

## 頭部出血(亜急性期)の MRI 像に関する検討 —スピンエコー法とグラディエントエコー法の違いに関して—

小 西 秀 男

金沢大学医学部放射線医学教室

### はじめに

脳出血はわが国において重要な疾患の一つで、その適切な診断にコンピュータ断層撮影 (CT) は不可欠である。磁気共鳴画像 (MRI) が果たす役割は少ないといわれているが<sup>1)</sup>, MRI は出血の時期が推定可能であること<sup>2,3)</sup>, 骨のアーチファクトがなく後頭蓋窩の小出血の描出に有利なこと<sup>4)</sup>, コントラスト分解能に優れ, 更に任意の断層面が撮れるなど CT より優れている点が多く<sup>5)</sup>, 脳出血の診断においても重要な検査となりつつある。出血の MRI に関しては, 多くの報告がなされており<sup>6-9)</sup>, ヘモグロビンの状態, 赤血球の溶血の有無によって, MRI 像が大きく異なることが知られている<sup>2,7)</sup>。Gomori らは<sup>7)</sup>, 赤血球が壊れていない場合, デオキシヘモグロビンやメトヘモグロビンによって赤血球の内と外で

異なった強さの磁場が作られ, 選択的に  $T_2$  が短縮し,  $T_2$  強調画像で低信号となること, そして, これは高磁場 MRI 装置でのみみられることを報告している。この報告はスピンエコー法を用いたものであったが, Edelmann らは<sup>10)</sup>, 中磁場 MRI 装置でもグラディエントエコー法を用いれば, 選択的  $T_2$  短縮効果に磁場の不均一の直接影響が加わり, 高磁場 MRI 装置のように血腫を低信号として表すことができることを報告し, グラディエントエコー法の有用性を強調している。また, 血腫と正常脳組織の境界にも磁場勾配が生じ, これによって, 境界部は低信号になる (Boundary Effect) と述べている。しかし, スピンエコー法とグラディエントエコー法との違いを, 赤血球を用いて実験した報告は今までにない。本稿では, このような観点に基づいて, 血腫内の信号強度と Boundary Effect についての検討を行ったので報告する。

キーワード methemoglobin, preferential  $T_2$  proton relaxation enhancement, gradient-echo acquisition, boundary effect

## 対象と方法

Citrate Phosphate Dextrose 液 (クエン酸ナトリウム, クエン酸, ブドウ糖, リン酸二水素ナトリウム水和物を含む) 加ヒト保存血液を遠心分離 (5000 rpm, 5 分間, 4 °C) し, 上清と顆粒球層を除いて, 赤血球を得た. これを 5 倍容量の 0.9 % NaCl 溶液に浮遊して, 前述の要領で遠心分離を 2 回繰り返した. 次に 4 倍量の 0.9 % NaCl 溶液に浮遊し, 亜硝酸ナトリウム 1.7 g/l を加え, 室温 (25 °C) で 10 分間放置した後, 遠心分離した (5000 rpm, 5 分間, 4 °C). 0.9 % NaCl 溶液で洗浄を 5 回繰り返すことにより赤血球中の亜硝酸ナトリウムを除去した (この操作により, 赤血球中のヘモグロビンはほぼ完全にメトヘモグロビンとなった). MRI 撮像に長時間かかる為, 赤血球を赤血球とほぼ等比重, 等張の溶液 (pH 7.4 リン酸バッファー加クレブスリンゲル液とオムニパーク® 140 (第一製薬) の 1 対 1 の混合液) に浮遊させ, このメトヘモグロビンとなった赤血球浮遊液と, 未処置のオキシヘモグロビン赤血球浮遊液を用いて以下の実験を行った.

- (1) 赤血球浮遊液の  $T_2$  緩和曲線,  $T_2^*$  緩和曲線, および TR の短いグラディエントエコー法での信号強度に関する検討

ヘマトクリット値 (以下 Ht) が 15 %, 30 %, 45 %, 60 %, 75 %, 90 % の赤血球浮遊液を 20 ml の試験管内に詰め, 約 1 l の水槽内で MRI を行い, 信号強度を測定した. 使用機種は GE 社製 Signa®, 静磁場強度 1.5 T で, 頭部用コイルを使用した. パルスシーケンスは, スピンエコー法 2500/20, 30, 40, 60, 80 (TR/TE) のシングルエコー法と 2500/20, 40, 60, 80 のマルチプルエコー法, そして, 500/20 である. グラ

ディエントエコー法は, 200/15, 20, 30, 40, 60, 80/10° (TR/TE/フリップ角), および 25/13/10°, 30°, 50°, 90° である. 撮像は, FOV 20 cm, スライス厚 5 mm, 256×256 matrix, 2 NEX ~ 6 NEX, 室温 25 °C, 水温 20 °C で行った. TR 25 msec の場合のみ, FOV は 24 cm で行った.

スピンエコー法の信号強度は次式で表される.

$$S \propto e^{-\frac{TR}{T_1}} \times (1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}) \dots \dots \textcircled{1}$$

S : 信号強度

グラディエントエコー法の信号強度は,  $TR > T_2$  の時, 次のように簡略して表される.

$$S \propto \frac{\sin \theta \times (1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}) \times e^{-\frac{TR}{T_2}}}{(1 - \cos \theta \times e^{-\frac{TR}{T_1}})} \dots \dots \textcircled{2}$$

以上の式を基に, 最小二乗法を用いて TE 0 msec の値を計算し,  $T_2$  緩和曲線,  $T_2^*$  緩和曲線を求めた.

25/13/10°, 30°, 50°, 90° のグラディエントエコー法では, 対照を 0 % 溶液として信号強度を求めた. この場合は撮影時間が短いので, 血漿に赤血球を浮遊させて MRI を行った. 血漿中におとう糖が存在するとメトヘモグロビンは還元されるので, グルコースオキシダーゼとカタラーゼを加えこれを分解しておいた.

尚, 今回, スピンエコー法はすべてマルチスライスで撮像しており,  $T_2$  は不正確であるが, 臨床においてもマルチスライスを用いているので, より現実的な値を表していると考える.

