

藤田 芳則      福井 義治      荒井 俊也  
 松田 克彦      真貝 勝      城野 良三

小松島赤十字病院 放射線科部

## 要 旨

磁気共鳴画像（以下、MRI とする）は、最初核磁気共鳴画像（NMR）と呼ばれていたが NUCLEAR の N が、アイソトープつまり電離放射線による検査と混同されやすいため NMR は、MRI と呼び名を変更され、現在に至っている。そして名前を変更しただけでなく、今や日常診療に幅広く定着し欠くことの出来ない存在になったといえる。ところが、ここにひとつの問題が出てきたように思う。それは、MRI の技術と診断学の進歩に医療従事者が、なかなかついていけないと言う現象である。この種の問題は、X 線 CT が医療現場で使われ初めてから、しばしば指摘されてきたことではあるが、MRI の出現により顕著になってきた。その理由としては、MRI の原理が難解であり、又各メーカー（東芝、フィリップス、GE 等々）が定義する造語が多すぎる。つまり同じ内容のことを言っているのに各社で違う単語や表現方法を使い、統一されていないことである。撮影方法や得られる画像が多種多様である。診断情報が豊富でしかも独特である。装置の進歩が著しい。などが言えると思う。

そこで、臨床現場で MRI を実際に使用するにあたり基本的な事柄を分かり易くまとめてみた。

キーワード：磁気共鳴画像、MRI、X 線 CT

## 1, MRI とは？

MRI とは Magnetic・Resonance・Imaging（磁気共鳴画像）の略で、従来からある X 線や超音波等は一切使用せずに、磁石から発生する「磁力」とテレビやラジオの電波と同様の電波（電磁波）を使用して人体の断面を観察する装置である。磁石の種類は「永久磁石」「常電導磁石」「超電導磁石」の 3 種類に分れ磁場強度は 0.12T(テスラ)～1.5T までの装置が現在医療用に使われている。

当院の、MRI 装置は「超電導磁石」の 1.5T を平成 4 年 5 月から使用している。ピックアップエレキバンが 800～1300 ガウス (0.08T～0.13T) であるので MRI がいかに強力な磁石を使用しているか想像出来る。

この磁石と電波を利用して画像を作ることを物理的（物理学の分野では、NMR すなわち Nuclear・Magnetic・Resonance “核磁気共鳴現象” は 1946 年に発見されている。）ではなく医学的立場で考えて簡単に説明すると水、脂肪、蛋白質等からなっている生体や組織を特定の強度の <sup>\*A</sup>均一な静磁場中に置く。

次にこの静磁場強度に見合った周波数の高周波磁場をパルス状（これを RF パルスと言う）に照射する。すると組織中の水素原子（MRI の対象となる原子核は人体の中で一番多い水素原子です。）は <sup>\*B</sup>原子核レベルで共鳴現象（核磁気共鳴）を起こしてエネルギーを吸収し、エネルギーの高い状態（励起状態）になる。次に高周波磁場（=RF パルス）が切られると水素原子はこのエネルギーを再び電磁波つまり MR 信号として外へ放出して元のエネルギー状態（定常状態）に戻る。従ってこの MR 信号を放出するまでの過程が MR 現象であり、この現象を利用して画像化したものが MRI である。

### \*A 均一な静磁場

強さや方向が時間的に変化せず、場所によって強さにむらがあったりしない磁場のことである。当院 MRI の均一な静磁場の領域は 40cm で、これは現在使用されている MRI の中では最も広い部類に入る。この事はなにを意味しているかというと、MRI はあらゆる任意の方向の断面の画像を出すことができるが、長さ 40cm、つまり人体で言えば胸部～骨盤までを

一度に画像化しようとしても、長さ40cmを越えた部位では静磁場が乱れているため、像が歪んでしまい診断価値のある画像ができないわけである。均一な静磁場領域がどれくらいあるかは、MRIの性能を知る上で重要なポイントとなる。

