

Title	Carr-Purcell-Meiboom-Gill法による頭部NMR画像の特徴とT1, T2緩和時間の測定
Author(s)	山田, 健嗣; 松澤, 大樹; 山田, 進 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1985, 45(11), p. 1462-1470
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/19629
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

Carr-Purcell-Meiboom-Gill 法による頭部 NMR 画像の 特徴と T_1 , T_2 緩和時間の測定

東北大学抗酸菌病研究所放射線医学部門

山田 健嗣 松澤 大樹 山田 進
吉岡 清郎 小野 修一

(昭和60年5月29日受付)

(昭和60年7月23日最終原稿受付)

Magnetic Resonance Imaging of the Brain by Carr-Purcell-Meiboom-Gill Method and Measurements of T_1 and T_2 Relaxation Time

Kenji Yamada, Taiji Matsuzawa, Susumu Yamada, Seiro Yoshioka,
Shuichi Ono and Takashi Hishinuma

Department of Radiology, and Nuclear Medicine, The Research Institute for Tuberculosis and
Cancer, Tohoku University

Research Code No. : 209.2

Key Words : *Magnetic resonance imaging, Carr-Purcell-
Meiboom-Gill method, Relaxation time*

Images, obtained by using Carr-Purcell-Meiboom-Gill pulse sequence, are demonstrated and discussed. Thirty-two sequential echoes were acquired with the T_e of 12 msec, and four images were reconstructed which contains co-added eight echoes each. Data acquisition time is c.a. 450 msec for 32 echoes, therefore the first image of quick scan ($T_r=1$ sec) has 550 msec for longitudinal relaxation thus causing those tissues with long T_1 to contrast inversely. This is suitable for detecting morphological abnormality. Moreover, this is useful for diagnosis of hematoma, because of its short T_1 and high proton density. Second image represents only T_2 elongated area, because the contrast differences between parenchyma and ventricle are disappeared. Every T_2 elongated area, including normal structures, increased image intensity in third and fourth image. The first image of slow scan ($T_r=3$ sec) was similar to the second image of quick scan and other images of slow scan resembled the third or fourth image of quick scan. However morphological structure was clearly visible in slow scan images. Summed image of slow scan, reconstructed from co-added 32 echoes, was one of the most useful image, due to its high image quality. This image is good enough for diagnosis as T_2 weighted image.

Transverse relaxation times, obtained from four images of quick scan were compared to that of slow scan in 200 areas of 65 cases. Slow scan T_2 was longer than quick scan T_2 . Then, we compared the T_2 obtained from earlier two images of slow scan with that by four images of slow scan. The latter was longer than the former.

These results represent that T_1 and T_2 values measured by images are not monocomponent curve. Finally, we calculated T_1 from the first images of quick and slow scan, and T_2 from four images of slow scan. We observed elongation of T_1 was decreased with increasing T_2 . In otherword, T_1 and T_2 differences decreased in elongated region.

はじめに

核磁気共鳴コンピュータトモグラフィ (NMR-CT) は対象核種はプロトンが中心で、わずかに²³Na, ³¹P, ¹⁹Fなどのイメージングが研究されているにすぎない^{1)~3)}。プロトンではケミカルシフトイメージング⁴⁾が試みられてはいるがまだ化学的情報の画像化というよりは形態情報と言わざるをえないのが実情である。しかし X 線 CT と異なり組織のプロトンの存在状態により撮像条件をかえると画像の濃淡は著しく変化する。従ってこの組織のプロトンの特徴づける因子、即ちプロトン密度、 T_1 及び T_2 緩和時間が NMR 画像の診断には重要である。プロトン密度は同一の装置でも規準となる物質を毎回撮像面に配置しておかないかぎり信号強度は異なりプロトン密度の画像間の評価は困難である。一方 T_1 , T_2 緩和時間は装置による違い、測定方法による違い、磁場強度による違いなどの問題があり絶対値としての評価は難しいが⁵⁾、相対的な組織間の評価という意味では T_1 , T_2 緩和時間の測定は有意義と考えられる。我々の使用した装置では Carr-Purcell-Meiboom-Gill 法 (CPMG 法) という T_2 値測定に適したパルス系列を用い、しかもパルス繰り返し時間を変えることにより T_1 , T_2 値をとともに測定することが可能で