- (2) Boundary Effect (血腫と周囲の境界に出現する低信号の縁どり)に関する検討

セルロールの透析膜の中に, Ht 15 %, 30 %, 45 %, 60 %, 75 %, 90 % の赤血球浮遊液を入れ直径約 1.5 cm の円筒を作り, pH 7.4 リン酸バッファー加クレブスリンゲル液に沈め血腫モデルとし, MRI を施行し, Boundary Effect の有無を検討した. パルスシーケンスはスピン

-----頭部出血(亜急性期)のMRI像に関する検討—スピンエコー法とグラディエントエコー法の違いに関して—

エコー法 (マルチプルエコー法) 2500/20, 40, 60, 80, グラディエントエコー法 200/15, 20, 40, 60, 80, 100, 120/10°である。Boundary Effectの有無は、赤血球を含まない0%溶液の境界を対照として判定した。

## 結果

- (1) 赤血球浮遊液の  $T_2$  緩和曲線,  $T_2^*$  緩和曲線, および TR の短いグラディエントエコー法での信号強度に関する検討

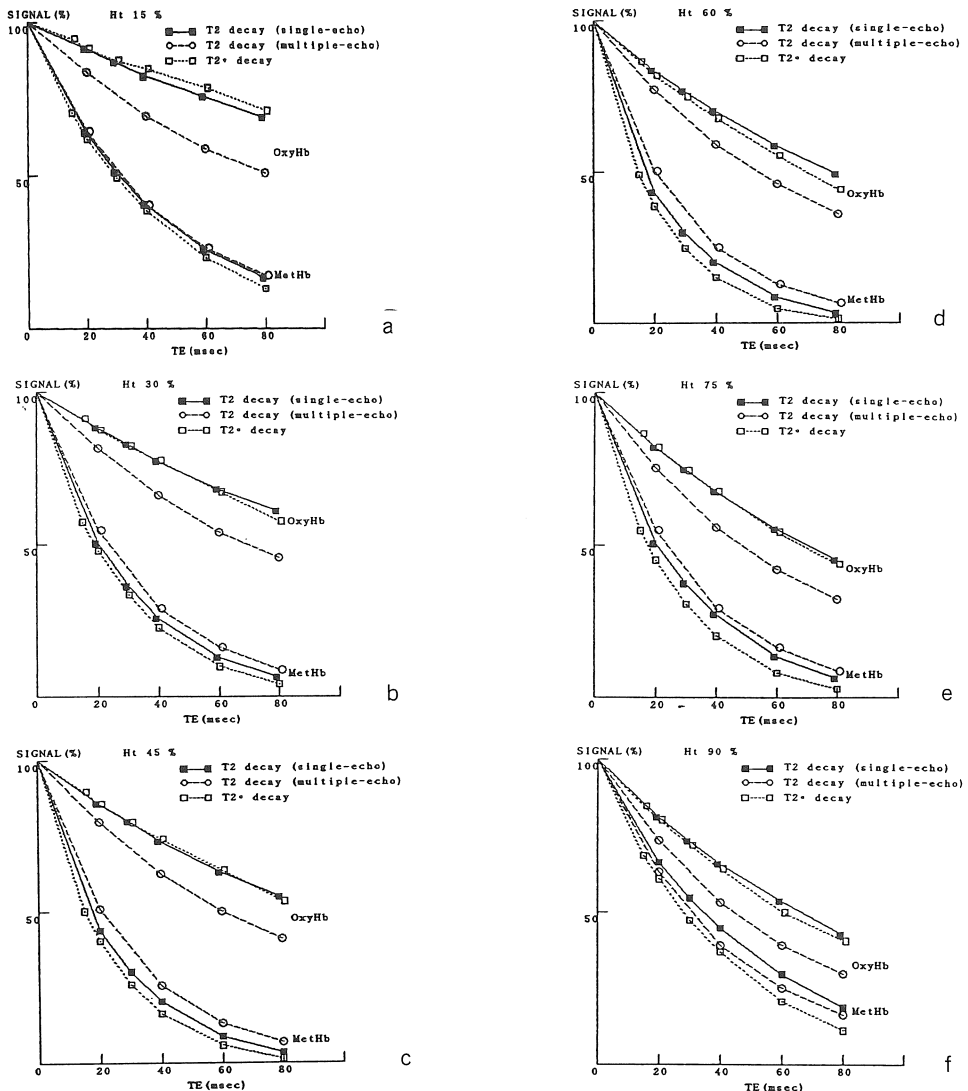


Fig. 1  $T_2$  decay and  $T_2^*$  decay curves of intracellular oxyhemoglobin and methemoglobin suspension.  $T_2$  decay curves were obtained with both single-echo technique (2500/

15, 20, 30, 40, 60, 80) and multiple-echo technique (2500/20, 40, 60, 80). Signal intensities at TE of 0 msec were derived via least square method and defined as 100%.

オキシヘモグロビン赤血球, メトヘモグロビン赤血球それぞれの  $T_2$  緩和曲線(シングルエコー法),  $T_2$  緩和曲線(マルチプルエコー法),  $T_2^*$  緩和曲線,  $T_2^*$  緩和曲線を Fig. 1 に示す. オキシヘモグロビンの場合,  $T_2$  緩和曲線(シングルエコー法)と  $T_2^*$  緩和曲線は赤血球の濃度に拘らず, 両者はほぼ同一であった. マルチプルエコー法の  $T_2$  緩和曲線は, これらよりも早く減衰

し, 下方に偏位した. 一方, メトヘモグロビンでは,  $T_2^*$  緩和曲線が  $T_2$  緩和曲線(シングルエコー法) よりも僅かながら早く減衰した. マルチプルエコー法の  $T_2$  緩和はシングルエコー法のそれと殆ど同一であった.

