

NMR-CTの初期臨床経験

岡山大学医学部放射線医学教室（主任：青野 要教授）

上者 郁夫・佐藤伸夫・藤島 護
加地充昌・戸上 泉・新屋晴孝
白神敏明・山本博道・竹田芳弘
木本 真・橋本啓二・森本節夫
杉田勝彦・平木祥夫・青野 要

（昭和59年12月26日受稿）

Key words : nuclear magnetic resonance, spin echo, inversion recovery,
T₁ relaxation time, T₂ relaxation time

緒 言

核磁気共鳴（nuclear magnetic resonance : 以下NMRと略す）現象は、1946年に、Bloch¹⁾とPurcellら²⁾によって、別々に報告された現象で、その後、化学分析の手段として広く利用されてきた。1971年Damadian³⁾によって悪性腫瘍の緩和時間が長いことが報告され、更に1973年Lauterbur⁴⁾がNMR信号を画像化するZeugmatographyを発表して以来、俄にNMR診断は、医学の世界で脚光をあびるようになった。英米両国を中心に研究が進められ、臨床応用に関する報告は1982年頃から多くなっている⁵⁻¹⁰⁾。我が国でもすでに10施設以上にNMR-CTが設置され臨床応用に関してその有用性が報告されている¹¹⁻²⁰⁾。

我々の施設でも昭和59年7月に設置が完了し、8月1日より臨床応用を開始し、11月30日までに226例の症例に対して延べ266回の検査を行なった。未だ症例数は少ないが、X-CT以上の診断情報もかなりの症例で得られている。本稿では当院に設置された常伝導NMR-CT装置の特徴と現在実際に行なっているパルス系列を紹介し、更に臨床的に有用であった症例を呈示し、若干の文献的考察を加えて報告する。

装 置

我々の使用している装置は常伝導型の東芝MRT-15Aで、その仕様は表1の通りである。水平4段空芯コイルを使用し、0.15 Teslaの静磁場を発生し、投影再構成法によりスピネコ像（spin echo : 以下SEと略す）、反転回復

表1 東芝MRT-15Aの仕様

- 1) イメージング方式：投影再構成法
- 2) 対象核種：水素原子核
- 3) イメージング対象：スピネコ像、反転回復像、T₁画像、T₂画像
- 4) 撮影部位：全身
- 5) 静磁場強度：0.15 Tesla
- 6) 架台開口径：630×550mm（撮影部位）
- 7) 撮影時間：5分-20分（標準撮影時）
- 8) スライス面：横断、矢状断、冠状断（±90°チルト可）
- 9) スライス厚：5/10/20mm
- 10) マルチスライス：MAX10枚
- 11) 再構成マトリックス：512×512/256×256
- 12) 撮影領域：φ358mm/φ256mm（全身/頭部）
- 13) 画像表示：512×512 マトリックス
モニタ走査線数1125本
- 14) ディスク容量：80MB×2
- 15) 寝台：上下動（750~900mm）
左右動（1750mm）
- 16) 空間分解能：2mm以下

像 (inversion recovery : 以下IRと略す), 及び演算による T_1 画像, T_2 画像が得られる。更にSE像には, 繰り返し時間 (repetition time : 以下 T_R と略す) の短い short SE と, T_R の長い long SE の 2 種類を行ない, 前者は飽和回復像 (saturation recovery) とも呼ばれている。90°パルスを 1 projection に印加する回数を averaging time と呼び, これが多い程, 画質が良好であるが, それだけ走査時間が長くなる。走査時間は, short SE で通常 10 スライス, 約 10 分であるが, T_R の長い long SE や IR では通常 5 スライス 16~20 分の時間を要している。スライス厚は通常 1 cm で行なっている。

<NMR 信号強度について>

NMR には信号強度 (N) に影響を及ぼす種々のパラメーターが存在している。

- 1) 縦緩和時間: T_1
- 2) 横緩和時間: T_2
- 3) プロトン密度: ρ
- 4) 流速: $f(v)$

これら 4 つのパラメーターと NMR 信号強度 (N) との間には次のような関係がある。

$$N \propto \frac{\rho \cdot T_2}{f(v) \cdot T_1}$$

従って, プロトン密度が高く, T_2 が長い程, 信号が強くなる (画像上白く描出される), T_1 が長い程, 信号が弱い (画像上黒く描出される) が, T_1 が長くても, 血流の速い組織は無信号あるいは低信号として描出される²²⁾。

