

# 資料

## MRI 装置の性能比較 ——プロトン画像の画質評価を中心に—— Comparison of Performance of MRI—Scanner—

竹中 栄一 (防衛医大放射線科)  
田中 仁 (千葉大学医学部附属診療放射線技師学校)  
西村 一雅 (京都大学医学部放射線科)  
栗原美貴子 (群馬大学医学部附属病院中央放射線部)  
上者 郁夫 (岡山大学医学部放射線科)

Eiichi TAKENAKA

(Dept. of Radiology, National Defence Medical College)

Hitoshi TANAKA

(Chiba Univ. College of Radiology Technicians)

Kazumasa NISHIMURA

(Dept. of Radiology and Nuclear Kyoto Univ. Medical School)

Mikiko KURIHARA

(Dept. of Radiology, Gunma Univ. School of Medicine)

Ikuo JOJA

(Dept. of Radiology, Okayama Univ. Medical School)

遠藤 真広 (放射線医学総合研究所臨床研究部)

吉川 宏起 (東京大学医学部放射線科)

山田 進 (東北大学抗酸菌病研究所放射線医学部門)

畑 雄一 (東京慈恵会医科大学放射線科)

吉田 裕 (神戸大学医学部放射線科)

Masahiro ENDO

(Div. of Clinical Research, National Institute of Radiological Sciences)

Kohji YOSHIKAWA

(Dept. of Radiology, Tokyo Univ. Faculty of Medicine)

Susumu YAMADA

(Dept. of Radiology, Tohoku Univ. Research, Institute of TB and Cancer)

Yuichi HATA

(Dept. of Radiology Jikei Univ. School of Medicine)

Yutaka YOSHIDA

(Dept. of Radiology, Kobe Univ. Medical School)

### 1. はじめに

MRI 装置は、既に 100 台以上が導入され広く臨床に使われている。これらの装置の磁場発生方式には超電導、常電導、永久磁場の 3 方式があり、磁場強度も 0.02 T~1.5 T の広い範囲にわたっている。このため得られる画像の特性やパラメータ (T 1, T 2 など) にも大きな差異が見られる。したがって、臨床使用にあたって

は、X 線 CT やその他の医用イメージング装置でなされているように、標準的な手法によりその性能を評価しておく必要がある。しかし、現在、MRI 装置に対してこのような手法は確立していない。MRI 装置の標準的な性能評価法を確立するため、厚生省がん研究助成金有水班 (班長・有水 昇千葉大教授) にファントム小委員会が設けられた。本委員会はその活動の一つとして、プロトン画像の画質評価を中心に、MRI

