

4) MRI の 進 歩

山梨医科大学放射線部 荒 木 力

Tsutomu ARAKI

Department of Radiology University Hospital of Yamanashi

In order to appraise the recent progress of magnetic resonance imaging (MRI), I reviewed and reexamined my own summary concerning the clinical features of MRI published in 1982. In the past 8 years, disadvantages of MRI such as long imaging time, poor spatial resolution and the lack of contrast material have been overcome, while many kinds of artifacts, which were thought to be negligible in 1982, have become a considerable problem. Further progress of MRI appears to depend on whether these artifacts are removed and whether its versatility including metabolic and functional aspects is effectively utilized or not.

Key words: MRI, magnetic resonance imaging. NMR, nuclear magnetic resonance.

MRI, 磁気共鳴イメージング核磁気共鳴

1. はじめに

MRI (magnetic resonance imaging) は、核磁気共鳴 (nuclear magnetic resonance, NMR) を利用した画像診断法である。NMR そのものは、1946 年、Bloch¹⁾ および Purcell²⁾ により、それぞれ独立に発表されており、その後、有機化合物の構造解析や物性研究に広く使用され、化学の世界では、一般的な研究手段となっている。静磁場に傾斜磁場を加えることにより始めて、NMR にイメージングへの道を開いたのは Lauterbur で、1973 年であった³⁾。その後、多くの研究施設で、MRI 技術の開発がなされ^{4)~10)}、1980 年の北米放射線学会 (RSNA) では、多くの放射線科医の注目を集めることとなった。当時、日本でもすでに MRI の研究開発に携わるグループ (東大物性研・安岡、東芝総研・井上ら) があった。NMR スペクトロスコーピー用装置をイメージング用に改造したものであったので、小さな被験体に限

られたが、オクラなどが見事に画像化されていた。その後、筆者は国産初の MRI 装置 (東芝) の開発と臨床治験に参画することとなり、その結果を報告した^{11)~14)} (図 1)。その中で、当時 (1983 年) の MRI の特徴を表 1 のようにまとめた¹²⁾。今日 (1989 年) までに、いかに MRI が進歩してきたかは、これらを振り返ることにより明らかとなろう。なお、1983 年当時の静磁場は、常電導 0.12T であり、現在は、周知のように、超電導 0.5~1.5T が主流となっている。

2. MRI の特徴

①「断層面の自由な選択 (矢状面、前額面など)」

断層面を任意に指定可能なのは、基本的に従来と同様である (図 2)。しかし、同時に多数のスライスを画像化することが可能となり、またこの際、必ずしもスライス面が平行でなくてもよくなった。例えば、平行でない各椎間板を同時にイメージングすることが可能である。しかしながら、安易に多くの断層面を要求する傾向は否

Reprint requests to: Tsutomu ARAKI,
Department of Radiology, University
Hospital of Yamanashi Tamaho,
Nakakoma, Yamanashi JAPAN.

別刷請求先:

〒409-38 山梨県中巨摩郡玉穂町下河東1110
山梨医科大学放射線部

荒 木 力

表 1 MRI の特徴 (1983年当時, 文献12より)

- | | |
|---|---|
| ① | 断層面の自由な選択(矢状面, 前額面など) |
| ② | 電離放射線被曝をともなわない |
| ③ | 軟部組織コントラストが高い(白質と灰白質の分離, 流血の評価) |
| ④ | 偽像が少ない(厚い骨, 歯, 金属の影響小) |
| ⑤ | T ₁ , T ₂ の生物学的意味づけはまだ確立していない |
| ⑥ | 画像の撮像法依存性が高い |
| ⑦ | 撮像時間が長い |
| ⑧ | 空間解像力がやや劣る |
| ⑨ | 簡単で有効な造影剤はまだ開発途上にある |
- ①～④は利点であり, ⑦～⑨は弱点, ⑤⑥は両方の要素をもつ特徴である

