

## 静磁場強度の緩和時間および 緩和度におよぼす影響に関する研究

岡山大学医学部放射線医学教室 (指導: 平木祥夫教授)

北 川 尚 広

(平成6年1月27日受稿)

**Key words :** Magnetic Field Strength, Relaxation Time  
Relaxivity, Gd-DTPA, Pulse Sequence

### 緒 言

MRIの普及は著しく、現在低磁場から高磁場まで種々の磁場強度の装置が臨床で使用されている。MRIにおける信号強度の決定はCTのように一元的に行われるのではなく、さまざまな因子が関与しており、撮像パラメータを変えることによりさまざまなコントラストの画像を得ることが可能である。これは注目すべき点であり、部位、疾患により撮像方法を変え、種々の情報を得ることができる。しかし、適当でない撮像パラメータを使用した場合、十分な情報が得られないことが多く、撮像パラメータについては注意を払う必要がある。静磁場強度の変化により信号強度および組織のT1緩和時間(縦緩和時間)、T2緩和時間(横緩和時間)もそれぞれ変化し<sup>1),2)</sup>、撮像パラメータが同じでも、静磁場強度が異なると得られる画像が違う場合がある。またMRI用造影剤Gd-DTPA(ガドペンテト酸ジメグルミン)<sup>3),4)</sup>はT1緩和時間、T2緩和時間の短縮作用により造影効果を発揮するため、ヨード造影剤と異なり、造影効果は濃度に比例しないことが知られているが、静磁場強度が変わると前述のごとく種々の因子が変わるので、同量の造影剤を使用し、同じパラメータで撮像しても造影効果は異なってくる<sup>5),6)</sup>。今まで、緩和時間および緩和度に関する報告は散見され<sup>7),8)</sup>、高磁場装置と低磁場装置とを比較した報告<sup>9)</sup>もときに見られるが、同一の対象物を同一のパラメータを使用して低磁場装置と高磁場

装置とを比較した報告は見あたらない。本研究では低磁場装置と高磁場装置において種々の溶液の緩和時間およびGd-DTPAの緩和度を、同一対象物、同一パラメータにて測定し、静磁場強度の緩和時間、緩和度および影響を検討し、特に造影剤使用時の最適シーケンスの検討を行ったので報告する。

### 対象と方法

#### 研究1. 静磁場強度の緩和時間に及ぼす影響

使用機種は高磁場装置がSIEMENS社製Magnetom H15(超伝導1.5 Tesla)、低磁場装置がMagnetom P8(永久磁石0.2 Tesla)であり、受信用コイルはすべてボディコイルを使用した。測定用ファントムは米国データスペクトラム社製デラックスモデルファントムを使用した。試料として生理食塩水、蒸留水、オリーブオイル、塩化マンガン(0.2mmol/l)、硫酸銅(1mmol/l)、アルブミン(25%)を使用した。また、ファントム内に塩化ニッケル溶液(5mmol/l)を入れインピーダンス調整を行った。

撮像シーケンスはT1測定用がSpin Echo法、エコー時間(以下TE)を20msecと一定にし、くり返し時間(以下TR)を40~20000msecと可変にした。T2測定用がSpin Echo法、TRを2000msecと一定にし、TEを20~1000msecと可変にした。なお、各シリーズにおいてはスライス幅は10mm、マトリックスは256×192、加算回数は2回、field of view(以下FOV)は380mm、撮像時の取り込み周波数帯域(以下バンド

幅)は1ピクセルあたり130Hzと一定にした。また、RF pulse tuning, receive gainなどの条件も一定にし、それらによる影響は無視できるようにした。

一回の測定は1スライス、1エコーのみで行い、通常のシークエンスのようにスライスおよびエコー間の干渉がないようにし、測定誤差を最小限にとどめた。

以上の条件により高磁場装置、低磁場装置において撮像を行い、各溶液の信号強度を測定し、緩和時間を求めた。

信号強度 (Signal Intensity-SI) および T1 緩和時間 (T1), T2 緩和時間 (T2) の間には次の関係がある。

$$SI = K \cdot \rho \cdot [1 - \exp(-TR/T1)] \cdot \exp(-TE/T2) \quad \text{-式1}$$

K: 比例定数(装置, 撮像条件により異なる)  
ρ: プロトン密度

上の式で、TRが短く、TE < T2 のときは T2 緩和時間の影響をあまり受けず、T1 緩和時間の影響を主に受ける。T1 緩和時間が短いときは信号強度は上昇し、T1 緩和時間が長いときは信号強度は低下する。

また、TR > T1 で、TE が長いとき、T1 緩和時間の影響をあまり受けず、T2 緩和時間の影響を主に受ける。T2 緩和時間が長いとき信号強度は上昇し、T2 緩和時間が短いとき信号強度は低下する。

主な検討項目は以下の点である。

- 1) 静磁場強度の緩和時間に及ぼす影響。
- 2) 各種磁場強度における最適パルスシークエンス。

#### 研究2. 静磁場強度の緩和度に及ぼす影響

使用機種、撮像方法は研究1と同様である。

試料として塩化マンガン (0.2mmol/l), アルブミン (25%) にて Gd-DTPA を希釈し、Gd-DTPA 濃度がそれぞれ20mmol/l, 10mmol/l, 5mmol/l, 2mmol/l, 1mmol/l, 0.5mmol/l, 0.2mmol/l, 0.1mmol/l, 0.05mmol/l, 0mmol/l の濃度の溶液を作成し、各濃度においての高磁場、低磁場装置における T1 緩和時間、T2 緩和時間を測定し、緩

和度を求めた。

緩和度は次の式で求められる。

$$R \cdot C = 1/Tx - 1/To \quad \text{-式2}$$

R: 緩和度

Tx: 造影剤存在下での組織の緩和時間

To: 組織本来の緩和時間

C: 造影剤の濃度

主な検討項目は以下の点である。

- 1) 静磁場強度の緩和度に及ぼす影響
- 2) 各磁場装置にて造影後 SE 法 T1 強調シークエンスで最も強い造影効果が得られる造影剤濃度、および造影剤投与後の最適 SE 法 T1 強調シークエンス

## 結 果

#### 研究1. 静磁場強度の緩和時間に及ぼす影響

図1-a, b に高磁場および低磁場装置において、TE を20msec に固定し、TR を変化させたときの信号強度の変化を示す。縦軸は信号強度、横軸は TR である。図1-a, b のグラフにて各曲線のプラトー相の高さはプロトン密度に比例し、各溶液の相対的なプロトン密度を表していると考えられる。

次に図2-a, b の縦軸は図1に示したプロトン密度と信号強度の差の自然対数であり、横軸は TR である。TE を20msec と短く設定しており、T1 緩和時間が一定、TR が可変で他の項目が各シークエンスにて同一である。ここで、異なる TR (TR<sub>1</sub>, TR<sub>2</sub>) にて撮像したとすると

$$SI_1 = K \cdot \rho \cdot [1 - \exp(-TR_1/T1)] \cdot \exp(-TE/T2) \quad \text{-式3}$$

$$SI_2 = K \cdot \rho \cdot [1 - \exp(-TR_2/T1)] \cdot \exp(-TE/T2) \quad \text{-式4}$$

ここで TR<sub>2</sub> を20000msec とすると [1 - exp(-TR<sub>2</sub>/T1)] は1と考えることができ、また、SI<sub>2</sub> は相対的なプロトン密度を表していると考えられる。

