

0.5 T 中磁場 MR 装置による脳の T₂強調ダイナミック MRI

佐久間 肇¹, 竹田 寛¹, 多上智康¹, 小野元嗣¹,
 中川 毅¹, 川村耕造², 浜口 均², 服部 学²,
 溝口雅彦², 小川 武²

¹三重大学医学部放射線医学教室 ²小山田記念温泉病院

はじめに

Gd-DTPA をボラス注入し、T₂強調ダイナミック MRI を行い、Gd-DTPA が脳血管床を通過する際に生じる血管内外の磁化率の差による信号低下から脳血流動態の評価を行う手法が注目されているが、この方法は主に高磁場 MR 装置を使用して行われてきた。今回我々は、一般病院に広く普及している 0.5 T 中磁場 MR 装置を用いて脳の血流動態の評価を行い、¹²³I IMP 脳血流シンチグラフィと比較を行い、本法の臨床的有用性を検討したので報告する。

対象及び方法

対象は臨床的に脳血管障害の疑われた 19 才から 78 才までの患者 11 名である。使用した装置は横河メディカルシステムズ社製 0.5 T 超電導 MR 装置 Vectra である。T₂強調ダイナミック MRI には gradient echo 法によるスライス厚 10 mm の体軸横断像を使用した。Gd-DTPA のファーストパスの際に生じる T₂短縮を信号強度の低下として検出するためにエコー時間 (TE)

は 29 ms と長く設定し、繰り返し時間 (TR) はこの TE を使用した場合に設定できる最短時間の 60 ms とした。Flip angle は Gd-DTPA による T₁短縮効果に伴う信号強度の上昇を抑制するため 8° と低く設定した。位相エンコード数は 64 とし、画像 1 枚あたりのデータ収集時間を約 3.8 秒まで短縮した。10 mmol の Gd-DTPA をベニューラを用いて肘静脈よりボラス注入した後 20~40 ml の生理食塩水でフラッシュし、20 枚のダイナミック MR 像を得た。得られた画像のうち Gd-DTPA が脳に到達する前の像と、Gd-DTPA が脳に達し信号強度が最も低下した像の 2 枚から差分画像を作成し、視覚的な評価を行った。さらに両側大脳半球に同じ大きさの関心領域 (region of interest, ROI) を設定し、経時的に信号強度の変化を計測した。この際、できるだけ ROI が大きな血管を含まないように注意をはらった。造影剤到達前の信号強度 (SI_{pre}) と Gd-DTPA 通過に伴って最も低下した信号強度 (SI_{peak loss}) の 2 つから、信号低下率の左右の比を次の式に基づいて算出した。

Signal attenuation ratio (R/L)

$$= \frac{(1 - SI_{\text{peak loss}} / SI_{\text{pre}})_{\text{right}}}{(1 - SI_{\text{peak loss}} / SI_{\text{pre}})_{\text{left}}}$$

キーワード brain, MRI, Gd-DTPA, dynamic study

脳血流シンチグラフィは11例全例においてダイナミックMRI施行前1ヶ月以内に行われた。使用した機種はGE社製回転型ガンマカメラStarcam 400AC/Tである。 ^{123}I IMP 111 MBqを静注し、投与後早期にデータ収集を行い体軸横断 single photon emission CT (SPECT) 画像を再構成した。ダイナミックMRIで設定したROIと同じ位置にROIをとり、左右のカウント比を求めた。

結 果

^{123}I IMP SPECT 上11例中4例で脳血流分

布の局所的な明かな低下が認められた。Fig.1に ^{123}I IMP SPECT 所見が正常であった19才女性症例のデータを示す。この症例では T_1 強調MR像、 T_2 強調MR像ともに特に異常は認められなかった。Gd-DTPA 到達前の T_2 強調 gradient echo 画像 (Fig.1a) では、灰白質は白質よりも高信号を示し、脳脊髄液は灰白質よりさらに高信号であり、 T_2 強調画像の特徴を示していた。Gd-DTPA ボーラス投与後約15秒に撮像された T_2 強調画像 (Fig.1b) は高濃度のGd-DTPAが脳血管床を通過する時相に相当し、脳実質の信号強度は最も低下していた。これら2枚のMR像の信号強度差を計算した画像 (Fig.

