

Title	腰椎MRIにおけるMultiple Spin Echo法とLow Flip Angle Gradient Echo法の対比
Author(s)	村上, 卓道; 藤田, 典彦; 原田, 貢士 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1989, 49(7), p. 850-856
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/17982">https://hdl.handle.net/11094/17982</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

## 腰椎MRIにおけるMultiple Spin Echo法と Low Flip Angle Gradient Echo法の対比

大阪大学医学部放射線医学教室

村上 卓道 藤田 典彦 原田 貢士 小塚 隆弘

（平成元年1月9日受付）

（平成元年3月23日最終原稿受付）

### Magnetic Resonance Imaging of Lumbar Spine —Comparison of Multiple Spin Echo and Low Flip Angle Gradient Echo Imaging—

Takamichi Murakami, Norihiko Fujita, Koushi Harada and Takahiro Kozuka  
Department of Radiology, Osaka University Medical School

---

Research Code No. : 503.9

---

Key Words : MRI, Lumbar spine, Disk herniation,  
Gradient echo, Multiple spin echo

---

Sixteen patients including 13 cases with disk herniation and 3 cases with spondylosis of lumbar spine were examined on a resistive MRI system operating at 0.1 T.

All lesions were studied with both multiple spin echo (MSE) and low flip angle gradient echo (LF) techniques to evaluate which technique is more effective in detecting the disk degeneration and the indentation on subarachnoid space.

MSE images were obtained with repetition time (TR) of 1100~1500 ms or cardiac gating, an echo time (TE) of 30, 60, 90, 120, 150, and 180 ms symmetrical 6 echoes, and total acquisition time of more than 281 sec. LF images were obtained with TR of 500, 250, and 100 ms, TE of 18 ms, a flip angle of 30 degree, and total acquisition time of 128 sec.

Eleven lesions of spinal disk degeneration and 12 of indentation on subarachnoid space were detected with LF. On the other hand, 26 lesions of spinal disk degeneration and 38 of indentation on subarachnoid space were detected with MSE. Although the parameters of LF employed in this study were relatively effective to emphasize T2\*-based contrast, the ability of LF in detection of spinal disk degeneration and indentation on subarachnoid space is less than that of MSE.

Signal contrast to noise ratios for normal disk and degenerative disk, epidural-fat and disk herniated material, CSF and disk herniated material, and epidural-fat and CSF were less than 4 with LF, but more than 4 with MSE.

This difference of contrast to noise ratio between MSE and LF was one of the main causes of the difference of the detection rate of spinal disk degeneration and indentation on subarachnoid space.

#### はじめに

MRI検査は他の検査と異なり、非侵襲的に椎間板や脊髄を描出する特性があるため、椎間板の変性やクモ下腔の圧排等の脊椎病変の診断に多く用

いられている。これらの診断においては、組織のT2値の差異を強調するパルス系列（T2強調画像）を用いると、脳脊髄液（以下CSF）が高信号、脊髄や神経根が低信号となり特に有効とされる。一般

に用いられているMultiple spin echo (以下MSE) は、プロトン密度画像より T2強調画像にかけて、TEを変化させた画像を同時に得ることが出来るが、撮像時間が長いという欠点がある。そのため、最近 flip angle (以下 FA) を90°より小さくし、短い繰り返し時間 (以下 TR)、すなわち短い時間で撮像する low flip angle gradient echo 法 (以下 LF) が施行されるようになってきた。LFでは、T1値の長いCSFをFAを小さくして縦緩和の影響を小さくすることによって、短いTRでも、T2強調画像と同様に高信号として描出することができる<sup>11-13)</sup>。しかし、MSEとLFとの間では組織間の信号強度の差があり、また流れの影響などが異なる<sup>9)</sup>ため、腰椎MRI検査においてその診断能が異なる。我々は腰椎MRI検査において、椎間板の変性所見及びクモ膜下腔圧排所見の描出能を中心に、MSE像とLF像を比較検討したので報告する。

## 対象および方法

### 1. 対象

対象は、大阪大学医学部附属病院において脊椎MRI検査を施行したうちで、MSEとLFのSagittal像を共に撮像した16例 (椎間板ヘルニア13例、脊椎症3例) である。

