

# 原 著

## NMR-CT の臨床応用

### Clinical experience of NMR-CT

荒木 力 (東京大学医学部放射線医学教室)  
平野井直英 (東芝中央病院)  
宮川昭平 ( 同 上 )  
野村孝義 ( 同 上 )  
飯尾正宏 (東京大学医学部放射線医学教室)  
竹中栄一 ( 同 上 )

#### 要 旨

核磁気共鳴 (nuclear magnetic resonance, NMR) は、1946年に、Bloch<sup>1)</sup> および Purcell<sup>2)</sup> により、別々に報告された現象でその後、広く化学分析の手段として利用されてきた。1971年の Damadian<sup>3)</sup> による悪性腫瘍の緩和時間が異常に長いとの報告および、1973年に Lauterbur<sup>4)</sup> が細管の中に満たした水の水素原子核の NMR 信号を画像化して以来、主にイギリス、アメリカで、NMR コンピュータ断層撮影 (NMR-CT) の開発がなされてきた。日本でも 1982年、初めて筆者らにより、臨床試験が行なわれた。これは、国産 (東芝製) NMR-CT を用いて行なわれたもので、その初期経験については既に報告した<sup>5)</sup>。静磁場、変化磁場および高周波を利用して、水素原子核の共鳴信号強度から、生体中の水素原子核密度および、水素原子核の置かれた物理化学的状态を画像化する方法である NMR-CT は、従来の X線 CT のように、電離放射線を使用しないため、おおいに期待されている診断法である。これまでに行なわれた頭部、胸部および腹部の NMR-CT 61 症例のうち、36 例の頭部病変を有する症例を中心として、その臨床経験を報告する。胸部、腹部に関しては、さらに症例を重ね検討するつもりである。

### 1 対象と方法

正常な volunteers 15 名 (年齢 26~60 歳) に対し, NMR-CT の臨床応用の可能性を検討するため, および読影上の基本となる正常像を得るために, 頭部, 胸部および腹部の NMR-CT を施行した. これには, 横断断面, 前額断面および矢状断面が含まれている. 正常像から十分に臨床応用が可能であるとの結論に達し, 患者 61 症例の NMR-CT を施行した. 疾患別症例数は表 1 に示すとおりである. 中枢神経系の疾患が多いのは, 正常像の検討から最も NMR-CT が有効な領域であろうと考えられたからである. その理由は, 1) 撮像時間が比較的最長のため, 呼吸, 拍動, 腸管蠕動運動などの生理的な動きを含む体動の影響を受けにくい領域であること, 2) 骨からの偽像を生じないため, 硬い骨で囲まれた領域は, 特に X 線 CT に比べより良質な画像が期待されたこと, 3) 矢状断面や前額断面が特に有効な領域であること, および 4) 撮像領域が狭いため, 磁場の均一性が高く, 従って画像もより良質なことの 4 点である.

撮像は 1 人あたり 2~10 スライス行なった. 既に X 線 CT により病変部位が確認されており, 他の部位に病変をあらたに NMR-CT で検出できるとは考えられない症例に対しては病変部のみを撮像したため, 全体としてスライス数は少ない. 撮

表 1

頭 部	Cases	NMR	XCT	A
(36 例)	血腫, 梗塞, 血管病変 11			
	脳内血腫	1	1	1 -
	慢性硬膜外血腫	1	1	1 ○
	脳梗塞	4	2	3 ×
	動静脈奇形	4	4	4 -
	一過性脳虚血	1	0	0 -

頭 部	Cases	NMR	XCT	A
(36 例)	腫瘍 22			
	髄膜腫	4	3	4 ×
	下垂体腺腫	2	2	2 ○
	聴神経腫瘍	2	1	1 ○
	乏枝膠腫	1	0	1 ×
	脊索腫	1	1	1 ○
	上衣腫	1	1	1 -
	多形性膠芽腫	3	3	2 ○
	転移性脳腫瘍	3	3	3 -
	血管腫	2	2	2 -
	巨細胞腫	1	1	1 ×
	頭蓋咽頭腫	1	1	1 -
	顔面神経麻痺	1	0	0
	萎縮・変性 3			
	萎縮変性	2	2	1 ○
	多発性硬化症	1	0	0 -
胸 部	肺癌	1	1	1 ○
(6 例)	大動脈瘤	2	1	1 ○
	その他	4	1	1
腹 部	肝癌	4	3	4 ×
(19 例)	肝硬変	2	2	2 -
	腎腫瘍	2	2	2 ○
	結腸癌	3	3	3 -
	その他	8	4	3
		61	44	45

NMR……NMR-CT により病変が検出された症例数  
 XCT ……X 線 CT により病変が検出された症例数  
 A ……NMR-CT と X 線 CT との比較  
 ○……NMR-CT により X 線 CT に加える情報が得られた病変  
 ×……NMR-CT が X 線 CT より劣っていた病変  
 -……同様な所見の得られた病変