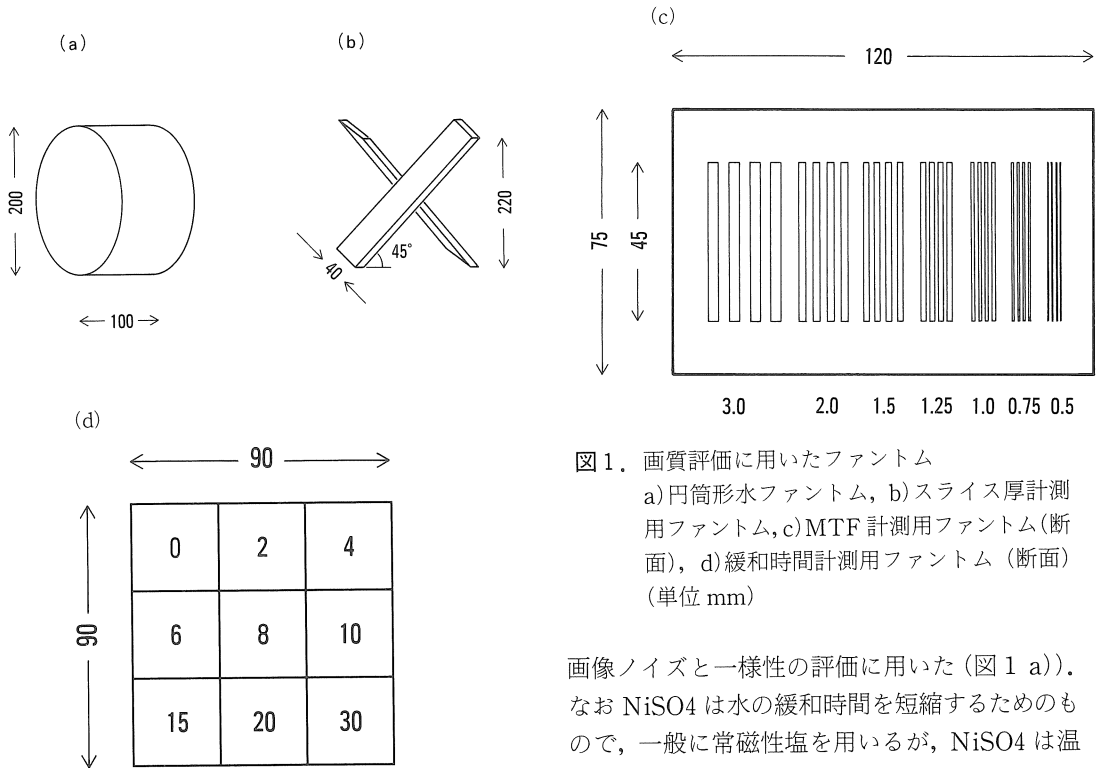


図1. 画質評価に用いたファントム  
 a)円筒形水ファントム, b)スライス厚計測用ファントム, c)MTF計測用ファントム(断面), d)緩和時間計測用ファントム(断面)  
 (単位 mm)

画像ノイズと一様性の評価に用いた(図1 a)).  
 なお NiSO<sub>4</sub> は水の緩和時間を短縮するためのもので、一般に常磁性塩を用いるが、NiSO<sub>4</sub> は温度依存性が少ないため選ばれた。

(2)200 mm×40 mm×7 mm のアクリル製容器(アクリル板厚 2 mm)を 4.5 mM の NiSO<sub>4</sub> 水溶液で満たし(水の厚さは 3 mm), 図1 b)のように 45°傾け, 交叉させたもの。本ファントムはスライス厚の計測に用いた。

(3)断面が図1 c)のようなアクリル製平行平板(板厚が 3.0, 2.0, 1.5, 1.25, 1.0, 0.75, 0.5 mm)をアクリル製容器に入れ, 4.5 mM の NiSO<sub>4</sub> 水溶液を満たしたもの。本ファントムは MTF の計測に用いた。

(4)断面が 30 mm×30 mm ポリエチレンびん 9 個の濃度がそれぞれ, 0, 2, 4, 6, 8, 10, 15, 20, 30 mM の NiSO<sub>4</sub> 水溶液(濃度 0 mM

装置の性能評価を行ったのでその結果を報告したい。

## 2. 方法

### 2.1 ファントム

画質評価に用いたファントムは次の 4 種類である。

(1)外径 200 mm, 長さ 100 mm, 板厚 5 mm のアクリル製円筒形ファントムを 4.5 mM の NiSO<sub>4</sub> 水溶液で満たしたもの。本ファントムは

NiSO<sub>4</sub> concentration  
(mM)

	← 90 →		
↑ 90 ↓	0	2	4
	6	8	10
	15	20	30

受付年月日 昭和62年 9月30日

最終稿受付 昭和62年 9月30日

別刷請求先 (〒260)千業市穴川 4-9-1 放射線医学総合研究所 臨床研究部 遠藤真広

表1 スキャン条件I (ファントム(1))

機種	磁場強度 (T)	Tr (msec)	Te (msec)	Av*	スライス厚 (mm)	スライス間隔** (mm)	スライス数	視野 (mm)
a	0.02	1000	40	1	10	10	2	240
b	0.1	1000	13***	1	5	10	9	240
c	0.14	1008	34	2	5	10	1	300
d	0.15	400	30	2	5	10	5	250
e	0.22	1500	40	1	5	10	7	250
f	0.5	2000	25	1	5	10	7	300
g	0.5	1500	26	1	5	5	8	300
h	0.5	1500	25	1	5	10	7	250
i	1.5	1500	28	1	5	10	9	300
j	1.5	2000	25	1	5	10	7	240