ある⁶⁾⁷⁾。

本論文では CPMG 法により得られた画像の特徴と脳正常組織及び様々な病的組織を特徴づける T_1 , T_2 緩和時間を測定し検討を加えた結果を報告する。

方 法

使用した機種は西独ブルカー社製常電導型 NMR-CT 装置 BNT-1000J 型である。磁場強度は約 0.14T, プロトン共鳴周波数は 6MHz である。パルス系列としては Carr-Purcell-Meiboom-Gill 法 (CPMG 法) で Fig. 1 の如く 90°パルスから第一エコーまでの時間 T_e は 12msec で一度に 32 のエコーデータを採取した。パルス繰り返し時間 T_r は 1sec のショート・ T_r と 3sec のロング・ T_r の 2 種類で画像を得た。画像再構成法は投影再構成法によった。32 のエコーデータは最初から 8 エコーずつに区切り各々の 8 エコーを加算して 4 種類の T_2 緩和を反映した画像を作製し、これを第 I, 第 II, 第 III, 第 IV 画像とした。即ちエコーデータが等間隔であるので $T_e=54, 150, 246, 340$ に相当する時間軸方向の 4 枚の画像である。又、スライス選択を含め連続 32 エコーデータ採取に約 450 msec 必要な為通常のスピネコー法で表示する T_r だけでは組織の縦緩和が不正確となる。即ち

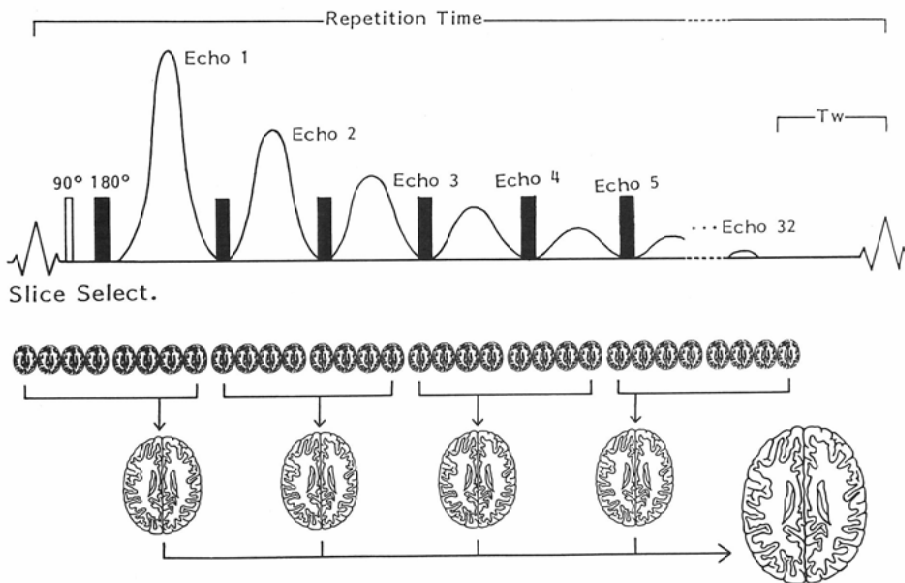


Fig. 1 Pulse sequence of CPMG method.

$Tr=1\text{sec}$ のショート・ Tr の場合で約550msec, $Tr=3\text{sec}$ のロング・ Tr の場合で約2,550msec の待ち時間の間に T_1 による回復がおこるということになる。同一断面につきショート・ Tr 及びロング・ Tr を施行し、各々第 I~第 IV 画像の 8 枚の画像とロング・ Tr の場合32エコーをすべて加算した総和画像を追加し計 9 枚の画像を得た。従ってショート・ Tr 及びロング・ Tr の第 I 画像より T_1 緩和時間、各 Tr の第 I~第 IV 画像より T_2 緩和時間を計算により求めることができる。 T_1 , T_2 値の測定は 9 ピクセルの関心領域を設定して、信号強度から計算により求めた。測定の対象とした症例は、脳腫瘍、脳梗塞、脳出血、慢性硬膜下血腫、多発性硬化症、ウィルソン病及びその他の変性疾患を含む計65例、測定部位は200カ所である。

