〔第41回総会シンポジウム〕

5. 超電導型 MRI の臨床応用

東京大学医学部附属病院放射線科

吉川 宏 起・飯尾 正 宏

Key words: MRI, High magnetic field, Surface coil, ^{31}P spectroscopyCLINICAL APPLICATIONS OF THE 0.35T AND 1.5T
SUPERCONDUCTING MRI SYSTEMS

KOHKI YOSHIKAWA and MASAHIRO IIO

Department of Radiology, Faculty of Medicine, University of Tokyo

Summary

Clinical applications of the superconducting MRI system were started in April of 1985 in our hospital. We had performed examinations of 575 cases for seven months at a field strength of 0.35T. In April of 1985 clinical studies using the 1.5T MRI system were started.

Spatial resolution as much as X-ray CT was possible by the superconducting MRI system. It is thus very effective for the treatment of central nervous system, pelvis and extremity, disorders since it is hardly influenced by motion artifacts. In thoracic and abdominal regions spatial resolution by MRI was inferior to that by X-ray CT, but its high contrast resolution and ability to provide optional plane images show it highly useful for clinical diagnosis and therapeutic plan therapy.

By 1.5T MRI system the spectroscopy of ^{31}P is possible as well as high resolutional MR imaging for high signal to noise ratio. Many problems, remain to be solved, such as those of motion artifacts and chemical shift artifacts.

1. 序 文

MRI (magnetic resonance imaging: 磁気共鳴映像法) の原理が報告され, 人体の断層像が発表されたのはそれぞれ1973年と1977年のことであった。しかし画像の解像力が劣っていたため MRI の臨床応用は X 線 CT に比し大きく遅れをとった。X 線 CT に匹敵する解像力を有する画像が得られるようになったのは1980年代のことと、主として映像法の改良と超電導磁石の導入に依るところが大きい。

われわれの施設では1984年4月より超電導型 MRI による臨床検査を開始し, 11月までに575症例の検査を施行

している。使用した静磁場強度は0.35Tで, プロトン共鳴周波数にして約15 MHz に相当している。本稿では X 線 CT との比較による MRI の臨床的有用性とその問題点について言及していくことにする。また1985年3月末より静磁場強度が1.5Tの装置による臨床応用を始めているが, 磁場強度の相違による検査法や画像の変化, 検査の安全性についても述べることにする。

2. 装置ならびに対象

使用した装置は静磁場強度が0.35Tと1.5Tの超電導型 MRI (西ドイツ Siemens 社製 Magnetom) で, その主な仕様は Table 1 に示すとおりである。施行した撮像

Table 1 0.35T and 1.5T superconducting MRI systems

超電導マグネット	1.5T	2.0T
使用磁場強度	0.35T	1.5T
	(15 MHz)	(64 MHz)
測定システム		
画像再構成法	2次元フーリエ変換法	
受信コイルの直径	頭部用: 30 cm (1 mm)	
(空間分解能)	軀幹用: 60 cm (2 mm)	
	表面コイル: 15 cm (1 mm*)	
スライス厚	3, 5, 10, 15, 20 mm	
測定マトリックス	128×128または256×256	
表示マトリックス	256×256または512×512	

* 高分解能撮像 (1.4倍拡大) にて0.7 mm の空間分解能を得ている。

Table 3 Materials for the 0.35T MRI system from March to October in 1984

中枢神経系	脳	187
	脊髄	79
頭頸部		15
胸部	心・大血管	56
	肺・縦隔	14
腹部	肝	119
	脾	6
	腎・後腹膜	24
骨盤	男性	36
	女性	7
骨・軟部		19
	骨髄	10
その他		3
合 計		575

Table 2 Imaging methods and time
(Each time is the average of two)

	繰返し時間 (TR) (msec)	エコー時間 (TE) (msec)	反転時間 (TI) (msec)	スライス数	撮像時間 (min)
SE 法	200—2000	35—70	—	1—10 (2—20)*	1.7—17.1
IR 法	1500—3000	35	400	3—6	12.8—25.6