25/13/10°, 30°, 50°, 90° の信号変化を Fig. 2 に示す. オキシヘモグロビンは, フリップ角(以下  $\theta$ )10° の場合, 濃度に関係なく一定で, 対照

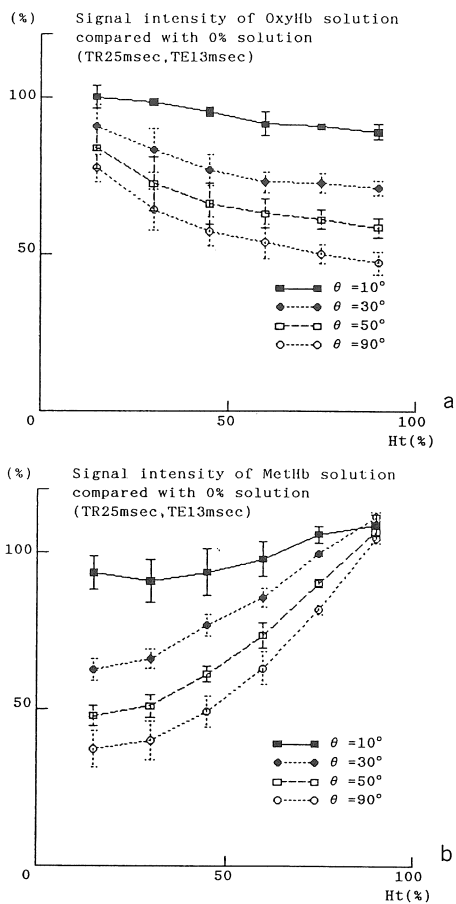


Fig. 2 Signal intensities for intracellular oxyhemoglobin (Fig. 2 a) and methemoglobin suspension (Fig. 2 b) acquired with GRE (25/13/10°, 30°, 50°, 90°), plotted as a function of hematocrit. RBCs were suspended in a plasma and its signal intensity was defined as 100%.

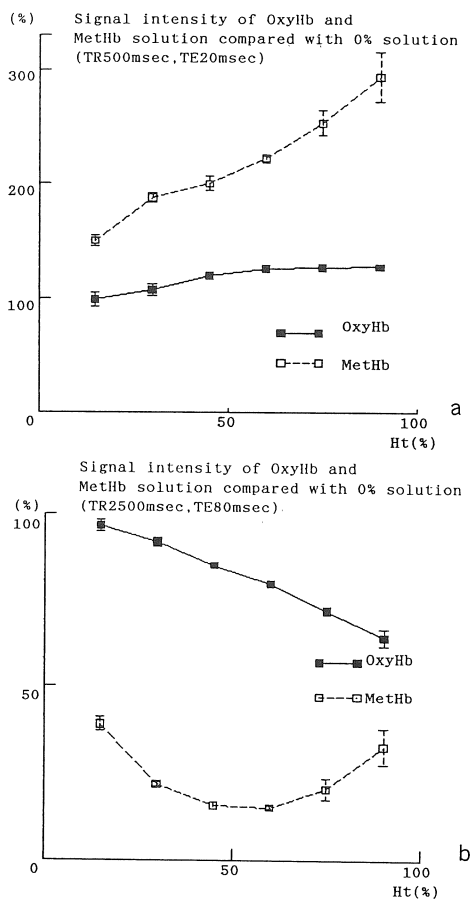


Fig. 3 Signal intensities for intracellular oxyhemoglobin and methemoglobin suspension acquired with SE (500/20) (Fig. 3 a) and SE (2500/80) (Fig. 3 b), plotted as a function of hematocrit. RBCs were suspended in Ringer solution containing Omnipaque® 140 and its signal intensity was defined as 100%.

-----頭部出血(亜急性期)のMRI像に関する検討ースピナーエコー法とグラディエントエコー法の違いに関してー

の0%溶液とほぼ等信号であった。 $\theta$ が30°以上の時、赤血球濃度が低ければ等信号、赤血球濃度が高くなると低信号となり、その変化は $\theta$ を大きくするにつれて強くなった。メトヘモグロ

ビンは $\theta$ 10°の場合、濃度に関係なくほぼ一定で、対照の0%溶液とほぼ等信号であった。 $\theta$ が30°以上の時、赤血球濃度が低ければ低信号、赤血球濃度が高ければ等信号となった。 $\theta$ を大きくす

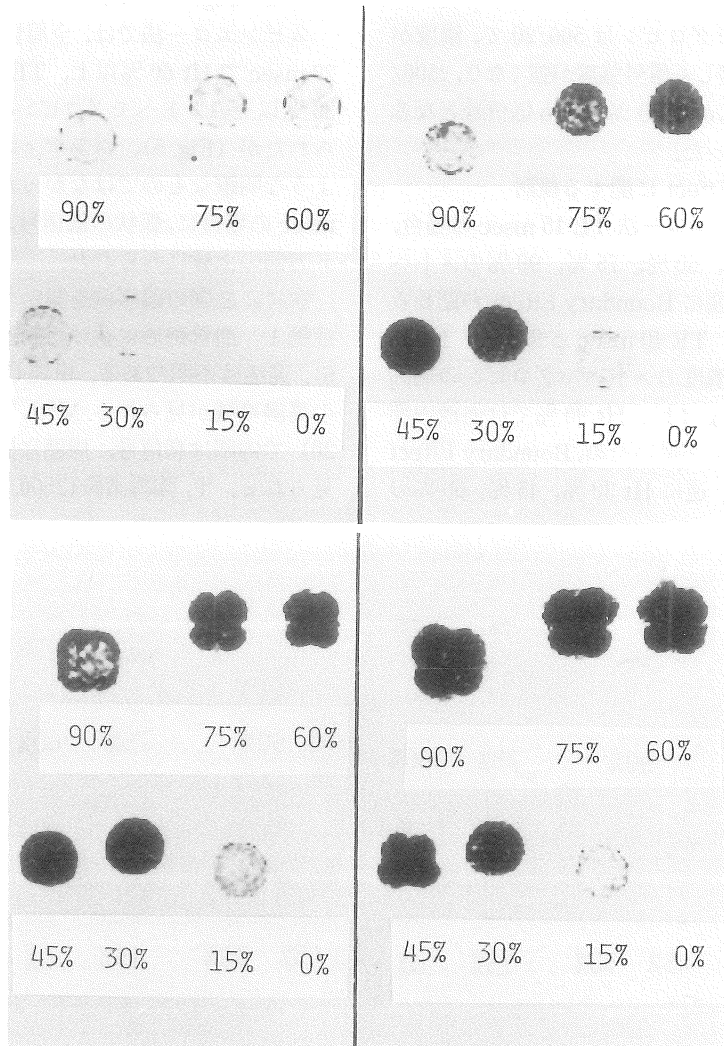


Fig. 4 GEA images of intracellular methemoglobin suspensions with hematocrits of 90%, 75%, 60%, 45%, 30%, 15% and 0%. (a) GEA (200/15/10°). (b) GEA (200/40/10°). (c) GEA (200/80/10°). (d) GEA (200/120/10°). In Fig. 4(a),

samples with hematocrits of 15% and 0% cannot be seen because they are isointense to surrounding Ringer solution. In Fig. 4(b, c, d), sample with a hematocrit of 0% solution cannot be seen because of the same reason.