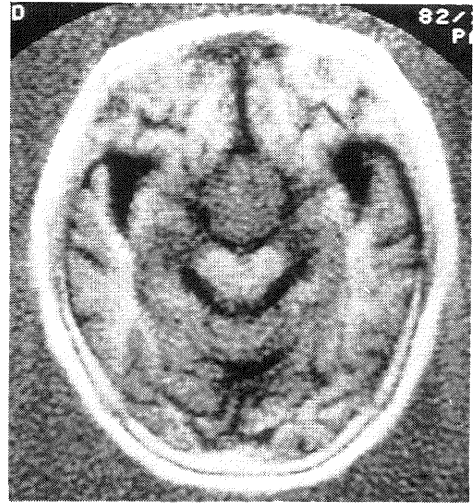
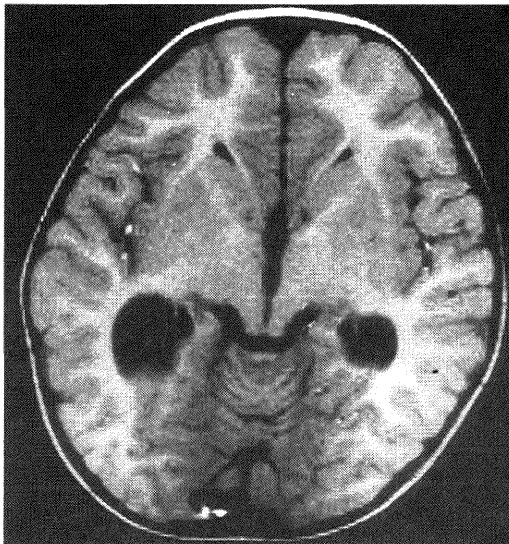
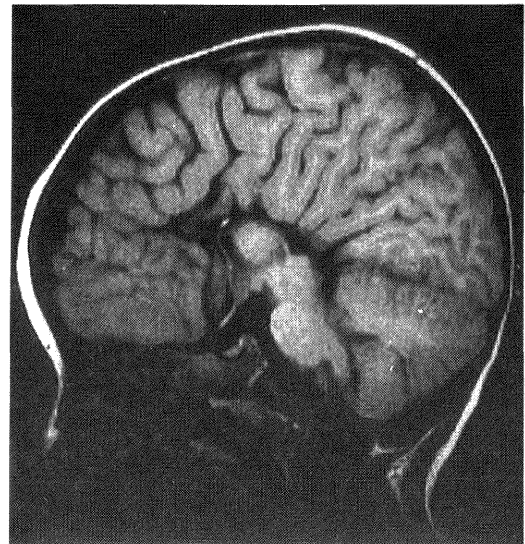


図 1 1982年の反転回復画像による下垂体腺腫の描出



A



B

図 2 軸位横断面 (A) と矢状面 (B) における脳梁無形成症

T1 強調スピンエコー像 (TR=300ms, TE=16ms, 0.5T).

めず, 従らに撮像時間の延長化が認められる. 関節など細かい対象には, 高速 3D 撮影法が広く利用されるようになる.

②「電離放射線被曝をともなわない」

MRI の人体に対する潜在的な障害は, 1) 静磁場の

直接作用, 2) 磁場の变化 (傾斜磁場の ON-OFF), 3) 高周波の作用, 4) 静磁場の力学的作用の 4 点にまとめられる. これまでの経験から (心臓ペースメーカー装着者を除けば) 1)～3) は問題ないといえよう. もちろん胎芽や遺伝的影響については, 更なる研究を必要としよ



図 3 左房内偽血栓 (*), (スピンエコー像, TR=600ms, TE=25ms, 1.5T).

う。強磁性体 (点滴台など) による事故も、自己シールド型装置の開発、普及により減少した。また頭蓋内動脈瘤クリップがはずれるという事故が報告されたことがある。偽像の問題とも関連して、医材料、器具の非強磁性体化を推進する必要がある。

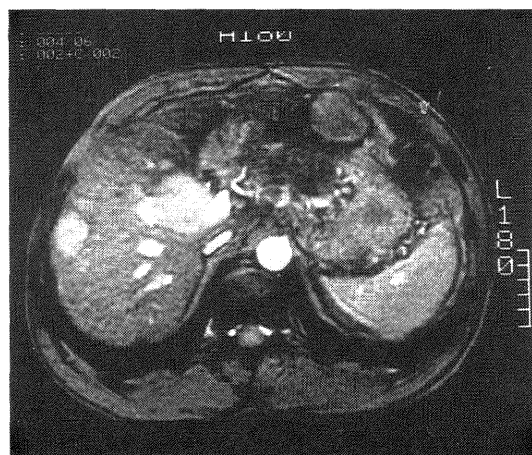
- ③「軟部組織コントラストが高い (白質灰白質分離, 血流の評価)」

1983年当時の撮像パルスシーケンスは、TR=1000ms, TE=40ms, TI=300msの反転回復法と、TR=1000ms, TE=40msのスピンエコーが主であった。現在病変を一般に最も鋭敏に描出するT2強調像は、S/Nが低下するため撮像しなかった。現在ではもちろん、TR=2000ms, TE=120msくらいでも良質な画像が得られるようになっている。このため極めて、sensitivityの高い診断法となっている。