\*データ収集回数 \*\*中心間隔 \*\*\*ファントム(1)にフェーザー使用  
 ナーデータ収集マトリックスは114×256×256

は蒸留水)を満たし、図1 d)のようにまとめたもの。本ファントムは緩和時間の計測に用いた。

## 2.2 装置及びスキャン条件

性能評価の対象は、有水班の班員及び研究協力者の所属する施設の装置を主とし、小委員会の判断で数機種を加えた。表1・第1, 2欄に機種の略号(a~j), 及び磁場強度を示す。これらの装置により、2.1で述べた4種類のファントムを可能な限り同一の条件でスキャンして結果を比較した。各装置ともスキャンに先立って、インピーダンス整合, 周波数調整, AD変換器入力電圧(ゲイン)などの調整を行い, それぞれのファントムに対する最適条件でスキャンを行った。また, 全てのスキャンは頭部コイルで行った。

2.1で述べたファントム(1), (2)についてはTrが長く, Teが短いスピネコーでスキャンを行った。データ収集回数1回, スライス厚5mm, スライス中心間隔10mm(ギャップ5mm)のマルチスライス(5枚以上)を原則としたが, ハードウェア及びソフトウェアの制限により, 原則通りスキャンできないものもあった。ファントム(1), (2)の具体的なスキャン条件を表1に示す。ファントム(3)はファントム(1), (2)と同じ条件でシングルスライスで行った。ファントム(1)~(3)のデータ収集マトリックスは全て, 256×256とした。ファントム(4)は各施設の緩和時間の計測条件により, シングルスライスで行った。緩和時間計測の際に使用したパルス系列を表2に示す。

表2 スキャン条件II (ファントム(4))

機種	T1 測		T2 測	
	T1	測	T2	測
a	1 R (2000, 100)	1 R (2000, 250)	S E (2000, 100)	S E (2000, 200)
b	S R (2000)	1 R (2000, 300)	S E (1000, 30 × n)	n = 1, 3
c	S E (1008, 34)	S E (2208, 34)	S E (1008, 34 × n)	n = 1 - 12
d	S E (2000, 30)	1 R (2400, 400)	S E (2000, 40 × n)	n = 1, 2
e	S E (1500, 40)	1 R (2000, 500)	S E (1500, 40 × n)	n = 1, 2
f	S E (2000, 25)	1 R (2000, 500)	S E (2000, 25)	S E (2000, 80)
g	S E (1500, 40)	1 R (1500, 500)	S E (1500, 40)	S E (1500, 80)
h	S E (1120, 20)	1 R (1120, 400)	S E (1120, 20)	S E (1120, 100)
i	S E (200, 28)	S E (2000, 28)	S E (1120, 180)	S E (1120, 260)
j	S E (300, 25)	S E (600, 25)	S E (3000, 8 × 20 × n)	n = 1 - 8
	S E (1000, 25)	S E (1500, 25)		
	S E (2000, 25)		S E (2000, 25 × n)	n = 1 - 4

\*3.5T用ローボム(CPMG法使用)

## 2.3 データ解析

### (1) 画像のS/N比(信号対雑音比)

ファントム(1)の中心スライスの中心及び周辺4ヶ所(X線CTの性能評価法<sup>2)</sup>に準拠)に1cm<sup>2</sup>のROIをとり, ROI内MR信号強度(MRI値)の変動係数(=標準偏差/平均値)を求め, それらを平均した。これをCVavと書く。CVavは日下部<sup>3)</sup>のLCV(local coefficient of variation)の近似値となるから, その逆数1/CVavはMR画像のS/N比の指標として考えてよい。しかし, 機種により撮像パラメータが異なるため次式を用いて補正したものを用いた。

$$\text{SN比} = \frac{1}{\text{CVav}} \times \frac{\exp(\text{Te}/\text{T}_2)}{1 - \exp(\text{Tr}/\text{t}_1)} \frac{1}{\sqrt{\text{Av}}} \frac{5}{\text{S}} \quad (1)$$

ここで, T1, T2はファントム中のNiSO4水溶液の緩和時間であり, 後に述べる方法で計測した値から求めた。Avはデータ収集の回数, Sはスライス厚(mm)である。式(1)によりS/N比はTe=0, Tr=∞, Av=1, S=5の場合に換算される。