ると、その変化は強くなった。

スピンエコー法 500/20, 2500/80 の信号強度を Fig. 3 に示す。オキシヘモグロビンは 500/20 では、濃度の増加と共に僅かに信号強度が増加し、2500/80 では濃度の増加と共に信号強度が低下した。メトヘモグロビンは 500/20 で、濃度が増加すると共に著しく信号強度が強くなり、2500/80 では、Ht 45 % から 60 % で最も低信号となる凹型の曲線となった。

(3) Boundary Effect に関する検討

グラディエントエコー法 TE 15 msec の場合、Ht 30 %, 45 %, 60 %, 75 %, 90 % のメトヘモグロビンの周囲に Boundary Effect が認められた (Fig. 4 a)。TE 40 msec とすると、Ht 15 % 以上の全ての濃度のメトヘモグロビンの周囲に認められた (Fig. 4 b)。Ht 90 % では血液内部の信号強度の低下が弱いいため、Boundary Effect は明瞭であった。逆に Ht 30 %, 45 %, 60 % の

場合は血液内部の信号強度の低下が強いため不明瞭であるが、ウインドウ幅・レベル値を調節する事で Boundary Effect は見られた。TE を 80 msec, 120 msec と更に延長させると、像が変形した (Fig. 4 c, d)。

スピンエコー法では、全周性の低信号が、TE 20 msec で Ht 60 % 以上、TE 80 msec では Ht 30 % 以上のメトヘモグロビンの周囲に淡く認められたが (Fig. 5)、グラディエントエコー法のような明瞭なものではなかった。また、TE 20 msec の場合に、弧状の低信号が周波数エンコード方向の上縁にみられた。

次に、血腫の臨床例を呈示する。

症例 1 血管奇形に基づく橋出血例である (Fig. 6)。発症は不明である。単純 CT で橋に 1.5 cm の高濃度域が見られる。MRI, T<sub>1</sub> 強調画像 (500/20) で内部は高信号、周囲に低信号の縁どりが見られる。T<sub>2</sub> 強調画像 (2500/80) で全体に低信

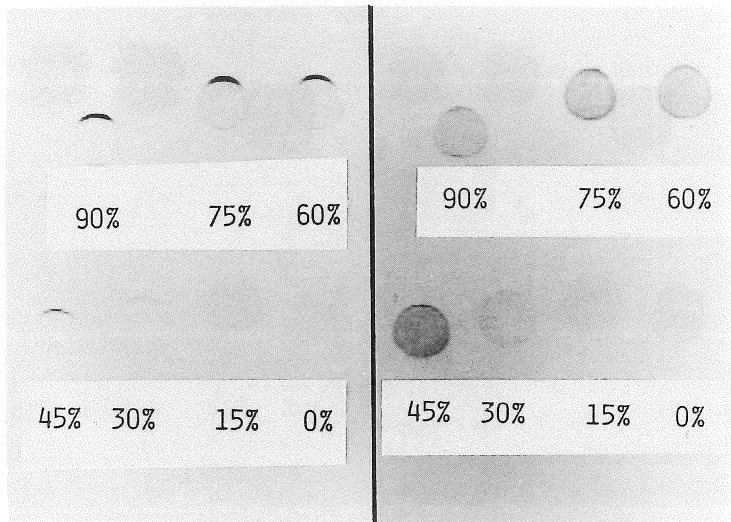
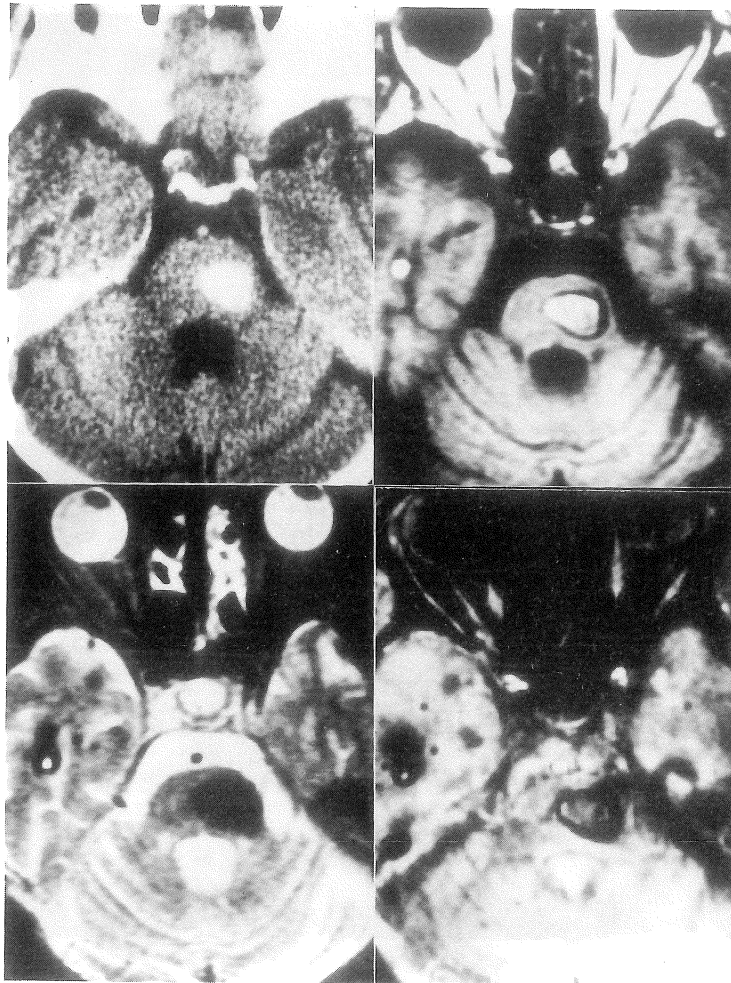


