  $T_1$ ,  $T_2$  緩和時間を求めるには、一つの NMR 撮像技法 (IR 法, SE 法など) 内の時間パラメータを変えた画像間、あるいは二種の撮像技法 (SR 法と IR 法など) の画像間から計算により求めているのが一般的である。東北大学抗酸菌病研究所の NMR-CT (西独ブルカー社製 BNT 1000 J 型, 常電導型, 静磁場強度 0.14 Tesla) では, Carr-Purcell-Meiboom-Gill (CPMG) 法を主に用いているが, この方法で  $T_2$  値のみならず, パルス繰り返し時間を変えた画像間から  $T_1$  値も求めていることは, 既に報告<sup>1)</sup> している。今回,  $T_1$ ,  $T_2$  緩和時間の他にもう一つの NMR パラメータである流速も抽出するべく, 新たな撮像技法を考案した。この方法は, IR 法に類似したものである Modified Inversion Recovery (M-IR) 法と称している。この M-IR 法の原理及び基礎実験・臨床画像を通して検討した結果を報告する。

2 M-IR 法の撮像原理

東北大抗研の NMR-CT では, 現在のところ X線 CT と同様のアルゴリズムである投影再構成法を画像再構成の方法として用いている。そして, スライス選択のためには, 二種類の RF パルスを用いる<sup>2)</sup>。一つは, 選択励起パルス (Selective RF pulse: S パルス) というある共鳴周波数  $\nu_0$  近傍の狭い範囲の周波数成分をもつ RF パルスで, Z 軸方向の傾斜磁場がかけられているときにこの RF パルスを印加すると, Z 軸方向のある位置のある幅にある磁化のみが励起されるので, Z 軸上のスライス位置とスライス幅が決定される。もう一つは, 非選択的励起パルス (Non-Selective RF pulse: NS パルス) という  $\nu_0$  を含めた広い範囲の周波数成分をもつ RF パルスで, これは, スライス内に限らず広くスライス外の磁化をも励起する。図 1 に, 今回考案した M-IR 法の撮像原理を示す。信号収集は, 上下 2 段の手順 (図 1 の (I), (II)) で行われ, スライス選択

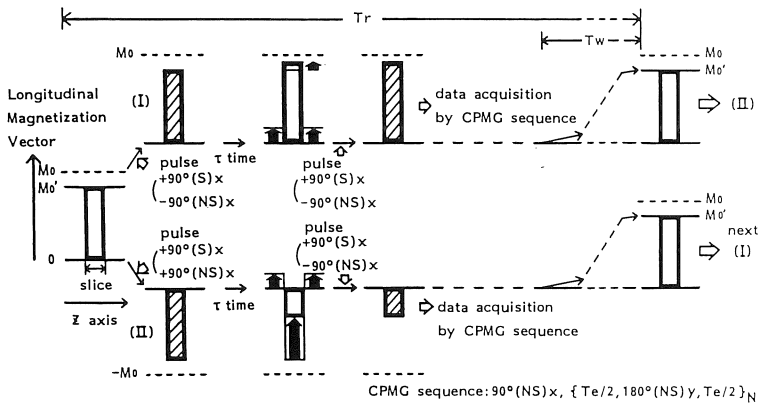


図 1 M-IR 法の撮像原理

受 付 1985 年 1 月 25 日  
 最終稿受付 1985 年 5 月 2 日  
 別刷請求先 (〒980) 仙台市星陵町 4-1  
 東北大学抗酸菌病研究所  
 放射線医学部門  
 山 田 進