### (2) 均一性

ファントム(1)に対して, SN比を求めたのと同じスライス上に, ファントム中心を中心として直径10cmのROIを設定し, ROI内のMRI値の変動係数を求めた。

これをGCVと書く。日下部<sup>3)</sup>らによると画像の不均一性はノイズによる局所の変動を補正した

$$\text{FNU} = \sqrt{\text{GCV}^2 - \text{CVav}^2} \quad (2)$$

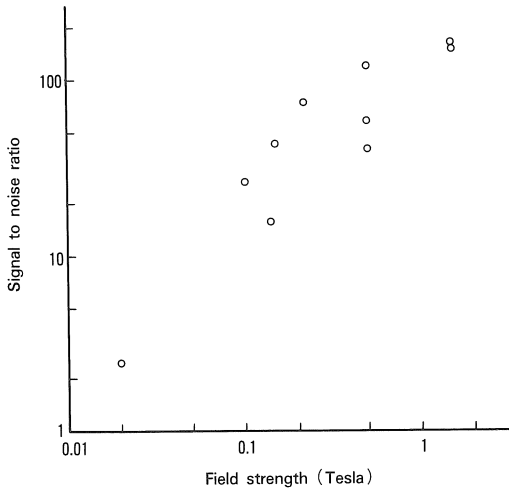


図 2. 磁場強度と画像の S/N 比との関係

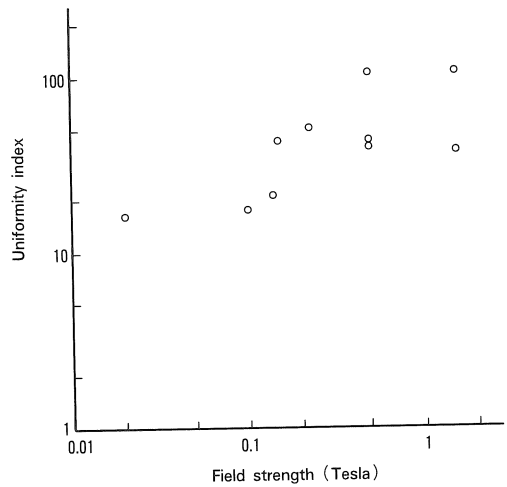


図 3. 磁場強度と均一性の指標 (1/FNU) の関係

で与えられる。したがって、均一性の尺度としてこの逆数 1/FNU を用いた。

(3)スライス特性

ファントム(2)の斜板像の一方に直交するプロフィールをマルチフォーマットカメラによりフィルム像とし、それからスライス中心位置と半値幅を求めた。

(4)空間分解能

ファントム(3)の平行平板像に直交するプロフィールを(3)と同様に求め、それから X 線 CT 装置の性能評価法<sup>1)</sup>に準拠して、MTF を求めた。

(5)緩和時間

ファントム(4)の各ポリびん像上に、それぞれ 1 cm<sup>2</sup>の ROI を設定し、各 ROI の T1 及び T2 を計測した。ここで機種 a, h については T1, T2 値の計測を装置付属のソフトウェアで行えなかったので、SE もしくは IR に対する MRI 強度変化の理論曲線から T1, T2 値を推測した。NiSO<sub>4</sub> 濃度 (mM) と緩和時間の逆数 1/Ti (sec<sup>-1</sup>) (i = 1, 2) の関係をプロットし、その直線部分から

$$1/T_i = A_i \cdot x + B_i \quad (i = 1, 2) \quad (3)$$

のあてはめを行い、パラメータ A<sub>i</sub>, B<sub>i</sub> を求めた。

3. 結果

3.1 画像の S/N 比

本解析は全ての機種について行った。得られた画像の S/N 比と磁場強度の関係を図 2 に示す。図より S/N 比と磁場強度の間には、おおよその比例関係がみられるが、同一磁場でも機種による差が相当に大きい。

3.2 均一性

本解析は全ての機種について行なった。得られた均一性の指標 1/FNU と磁場強度の関係を図 3 に示す。図より均一性は磁場強度が大になるほど改善される傾向にあるが、改善の度合いは S/N 比にくらべて小さい。また、同一磁場でも機種による差が大きい。