Fig. 5 SE images of intracellular methemoglobin suspensions with hematocrits of 90%, 75%, 60%, 45%, 30%, 15% and 0%. (a) SE (2500/20). (b) SE (2500/80). Samples with

hematocrits of 15% and 0% cannot be seen because they are isointense to surrounding Ringer solution.



a	b
c	d

Fig. 6 Pontine hemorrhage due to vascular malformation in a 65-year-old-woman. (a) CT scan shows pontine hematoma of unknown ictus. (b) T<sub>1</sub> weighted SE image (500/20) shows hyperintensity of the hematoma with hypointen-

se rim. (c) T<sub>2</sub> weighted SE image (2500/80) shows lesion is markedly hypointense and consists of intracellular methemoglobin. (d) On GE image (25/13/10°), lesion is isointense with hypointense rim.

号である。血腫はメトヘモグロビンが赤血球内に存在する状態で周囲にヘモジデリンの沈着を伴っていると考えられる。グラディエントエコー法 (25/13/10°) で、血腫の内部は等信号～軽

度低信号であり、著名な低信号の縁どりを伴っている。メトヘモグロビンを含む赤血球は等信号～軽度低信号として表されている。

症例2 モヤモヤ病による側脳室内出血の患者

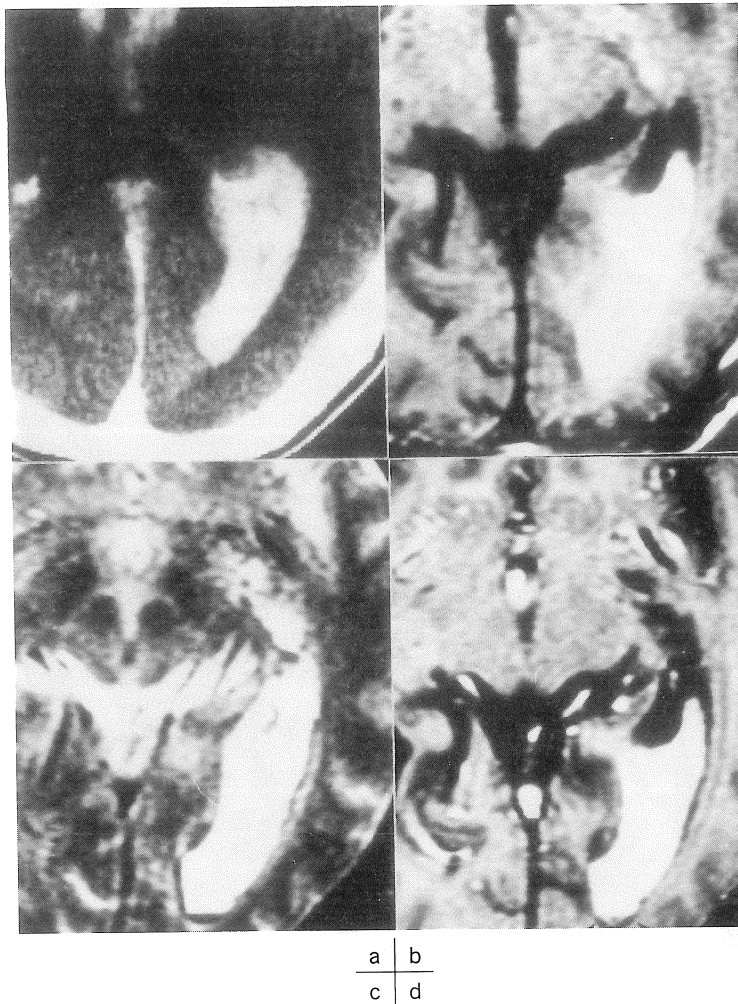


Fig. 7 Intraventricular hemorrhage due to cerebral moyo-moya disease in a 55-year-old man. (a) CT scan 1 day after hemorrhage shows intraventricular hematoma. (b) T<sub>1</sub> weighted SE image (500/20) 19 days after hemorrhage. Lesion is predominantly hyperintense. (c) T<sub>2</sub> weighted SE image (2500/80). The supernatant

portion is hyperintense and represents a dilute of free methemoglobin. The dependent portion is markedly hypointense and represents intracellular methemoglobin. (d) GEA image (200/15/60°) shows curvilinear hypointensity (arrow heads) around the dependent portion. It is suspected to be the result of boundary effect.

である (Fig. 7)。発症 1 日後の CT で側脳室内に高濃度が見られる。発症 19 日後の MRI では T<sub>1</sub> 強調画像, T<sub>2</sub> 強調画像ともに高信号で, メトヘモグロビンを含む溶血した状態である。重力

側に T<sub>1</sub> 強調画像で高信号の層がみられ, T<sub>2</sub> 強調画像で, 同部は非常に低信号となっている。赤血球内のヘモグロビンがメトヘモグロビンになっている事を示している。グラディエントエ



コー法(200/15/60°)で、この沈澱物の周囲にのみ低信号の縁どりがみられる。Boundary Effectと考えられる。

## 考 察

MRIの撮像方法にはいろいろあり、通常スピンエコー法が使われている。スピンエコー法は、90°パルスの1/2 TE時間後に180°パルスを印加し信号を得る方法で、その特徴は、静磁場の不均一を補正できることである<sup>11)</sup>。欠点は人体組織の $T_1$ が数百 msec から数千 msec の範囲のため<sup>12)</sup>、TRをある程度以上には短くすることができず、撮像時間が長くなることである。グラディエントエコー法は撮像時間を短くするために考案され、電磁波による励起を90°に固定せず、もっと小さな角度で行い、緩和に要する時間を短くし撮像時間を短縮する方法である<sup>13)</sup>。欠点は、スピンエコー法と異なり、180°パルスを用いることができず、磁場の不均一が補正できないことである。また、信号強度も複雑な変化を示し、TRが50 msec 以下の場合、磁気モーメントの横方向ベクトルが残存し、次の励起の信号に関与してくるので、 $\theta$ を大きくすると $T_2^*$ 強調像となってくる<sup>13)</sup>。