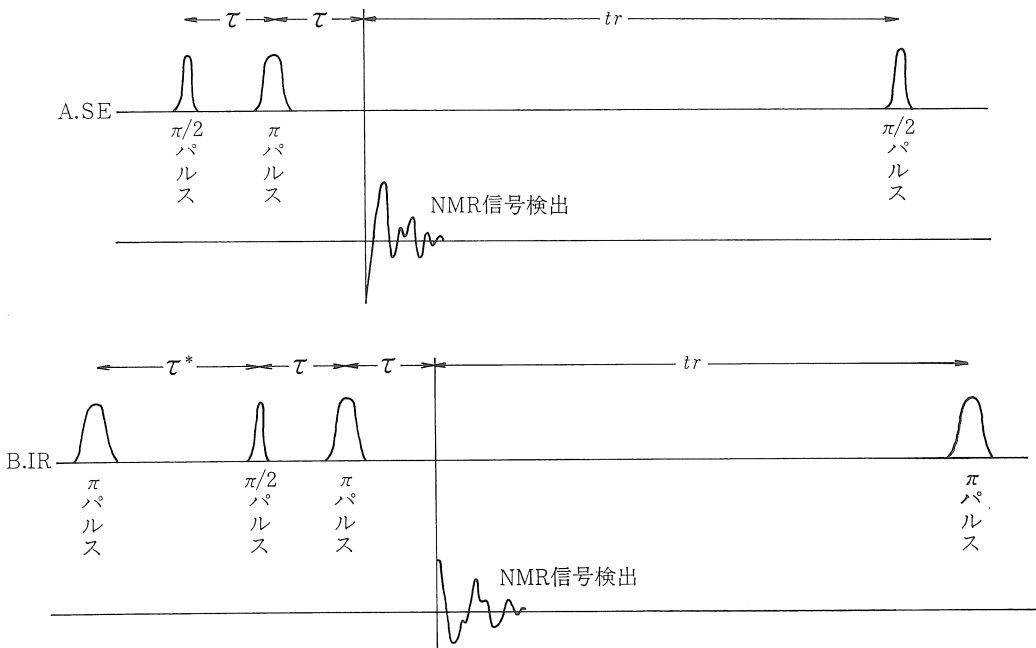


図 1 A: Spin echo のパルス連鎖. B: T<sub>1</sub> を強調するため最初に 180° パルスを押加し, Z 軸方向の回復を spin-echo でみるパルス連鎖 (inversion recovery, IR).

像時間は, その方法 (投影回数とパルス連鎖) により異なるが, 1 スライスあたり 2~10 分である. スライス幅は 10~12 mm である. 撮像法は, 選択励起法による断層面の決定と投影再構成法によるスライス面の画像構成をその基本としたものである. 詳細については, 別に報告される<sup>6)</sup>が, 読影に強い影響を与えるパルス連鎖を図 1 に示す.

Spin-echo (SE) 法においては, 90° パルス印加後 2τ に信号を収集する. その信号強度 (N<sub>SE</sub>) は,

$$N_{SE} = kf(v) \cdot \rho \cdot \exp(-2\tau/T_2) \{1 - 2 \exp[-(\tau + tr)/T_1] + \exp[-(2\tau + tr)/T_1]\}$$

となる.

ここで k は定数, ρ は水素原子核密度, τ は 90° パルスから 180° パルスまでの時間, tr は 180° パルスから次の 90° パルスまでの時間であり, T<sub>1</sub> は縦 (格子-スピン) 緩和時間, T<sub>2</sub> は横 (スピン-

スピン) 緩和時間である. f(v) は, 水素原子核の断層面通過速度 (v) の関数で, 生体においては血流がその対象となる. τ および tr を変化させることにより, 画像は大きく変化するが, 基本的には ρ と T<sub>2</sub> とを強調するパルス連鎖といえる. 我々は, 基本的には τ を 20 ms, tr を 400 ms とした. また T<sub>1</sub> を強調する方法として, 前述した SE のパルス連鎖の前に 180° パルスを押加して, inversion-recovery (IR) を Spin-echo で観察した. この方法による NMR 信号強度 (N<sub>IR</sub>) は

$$N_{IR} = \left(1 - 2 \exp\left(\frac{-\tau^*}{T_1}\right)\right) \times N_{SE}$$

となる. τ\* は最初の 180° パルスから 90° パルスまでの時間であり, その他は, スピンエコーの場合と同じである.

全ての症例は, X線 CT を一週間以内に行なって比較した. 脳出血および脳梗塞例については 2

日以内のものと比較した。

## 2 結 果

### 2.1 副作用

volunteers を含めて、NMR-CT を施行した症例のうち、副作用と考えられる症状は全く認められなかったが、密閉不安症 (claustrophobia) のため検査を断念した症例が 1 例あった。また 5 例において、腰痛などのためにスライス数を減らした。

### 2.2 偽 像

初期の画像においては、中心に“臍”様の小さい円形の偽像が認められた (図 2) が、これはまもなく消去した。また頭蓋が一部陥没したように描写された例があった (図 2) が、これは、枕に付着していたホッチキスの針が原因で、磁場が乱されたためと判明した。体動による偽像は、X線

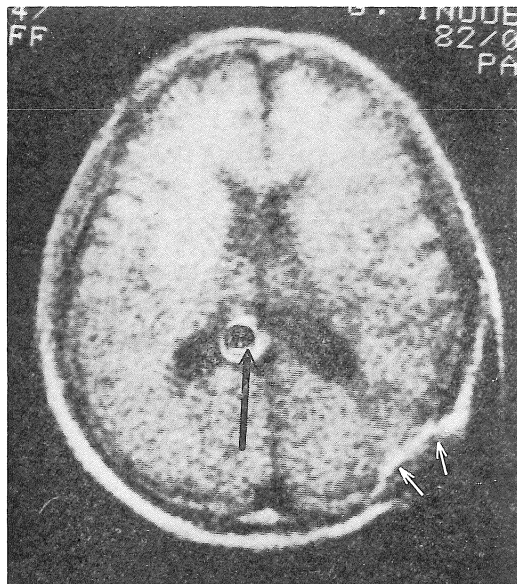


図 2 初期の NMR-CT 像に見られた中心の臍様の偽像 (大矢印) と、体外強磁性体による偽像 (小矢印)。

CT と異なり、骨や歯から強い信号が出ないため、少ないが、全体として解像力が低下した画像となることが多かった。これは、SE 像より、IR 像において目立った。手術用メタルのうち強磁性体である鉄などからは偽像が生じた (図 3)。