血流のある血管内が無信号 (低濃度) となるのは、MRIの大きな特徴の一つである。ところで、静磁場強度が増加し、多層断面が一般化するとともに、血管内が必ずしも黒く抜けなくなり、偽血栓にもしばしば遭遇する (図3)。高速撮像法では、逆に血管内が高信号となる。逆流、乱流、渦流、低速度流などのため、実際の症例における血管内信号強度の解釈は未だ困難なことが多い。血流速度の定量化とともに、これからの課題である。

④「偽像が少ない」

0.12Tの装置では、強磁性体の存在を除いては、大きな偽像は問題とならなかった。静磁場強度の上昇とともに、強磁性体に加えて、a) 血流、CSF、心拍動、呼吸による motion artifacts, b) 磁化率の差による偽像、化学シフトによる偽像が、目立ってきた。これらは、高速撮像法などに使われるグラジエント (フィールド) エコー法により増幅される。偽像の軽減は、高磁場、高速撮像法における大きな課題である。



A



B

図 4 高速スキャン

- A : 20秒スキャン (TR=50, TE=13, $\alpha=30^\circ$). 肝細胞癌例.
B : 3秒スキャン (TR=22, TE=13, $\alpha=10^\circ$). 肝硬変例.

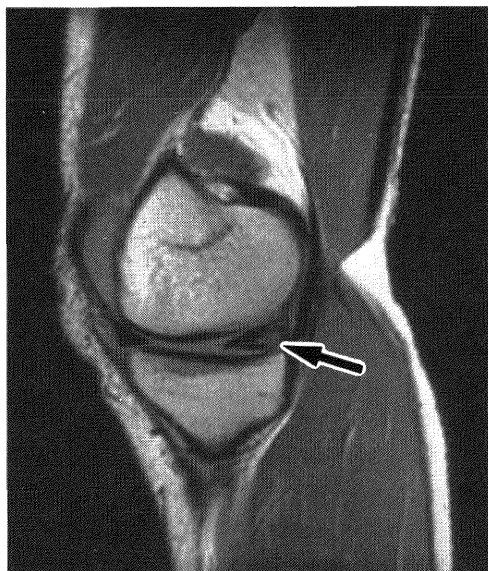


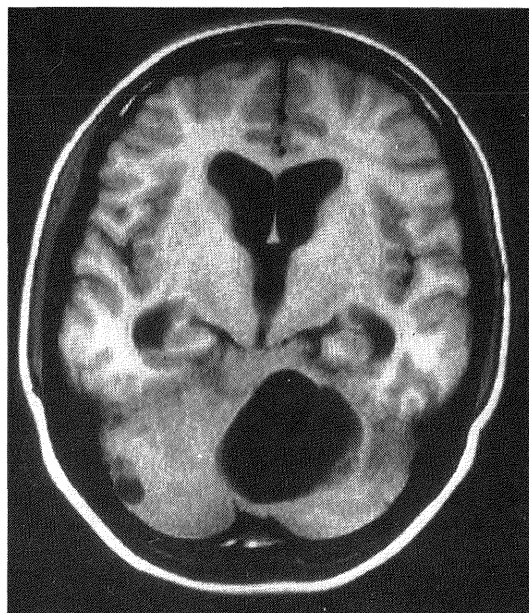
図5 膝関節半月板損傷の描出
(TR=2000, TE=20)

⑤「T1, T2 の生物学的意味づけは未だ確立していない」

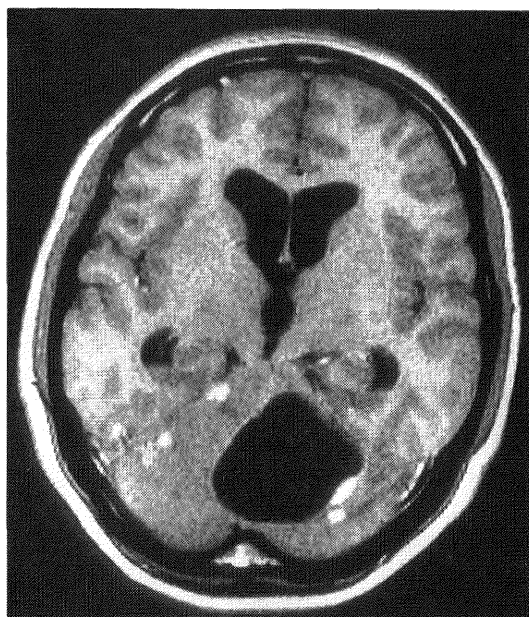
悪性腫瘍の緩和時間が、正常組織に比べ延長しているという Damadian の報告¹⁵⁾ は、NMR を化学の世界から臨床医学の世界へ走らせた。多くの悪性腫瘍の緩和時間が長いのは事実だが、これが即、病変の良悪性の区別には必ずしも役立つわけでないことが、その後の臨床経験からわかってきた¹⁶⁾。MRI は少なくとも現段階では、“画像診断(形態学)”の領域を抜け出せていない。このような意味からも MRS への期待は高まっている。我々も 1.5T における in-vivo MRS を始めたところであるが、まだまだ未完成の技術である。