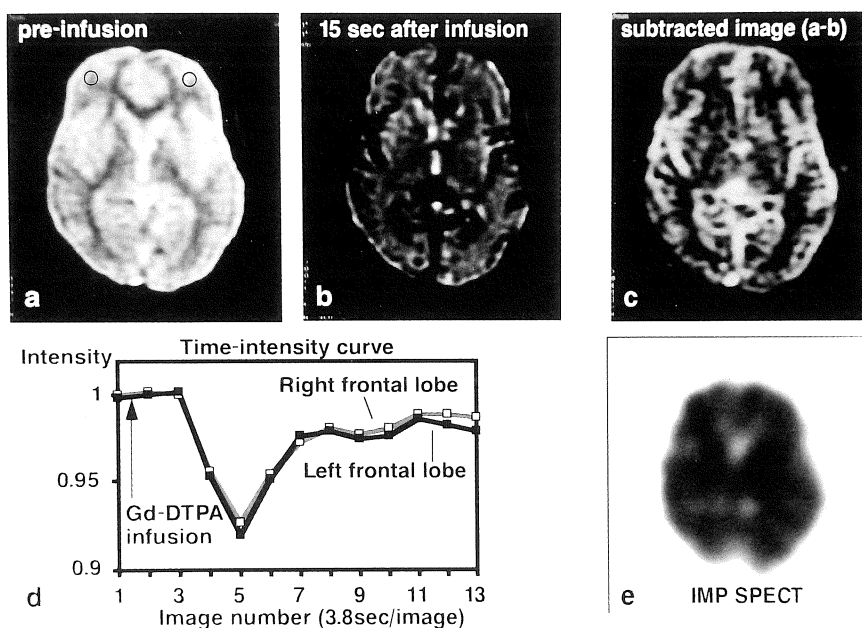


Fig.1. T_2 -weighted dynamic MR study in a 19 year-old female. (a) Precontrast T_2 -weighted gradient echo image (60/29). (b) T_2 -weighted image at peak of Gd-DTPA induced signal attenuation. (c) Subtracted image calculated from a and b. Gray matter showed brighter signal in comparison with white matter. (d) Time-signal intensity curves in bilateral frontal lobes. Signal intensity was reduced about 15 seconds after Gd-DTPA infusion and then recovered. (e) Transaxial ^{123}I IMP SPECT image.

1991年10月24日受理 1992年1月20日改訂
別刷請求先 〒514 三重県津市江戸橋2-174 三重大学医学部放射線医学教室 佐久間 肇

1c) では、Gd-DTPA による皮質灰白質および基底核の信号低下は白質よりも顕著であった。また、血管が密に分布する脳表付近にも強い信号低下が認められた。この症例の左右前頭葉に設定した ROI における時間-信号強度曲線では (Fig. 1d)、静注後約 15 秒前後で Gd-DTPA 到達に伴い信号強度は一過性に低下し、その後 Gd-DTPA 投与前の信号強度よりもわずかに低い値まで回復し安定した。計算画像上および時間-信号強度曲線上とも左右差は認められず、¹²³I IMP SPECT 所見にも左右差はみられなかった。

次に右前頭葉から側頭葉にかけて¹²³I IMP SPECT 上血流低下の認められた陳旧性脳梗塞症例を示す。Fig.2a は Gd-DTPA 到達前の T₂

強調画像である。Gd-DTPA が脳血管床を通過中に撮像された T₂強調画像 (Fig.2b) では、左半球には Gd-DTPA 通過に伴う信号低下がみられるのに対して、右前頭葉から側頭葉にかけての梗塞領域には信号強度の低下がほとんど認められなかった。これらの 2 つの差分を計算した画像 (Fig.2c) では梗塞領域は低輝度の領域として明瞭に示されていた。時間-信号強度曲線 (Fig.2d) をみると、正常側の ROI では Gd-DTPA のファーストパスによる信号低下が静注後 26 秒前後で認められたが、梗塞部ではこうした一過性の信号低下はみられなかった。また¹²³I IMP SPECT 像 (Fig.2e) における脳血流分布のパターンは T₂強調ダイナミック MR から作成した

