

高速撮像の臨床—頭頸部—

田中忠蔵

明治鍼灸大学脳神経外科

はじめに

高速撮像法と呼ばれるシーケンスは、MRIの臨床導入が開始され始めた、1980年代後半に既に提唱されており、グラディエントエコー法はfield echo法やFLASH法として¹⁾、スピネコー系ではRAREとして報告されている²⁾。また、超高速撮像法とされているエコープラナー法は、すでに1977年に報告されている³⁾。このなかでも、最も早く臨床応用が始まったのは、グラディエントエコー (gradient recalled echo : GRE, GE) 法であり、頭頸部領域の臨床では、グラディエントエコー法を用いたMRAの可能性が検討・導入され、装置の改良に伴って徐々に临床上の有用性が明らかになってきた。しかし、この方法の通常の画像は、信号対雑音比 (S/N比 : signal to noise ratio)、組織コントラスト対雑音比 (contrast to noise ratio : C/N比) が十分でなく、脊椎、脊髄疾患などの極めて限られた分野での臨床応用が行われるにすぎない。現在でも、頭頸部領域では、MRAや脊髄、脊椎領域などで限られた用いられ方をしている⁴⁾。このグラディエントエコー法で、TR、TEを短くしたファーストグラディエントエコー、ターボグラディエントエコー法が1秒前後の撮像時間とIR法によるプレパレーションでT₁強調画像を、また造影効果に非常にセンシティブであるために造影MRAとして注目されている。

日常の臨床使用に耐える初めての高速シーケンスは、RARE (rapid acquisition with relaxation enhancement) 法として報告され、慶應義塾大学、ハーバード大学グループで臨床応用が実現し、ファーストスピネコー (fast spin echo : FSE)、ターボスピネコー (turbo spin echo : TSE) 法の呼び名で現在最も用いられているスピネコータイプの高速シーケンスである⁵⁾。このシーケンスは、現在、T₂強調画像と高速FLAIR (fluid attenuated inversion recovery) シーケンスとして日常の頭頸部の臨床に用いられている。また、その後、これをシングルショットで撮像し、ハーフフーリエ法を組み合わせたHASTE (half fourier single shot turbo spin echo) 法と呼ばれるシーケンスや、スピネコーにグラディエントエコーを組み合わせたGRASE (gradient and spin echo) 法が知られている⁶⁾が、後述するように、いずれも頭頸部領域では日常的に用いられているシーケンスとは言いがたい。一方、T₁強調画像は、いまだスピネコー (spin echo : SE) 法が中心である。

最近になり、高速撮像法の本命とも言うべき、エコープラナー (EPI : echo planar imaging) 法が臨床装置で可能となり、拡散強調画像 (DWI : diffusion-weighted image) 法を中心に脳の機能検査として普及し始めている⁷⁾。一方、EPIがk空間を直線的に端から走査するのに対して、画像のコントラストに寄与する信号強度の成分を与えるk空間の中

キーワード fast imaging, EPI, functional imaging

央をはじめに渦巻き状に走査するスパイラルスキャン (spiral scan imaging) 法が提唱されたりしている⁸⁾が、まだ、臨床装置で評価を問うほどの普及がみられていない。このほかにも様々な呼び名のついたシーケンスが提唱、報告されているが、いまだ十分な臨床評価が報告されていない。なお、ここに示す画像は、全て Signa Horizon 1.5T (GE-横河社製) にて撮影された。

グラディエントエコー

(gradient echo : GE, gradient recalled echo : GRE, fast field echo : FFE)

1) グラディエントエコー法の概説

GRE は、「高速撮像の基礎」において詳細に解説されているので、ここでは、メーカーによる名前の違いとその由来を簡単にまとめることにする。MRI の撮像シーケンスの名称を複雑にしたのは、T₁ 強調系のシーケンスにおいて、横磁化成分をスポイルする方法がメーカーによって異なることから派生し、これが装置の特徴に関係し、画質やシーケンスの動作条件に微妙な違いをもたらし、シーケンスの一般的な理解に混乱を生じていると言える。ここでは、グラディエントエコー法を理解しやすくするために、組織コントラストの違いによって分類すると、

a) T₁ 強調中心のパルス系列 : FLASH (fast low angle shot), SPGR (spoiled GRASS), T₁-fast field echo (T₁-FFE) と呼ばれている。これらのシーケンスは、グラディエントによるエコー信号を取り込んだ後で、残っている横磁化成分を消去することで、縦緩和、T₁ 成分を強調するものである。横磁化成分を消去 (spoil) する方法として、位相エンコードのステップごとに RF パルスの位相をずらして測定し、横磁化をキャンセルする SPGR と、グラディエントをパルス状に用いて横磁化をキャン