又, 以下に述べる如く, パルスの選び方により, 各々のパラメーターの強調のされ方が異なるので画像を読影する際, 注意を要す。

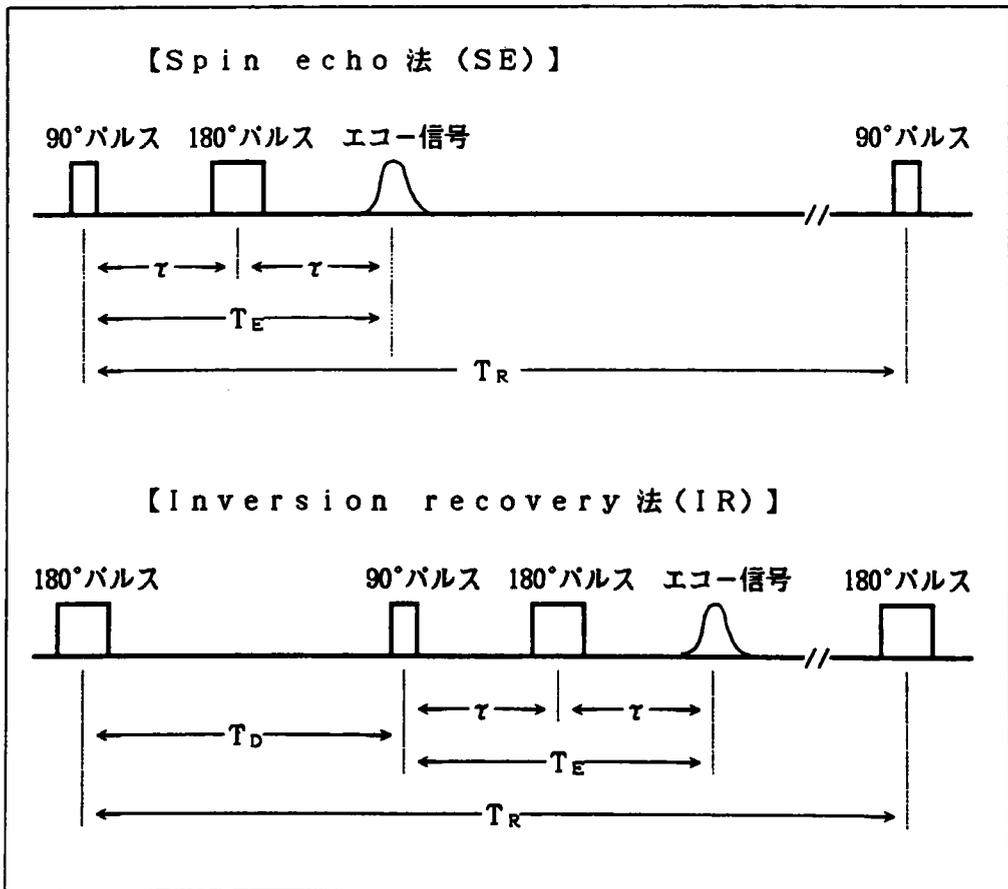


図1 パルス系列

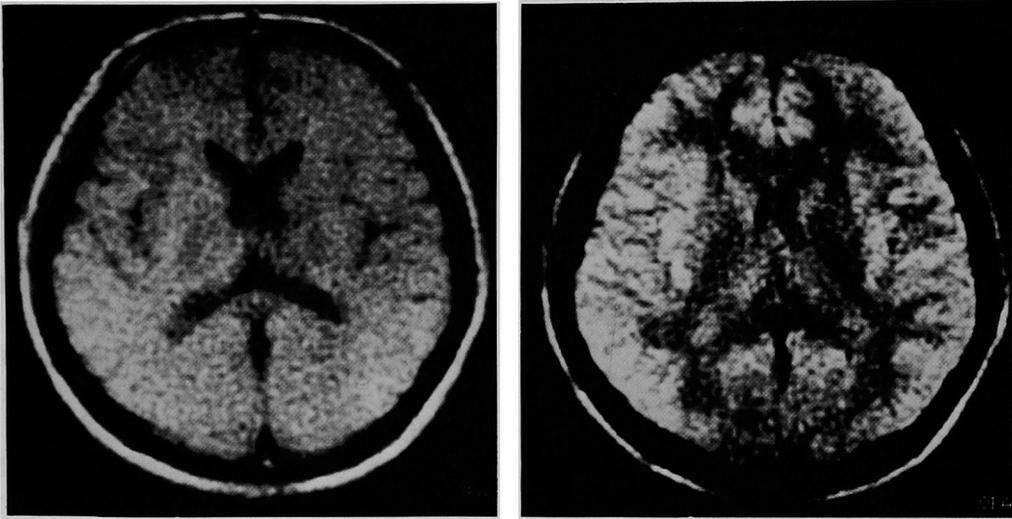


図2 正常例

- a 頭部横断SE (40, 400) 像
b 頭部横断SE (50, 2000) 像

方 法

〈パルス系列について〉

1. スピンエコー法

90°パルスを印加した後、 τ 秒後に180°パルスを印加すると更に τ 秒後にピークを有するエコーが得られる。(図1)この過程を何度も繰り返して画像を構成する方法で、 2τ をecho timeと呼び T_E で表わし、90°パルスから次の90°パルスまでをrepetition timeと呼び T_R で表わす。現在short SEの T_R は400msec、 T_E は40msecで行なっておりSE (40, 400)と表示し(図2-a)、頭部用コイルの時のlong SEは通常 T_R は2000msec、 T_E は50msecで行なっておりSE (50, 2000)と表示する。(図2-b)又、全身用コイルの時はaveraging timeを4回で行なうため、検査時間の関係から T_R を1600msecとし、 T_E は50msecで、SE (50, 1600)と表示する。 T_E が50msecとするのは T_1 画像を求める時だが、 T_2 画像を求める時は T_E は40msecと80msecで行なっている。

スピンエコー法による信号強度 N_{SE} は次式で表わされる²¹⁾。

$$N_{SE} = k\rho \exp\left(-\frac{T_E}{T_2}\right) \left\{1 - \exp\left(-\frac{T_R}{T_1}\right)\right\}$$

k は比例定数、 ρ はプロトン密度であるがこの式からわかるように T_R を長くすると T_1 の影響は相対的に少なく T_2 の影響の強い画像となるのでlong SEは別名 T_2 強調画像¹⁶⁾と呼ばれている。

又、 T_R が短いと T_1 の影響もかなり強くなるため、もし T_E が短いと、信号強度は主として T_1 によって決定される。しかし、現在我々が使用している装置では T_E を40msecより短縮できないため、SE (40, 400)では、 T_1 と T_2 の両方によって信号強度が決定される。従って、コントラストの少ない画像となるが、撮影時間が短いこと、解剖学的関係がわかりやすいので、位置決めの際や、大血管、脊椎病変の検索には便利で有用な情報を提供してくれる。

2. 反転回復法

反転回復法とは、180°パルスを印加した後 T_D 秒後に90°パルスを印加する方法で(図1)我々の使用している装置では、この場合もスピンエコー法により信号を収集しているので90°パルス後、 τ 秒後に180°パルスを印加して、 T_E 後にピークを有するエコー信号を得ている。(正確には反転スピンエコー像と呼ぶべきだが便宜上反転回復法とのみ呼んでいる)

スピンエコー法と同様に T_R は頭部用コイル

の時は2000 msec, 体部用コイルの時は1600 msecで, T_D は両方とも400 msec, T_E は50 msecで行なっており, 1 R (400, 50, 1600) のように表示している (図3).