は、S と NS の  $\pm 90^\circ$  RF パルスの組み合わせで各段とも 2 回ずつ印加される。そして、2 回の RF パルス印加中及びその間中は、Z 軸方向の傾斜磁場  $G_z$  がかけられている。上段の手順 (図 1 の (I)) では、先ず第 1 回目の  $+90^\circ(S)_x$  (※添字  $x$  は、 $x$  軸方向の RF パルスという意味) と  $-90^\circ(NS)_x$  の組み合わせの RF パルス印加により、スライス内の磁化の RF パルス印加による効果は  $0^\circ$  で、縦磁化は変わらず、スライス外の磁化のそれは  $-90^\circ$  と、 $x$ - $y$  平面内に倒されて縦磁化は 0 となる。次の RF パルスが印加されるまでの  $\tau$  時間の間、スライス内の縦磁化は、若干縦緩和を起こすが、スライス外の磁化は、縦緩和を起こして 0 からある大きさの縦磁化をもつ。次に第 2 回目の  $+90^\circ(S)_x$  と  $-90^\circ(NS)_x$  の組み合わせの RF パルスが印加されると、スライス内の縦磁化はそのままであるが、スライス外のある大きさの縦磁化は再び  $x$ - $y$  平面内に倒されて、縦磁化は 0 となる。(ただし、 $\tau$  をスライス外の横磁化の  $T_2^*$  より十分大きくとれば、第 2 回目の RF パルス印加のときには、その横磁化の大きさは 0 とみなされる)。結局第 2 回目の RF パルス印加直後には、縦磁化をもつものは、スライス内のみとなり、続いてこの縦磁化の大きさを、 $90^\circ(NS)_x$ ,  $\{T_e/2, 180^\circ(NS)_y, T_e/2\}N$  という CPMG 法のパルス連鎖にて  $N$  個の一連のエコー信号という形で取り出す。(  $T_e$ :  $180^\circ$  パルス間時間)。後は、最後の  $180^\circ(NS)_y$  RF パルス印加後、ある待ち時間  $T_w$  を待って下段の手順 (図 1 の (II)) に移行する。従って上段の手順で得られる信号の大きさ S. I (I) は、以下の式で表される。

$$S. I(I) \propto M_0 e^{-\frac{nT_e}{T_2}} \left(1 - e^{-\frac{T_w + \tau}{T_1}}\right) \quad (1)$$

$M_0$ : 初期磁化ベクトルの大きさ,  
 $N$ : エコー数,  $n$ : エコー番号 ( $1 \rightarrow N$ ),  
 $T_w$ : 待ち時間,  
 (ただし、パルス繰り返し時間  $T_r$  は、  
 $T_r \doteq \tau + \left(N + \frac{1}{2}\right) T_e + T_w$  となる)

下段の手順では、まず第 1 回目の  $+90^\circ(S)_x$  と  $+90^\circ(NS)_x$  の組み合わせの RF パルス印加により、スライス内の磁化は  $-Z$  軸上に反転するが、スライス外の磁化は  $x$ - $y$  平面内に倒されて縦磁化は 0 となる。次の RF パルス印加までの  $\tau$  時間の間に、スライス内外の磁化は縦緩和を起こし、それぞれある大きさの縦磁化をもつ。第 2 回目の  $+90^\circ(S)_x$  と  $-90^\circ(NS)_x$  の組み合わせの RF パルスが印加されると、スライス内の縦磁化はそのままであるが、スライス外の縦磁化は再び  $x$ - $y$  平面内に倒されて縦磁化の大きさは 0 となる。続いて、スライス内の縦磁化の大きさを、上段の手順と同様に CPMG 法にて一連のエコー信号という形で取り出す。この下段の手順で得られる信号の大きさ S. I(II) は、以下の式で表される。

$$S. I(II) \propto M_0 e^{-\frac{nT_e}{T_2}} \left(1 - 2e^{-\frac{\tau}{T_1}} + e^{-\frac{T_w + \tau}{T_1}}\right) \quad (2)$$

上下 2 段の手順で得られた信号を減算 ((1) - (2)) すると、M-IR 法で得られる信号強度式 S. I<sub>M-IR</sub> は、以下の式となる。

$$S. I_{M-IR} = S. I(I) - S. I(II) \\ \propto 2M_0 e^{-\frac{\tau}{T_1}} e^{-\frac{nT_e}{T_2}} \left(1 - e^{-\frac{T_w}{T_1}}\right) \quad (3)$$

又、 $e^{-\frac{nT_e}{T_2}} \left(1 - e^{-\frac{T_w}{T_1}}\right)$  は、CPMG 原法の信号強度式に等しいので、これを S. I<sub>CPMG</sub> とすると (3) 式は、以下のように書き換えられる。

$$S. I_{M-IR} \propto 2M_0 e^{-\frac{\tau}{T_1}} \cdot S. I_{CPMG} \quad (4)$$

これは、 $M_0$  から IR 法での信号強度式 S. I<sub>IR</sub>  $\propto M_0 \left(1 - e^{-\frac{\tau}{T_1}}\right)$  を引いた式<sup>3)</sup> に比例するので、この撮像技法を Modified Inversion Recovery 法と称している。尚、上下 2 段の手順で得られた信号を減算するもう一つの理由として、以下の事があげられる。CPMG 原法の撮像技法でも同様であるが、スライス選択に NS パルスを用いると、NS パルスの不完全性及び静磁場の不均一性のために、スライス外の磁化が  $90^\circ(NS)$  パルスが印加されてもある程度の縦磁化成分が残る。これが得られる NMR 画像の画質を劣化させる。これを避けるために、上段で  $+90^\circ(NS)$ 、下段で  $-90^\circ$