セルする FLASH 法が代表的なものである。いずれの方法も実際には RF パルスとグラディエントを組み合わせて用いて、T₁ 強調画像が得られるが、シーケンスの性質から画質に微妙な違いを有し、このあたりから、MRI のシーケンスの理解が、用いている装置によって異なってきたり、MRI が難しいものとして受けとめられている理由の一つと言えるのではないだろうか。

b) T₂ 強調中心のパルス系列 : FISP (fast imaging with steady-state precession), GRASS (gradient recalled acquisition in the steady state), T₂-FFE 等と呼ばれている。これらのシーケンスは、T₁ 強調系と異なり、横磁化成分を残したままにすることで、横磁化成分を強調する。グラディエントエコーのシーケンスは、励起パルスからエコー中央の位置までに使われるグラディエントパルスが横磁化成分を消し去る働きをもつ。このグラディエントパルスの働きをキャンセルするために、エコー信号の取り込み後に同じ量で極性の反対のグラディエントパルスを用いると横磁化成分が保持される。実際には、このグラディエントパルスに相当するのが位相エンコードグラディエントであり、これをキャンセルする目的で、位相エンコードグラディエントと同じ大きさで反対極性にリワインダーグラディエント (rewinder gradient) を次の RF パルスの前に置くのが一般的なシーケンスである。このリワインダーグラディエントの効果によって、横磁化の位相が再収束 (refocus) され、縦磁化と合わせて大きな磁化を再現し、次の励起パルスによって、強い信号を与える。このために、縦磁化成分を小さくする短い TR が T₂ 強調を増強する。しかし、この方法では、いずれにしても縦磁化成分を十分にキャンセルすることができず、純粋な T₂ 強調画像を得ることが難しい。

T₁, T₂ 強調系のシーケンスの特徴は、TR が

長くなれば (>200 ms) 横磁化成分が自然に小さくなるため、いずれのシーケンスも同じ性質を示すこととなる。従って、長い TR では、RF パルスのフリップアングル (FA : flip angle- α) と TE のみが画像の性質を決定する。この場合、小さな α は、T₂ 強調を、大きな α は T₁ 強調系となり、長い TE は T₂ 強調を、短い TE は、T₁ 或いはプロトン密度 (PD : proton density) 強調系となる。

c) 脳脊髄液を強調するパルス系列 : SSFP (steady state free precession), PSIF (FISP を反対から読んだもの) と呼ばれている。このシーケンスは、グラディエントエコーでありながら、次の励起用の RF パルス (α 度) を、あたかもスピネエコーの 180 度パルスのように用いてエコー信号を得て、TR より長い TE を実現する方法である。頭部領域では、主として MR ミエログラフィーへの応用が考えられた⁹⁾。この方法は、グラディエントエコーでありながら、磁化率の変化の影響を受けにくい(磁場不均一性を補正するため)方法である。また、3D 法と組み合わせて、脳槽撮影などに用いられている。最近では、ファーストスピネエコー法の改善から、脳槽撮影や MR ミエログラフィーの領域で競合するようになっている。

d) 高速グラディエントエコー : Fast gradient echo, turbo gradient echo

通常のグラディエントエコー法と基本的に同じだが、フリップアングルを小さくし、TR を 10 ms 以下程度にして、1 枚の画像が 1 秒前後で撮像できる極めて高速なシーケンスである。ただし、組織コントラストが極端に低い画像となり、このままでは臨床実用性がない。プレパレーションパルス、例えば IR パルスをつけ加えることから T₁ 強調画像として用いることや、造影剤を用いて 3D シーケンスとともに造影 MRA として用いられ始めている。

2) 脳・頸部組織への応用

a) 基本的な頭頸部領域の撮像シーケンスに

ついて

頭部領域の基本撮像条件は、従来、T₁ 強調画像、T₂ 強調画像、プロトン密度画像である。最近の基本的なシーケンスは、施設・装置性能にもよるが、上記に FLAIR (fluid attenuated inversion recovery) 画像が加わる。しかし、撮像時間の延長を考えると、比較的診断上の特異性の低いプロトン密度画像を省いて、T₁、T₂ 強調画像、FLAIR が基本シーケンスと考えられる。一方、頸部領域では、従来から sagittal (矢状断像) の T₁、T₂ 強調画像とプロトン密度画像に、脊椎管の大きさ・変形の程度や脊髄の偏位・変形を確認するために axial (横断像) の T₂ 強調のグラディエントエコーを加えるのが一般的な撮像法と言える。Axial 画像では脊髄の白質・灰白質の区別や CSF スペースが十分にみられる正常例では脊髄神経の前根・後根を区別することも可能である。

従って、グラディエントエコー法は、頸部領域のスタンダードな撮像方法であると言える。一方、頭部領域では一般撮影として用いられることは少なく、場合によって頭蓋内の出血性病変を確認するために T₂* を強調する方法として取り入れられるか、造影後に短時間で T₁ 強調画像を得る方法として用いられることが多い。

b) MRA : magnetic resonance angiography

MRA の臨床有用性は、その限界とともに知られるところとなっている。日本磁気共鳴医学会 MRA 委員会の報告にもあるように、脳血管疾患、脳動脈瘤や血管の閉塞・狭窄の検出率は決してまだ満足のいくものでない¹⁰⁾。しかし、非侵襲的な検査法としての有用性は十分に発揮している。また、装置性能やソフトウェアの改善から、MRI や MRA の画質の向上が著しく進んでおり、診断能の向上が確実に期待できる。ここでは、MRA の基本シーケンスについて述べる。

i) 3D-TOF : 3D-time of flight

脳血管の基本的な撮像シーケンスとして広く用いられており、その有用性に言及する必要が

ないほどである。TOF 法は、撮像面内に流入する血液が RF で飽和されていない (unsaturated) 新鮮な血液であり、この飽和されていない血液が画像上に高信号を示す効果を用いている。また、流れている血液を観測するために短い TE を用いたり、流れに伴う位相のズレを補うグラディエントパルスを用いている。注意点として、3D-TOF は、一定以上の血流速度を有する血管しか描出されず、動脈瘤や血管病変のうち、加速度成分をもつ乱流や遅い血流成分が描出されない。Fig. 1 は、脳動脈奇形 (AVM) の例であるが、3D-TOF では、nidus と呼ばれる病巣の本体が描出されていない。この例では、AVM 本体の血流速度が遅いか、加速度成分をもつために描出されていないと考えられる。また、MRA では、ある流速以上の頭蓋内・外の全ての血管が描出されるために、得