3.3 スライス特性

本解析は、b, d, e, f, g, h, i について行った。a, j はプロフィールを得るソフトが無いため、また c はファントムが入らないため、本解析は実施できなかった。表 3 に名目上のスライス (中心) 位置と測定した位置の関係を示す。

表3 名目上のスライス位置と測定位置、半値幅

	-40	-30	-20	-15	-10	-5	0	5	10	15	20	30	40
b	-41.0 (6.0)	-31.0 (6.0)	-20.0 (6.0)	-10.0 (6.0)	0 (6.5)	10.0 (6.5)	21.5 (6.0)	32.0 (6.0)	43.0 (6.0)				
d			-20.0 (6.0)	-9.5 (5.5)	0 (5.5)	10.5 (5.5)	20.0 (6.0)						
e		-28.5 (4.5)	-19.5 (5.0)	-9.5 (4.5)	0 (4.5)	9.5 (5.0)	19.5 (4.5)	28.5 (4.5)					
f			-30.0 (6.0)	-18.5 (5.5)	-10.0 (6.0)	0 (5.5)	10.0 (6.0)	18.0 (5.5)	30.0 (5.5)				
g				-14.5 (5.5)	-9.5 (5.5)	-5.0 (5.5)	0 (6.0)	5.0 (5.5)	10.0 (6.0)	14.5 (5.5)			
h		-31.0 (5.0)	-20.0 (4.5)	-10.0 (4.5)	0 (5.0)	10.0 (5.0)	21.5 (5.0)	32.5 (5.0)					
i		-41.5 (6.0)	-31.0 (6.0)	-20.5 (5.5)	-10.5 (6.0)	0 (6.0)	10.5 (6.0)	21.0 (6.0)	31.5 (6.0)	42.0 (6.0)			

( ) 内は測定した半値幅 (mm単位)

本解析はフィルム像を用いているため測定誤差が1 mm程度見込まれるが、名目上の位置と測定位置はおおよそこの範囲で一致している。また半値幅も5~6 mmにあり、測定法の限界内で設定したスライス厚5 mmに一致している。

### 3.4 空間分解能

本解析はb, c, d, e, f, g, h, iについて行った。a, jは3.3に述べた理由により実施できなかった。MTFの解析結果を図4(b~e)、図5(f~i)に示す。図より解析できた全ての機種 of MTFはおおよそ一致することがわかった。

### 3.5 緩和時間

本解析は全ての機種について行った。図6に濃度と緩和時間の逆数(緩和率)のプロットの結果を機種bについて示す。図に示すように、

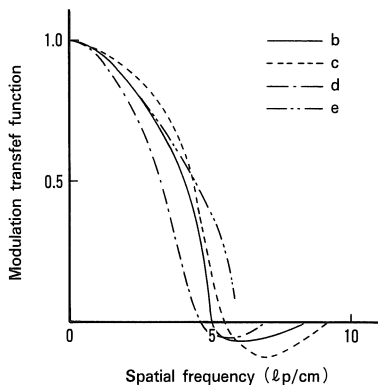


図4. MRI装置のMTF(機種b-e)

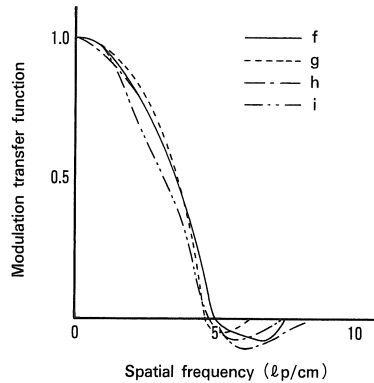


図5. MRI装置のMTF(機種f-i)