この方法による信号強度 N_{IR} は次式で表わされる²¹⁾.

$$N_{IR} = k\rho \exp\left(-\frac{T_E}{T_2}\right) \left\{ (1 - 2\exp\left(-\frac{T_D}{T_1}\right) + \exp\left(-\frac{T_R}{T_1}\right)) \right\}$$

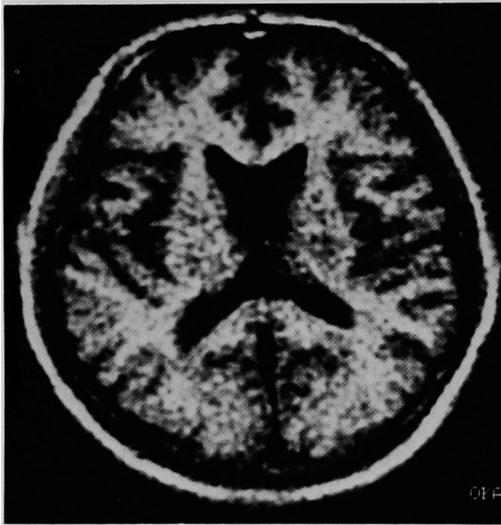


図3 正常例 頭部横断 IR (400, 50, 2000) 像

T_R を長くすると $\exp(-T_R/T_1)$ の項は0に近似され, T_1 の影響の非常に強い画像となり, 別名 T_1 強調画像¹⁶⁾とも呼ばれている.

3. T_1 画像, T_2 画像

両者とも演算による計算画像で, 1つのスライスについて同時に2つのパルス系列で, 走査を行ない, 各ピクセルの T_1 値又は T_2 値を計算して画像化している.

我々の使用している装置では, 頭部の T_1 画像 (図4-a) は SE (50, 2000) と IR (400, 50, 2000) の2つの画像から得られ, T_2 画像 (図4-b) は主に SE (40, 2000) と SE (80, 2000) から得ている.

計算画像のため, T_1 値あるいは T_2 値の長い組織が高信号 (画像上白く) として描出される.

対 象

昭和59年8月1日から11月30日までの4か月に226症例 (男性128例, 女性98例) に対し266回の検査を行なった. 検査部位別では頭部が75例 (33.2%) と最も多く, 次いで骨盤部41例 (18.1%) 脊椎及び脊髄39例 (17.3%) 頭頸部36例 (16.0%) の順で呼吸性移動により解像力の悪い胸部, 腹部はともに10%以下の頻度となってお

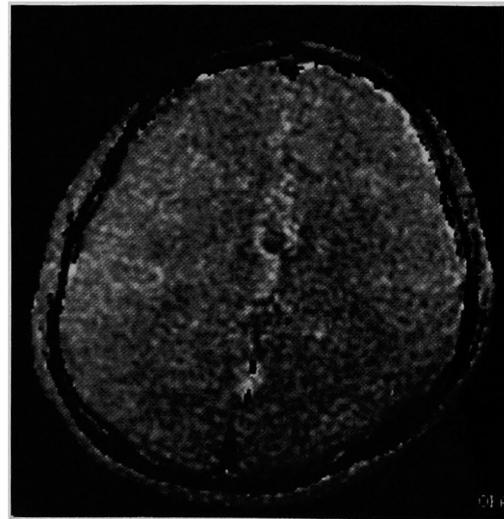
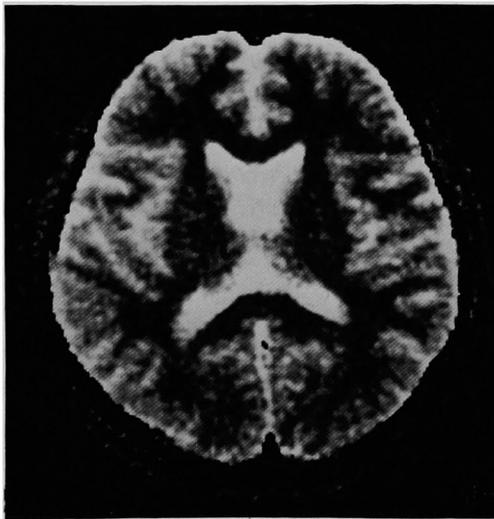


図4 正常例

- a 頭部横断 T_1 画像
- b 頭部横断 T_2 画像

り、呼吸性移動の影響のない頭部と頭頸部をあわせると111例で約半数(49.1%)を占めている。(表2)

症 例

〈症例1〉 慢性硬膜下血腫 39歳女性

X-CTで右前頭部のextra cerebral spaceの拡大をみとめるが、髄液か血腫かの判断は困難である。(図5-a)

冠状断のSE(50, 2000)では右前頭部の硬膜下に三日月状の高信号域を認める。対側の髄液の信号は弱いため鑑別は容易である。(図5-b)

矢状断のSE(50, 2000)では右前頭部に三日月状の高信号域を認める(図5-c)が、IR像では血腫と髄液は共に低信号のため識別困難である(図5-d)又T₁画像でも血腫と髄液が高信号で画像だけではやはり両者の識別は困難(図5-e)だがT₁値で、200 msec以上の差があり、識別可能と思われる。この症例の診断にはT₂強調画像であるlong SEが最適と思われる。

〈症例2〉 髄膜腫 49歳 女性

図6-aはplain CT, 図6-bはCE-CTで両側後頭部に造影剤により増強効果の著しい腫瘍と浮腫をみとめる。

SE(40, 400)で浮腫は正常脳実質に比べてわずかに低信号だが、腫瘍はほぼ同程度の信号強度で、大きさの判定は困難である。(図6-c)