**\*B 核磁気共鳴**

まず、共鳴とは同じ周波数を持つ振動体の一方を振動させた時に、その振動エネルギーを他方が吸収して振動を始める。この現象を共鳴と呼んでいるが、ここで磁場の中に置かれた水素原子は丁度地球が24時間で一回、回転しているように静磁場の強さに比例した速さで回転している。これを専門的には、ラーモアの歳差運動と呼ばれその時の周波数をラーモア周波数と言い、これと同じ周波数の電波（高周波磁場）を水素原子に照射してやると、共鳴を起こしてそのエネルギーを吸収し回転軸が傾く。これを核磁気共鳴現象と呼んでいる。

**2. MRIの特長と課題**

**A) 特長**

**ア) 無侵襲、無障害の検査である。**

無侵襲とは検査時に被検者に対して特別な危害を加えないことであり、無障害とは検査に伴う副作用がないということである。

**イ) 軟部組織間コントラストが高い。**

CTでは脂肪を除けば軟部組織間コントラストは、空気と水のX線吸収値で決められているスケールに対して数%以内であるが、MRIではパラメータ（\*<sup>C</sup>TR、\*<sup>D</sup>TEなどの撮像条件のこと）の組み合わせ方によっては、このコントラストの幅を数10%以上とすることができる。

**\*C TR(time to repeat)**

データ収集間隔の意味で、MRIでは256X256マトリクスの画像を作る場合、基本的に256回のデータ収集が行われる。この繰り返し行われるデータ収集の間隔のこと。MRIのコントラストを決定する1要素である。

**\*D TE(echo time)**

信号を出す準備（90度パルスなどによる励起）をしてからMR信号を得るまでの時間。MRIのコントラ

ストを決定する1要素である。

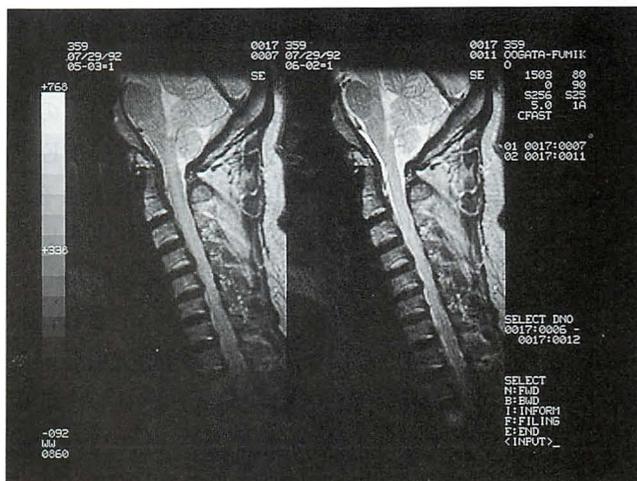


Fig. 1 FE法のTRの差 (左 TR 1500) (右 TR 2200)

Fig 1はSE法でのTRの違いによるT<sub>2</sub>コントラストの差を示している。右がTR2200左がTR1500で同一部位を撮像した。環椎あたりのCSFの光り方を見れば良くわかると思うがTRが700違うとこの程度のT<sub>2</sub>コントラストの差がでる。

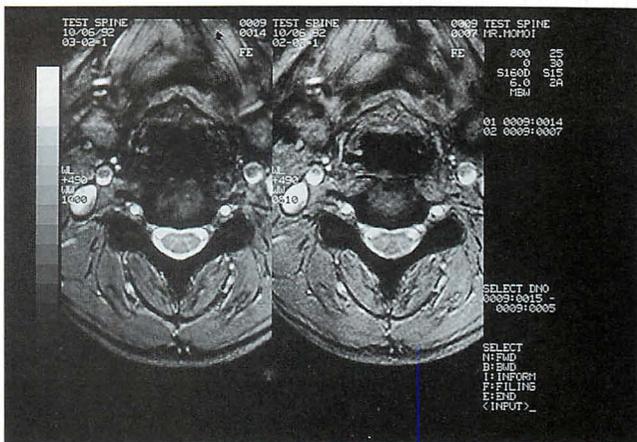


Fig. 2 FE法のTRの差 (左 TR 800) (右 TR 350)

Fig 2はFE法におけるT<sub>2</sub>スター (T<sub>2</sub>\*)のコントラストの差を示している。左がTR800右がTR350の画像である。筋肉やCSF付近のコントラストにこの程度の差がでる。もちろんFig. 1、2におけるTR以外のパラメーターは全て同じである。