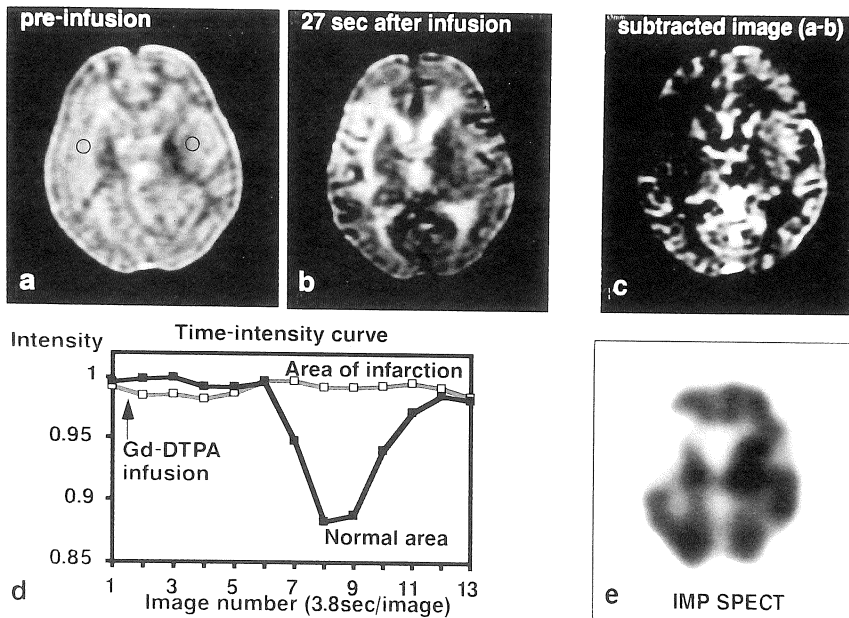


Fig.2. T₂-weighted dynamic MR study in a patient with cerebral infarction. (a) Precontrast T₂-weighted image. (b) T₂-weighted image at peak of signal attenuation. (c) Subtracted image calculated from a and b. Area of infarction appears bright as compared with normal area. (d) Time-signal intensity curves in normal area and infarction. Gd-DTPA induced signal reduction was disappeared in the area of infarction (e) Transaxial ¹²³I IMP SPECT image. Distribution of ¹²³I IMP fairly corresponded with a subtracted image calculated from dynamic T₂-weighted MRI.

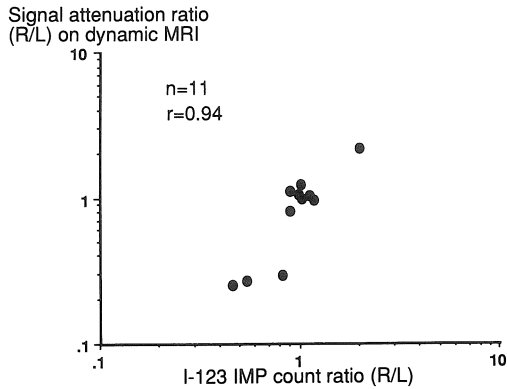


Fig.3. Correlation between signal attenuation ratio (right/left) on T_2 -weighted dynamic MRI and ^{123}I IMP count ratio (right/left). Significant relation was observed between these two parameters.