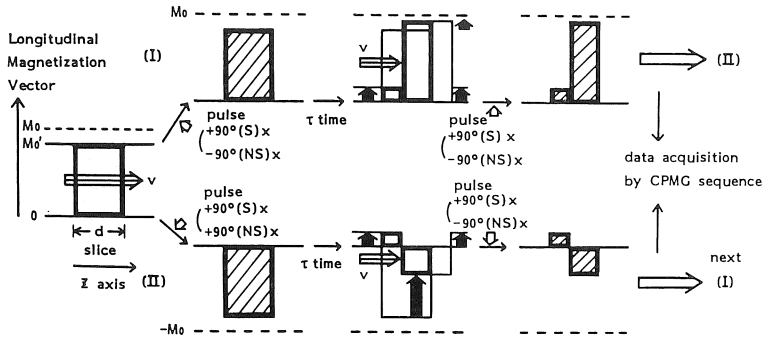


図 2 M-IR 法の撮像原理  
(流速  $v$  がある場合)

(NS) と極性の反対な RF パルスを印加し、得られる信号を減算すると、スライス外の縦磁化成分の影響が巧妙に相殺される。ところで、上述の様に上下 2 段の手順での信号を一つのプロジェクションデータとし、後は同様の手順で  $x$ - $y$  平面内で  $1.5^\circ$  ずつ角度を変え、計  $180^\circ$ 、120 方向のプロジェクションデータを取り、投影再構成法にて画像化する。

次に、スライス面に直交する流速  $v$  がある場合の M-IR 法の撮像原理を図 2 に示す。この場合、上下 2 段の手順で得られた信号を減算すると、 $\tau$  の間にスライス内に流入してきた磁化の分は相殺され、スライス内にとどまっていた磁化の大きさに比例する信号が得られる。この時の信号強度式  $S_{I_{M-IR}(v)}$  は、以下の式で表される。

$$S_{I_{M-IR}(v)} \propto 2M_0 \left(1 - \frac{v \cdot \tau}{d}\right) e^{-\frac{\tau}{T_1}} \cdot S_{I_{CPMG}} \quad (5)$$

$v$ : 流速,  $d$ : スライス幅

$$S_{I_{CPMG}} = e^{-\frac{nT_2}{T_2}} \left(1 - e^{-\frac{T_w}{T_1}}\right)$$

### 3 M-IR 法の特徴

M-IR 法の特徴を、基礎実験・臨床画像を通して検討する。

#### 3.1 M-IR 法による $T_1$ , $T_2$ 値の測定

M-IR 法, IR 法及び CPMG 法にて各種濃度硫酸銅液の NMR 画像をとり、各々計算により  $T_1$ ,  $T_2$  値を求め、検討する。

##### i) 実験

円筒状容器に 0.5 から 7.0mM 濃度の硫酸銅液を入れ、それらを俵状に束ねて NMR 画像を得た。M-IR 法では、 $\tau$  値を 0.1 から 0.5 秒の 0.1 秒毎の計 5 種、待ち時間  $T_w$  は全て 1.0 秒とし、エコー数  $N$  は 16 個で、最初から順に 4 個ずつのエコー信号を加算して、計 4 枚の画像を作った。IR 法では、 $\tau$  値,  $T_w$  値は M-IR 法と同じ値をとったが、エコー数は 4 個で、それらを加算して 1 枚の画像を作った (ただし、IR 法での信号収集は、M-IR 法と同様 CPMG 法のパルス連鎖により行った)。CPMG 法では、 $T_w$  値を 0.55, 2.55 秒の二種とし、エコー数及び画像数は、M-IR 法と同様である。

##### ii) 結果及び考察

得られた NMR 画像の各種濃度硫酸銅液のイメージ上に関心領域を設定して平均の信号強度を求め、各法での各々の信号強度式から  $T_1$ ,  $T_2$  値を求めた。その結果を表 1 に示す。各法での  $T_1$ ,  $T_2$  値は、硫酸銅液濃度の上昇とともに指数関数的に短縮している。M-IR 法の  $T_2$  値は、精度の良い CPMG 法の  $T_2$  値に比較してほぼ同様の値