信号強度は撮像方法、 $T_1$ 、 $T_2$ 、プロトン密度、TR、TE、 $\theta$ によって決定され、 $T_1$ 、 $T_2$ は組織の状態を表しているが、ここに常磁性体が存在すると $T_1$ 、 $T_2$ は大きく変化してくる。その影響は、常磁性体の磁気モーメントの大きさ、電子スピン共鳴現象の緩和時間、プロトンと常磁性中心部がどれだけ近接できるか、などによって決定されている<sup>14,15)</sup>。ヘモグロビンは常磁性体の鉄イオンを含むために、出血のMRI像は非常に特異で、これまでに多くの報告がなされている<sup>1-4,6-9)</sup>。そして、ヘモグロビンの状態、溶血の有無によってその像が大きく異なることが明らかにされている<sup>2,7,16,17)</sup>。出血3~14日後の亜急

性期には、ヘモグロビンはメトヘモグロビンへと酸化され、同時期に赤血球は溶血を始めるとされているが<sup>14)</sup>、メトヘモグロビンはプロトンの $T_1$ を短縮し、また、赤血球内に存在していると選択的 $T_2$ 短縮効果が生じるので、 $T_1$ 強調画像で高信号、 $T_2$ 強調画像で低信号となる<sup>16)</sup>。

選択的 $T_2$ 短縮効果とはThulbornら<sup>18)</sup>によって示されたもので、赤血球内のデオキシヘモグロビンまたはメトヘモグロビンによって、赤血球内外に磁場勾配が作られ、この磁場勾配をプロトンが拡散して、プロトン間の位相がずれて、 $T_2$ が短縮すると考えられている現象である。この効果は静磁場強度の二乗に比例するとされている。

選択的 $T_2$ 短縮効果が実際の臨床例でも見られることはGomoriらによって初めて報告され、静磁場強度の二乗に比例することより、1.5 TのMRI装置でのみ見られるとされた<sup>7)</sup>。その後、0.5 TのMRI装置でも、赤血球内のデオキシヘモグロビンまたはメトヘモグロビンが低信号となることが、Zimmermannらによって報告されたが<sup>8)</sup>、高磁場のMRI装置のような著しい低信号にはならないことは認められている<sup>19)</sup>。Edelmannらはこの差を補う方法として、グラディエントエコー法を用いれば、中磁場MRI装置でも、急性、亜急性期の出血を低信号として描出できることを報告した<sup>10)</sup>。グラディエントエコー法では、プロトンの拡散による選択的 $T_2$ 短縮効果に、磁場の不均一による直接的な影響が加わるためと考えられている<sup>10,14,16,20,21)</sup>。磁場の不均一による影響は静磁場強度に比例するので、高磁場のMRI装置では更に強くなるとされている<sup>10,16)</sup>。

今回、この点に関し実験を行い検討したが、その結果、シングルエコー法を用いると、メトヘモグロビン赤血球浮遊液の $T_2$ 緩和曲線と $T_2^*$ 緩和曲線の差は僅かで、臨床例での報告と異なった。この理由として次のような事が推測された。プロトンの位相の変化は、プロトンが一定

の傾斜磁場の中を一定速度の直進運動を行っていると仮定すると、スピネコー法では時間の二乗に比例する。180°パルスによって位相が逆転するので、信号採取のTE時間後には位相のずれはかなり補正される<sup>22)</sup>。一方、グラディエントエコー法では180°パルスによる位相の逆転がなく、TE時間後の位相のずれはスピネコー法と比較して非常に大きくなり、スピネコー法とグラディエントエコー法で信号強度が異なってくる。しかし、血腫内でのプロトンの動きは無秩序であり、その速度も、組織での拡散係数 $10^{-9} \text{ m}^2\text{s}^{-1}$ <sup>23)</sup>、拡散による赤血球膜の透過時間10 msec<sup>24)</sup>とされており、180°パルスによる位相の補正は僅かと推測される。そうすると、スピネコー法とグラディエントエコー法での信号差が少ないのも十分に説明可能と思われる。

金属アーチファクトはグラディエントエコー法で非常に強調されるが、血腫との違いは磁場勾配の範囲にあると思われる。すなわち、血腫内部では、磁場勾配は赤血球とその周囲間にあり、励起から信号採取の間にプロトンが拡散しうる範囲である<sup>23,24)</sup>。肉眼的レベルでは磁場勾配は存在しない。ここをプロトンが無秩序な拡散運動をすると、選択的 $T_2$ 短縮効果が生じるが、それ以外の影響はないので、スピネコー法とグラディエントエコー法での差は僅かなものになる。一方、金属アーチファクトの場合は、数mmから1cm前後の距離にわたって磁場勾配が存在し、MRI撮像時間にプロトンが拡散しうる範囲を越えている。そのために、まずプロトンの拡散によって、スピネコー法、グラディエントエコー法ともに同程度に信号が低下するが、更に、プロトンの拡散の及ばない範囲にも磁場勾配があるために、グラディエントエコー法の直接効果が加わり、より低信号になるものと思われる。Gomoriらも、グラディエントエコー法はプロトンの拡散する範囲よりもボクセル範囲の磁場不均一に敏感であると述べており<sup>16)</sup>、同様