SE(50, 2000)では腫瘍部分はやや高信号で浮腫は最も高信号域として描出されている(図6-d)。IR像では逆に、腫瘍の信号は低く浮腫は更に低信号のため、腫瘍部分との識別は比較的容易である。(図6-e)

図6-fはT₁画像で、腫瘍部分のT₁値は約480msec、浮腫は約600~680msecで有意の差をみとめる。

〈症例3〉 解離性大動脈瘤 76才 男性

図7-aはSE(40, 400)で、下行大動脈内の斜走する線状の高信号は剝離内膜で、内側の無信号部が真腔で、外側の低信号が偽腔である。この層より2cm下の層(図7-b)では偽腔内の信号が更に強く、両者の血流状態の差が明瞭である。このようにNMR-CTでは造影剤を用いることなく、真腔、偽腔の識別が容易で、信号の強度により血流状態を把握できる。

〈症例4〉 椎間板ヘルニア 59才 女性

図8-aはmyelogramでL₃/L₄, L₄/L₅間に圧排がみとめられる。SE(40, 400)でL₃/L₄とL₄/L₅の椎間板が後方に脱出しており、硬膜外脂肪層が後方へ圧排されている。又、L₄/L₅間の椎間板は全体的に信号強度が低下している。(図8-b)

〈症例5〉 脊髄腫瘍(神経鞘腫) 31才男性 myelogramでL₄の高さに長円形の辺縁が平滑な陰影欠損を認める。(図9-a)

SE(40, 400)ではL₄上部の後方にやや高信号の領域をみとめる(図9-b)が、この像で腫瘍の指摘は困難である。

IR像では更に不明瞭である(図9-c)がSE(50, 1600)ではL₄上部の後方に長円形の高信号域が明瞭にみとめられる。(図9-d)

T₁画像でも同部位は高信号でT₁値は約1400 msecと著明に延長しており、この値から嚢腫状の腫瘍が疑われる。(図9-e)手術により、嚢腫状の神経鞘腫が確認され、T₁値は腫瘍の性状をよく反映していた。

考 察

この数年間のNMR-CTの発展には目をみはるものがあり非常に短期間でX-CTを凌ぐ勢いで開発が進んでいる。同一施設の報告でも、ソフトの改良により年々画質が向上している。検査時間が長いことや、造影剤の問題など、解決すべき問題点が多数あるため、しばらくは、この発展の勢いは止まらないと予想される。

この4か月間の使用経験からNMR-CTがX-

表2 検査部位の内訳(昭和59.8.1~11.30)

部 位	症例数	(%)
頭 部	75	(33.2)
頭 頸 部	36	(15.9)
脊椎及び脊髄	39	(17.3)
胸 部	19	(8.4)
腹 部	16	(7.1)
骨 盤 部	41	(18.1)
計	226	(100)