式3を式4で除し、両辺の対数をとると、

$$\log(SI_2 - SI_1) = -TR_1/T1 + \log SI_2 \quad \text{-式5}$$

となる。つまり図2-a, b の直線の傾きの逆数

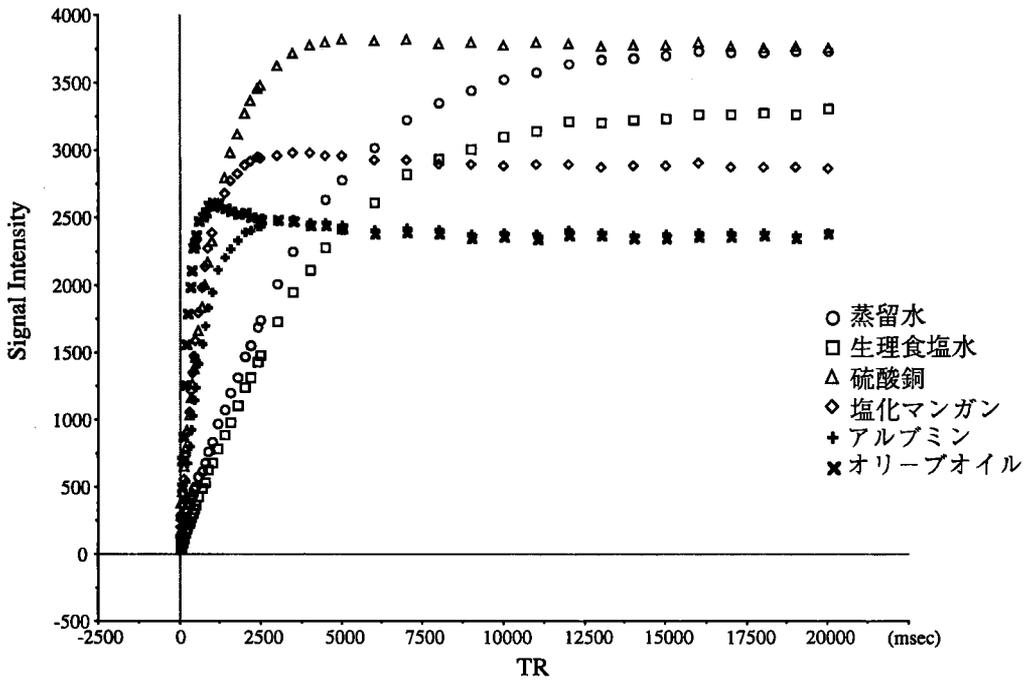


図1-a 高磁場装置において TE を20msec と一定にしたときの TR と信号強度との関係。

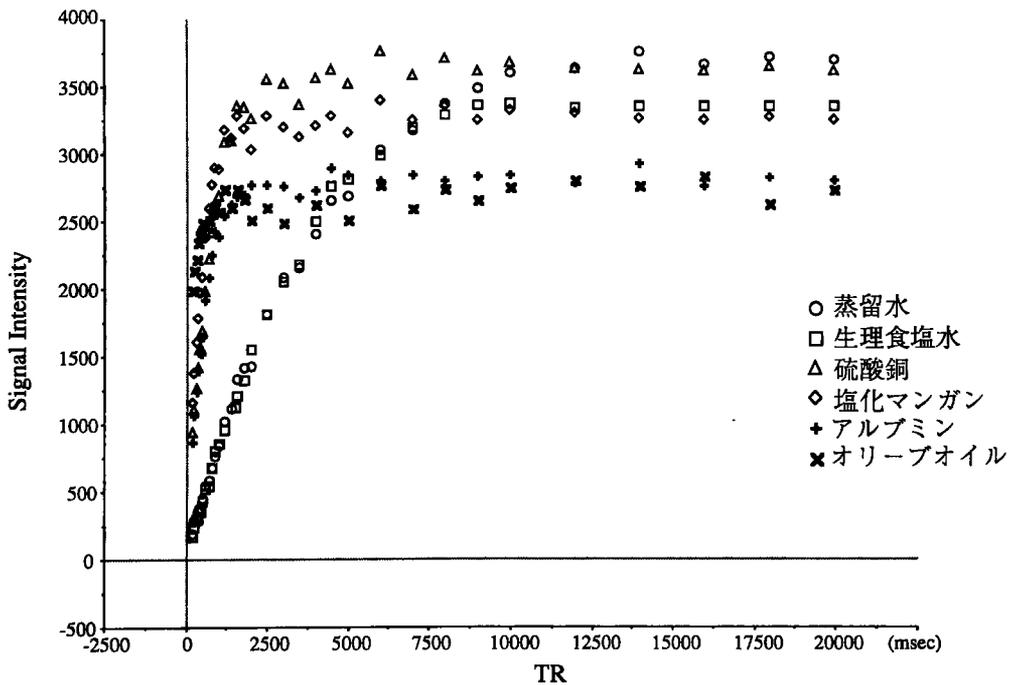


図1-b 低磁場装置において TE を20msec と一定にしたときの TR と信号強度との関係。

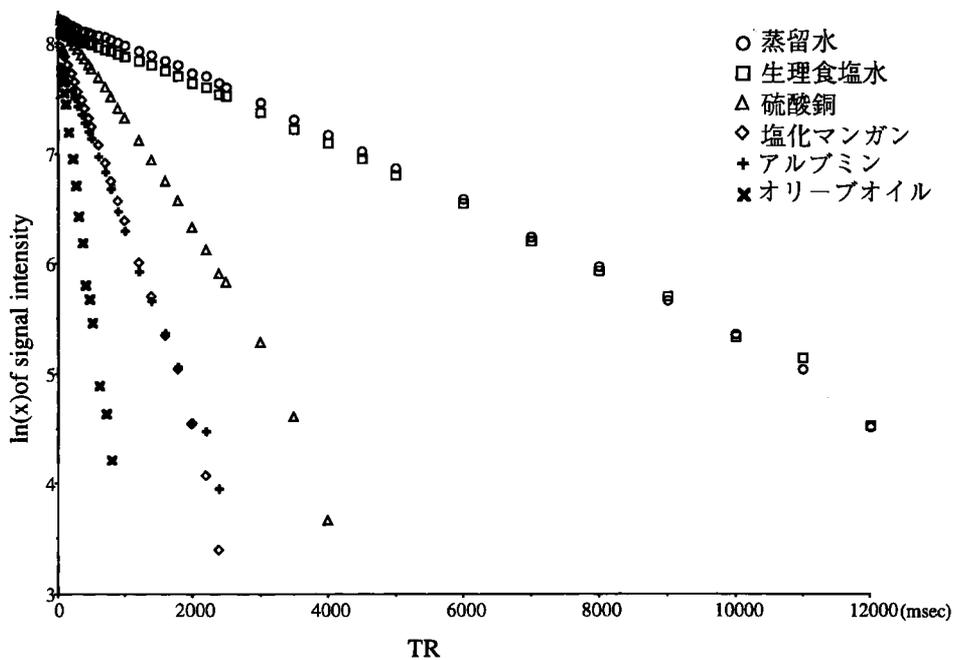


図2-a 図1-aに示した各溶液のプロトン密度と信号強度との差の対数とTRとの関係、それぞれの直線の傾きの逆数が高磁場装置におけるT1緩和時間を示す。

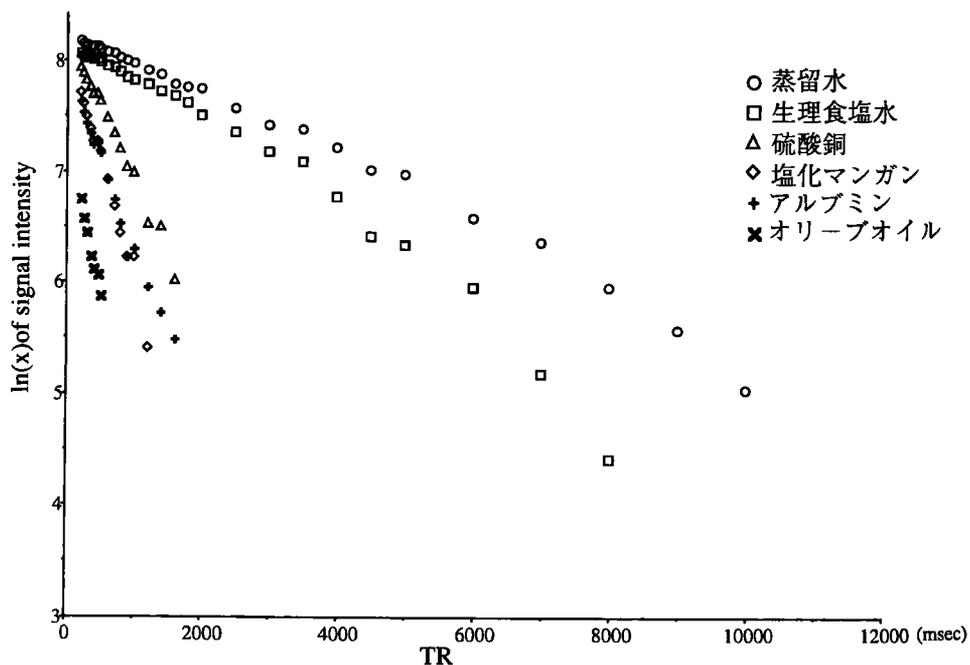


図2-b 図1-bに示した各溶液のプロトン密度と信号強度との差の対数とTRとの関係、それぞれの直線の傾きの逆数が低磁場装置におけるT1緩和時間を示す。

は各溶液の T1 緩和時間を表わすことになる。各直線の傾きは最小 2 乗法にて求めた。高磁場装置、低磁場装置とも T1 緩和時間が最も長いものは蒸留水であり、最も短いものはオリーブオイルであった。

図 3-a, b に高磁場および低磁場装置において TR を 2000msec に固定し、TE を変化させたときの信号強度の変化を示す。縦軸は信号強度、横軸は TE である。低磁場装置においては信号強度が弱く、雑音が多いため TE=500msec 以上では測定が困難であった。

図 4-a, b では、縦軸が図 3-a, b に示した信号強度の自然対数であり、横軸は TE である。TR を 2000msec と長く設定しており、T2 緩和時間が一定、TE が可変で他の項目が各シーケンスにて同一である。ここで、異なる TE (TE<sub>1</sub>, TE<sub>2</sub>) にて撮像したとすると

$$SI_1 = K \cdot \rho \cdot [1 - \exp(-TR/T1)] \cdot \exp(-TE_1/T2) \text{ -式 6}$$

$$SI_2 = K \cdot \rho \cdot [1 - \exp(-TR/T1)] \cdot \exp(-TE_2/T2) \text{ -式 7}$$

ここで、式 6 を式 7 で除し、両辺の対数をとる

と、

$$\log SI_2 - \log SI_1 = - (TE_2 - TE_1) \cdot 1/T2 \text{ -式 8}$$

となる。つまり、図 4-a, b の直線の傾きの逆数は各溶液の T2 緩和時間を表わすことになる。直線の傾きは最小 2 乗法にて求めた。高磁場装置、低磁場装置とも T2 緩和時間が最も短いものはオリーブオイルであり、最も長いものは蒸留水であった。

それぞれの高磁場装置、低磁場装置における T1 緩和時間、T2 緩和時間を表 1、表 2 に示す。T1 緩和時間はオリーブオイルを除き 0.2T の装置より 1.5T の装置のほうが 20~40% 延長しており、静磁場強度が大きくなると T1 緩和時間は延長する傾向があった。