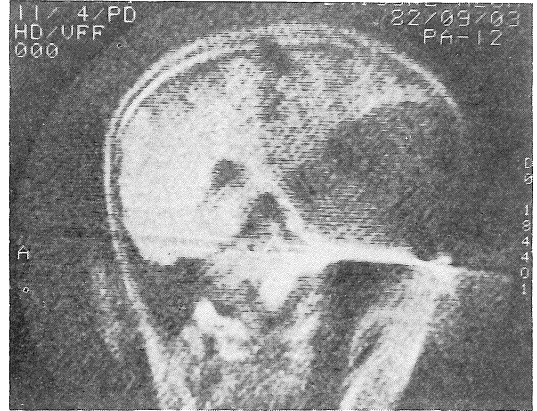


図 3 体内強磁性体による偽像。動静脈奇形に用いたクリップ (コバルトを含む) からの偽像である。SE 像前額断層。

### 2.3 頭部正常像

#### 1) Spin-echo による saturation-recovery (SR) 像 (図 4A)

骨皮質の主成分は磷酸カルシウムであり、ほとんど水素原子を含まないため信号強度が低く黒く描出された。骨髓はこれに比べ、やや信号が多くなった。脂肪髄となると、脂肪を構成する水素原子の密度が高くなることと、その  $T_1$  が短いために高信号 (白……高濃度) に描出された。このため、加齢とともに外板と骨髓とが区別しやすくなった。内板とクモ膜下腔内の脳脊髄液は、ともに信号が低く分離できなかった。脳室内も同様に低信号領域として認められた。脳実質は比較的的信号強度は高いが、白質と灰白質とは区別できなかった。頭部断骨像の最外層の高信号部分は、皮下脂肪であり、これと頭蓋骨外板との間に中間濃度の



筋肉が認められた。眼球は低濃度で、球後脂肪組織の高濃度と対照的である。正常に含気のある副鼻腔や乳様蜂窩は黒く認められた。脊髄は、低信号の脊髄液に囲まれ鮮明に描出された(図4C)。血管内の血液からの信号はきわめて弱く、従って黒く描出された。X線CTで見るとような骨からの偽像は認められなかった。組織をNMR信号強度からまとめると表2のごとくである。

表2 SR像における頭部正常組織の信号強度

信号強度	組織
↑白	高い 脂肪(皮下, 脂肪髄, 球後)
	やや高い 脳実質, 脊髄
	やや低い 筋肉
↓黒	低い 脳脊髄液, 眼球(硝子体) 骨皮質, 歯, 血管内血液 空気(副鼻腔, 乳様蜂窩)

2) Inversion recovery (IR) 像(図4B)

IR像では、骨皮質は中間濃度(灰色)となるため鮮明には描出されなかったが、信号強度の低い(黒い)脳脊髄液とは明瞭に境されていた。SR像と同様に脳室、眼球、血管(血液)は黒く、脂肪は白く描出された。IR像で最も特徴あるのは、白

質と灰白質とが区別されることであった。すなわち白質は灰白質に比べ信号強度が高く、より白く描出された。正常組織のIR像における信号強度を表3に示した。

表3 IR像における頭部正常組織の信号強度

信号強度	組織
↑白	高い 脂肪(皮下, 脂肪髄, 球後)
	やや高い 白質
↓黒	やや低い 灰白質, 骨皮質, 筋肉
	低い 脳脊髄液

3) 矢状断層像(図5)

組織と信号強度との関係は、断層方向によって変化しないから、横断断層面における場合と同じである。図5に正中の矢状断層SR像を示した。個々の脳回が、黒く描出された脳溝により分離されている。脳梁、脳弓、側脳室、大脳横裂が認められ、第三脳室の側壁を形成する視床が、脳弓の下にみられる。四丘体が後方へ、橋が前方へ突出しているのが認められる。第4脳室が黒い三角形に描出され、小脳虫部の第一裂(primary fissure)、錐体前裂および錐体後裂が認められる。トルコ鞍内に下垂体が描出され、これは鞍上槽により視索

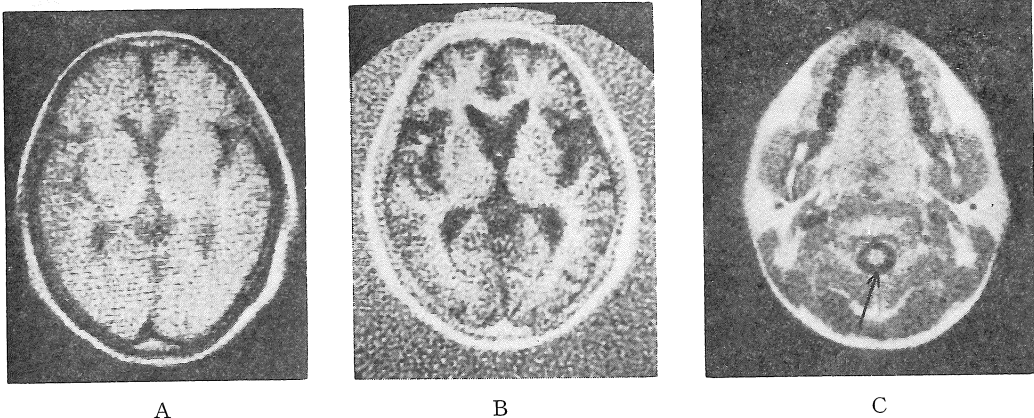


図4 頭部正常像。A: SR像。B: IR像。Bでは白質と灰白質が区別されるが、骨はAに比べ明瞭でない。C: 第二頸椎レベルの横断面SR像。頸髄(矢印)が鮮明に描出される。