* 第2 エコー像を含めたときの得られるスライス数

		繰返し時間 (msec)	エコー時間 (msec)	スライス数	撮像時間 (min)
SE 法	T1 強調法	200—800	30—35	1—4 (2—8)*	1.7—7
	T2 強調法	1600—2000	60—120	8—10 (16—20)*	13.7—17.1

* 第2 エコー像を含めたときの得られるスライス数

法は主として spin echo(SE) 法で、反転回復 (IR) 法は必要に応じて行った。撮像パラメータと撮像時間の関係は **Table 2** に示すとおりであるが、この撮像時間は測定マトリックスを256×256、加重平均を2回としたときのものである。脊髄疾患79例のうち56例に対しては直径15 cm の表面コイルを使用した。心疾患の検査は心電図同期撮像法を行ったが、これはR波をトリガーとして、R波から90°パルスを任意時間遅らせることによって拡張終期像および収縮終期像を得ている。TR (繰返し時

間) あるいは TE (エコー時間) を変えた SE 画像によって T1 値と T2 値を算出している。リン (P-31) のスペクトロスコピーでは径8 cm の送信兼受信の表面コイルを使用している。この場合の TR は2秒、加重平均は128回としている。X線 CT は主として GE CT/T8800 を使用した。

1984年3月末より10月までの約7か月間に検査を行った症例はのべ人数にして575例で、その内訳は **Table 3** に示すとおりである。検査時間は原則として1症例で1時

〔第41回総会シンポジウム〕 5. 超電導型 MRI の臨床応用 (吉川・飯尾)

間を超えないようにして、1日(約7時間)に行う症例数は6人を1つの目安とした。

3. 装置の設置状況と安全管理

MRIの検査を行うにあたって心臓ペースメーカ装着者⁶⁾および体内金属、とくに脳動脈瘤のクリップ^{7,8)}を有する患者の検査は禁忌とした。またヘアピンやボールペン、鍵などと人体に危害を与えられとされるものの検査室内への持ち込みを禁止した。これに該当するものを携帯していた場合には入室前に必ず入り口のロッカーに入れるようにしている。

装置はステンレススチールの板により天井と床とを含む周囲を張りめぐらせたラジオ波シールド室内に設置さ

れ、そのシールド能力は10 MHzで100 dB、30 MHzで120 dBの設計値を有している。磁場シールドは行っていない。このため現在の1.5Tの装置ではコンソールのモニタテレビやフロッピーディスクドライブなどへの影響が見られ、これらをマグネットから離す必要性が生じてきている。

検査室の内部の状況は絶えずモニタカメラによって写し出されている。また患者はハンドスイッチによって外へ合図を送ることが可能であり、患者によって発せられた声は装置に内蔵されているマイクによって聴くことが可能である。

4. 緩和時間の計測

Table 4 T_1 and T_2 values of normal and abnormal tissues at 15 MHz

		T_1 (msec)	T_2 (msec)
脳白質	(6)	470	51
脳灰白質	(6)	630	58
脳脊髄液	(6)	2300	250
眼球後部脂肪識	(4)	210	53
神経膠腫	(19)	1200 (649—2016)	90 (57—140)
神経膠芽腫	(6)	1300 (649—2016)	90 (60—140)
髄膜腫	(7)	950 (577—1754)	65 (52—88)
下垂体腺腫	(6)	950 (245—1966)	75 (61—102)
転移性脳腫瘍	(3)	850 (622—1120)	80 (72—86)
クモ膜嚢胞	(2)	2500 (1973—2982)	170 (136—204)
血腫	(4)	600 (506—658)	85 (62—90)

Fig. 1 Hepatic cavernous hemangioma (53 y.o. male)

The lesion can be seen in the T_1 weighting image (Fig. 1-a, SE 400/35), but in the case of the T_2 weighting image (Fig. 1-b, SE 1600/70) a high intensity mass lesion, that is highly demarcated, is evident in the right lobe of the liver. T_2 value of this tumor is very large.