表 1 各法での  $T_1$ ,  $T_2$  値

	硫酸銅液濃度 (mmole)						
	0.5	1.0	2.0	3.0	4.0	5.0	7.0
< M-IR 法 >							
$T_2$ 値							
Tau=0.1sec	1069±58	719±22	265±4	186±6	151±1	118±2	74±5
0.2	1175±96	750±53	267±6	179±3	157±4	137±6	85±11
0.3	1081±70	832±64	255±2	175±2	172±8	143±9	88±14
0.4	1141±114	812±33	276±7	204±16	173±9	127±22	/
0.5	1044±52	771±37	269±14	183±26	197±39	/	/
$T_1$ 値	1580±81	898±31	302±3	206±4	160±2	129±5	100±18
< IR 法 >							
$T_1$ 値	1437	990	266	180	113	104	72
< CPMG 法 >							
$T_2$ 値							
$T_w=0.55$ sec	1104±148	741±20	269±2	187±1	152±2	120±1	84±1
2.55	1223±90	709±16	262±2	184±2	155±2	121±1	81±1
$T_1$ 値	1656	942	298	182	/	/	/

※ 各  $T_1$ ,  $T_2$  値の単位は、ミリ秒  
 ※ / : 計算不能  
 ※ ±SD: 最小二乗法による標準偏差

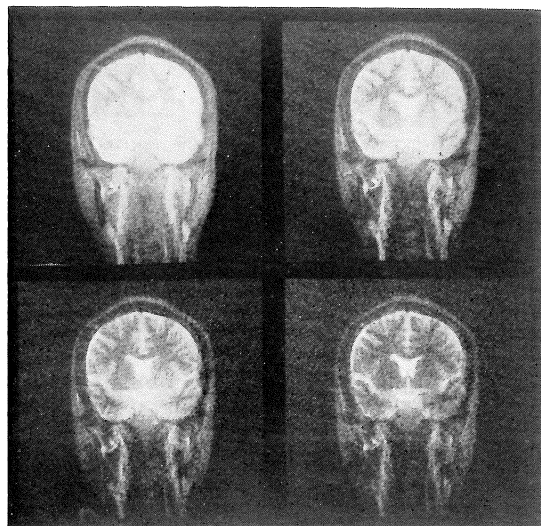


図 3 M-IR 法の NMR 画像  
 $\tau=0.2$  秒  $\frac{I}{II}$   
 $\frac{III}{IV}$

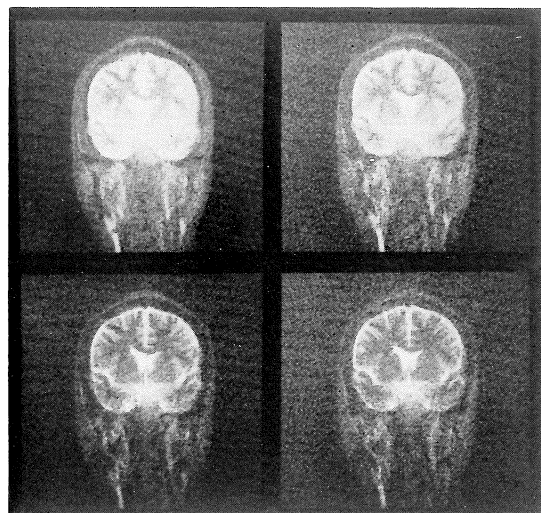


図 4 M-IR 法の NMR 画像  
 $\tau=0.4$  秒  $\frac{I}{II}$   
 $\frac{III}{IV}$

を示し、その標準偏差も大き目であるが、比較的精度の良い値が得られている。M-IR 法の  $T_1$  値は、CPMG 法の  $T_1$  値が 180 ミリ秒以下のとき、データのバラツキの為測定不能となるのに対し、100 ミリ秒のときでも妥当な値が得られているし、又、一般的に言われている  $T_1 \geq T_2$  の関係もほぼ満たしている。IR 法での  $T_1$  値は、100 ミリ秒以下のときでも値が得られているが、 $T_1$  値が短い場合、M-IR 法や CPMG 法で得られた  $T_2$  値との間には、 $T_1 \geq T_2$  の関係を満たさなくなる。この場合、何らかの原因で  $T_1$  値が過少に計算されたものと考えられる。