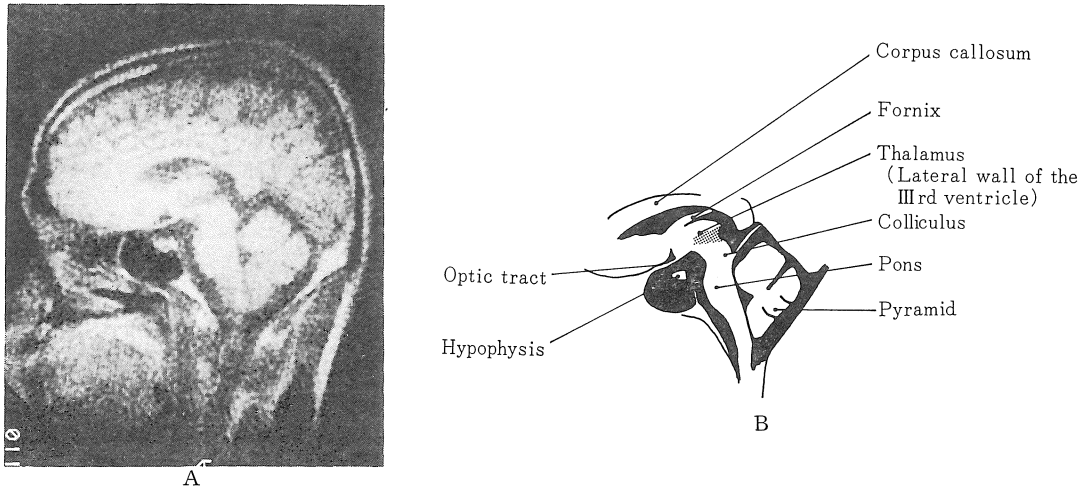


図 5 A: 頭部矢状断層正常 SR 像. B: 同説明図.

と区別される。下垂体の下には含気の良い蝶形骨洞が黒く描出されている。斜台は脂肪髄となっているため白くなっている。

者は SR, IR 像ともに低濃度巢に描出され融解壊死部と考えられた。後者は IR で、より低濃度に認められ、灰白質と白質の区別ができなかった。

## 2・4 頭部異常像

### 1) 血 腫

比較的新鮮な(発作後1週間)脳内血腫は、SR像でCTと同様に、脳実質と比較し高濃度に(白く)描出された。比較的古い脳内血腫1例(動静脈奇型に合併した例)をSRおよびIR撮像した。

前者では、脳実質とほぼ同濃度で、脳室偏位のみ認められたが後者では低濃度巢として描出された。XCTでも脳実質と等濃度であった。硬膜外血腫の1例は、XCTでは造影前後ともに脳実質と等濃度であったがIR像で、明瞭に脳実質と区別された。

### 2) 梗 塞

4例とも発作後1~3週であった。1例では、側脳室体部外側の実質内に約1cmφの低濃度巢が検出されたが、2例では検出されなかった。このうち1例はXCTでも検出されなかった。SRとIRを行なった1例は、後頭葉に陳旧性梗塞巣を、側頭葉に発作後10日の梗塞巣があった(図6)。前

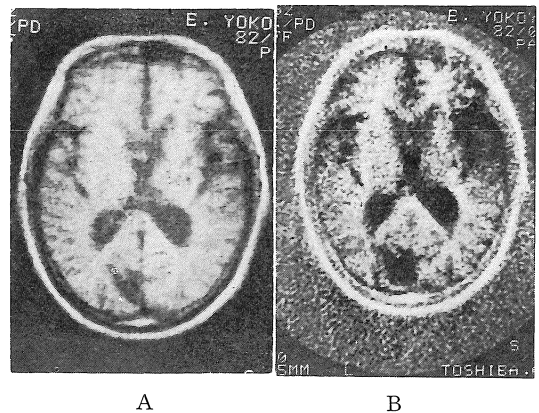


図 6 脳梗塞。右後頭葉の陳旧性梗塞巣と、左側頭葉の発作後10日目の梗塞巣。A: SR像, B: IR像。

### 3) 動静脈奇型

動静脈奇型の血管性成分は低濃度に描出された(図3)。脳表の1例では蛇行した血管塊が認められた(図7)。また深部に存在する1例は血腫をともなっていた。単純XCTに比べて病変は明瞭に

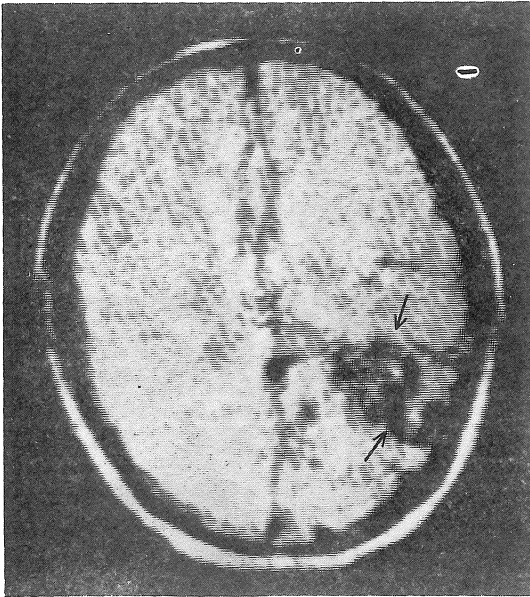


図 7 動静脈奇型 (矢印).