まずショート・ Tr 及びロング・ Tr の画像上の

特徴を検討した。次に正常白質、灰白質、基底核及び各種病巣部の T_2 緩和時間をショート・ Tr 及びロング・ Tr の各 4 枚の画像より最小二乗法により求めた。又、ロング・ Tr の第 I, 第 II 画像及び第 I~第 IV 画像より求めた T_2 値を比較した。さらにショート・ Tr 及びロング・ Tr 第 I 画像より位置がずれていない症例を用いて166カ所で求めた T_1 値と同部位のロング・ Tr の 4 枚の画像より求めた T_2 値を測定し検討を加えた。

結 果

CPMG 法では一断面当り T_2 により微妙に異なる多数の画像データを一度に得ることができる。ショート・ Tr 第 I 画像は $Tr=1\text{sec}$ であるが実際の組織の T_1 回復時間は550msec なので長い T_1 値の組織では充分回復しない為低信号として暗く描出される。従って脳室をはじめとしてのう胞、壊

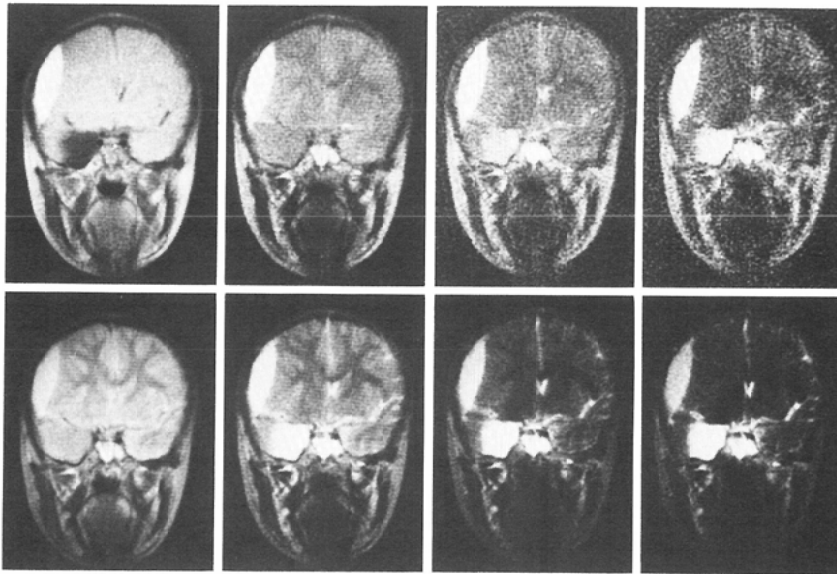


Fig. 2 Subdural hematoma and arachnoid cyst.

Quick scan (upper row) and slow scan (lower row) images, sequentially arranged from 1st image (left) to 4th image (right).

1st image: reconstructed by summation from 1st to 8th echo

2nd image: reconstructed by summation from 9th to 16th echo

3rd image: reconstructed by summation from 17th to 24th echo

4th image: reconstructed by summation from 25th to 32th echo

These images, obtained by using CPMG technique, show subdural hematoma and arachnoid cyst in the same plane. MR image intensity of the cyst changes from low to high with progressive increase of T_e intervals, while that of the hematoma remains high, consistently.

死組織などの T_1 の長い部位は低信号となる。又、脊髄空洞症や Arnold-Chiari 奇形、小脳萎縮などの形態の変化を検出するのに適していた。一方 T_1 が短くプロトン密度の大きな血腫はこの画像でも高信号として描出されるので出血の有無をみるのに必要であった。ショート・Tr 第 II 画像は正常例では脳室、白質、灰白質がほぼ同一の信号強度となりコントラストのない画像が得られた。しかし T_2 が軽度延長した病巣、たとえば脳腫瘍に伴う浮腫、脳梗塞新鮮例、一過性脳虚血発作時の一部の病巣、水頭症に伴う脳室周囲浮腫、多発性硬化症、Wilson 病、その他の変性疾患などでは、プロトン密度の軽度増加と T_1 の軽度延長の為ショート・Tr 第 I 画像では信号強度の軽度増加もしくは周囲と同程度となり識別できないが、この第 II 画像で T_2 の軽度延長の為に高信号域として検出が可能となる。ショート・Tr 第 III、第 IV 画像は T_2 延長部位がすべて高信号域となり脳室と病巣が画像上区別できなくなった。