### 3.2 M-IR 法の NMR 画像

M-IR 法にて正常例頭部の前額断の NMR 画像を得た。  $\tau$  値は、0.2, 0.4 秒の二種、  $T_w$  値はともに 2.0 秒、エコー数  $N$  は 16 個で、エコーを最初から順に 4 個ずつ加算して計 4 枚の NMR 画像を作成し、それらに順に I, II, III, IV の画像番号をつける。図 3 に  $\tau$  値が 0.2 秒、図 4 に  $\tau$  値が 0.4 秒のときの NMR 画像を示す。第 I 画像は、 $T_1$  値を強く反映した画像であり、図 3 の第 I 画像の脳の白質と灰白質のように  $T_1$  値の差の余り大きくないものでも明らかなコントラスト差

を示す。画像番号が大きくなるに従い、長い  $T_2$  値の影響が大きくなり、長い  $T_2$  値をもつ脳脊髄液は、相対的に白いコントラストの程度を強める。この第 I から第 IV 画像の信号強度から、

$T_2$  値を求めることができる。又、図4の  $\tau$  値が 0.4 秒の場合、0.2 秒の場合に比べて NMR 画像の  $S/N$  が低下するが、両者間の信号強度から  $T_1$  値を求めることができる。ちなみに M-IR 法で求めた各部位の  $T_1, T_2$  値は、以下の通りである。

- 脳脊髄液:  $T_2=869 \pm 350$  m sec,  
 $T_1=2047$  m sec
- 白 質:  $T_2=77 \pm 7$  m sec,  $T_1=249$  m sec
- 灰 白 質:  $T_2=107 \pm 7$  m sec,  $T_2=592$  m sec

### 3.3 M-IR 法による流速の抽出

M-IR 法の NMR 画像から、流速の抽出が可能かどうか基礎実験を行った。

#### i) 実験

内直径 2cm のチューブをスライス面に直交するように中心軸上に置き、その中に約 2.5mM 硫酸銅液 ( $T_1$  値: 550m sec) を満たし、一定の流速で流れる系を作った。この系で、流速が、0, 1.2, 2.8cm/sec(流量計での実測による平均流速) の計 3 回の実験を行い、M-IR 法にて NMR 画像を得た。撮像条件として、 $\tau$  値は、各々 0.05, 0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 1.0 秒の計 9 種とし、待ち時間  $T_w$  は 1.0 秒に固定し、エコー数

$N$  は 4 個で、最初から順に 2 個ずつのエコー信号を加算して、計 2 枚の画像 (それぞれ、第 I, 第 II 画像と称する) を作成した。スライス幅  $d$  は、0.8cm である。

#### ii) 結果及び考察

平均流速  $\bar{v}=1.2$ cm/sec のときの各  $\tau$  値における第 I 画像を図 5 に示す。ところで、(5)式の流速を含む M-IR 法の信号強度式を以下のように書き換える。

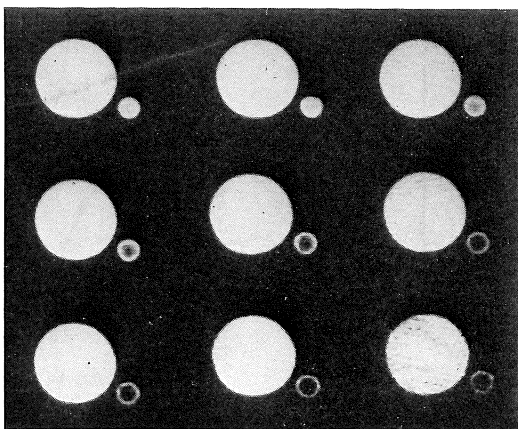
$$f(v, T_1, K) = K \left( 1 - \frac{v \cdot \tau}{d} \right) e^{-\frac{\tau}{T_1}} \quad (6)$$

(ただし、 $K$  は  $M_0$  に比例する定数)