### 2. 装置およびパルス系列

用いた装置は0.1T常電導MRI装置 (旭MARK-J)、用いたパルス系列はMSEおよびLFである。MSEのパラメータはTR=1, 100~1, 500msまたは、心電図同期、TEは30msより180msのsymmetrical 6echoesとし、加算回数は2回とした。LFのパラメータは、TR=500ms, 250ms, 100ms, TE=18ms, FA=30°と設定し、それぞれの撮像時間が全て128sec (2分8秒) になるように加算回数を調節した。収集MatrixはMSE, LF共に128×256, Slice Thicknessはすべて10mmである。

### 3. 方法

#### 1. LFのパラメータの有効性の検討

TE=18ms, TRを20msより1, 000ms, FAを0°より90°まで変化させたときの、それぞれのパラメータにおける正常椎間板と変性椎間板との単位時間当たりの信号強度の差、すなわち両者間のコ

ントラストをEquation-a (Table 1) を用いて求めた。横軸をTR, 縦軸をFAとして、コントラストが最大となるパラメータの部分をも100%として、それぞれのパラメータにおけるコントラストをパーセント表示し、5%より95%まで10%ごとに等高線を引くことによって、Noiseを一定とした場合のコントラストマップを作成し、本検討に用いたLFのパラメータの有効性を調べた。但し、この計算に必要な正常椎間板と変性椎間板のプロトン密度はMSEの第1エコーの画像より相対値を求め、T1値はSRおよびIR画像より2点近似法にて求めた<sup>9)</sup>、T2値はMSEの異なる6点のTEの画像から非線形最小二乗近似法にて求めた<sup>10)</sup>。

#### 2. MSEとLFにおける椎間板の変性所見及びクモ膜下腔圧排所見の描出能の比較

MSEとLFの描出能の違いを比較するために、放射線科医3名が、MRI上椎間板の変性所見およびクモ膜下腔圧排所見を陽性と診断した病変部位の総数を比較した。椎間板の変性は信号の低下、及び形態的变化より診断した。

#### 3. MSEとLFにおけるcontrast/noise比 (以下C/N) の比較

MSEとLFにおける正常椎間板、変性椎間板、epidural fat、椎間板突出部、CSF、それぞれの信号強度の値を、5×5または3×3のピクセルでROIをとって求め、その値より、1) 正常椎間板/変性椎間板、2) epidural-fat/椎間板突出部、3) CSF/椎間板突出部、4) epidural-fat/CSFのC/NをEquation-b (Table 1) によって求めた。またNoiseは、同レベルの位相方向のBack GroundにROIを設定して測定した。

#### 4. MSEとLFにおける正常椎間板と変性椎間板のIntensioy curveの検討

MSEとLFにおいて、TEの変化が目的臓器の信号強度の差にどれほどの影響を与えるかを評価するために、TEの変化に伴う正常椎間板と変性椎間板の信号の変化を調べた。前記のごとく実測から求めたプロトン密度、T1値、T2値をMSEの信号式Equation-c (Table 1) およびLFの信号式Equation-d (Table 1) に代入して、縦軸を信号強度、横軸をTEとして、信号の変化をグラフにし

Table 1 Equation-1

a) $NEX^{1/2}  SI(A)-SI(B) $
b) $C/N =  SI(A)-SI(B)  / NOI$
c) $SI = N(H)(1 - e^{-TR/T1})(e^{-TE/T2})$
d) $SI = N(H)e^{-TE/T2} \frac{\sin \theta (1 - e^{-TR/T1})}{1 - e^{-TR/T1} \cos \theta}$

SI(A); Intensity of A  
 SI(B); Intensity of B  
 NEX; number of excitation  
 NOI; back ground noise  
 N(H); spin density  
 $\theta$ ; flip angle