ロング・Tr 第 I 画像は 2,550 msec とかなり長い T_1 回復の待ち時間をとっている為に画像としては若干 T_2 緩和をうけたプロトン密度に対応していると考えられる。しかし脳脊髄液の T_1 緩和がまだ不十分な為灰白質と脳室とは同程度の信号強度となっている。白質はやや低信号域として描出され画像上は T_1 緩和が十分でないショート・Tr 第 II 画像の S/N を良くした画像に匹敵し病巣検出能も同様である。ロング・Tr 第 II~第 IV 画像は T_2 延長部位がすべて高信号となり画像上はショート・Tr 第 III、第 IV 画像と同様の情報を表わすと考えられた。ロング・Tr 総和画像も同様に S/N の良い T_2 強調画像としての情報を含んでいるものと考えられた。従って病巣のスクリーニングとしてはショート・Tr で充分であるが、画像としては解剖学的構造の良くわかるロング・Tr が良かった。以上各画像の特徴を表わす代表的な症例を呈示する。Fig. 2 はショート・Tr 及びロング・Tr 第 I~第 IV 画像である。慢性硬膜下血腫に

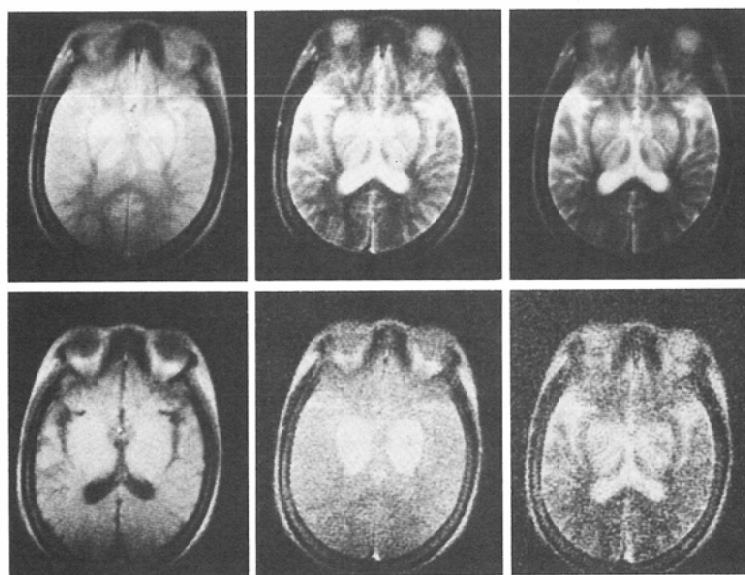


Fig. 3 Wilson's disease.

Slow scan images (upper row): 1st image (left), 2nd image (middle), summed image (right).

Quick scan images (lower row): 1st image (left), 2nd image (middle), 3rd image (right).

Summed image was reconstructed by summation from 1st to 32th echo.

These images show abnormal increase in image intensity of basal ganglia.

Arachnoid cyst を合併した症例であるが血腫はすべての画像で高信号となり cyst はショート・Tr では低信号から次第に相対的信号強度を増し脳脊髄液と同様の変化を示している。ロング・Tr

はショート・Tr 第 II 画像以下の画像と同様の変化を認めるが S/N の良い画像である。Fig. 3 に Wilson 病, Fig. 4 に発症 12 日目の脳梗塞, Fig. 5 には髄膜腫に伴う脳浮腫のそれぞれロング・Tr 第

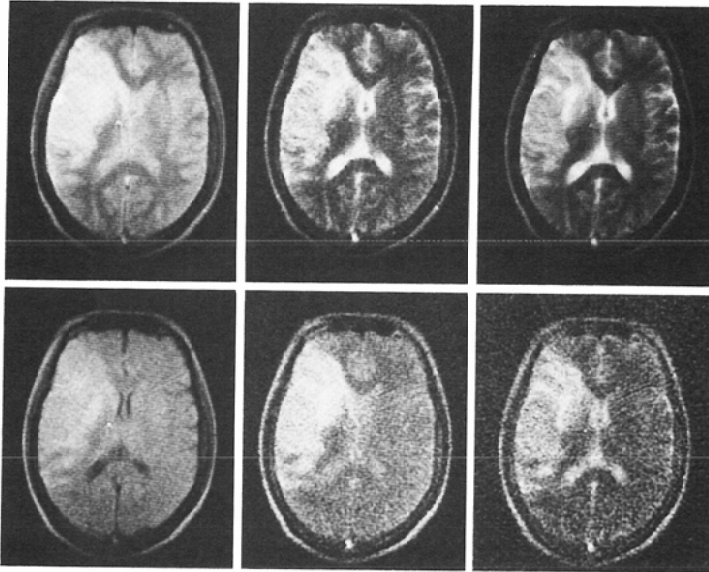


Fig. 4 Cerebral infarction at 12 days after the onset. Slow scan and quick scan images are arranged in the same order as Fig. 2. High intensity of infarctic area is demonstrated in every image.