とすれば、

$$S_{I-M-IR}(v) = f(v, T_1, K) \cdot S_{I-CPMG} \quad (7)$$

となる。同じ  $\tau$  値をもつ第 I, 第 II 画像から流体の信号強度を求め、 $S_{I-CPMG}$  式を解いたときに得られる時刻 0 ( $T_e=0$ ) のときの信号強度が、 $f(v, T_1, K)$  に等しい。実際に、NMR 画像の流体のイメージ内に十分大きい関心領域を設定して得られるこれらの信号強度 ( $f(v, T_1, K)$ ) と  $\tau$  値の関係を示したのが、図 6 である。流速  $v=0$  のとき、 $\tau$  値の増加に伴い信号強度は減衰し、このときの時定数は、流体の  $T_1$  値に等しい。一方、平均流速  $\bar{v}=1.2$ cm/sec のときは、 $v=0$  の



τ 値 (秒)		
0.05	0.1	0.2
0.3	0.4	0.5
0.6	0.7	1.0

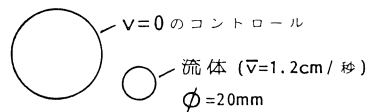


図 5 流速がある場合の各第 I 画像

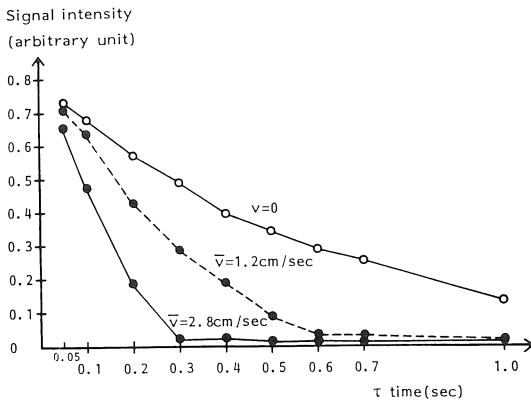


図6 流速の実験結果

ときに比較して信号強度の減衰速度が速く、 $\tau$  値が0.6秒のときには、信号強度が雑音のレベルまで低下した。平均流速  $\bar{v}=2.8\text{ cm/sec}$  のときには、信号強度の減衰速度は更に速く、 $\tau$  値が0.3秒のときには、信号強度が雑音のレベルとなった。これらの結果は、M-IR法にて、流速の変化が信号強度の大きな変化として捉えられたことを示す。そして、 $\tau$  値を変えた信号強度から(6)式を解けば、流速  $v$  が抽出できることになるが、(6)式は、数学的には3種の母数(未知数)  $v$ ,  $T_1$ ,  $K$  を含み、かつ非線型であるので、 $v$  を求めるのは容易でなく、又、データ数も少ないので、精度の良い  $v$  は期待できない。そこで  $T_1$  値を既知 ( $T_1=550\text{ msec}$ ) とし、 $\tau$  値が0.1, 0.2, 0.3秒のときの信号強度から最小二乗法にて、(6)式を解いて求めた流速  $v$  が、以下の通りである。

$\bar{v}=1.2\text{ cm/sec}$  のとき、 $v=1.15\text{ cm/sec}$

$\bar{v}=2.8\text{ cm/sec}$  のとき、 $v=2.57\text{ cm/sec}$

計算により求められた流速  $v$  は、実測の平均流速  $\bar{v}$  に近い値が得られた。しかし、計算による流速  $\bar{v}$  は、流体イメージ内の関心領域からの信号強度から求めているので、実測の平均流速  $v$  より若干大き目の値が予想される。この予想値との差に関しては、(6)式より仮に、スライス幅  $d$  で  $\pm 10\%$  の増減、 $T_1$  値も  $550\text{ msec}$  を中心に  $\pm 10$

% の増減があるとすれば、得られる流速  $v$  は各々  $\pm 10\%$ ,  $\pm 5\sim 6\%$  の増減があるので、これらが一つの原因と考えられる。特にスライス幅  $d$  は、Z軸方向の信号のプロファイルの半値幅から  $0.8\text{ cm}$  としているが、プロファイルの底辺では約  $1.1\text{ cm}$  の幅があるので、スライス幅  $d$  の設定値の差が、得られる流速  $v$  の精度に、より大きな影響を与えるものと考えられる。次に、 $T_1$  値を  $550\text{ msec}$  とし、上述と同様の条件・計算方法にて、流体イメージの横中心軸上の流速のプロファイルを求めたのが、図7である。これは、平均流速  $\bar{v}=1.2, 2.8\text{ cm/sec}$  の場合共に、流体内の中心での流速が最大となり、周辺に行くに従い流速の低下する速度勾配をもつ流速のプロファイルであり、流れが層流であると仮定したプロファイル<sup>4)</sup>と類似した結果が得られた。