認められたが、造影 XCT より小血管の解像力は低かった。

4) 良性腫瘍

髄膜腫 4 例の SR 像はいずれも、脳実質とほぼ同程度であった (図 8)。3 例は脳底部にあった

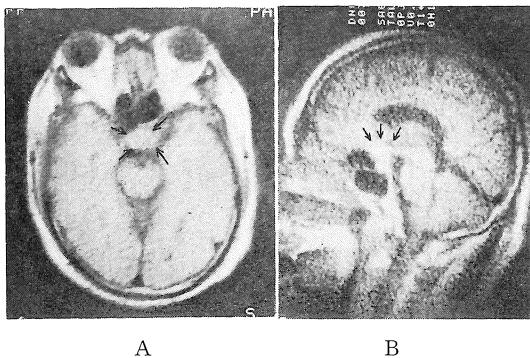


図 8 鞍結節髄膜腫 (矢印)。A: 横断面。B: 矢状面。いずれも SR 像で、髄膜腫は脳実質と同じか、やや高い信号強度を示す。B では正常像 (図 5) で認められる鞍上槽が消失している。

め脳槽に囲まれ腫瘍は描出されたが、脳表の 1 例は脳室偏位のみであった。IR は 1 例に行なったが、やや低濃度に描出されただけであった。

聴神経腫瘍の描出された 1 例は IR で明瞭に描出された。脳実質や側頭骨とのコントラストが強く鮮明に認められた (図 9)。1 例は内耳道内腫瘍で描出されなかった。

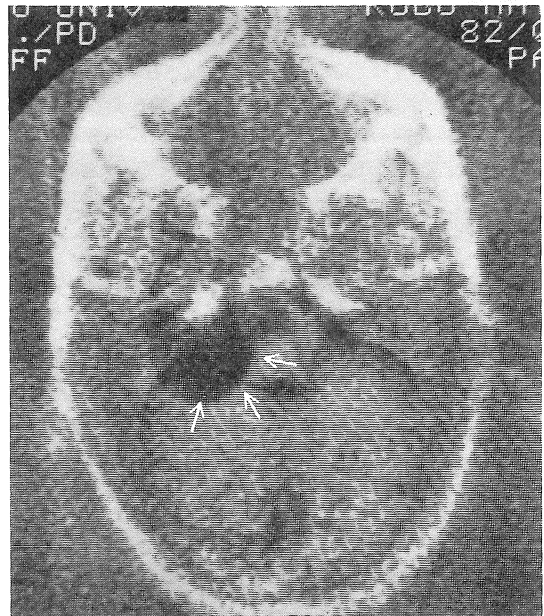


図 9 聴神経腫瘍 (矢印) の IR 像。T<sub>1</sub> が長く、黒く描出されている。(文献 5) の症例 9 と同一。

頭頂葉の乏枝膠腫は XCT でも点状の石灰巣が認められたのみであった。SR 像を行なったが陰性であった。

側脳室内に発生した上衣腫の SR 像は、ほぼ実質と等濃度であったが、IR 像では、低濃度巣として描出された (図 10)。

下垂体腺腫 2 例、脳底部髄膜腫 3 例および斜台脊索腫 1 例からなる 6 例の中心線上の腫瘍に対し、矢状面の SR 像を施行した。

いずれも、脳実質との濃度差は少なかったが、

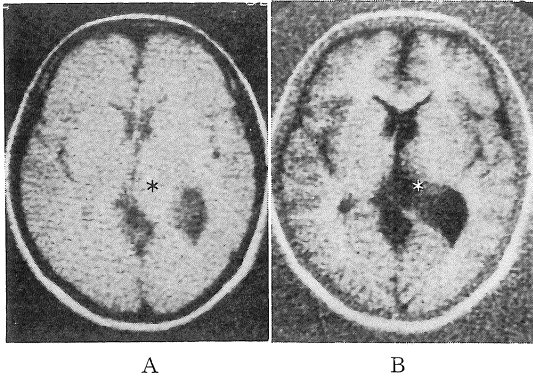


図 10 左側脳室上衣腫。A: SR 像. 第3脳室, 左側脳室三角部および上小脳槽に囲まれる部分 (\*) は, 正常実質部よりやや信号強度が高いが容易には区別できない。B: IR 像. 腫瘍 (\*) の信号は, 灰白質と, 脳脊髄の間の強度を示す。

脳槽の偏位から腫瘍の位置, 進展範囲が把握でき, 有効な診断法であると考えられた(図 11). このうち髄膜腫の 1 例と脊索腫の矢状面 IR 像を得た。前者では, 特に SR 像に加える情報は得られなかったが, 後者では腫瘍が部分的に低濃度に描出された。球後腫瘍は脂肪層の消失, 偏位により, XCT と同様に描出された。

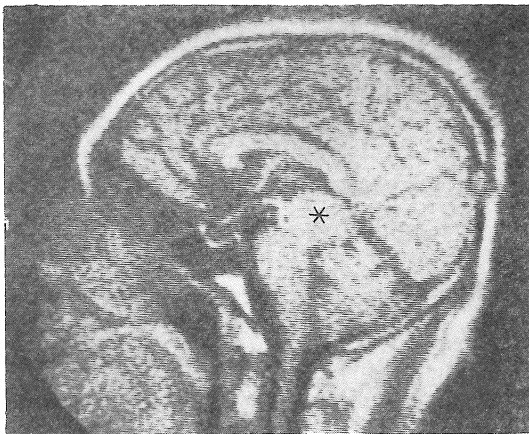


図 11 髄膜腫の矢状面 SR 像. 腫瘍自体 (\*) の信号強度は脳実質と有意差はないが, 周囲の脳室や脳槽の偏位から腫瘍の大きさと位置が示される。

### 5) 悪性腫瘍

多形性膠芽腫 3 例, 転移性脳腫瘍 (肺癌 2, 腎癌 1) 3 例 (5 病変) の IR 像は何れも, 腫瘍を黒く, すなわち低信号領域として描出した(図 12). 多形性膠芽腫の一例では, XCT の造影後も腫瘍は描出されなかった。しかしながら NMR-CT では, 周囲の浮腫と腫瘍自体とを区別するのが困難であった。