T2 緩和時間については T2 緩和時間が短いものは静磁場強度が上昇すると短縮し、T2 緩和時間が長いものは静磁場強度が上昇すると延長した。

研究 2. 静磁場強度の緩和度にあぼす影響

図 5-a, b に緩和時間と Gd-DTPA 濃度との関係を示す。

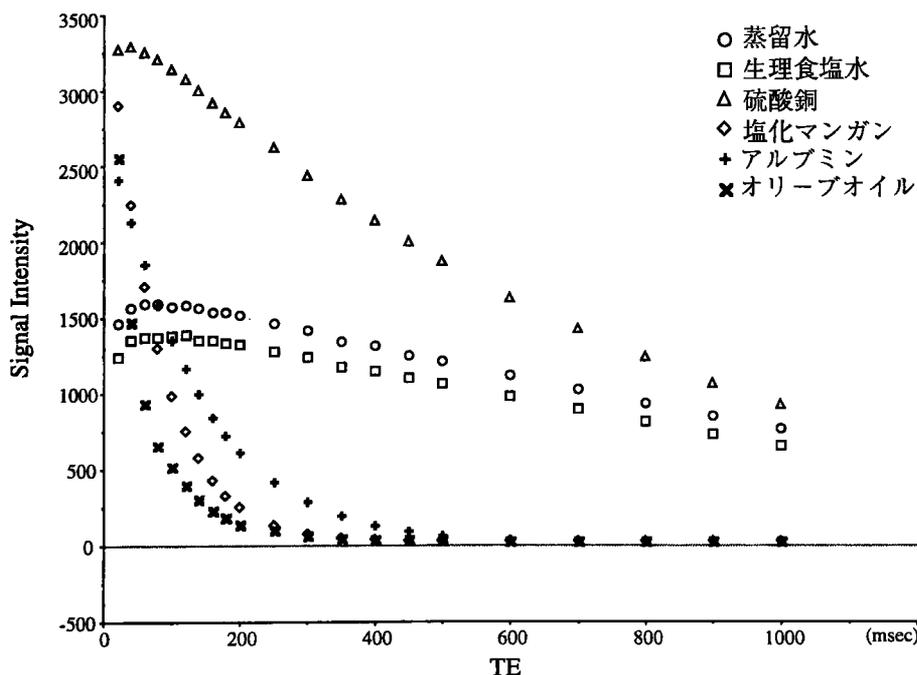


図3-a 高磁場装置において TR を 2000msec と一定にしたときの TE と信号強度との関係。

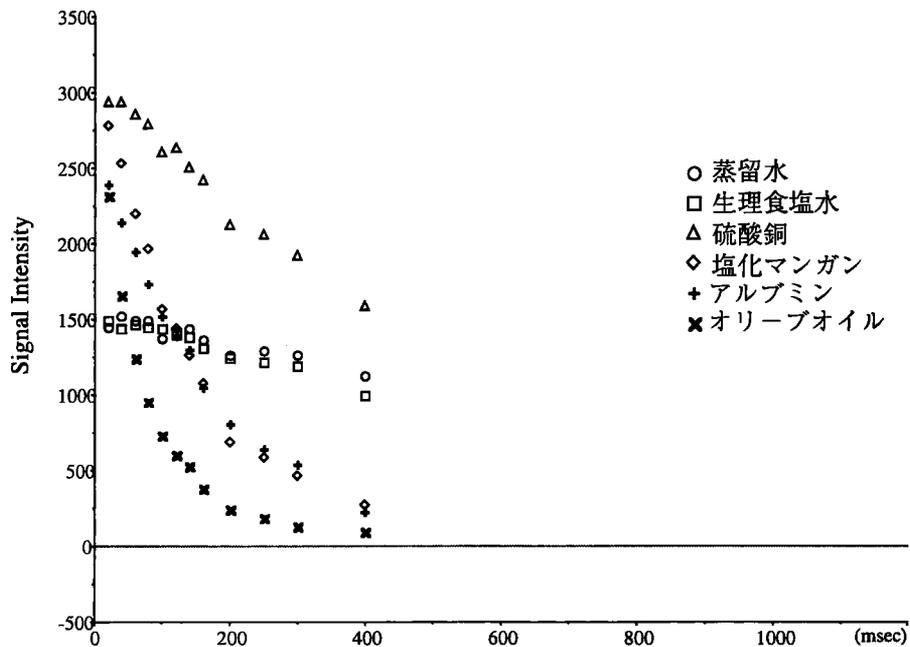


図3-b 低磁場装置において TR を 2000msec と一定にしたときの TE と信号強度との関係。低磁場装置においては信号強度が弱く、ノイズが多いため、TE=500msec 以上では測定困難であった。

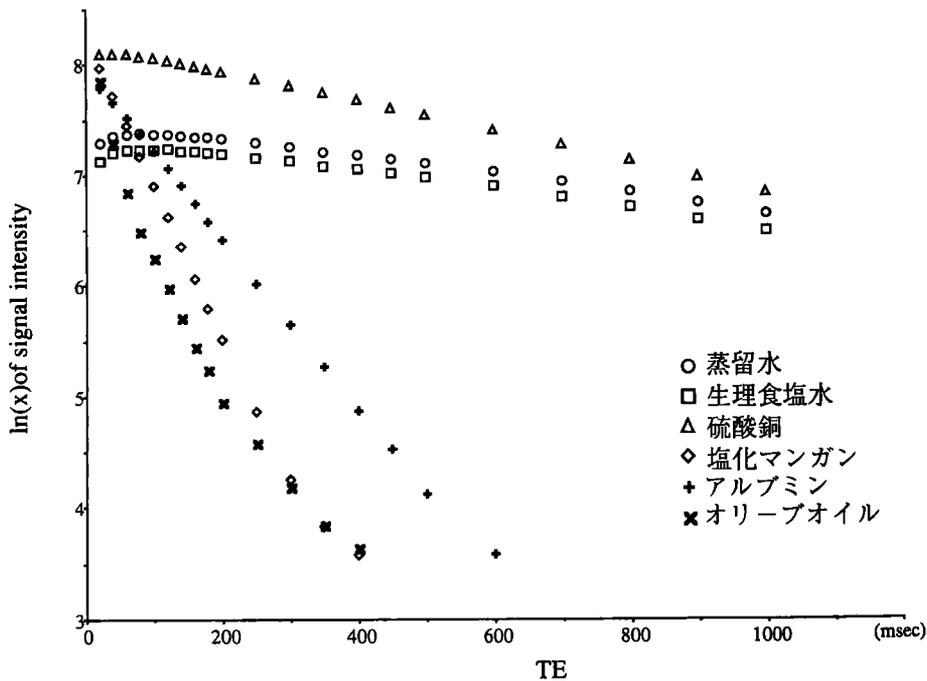


図4-a 図3-a に示した各溶液の信号強度の対数と TE との関係。それぞれの直線の傾きの逆数が高磁場装置における T<sub>2</sub> 緩和時間を示す。

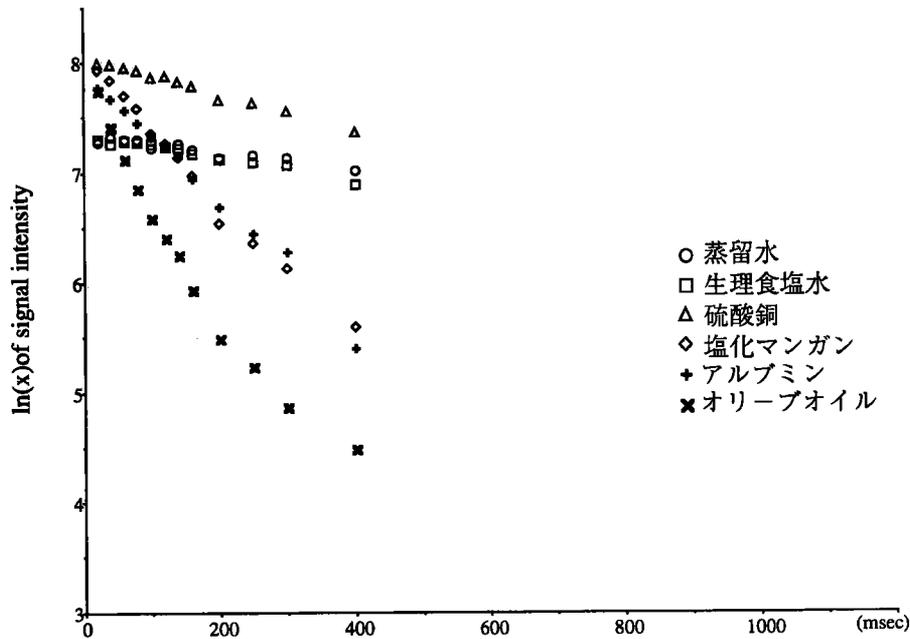


図4-b 図3-bに示した各溶液の信号強度の対数とTEとの関係、それぞれの直線の傾きの逆数が低磁場装置におけるT2緩和時間を示す。

表1 高磁場装置, 低磁場装置におけるそれぞれのT1緩和時間を示す。緩和時間の単位はすべてmsecである。

	1.5T	相関係数	0.2T	相関係数
オリーブオイル	209	0.997	288	0.978
塩化マンガン	576	0.999	442	0.996
硫酸銅	1033	0.999	742	0.994
アルブミン	639	0.999	528	0.993
蒸留水	4221	0.998	3399	0.996
生理食塩水	3569	0.998	2571	0.990

表2 高磁場装置, 低磁場装置におけるそれぞれのT2緩和時間を示す。緩和時間の単位はすべてmsecである。

	1.5T	相関係数	0.2T	相関係数
オリーブオイル	71	0.989	102	0.988
塩化マンガン	77	0.998	154	0.994
硫酸銅	753	0.998	588	0.994
アルブミン	133	0.999	166	0.995
蒸留水	1282	0.995	1225	0.957
生理食塩水	1222	0.995	962	0.976