以上のように、M-IR法にて、流体の  $T_1$  値を既知としたとき、実際に測定した流速に近い値が

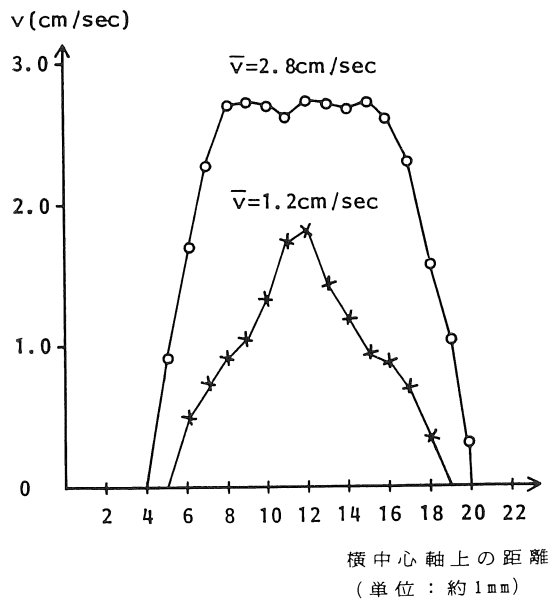


図7 流速のプロファイル

抽出され、流体の横中心軸上での流速プロフィールも層流であることを示唆する結果が得られた。これにより、M-IR 法にて、流速のイメージングが可能であると考えられる。一般に NMR イメージングにおける流速の測定には、流速による信号強度の変化を利用する方法<sup>5)</sup>、位相の変化を利用する方法<sup>6)</sup>、緩和時間の変化を利用する方法<sup>4)</sup>などが試みられ、この M-IR 法は、基本的には信号強度の変化を利用する方法に属する。尚、この M-IR 法にて流体の  $T_1$  値が未知でも、理論的には流速  $v$  の抽出が可能であるが、その計算方法は難しく、 $\tau$  値を変えたデータ数を多くとらなければならない煩雑さがある。又、流体の  $T_1$  値が既知の場合、流速がより速いときにも、この M-IR 法が適応できるかどうか、今後検討しなければならない。

#### 4 結 語

##### 4・1

$T_1$ 、 $T_2$  値及び流速を抽出するために、M-IR 法と称する撮像技法を考案し、その原理について述べた。

##### 4・2

M-IR 法にて、各種濃度硫酸銅液の NMR 画像をとり、 $T_1$ 、 $T_2$  値を測定した。これらの  $T_1$ 、 $T_2$  値は、他法と比較して妥当な値が得られた。

##### 4・3

M-IR 法にて、正常例の脳の NMR 画像をとり、 $T_1$  値の差の少ない脳の白質と灰白質が明瞭なコントラスト差で描出された。

##### 4・4

M-IR 法にて、定常流の NMR 画像をとり、流速の抽出を試みた。流体の  $T_1$  値を既知としたとき、計算により得られた流速は、実測の流速に近い値が得られ、又、同様の計算方法にて得られた流速のプロフィールは、層流であることを反映した結果となった。

#### 文 献

- 1) 山田 進, 山田健嗣, 松澤大樹他: NMR イメージング: CPMG 法に於ける信号強度式と  $T_1$ 、 $T_2$  値及び水素原子核密度の測定. 映像情報 (M), Vol. 16, No.11, 570-576, 1984.
- 2) J. Frahm, W. Hanicke: Comparative Study of Pulse Sequences for Selective Excitation in NMR Imaging. *J. Magn. Resonance*, 60: 320-332, 1984.
- 3) 飯沼 武, 館野之男, 遠藤真広他: プロトン( $^1\text{H}$ )-NMR 映像法における RF パルス系列の定義, 映像情報(M), Vol. 15, No.5, 200-203, 1983.
- 4) 柿本茂文, 福田信男, 池平博夫他: NMR-CT による血流イメージングの検討, NMR 医学, Vol. 4, No.2, 6-10, 1984.
- 5) J.R. Singer, L.E. Crooks: Nuclear Magnetic Resonance Blood Flow Measurement in the Human Brain. *Science*, 221: 654-656, 1983.
- 6) D.J. Bryant, J.A. Payne, D.N. Firmin, et al.: Measurement of Flow with NMR Imaging Using a Gradient Pulse and Phase Difference Technique. *J. Comput. Assist. Tomogr.* Vol. 18, No. 4: 588-593, 1984.