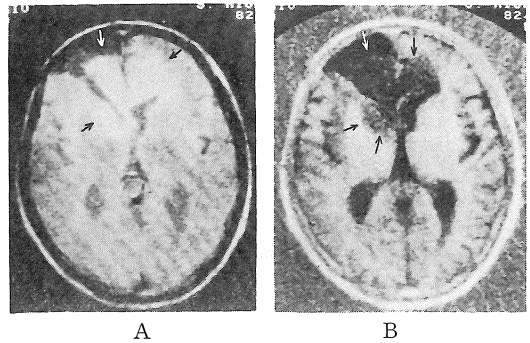


図 12 多形性膠芽腫 (矢印) の SR (A) と IR (B) 像. B では T<sub>1</sub> の長いことを反映して黒く描出されている。

### 6) 萎縮・変性疾患

老人性脳萎縮の 3 例では XCT と同様に, 脳室, 脳溝, 脳槽の拡大が認められた。他の 1 例は XCT で特に変化がなかったが NMR-CT では SR 像で著明な前頭葉全体の高信号像を認めた。多発性硬化症と臨床的に診断された 1 例の IR 像を得たが病変は検出できなかった。おもな病変の信号強度

表 4 病変の信号強度

	SR	IR
血腫 (新鮮)	(+)	(+)
良性腫瘍	(±)	(±~-)
悪性腫瘍, 浮腫, 梗塞	(±~-)	(--)
嚢胞, 融解壊死巣	(--)	(--)

- (+) 脳実質に比べはるかに信号強度が高い。
- (±) 脳実質 (IR では灰白質) とほぼ同じ。
- (-) 脳実質より信号強度が低い。
- (--) 脳実質よりはるかに信号強度が低く, ほぼ脳脊髄液と等しい。

を表 4 にまとめた。

## 2・5 胸腹部 NMR 像

胸腹部 NMR-CT に関しては、まだ症例も少なく、他の諸画像診断との比較検討も必要と考えられるので、個々の疾患についてはさらに検討を加え、別に報告するつもりであるが、ここでは、今回の臨床応用で得られた全般的な特徴についてまとめた。最も大きな特徴は、心臓血管系の内腔が鮮

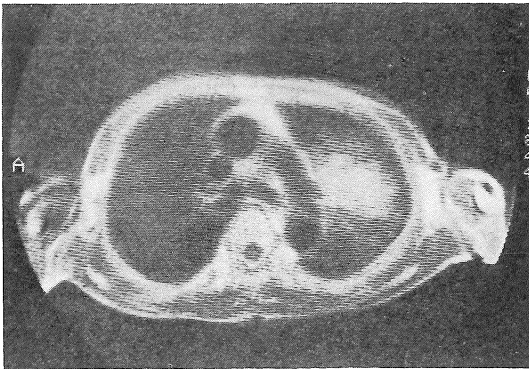


図 13 胸部 SR 像。左肺の病変は肺癌である。血管系が鮮明に描出されている。

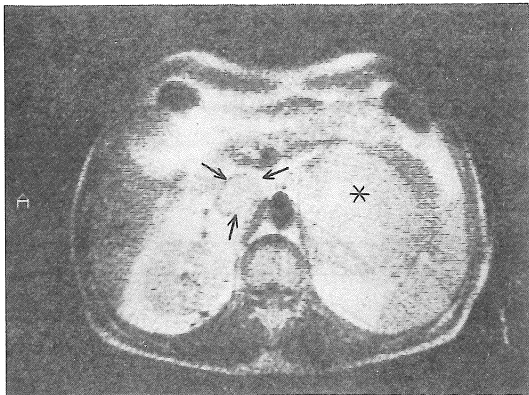


図 14 腎癌の SR 像。左腎癌 (\*) のため脾が腹側に圧排されている。腫瘍血栓のため下大静脈の信号は大動脈に比べ強い(矢印)。

明な低信号領域として描出されることであった。心臓の各房・室を区別でき、大動脈・肺動脈・大静脈(図 13)や、門脈、上腸間膜動静脈などが造影剤なしに確認された。腹部では特に、XCT や、超音波断層でも血管系が解剖の指標となることが多く、血管系が容易に描出されることは、読影上有効であった。また血管内病変(腫瘍血栓など)も造影剤の手を借りずに診断された(図 14)。肝癌や腎癌(図 14)、肺癌(図 13)などの悪性腫瘍の信号強度も、正常部との差が少ない症例があった。良性腫瘍や、炎症との鑑別については、さらに症例を重ね検討する必要がある。XCT と同様、脂肪組織の信号強度が高いため、臓器周囲脂肪の多い症例においてより良好な画像が得られた。

## 3 考 察

### 3・1 組織の NMR 信号強度の解析

組織の NMR 信号強度は、その撮像法によって異なるが、基本的には、 $\rho$ 、 $T_1$ 、 $T_2$  および  $f(v)$  の複雑な関数として示される。一般的には、 $T_1$  と  $v$  が大きいほど信号強度は小さく  $\rho$  と  $T_2$  が大きいほど信号強度は大きくなる。SR は  $\rho$  と  $T_2$  とを強調した像であるが自由水が多い  $T_1$  が極端に長い脳脊髄液の信号は、 $\rho$  は高いにもかかわらず低い。脂肪は、その分子中および結合水に多くの水素原子を擁し  $\rho$  が高い上に  $T_1$  が短いため、信号は強い。骨皮質や空気は水素原子が少ないため低信号となっている。白質と灰白質の水分含有率は、それぞれ、71.60%、81.90% と後者で高いが、脂質および蛋白質の含有率は、白質がそれぞれ、16.06%、11.29%、灰白質が 6.30%、10.55% である。このため水素原子含有率は、白質が 10.56%、灰白質が 10.58% となり、 $\rho$  はほぼ同じである<sup>7)</sup>。従って、SR 像では区別しにくい、 $T_1$  を強調した IR 像では、脂質が多く  $T_1$  の短い<sup>8)</sup> 白質がより強い信号を出すと考えられる。

血管内を流れ断層面をある速度以上で通過する

血液は、励起された水素原子核が信号検出時に断層面にないため、多くの撮像法においては信号は極めて低い。このことを利用して、血管の狭窄や血栓を描出することが可能で、我々も経験している。動静脈奇型が低信号領域として描出されるのは、その中を血液が、かなりの速度で流れていることの反映である<sup>5)</sup>。