式2を変形すると

$$1/T_x = R \cdot C + 1/T_o \text{ 式9}$$

となる。

ここで1/Toは定数であるので緩和度Rは上の一次関数の直線の傾きになる。直線の傾きはいずれも最小2乗法によって求め、相関係数はいずれも0.95以上であった。アルブミンの場合、R1(T1緩和度)は高磁場で5.8mmol<sup>-1</sup>・sec<sup>-1</sup>・1であり、低磁場では8.4mmol<sup>-1</sup>・sec<sup>-1</sup>・1であった。R2(T2緩和度)は高磁場で12.1

mmol<sup>-1</sup>・sec<sup>-1</sup>・1であり、低磁場で9.5mmol<sup>-1</sup>・sec<sup>-1</sup>・1であった。塩化マンガンの場合、R1は高磁場で3.6mmol<sup>-1</sup>・sec<sup>-1</sup>・1であり、低磁場で5.6mmol<sup>-1</sup>・sec<sup>-1</sup>・1であった。R2は高磁場で3.8mmol<sup>-1</sup>・sec<sup>-1</sup>・1であり、低磁場では6.8mmol<sup>-1</sup>・sec<sup>-1</sup>・1であった。塩化マンガンでの緩和度は3.6~6.8mmol<sup>-1</sup>・sec<sup>-1</sup>・1であったが、アルブミンでの緩和度は5.8~12.1mmol<sup>-1</sup>・sec<sup>-1</sup>・1と塩化マンガンに比べかなり高い値を示した。いずれの溶液においてもR1よりR2の方がやや高い値を示した。また、ア

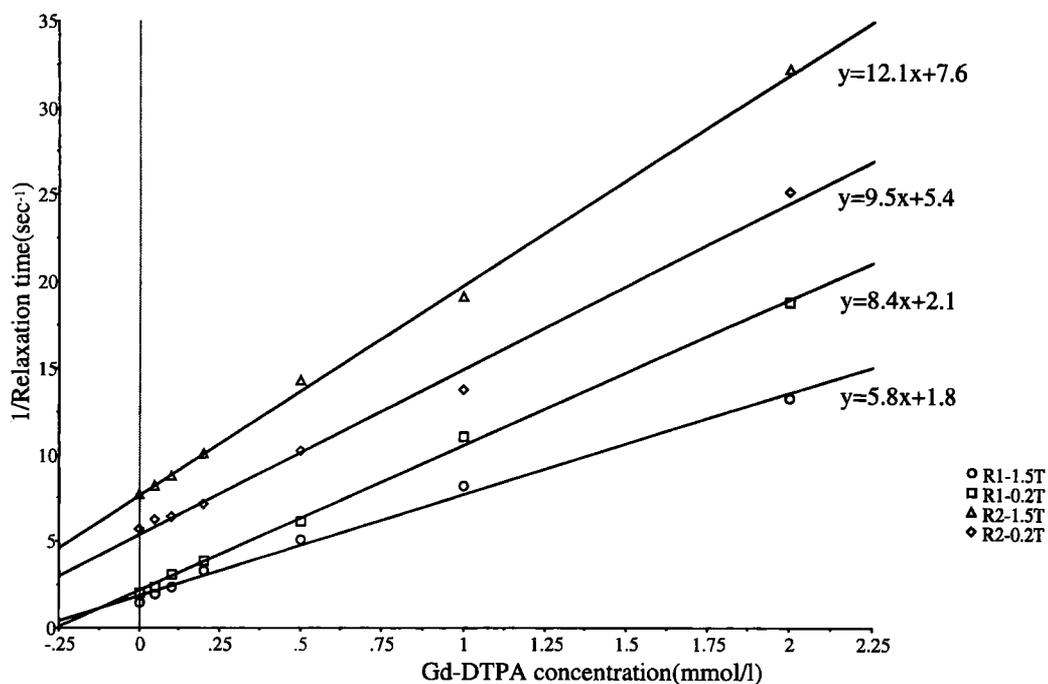


図5-a 高磁場装置, 低磁場装置におけるアルブミンの Gd-DTPA 濃度と T 1 緩和時間 T 2 緩和時間の逆数との関係。この直線の傾きが R 1 (T 1 緩和度), R 2 (T 2 緩和度) になる。

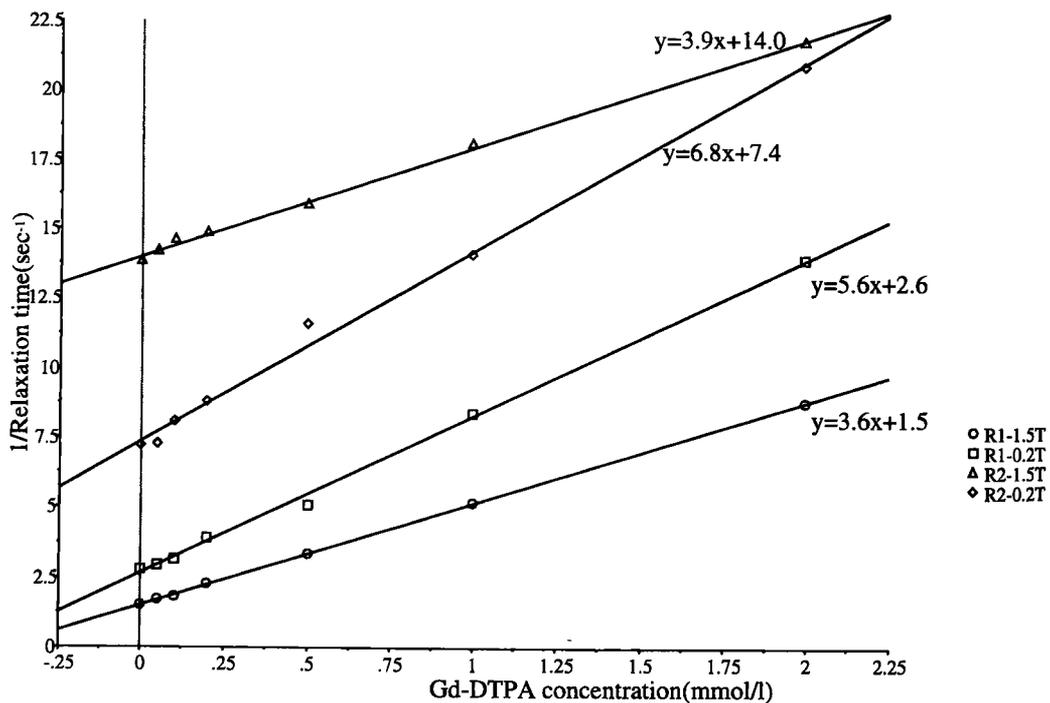


図5-b 高磁場装置, 低磁場装置における塩化マンガン Gd-DTPA 濃度と T 1 緩和時間, T 2 緩和時間の逆数との関係。この直線の傾きが R 1 (T 1 緩和度), R 2 (T 2 緩和度) になる。

ルブミンのR<sub>2</sub>を除いては低磁場装置の方が高い値を示した。

通常、T<sub>1</sub>強調画像撮像時にはTRを400~600msec程度、TEを15~25msec程度に設定する。TRは短い方がT<sub>1</sub>コントラストの強い画像が得られるが、撮像可能なスライス数はTRが長いほど多くなるので、TR=400~600msec程度が実用的である。また、TEはSpin Echo法の原理上10msec以下に短縮することは困難であり、現在の装置では短くとも15msec前後が実用的と考えられる。以上の理由によりTR/TE=600/20, 600/15, 400/20msecの3つのシーケンスにて比較検討した。

比較パラメータとしては信号強度およびE/N ratioを使用した。E/N ratioは造影剤使用後の信号強度と造影剤使用前の信号強度の差を造影剤使用前の信号強度で除したものである。

それぞれの信号強度は前出の式1により相対的な値を求めた。図6-a~dのグラフは相対的な信号強度とGd-DTPA濃度との関係を示したグラフである。いずれも横軸はGd-DTPA濃度、

縦軸は相対的な信号強度であり、相対的な信号強度は式1においてSI=K・ρとなるときの信号強度を1とした。

高磁場装置において撮像したほうがT<sub>1</sub>緩和時間が延長するため、低磁場装置にて撮像したほうがどのパラメータでも相対的な信号強度は高かった。また、塩化マンガンとアルブミンを比較すると、緩和度の高いアルブミンの方がGd-DTPA濃度が低い側にピークが存在した。TR/TE=600/20, 400/20, 600/15の3つのシーケンスを比較すると、TR/TE=600/15のとき最も相対的信号強度が高く、次いで600/20, 400/20の順であった。

図7-a~dはE/N ratioとGd-DTPA濃度との関係を示したものであり、いずれも横軸はGd-DTPA濃度、縦軸はE/N ratioである。塩化マンガンとアルブミンと比較すると、やはり緩和度の高いアルブミンの方がGd-DTPA濃度が低い側にピークが存在した。TR/TE=600/20, 400/20, 600/15の3つのシーケンスを比較すると、TR/TE=400/20のとき最もE/N ratioが