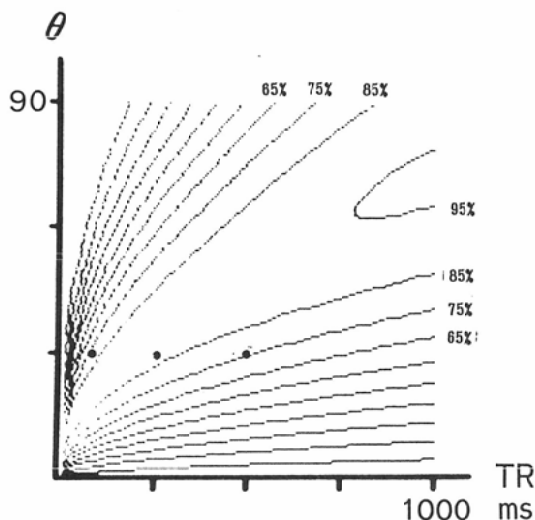


Fig. 1 Signal difference map for normal disk and degenerative disk as a function of TR (20–1,000 ms along the horizontal axis) and  $\theta$  ( $0^\circ$ – $90^\circ$  along the vertical axis). Signal difference value with the parameters employed in this study (●) are between 75% and 85% of the maximum.

て比較した。ただしLFの式の上では  $T2^* = T2$  と仮定している。

## 結 果

### 1. パラメータの有効性の検討

正常椎間板の T1 値の平均は約 480ms, T2 値が 110ms であった。変性椎間板のプロトン密度の相対値は正常椎間板の 75% であり, T1 値が 270ms, T2 値が 50ms であった。以上の値を用いて, 前述の方法で作成したコントラストマップ (Fig. 1) から, 今回我々の用いた LF のパラメータ (TR = 100, 250, 500ms, FA =  $30^\circ$ , TE = 18ms) にお

Table 2 The ability of detection of degenerative disk and indentation on subarachnoid space. —Comparison of MSE and LF—

	LF			Total	MSE(N=16)
	TR100	250	500		
SAS	11	11	11	11	26
DISK	5(11)	6(12)	6(12)	6(12)	38

SAS: Indentation on subarachnoid space, DISK: Disk herniation

( ): Number including degenerative disks which could be found morphologically

る正常椎間板と変性椎間板とのコントラストは最大コントラストの 75% から 85% の値をとっていた。従って本検討に用いた  $T2^*$  強調の LF のパラメータは, TE = 18ms においては比較的有効な値であると考えられた。

### 2. MSE と LF における椎間板の変性所見, 及びクモ膜下腔圧排所見の描出能の比較

本検討の 16 症例において, クモ膜下腔圧排所見陽性と診断した部位は, MSE で 26カ所, LF では 11カ所であった。一方, 椎間板の変性所見陽性と診断した部位は, MSE で 38カ所, LF では椎間板の信号の低下のみで診断したときは, TR = 100ms で 5カ所, TR = 250, 500ms で 6カ所であった。形態的な変化によって変性と診断できた病変部位を加えると, TR = 100ms で 11カ所, TR = 250, 500ms で 12カ所となったが, 明らかに上記の病変部の描出能は MSE と LF との間で異なることが分かった (Table 2)。MSE では椎間板の変性が形態のみでなく信号の低下として明らかに認められるが, LF では信号の低下が明瞭でない (Fig. 2)。

### 3. MSE と LF における C/N の比較

MSE の TE = 120ms では epidural-fat と CSF の T2 コントラストがつかず, またスピン密度画像である TE = 30ms では, T1 値の長い CSF はまだ低信号であり, スピン密度の低い椎間板突出部も低信号のため C/N が低くなっている。しかし, MSE はスピン密度画像から T2 強調画像まで同時に得られるために, いずれかの TE の画像で良好なコントラストが得られている (Table 3)。一方, 比較的 T1 緩和の影響を受ける TR = 100ms の