Table 4 に主な正常組織および腫瘍性病変の計測された緩和時間を示す。出血をともなう病巣や脂肪成分を含む病巣の T1 値は短縮しているが、その他の大部分の病巣では緩和時間の延長が認められた。しかし前立腺の場合に示されるように、多くの部位では計測された緩和時間から良性と悪性の区別は困難であった。肝海綿状血管腫 (Fig. 1) は緩和時間の著しい延長によって肝細胞癌

Fig. 2 Hepatocellular carcinoma (50 y.o. male)
A tumor in the right lobe of the liver is evident as a high intensity mass lesion on T₂ weighting image (SE 1600/70). Ascites (arrow) and splenomegaly can be seen.

(Fig. 2) や転移性肝癌との区別が92%の正診率をもって行うことができた⁹⁾。

5. 中枢神経系への応用

中枢神経系は呼吸による影響が少ないため撮像時間の長い MRI は X 線 CT に匹敵する情報が得られる。ことに体位を変換することなく矢状断像や冠状断像が得られるため、下垂体や松果体、脳幹 (Fig. 3)、脊髓などの正中線上の病巣が明瞭に描出される。また周囲の骨や空気によるアーチファクトが生じないため、後頭蓋窩や中頭蓋窩、頭蓋内板近部、脊柱管内の病巣 (Fig. 4) の検出にも有用である。MRI は X 線 CT と比較してコントラスト分解能が高いため、正常解剖では脳の白質と灰白質、脊柱管内では脊髓と脳脊髄液の識別が造影剤なしに行える。多くの病巣は緩和時間が延長しているため SE 法では T2 を強調する撮像法で高信号強度を呈する。X 線 CT で造影効果の少ない病巣の範囲の評価に MRI は有用である (Fig. 5)。一方腫瘍内石灰化の有無や、骨硬化や骨棘などの骨皮質の変化の描出能では MRI より X 線 CT の方が優れている。

6. 胸・腹部への応用

心拍動や呼吸による影響を受けやすい胸・腹部では、

Fig. 3 Ganglioglioma of the medulla oblongata and cervical cord (19 y.o. male)
Swelling of the medulla oblongata and cervical cord is apparent, but no differences in the tumor and brain stem can be seen in the T₁ weighting image (Fig. 3-a, SE 400/35). On the T₂ weighting image (Fig. 3-b, SE 1600/70) a tumor is evident as a high intensity lesion.

Fig. 5 Cerebellar astrocytoma (47 y.o. male)
On the postcontrast CT (Fig. 5-a), left cerebellar hemispheric tumor without contrast enhancement cannot be seen, but in the T_2 weighting images (Fig. 5-b, c, SE 1600/70) cerebellar lesion is clearly present as a high intensity area.

Fig. 4 Syringohydromyelia (12 y.o. male)
Large syrinx of the cervical cord and clefts in the syrinx can be seen clearly in the T_1 weighting image (SE 400/35). This image was obtained with a surface coil of 15 cm in diameter.

Fig. 6 Hypertrophic cardiomyopathy (48y.o. female)
The wall of the left ventricle and ventricular septum have remarkably thickened in the ECG-gated SE image (TE: 35 msec).

心筋症 (Fig. 6), 大動脈瘤 (とくに解離性大動脈瘤) の診断に有用である。また縦隔におけるリンパ節腫脹と血管系との識別や腫瘍と周囲の血管系との関係、腹部では肝細胞癌や腎細胞癌でしばしば問題となる門脈や下大静脈内の腫瘍血栓の描出にも MRI は有用である (Fig. 7)。

7. 骨盤部への応用

骨盤部では矢状断像が非常に有用で、しかも呼吸運動や腸管の蠕動の影響が少ないため比較的良好な画像が得られる。男性では前立腺と精囊、女性では腔や子宮の同定が容易に行える。前立腺癌では腫瘍の進展範囲とくに