濃度と緩和率の間にはある濃度範囲で直線関係が見られ、また2つの直線の傾きはほぼ同じである。機種bだけではなく他の機種についても

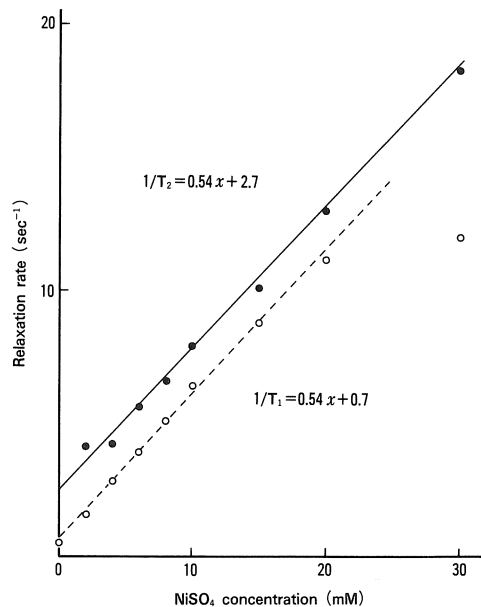
図6. NiSO<sub>4</sub>濃度と緩和率の関係(機種b)

表4 T1, T2計測(緩和率への直線fit)

機種	T1		T2	
	A	B	A	B
a	0.68	0.3	0.48	1.0
b	0.54	0.7	0.54	2.7
c	—	—	0.56	0.5
d	0.62	0.6	0.52	3.4
e	0.52	0.8	0.50	5.1
f	—	—	0.56	0.8
g	0.61	0.5	0.56	0.4
h	0.60	0.3	0.60	2.3
i	0.54	0.5	0.74	1.0
j	0.64	0	0.58	5.8

単位: A(sec<sup>-1</sup>/mM) B(sec<sup>-1</sup>)

同様の傾向が見られる。プロットの直線部分から求めた傾き Ai と切片 Bi を表4に示す。傾き Ai は機種によらず(磁場強度によらず)また T1, T2 にもよらずほぼ一定である。

## 4. 考察

### 4.1 S/N比と空間分解能

本報ではMRI装置の性能評価をプロトン画像の画質評価を行い、その結果として臨床画像から従来、漠然といわれてきたことと異なるMR画像の一面を明らかにしえた。

その最も顕著なものは、画像のS/N比と空間分解能に関する知見である。3.4で示したようにMTFでみた空間分解能は機種によらずほぼ一定である。今回の調査では表1に示すように全ての機種に対して240~300mmの視野を256点でサンプルするデータ収集を行っている。したがって画素サイズは0.93~1.17mmであり対応する空間周波数(ナイキスト周波数)は4.3~5.4lp/cmである。これは図3, 4のMTF曲線の

限界周波数とほぼ一致するから、「MR画像の空間分解能はデータ収集の際の画素サイズに規定されている」ことが示唆される。このことは、ここではデータを示さなかったが、いくつかの機種で画素サイズを変化させてスキャンを行ったところ、MTF曲線はそれに対応して変化したことからも確かめることができた。

このような知見は従来臨床画像から漠然と言われていた「磁場が高くなるほど画像の空間分解能が良くなる」という考えを明確に否定するものである。しかし、一般に高磁場装置ほど鮮明な画像が得られるということも事実である。これは何によって説明されるのであろうか。

著者達の考えでは、高磁場装置ほど良好な画質が得られることは、本報で示したもう一つの知見である「高磁場装置ほど画像のS/N比が大きくなる」ということにより説明できる。空間分解能が一定であっても画像のS/Nが大きくなるほど、コントラストの小さい組織間の境界や微小欠損の認識能が良くなることは、放射線画像においては良く知られた事実である。このことにより、画像が鮮明になり一見、空間分解能が向上したかのように見えると考えられる。

したがって、画像のS/N比はMR画像の画質特性のうちで、最重要のものといえ、臨床に近い状態で正確に計測する必要性は高い。その際、(1)画像の不均一性と分離と(2)電磁気的な特性が人体に等価なファントムの使用とが問題となろう。

(1)の問題については、日下部らは不均一性と画像ノイズを分離する方法を提案している<sup>3)</sup>。本報の方法はそれに準拠しかつ臨床の場で実行できるように簡略化したものである。

(2)の問題については、今回の調査は必ずしも条件に合致するファントムを使用したとはいえない。本報のファントム(1)の電気伝導率は約0.1S(ジーメンズ=Ω<sup>-1</sup>)/mであり、人体の電気伝導率0.4S/m<sup>4)</sup>よりも小さい。このためQ