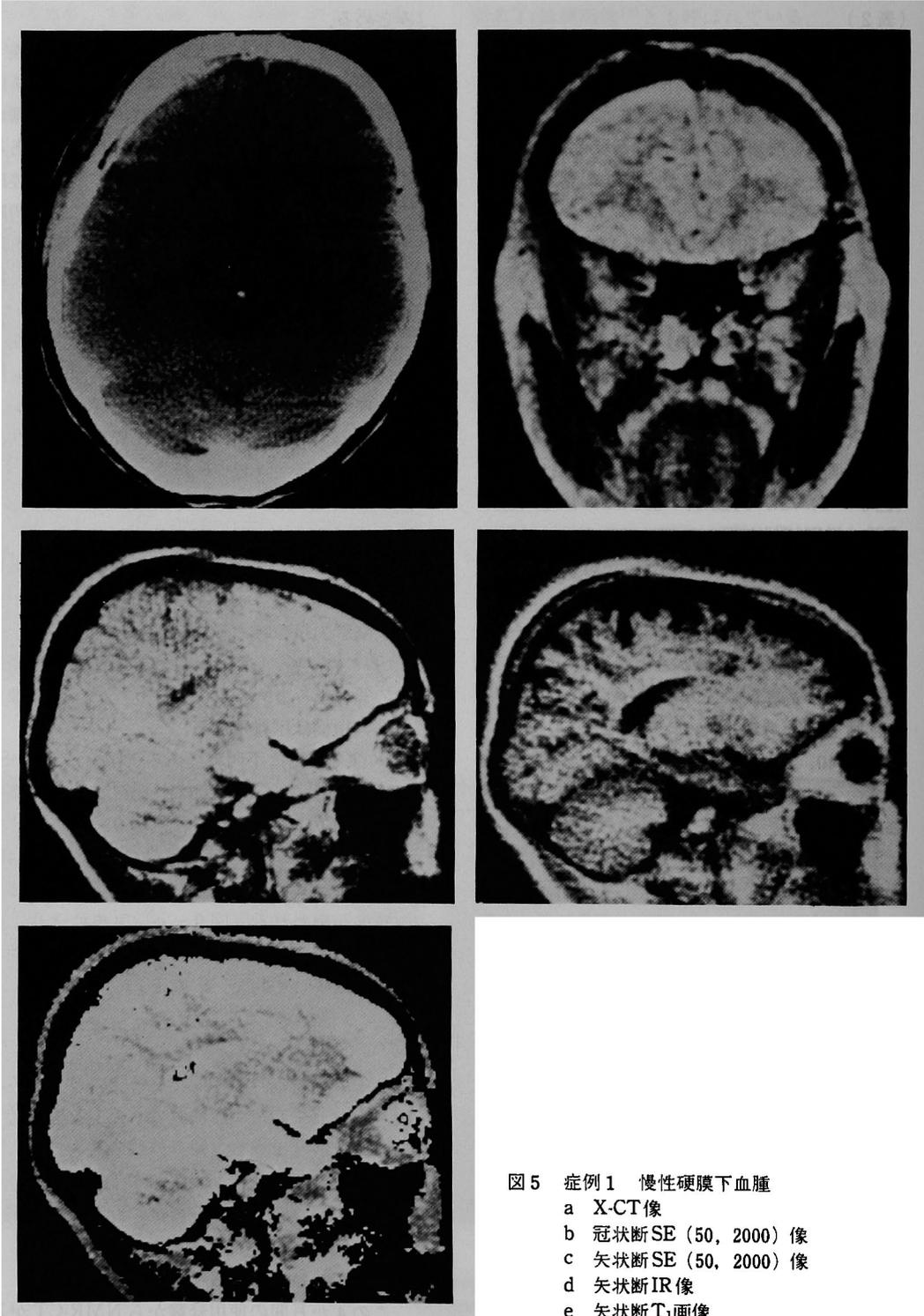


图5 病例1 慢性硬膜下血腫
a X-CT像
b 冠状断SE (50, 2000)像
c 矢状断SE (50, 2000)像
d 矢状断IR像
e 矢状断T₁画像

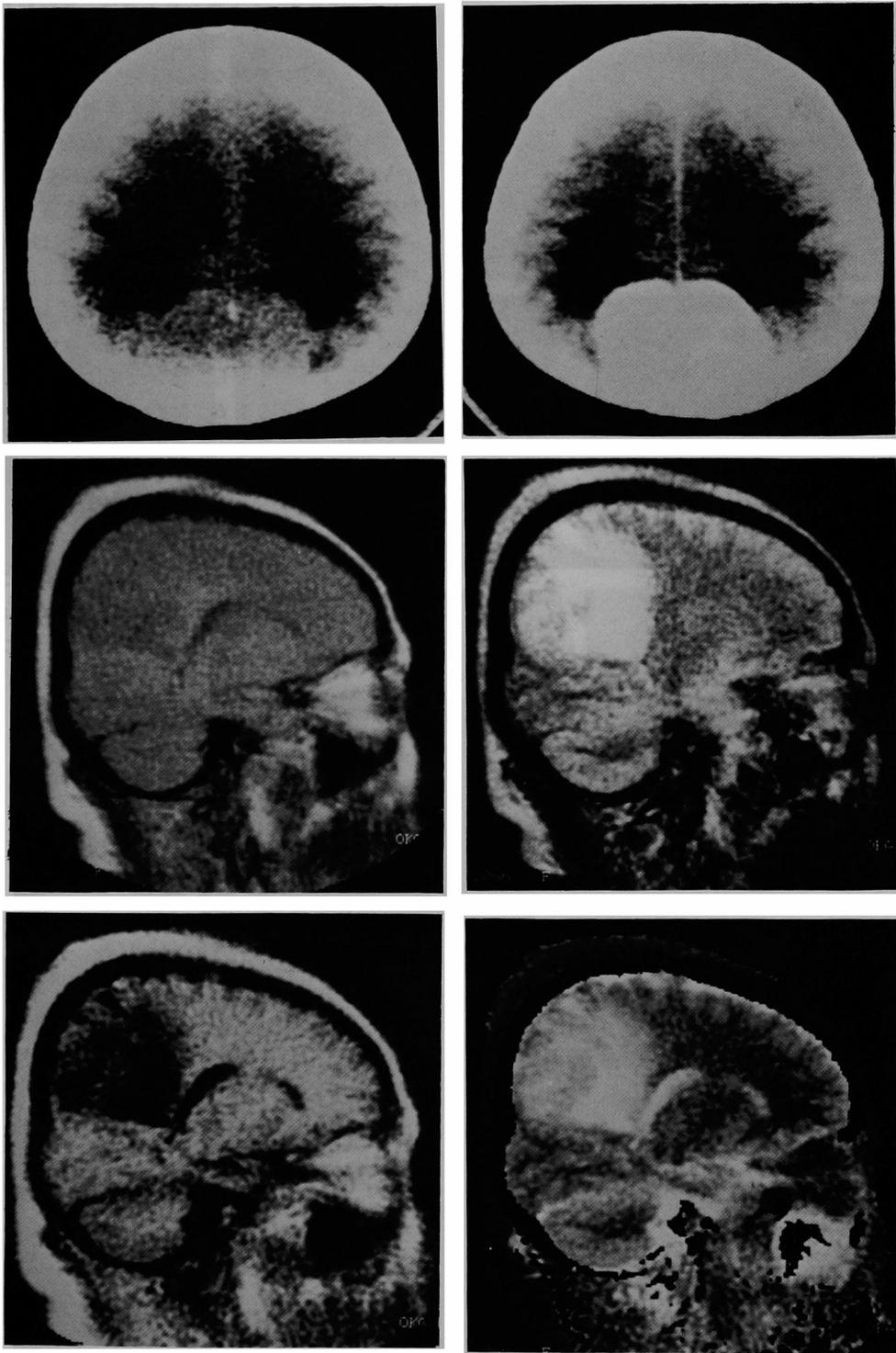


図6 症例2 髄膜腫 a X-CT像(造影前) b X-CT像(造影後) c 矢状断SE(40,400)像
d 矢状断SE(50,2000)像 e 矢状断IR像 f 矢状断T₁画像