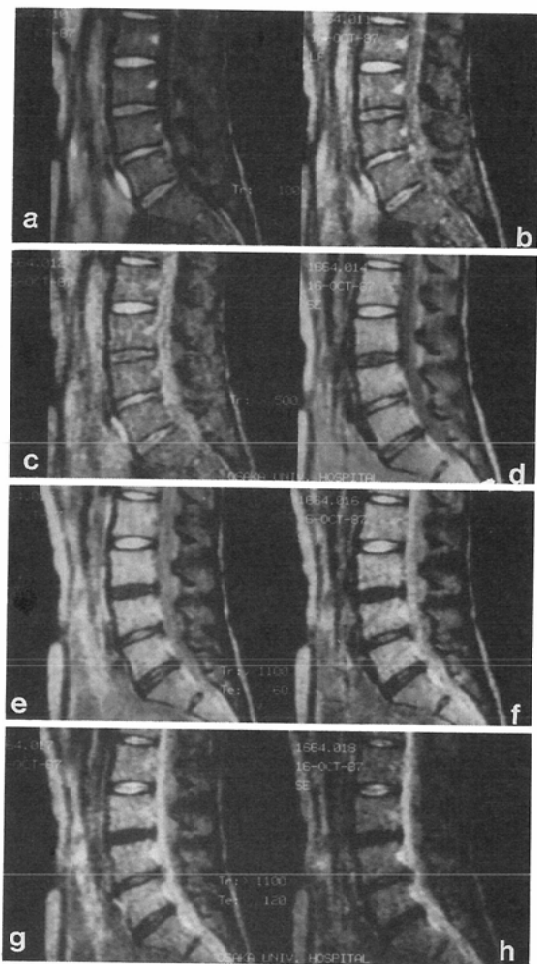


Fig. 2 MR images of lumbar spine LF, a) TR=100ms, b) TR=250ms, c) TR=500ms, MSE, TR=gated, d) TE=30ms, e) TE=60ms, f) TE=90ms, g) TE=120ms, h) TE=150ms. 5 echoes. Thinning of L4/5 disk was seen with both LF and MSE. Decreased signal of L3/4, L4/5, L5/S1 disk were shown with MSE, but not obviously with LF.

LFでは、T1値の差によるコントラストにより一部C/Nが4以上を取る場合もあったが、T1値の影響が少なく、T2\*がより強調されるTR=250ms, 500msの画像ではC/Nは低値であった。総体的に言えば、MSEでは全体的に診断に必要と言われる4以上のC/Nを得ることが出来るが、LFでは十分な値が得られていないことがわかった (Table 3)。

#### 4. MSEとLFのTEの変性に伴う正常椎間板と変性椎間板のIntensity Curve

前述の方法で求めた、正常椎間板と変性椎間板のTEの変化に伴う信号強度の変化をFig. 3に示す。MSEに比較して、LFにおける正常椎間板と変性椎間板のコントラストは明らかに低く、TEが延長してもMSEほどのコントラストがつかないことが分かった。

#### 考 察

椎間板の変性やクモ膜下腔の圧排状態の評価には、CSFを高信号に、脊髓や神経根を低信号とするT2強調画像が有効である<sup>3)</sup>。しかし、MSEによるT2強調画像は、繰り返し時間(以下TR)が長くなるために撮像時間が長くなるという欠点がある。このため、FAを90°より小さくし、短いTR、すなわち短い時間で撮影するLFが施行されるようになってきた。

LFには従来のスピノエコー法の可変パラメータであるTR、TEに加えてFAがパラメータとして加わってくる。LFでは、FAおよびTEを変化させることによって、短いTR (TR<T1)においても、T1強調画像およびT2強調類似画像(以下T2\*強調画像)を撮像することができ<sup>1)-5)11)</sup>、このT2\*強調画像によって、CSFを高信号とすること

Table 3 Contrast to noise ratio. —Comparison of MSE and LF—

	LF			MSE(N=6)					
	TR100	250	500	TE30	60	90	120	150	180
1) ND/DD	3.2	3.3	3.0	5.6	8.7	7.9	9.0	6.5	6.2
2) EF/HE	4.4	2.6	2.6	8.2	9.6	8.7	8.0	6.8	4.7
3) CSF/HE	2.8	0.9	2.3	3.1	5.1	6.5	6.8	7.7	6.8
4) EF/CSF	6.0	2.0	1.0	5.7	4.4	3.8	2.1	2.9	2.9

ND; normal disk, DD; degenerative disk, EF; epidural-fat, HE; disk herniated material

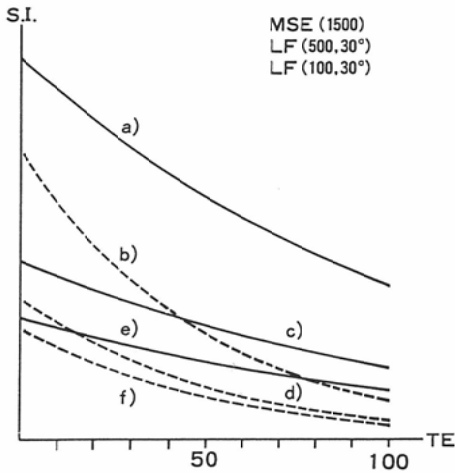


Fig. 3 Intensity curve of normal disk and degenerative disk

a) MSE TR=1,500ms Intensity curve of normal disk, b) MSE TR=1,500 degenerative disk, c) LF TR=500 normal disk, d) LF TR=500 degenerative disk, e) LF TR=100 normal disk, f) LF TR=100 degenerative disk. Normal disk: (solid line), Degenerative disk: (dashed line). Signal difference value between normal and degenerative disk is smaller with LF than with MSE.