られた画像に血管が多く写りすぎる欠点を有している。従って、少なくとも大きな静脈は、流入静脈をプレサチュレーション (presaturation) して消去する手法が取られている。また、得られた MRA は、一方向の再構成では得られた血管の分離が悪いために、約 7 度の角度を付けて画像を表示し立体的な把握ができるようにする。一般に、動脈瘤の検出では後交通動脈の動脈瘤の検出が難しいとされているが、画像表示の回転軸を x, y, z 軸のそれぞれについて行うことから、より確実な診断が可能となる。

撮像パラメータの注意として以下のものがある。

(i) 頭頸部の血流は末梢に行くに従って遅くなるため、単一の励起パルスを用いると近位か遠位部のいずれかの血管部分の描出が低下する。そこで、励起パルスのフリップアングルを

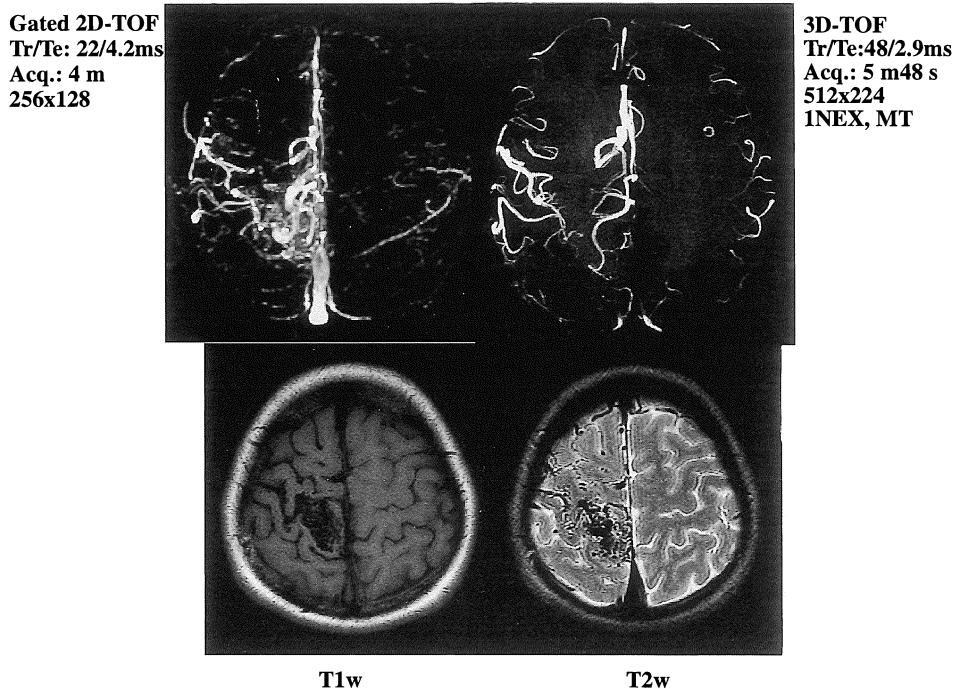


Fig. 1. 2D- and 3D-TOF MRA of left fronto-parietal arterio-venous malformation (AVM). 3D-time of flight MRA could not show a nidus of AVM due to turbulent or accerated blood flow. 2D-TOF image showed a nidus of AVM.

近位側(頸部側)で小さく、遠位側(頭頂側)で大きくすることによって広い範囲の血管を均一に描出する工夫が行われている。(ii) MRAの血流の周囲に対するコントラストを強調する目的で、MTC (magnetization transfer contrast) 法が用いられる¹⁴⁾。この方法は、脳組織に存在するいわゆる結合水からの信号を小さくし、従って脳組織の信号を低くすることから血流由来の信号を相対的に大きくすることができる。しかし、(ii)この方法では、眼窩や頭皮由来の脂肪組織の信号は小さくならない。一般に、脂肪の信号を小さくするためには、脂肪抑制パルス(FAT SATなど)が用いられるが、MRAでは、測定時間をできるだけ短くするために特別な脂肪抑制パルスを用いずに、水と脂肪信号の化学シフト(chemical shift)に由来して、励起パルス後に生じる横磁化の位相差から脂肪を抑制する方法が主に用いられている。1.5T装置では、脂肪と水は、約2.3 ms毎にout of phaseとin phaseをとる。従って、TEが2.3 msで脂肪抑制が、4.6 msでは反対に脂肪が強調される。一般的には、6.9 ms時の脂肪抑制条件が多く用いられている。Out of phaseとin phaseの時間差(ΔTE)の計算は、一般に $\Delta TE = 3.4 \text{ ms}/B_0$ (テスラ)が用いられている。これは、水と脂肪の化学シフト $[3.5 \times 10^{-6} \times B_0]$ (Hz)の差から計算される。このほか、コンピュータ上で得られた画像から脂肪のある部分を除いてMRAを表示する方法も行われている。

ii) 2D-TOF : 2D-time of flight

3D-TOFが頭蓋内の検索に多く用いられているのに対して、比較的大きな測定範囲を必要とする頸部MRAに、この方法が用いられることが多い。また、比較的遅い血流の描出も可能であり、3D-TOFでみられない異常血管からの信号が検出できる(Fig. 1)。頸部MRAは、血管病変の検出に優れていて、false negativeがほとんどないとされている。しかし、この方法の欠点として、測定スライスの面内の血