が人体よりも大きく、MR 信号の S/N 比は大きい。

人体等価の電気伝導率を得るため、NaCl を水溶液にとかすことも行われる<sup>5)</sup>。しかし、Q は電気伝導率だけではなく、コイルと被写体の電磁気的な結合の大きさにも依存し、ファントム(1)のような単純な形状のものでは単一の電気伝導率で、全ての機種に対して人体等価を求めるのは困難である。このため、今回の調査ではファントム(1)の緩和時間を調整しただけで電気伝導率の調整は行わなかった。

したがって、得られた画像の S/N 比は無負荷の値に近く、今後人体により近いファントムが開発されればそれにより再測定の必要があらう。しかし、図に示された磁場依存性は臨床画像から得られる定性的な傾向とも一致しているので、人体等価ファントムを用いたとしても、S/N 比の絶対値は変わることはあっても定性的傾向は大きく変わらないと考えられる。

#### 4.2 緩和率の直線性

本報においては、空間分解能、S/N 比など画質特性に関するパラメータだけでなく、緩和時間の計測も行った。本報に用いたような常磁性塩水溶液の緩和時間については理論的、実験的に解明されていて、一般に

$$\frac{1}{T_i} = \frac{x}{\tau} + \frac{1}{T_{i0}} \quad (i=1, 2) \quad (4)$$

が成り立つ<sup>6)</sup>。ここで、 $\tau$  は常磁性塩水和物の寿命に比例する時間であり、 $T_{i0}$  は濃度  $x$  が 0 のときの緩和時間である。

3.5 で得られた結果は式(4)から予想されるものであるが、 $x$  と  $1/T_i$  のプロットは、 $x$  が小さいときまたは大きいとき、しばしば直線からずれる。これは測定系がそのような極端な緩和時間を想定していないためであり、逆に直線性が成り立つ範囲の  $T_1$ 、 $T_2$  (正しくは  $T_2^*$ ) 値はほぼ信用できると言える。本報では結果を詳し

く示さなかったが、直線性の成り立つ範囲は機種によりかなりばらつく。したがって、緩和時間の値から何かを言う必要があるときは、このような計測により、その装置の特性を調べておく必要がある。

#### 5. おわりに

本報では、現在、臨床で使われている MRI 装置の性能について、プロトン画像の画質を中心に評価比較し、いくつかの新しい知見を得た。もちろん、本報の方法は完全なものではなく、今後多くの検討が必要であらう。そのような検討を進めることにより、MRI 装置の性能評価法を確立していきたいと考えている。

#### 謝 辞

本小委員会の活動に種々の御援助をいただいた有水班(班長 有水 昇千葉大学教授)の班員、研究協力者の諸先生に深く感謝致します。また、装置の使用に便宜をはかって下さった虎ノ門病院・放射線診断学科 中島哲二部長、自治医科大学・放射線科 大澤 忠教授、北里大学・放射線科松林 隆教授、日立製作所那珂工場 小泉英明博士に深く感謝いたします。なお、本研究はがん研究助成金有水班(61-16)の援助を受けた。

#### 文 献

- 1) 井澤 明, 新田 優, 安達一美 他: 常磁性金属イオンを含む T<sub>1</sub> 値測定用標準物質の基礎的検討について, NMR 医学, Vol. 4S, pp. 80-81, 1984.
- 2) 竹中栄一, 飯沼 武, 遠藤真広 他: X 線コンピュータ断層撮影装置の性能評価に関する基準(第2次勧告), 日本医師会雑誌, 88: 759-771, 1982.
- 3) 日下部隆則, 福田信男, 館野之男 他: MRI における統計雑音と不均一性の分離評価の試み, NMR 医学, 6: 260-266, 1987.
- 4) J.G. van Heteresn, R.M. Henkelman and M.J. Bronskil: Equivalent circuit for coil-patient interactions in magnetic resonance imaging.

資 料 -----

- Magn. Reson. Imaging, 5 : 93-99, 1987.
- 5) C.E. Hayes and L. Axel : Noise performance of surface coils for magnetic resonance imaging at 1.5T. Med. Phys., 12 : 604-607, 1985.
- 6) 赤坂一之, 井元敏明 : 第 4 章の補遺, In. ファラー, ベッカー (赤坂一之, 井元敏明共訳) パルス及びフーリエ変換 NMR, 吉岡書店, 京都, 1976, pp. 147-161