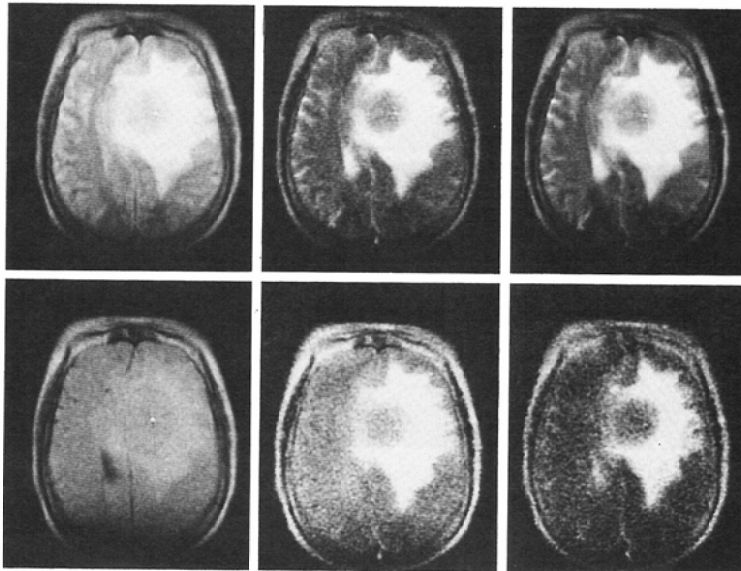


Fig. 5 Meningioma. Slow scan and quick scan images are arranged in the same order as Fig. 2. Edematous lesion is demonstrated in every image.

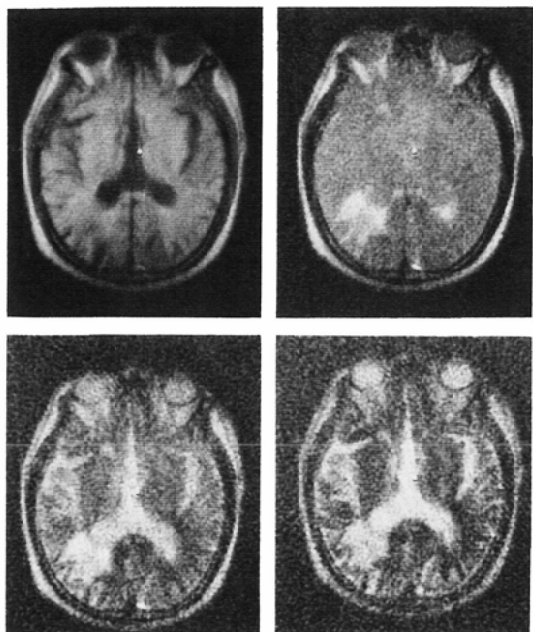


Fig. 6 Periventricular lesions. Quick scan image, sequentially arranged from 1st (upper left) to 4th image (lower right). Only periventricular edematous lesions are recognized in 2nd image.

I, 第II及び総和画像とショート・Tr第I, 第II, 等III画像を示す。総和画像は T_2 強調画像としての情報を表わしていることがわかる。Fig. 6は側脳室後角周囲白質の T_2 延長を示したショート・Tr第I~第IV画像である。第II画像で異常部位を高信号域として認めるが第III, 第IV画像では脳室との区別がむつかしくなる様子を示している。

次にロング・Tr及びショート・Trのそれぞれ4枚の画像から求めた T_2 値の関係をFig. 7に示す。 T_2 延長病巣では回帰直線 $Y=0.85x+15$ 相関係数 $r=0.94$ とロング・Trのほうが長くなる傾向を示した。

ロング・Tr第I, 第II画像より求めた T_2 値と第I~第IV画像より最小二乗法で求めた T_2 値では、回帰直線 $Y=0.86x+6.9$ 相関係数 $r=0.94$ と T_2 延長病巣では4エコーより求めたほうがFig. 8の如く長くなる傾向を認めた。