MRI の画質の低下が問題となる。心電図同期あるいは呼吸同期撮像法が必要とされる。

血流効果によって心腔あるいは血管腔が低～無信号領域として描出されるため、造影剤を用いることなく直接心筋壁や大動脈壁が描出される。したがって心筋梗塞や

Fig. 7 Hepatocellular carcinoma with tumor thrombus in the inferior vena cava (58 y. o. female)

Intrahepatic extension of the hepatocellular carcinoma cannot be detected in the T_2 with the weighting image (Fig. 7-a, SE 1600/35) due to the slight definitely contrast of the tumor and liver. The thrombus in the inferior vena cava was clearly apparent in the axial and coronal images (Fig. 7-a, b arrow).

Fig. 8 Prostatic carcinoma (70 y.o.)
Prostatic carcinoma extending to the bladder is seen in the T_1 weighting image (SE 400/35, arrow).

直腸や膀胱、精囊への浸潤の有無の診断が容易である (Fig. 8)。卵巢腫瘍では正常な子宮が同定されるため子宮由来の腫瘍との鑑別は容易である。子宮頸癌あるいは体癌の進展範囲の診断にも MRI は有用であると考えられる。

8. 四肢・軟部への応用

軟部組織でのコントラスト分解能が高い MRI は骨格筋や腱、脂肪の識別が明瞭に行えるため、病巣の進展範囲の診断が比較的容易に行える。骨腫瘍や無菌性骨壊死 (Fig. 9) などの骨髓病変の描出能に MRI は優れている。しかし骨皮質の変化や腫瘍内の石灰化の有無の描出能では X 線 CT の方が優れている。

Fig. 9 Aseptic necrosis of the right femoral head (42 y.o. male)
Deformity and necrotic lesion present as a low intensity area is clearly seen in the T_1 weighting images (Fig. 9-a, b, SE 600/35, arrow).

9. 表面コイルの応用

表面コイルを使用して体とコイルの距離を短縮することによって、受信感度が上昇し、単位時間当たりに得られる信号が大きくなる。そのため加重平均回数を減らしたり、高分解能撮像やスライス厚を薄くして1ピクセル

Fig. 10 Intramedullary ependymoma (33 y.o. male)

Swelling of the cord is evident at the tenth and eleventh thoracic spinal levels. Motion artifacts have been cancelled out since the heart is not present in the imaging area of the surface coil.

Fig. 11 Motion and chemical shift artifacts of the 1.5T MR images Motion artifacts due to the pulsating aorta are evident in the direction of gradient field (Fig. 11-a, SE 1600/35, arrow). Chemical shift artifacts in the direction of the phase encoding can be seen at the margin of the kidneys (Fig. 11-b, SE 1600/35, arrows).

当たりのプロトン量を減らしても、同等の信号/雑音比 (SNR)を保つことができる。表面コイルの使用によって撮像範囲は狭くなるが、一方では範囲が狭まることによって心臓や大動脈などの動きのある構造物を撮像範囲外において生じるアーチファクトを減らすことが可能となる (Fig. 10).

10. 高磁場 MRI の臨床応用

1.5T の MRI 装置の使用を開始して間もないため症例数が少なく、結論を延べるには至っていない。しかし磁場を上昇することによって得られる利点は信号強度は相対的に高くなり、拡大撮像やスライス厚を薄くしても画質の大きな低下は見られなくなった。また同じ大きさ

Fig. 12 ^{31}P spectrum obtained from a human leg (26 MHz at 1.5T).

Peaks of inorganic phosphate (Pi), phosphocreatine (PCr), and adenosine triphosphate (ATP) can be clearly seen.