計算画像上の輝度の分布とほぼ一致していた。Fig.3は左右大脳半球に設定したROIにおける左右の ^{123}I IMPカウント比と、 T_2 強調ダイナミックMRIにおける信号低下率の左右の比との関係を示している。両者の間には有意の正の相関関係が認められた ($r=0.94$, $p<0.001$)。

考 察

Gd-DTPAを使用したダイナミックMRIは頭頸部、肝、骨軟部等において広く行われているが、通常はGd-DTPAの T_1 短縮効果を利用して造影剤動態の評価が行われている。しかし、 T_1 強調ダイナミックMRIは、Gd-DTPA濃度と信号強度との間に直線関係が成り立つ範囲が極めて狭いこと、脳以外ではGd-DTPAが早期より血管外に分布し血管の透過性と血管外組織の性状が信号強度におおきく影響する等の点で、組織の血流動態の評価に適した手法とはいえない。また、正常脳組織には脳血管関門が存在し、Gd-DTPAが血管外に分布しないことは脳血管床の評価にはむしろ有利と思われるが、実際には T_1 短縮効果が脳体積の5%前後にすぎない血

管内のプロトンにしか及ばず¹⁾、 T_1 強調画像上の信号強度の変化はわずかしき得られない。

近年RosenやEdelmanらは T_2 強調ダイナミックMRIを用いてポーラス投与したGd-DTPAの動態から脳血流動態の臨床評価を行っている^{2)~4)}。この方法では、高濃度のGd-DTPAが脳血管床を通過する際に生じる局所磁場の乱れを、TEの長いgradient echo法等を利用して信号強度の低下として検出している。 T_2 強調画像では、血液のプロトンからの信号が赤血球の膜内外に生じる磁化率の差により低下するだけでなく、血管内外の磁化率の差による局所磁場の乱れによって毛細血管周囲のプロトンの信号も減衰し、 T_1 強調画像と比較して大きな信号変化が得られる利点がある。また、 T_2 強調画像では、造影剤濃度と T_2 の短縮率 [$\text{WR2} = -\ln(S/S_0)/\text{TE}$ 、ただしSは造影剤到達の信号強度、 S_0 は投与前の信号強度]がほぼ比例するとの報告もある⁵⁾。

一方、 T_2 強調MRIにおける問題点としては、下垂体や、骨腫瘍等のように近傍に骨組織が存在する組織の撮像が困難であることが挙げられる。これは、骨によって生じる局所磁場の乱れのために造影剤投与前から信号が大きく低下してしまうためである。また、 T_2 強調MRIでは、TEを25ms以上と長く、Gd-DTPAによる T_1 短縮の影響を受けないようにflip angleを低く、撮像時間を短縮するためTRを短く、積算回数を少なく設定する必要がある。信号対雑音比の点では T_1 強調ダイナミックMRIと比較してかなり不利と考えられる。

上述のような点から、これまで T_2 強調ダイナミックMRIはS/N比の点で有利な1.5T程度の高磁場MR装置を用いて行われてきた。今回、0.5T中磁場MR装置を用いた検討を行うにあたっては空間解像度を犠牲にして位相エンコード数を64に設定することにより、撮像時間の短縮とピクセルあたりの信号対雑音比の向上をはかった。その結果、新たなソフトウェアやパルスプログラムを付加することなく、0.5TMR装

置を用いてT₂強調ダイナミックMR像の臨床応用を行うことができた。

Fig.1に示す正常脳における時間-信号強度曲線では、信号強度はGd-DTPAのファーストパスに伴って一過性に低下した後回復し、造影剤投与前よりわずかに低い信号強度で安定した。ファーストパス通過後も信号強度がやや低下するのは、血管周囲のプロトンに対するT₂短縮効果はファーストパス時のGd-DTPA濃度のようにならかなり高くないと発生しないが、赤血球膜内外の磁化率の相違による血液の信号低下は比較的低濃度のGd-DTPAでも生じ、継続して認められるためと考えられた。また、ダイナミックMRIを1分以降も続けてもGd-DTPAの再循環による信号低下は確認できなかった。再循環によるGd-DTPAの濃度は初回循環に比してかなり低く、明かな信号低下として検出されなかったものと思われた。