血管外に流出した血液は高信号(白)に描出される。これは  $T_1$  が短縮するためと考えられる<sup>9)</sup>。時間とともに血腫の信号強度は低下し白質や灰白質と同濃度となる時間が存在するが、IR 像では、この2つの信号強度が異なるため血腫が同時に双方に同濃度となることはありえない<sup>5)</sup>。

梗塞、浮腫、悪性腫瘍が低信号領域として描出されるのは、これらの組織の  $T_1$  の長い(自由水の多い)ことが主たる原因と考えられる<sup>3,9-12)</sup>。このため  $T_1$  を強調した IR 像で、これらの病変と正常実質とのコントラストは、より強くなる。髄膜腫をはじめとする多くの良性実質性腫瘍では  $T_1$ ,  $\rho$  ともに正常実質との差が大きくないため、適切なパルス間隔で ( $\tau$ ,  $\tau^*$ ) を選択しないと、濃度差として腫瘍を描出できないことも少なくない。嚢胞性病変(奇型, 融解壊死巣, 嚢胞性腫瘍)では、その内容の  $T_1$  が長いいため脳脊髄液と同様に極めて信号の低い領域となる。

多発性硬化症では、X線 CT でも検出されない多くの結節病巣が NMR-CT で描出されたとの報告がなされており<sup>9,13)</sup>、他の変性疾患での異常も検出され<sup>13)</sup>、NMR-CT が期待されている分野の一つである。臨床的に多発性硬化症と考えられる1症例の IR, SR 像はともに陰性であったが、スライス数も少なく、脳全体を十分に検査したとはいえないこと、X線 CT その他の検査でも病巣は確認されていないため、さらに症例を重ねなければ、臨床評価は難しいと考えられる。

### 3・2 NMR 信号強度の $\tau$ , $\tau^*$ 依存性

前述したように我々は原則として、 $\tau$  を 20 ms,

$\tau^*$  を 300 ms として、今回の臨床研究を開始した。しかしながら、この  $\tau$  および  $\tau^*$  により各組織の NMR 信号の相対強度(当然絶対強度も)が変化することは、NMR 画像の解析にあたってきわめて重要なことである。SR 法において  $90^\circ$  パルス直後の初期磁化  $M_0$  は、時間とともに、組織の  $T_2$  を時定数として減衰していく。ここで、同じ  $M_0$ -a の初期磁化を持つが  $T_2$  の長い a と、 $T_2$  の短い c および初期磁化は  $M_0$ -b で小さいが  $T_2$  の長い b の3組織を考える(図15)。  $2\tau_1$  後に信号を検出する(つまり  $\tau_1$  後に  $180^\circ$  パルスを印加する)と信号強度は、a, c, b の順に低下するのに対し、 $2\tau_2$  後に検出すると、a, b, c の順になる。次に IR 法では、初期磁化  $M_0$  は、まず  $180^\circ$  パル

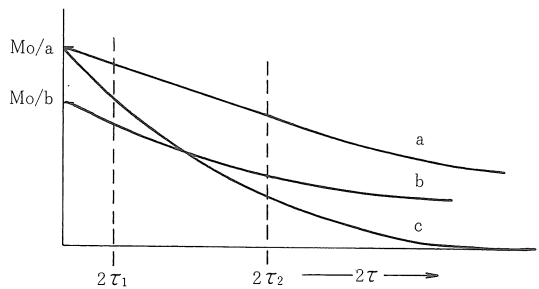


図 15 SR 像信号強度の  $\tau$  依存性。

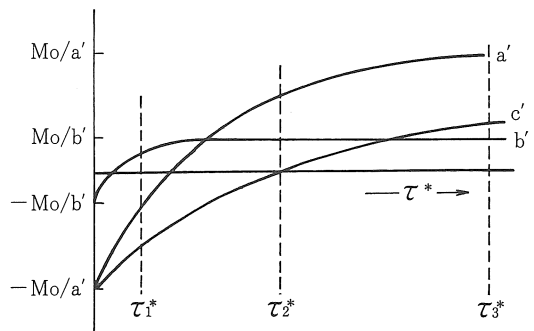


図 16 IR 像信号強度の  $\tau^*$  依存性。



スで倒されるため  $-M_0$  から  $T_1$  を時定数として回復してくる。大きな  $M_0-a'$  を有するが  $T_1$  の短い  $a'$  と、 $T_1$  の長い  $c'$ 、および、初期磁化  $M_0-b'$  が小さく  $T_1$  の短い  $b'$  を考える (図 16)。ここで  $\tau^*$  後に  $90^\circ$  パルスを印加し、その横磁化の自由誘導減衰を観察する方法と、今回我々が行なった、さらにこれの Spin-echo を観察する方法とがあるが、簡単のため、 $90^\circ$  パルスを印加した直後の信号強度を比較してみる。  $\tau^*_{1}$  後、全体としての磁化が負方向になるため、信号強度は、 $c'$  が最も高く、続いて  $a'$ 、 $b'$  となる。  $\tau^*_{2}$  後は、全体として正方向に戻り、 $a'$ 、 $b'$ 、 $c'$ 、さらに  $\tau^*_{3}$  後は  $a'$ 、 $c'$ 、 $b'$  の順になる。

このように、組織の NMR 信号強度は、パルス間隔を変化させるだけで逆転したり、同じになったりする。適切なパルス間隔を設定することが、病変を見逃さないためには必要であり、特に良性腫瘍の検出、腫瘍と浮腫の分離などには、パルス間隔を変えた画像を比較することや、それから  $T_1$  や  $\rho$  の算出値や算出像を検討する必要があると考えられる。