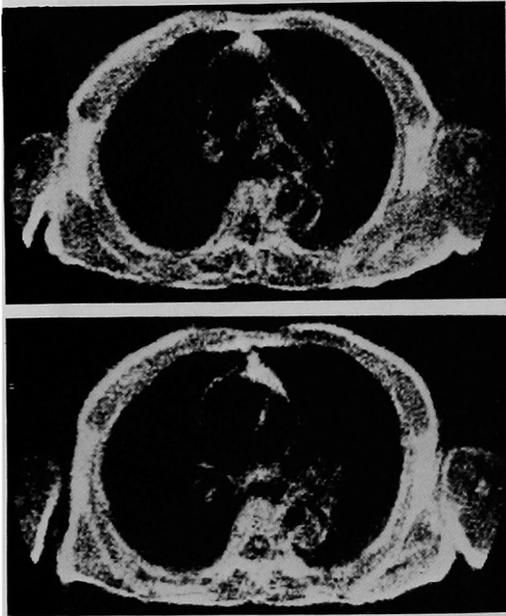


図7 症例3 解離性大動脈瘤
 a 横断SE (40,400) 像
 b aより2cm下の層のSE (40,400) 像

CTより優れていると思われる点は、造影剤を用いることなく血管と周囲組織の識別が容易であること、患者に無理な体位を強いることなく横断、冠状断、矢状断等の任意の断層面が得られることである。又、骨や空気による artifact が少ないため頭部においては後頭蓋窩病変の診断に有用である。逆にX-CTと比べて劣っている点は、検査時間が長いこと、胸腹部では呼吸性移動による artifact で画質が劣化することである。現在我々は通常1症例に対して、short SE, long SE, IR, T₁画像の4種類を撮像しているため最低1時間を要し、体幹部では1時間半ぐらい要することもある。診断に耐えうる画像を得るためには1日4人が限界なのが現状である。但し、椎間板ヘルニアや大動脈瘤はshort SEが適しているのでこの2つに限っては30~40分で検査を終えることが可能である。