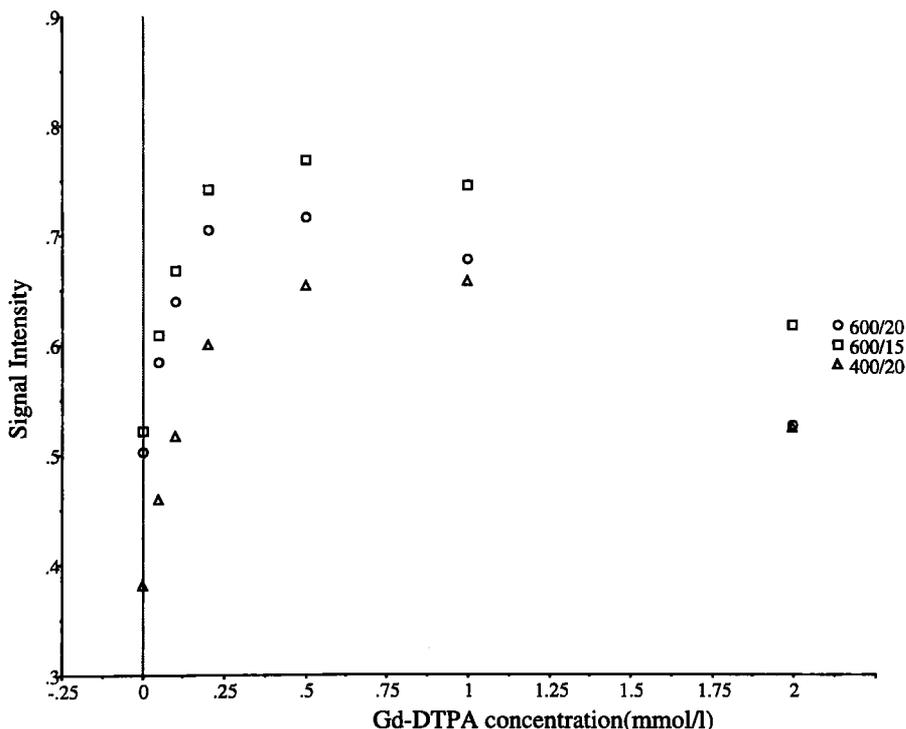


図6-a 高磁場装置におけるアルブミンのGd-DTPA濃度と相対的な信号強度との関係。

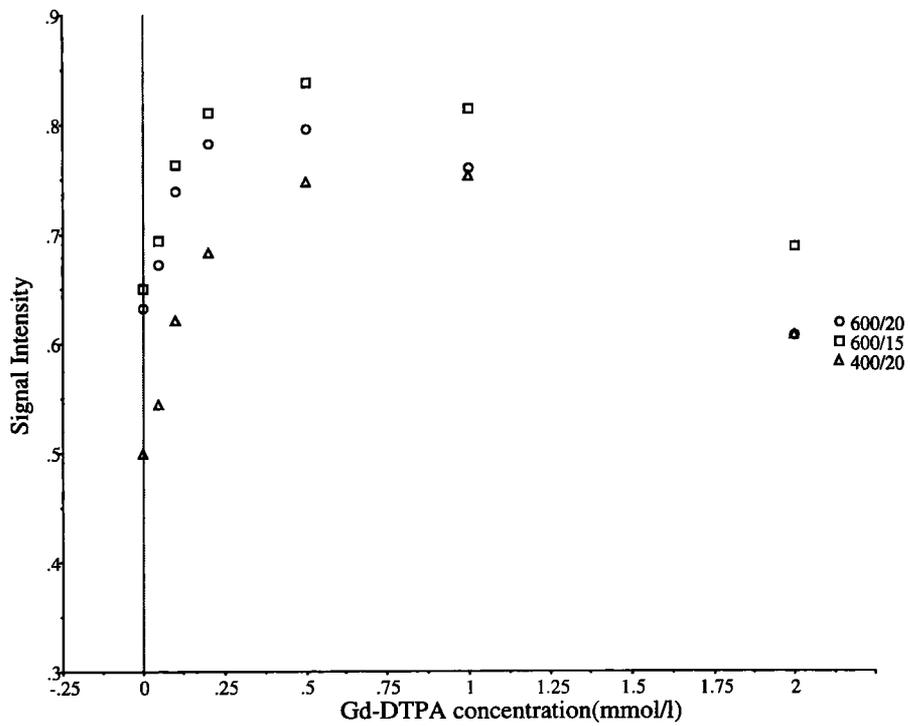


図6-b 低磁場装置におけるアルブミンの Gd-DTPA 濃度と相対的な信号強度との関係。

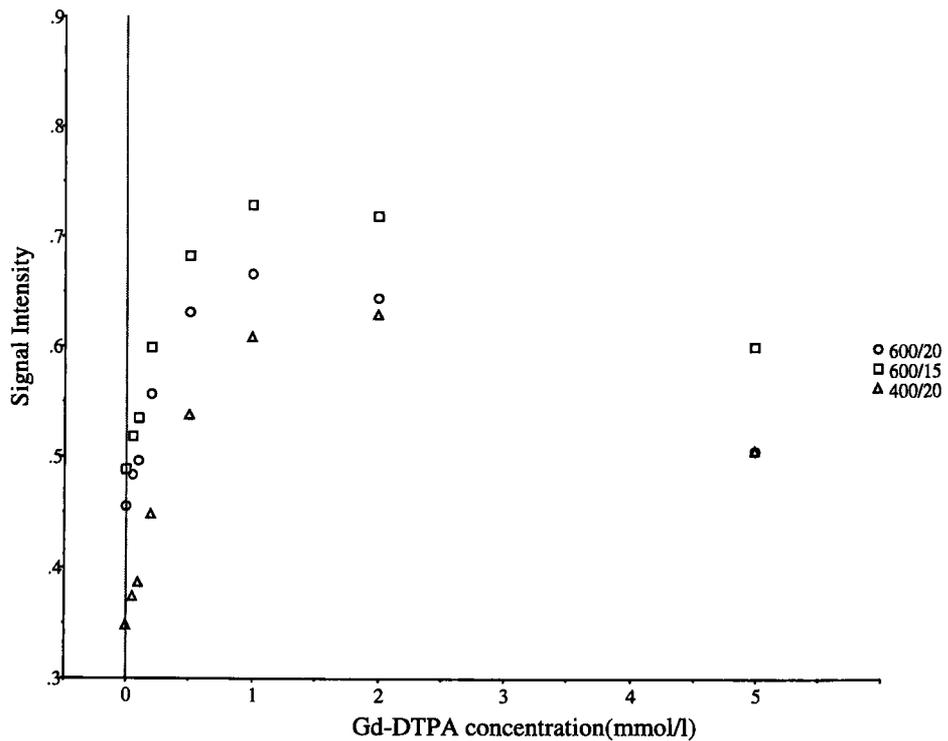


図6-c 高磁場装置における塩化マンガン濃度の Gd-DTPA 濃度と相対的な信号強度との関係。

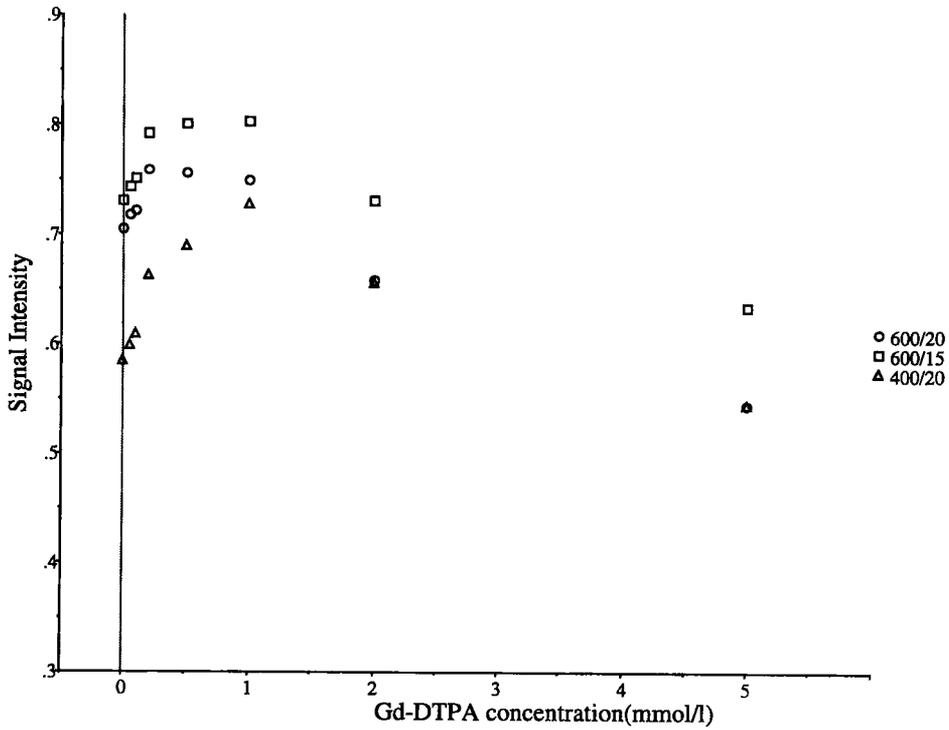


図6-d 低磁場装置における塩化マンガン<sup>2+</sup>の Gd-DTPA 濃度と相対的な信号強度との関係。

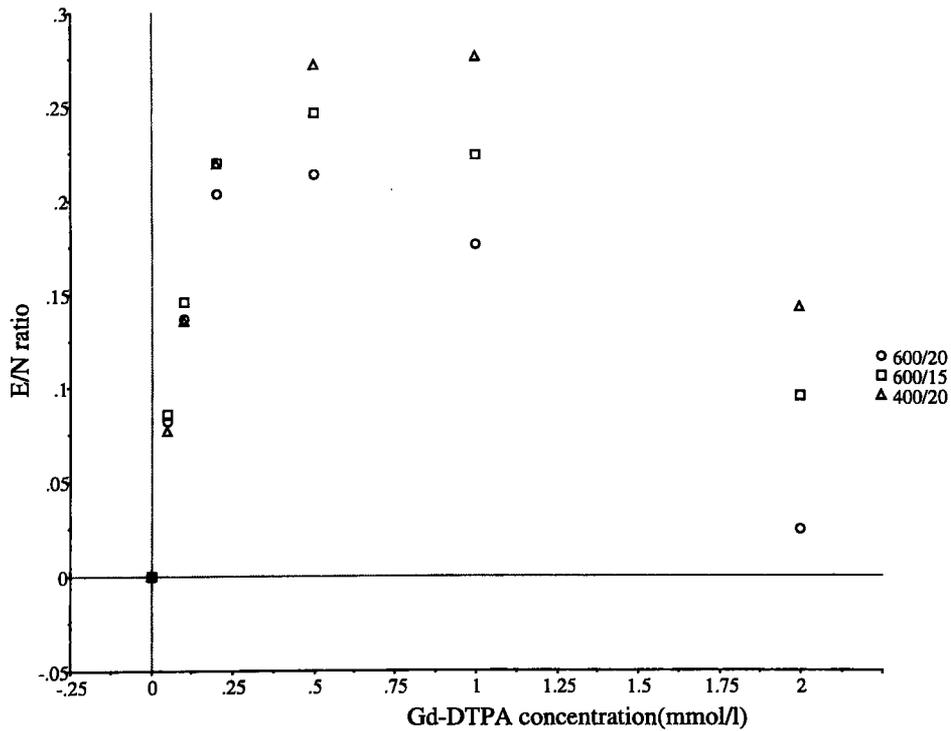


図7-a 高磁場装置におけるアルブミンの Gd-DTPA 濃度と E/N ratio との関係。

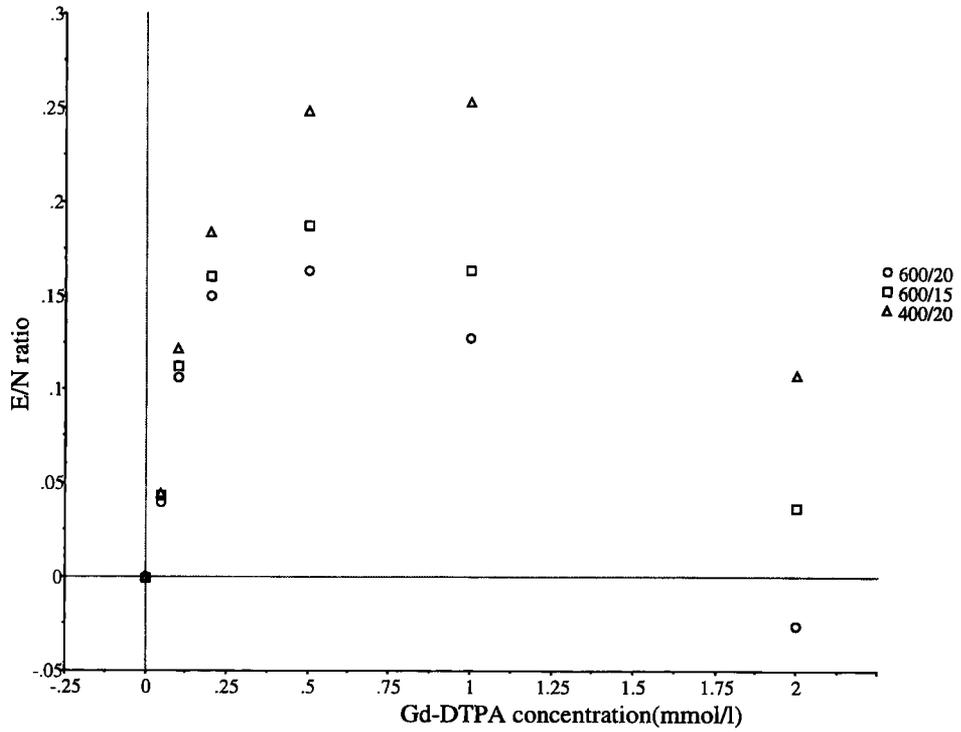


図7-b 低磁場装置におけるアルブミンの Gd-DTPA 濃度と E/N ratio との関係。

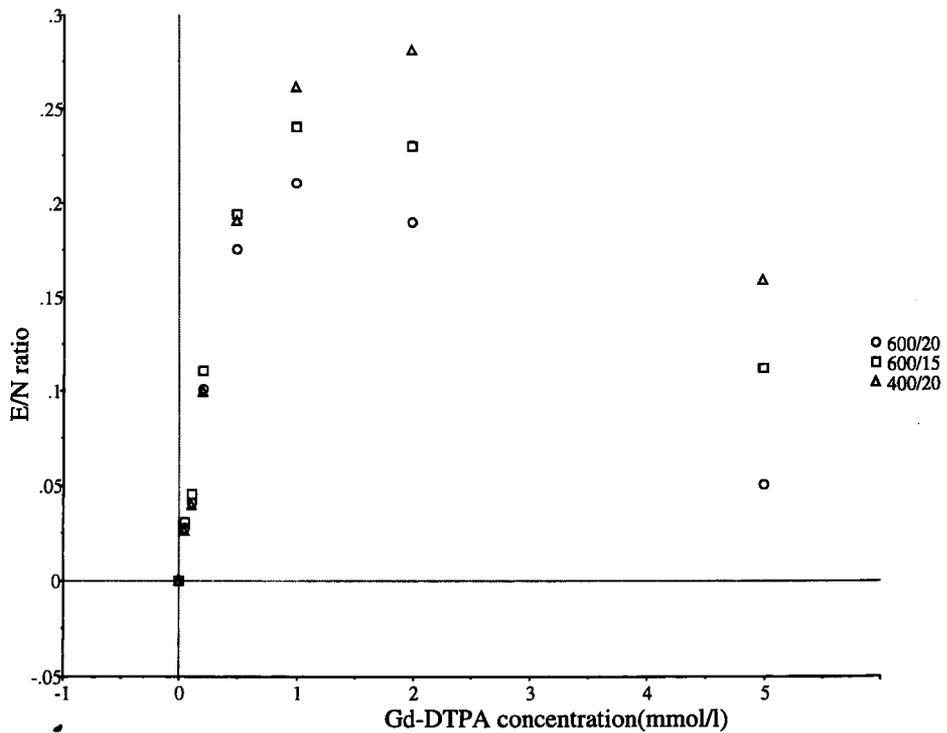


図7-c 高磁場装置における塩化マンガン濃度の Gd-DTPA 濃度と E/N ratio との関係。

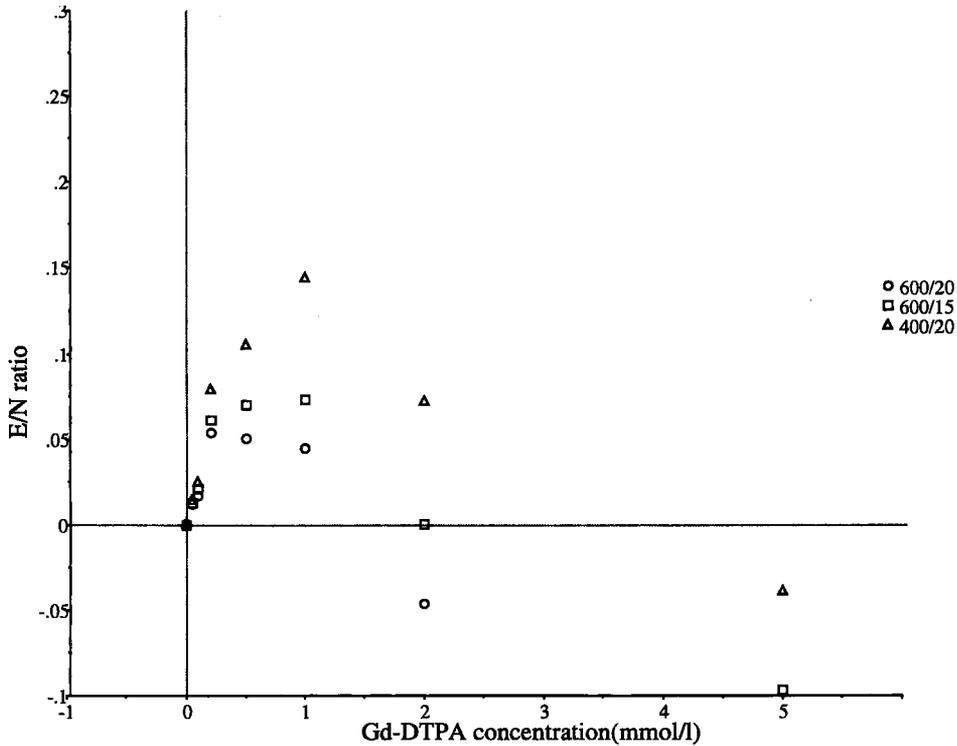


図7-d 低磁場装置における塩化マンガン Gd-DTPA 濃度と E/N ratio との関係。