脳梗塞症例において、梗塞部ではGd-DTPAの脳血管通過に伴う信号変化が、消失ないし不明瞭となっていた。T₂強調ダイナミックMRIにおける信号変化は脳血流量を反映しているわけではなく、脳血管床の容量を主に反映していると考えられている。今回の検討した脳梗塞症例はいずれも慢性期にあり、梗塞部の血管床の容量はすでに減少していたと考えられる。このためにGd-DTPA通過に伴う信号変化も正常部と比較して低下し、T₂強調ダイナミックMRIから作成した計算画像は¹²³I IMP SPECTとほぼ同様のパターンを示したものと思われる。今後本法を各種腫瘍や急性期-亜急性期の梗塞患者に応用した場合には、T₂強調ダイナミックMRIと¹²³I IMP SPECTが異なったパターンを示す

症例もでてくるものと思われる。

結 語

広く普及している中磁場MR装置を用いて、T₂強調ダイナミックMRIを行い、Gd-DTPAの脳内ファーストパスの動態を観察した。正常脳実質ではGd-DTPAの通過に伴い局所磁場の乱れから信号の低下が見られたが、梗塞部ではこの変化が消失ないし低下していた。慢性期の梗塞患者に関してはGd-DTPAによるT₂強調像上の信号低下率と¹²³I IMPのカウントとの間に正の相関が認められた。本法は通常の造影MRIを撮像する前に5分ほどの時間を追加すれば施行でき、脳内血管床の状態を評価する上で臨床的にも有用と思われた。

文 献

- 1) Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, et al. : Separation of diffusion and perfusion in intravoxel incoherent motion MR imaging. *Radiology*, 168 : 497-505, 1988.
- 2) Rosen BR, Belliveau JW, Vevea JM, Brady TJ : Perfusion imaging with NMR contrast agents. *Magn Reson Med*, 14 : 249-265, 1990.
- 3) Edelman RR, Mattle HP, Atkinson DJ, et al. : Cerebral blood flow : Assessment with dynamic contrast-enhanced T2*-weighted MR imaging at 1.5T. *Radiology*, 176 : 211-220, 1990.
- 4) 佐久間肇, 玉川洋一, 竹田 寛, 他 : IVIM-diffusion, perfusion の画像診断, 11 : 6-13, 1991.
- 5) Villringer A, Rosen BR, Belliveau JW, et al. : Dynamic imaging with lanthanide chelates in normal brain : Contrast due to magnetic susceptibility effects. *Magn Reson Med*, 6 : 164-174, 1988.

T₂ Weighted Dynamic MR Imaging of the Brain Using 0.5T MR System

Hajime SAKUMA¹, Kan TAKEDA¹, Tomoyasu TAGAMI¹,
Mototsugu ONO¹, Tsuyoshi NAKAGAWA¹, Kouzo KAWAMURA²,
Hitoshi HAMAGUCHI², Manabu HATTORI², Masahiko MIZOGUCHI²,
Takeshi OGAWA²

*¹Department of Radiology, Mie University School of Medicine
2-174 Edobashi, Tsu, Mie 514*

²Oyamada Memorial Spring Hospital

T₂ weighted dynamic MR imaging was performed in 11 patients with suspicion of chronic cerebral ischemia. MR images were taken with 0.5T Vectra (Yokogawa Medical Systems) and cerebral perfusion was also evaluated with ¹²³I IMP SPECT in all patients. After intravenous bolus administration of 10mmol Gd-DTPA, 20 serial gradient echo images were obtained for 77s, with echo time of 29ms, repetition time of 60ms, RF flip angle of 8 degree and phase encoding steps of 64. Temporal signal attenuation with concentrated intravascular Gd-DTPA was observed in normal brain tissue. In contrast, Gd-DTPA induced signal reduction was diminished in the zone of old infarction. The distribution of signal attenuation on T₂ weighted MR imaging corresponded with that of ¹²³I IMP in chronic cerebral ischemia. In addition, significant relation was observed between signal attenuation ratio on T₂ weighted MR imaging and ¹²³I IMP count ratio (r=0.94).

In conclusion, T₂ weighted dynamic MR imaging can be performed using an ordinary 0.5T clinical MR unit and is thought to be quite useful for the evaluation of cerebral blood dynamics.