が出来る。これは、TRが目的組織のT1値よりも小さい時( $TR < T1$ )、組織の信号はFAが $90^\circ$ 以下で最大となり<sup>2)</sup>、またFAを小さくすることによって縦緩和の影響を小さくし、組織のプロトン密度およびT2\*の影響を強調することが出来るためである<sup>11-3)6)</sup>。実際にLFで撮像する場合、前述のように新たにFAというパラメータが加わるために、最適パラメータはそれぞれの目的臓器のT1値、T2\*値、およびプロトン密度によって複雑に変化し、パラメータの決定が問題になる。

本研究において、脊椎病変に対して我々が用いたLFのパラメータは、機種種の制限およびS/Nの問題をふまえてCSFが高信号となるようにT2\*強調に設定したところ、前述のごとく比較的有效な値であることが判った。

しかし、比較的有效なパラメータであるにもかかわらず、LFはMSEに比較して椎間板の変性所見の描出能が劣り、またクモ膜下腔の圧排の描出能が異なる。この原因は、CSFの拍動流による

アーチファクトおよび信号強度の差がMSEとLFの間で違うためと考えられる。

拍動流の影響には、Temporaly Phase Shiftによる位相方向へのPhase Shift Image、及びSpacial Phase Shiftによる信号低下がある<sup>12)-15)</sup>。Phase Shift Imageは、拍動周期の異なったスピンからのエコーを得ることによって起こるが、心電図同期することによって消すことが出来る<sup>15)-18)</sup>。MSEでは、通常TRを長く設定するために心電図同期を用いやすく、画質の向上が望める。しかしLFでは心電図同期を用いた場合、通常の心拍ではTRを短く設定できず、撮像時間の短縮という目的では用いにくい。このため本検討ではLFには心電図同期を用いておらず、Phase Shift Imageがクモ膜下腔圧排部に重なる可能性があり、圧排部における各組織間のC/Nに影響して診断能が低下する場合がある<sup>3)15)-17)</sup>。

拍動流のもう一つの影響である信号低下は、励起されたスピンのエコーを得るまでの間に、位置情報を得るために印加された読み出し用傾斜磁場の中を移動するために、同一ボクセル内のスピンのPhase Shiftに伴うDephaseによって起こる<sup>13)15)</sup>。この影響は、CSFが高信号となるTEが比較的長いMSEにおいて著明にみられる<sup>8)12)-14)</sup>。特にクモ膜下腔圧排部においてその影響が強くなる可能性があり、圧排近接部の信号の低下により、圧排によるCSFの信号欠損部が、MSEではLFより大きく描出される場合がある<sup>8)</sup>。このためMSEの方がLFよりもクモ膜下腔圧排所見が多く陽性にとられる可能性がある。流れの影響としては、以上の2点が最も圧排部の描出能に影響すると考えられる。

しかしながら、CSFの拍動流の影響は、腰椎部では頚胸椎に比較して少なく<sup>19)</sup>、それぞれのパルス系列における信号強度の違いによる影響の方が重要と考えられる。従って、本検討ではMSEとLFにおける目的臓器間のコントラストの違いを中心に調べた。