流をとらえることができない。頸部MRAでは、総頸動脈分岐直後の内頸動脈の狭窄や閉塞を検索することが多いが、分岐直後の内頸動脈の走行が測定面内に平行である場合、正常血管でも内頸動脈の狭窄や閉塞の疑いとしてfalse positiveな所見としてみられることが多く、この方法の大きな問題でもある。最近、心電ゲートが可能なシーケンスの開発も行われ、拍動に伴う血管の辺縁のにじみや鎖骨下動脈・腕頭動脈・大動脈分岐部の頸動脈・椎骨動脈の描出に優れている(Fig. 1)。

以上のMRAの方法以外に、PC(phase contrast)法が知られているが、頭部のMRAとして一般的に用いられていないので、ここでは省略する。

3) 造影MRA : fast SPGR, fast gradient echo / turbo FLASH等に造影剤を使用したもの

2D-TOFによるMRAの精査や再検目的のシーケンスとして、3D-FSPGR/TFLASHを用いた造影MRAが注目されている。通常の血管が高信号としてみられるSPGR/FLASHと異なり、3D-fast SPGR/turbo FLASHでは、血管は等信号であり、造影前の画像からは血管を取り出すことができない。造影すると、血液のみが高信号を示すので、この高信号をMIP(maximum intensity projection)処理すると造影MRAを作ることができる。この方法では、造影剤の濃度に依存した画像となるために、ほとんどアーチファクトの混入を考えなくても良い。特に、coronal像として撮像範囲をできるだけ小さくすると、10~20 sで撮像可能となり、呼吸停止下での動きの少ないMRAが得られる(Fig. 2)。また、この方法では、撮像のタイミングを調整することから動脈相ばかりでなく、静脈相の撮影が1度の造影で行える。この方法は、最近、腹部や末梢のMRAとして注目され、その高い実用性が期待されている。

4) GRASE : gradient and spin echo

この方法は、RAREとEPIの良さを兼ね備

えたものとして開発された。そこで、グラディエントエコーの範疇で扱うのが適当であるのか、ファーストスピンエコーの一部とする意見もあるかもしれないが、便宜上ここで述べる。パルスシーケンスは、「高速撮像の基礎」で詳しいが、簡単には、SE法の180度パルスで生じるエコーについて複数のグラディエントでエ

コー信号を複数生じさせ、それぞれに位相エンコードを行うことから、短時間での測定を可能とした。さらに、このグラディエントエコーを180度パルスでリフォーカスし、さらにグラディエントでエコー信号を生じさせる。従って、通常の撮像時間に比べて、 $1/(180\text{度パルスの数} \times \text{グラディエントエコー数})$ に短縮される。画像の性質は、180度パルスの影響で、susceptibility効果を受けにくいだが、一方、短時間に測定しようとグラディエントエコーの数が増えれば増えるほど、組織コントラストが低下する (Fig. 3)。

このシーケンスの臨床評価は、頭部ではいまだ十分に検討されておらず、現在評価が行われている。一時期、シングルショットGRASEの腹部疾患への応用の報告がみられた。最近では、測定条件の最適化を行うことから、ファーストスピンエコーと比較した有効性が比較検討されている。また、高速性を活かした機能検査法への応用が考えられているものの、いまだ定まった評価となっていない。

5) その他

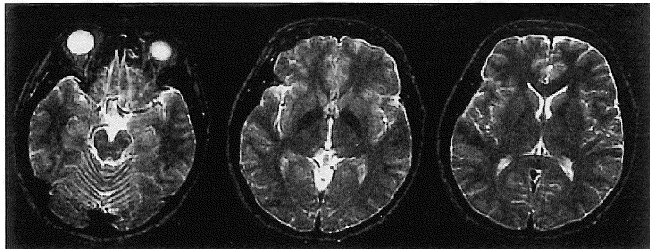
頭、頸部領域でのグラディエントエコー法のこの他の用いられ方は、前述したSSFP/PSIF

3D Fast GRE
Acq.: 70 s
Thickness: 2 mm,
256x128,
20cmFOV
MIP



Fig. 2. Cervical MRA using fast gradient echo sequence with Gd-DTPA administration. This MRA image showed all vessels in cervical region, such as common carotid arteries, bifurcation of carotid arteries, vertebral arteries and juglar vein.