骨や空気による artifact はないが、体内におかれた強磁性体により、X-CT以上の artifact がみられ(図10)、しばしば診断困難となること

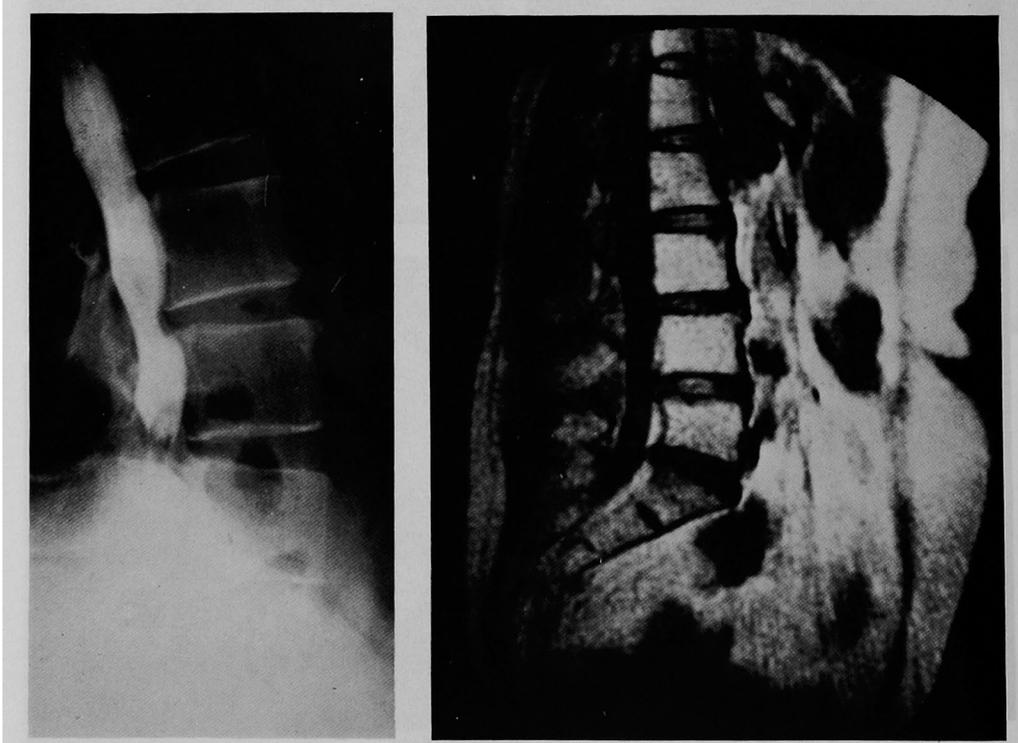


図8 症例4 腰椎椎間板ヘルニア
 a myelogram b 矢状断SE (40,400) 像

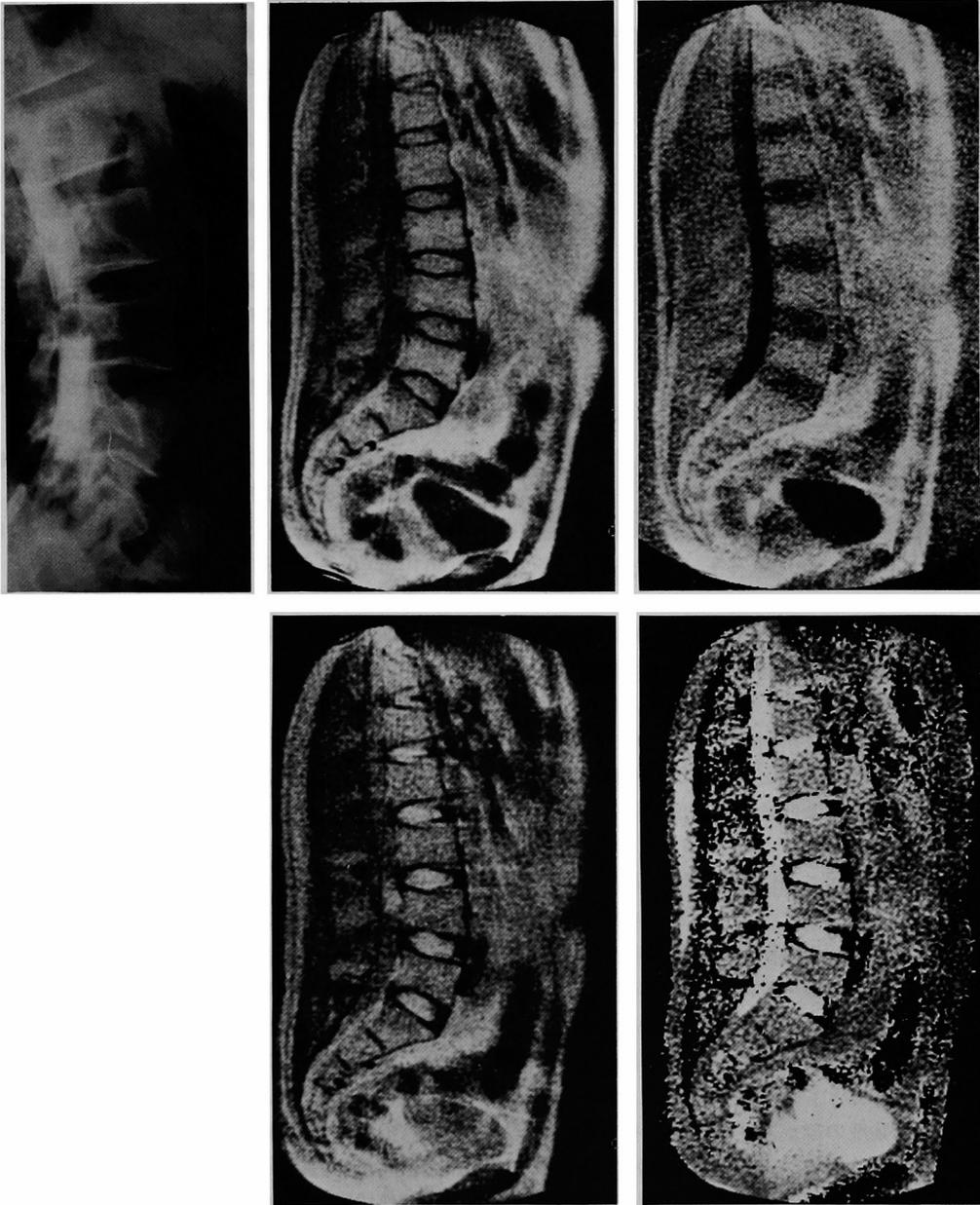


図9 症例5 脊髓腫瘍（神経鞘腫）
 a myelogram b 矢状断SE(40,400)像 c 矢状断IR像
 d 矢状断SE(50,1600)像 e 矢状断T₁画像

がある。

NMR画像の診断に際して最も注意すべき点は、その画像がいかなるパルス系列で撮像されているかということで、同じlong SEでもSE(50, 2000)とSE(50, 1600)では脳髄液の信

号強度がかなり異なり、後者は前者に比べてT₁の影響が強いため低信号として描出される。又、SE(40, 2000)とSE(80, 2000)では後者の方がT₂強調の程度が強いため、T₂の長い病変では高信号となるが、全体的なS/N比が低下する

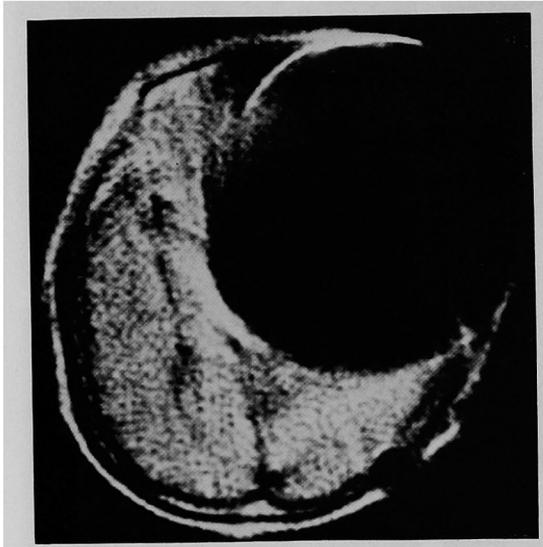


図10 頭蓋内の強磁性体による偽像

ため画質が劣化する。このようにパルスの選び方により、厳密に言えば画像がすべて異なるのがNMR画像の特徴で、他の機種との比較が困難で、将来、パルス系列の標準化が望まれる。しかし、信号収集方法が全く異なる機種も存在するので、全機種に共通した撮像方法を決めるのは不可能であろう。

良性疾患に比べて悪性疾患の方が T_1 値が長く、更に長い T_1 値は液状のものである傾向性に関しては各機種とも同様の傾向と思われる。

脳腫瘍に関しては一般に、いわゆる“腫瘍”の部分と“脳浮腫”の識別が困難という報告が多いが^{6),11),16),23)}、今回報告した症例2ではlong SEとIRの両方も腫瘍部分と浮腫との間に明らかな信号強度の差があり識別が容易であった。この他、我々は転移性脳腫瘍でも識別できた経験があるが、浸潤傾向の強い腫瘍では識別困難

であった。撮影条件も大きな要因であるので撮影に際しては厳重な注意が必要である。概してX-CTの方が腫瘍と浮腫の識別が容易であった。

結 語

昭和59年8月1日から臨床応用を開始した常伝導型NMR-CTの機種の概要と、現在施行しているパルス系列について報告し、この4か月間に検査を行なった226症例の中から5症例を呈示してNMR画像の有用性、問題点について述べた。既に多くの報告^{6),11),16),21)}でいわれていることではあるが次のような利点、欠点がある。

A. 利点

- 1) 造影剤を用いることなく血管の同定及び血流の状態を把握できる。
- 2) X-CTでみられるような骨や空気による、artifactがみられない。
- 3) 患者に無理な体位を強いることなく任意の断層面が得られるため病変の進展範囲の診断に有用である。

B. 欠点

- 1) 検査時間が長い。
- 2) 体内に強磁性体がある患者ではartifactが強い。
- 3) パルス系列により画像が大きく異なる。
- 4) 呼吸性移動の影響が大きい胸部や腹部では他の部位に比べて画質が劣る。

検査時間が長いので小児や重症者には検査完了が困難なことがあるが、症例を重ねることにより、個々の疾患に至適なパルス系列が決まってくれば現在よりも短時間で検査が行なえると思われる。画質に関しては最近では表面コイルや密着コイルの応用により改善されてはいるが、まだ試作段階であり今後の改良が望まれる。