次にロング・Trの4画像より求めた T_2 値とショート・Tr第I画像を組みあわせて求めた同部位の T_1 値の関係をFig. 9に示す。 T_1 値は約200 msecから2,500 msecの間に分布し、 T_2 値は約60

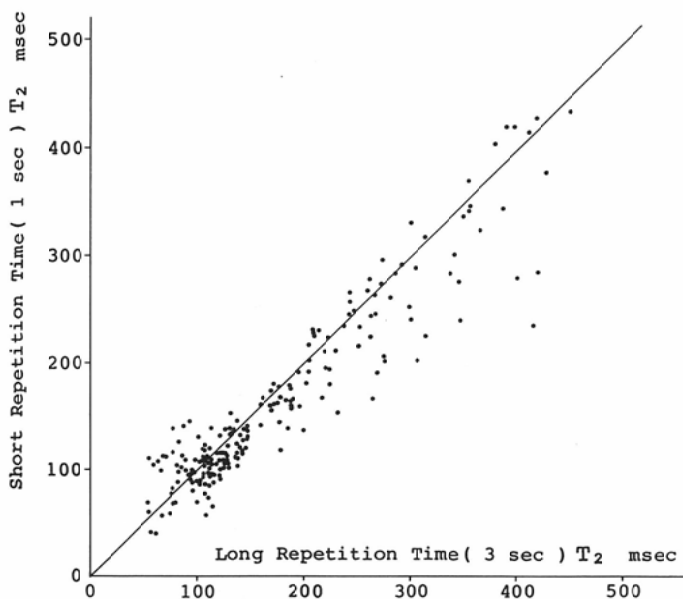


Fig. 7 Comparison of T_2 obtained using quick scan and slow scan images. T_2 obtained from slow scan images is longer than that of quick scan.

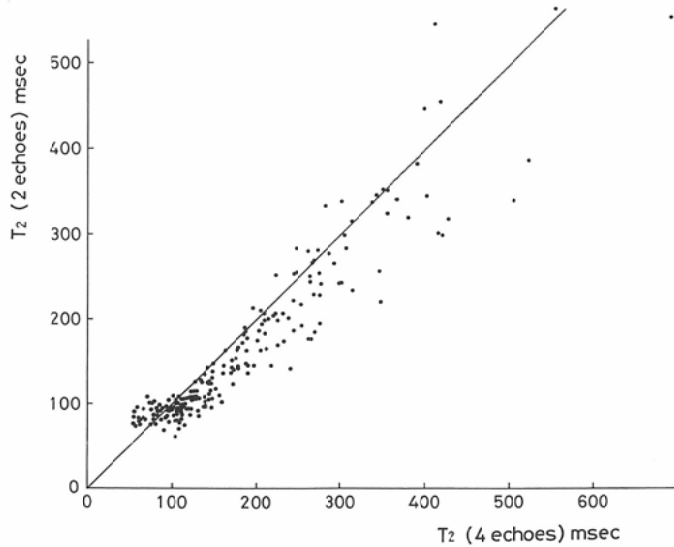


Fig. 8 Comparison of T_2 obtained from 1st and 2nd image and from four images. T_2 obtained from four images is longer than that obtained from two images.

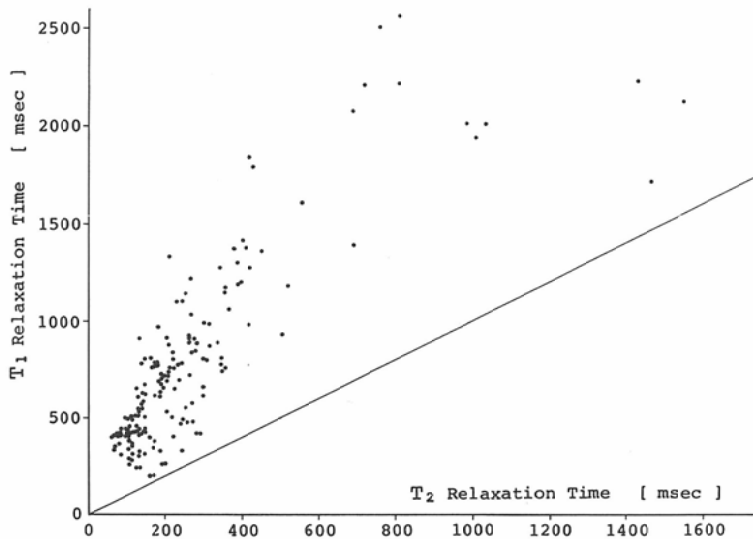


Fig. 9 Correlation of T_1 and T_2 in various tissues.