Tr/Te: 4s/110ms
Matrix: 192x192
Acq. Time: 1m20s
ETL: 3
GRE: 3



Tr/Te: 4s/110ms
Matrix: 192x192
Acq. Time: 48s
ETL: 3
GRE: 5

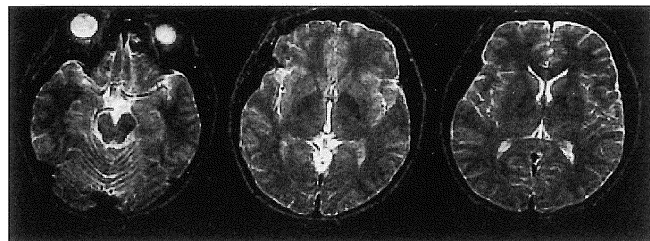


Fig. 3. GRASE images of brain. T₂-weighted image was similar to fast spin echo image.

によるミエログラフィーや脳槽撮影の他に、造影剤の投与後、短時間に連続的に撮影し、早期の造影検査法（ダイナミックMRI）があげられる。特に、脳下垂体の微小腺腫（マイクロアデノーマ）の描出に用いられる。

ファーストスピンエコー (fast spin echo : FSE, turbo spin echo : TSE)

1) ファーストスピンエコーについて

RARE (rapid acquisition with relaxation enhancement) 法として開発されたこのシーケンスは、現在、日常的に用いられ極めて実用性の高い基本的な高速シーケンスとなっている。SE法では、1回の励起で得られるエコー信号は1つであるが、RARE法では数個のエコー信号を得る。従って、通常のSE法では、T₂強調画像を得るのに10分前後を要していたが、ファーストスピンエコー法では、4~8エコーを用いるために撮像時間が1/4~8に短縮できる。つまり、このシーケンスでは、180度

パルスの数によって、撮像時間が変わってくる。SE法の撮像時間は、撮像時間=繰り返し時間(TR)×位相エンコード数×加算回数で表されるが、FSE法では、この撮像時間をエコートレイン数(ETL:echo train length)で割った値となり、撮像時間=繰り返し時間×位相エンコード数×加算回数/ETL。従って、エコートレイン数が大きいほど、撮像時間は短くできる。しかし、欠点として、(1)長い緩和時間を有する脳脊髄液の信号が平均化されて、強い信号となる。その結果、皮質や脳室近傍の病巣の検出能が低下する (Fig. 4)。また、(2)複数の180度パルスは、測定スライス以外のスライスに対してMTC効果をもたらし、脳実質の信号強度が低下する。さらに、(3)エコートレインの数を多くするためには、傾斜磁場のスイッチングを高速かつ安定的にしなければならず、グラディエント系に負担がかかり、高性能の装置が必要となる。従って、ETLの設定は、装置ごとに、同じ被験者を対象に4~16エコーまで段階的にエコー数を変えて撮像を行い、上記

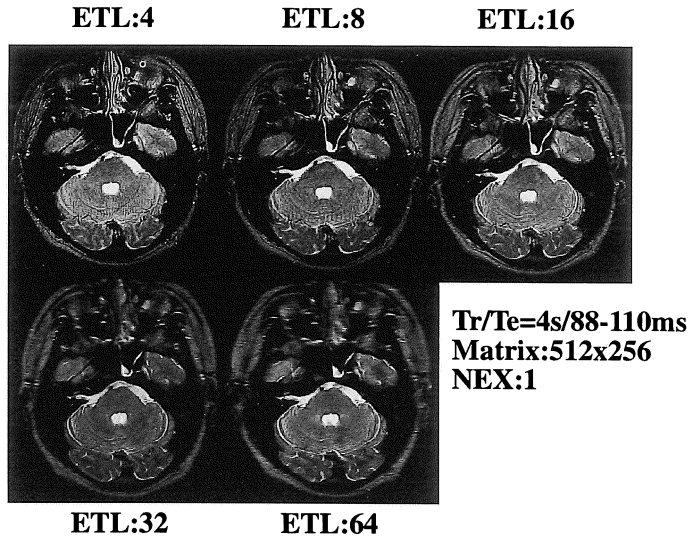


Fig. 4. Fast spin echo images of brain. Four echo train, 8 echo tarins, 16 echo trains, 32 echo trains, and 64 echo trains. Images of long echo train sequence showed blurred scalp and skull due to a phase gap artifacts.

のアーチファクトが少なく、一番多い ETL を選択すべきである。一方、ETL を大きくすると、TR あたりの測定可能なスライス数が少なくなる。また、スライス数は、ETL 数と TE によって変化する。実際の撮像時間は、TR と ETL のみならず、スライス数と TE によって異なる。例えば、我々の施設の 1.5T 装置では、T₂ 強調画像は、TR 4 秒、TE 100 ミリ秒、位相エンコード 256 (マトリックス 512)、スライス数 18、スライス厚 5 mm (スライスギャップ 1.5 mm)、2 回加算として測定時間 3 分 12 秒で臨床に用いている。

2) 頭頸部への応用

a) T₂ 強調画像：日常、使用している T₂ 強調画像、プロトン密度画像がその最たるものであり、臨床に欠かせないパルスシーケンスである。エコートレインの数は、前述したように大きく取るとアーチファクトの出現に結びつく。臨床的には、4~16 トレインが主に用いられていると考えられる。