の事と思われる。

マルチプルエコー法を用いると結果は少し異なってくる。マルチプルエコー法では、通常の $T_2$ 緩和は早くなるが<sup>25)</sup>、メトヘモグロビンの $T_2$ 緩和は遅くなる。これは、180°パルスによって僅かながらも位相の補正が起こるので、180°パルスが多くなれば、それだけ選択的 $T_2$ 短縮効果が抑えられるためと考えられている<sup>17)</sup>。今回の結果でも、オキシヘモグロビンの $T_2$ 緩和は、マルチプルエコー法がシングルエコー法よりかなり早くなっている。メトヘモグロビンの $T_2$ 緩和は、シングルエコー法とマルチプルエコー法で殆ど同じで、上述の二つの因子による影響が相殺しあったと考えられる。血腫のコントラストは血腫と周囲との信号強度の差で決定されるので、以上の事より、シングルエコー法での血腫のコントラストは、マルチプルエコー法のそれ以上ということになる。グラディエントエコー法は、僅かながらもシングルエコー法以上のコントラストを得るので、結果的に、マルチプルエコー法より更に血腫を低信号として表すことになる。臨床においても、シングルエコー法を用いることはまず無いので、マルチプルエコー法の結果がより現実的なものと思われる。

$\theta$ が10°のTRの短いグラディエントエコー法では、信号強度はメトヘモグロビン、オキシヘモグロビンともにヘマトクリット値を変化させても殆ど変わらないことが今回の検討より示された。症例1でもメトヘモグロビンとなった赤血球はほぼ脳実質と等信号～軽度低信号であり、実験結果と一致している。逆に言えば、このパルスシーケンスでの低信号はBoundary Effectやヘモジデリンの沈着などの他の状態を考えるべきということになる。

Boundary Effectは、血腫内の常磁性体物質によって正常部との境界に磁場勾配が生じ、グラディエントエコー法で同部が低信号となる現象で、選択的 $T_2$ 短縮効果と異なりプロトンの拡

散を必要としないとされている<sup>10,21)</sup>。これは一種の susceptibility artifact であるため、TE を延長するにしたがい強く現れ、磁場勾配・静磁場強度が強くなれば、当然 Boundary Effect も強くなる。しかし、この事を赤血球を使って実際に証明した報告は今までになく、また、どの程度のメトヘモグロビンが必要か不明であった。今回、Ht が 15 % のメトヘモグロビンでも TE 40 msec のグラディエントエコー法で十分に Boundary Effect が現れることが証明され、また Ht が 30 % 以上の場合には、TE 15 msec と非常に短い場合でも認められ、Boundary Effect が特殊な条件のものではないことが示された。スピンエコー法は磁場の不均一を補正するために、軽度の磁場勾配では Boundary Effect が現れないことが推測されたが、実験結果でも、Ht の低い場合には TE を延長しても全く Boundary Effect はみられず、Ht が 30 % 以上で TE 80 msec の場合に淡い低信号の縁どりが見られた。ただ、その程度は弱いので、実際の症例では、Boundary Effect はグラディエントエコー法でのみ認められ、スピンエコー法ではみられないとしてよいと考える。TE 20 msec の場合、弧状の低信号が周波数エンコード方向に見られたが、メトヘモグロビンによって、周波数エンコードの傾斜磁場にずれが生じたためと考えている。症例 2 に Boundary Effect 例を呈示したが、この場合は側脳室内出血という特殊な条件下のためそれと推測されたが、通常亜急性期出血ではヘモジデリン沈着との鑑別は困難と考えられる。

## ま と め

1. メトヘモグロビン赤血球浮遊液を用いて、スピンエコー法とグラディエントエコー法の違いを検討した。

2. シングルエコー法を用いた場合、メトヘ

モグロビン赤血球浮遊液の  $T_2$  緩和曲線と  $T_2^*$  緩和曲線の差は僅かであり、スピンエコー法とグラディエントエコー法での信号強度差も僅かと推測された。

3. マルチプルエコー法では、一般に  $T_2$  緩和が早くなるが、選択的  $T_2$  短縮効果は逆に抑制されるため、グラディエントエコー法はマルチプルエコー法（スピンエコー法）より血腫を低信号にすることが示された。

4. Boundary Effect はグラディエントエコー法 TE 15 msec で、Ht 30 % 以上のメトヘモグロビン赤血球浮遊液の周囲に認められた。TE 40 msec にすると、Ht 15 % 以上のメトヘモグロビン赤血球浮遊液の周囲に認められた。

5. スピンエコー法でも淡い縁どりが見られたが、グラディエントエコー法のように明らかなものではなかった。

6. グラディエントエコー法はスピンエコー法以上に急性、亜急性期出血を低信号にすることが報告されているが、これは、選択的  $T_2$  短縮効果を強調しているのではなく、Boundary Effect に代表される susceptibility artifact に 3. の影響が加わるためと考えられた。

稿を終えるに臨み、御指導、御校閲を頂きました金沢大学医学部放射線医学教室、高島力教授に深甚なる感謝の意を表します。又、終始適切な御指導、御協力を頂いた同第一生化学教室（主任：福田龍二教授）友田燁夫助教授、松川茂講師、同放射線医学教室、鈴木正行講師、角谷真澄講師をはじめとする同教室の皆様から感謝致します。