**\*T<sub>2</sub>スター**

まずここでスピンエコー法（SE法）のパルス系列

を見てみると、まず90度パルス照射し、TE/2時間後に180度パルス照射し、そのTE/2時間後つまり最初の90度パルスからTE時間後にエコー信号を収集するのがスピネコー法であるが、この180度パルス照射する事によりSE法の横磁化(T<sub>2</sub>)の減衰はほぼT<sub>2</sub>緩和に応じて減衰する。ところがFE法のパルス系列を見てみるとMR信号を発生させるために、SE法と違って一般に90度パルスより小さい角度(フリップアングル; FA)の励起パルスを照射し、その直後に位相をずらすための勾配磁場(=傾斜磁場)を照射する。そしてすぐに反対方向の勾配磁場を照射する。するとばらけた位相(Dephase)が集束(Inphase)してエコー信号を発生する。これを勾配磁場エコーと呼ぶが、このパルス系列では180度パルスを用いて位相を反転させていないため静磁場の不均一性に基づく信号減衰の補正がきかない。そこで横磁化(T<sub>2</sub>)の減衰が実際のT<sub>2</sub>緩和よりだいぶ速くなる。この実際のT<sub>2</sub>緩和より速い横緩和をT<sub>2</sub>スターと呼ぶ。

**\*フリップアングル; FA**

SE法の場合FAは一般に90度である。FE法の場合はこのFAが小さければT<sub>2</sub>強調画像で、大きくするに従いT<sub>1</sub>強調画像となる。当院MRIの場合FA5度~30度ぐらいがT<sub>2</sub>強調画像で35度~90度はT<sub>1</sub>強調画像となる。

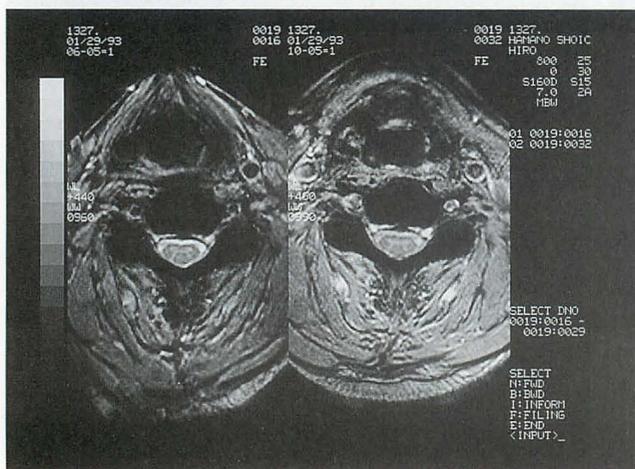


Fig. 3 TE25と15の差 (左 TE 25) (右 TE 15)

Fig3: TEが左25と右15の違いによるコントラスト及び画質の差である。TE以外のパラメーターは全て同じである。TEを変えるだけでこの程度の差が出る。

ウ) 軟部組織に対する空間分解能が高い。

CTの空間分解能は基本的にはX線検出器の開口幅や密度で決まるが、MRIでは\*E傾斜磁場(勾配磁場)の強さがそれに対応する。従って、空間分解能を任意に上げることが出来る。そして軟部組織間のコントラストが高いのと表面コイル(電波を送信したり、受信したりするアンテナのようなもの)などによる高い\*F S/N比のもとで関心領域のみについて細かくデータ採取を行うので、空間分解能が著しく高くなるわけである。

**\*E 傾斜磁場**

人がMR装置の中に入った時、その人は均一な磁場の中にいる。そうすると、先程説明したが全身の全ての水素原子は同じラーモア周波数で回転しているので、RFパルスによって全身の水素原子が励起されてしまう。すると全身からMR信号が出るので、画像にならない。そこである特定の断面(スライス面)だけを画像化するためには、異なった磁場強度を持つもう一つの磁場を均一な静磁場に重ね合わせる。そうすると体の水素原子はその磁場の影響を受けて乱され、その結果、異なった断面にある水素原子はそれぞれ異なった磁場を経験し、異なった周波数を持つことになる。この周波数に合わせたRFパルスを選択することで、検査しようとする断面(スライス面)の位置を特定できる。この追加された磁場が傾斜磁場(Gradient field)と呼ばれ、傾斜磁場コイル(Gradient coil)によって作られる。