従来のスピネコー法と比較すると、以下に述べる問題点を有している。(1)脳脊髄液が高信号となる。これは、T₂ 緩和の長い成分が短い成分に比較してより画像に寄与するためである。このために、脳室近傍の多発性硬化症のプラークや脳梗塞の脳室近傍・皮質の病巣が検出にくくなる理由である。(2)磁化率の変化による影響を受けにくくなり、出血性病変の検出や淡蒼球・赤核・黒質・歯状核の描出能が低下する。(3)MTC 効果により、脳実質の信号強度や椎間板の信号が低くなる傾向を示す。(4)脂肪組織が高信号となる。従って、眼窩の検査では脂肪抑制パルスを併用する必要がある。(1)、(2)の欠点は、以下に述べる FLAIR 法を併用することで、ほぼ解決が可能であり、頭部の画像診断の基本シーケンスとして、T₁、T₂ 強調画像、FLAIR 画像を含めた理由でもある。

b) FLAIR (fluid-attenuated inversion recovery)：通常の T₂ 強調の比較的長い TE でプレパレーションパルスに IR (inversion recovery)

法を用い、脳脊髄液の信号を 0 として、脳脊髄液の T₁ 緩和時間より短く、脳実質の緩和時間より延長した脳実質内の病巣を描出する手法として FLAIR 法が知られている^{12),13)}。これがファーストスピネコー法と結びついて、高速 (ファースト) FLAIR (fast FLAIR) と呼ばれる。IR 法では、ある組織信号をゼロとするためには、インバージョン時間 (TI) = (ln2) × (組織 T₁ 時間) であり、1.5T 装置の脳脊髄液の T₁ 緩和時間を約 3 秒とすると、TI = 2.1 秒となる。実際には、装置ごとに脳脊髄液が低信号となる条件を求めると良いが、我々の施設では、TR 9 秒、TE 147 ミリ秒、TI 2.2 秒、ETL 10、位相エンコード 192 (256 マトリックス)、1 回加算、スライス数 18、スライス厚 5 mm、測定時間 3 分 45 秒を用いている。

FLAIR 法は、脳脊髄液に接した脳実質の梗塞巣を効果的に描出することができる。また、脳梗塞の経過において、1~2 カ月で梗塞の中央が髄液と同様の低信号域となり、周囲がリング状に高信号となる傾向が知られており、脳梗塞の慢性期の所見とみなされている。高信号のリング部はグリオーシス (gliosis) によるとする意見がある。しかし、全ての脳梗塞が慢性期にこのリング状を示すわけでもなさそうである。一方、FLAIR 法では、比較的急性期の脳内出血・くも膜下出血が高信号を呈し、その後、T₂ 強調画像と同じように、周囲が低吸収域を示す。FLAIR 法は、脳内の組織に対しては T₂ 強調の画像であり、T₂ 強調画像で検出できない数時間以内の超急性期脳梗塞の検出はやはりできないが、T₂ 強調画像と比較して、早期 (1~2 日以内) の梗塞巣の検出が比較的容易となる。ただし、T₂ 強調画像と同様に、FLAIR 法では、leukoaraiosis, deep white matter hyperintensity (DWMH) として知られている加齢に伴って多くみられる白質の非特異的な変性領域が高信号となり、急性期の脳梗塞病巣の所見と区別することが難しい。

3) シングルショットファーストスピンエコー法, HASTE 法について

HASTE (half fourier single shot turbo spin echo) は, その名のとおり, TSE/FSE 法とハーフフーリエ法を併用し, 一回の励起パルスのファーストスピンエコー法で画像が測定できる高速撮像法のことである¹⁴⁾. 位相エンコードが 256 回のシーケンスは, ハーフフーリエ法では, 正負を 128 回に分けて行うのではなく, 片側の正の部分のみを 128 回位相エンコードし, 画像を構成する際に 256 の画素とする方法である. この方法では, 128 回の 180 度パルス連続して行うことから, 極めて短時間に測定が可能となる. 一方, 長い緩和時間を有する液体は, 繰り返されるパルスによって最後まで信号をあたえるが, 実質臓器などの短い緩和の組織では, 途中で信号が終わり, 結果として, これらの臓器の空間分解能が低下する. さらに, 180 度パルス連続して加えると, MTC 効果が大きくなり組織コントラストが低下して, 臨床上組織と病巣のコントラストを失い, 疾患の検出の役に立たない場合が多い (Fig. 5). また, たくさんの 180 度パルスを短

時間に用いることから, 条件によっては MRI の電磁波の組織吸収に関する安全基準 (SAR: specific absorption rate) を考慮する必要が生じる. HASTE 法の最も一般的な用いられ方は, 腹部の MRCP (MR cholio-pancreatic graphy) で, この場合, 膵管や胆管・胆嚢の液を T₂ 強調画像で描出する. 高速であるので呼吸停止下に撮影することから良好な画質が得られ, 最近では ERCP のスクリーニングとして多用されるようになっている. 頭頸部領域では, MR ミエログラフィー・脳槽撮影として用いられることがある.