### 3・3 NMR-CT の特徴と問題点

NMR-CT の特徴と問題点を、特に X 線 CT と比較して表 5 にまとめた。

表 5 NMR-CT の特徴と問題点

- 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まなわない。
  - ③ 軟部組織コントラストが高い (白質と灰白質の分離、血流の評価)。
  - 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。

断層面を自由に選択できるため、患者に不自然な体位を強要することなく、矢状断層像、前額断層像が得られる。これは、特に、頭蓋底部の病変の検出、進展範囲の決定に役立つ。また、図 17 に示すごとく、脊髄を長軸方向に描出することが可能で、脊椎、椎間板、脊髄病変に特に有効と考えられる。

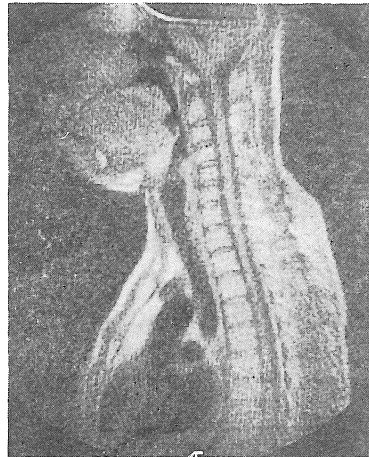


図 17 正常頸～胸部矢状断層 SR 像。気管、大血管、脊椎、椎間板、および脊髄が鮮明に描出されている。

電離放射線被曝がないことは、スクリーニングの要素の大きい非侵襲性検査には大きな利点である。静磁場、変化磁場および高周波による生物学的影響については、未だ解明されていない点も少なくないが、今回の臨床応用において、何らの影響も認められなかったし、晩発障害や遺伝的影響も、NMR-CT で使用する程度では、知られていない<sup>14)</sup>。今回使用した装置は、現在安全規格として提唱されている英国の NRPB (National Radio Protection Board) および米国の T.F. Budinger (California 大学, Barkley) の基準 (表 6) を下回り、障害が生じるとは考えられない。しかしながら、現存する内外の基準は、磁気が、日常的な診断装置に利用されることを想定したのではなく、また、NMR-CT において使用される磁場も、

表 6

	NRPB	T. F. Budinger	今回使用した NMR-CT
静磁場強度	25 KG 以下である必要	20 KG 以下なら問題なし	1.2 KG~1.5 KG
急速な磁場の変化	200 KG/sec 以下の変化を 10ms 以下である必要	240KG/sec 以下の変化を 1 $\mu$ s なら問題なし	120 KG/sec の変化を 100 $\mu$ s
RF 磁場強度	70 W/全身以下である必要	4 W/kg for 10 分以下	約 40 W/全身以下 約 3 W/kg 以下

次第に強くなっていることを考えるならば、新しい基準を設定する必要があると思われる。

X線 CT でも白質と灰白質を区別することは可能であるが、NMR-CT では、はるかにコントラストが高い。このため、白質異栄養症などの診断、解析に有効と考えられる。

X線 CT でよく経験する側頭骨錐体や、歯、偽歯、強磁性体以外の金属からの偽像が生じない。後頭蓋窩や脊椎管内の良好な画像が得られ診断に寄与すること大である。

NMR 信号中には、 $\rho$ ,  $T_1$ ,  $T_2$  および  $f(v)$  の要素が混在している。画像の撮像法依存性が高く、前述したように、同じ撮像法であっても、 $\tau$ ,  $\tau^*$ ,  $tr$  を変化させることにより、画像が大きく変わってくる。これを利用して、組織自体の  $T_1$ ,  $T_2$  あるいは  $\rho$  を算出することが可能であり、将来、これらを一定の基準の下に数値化し、病変の化学的分析に貢献することが期待されるが、現在の段階では、この多様性が読影を複雑化している点は否めない。これは、 $T_1$ ,  $T_2$  などの生物学的意味づけに不明な点が多いことにも原因があると考えられる。NMR-CT の最大の特徴である  $\rho$ ,  $T_1$ ,  $T_2$ ,  $f(v)$  といった“生体化学分析”のパラメータ、および画像の撮像依存性は、この診断装置の versatility を示すものであると同時に、一歩間違えば chaos への道につながる二面を有すると思われる。

最後に NMR-CT が X線に劣っていると感じた点を列挙し考案を加える。

撮影時間の長い点が NMR-CT 実用化にあたり

最も問題となるであろう。特に胸腹部の診断においては影響が大きい。緩和時間が存在する限り  $tr$  を短縮することは、画像の劣化と数値の信頼性の低下を招くだけであり、自づと 1 スライスあたりの時間短縮には限界があるから、この回復時間 ( $tr$ ) を利用した同時多層断層法が有効と考えられる<sup>15)</sup>。この方法によれば、ほぼ 1 スライスと同じ時間で 7~8 スライスまでの撮像が可能のため、全体の検査時間は、X線 CT と同程度かそれ以下となると考えられる。

空間解像力は、コントラストの大小によって変化し、X線 CT と NMR-CT が全く異なった物理的現象を基礎としている以上、一方でコントラストが高いものが他方でも高いとは限らないから、単純な比較は意味がない。しかしながら現段階では、X線 CT が臨床画像の空間解像力において、やや勝っていると考えられる。骨細部、例えば側頭骨中耳および内耳の骨構造の描出は、NMR-CT ではまだ不可能である。また前述したように、SR 像では、骨と脳脊髄液とのコントラストが低く、また IR 像では骨が中間濃度となるため鮮明な像が得られない。

酸素分子、塩化第二鉄やマンガンといった常磁性体を造影剤として NMR-CT に利用する試みもなされているが、現段階では、X線 CT におけるヨード造影剤のように有効に、血管病変や、脳血管閉塞領域を示す物質はないようである。

おわりに、東芝中央病院、東芝総研、東芝医用機器事業部、東大物性研安岡研究室の諸氏のご協力に感謝する。