本論文の要旨は、第 14 回、第 15 回日本磁気共鳴医学大会、第 18 回断層映像研究会、第 100 回日本医学放射線学会中部地方会において発表された。

## 文 献

- 1) 井上祐一：出血性血管障害。(In)河野敦, 西川潤一, 小野由子編著, 最新MRI情報, 中外医学社, 東京, 1989, p.16-23
- 2) R.I. Grossman, J.M. Gomori, H.I. Goldberg, et al.: MR imaging of hemorrhagic conditions of the head and neck. *Radiographics*, 8 : 441-454, 1988
- 3) G.Di Chiro, R.A. Brooks, M.E. Girton, et al.: Sequential MR studies of intracerebral hematomas in monkeys. *Am J Neuroradiology*, 7 : 193-199, 1986
- 4) 片田和廣：脳のMRI診断, 脳の血管性病変—出血。臨床画像, 5 : 16-25, 1989
- 5) I.R. Young, A.S. Hall, C.A. Pallis, et al.: Nuclear magnetic resonance imaging of the brain in multiple sclerosis. *Lancet*, November 14 : 1063-1066, 1981
- 6) J.T. Sipponen, R.E. Sepponen, A. Sivula : Nuclear magnetic resonance (NMR) imaging of intracerebral hemorrhage in the acute and resolving phases. *J Comput Assist Tomogr*, 7 : 954-959, 1983
- 7) J.M. Gomori, R.I. Grossman, H.I. Goldberg, et al.: Intracranial hematomas: imaging by high-field MR. *Radiology*, 157 : 87-93, 1985
- 8) R.D. Zimmerman, L.A. Heier, R.B. Snow, et al.: Acute intracranial hemorrhage: intensity changes on sequential MR scans at 0.5 T. *AJR*, 150 : 651-661, 1988
- 9) 内野晃, 大成宣弘, 大野正人：急性期高血圧性脳出血のMRI-1.5テスラ装置による検討。日本医放会誌, 49 : 1243-1252, 1989
- 10) R.R. Edelman, K. Johnson, R. Buxton, et al.: MR of hemorrhage: a new approach. *Am J Neuroradiology*, 7 : 751-756, 1986
- 11) 真野勇：NMR診断法, 秀潤社, 東京, 1984, p.31-41
- 12) S. Balter: An introduction to the physics of magnetic resonance imaging. *Radiographics*, 7 : 371-383, 1987
- 13) M.L. Winkler, D.A. Ortendahl, T.C. Mills, et al.: Characteristics of partial flip angle and gradient reversal MR imaging. *Radiology*, 166 : 17-26, 1988
- 14) W.G. Bradley Jr.: MRI of hemorrhage and iron in the brain. (In) D.D. Stark, W.G. Bradley Jr. ed: *Magnetic resonance imaging*, Mosby, St. Louis, 1988, p.359-374
- 15) G.L. Wolf, K.R. Burnett, E.J. Goldstein, et al.: Contrast agents for magnetic resonance imaging. (In) H.Y. Kressel ed: *Magnetic resonance annual 1985*, Raven, New York, 1985, p.231-266
- 16) J.M. Gomori, R.I. Grossman: Mechanisms responsible for the MR appearance and evolution of intracranial hemorrhage. *Radiographics*, 8 : 427-440, 1988
- 17) J.M. Gomori, R.I. Grossman, C. Yu-Ip, et al.: NMR relaxation times of blood: dependence on field strength, oxidation state, and cell integrity. *J Comput Assist Tomogr*, 11 : 684-690, 1987
- 18) K.R. Thulborn, J.C. Waterton, P.M. Matthews, et al.: Oxygenation dependence of the transverse relaxation time of water protons in whole blood at high field, *Biochim Biophys Acta*, 714 : 265-270, 1982
- 19) R.D. Zimmerman, M.D.F. Deck: Intracranial hematomas: imaging by high-field MR. *Radiology*, 159 : 565, 1986
- 20) M.L. Winkler, W.L. Olsen, T.C. Mills, et al.: Hemorrhagic and nonhemorrhagic brain lesions: evaluation with 0.35-T fast MR imaging. *Radiology*, 165 : 203-207, 1987
- 21) S.W. Atlas, A.S. Mark, R.I. Grossman, et al.: Intracranial hemorrhage: gradient-echo MR imaging at 1.5 T: comparison with spin-echo imaging and clinical applications. *Radiology*, 163 : 803-807, 1988
- 22) W.G. Bradley Jr.: Flow phenomena. (In) D.D. Stark, W.G. Bradley Jr. ed: *Magnetic resonance imaging*, Mosby, St. Louis, 1988, p.108-137
- 23) G.E. Wesbey, M.E. Moseley, R.L. Ehman: Translational molecular self-diffusion in magnetic resonance imaging: II. Measurement of self-diffusion coefficient. *Investigative Radiology*, 19 : 491-498, 1984
- 24) T. Conlon, R. Outhred: Water diffusion permeability of erythrocytes using an NMR technique. *Biochim Biophys Acta*, 288 : 354-361,

----- 頭部出血(亜急性期)のMRI像に関する検討—スピンエコー法とグラディエントエコー法の違いに関して—

1972

25) S. Majumdar, S.C. Orphanoudakis, A. Gmitro,  
et al. : Errors in the measurements of T 2 using

multiple-echo MRI techniques. Magn Reson  
Med, 3 : 397-417, 1986

## MRI of subacute intracranial hematomas : the difference between spin-echo and gradient-echo images

HIDEO KONISHI

*Department of Radiology, Kanazawa University School of Medicine  
Takaramachi 13-1, Kanazawa, Ishikawa*

Subacute hematomas consisting of intracellular methemoglobin (MetHb) become hypointense on  $T_2$  weighted spin-echo (SE) images using high-field magnetic resonance. This effect results from diffusion of proton through local field gradients created by MetHb and is called preferential  $T_2$  proton relaxation enhancement (PT2PRE). Gradient-echo acquisition (GEA) can depict hematomas to be more hypointense, because the acquisition is sensitive to field inhomogeneity. In this paper, the difference between SE and GEA images of subacute hematomas was studied experimentally using intracellular MetHb suspension.

Although  $T_2^*$  decay curves were expected to decline faster than  $T_2$  decay curves, no significant differences were observed between them. This results suggests that PT2PRE cannot be increased significantly by GEA.

$T_2$  obtained with multiple-echo technique is generally inaccurate and smaller than  $T_2$  obtained with single-echo technique, but the results showed in a case of intracellular MetHb they were almost similar. This is because multiple  $180^\circ$  pulses partly correct the dephasing of proton resulting from its diffusion. As contrast of hematomas is dependent on differences of signal intensities between hematomas and surrounding tissues, it means that multiple-echo technique depicts the lesion less conspicuously than single-echo technique and GEA.

GEA images ( $TR=2000$  msec/ $TE=15$  msec) showed hypointense rim (boundary effect) at the margin of intracellular MetHb suspension with a hematocrit of larger than 30%, and with  $TE$  of 40 msec boundary effect could be seen even at a hematocrit of 15%. On the contrary, SE images ( $TR=2500$  msec/ $TE=80$  msec) hardly showed boundary effect.

In conclusion, GEA can depict subacute hematomas to be more hypointense than SE using multiple-echo, because multiple  $180^\circ$  pulses are not used and boundary effect is present.