エコプラナー法 (EPI: echo planar imaging)

1) EPI について

EPI が要求する装置性能が, 臨床用 MRI で実現され, EPI 画像が現実のものとなった. EPI には, シングルショットとマルチショットの 2 つの測定方法がある. シングルショットは, 例えば SE-EPI では 90~180 度パルスのプレパレーションパルスを加えた後, グラディエントを高速にスイッチして, 連続したスイ

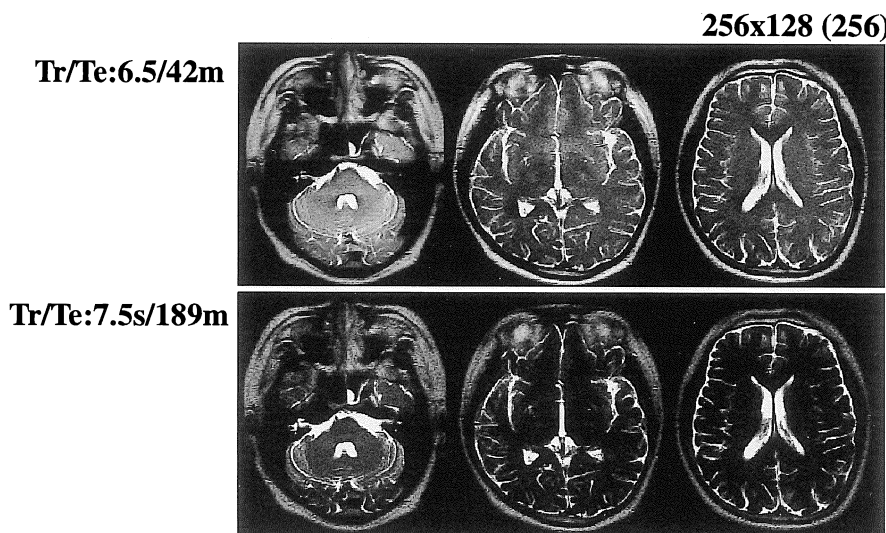


Fig. 5. Single shot fast spin echo imaging (HASTE).

ッチングを 64, 128, 256 回行って、それぞれ 64, 128, 256 マトリックスの画像を測定する。一方、マルチショットでは、256 マトリックスの画像を、2~16 回に分割して測定する。EPI の高速性能を発揮するためには、シングルショット EPI が適している。しかし、たとえ高速にグラディエントをスイッチングしたとしても、連続した 256 エコーが限度であって（実際には 128 エコーで用いられることが多い）、エコーの後半部は極めて弱い信号しか得られず画質の向上に大きく寄与しない可能性がある。反対に、短時間の連続した傾斜磁場の切り換えは、安全上の決められている磁場の変動率 (slue rate : SR) を超える恐れが生じたり、生体に刺激を生じたりする可能性がある。実際、米国の試験的な報告では、頭部の測定の際に、腹部付近に組んだ両手にピリピリする刺激が生じると言われている。一方では、ほかのシーケンスが高速化され、EPI でなくとも、つまり高性能装置を必要としない高速シーケンスが臨床機で可能となってきている事情がある。しかし EPI では、静磁場の均一性が保たれた条

件下で、他の高速撮像法と比較にならないきれいな（純粋な） T_2 強調画像が得られる。また、一方では、磁場の不均一性 (susceptibility) の影響を EPI ほど強く画像化できるシーケンスがないことである。

EPI の特徴は、空間分解能に制限があるもののきわめて高速であり、磁化率の変化に鋭敏な画像を示す。(1) 高速性からは、急性期疾患の不隠な状態の患者にも EPI を用いると、動きのアーチファクトのない画像が得られる。また、拡散強調画像の有用性は、SE 法での報告から良く知られている。しかし、従来の SE 法による拡散強調画像法では、体動によるアーチファクトが著しく、日常臨床に用いることができなかった。(2) EPI によって、拡散強調画像の臨床応用が可能となった。磁化率の違いに鋭敏である性質からは、(3) シングルショット EPI では、頭蓋底や脳幹部の副鼻腔の空気に接する部分で画像にアーチファクトが生じる欠点を有しているが (Fig. 6)、磁化率の変化を調べる方法として、(4) 造影剤を利用した脳灌流画像法や、(5) fMRI への応用が可能となってい

8 Shot EPI
Tr/Te: 3s/85ms
Nex.: 2. 256x256
Time: 51s
Thickness: 5mm



1 Shot EPI
Te: 100ms
Matrix: 128

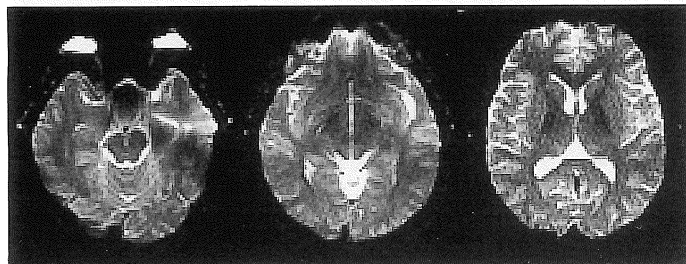


Fig. 6. Echo planar imaging of brain. Multi (8)-shot EPI showed clear T_2 weighted images and no susceptibility artifacts. Single shot images showed marked susceptibility artifact near skull base.