目的臓器間のコントラストが有効に認識されるためには、Noiseに対してどれほどの大きさを持つかが問題となる。理論上はそれぞれの最適パラ

メータでの S/N および C/N は、LF の方が spin echo よりも良好である<sup>21)</sup>。しかしこれは単位時間あたり、つまり加算回数調節によって同じ撮像時間にした場合、また Noise を一定、および  $T_2 = T_2^*$  と仮定した場合であり、本検討においては、LF は撮像時間を短くする目的のために加算回数に制限を加えており、単位時間の C/N とは異なっている。さらに Noise は一定、 $T_2 = T_2^*$  の仮定についても、実際には gradient echo では、Noise は spin echo の 2 から 3 倍になると報告されており<sup>1)</sup>、また磁場の不均一の影響のために実際は  $T_2 > T_2^*$  と考えられる。以上の理由から実際 LF を用いる場合、理論上の C/N ほどの有効な値は期待できない。本検討では、用いた LF のパラメータは、TE=18ms において目的臓器間のコントラストを付けるのに比較的有効な値であるにもかかわらず、MSE の C/N に比して、LF の C/N が診断に十分な値を取っていないことが分かった。

FA を更に小さくするか、TE を延ばすことによって  $T_2^*$  強調を強くすることは理論上期待できる<sup>1)-5)20)</sup>が、FA を小さくすることは S/N を低下させることになり、低磁場装置では診断に有効な S/N が得られない場合がある。また、TE の延長は低磁場では余り著明ではないながらも、静磁場の不均一、Susceptibility Effect や流れの影響を受けやすく<sup>1)4)8)11)21)</sup>、さらに我々の検討では、撮像時間短縮のために TR を短く設定した LF は、TE を延長してもコントラストが MSE ほどつかないことが理論上予測された。つまり、今回用いたパラメータにおいて、一定に設定したエコー時間 (TE=18ms) を更に延ばしても、MSE 程のコントラストの上昇は期待できず、かえって S/N の低下が診断能に悪影響をおよぼすと考えられる。

目的臓器の  $T_2$  コントラストは TE= $T_2$  で最高となるため<sup>4)</sup>、MSE ではそれぞれの臓器間の有効なコントラストがいずれかの TE の画像で得られる。しかし LF では、異なるコントラストの画像を得るためには数種類のパラメータで個別に撮像しなければならないため、時間の短縮という利点が

なくなる上に、前記のように、診断に十分な C/N が得られているかどうか問題となる。

以上のことから、低磁場装置で撮像時間を短縮するために TR を短く設定した LF では、目的臓器間の C/N が低くなるために、クモ膜下腔の圧排所見、および椎間板の変性所見の描出能が劣ると考えられた。

高磁場装置を用いれば、S/N に余裕ができるために、FA を更に小さくしたり、TE を延ばすことによって  $T_2^*$  強調を強くできるが、その反面、静磁場の不均一、Susceptibility Effect および Chemical Shift 等の影響が著明になるため<sup>6)</sup>に、その磁場強度でのパラメータの評価が必要となる。

両パルス系列の画像を撮像すれば、より正確な診断につながることは考えられるが、実際の臨床の場に置いては検査時間等の制限もあり、より情報量の多い MSE の撮像を優先するべきと考える。しかし、被検者が長時間の検査に耐えられない場合などは、検査時間短縮のために LF でしか撮像できない場合が出てくる。この場合、流れの影響の比較的少ない腰椎部の検査では LF は適応となるであろう。しかし、CSF の拍動流の影響が特に強い頸椎部においては、TE 間に移動するものの速度成分、および加速度成分による位相のずれを補正出来る LF のパルス系列<sup>21)-23)</sup>を用いなければ、診断に有効な画像が得られないと考えられる。心大血管の背側の Phase Shift Artifact を強く受ける部位では、さらに presaturation<sup>24)</sup>などの技術を併用しない限り LF では診断に有効な画像は期待できない。

## 結 論

腰椎 MRI 検査において、LF と MSE 間で椎間板の変性所見、およびクモ膜下腔圧排所見の描出能に相違が見られた。この原因の一つは、低磁場装置では撮像時間を短くした  $T_2^*$  強調の LF は、MSE よりも目的臓器間の C/N が低くなるためと考えられた。LF を用いる場合は、それぞれの磁場強度および機種において、それぞれのパラメータにおける病変部、及びその周辺臓器間の C/N が、診断に十分耐えうるかどうかを常に考慮した