MRI装置が検査中大きな音をするのは、この傾斜磁場コイルに電流を流して傾斜磁場を発生させる時に生じる音である。

**\*F S/N比**

MR信号を収集するときには、MR信号以外の雑音(ノイズ)も一緒に収集される。MR信号(S:シグナル)と雑音(N:ノイズ)の比をS/N比と言い、一般にはパラメーターが同じであれば静磁場強度に比例してS/N比は高くなる。つまり0.5T(テスラ)の装置より1.0T、1.0Tより1.5Tの装置の方がS/N比は高い。文献によると画像のS/N比はSE2000/80のT<sub>2</sub>強調画像の場合0.15T:0.5T:1.5T=1:1.8:2.1であり、S/N比が高いほど良い画質になる。

エ) 血流情報が得られMRアンギオができる。

撮像条件を適切に選ぶことにより、血液の流速や方向を知ることができる。

## オ) 撮像法

撮像パラメータなどの選択の自由度が高い。当院MRIの撮像法はSE法（スピンエコー法）や、FE法（フィールドエコー法=GE法：グラジエントエコー法）、FSE法（ファーストSE法）、FFE法（ファーストFE法）を主に使っている。これらの撮像法は、シーケンスとかパルス系列とも呼ばれているが、MR信号を取り出すために用いられるRFパルスや傾斜磁場の具体的な系列組み合わせのこと、つまり水素原子にRFパルスを照射して励起させ、次にRFパルスを切って水素原子が緩和してくる時に放出するMR信号を採取する。このRFパルスの照射の方法や信号の採取の方法の違いによってこのようないろいろな名前がついており、目的によって使い分けている。撮像法を変えることによって、全く異種の情報を得ることもできる。

MRIで一般的に一番多く使われているのはSE法である。

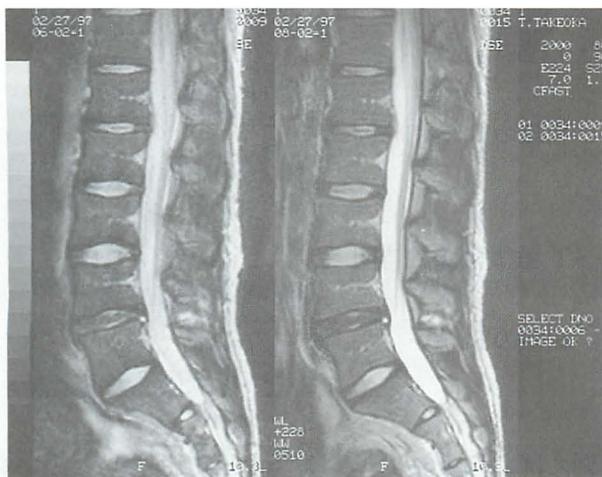


Fig. 4 (左 SE法)  
(右 FSE法)

Fig 4 : 左はSE法、右はFSE法のT<sub>2</sub>強調画像である。画像を比べて見てもコントラスト、空間分解能など大差がなく、撮像時間は左のSE法8分14秒、右のFSE法は4分で、SE法の半分の時間で撮像できる。

Fig 5 は左SE法と右FE法のT<sub>1</sub>強調画像の比較です。脂肪や筋肉、神経などにコントラストの違いが見られる。

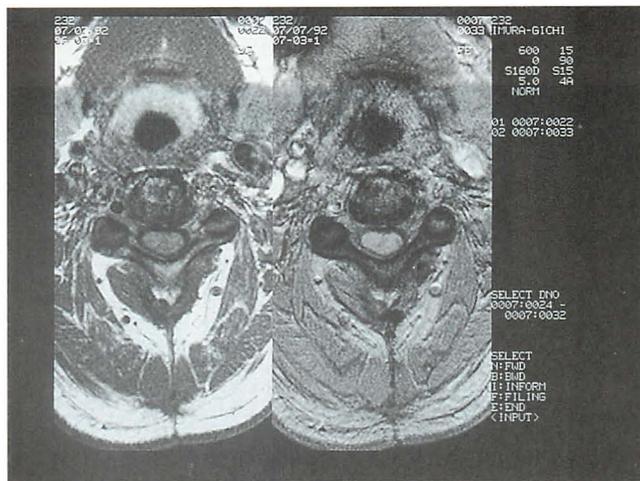


Fig. 5 SEとFEの差 (左 SE法)  
(右 FE法)