文 献

1. Bloch, F.: Nuclear induction. *Phys. Rev.* 70, 460-473, 1946.
2. Purcell, E. M., Torrey, H. C., Pound, R. V.: Resonance absorption in a solid. *Phys. Rev.* 69, 37-38, 1946.
3. Damadian, R.: Tumor detection by nuclear magnetic resonance. *Science* 171, 1151-1153, 1971.
4. Lauterbur, P. C.: Image formation by induced local interactions. Examples employing nuclear magnet-

- tic resonance. *Nature* **242**, 190–191, 1973.
5. Young, I. R., Bailes, D. R. and Metal, B.: Initial clinical evaluation of a whole body nuclear magnetic resonance (NMR) tomograph. *J. Comput. Assist. Tomogr.* **6**, 1–18, 1982.
 6. Bydder, G. M., Steiner, R. E., Young, I. R., Hall, A. S., Thomas, D. J., Marshall, J., Pallis, C. A. and Legg, N. J.: Clinical NMR Imaging of the Brain. 140 Cases. *AJR (Am J. Rentgenol.)*, **139**, 215–236, 1982.
 7. Bailes, D. R., Young, I. R., Thomas, D. J., Straughan, K., Bydder, G. M. and Steiner R. E.: NMR imaging of the brain using spin-echo sequences. *Clin. Radiol.* **33**, 395–414, 1982.
 8. McGinnis, B. D., Brady, T. J., New, F. J., Buonanno, F. S., Pykett, I. L., DeLaPaz, R. L., Kistler, J. P. and Traverse, J. M.: Nuclear magnetic resonance (NMR) imaging of tumors in the posterior fossa. *J. Comput. Assist. Tomogr.* **7**, 575–584, 1983.
 9. Randell, C. P., Collins, A. G., Young, I. R., Haywood, R., Thomas, D. J., McDonnell, M. J., Our, J. S., Bydder, G. M. and Steiner, R. E.: Nuclear magnetic resonance imaging of posterior fossa. *AJR (Am. J. Rentgenol.)*, **141**, 489–496, 1983.
 10. Modic, M. T., Weinstein, M. A., Pavlicek, W., Starnes, D. L., Duchesneou, P. M., Borsmpherey, F., and Hardy, R. J.: Nuclear Magnetic resonance imaging of the spine. *Radiology*, **148**, 757–762, 1983.
 11. 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, 1982.
 12. 古瀬和寛, 佐生勝義, 稲尾意秀, 茂木稔昌, 木村宏朗, 葛西 章: 脳血管障害におけるNMR映像とT₁値変化. *NMR医学*, **2**, 54–60, 1982.
 13. 関谷 透, 杉本寿美子, 福田 安, 石井千佳子, 畑 雄一, 小林はる美, 多田信平: 下垂体の磁気共鳴画像. *NMR医学*, **4**, 99–106, 1984.
 14. 山田哲久, 原田潤太, 多田信平: NMR-CTによる大動脈解離の診断能と有用性. *NMR医学*, **4**, 107–113, 1984.
 15. 山口 学, 畑 雄一, 小林はる美, 宮本幸夫, 多田信平: 脳硬塞のNMR-CT. *NMR医学*, **4**, 114–123, 1984.
 16. 畑 雄一, 福田国彦, 関谷 透, 多田信平: NMR-CTの初期臨床経験. *画像診断*, **3**, 1060–1068, 1983.
 17. 吉川宏起: NMR-CTの臨床応用. *画像診断*, **3**, 1078–1084, 1983.
 18. 福田信男, 池平博夫, 館野之男: NMR-CTの初期臨床経験. *画像診断*, **3**, 1085–1093, 1983.
 19. 古瀬和寛, 佐生勝義, 稲尾意透, 茂木稔昌, 井澤 章, 浅井英彰, 佐久間貞行: NMR-CTによる脳神経疾患診断. ——Fonar QED 80- α システムによる検討——. *画像診断*, **3**, 1094–1101, 1983.
 20. 安里令人, 半田 肇, 西村一雅, 鳥塚莞爾: 脳神経外科学領域における核磁気共鳴画像診断. *画像診断*, **3**, 1104–1115, 1983.
 21. 畑 雄一, 多田信平: 悪性腫瘍のNMR-CT. 癌と化学療法, **11**, 1155–1163, 1984.
 22. 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.
 23. 町田 徹: NMR-CTの臨床応用——脳疾患について——. *画像診断*, **3**, 1069–1077, 1983.

Early clinical experience with NMR-CT

**Ikuo JOJA, Nobuo SATO, Mamoru FUJISHIMA,
Mitsumasa KAJI, Izumi TOGAMI, Harutaka NIIYA,
Toshiaki SHIRAKAMI, Hiromichi YAMAMOTO, Yoshihiro TAKEDA,
Shin KIMOTO, Keiji HASHIMOTO, Setsuo MORIMOTO,
Katsuhiko SUGITA, Yoshio HIRAKI, and Kaname AONO**

Department of Radiation Medicine, Okayama University Medical School

(Director: Prof. K. Aono)

We have used an NMR-CT scanner clinically since August 1 1984. We report herein the operating pulse sequences, and present 5 cases of 226 cases that we have examined. From our clinical experience during the past four months, we describe the advantages and disadvantages of NMR-CT. The advantages are that: 1) it is possible to recognize blood vessels without contrast materials and to evaluate the blood flow 2) there are neither bone nor air artifacts, and 3) it is possible to get the tomogram in any direction. The disadvantages are that: 1) the examination time is very long, 2) there are artifacts from ferromagnetic substances placed in the body, 3) when pulse sequence is changed, images are different from each other, and 4) because of respiratory motion artifacts, the images of the chest and abdomen are inferior to those of other parts of the body.