ければならない。

本検討の要旨は第47回日本医学放射線学会学術発表会において報告した(1988年3月29日より4月1日;東京国際貿易センター)。

#### 文 献

- 1) Enzmann DR, Rubin JB: Cervical spine: MR imaging with a partial flip angle, gradient-refocused pulse sequence. I. General considerations and disk disease. *Radiology* 166: 467-472, 1988.
- 2) Mills TC, Ortendahl DA, Hylton NM: Partial flip angle MR imaging. *Radiology* 162: 531-539, 1987
- 3) Winkler ML, Ortendahl DA, Mills TC, et al: Characteristics of partial flip angle and gradient reversal MR imaging. *Radiology* 166: 17-26, 1988
- 4) Buxton RB, Edelman RR, Rosen BR, et al: Contrast in rapid MR imaging: T1- and T2-weighted imaging. *J Comput Assist Tomogr* 11(1): 7-16, 1987
- 5) Young IR, Payne JA, Collins AG, et al: MRI: The development of T2 contrast with rapid field echo sequences. *Magn Reson Med* 4: 333-340, 1987
- 6) Tkach JA, Haacke EM: A comparison of fast spin echo and gradient field echo sequences. *Magn Reson Imag* 6: 373-389, 1988
- 7) Meulen P, Groen JP, Tinus AMC, et al: Fast field echo imaging: An overview and contrast calculations. *Magn Reson Imag* 6: 355-368, 1988
- 8) 村上卓道, 藤田典彦, 原田貢士, 他: 拍動流による陰影欠損の形態的变化の実験的検討, *日磁医誌*, 8(3): 122-133, 1988
- 9) 遠藤真広, 飯沼 武, 福田信男: 縦緩和時間 T1 の新しい計算法, *NMR 医学*, 4(1): 42-47, 1984
- 10) 山崎達男, 畑瀬 晃, 浜崎任布, マルチプルスピノエコーからの T2 計算画像, *NMR 医学*, 5(2): 79-84, 1985
- 11) Hendrick RE, Kneeland JB, Stark DD: Maximizing signal-to-noise and contrast-to-noise ratios in FLASH imaging. *Magn Reson Imag* 5: 117-127, 1987
- 12) Axel L: Blood flow effects in magnetic resonance imaging. *AJR* 143: 1157-1166, 1984
- 13) von Schulthess GK, Higgins CB: Blood flow imaging with MR: Spin phase phenomena. *Radiology* 157: 687-695, 1985
- 14) von Schulthess GK, Fisher M, Crooks LE, et al: Gated MR imaging of the heart: Intracardiac signals in patients and healthy subjects. *Radiology* 156: 125-132, 1985.
- 15) Rujbin JB, Enzmann DR: Harmonic modulation of proton MR precessional phase by pulsatile motion: Origin of spinal CSF flow phenomenon. *AJNR* 8: 307-316, 1987.
- 16) Rubin JB, Enzmann DR: Optimizing conventional MR imaging of the spine. *Radiology* 163: 777-783, 1987
- 17) Rubin JB, Enzmann DR, Write A: CSF gated MR imaging of the spine: Theory and clinical implementation. *Radiology* 163: 784-792, 1987
- 18) Enzmann DR, Rubin JB, Wright A: Use of cerebrospinal fluid gating to improve T2-weighted images. Part I. The spinal cord. *Radiology* 162: 763-767, 1987
- 19) Rubin JB, Enzmann DR: Imaging of spinal CSF pulsation by 2DFT MR: Significance during clinical imaging. *AJR* 148: 973-982, 1987
- 20) Bydder GM, Payne JA, Collins DG, et al: Clinical use of rapid T2 weighted partial saturation sequences in MR imaging. *J Comput Assist Tomogr* 11(1): 17-23, 1987
- 21) Haacke EM, Lenz GW: Improvement MR image quality in the presence of motion by using rephasing gradient. *AJR* 148: 1251-1258, 1987
- 22) Pattany PM, Phillips JJ, Chiu LC, et al: Motion artifact suppression technique (MAST) for MR imaging. *J Comput Assist Tomogr* 11(3): 369-377, 1987
- 23) Colletti PM, Raval JK, Benson RC, et al: The motion artifact suppression technique (MAST) in magnetic resonance imaging: Clinical results. *Magn Reson Imag* 6: 293-299, 1988
- 24) Edelman RR, Atkinson DJ, Silver MS, et al: FRODO pulse sequences: A new means of eliminating motion, flow and wraparound artifacts. *Radiology* 166: 231-236, 1988