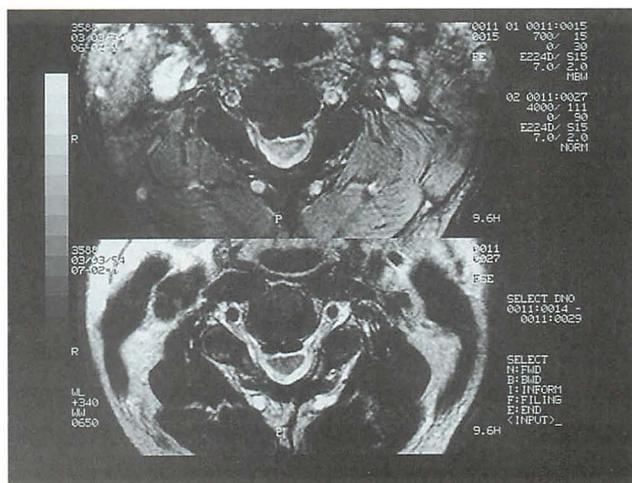


Fig. 6 ⊗ FSEの違い

Fig 6 : 上、FE法T<sub>2</sub>\*と下、FSE法のT<sub>2</sub>強調の画質の違いである。

カ) 3次元的撮像法である。

MRIでは冠状断や矢状断はもちろん、任意方向の断層像を得ることが出来るため、3次元的な形状把握がしやすい。MRアンギオなど特定の部位では3次元撮像を行っている。

キ) 撮像効率が高い。

脊髄や血管のような細長い撮像部位ではその長さ、方向に沿った断面の撮像が可能であるため、撮像効率が高いわけである。

ク) 心拍動、呼吸など臓器の動きとの同期撮像ができる。



b) 疾患特異性が低い。

一般的に MRI は病巣検出能は高いものの、疾患特異性は以外に低い。例えば癌の組織診断を T<sub>1</sub> や T<sub>2</sub> で行うことは、一部を除き不可能なようである。もっとも、MRI 造影剤の使用でかなり向上する。

c) データの互換性がない。

これは撮像法やパラメータのとりかたが施設によって異なるからであり、用いる静磁場の強さによっても変化する。

d) 石灰化、緻密骨、ガス体が検出できない。

従来の X 線診断で重要な手がかりとなる石灰化、緻密骨、ガス体などは、MR 信号をだす水素原子がないため検出できない。

e) 撮像対象が制限される。

MRI では患者の体についている磁性体はできるだけ取り除くようにしている。これはアーチファクトの原因となるばかりでなく危険であり、装置の故障の原因となるからである。また、人工呼吸器やペースメーカー、人工内耳等を使用している患者さんの場合は撮像できない。

f) 装置の設置に制約がある。

MR 装置は高磁場を発生するため、磁場によって影響される電気機器は MR 装置からある一定の距離以上離さなければならない。また外部からの電波ノイズを防ぐための RFシールド (電磁波シールド) が必要である。

g) 緊急時の問題

緊急時には急速に磁場強度は下げられないので、通常の救命器具は持ち込めない。そのほとんどが磁性体金属を使用しているためである。従って、緊急時にはその場で処置を行うのではなく、まず患者を外へ運び出すことが基本原則である。

### 3, MRI 特有のアーチファクトとその除去

MRI のアーチファクトの多くは CT とは全く異なった仕組みで出現する。従って撮像ならびに読影にあたっては MRI 特有のアーチファクトを理解しておくことがある程度必要である。MRI のアーチファクトは用いる装置やパルス系列などの違いによっても幾らか異なる。当院 MRI のアーチファクトとその除去を使用経験に基づいて主要な物について5つ程あげてみた。