msec から 1,600msec あたりに分布した。 T_2 値の高度延長病巣では T_2 値の延長の程度は少なく T_1 , T_2 の差は少なくなった。測定精度に差がなければ T_1 , T_2 の軽度延長病巣では病巣の性状を分離するには T_1 値のほうが良く、高度延長病巣では T_2 値が適当であると考えられる。 T_1 , T_2 の分布を模式的に表示すると Fig. 10 の如く白質、灰白質は T_2 値では分離がむつかしいが T_1 値では区別で

きる。これは Fig. 11 に示す T_1 , T_2 計算画像でも表わされている。一方脂肪は T_2 の延長の割に比較的 T_1 が短かく、血腫も T_2 の延長の程度が大きいため T_2 値による分離が適当であることがわかる。灰白質は部位により広範囲に分布した。脳梗塞、脳腫瘍、変性疾患は T_1 , T_2 延長病巣として広い範囲に分布していた。脳出血病巣及び脳梗塞巣は新鮮例ほど T_1 , T_2 値は短かく陳旧化するにつれて

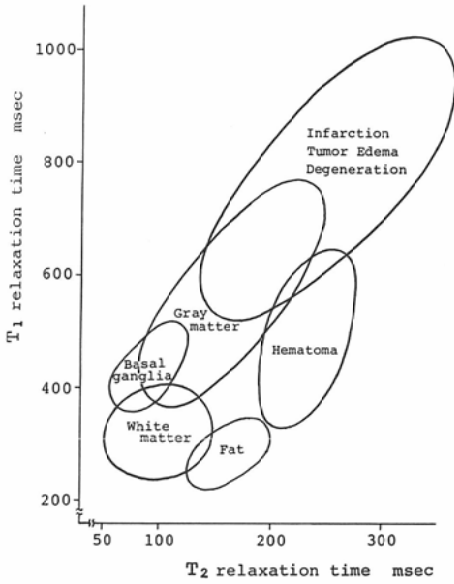


Fig. 10 T_1 and T_2 in various lesions, schematically expressed.

ことになるのでほとんどの T_2 延長病巣は描出可能となるものと考えられる。異常部位の有無に関してはロング・Tr 総和画像をみれば明らかとなるが診断に際してはショート・Tr 第 I, 第 II, 第 III 画像及びロング・Tr 第 I 画像と総和画像を総合的に判断して病巣の T_1 , T_2 及びプロトン密度を定性的に推察することが必要である。即ちショート・Tr 第 I 画像では T_1 延長の程度を知ることができ、第 II 画像は軽度 T_2 延長病巣、第 III 画像では高度 T_2 延長病巣、そしてロング・Tr 第 I 画像でプロトン密度の大小を知り、総和画像で病巣の有無を確認する。ショート・Tr は約 4 分、ロング・Tr は約 12 分の撮像時間を要するので通常はショート・Tr で病巣を確認し、検査時間があれば最適断面のロング・Tr を追加することにすれば病巣の T_1 , T_2 が測定可能となり有効である。

ショート・Tr, ロング・Tr のそれぞれ 4 枚の画像から求めた T_2 の分布は長い T_2 値ではロング・Tr から求めた値が大きくなる傾向を示している。ショート・Tr では約 550msec, ロング・Tr では約 2,550msec の T_1 回復の待ち時間の間に T_1 値の長い成分が初期信号強度に占める割合が変化したためと考えられ、 T_1 の 2 相性を示唆しているものと解釈される。一方ロング・Tr の第 I, 第 II 画像より求めた T_2 と第 I~第 IV 画像から求めた T_2 でも T_2 の延長するにつれて 4 枚の画像から求めた

延長してゆくことはすでに報告した⁸⁾。

考 察

CPMG 法は通常のスピネコー法と異なりエコー時間 T_e を変えた多数の画像が一度に得られる為、病巣に合わせて最適の T_e を決めるという必要がない優れたパルス系列である。特に我々が通常行っている 32 エコーまでデータを採取すると 90° パルスから約 400msec までエコー信号を得る