⑥「画像の撮像法依存性が高い」

MRI における信号強度は、被験体(組織)固有の性質(内的因子)と、これらの強調度を変化させる撮像側の因子(外的因子)とがある。内的因子には、従来の、対象とする原子核(ここでは ^1H) 密度(ρ)、縦緩和時間(T1)、横緩和時間(T2)、血流速度(v)に、静磁場の増加とグラジエントエコーの普及により、磁化率、化学シフトなども加わってきた。また外的因子としては、従来の、繰り返し時間(TR)、エコー時間(TE)、反転時間(TI)に加え、フリップ角(α)、多様な偽像軽減法(presaturation, flow compensation など)の有無、微妙な高速撮像法におけるパルス系列の差異(例えば、



A



B

図6 造影前(A)と造影後(B) MRI
囊胞壁結節のみならず、多数の病変(血管芽細胞腫)が造影後はじめて明らかとなる。

spoiler pulse の有無)を考慮しなければ、画像を十分理解できなくなっている。これは、X線、X線 CT、超音波などにおける、実質的な単一因子による信号強度の変化と根本的に異なる点である。MRI の懐の深さ、多様な可能性を示すものであるが、“隣の病院の MRI は読影できない”という危険性を孕んでいる。

⑦「撮像時間が長い」

同時多層スキャンが一般化し、一方向のみの撮像時間は、CT と大差なくなってきた。また高速スキャンにより、S/N はやや低下するが、3～6秒の呼吸停止スキャンで、良質な画像が得られるようになった(図 4)。腹部においては、呼吸運動のため、従来の撮像法が、必ずしも十分とはいえず、むしろ、高速スキャンの方が臨床的に有利な点が多い。さらに、数 10ms で撮像可能な超高速撮像法¹⁷⁾(エコープラナー法)も実用段階に入っている。

⑧「空間解像力がやや劣る」

motion artifact の無視できる領域(脳、脊髓、骨盤、四肢)においては、MRI の解像力は、完全に CT を凌駕したといえる(図 5)。これからの課題は、腹部、胸部におけるものとなるが、これは④、⑦に述べた偽像の軽減と、撮像時間の短縮によるところが大である。

⑨「簡単に有効な造影剤はまだ開発途上にある」

すでに、Gd-DTPA が、MRI 造影剤として広く利用されている。これは、CT におけるヨード造影剤とほぼ同じ体内分布を示す造影剤で、MRI の診断能力を一段と高めているが(図 6)、臓器や病変に特異性はない。またフェライト粒子による網内系造影剤も実用段階に入っている。MRI が単なる“形態学”から脱皮するには、さらに特異性の高い造影剤の開発が必要となろう。

3. おわりに

以上のべたように、かつて MRI の弱点と考えられた⑦⑧⑨は、ほぼ克服され、motion artifact を無視できる分野では、CT を凌駕し、ルーチン検査となっている。一方、偽像は当初の予想を裏切り、胸腹部では無視できず、CT に追いつかない最大の原因となっている。また当初期待された緩和時間の病変・臓器特異性は高くなく、MRI は、CT と同様、“形態学”の域を脱していない。³¹P をはじめとする MRS や、特異性の高い造影剤に、MRI の“functional or metabolic imaging modality”としての将来がかかってくるであろう。

参 考 文 献

1) Bloch, F.: Nuclear induction. Phys Rev, 70:

460~473, 1946.

2) Purcell, E.M., Torrey, H.C. and Pound, R.V.: Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid. Phys. Rev, 69: 37~38, 1946.

3) Lauterbur, P.C.: Image formation by induced local interactions: Examples employing nuclear magnetic resonance. Nature, 242: 190~191, 1973.

4) Garroway, A.N., Grannel, P.K. and Mansfield, P.: Image formation in NMR by a selective irradiative process. J. Phys. C, 7: 457~462, 1974.