(1) 運動性アーチファクト、血流アーチファクト (モーションアーチファクト)

CTの場合と同様、撮影中に被写体が動くことによって出現する。心拍動、呼吸、血流、脳脊髄液の流れ、その他の体動が原因となる。MRI では2次元フーリエ変換法で画像を作っているが、位置決めを周波数と位相の差によって行っている。これを各々周波数エンコード、位相エンコードと呼んでいる。周波数エンコードは、データ収集に要する時間は10msec程度で終了する。そのため被写体の動きは、単にぼけとなる程度ですむが、位相エンコードでは、数分~10数分かかる。このためアーチファクトは位相エンコード方向に「ゴースト」と呼ばれるアーチファクトを生じる。これは被写体が動くと励起されたスピンの周波数が本来あるべき値からズレるため、物体の信号強度が高く動きが大きい程強く出る。脳脊髄液の流れや、心臓については同期撮像を適用したりデータの加算数 (アベレージング) を増やしたり TE を短くすることによってある程度防げることができる。又 MRI の撮像時間が、非常に長くかかるのは、この位相エンコード側のデータ収集の時間が長くかかるためである。

Fig. 7 は頸椎のサジタル像であるが同期がズレているためこのように CSF の動きによるゴーストが入ってきている。Fig. 8 は同一部位を同期撮影を適用して撮像した。ゴーストがほとんど消失している。

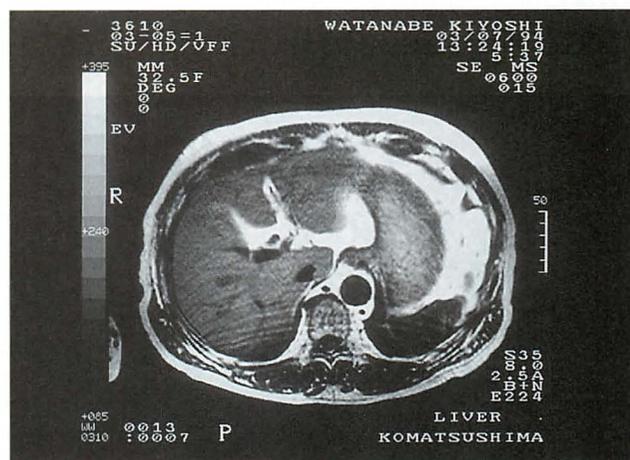


Fig. 9 動きとマトリクス

Fig 9 : 一般的によく用いられているシーケンスで普通に撮像した肝臓の画像であるが背中側に呼吸によるゴーストがこのように出ている。



関係にある。

Fig13: 上が TE15、下が TE25 の FE 法による T2\* のアキシャル画像である。左腎下側に、低信号の境界線が見られる。水分に富む腎と腎周囲の脂肪組織との間のケミカルシフトアーチファクトで TE15 のケミカルシフト量は 1.8mm、TE25 のケミカルシフト量は 3.6 mm である。(撮像領域 S25cm で、マトリクス 256 で撮像した場合の実寸 (mm) で、ケミカルシフト量は撮像領域の大きさと撮像マトリクスに依存して変化する。

#### (4) 領域外アーチファクト

(折り返しアーチファクト: aliasing artifact)

撮像領域 (FOV: field of view) 内に撮像領域外の像が重なって写る現象を折り返しアーチファクトといい、拡大撮像などで FOV を小さくした場合に生ずる。アーチファクトは FOV の外側のイメージが移動して反対方向の撮像領域に現れる。位相方向に顕著にでる。従って、これを防ぐには撮像領域 (FOV) を大きくして被写体を完全にカバーする方法や、カバーできない方向を周波数エンコード方向にとる方法がある。また、腕や下肢などが問題となる場合被検者をアルミニウム箔などで包んで、RF 波の進入を防ぐ方法もある。その他位相方向に 2 倍の FOV をとり、表示は中央の FOV のみ行う (ダブルマトリクス法) 方法もある。