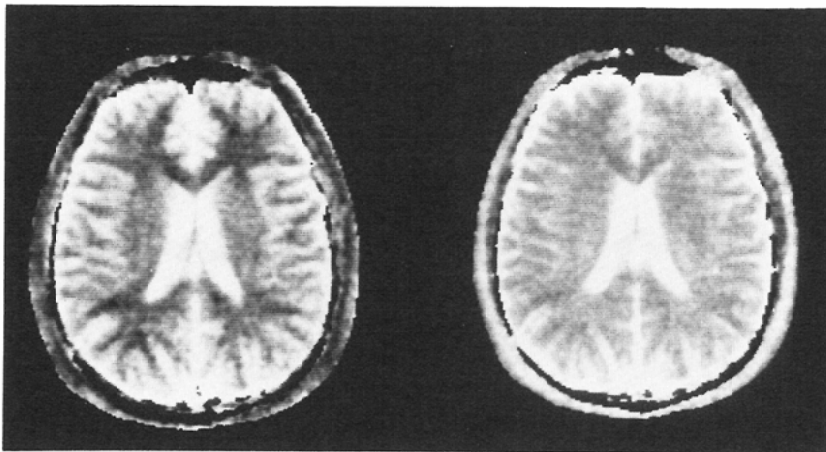


Fig. 11 Calculated T_1 image (left) and T_2 image (right) of normal volunteer. Contrast between white and gray matter is markedly increased in calculated T_1 image.

T_2 値のほうが長くなる傾向を認めた。これは長い T_2 値の成分の寄与が変化したためと考えられ、 T_2 においても 2 相性を示唆するものと考えられる。2 相性の原因のひとつとしては均一ではない組織の平均化された挙動を観察しているということが考えられる。とくに灰白質の T_1 , T_2 値が広い範囲に分布したのは脳溝の長い T_1 , T_2 値をもつ脳脊髄液が部分容積効果として影響している為と考えられる。

T_1 , T_2 値の分布は延長するにつれ T_1 , T_2 が接近することが示された。高度の T_1 , T_2 延長病巣、たとえばのう胞の内容物などの識別には T_2 が適しているが通常の軽度 T_1 , T_2 延長病巣の性状の識別には測定精度が同じであれば T_1 値のほうが適していると考えられるが装置及び測定法による系統誤差の可能性も否定できない。

文 献

- 1) Hilal, S.K., Maudsley, A.A., Ra, J.B., Simon, H. E., Roschman, P., Wittekoek, S., Cho, Z.H. and Mun, S.K.: In vivo nmr imaging of sodium-23 in the human head. J. Comput Assist Tomogr., 9: 1-7, 1985
- 2) Maudsley, A.A., Jilal, S.K., Simon, H.E. and Wittekoek, S.: In vivo mr spectroscopic imaging with P-31. Radiology, 153: 745-750, 1984
- 3) McFarland, E., Koutcher, J.A., Rosen, B.R., Teicher, B. and Brady, T.J.: In vivo ^{19}F NMR imaging. J. Comput Assist Tomogr., 9: 8-15, 1985
- 4) Pykett, I.L. and Rosen, B.R.: Nuclear magnetic resonance: In vivo proton chemical shift imaging. Radiology, 149: 1977-201, 1983
- 5) 竹中栄一, 本間一弘, 飯尾正宏, 福田信男, 多田信平, 古瀬 寛, 山田健嗣: NMR-CT 画像における T_1 , T_2 の測定値. NMR 医学, 4S: 112-113, 1984
- 6) 山田健嗣, 山田 進, 吉岡清郎, 小野修一, 菱沼隆, 山浦玄嗣, 松澤大樹: 東北大学における NMR-CT の特徴と臨床応用. 映像情報, 16: 135-140, 1984
- 7) 山田 進, 山田健嗣, 吉岡清郎, 小野修一, 菱沼隆, 山浦玄嗣, 松澤大樹: LMR-CT における Carr-Purcell-Meiboom-Gill 法の信号強度式と T_1 , T_2 緩和時間及び水素密度の測定. 映像情報, 16: 570-576, 1984
- 8) 小野修一, 山田健嗣, 山田 進, 吉岡清郎, 菱沼隆, 山浦玄嗣, 松澤大樹, 木内博之, 藤原 悟, 吉本高志: NMR-CT による脳血管障害の評価. NMR 医学, 4・S: 16-17, 1984