高く、次いで600/15, 600/20の順であった。また、TR/TE=600/20のとき最も低濃度側にピークが存在し、次いで TR/TE=600/15, 400/20の順に高濃度側にピークが移動した。また、いずれにおいても高磁場装置のほうが低磁場装置より E/N ratio が高かった。

考 察

MRIにおける信号強度の決定には様々な因子が関与しており、被写体側の因子としては、前述のとおりT1緩和時間、T2緩和時間、プロトン密度が主なものであり、撮像側の因子としては、TR、TE、マトリックス、スライス厚、FOV、加算回数、バンド幅などがあげられる。このうちマトリックス、スライス厚、FOV、加算回数、バンド幅は式1における  $K \cdot \rho$  の部分であり、T1コントラスト、T2コントラスト、プロトン密度を強調するためには方法で述べたごとくTR/TEを適宜選択しなければならない。しかし、T1緩和時間、T2緩和時間、プロトン密度は絶対的な数値ではなく、静磁場強度、

温度、ほか様々な条件により変化する。中でも静磁場強度が緩和時間に及ぼす影響は大きく、同一パラメータで撮像しても、静磁場強度が異なると違った画像が得られることになる。

一般に静磁場強度が大きくなるとT1緩和時間は延長するといわれており<sup>1),2),9)</sup>、中には0.063Tの装置に比較し4.83Tの装置ではT1緩和時間が8~10倍にもなったという報告もある<sup>2)</sup>。また別の報告では静磁場強度が5.5倍になるとT1緩和時間が約50%延長した<sup>10)</sup>とあり、静磁場強度の上昇に対しどの程度T1緩和時間が延長するかはいまだはっきりした報告はない。本研究は1.5Tと0.2Tとを比較したが、1.5Tと0.2Tとを直接比較した報告は見られず、今回の実験では0.2Tに比し1.5Tの方がT1緩和時間が20~40%延長していた。