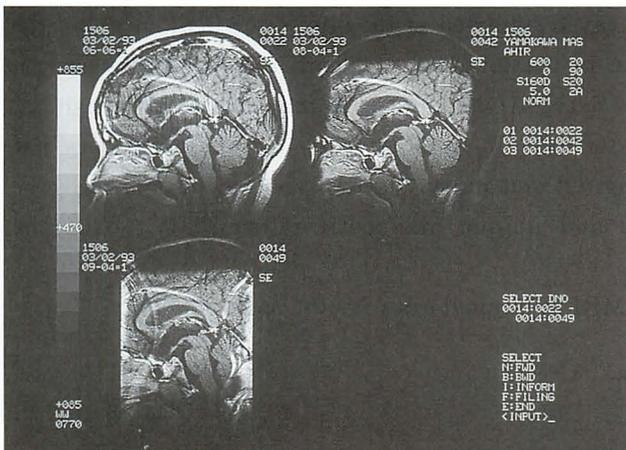


Fig. 14

Fig14: 下垂体を撮像した頭部の T2\* 強調画像である。

(presaturation) を前後と上に掛けた。しかし折り返し防止を使用したシーケンスでないため、このように折り返しアーチファクトが生じた。そして右が折り返し防止のシーケンスで、血流からのアーチファクトを消失させるため、前後、上と 3 つのサチュレーションを掛けて撮像した画像である。折り返しも出ず、血流アーチファクトも軽減されている。

#### \* I サチュレーション: FOV

外の領域に何度も 90 度パルスを掛けることにより、FOV 外の血液が FOV 内に流入しても励起状態のままなので、信号を出せない。そのため血管が無信号になり、拍動によるゴーストが生じなくなる。

#### (5) トランケーションアーチファクト

(ringing artifact: susceptibility; 肋骨現象)

信号強度の高い領域と低い領域 (水と空気の境界とか脂肪と緻密骨との境界等) が接する部分などでは、MR 信号の強度が急激に変化する。このような部位では画像上、その部位から波紋様のアーチファクトが出現する。胸部や腹部の撮像の際に、腕や体表面皮膚の信号が原因となることが多い。SE 法と比べ、FE 法では特に出現しやすい。

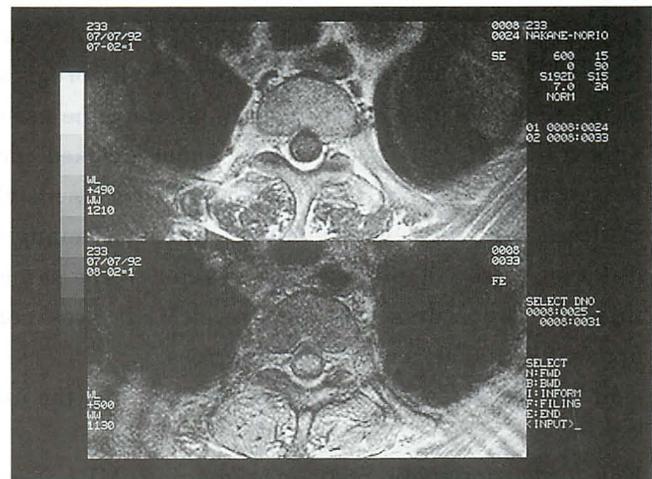


Fig. 15 FE と SE の違い (上 SE 法) (下 FE 法)

Fig15: 胸椎の上が SE 法、下が FE 法の T1 強調画像であるが、下の FE 法の場合視野の下に黒い波紋様

## おわりに

MRIはX線や $\gamma$ 線などを扱う放射線医学の延長ではなく、磁気、電磁波によるものであり、基礎理論も撮像法もさらには画像の意味する内容もX線、 $\gamma$ 線、超音波などとは全く異なる。

高画質のMRI画像を効率よく撮るために、また画像のS/N比、コントラスト、それにスループットという各々相反する要求を満たすために、MRIの操作技師は撮像に際して、様々な工夫や撮像テクニックを目的に応じて選択し、臨機応変に対処する必要があるものと思われる。

## 文 献

- 1) 真野勇；図説MRI
- 2) H.H.Schild著、湯浅祐二訳；わかりやすいMRI
- 3) 東芝メディカル株式会社編；東芝MRトレーニングテキスト
- 4) 小嶋馨、大友邦；誰にもわかるMRI

---

Clinical Experience : Notes on Magnetic Resonance Imaging