5) Kumar, A., Welti, D. and Ernst, R.: NMR Fourier zeumatography. J. Magn Reson, 18: 69~85, 1975.

6) Damadian, R., Minkoff, L., Goldsmith, M., et al.: Field focusing nuclear magnetic resonance (FONAR): Visualization of a tumor in a live animal. Science, 194: 1430~1431, 1976.

7) Crooks, L., Grover, T., Kaufman, L., et al.: Tomographic imaging with nuclear magnetic resonance. Invest Radiol, 13: 63~66, 1978.

8) Hinshaw, W.S.: Image formation by nuclear magnetic resonance. The sensitive point method. J. Appl. Phys, 47: 3709~3721, 1976.

9) Edelstein, W.A., Hutichson, J.M.S., Johnson, G., et al.: Spin-warp NMR imaging and applications to human whole body imaging. Phys Med Biol, 25: 751~756, 1980.

10) Hoult, D.I.: NMR imaging. Rotating frame selective pulses. J. Magn Reson, 38: 369~374, 1980.

11) 荒木 力, 野村孝義, 宮川昭平, 平野井直英, 町田徹, 竹中栄一, 飯尾正宏: NMR-CT による頭蓋内占拠性病変の検出. 画像診断, 2: 777~784, 1982.

12) 荒木 力, 平野井直英, 宮川昭平, 野村孝義, 飯尾正宏, 竹中栄一: NMR-CT の臨床応用. NMR 医学, 2: 71~83, 1983.

13) 荒木 力: 核磁気共鳴(NMR)映像法の臨床応用, 放射線科, 1: 463~467, 1983.

14) Araki, T., Miyakawa, S., Nomura, T., et al.: Nuclear magnetic resonance computed tomography: The first clinical experience in Japan. Radiation Medicine, 1: 17~25, 1983.

15) Damadian, R.: Tumor detection by nuclear

- magnetic resonance. *Science*, **171**: 1151, 1971.
- 16) **Araki, T., Inouye, T. and Suzuki, H.:** Magnetic resonance imaging of brain tumors: Measurement of T1. *Radiology*, **150**: 95~98, 1984.
- 17) **Mansfield, P., Maudsley, A.A. and Baines, T.:** Fast scan proton density imaging by NMR. *J. Phys. E. Sci. Inst.*, **9**: 271, 1976.

5) 腹部骨盤領域の MRI 診断

新潟大学医学部放射線医学教室 武田 敬子・西原真美子
木村 元政・酒井 邦夫

Magnetic Resonance Imaging of the Abdomen and Pelvis

Keiko TAKEDA, Mamiko NISHIHARA
Motomasa KIMURA and Kunio SAKAI

*Department of Radiology, Niigata University
School of Medicine*

Based on our experience of MR imaging using a 1.5 Tesla superconducting magnet (Magnetom H15, Siemens), clinical usefulness of MR imaging in the abdominal and pelvic area was illustratively described. In the abdominal area, its usefulness is now restricted by motion artifacts. It was, however, considered to be useful in the diagnosis of liver tumors and in the staging of renal cancer. In the pelvic area, advantage of MR imaging was clearly demonstrated in the diagnosis of malignancies of genitourinary system, particularly by using Gd-DTPA.

Key words: magnetic resonance imaging (MRI), abdomen, pelvis, Gd-DTPA
磁気共鳴映像法, 腹部骨盤領域, Gd-DTPA.

はじめに

磁気共鳴画像 (MRI) は、脳神経領域では必須の検査法となりつつあるが、腹部骨盤領域では、motion artifact (呼吸運動、血管拍動、腸蠕動に起因する画像の劣化) のため、未だその有用性は確立されていない。しかし最近では、高速撮像法や MRI 用造影剤が導入され、この領域の MR 画像も向上しつつある。本報告では、

約1年間にわたる超電導 MRI 装置 (Siemens 社 Magnetom H15, 1.5Tesla) の使用経験から、腹部骨盤領域における MRI の有用性について総説的に述べる。

1. 肝

MRI は、矢状断、冠状断での撮像が可能のために、呼吸運動の影響をうけやすい横隔膜直下の病巣の描出に有利であり、隣接臓器との位置関係の把握に優れている。

結節型肝細胞癌は、T1 強調画像では低信号に、T2

Reprint requests to: Keiko TAKEDA,
Department of Radiology, Niigata
University, School of Medicine,
Asahimachi-Dori 1, Niigata City,
951, JAPAN.

別刷請求先: 〒951 新潟市旭町通 1-757
新潟大学医学部放射線医学教室

武田 敬子