T1緩和時間が全体的に延長すればT1強調画像におけるT1コントラストはつきにくくなる。しかし、T1緩和時間の差も大きくなり、差の増大はT1強調画像においてT1コントラストが強まることを意味している。今回はT1

緩和時間の全体的な延長と T1 緩和時間の差の増大による影響について考察した。本研究にて T1 緩和時間は 0.2T の装置に比べて 1.5T の装置では 20~40% 延長しており、T1 緩和時間が 0.2T の装置にて 300, 600, 1000, 3000msec のものが 1.5T の装置にて T1 緩和時間が 30% 延長するとして相対的な信号強度を求めそれぞれを比較した。正常組織、腫瘍組織の T1 緩和時間は静磁場強度によって若干の違いがあるが、ほぼ 400~1000msec の間にあり、今回は T1 緩和時間が 300 と 600, 600 と 1000 のものを主に比較した。

相対的信号強度は式 1 において  $SI = K \cdot \rho$  となることを 1 とした。この相対的信号強度は  $K \cdot \rho$  を無視しているため T1 緩和時間の短い低磁場装置においてのほうが高い。TR はそれぞれ 300, 450, 600msec に設定し、T2 緩和時間の影響は無視した。各静磁場強度において T1 緩和時間が低磁場装置にて 300, 600, 1000msec のものの相対的信号強度が 3000msec (高磁場装置にて 3900msec) のものに対する相対的信号強度の比を求め、比較した。その結果を表 3 に示す。また、各 TR, 各静強度磁場における、T1 緩和時間が 300 と 600msec, 600 と 1000msec とのコントラストを求め、考察した。その結果を表 4 に示す。

表 3 T1 緩和時間が低磁場装置にて 300, 600, 1000, 3000msec の組織が、高磁場装置にて 30% T1 緩和時間が延長すると仮定し、TR をそれぞれ 300, 450, 600msec に設定し撮像した場合の相対的信号強度と、T1 緩和時間が低磁場装置にて 3000msec (高磁場装置では 3900msec) のものの相対信号強度との比

(T1, TR の単位は msec)				
T1	T R			
	300	450	600	
0.2T	300	6.65	5.59	4.78
	600	4.13	3.80	3.49
	1000	2.73	2.60	2.49
	3000	1.00	1.00	1.00
1.5T	390	7.26	6.28	5.49
	780	4.31	4.02	3.26
	1300	2.78	2.69	2.59
	3900	1.00	1.00	1.00

この結果では、TR は短い方が、低磁場装置より高磁場装置の方が T1 強調画像において T1 コントラストが付きやすいと考えられた。また、表 4 からは 0.2T 装置で TR=300msec にて撮像した T1 強調画像と、1.5T 装置で TR=450msec にて撮像した T1 強調画像とがほぼ同程度の T1 コントラストを得ることができ、0.2T 装置で TR=450msec にて撮像した T1 強調画像と 1.5T 装置で TR=600msec にて撮像した T1 強調画像とがほぼ同程度の T1 コントラストを得ることができると考えられ、低磁場装置において高磁場装置と同程度の T1 コントラストを得るためには TR をかなり短めに設定する必要があると考えられた。

また、TR は撮像できるスライス枚数にも関与しており、TR を延長すればスライス枚数を多く撮像することができる。これは、一般臨床において非常に重要であり、とくに、多くのスライスを撮像する必要があるときはこのようにしがちである。しかし、TR の延長は T1 コントラストの減弱をもたらしてしまう。

T1 強調画像を撮像する場合、低磁場装置においては信号強度が明らかに低く<sup>11)</sup>、また、T1 コントラストも弱いため、撮像シーケンスに注意を払う必要がある。つまり加算回数やバンド幅、マトリックスなどの撮像条件を変えることにより信号強度を上昇させ、T1 コントラ

表 4 T1 緩和時間が 300 と 600msec, 600 と 1000msec のものの各 TR, 各磁場強度にける相対的信号強度の比。この値は T1 コントラストを反映していると考えられる。

(T1, TR の単位は msec)				
T1	T R	T R		
		300	450	600
0.2T	$\frac{300}{600}$	1.61	1.47	1.37
	$\frac{600}{1000}$	1.51	1.46	1.40
	$\frac{390}{780}$	1.69	1.56	1.46
	$\frac{780}{1300}$	1.55	1.49	1.45

トを増強するために TR を短めに設定する必要があると考えられた。

T2 緩和時間については静磁場強度に応じて短縮するという報告<sup>2)</sup>や、一定の傾向は見られないという報告<sup>3)</sup>が見られるが、本研究では T2 緩和時間が短いものは静磁場強度が上昇すると短縮し、T2 緩和時間が長いものは静磁場強度が上昇すると延長する傾向にあった。磁場の揺動による緩和時間の短縮は高磁場装置の方が大きい、T2 緩和時間が短いもののうちアルブミンとオリーブオイルは分子が大きく、局所磁場の揺動を引き起こすため T2 緩和時間が短く、また、高磁場装置にてより大きく影響を受けるため高磁場装置のほうが T2 緩和時間が短いと考えられた。塩化マンガンについてはマンガンが緩和の促進に影響を及ぼしているため緩和時間が短く、また、高磁場装置の方が T2 緩和時間が短いと考えられた。それ以外の T2 緩和時間が長い溶液は静磁場強度が大きくなると延長する傾向があった。一般には T2 緩和時間は静磁場強度が大きくなると延長する傾向があると考えられ、T1 強調画像と同様、低磁場装置において T2 強調画像を撮像する場合、T2 コントラストを増強させるために TE を長めに設定し、加算回数やマトリックス、バンド幅などのパラメータを変更して信号強度を上昇させるのが望ましいと考えられた。

撮像パラメータのうち、TR、TE を変えることにより種々のコントラストの画像が得られることは前述したが、組織間のパラメータの差が小さいとコントラストをあげるには限界があり、組織間のコントラストの上昇のために造影剤の使用が必要となることが多い。特に、通常、腫瘍組織は正常組織に比べ、T1 緩和時間、T2 緩和時間ともに延長することが多いが、T2 緩和時間の延長に比べ、T1 緩和時間の延長の方が少なく、T2 強調画像で腫瘍が明瞭に描出されても T1 強調画像では腫瘍ははっきりしないことは日常臨床でよく経験するところである。そのため、造影剤の使用が欠かせないことが多い。

MRI 造影剤として使用されている Gd-DTPA は常磁性物質であり、多くの不対電子をもち、

プロトンの数百倍ものモーメントの大きさをもつ。そのためその電子スピンは磁気モーメントの大きな局所磁場を形成し、その分子運動による時間的揺動は局所的な揺動磁場を形成する。磁場が揺動すること、つまり時間的、空間的に磁場が不均一であることは、溶媒中のプロトンの緩和時間を短縮させることになり、その x-y 平面上の成分が T2 緩和を、z 軸成分が T1 緩和をそれぞれ促進させる。

常磁性物質が溶媒中に存在するとき、溶媒中のプロトンの緩和速度は常磁性物質の濃度に比例し、式 2 で表される。R は緩和度(relaxivity)という定数であり、常磁性物質の種類、溶媒の種類、温度、粘性などによって異なり、緩和の方向によっても異なる。式 2 は R1、R2 とともに成り立つ。

本研究では、塩化マンガンを使用した場合の Gd-DTPA の緩和度は  $3.6 \sim 6.8 \text{ mmol}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1}$  であり、1.5T より 0.2T の方が緩和度は大きかった。R1 と R2 を比較すると R1 より R2 のほうが大きかった。アルブミンを使用した場合の緩和度は  $5.8 \sim 12.1 \text{ mmol}^{-1} \cdot \text{sec}^{-1}$  と塩化マンガンを使用した場合のほぼ 2 倍の値を示したが、塩化マンガンを使用した場合と同様、R1 より R2 のほうがやや大きかった。R1 は 1.5T の方が小さかったが、R2 は 1.5T の方が大きかった。アルブミンと塩化マンガンとの緩和度の差の原因としては、アルブミン分子が大きく、水分子によるブラウン運動の影響が塩化マンガンより大きい。そのため局所磁場の揺動が大きく、緩和が促進されるためと考えられた。これが特に高磁場装置でのアルブミンの R2 を大きくする原因と考えられた。

静磁場強度が上昇すれば、それにつれ信号強度が上昇する。そのため高磁場装置においては低磁場装置に比較し信号強度が高い。低磁場装置においては信号強度が劣るため撮像パラメータ、造影剤濃度については慎重に決定する必要がある。式 1 を考えると、T1 強調画像において TR を長くすれば信号強度は上昇するが、各組織間の T1 緩和時間の差によるコントラストがつきにくくなり、逆に TR を短くすれば信号強度は低下するが、T1 コントラストは上昇す

る。本研究では、造影剤投与後のT1強調画像の最適パラメータを決定するためにTR/TE=600/20, 600/15, 400/20msecの3つのシーケンスにてGd-DTPA濃度と相対的信号強度, E/N ratioとの関係を検討した。

低磁場装置と高磁場装置とを比較すると、どのパラメータでも高磁場装置の方がE/N ratioが高かった。また、塩化マンガンとアルブミンを比較すると、E/N ratioのピークは塩化マンガンの方が高濃度側にあり、これは溶媒として塩化マンガンを使用した場合の方が緩和度が低く、造影剤使用量が同量の場合は造影効果が弱いためと考えられた。パラメータ別に検討してみると、塩化マンガン、アルブミンはともに同じ傾向を示していた。TR/TE=600/20に比較し400/20では、相対的信号強度は低下するがE/N ratioは上昇した。またTR/TE=600/20と600/15とを比較すると、600/15の方が信号強度が強く、E/N ratioも上昇していた。この結果は式1を裏付けるものであり、低磁場装置で造影後のT1強調画像を撮像する場合は加算回数を増やしたり、バンド幅を狭くしたり、マトリックスを減らしたりして信号強度を上昇させ、T1コントラストを得るためには、TRは短めに、TEも短めに設定する必要があると考えられた。また、E/N ratioも高磁場装置より低いため造影剤の量も多めにする必要があったと考えられた。