Table 5 Comparison of MRI with X-ray CT

	X線 CT	MRI
侵襲	X線被曝	なし
撮影断面	主として軸位方向	任意の方向
画質		
空間分解能	高い (0.5 mm 以下)	低い (1—2 mm)
コントラスト分解能	比較的低い	高い
骨・空気によるアーチファクト	有	無
呼吸によるアーチファクト	無	有
造影剤	水溶性ヨード剤	Gd-DTPA その他
情報の互換性	高い	低い
価格・運転コスト	比較的低い	高い (改善段階)
設置の問題	少ない	多い 磁場, ラジオ波の遮断 など 鉄骨, モータの影響 周囲の精密器械への影 響

のコイルを用いても撮像有効範囲が大きくなっている。反面欠点として挙げられるのは化学シフトアーチファクトが生じたり、勾配磁場が大きくなった理由から心拍動などによるアーチファクトが大きくなったりすることである (Fig. 11)。

高磁場 MRI の最大の利点はプロトン以外にリン (P-31)¹¹⁾ (Fig. 12) やナトリウム (Na-23) などの核種を対象にすることが可能なことである。未だ開発段階で臨床的評価は定まっていないが、多くの実験報告によって虚血性疾患や悪性腫瘍の病態の機能診断が行える可能性が示唆されている。

11. X線 CT との比較

MRI と X線 CT との比較を Table 5 に示す。MRI の大きな特徴は X線被曝がなく、撮像断面を自由に選ぶことができる点である。問題点は撮像時間が長いことと装置間の情報の互換性が低いことであろう。造影剤では現在わが国においても臨床治験が開始されたガドリニウム-DTPA の有用性がすでに欧米において確認されている¹²⁾¹³⁾。

文 献

- 1) Lauterbur PC: Image formation by induced local interactions Examples employing nuclear magnetic resonance. *Nature*, 242, 190-191, (1973).
- 2) Damadian R, Goldsmith M, Minkoff L: NMR in cancer, *Fonar image of the live human body*. *Physiol. Chem. Phys.*, 8, 97-100, (1977).
- 3) Doyle FH, Gore JC, Penneck JM., et al.: Imaging of the brain by nuclear magnetic resonance, *Lancet* 2, 53-57, (1981).
- 4) Crooks L, Arakawa M, Hoenninger J, et al.: Nuclear magnetic resonance whole-body imager operating at 3.5 KGauss, *Radiology*, 143, 169-174, (1982).
- 5) 吉川, 大友, 古井, 他: 超電導型 MRI の臨床応用—胸腹部疾患を中心に, 映像情報 (M) 17, 459-468, (1985).
- 6) Pavlicek W, Geisinger M, Castle L, et al.: The effect of nuclear magnetic resonance on patients with cardiac pacemakers, *Radiology*, 147, 149-153, (1983).
- 7) New PFJ, Rosen BR, Brady TJ, et al.: Potential hazards and artifacts of ferromagnetic and non-magnetic surgical and dental materials and devices in nuclear magnetic resonance imaging, *Radiology*, 147, 139-148, (1983).
- 8) 吉川, 伊藤, 町田, 他: 静磁場の体内金属へ及ぼす影響, *NMR 医学*, 4, 20-23, (1984).
- 9) Ohtomo K, Itai Y, Furui S, et al.: Hepatic tumor-

〔第41回総会シンポジウム〕 5. 超電導型 MRI の臨床応用 (吉川・飯尾)

- s, Differentiation by transverse relaxation time (T2) of magnetic resonance imaging, Radiology, 155, 421-423, (1985).
- 10) 吉川, 町田, 土屋, 他: MRI における表面コイルの臨床的有用性, 第44回日本医学放射線学会, (1985).
- 11) Maundsley AA, Hilal SK, Simon HE, et al.: In vivo MR spectroscopic imaging with P-31. Radiology, 153, 745-750, (1984).
- 12) Weinmann HJ, Brasch RC, Press WR, et al.: Characteristics of Gadolinium-DTPA complex. A potential NMR contrast agent. AJR, 142, 619-624, (1984).
- 13) Carr DH, Brown J, Bydder GM, et al.: Gadolinium-DTPA as a contrast agent in MRI. Initial clinical experience in 20 patients. AJR, 143, 215-224, (1984).