Gd-DTPAの血中濃度、組織内濃度についてはいくつかの報告がみられる<sup>9)10)11)</sup>。ある文献では高張液投与による脳の血液脳関門損傷部で、Gd-DTPA 0.25mmol/kg静脈内投与後の脳病巣組織内濃度は0.12mmol/kg、組織でのT1緩和度は平均 $7.8\text{mmol}^{-1}\cdot\text{sec}^{-1}\cdot 1$ となっている<sup>12)</sup>。これはすべての臓器においていえることではないが、大まかな目安として考えることができる。現在一般臨床で推奨されているGd-DTPA投与量は腎臓が0.05mmol/kg、それ以外の臓器が0.1mmol/kgである。Gd-DTPAは尿路系にて排泄される物質であり、途中、人体内において代謝を受けない。腎においてはこのように特別かつ複雑な状況であり、他の臓器と同一に論じることができない。ここでは主に腎以外の臓器において考察する。

前述のとおりGd-DTPA 0.25mmol/kg投与後の組織内濃度が0.12mmol/kgとすると、0.1mmol/kg投与後の組織内濃度は約0.05mmol/kgとなる。これを本実験における0.05mmol/lと比較した。また、組織でのT1緩和度が平均 $7.8\text{mmol}^{-1}\cdot\text{sec}^{-1}\cdot 1$ とすると、主に比較対象とすべきなのはT1緩和度の近いアルブミンが適していると考えられた。

アルブミンの場合はE/N ratioのピークが0.5~1mmol/lの間にあり、高磁場、低磁場ともTR/TE=600/20, 600/15の場合はピークが0.5mmol/lに、400/20の場合にはピークが0.5mmol/lと1.0mmol/lの中間にあった。また、E/N ratioはいずれも高磁場装置の方が高かった。前述のとおり0.1mmol/kg投与すると組織内濃度が0.05mmol/kgとすれば、0.1mmol/kgの投与量は増量するには何ら問題はなく、0.5mmol/kg程度まではE/N ratioは上昇した。

また、Gd-DTPAの組織移行係数についてもいくつかの報告がある<sup>13)14)</sup>。組織移行数は以下の式で示される。

$$\text{組織移行数} = f \cdot \text{Ct} / \text{Cp}$$

f：組織間質の割合

Ct：組織間質中のGd-DTPA濃度

Cp：血漿中のGd-DTPA濃度

この組織移行係数は通常の投与量ではGd-DTPA投与量や静磁場強度によって変化しないという特徴をもつ。しかし、血漿中のGd-DTPAは比較的速やかに腎から排泄されるので血漿中のGd-DTPA濃度も経時的に変化し、組織間質中のGd-DTPA濃度も経時的に変化する。文献的には肝、脾、膵、心、肺などの正常組織の組織移行係数は0.08~0.3であり、腎皮質、腎髄質の組織移行係数は高く、それぞれ1.4, 2.7程度であった<sup>14)</sup>。腎以外の臓器を目標にして造影剤を使用する場合、組織移行係数が0.08~0.3と低く、Gd-DTPAを0.1mmol/kg投与しても、組織移行係数が高い臓器で組織内濃度は0.1~0.2mmol/kg以下<sup>7)</sup>であり、造影剤使用量を多くした方が造影効果が高いと考えられる。しかし、腎の場合、特に髄質は、組織移行係数は非常に高いので、多量の造影剤投与はT2短縮効果を強めすぎか

えって造影効果を落とすことになると考えられた。

以上より、低磁場装置にて造影後T1強調画像を撮像する場合、TR、TEを短めに、特にTRを短めに設定し、造影剤の量を増やして信号強度およびT1コントラストを上昇させる必要があると思われた。

### 結 論

低磁場装置ではT1およびT2コントラストをつけるため、T1強調画像においてはTRを短めに設定し、T2強調画像においてはTEを長めに設定し、信号強度の劣る点は他のパラメ

ータを適宜変更して補う必要があると考えられた。また、造影剤投与後のT1強調画像を撮像する場合、十分な造影効果を得るためには、TR/TEを短めに、とくにTRを短めに設定する必要がある、かつ造影剤投与量を多めにする必要があると考えられた。

稿を終えるにあたり、御指導、御校閲を戴いた平木祥夫教授に深甚なる謝意を表し、直接指導、御教授を戴いた戸上 泉講師に深謝いたします。また、御協力頂いた教室員諸兄、岡山中央病院および岡山大学医学部附属病院の技師の方々に厚く御礼申し上げます。

### 文 献

- 1) 本間一弘, 竹中栄一: MRIの基礎 1. 磁場強度のメカニズムとシステムの性能. *Innervision* (1990) 5, 3-9.
- 2) Chen JH, Avram HE, Crooks LE, Arakawa M, Kaufman L and Brito AC: In vivo relaxation times and hydrogen density at 0.063-4.85 T in rats with implanted mammary adenocarcinomas. *Radiology* (1992) 184, 427-434.
- 3) Weinmann HJ, Brasch RC, Press WR and Wesbey GE: Characteristics of gadolinium-DTPA complex. A potential NMR contrast agent. *AJR* (1984) 142, 619-624.
- 4) 鈴木宗治, 松原 升, 山田一郎, 山崎悦夫: MRI用磁性造影剤(特にGd-DTPAについて). *Innervision* (1990) 5, 41-47.
- 5) Gadian DG, Payne JA, Bryant DJ, Young IR, Carr DH and Bydder GM: Gadolinium-DTPA as a contrast agent in MR imaging-Theoretical projections and practical observations. *J Comput Assisted Tomogr* (1985) 9, 242-251.
- 6) Davis PL, Parker DL, Nelson JA, Gillen JS and Runge VM: Interactions of paramagnetic contrast agents and the spin echo pulse sequence. *Invest Radiol* (1988) 23, 381-388.
- 7) 前田美穂, 北 敬介, 前田真行, 田中宏昭, 寺田正樹, 田中佳代, 佐藤守男, 山田龍作, 吉川明輝, 川原公子, 川島隆生, 守田瑠璃子: Gd-DTPAを用いた造影MRIならびにdynamic MRIにおける最適パルス系列の選択—基礎的検討一. *日磁医誌* (1989) 9, 198-213.
- 8) Muller RN, Vander Elst L, Rinck PA, Vallet O, Maton F, Fisher H, Roch A and Van Haverbeke Y: The importance of nuclear magnetic relaxation dispersion (NMRD) profiles in MRI contrast media development. *Invest Radiol* (1988) 23, 229-231.
- 9) 田中忠蔵, 成瀬昭二, 堀川義治, 樋口敏宏, 平松公義, 西川弘恭: 中枢神経組織の部位別緩和時間—2種類の異なる磁場強度を用いて—. *NMR医学* (1984) 4, 24-31.
- 10) Carlson JW, Goldhaber DM, Brito A and Kaufman L: MR relaxometry imaging. *Radiology* (1992) 184, 635-639.
- 11) Sepponen RE, Sipponen JT and Sivula A: Low field (0.02T) nuclear magnetic resonance imaging of the brain. *J Comput Assisted Tomogr* (1985) 9, 237-241.
- 12) Runge VM, Price AC, Wehr CJ, Atkinson JB and Tweedle MF: Contrast enhanced MRI.

- Evaluation of a canine model of osmotic blood-brain barrier disruption. *Invest Radiol* (1985) **20**, 830—844.
- 13) Strich G, Hagen PL, Gerber KH and Slutsky RA : Tissue distribution and magnetic resonance spin lattice relaxation effects of gadolinium-DTPA. *Radiology* (1985) **154**, 723—726.
- 14) 金桶吉起, 古瀬和寛, 吉田和雄, 佐生勝義, 茂木禧昌, 井沢 章 : Gd-DTPA 投与による生体組織の緩和率変化, とくに組織移行係数について. *NMR 医学* (1987) **6**, 312—318.

**The alteration of relaxation time and relaxivity by magnetic field strength****Takahiro KITAGAWA****Department of Radiology,****Okayama University Medical School,****Okayama 700, Japan****(Director : Prof. Y. Hiraki)**

Some parameters are altered by the magnetic field strength, and a different image is obtained with the same parameter, because of the altered magnetic field strength. The contrast effect by contrast material for MRI (Gd-DTPA) differs with the magnetic field strength. We studied the T1 and T2 relaxation time of various solutions and relaxivity of Gd-DTPA with a low (0.2tesla) and high (1.5tesla) magnetic field machine, and considered the optimal sequence. T1 relaxation time is prolonged 20~40% at 1.5T compared with 0.2T. Using  $\text{MnCl}_2$ , the relaxivity of Gd-DTPA is  $3.6\sim 6.8\text{mmol}^{-1}\text{sec}^{-1}$ . Using albumin, the relaxivity is  $5.8\sim 12.1\text{mmol}^{-1}\text{sec}^{-1}$ . This difference is due to the difference in molecular size. T1 contrast, T2 contrast and signal intensity are weak with the low magnetic field machine. The signal intensity must be strengthened by changing some parameters (acquisitions, matrix, band width, etc.), and a shorter TR is suitable for T1 weighted images with a low magnetic field machine. For postcontrast T1 weighted images, shorter TR and shorter TE are useful to obtain a good contrast. More contrast material, and a longer TE is suitable for T2 weighted images with a low magnetic field machine.