る。

ハードウェアからみると、EPIは、極めて均一な静磁場と高速な傾斜磁場の切り替えを要求する。一般に、磁場が変化すると、渦電流(eddy current)と呼ばれる電流が装置、特に磁石部の金属成分に生じ、磁場の均一度を乱す原因となる。EPIでは、この影響を大きく受け、渦電流が大きいと、画像にN/2アーチファクトと呼ばれるゴースト画像が出現し、本来の画像のS/N比の低下や画像への重なりがみられる。このため、装置性能の調整がEPIの画質に大きな役割を有することとなる。

現在、EPIは、高速性と磁化率への鋭敏さを活かした機能画像の測定法として用いられることが多く、その評価には異論がない。ここでは、EPIが主として用いられる拡散強調画像(DWI:diffusion weighted imaging)、脳灌流強調画像(PWI:perfusion weighted imaging)、脳機能画像(fMRI:functional MRI)の3つの機能画像について述べたい。

2) 拡散強調画像法

a) 拡散強調画像法について

脳組織の水は、血液の循環に伴う動き、あるいは静水圧による動きなどの全体として方向性を有する流れ(bulk flow)以外に、ブラウン運動と呼ばれる水分子のランダムな動きがある(拡散)。この動きは、アトランダムな動きであるためにbulk flowと異なって、全体としての方向性を有していない。しかし、この水分子の周囲の環境によって、つまり周囲の高分子一膜や蛋白質など一によって方向性を生じたり、速度の異なりを生じる。いま、SE法において180度パルスを含んで対称的な2つの矩形のグラディエントを一つの軸に与えると、この軸の方向に動いている水分子は移動に伴って対称的な2ヶ所のグラディエントでそれぞれ異なった磁場を受けることとなる。従って、拡散している水分子の磁化は充分にrefocusingできず(位相が元に戻らないため)、信号が小さくなる。このグラディエントをMPG(motion prob-

ing gradient, 或いはSTG:stejskal-tanner gradient)と呼び、得られた画像が拡散強調画像である¹⁵⁾。

周囲の環境が均一で等方向にランダムに運動している場合はMPG=0に比べて組織全体が均一に低信号となる(等方性:isotropic)。しかし、大脳白質のようにある方向性を有している場合は、拡散運動の方向がMPGに平行であると低信号に、直交すると高信号としてみられる(異方性:anisotropic)。また、脳梗塞急性期などの急性期の細胞障害性脳浮腫があると、組織中の水分子の拡散が遅くなって、拡散強調画像で高信号を示す¹⁶⁾。一方、脳室内の脳脊髄液は、遮るものもなく組織中の水と較べて、拡散が早く、常に低信号となる。また、強度を変えたMPGを数ポイント測定すると拡散係数(DC:diffusion coefficient)が求められるが、生体系では、基本的にintra voxel incoherent motion (IVIM)を測定していて、bulk flowなどの影響も含んでおり、得られた数値は見かけ上の拡散係数(ADC:apparent diffusion coefficient)とされている。この際、MPGの強度・長さ・2つのMPGの間隔(Δ)から計算される値をb値(b value)と呼び、臨床的には1000 s/mm²前後の値が用いられる。

b) 拡散強調画像の臨床

MRIやCTで検出できない超急性期脳梗塞の画像診断が、拡散強調画像の導入によって可能となった。実験的には、脳梗塞30分後でも拡散強調画像で検出でき、臨床的にも2,3時間以内に梗塞巣が高信号を示す¹⁷⁾。勿論、梗塞巣の範囲・程度・用いるb値によって検出能に違いがみられ、できるだけ大きなb値が望ましい。脳梗塞の経過は、拡散強調画像では、急性期高信号を呈したものが、2~4週間後には等信号となり、その後、等~低信号を呈する。一方、ADC画像では、7~10日までが遅い制限された拡散状態を示し、さらに脳組織と同じ拡散状態を経て速い制限されない拡散状態となる。一方、T₂強調画像やFLAIRでは、

2, 3 日で高信号となり、これが持続するか、1~2 カ月後に、FLAIR でリング状の高信号としてみられるようになる。このように、拡散強調画像を従来の MRI と併用することから、初回の画像診断で脳梗塞の時期 (aging) の決定が容易にできるようになった。

拡散強調画像を用いたこのほかの診断では、類上皮腫・上皮腫が高信号を呈することが良く知られているが、ADC では、むしろ脳組織とほぼ同じ値を取り、拡散強調画像が組織 T₂ 緩和時間の影響を受けているとされている。また、脳膿瘍は、拡散強調画像で高信号を呈し、脳腫瘍との鑑別が容易である¹⁸⁾。脳内出血もまた長期に高信号を示す¹⁹⁾。一般に、拡散強調画像では、脳浮腫のタイプによる鑑別が可能であるため、このほかにも脳挫傷や炎症、その他の脳損傷を容易に検出することができる。実際、脳卒中に伴うワラー変性 (waller de-

generation) を亜急性期に検出することができる。

c) 等方性拡散強調画像法

拡散強調画像を用いて、急性期脳梗塞の診断や、頭部外傷・炎症や理由は何であれ、急性期脳損傷を診断する際には、組織の異方性と損傷部位の鑑別が一番大きな問題となる。この解決法として、b 値を変化させて区別することや、MPG の軸を変えて測定することから鑑別する方法があるが、いずれも撮像枚数が極めて多くなり、写真の枚数がいたずらに増えたりして、臨床実用的でない。これを解決する方法として等方性拡散強調画像 (isotropic diffusion weighted image) が開発されている²⁰⁾。この方法は、組織内の異方性の成分を画像化せずに、3 軸に対して等方性の成分のみを画像化する方法である (Fig. 7)。急性期脳梗塞例を例にとって等方性拡散強調画像 (isotropic diffusion

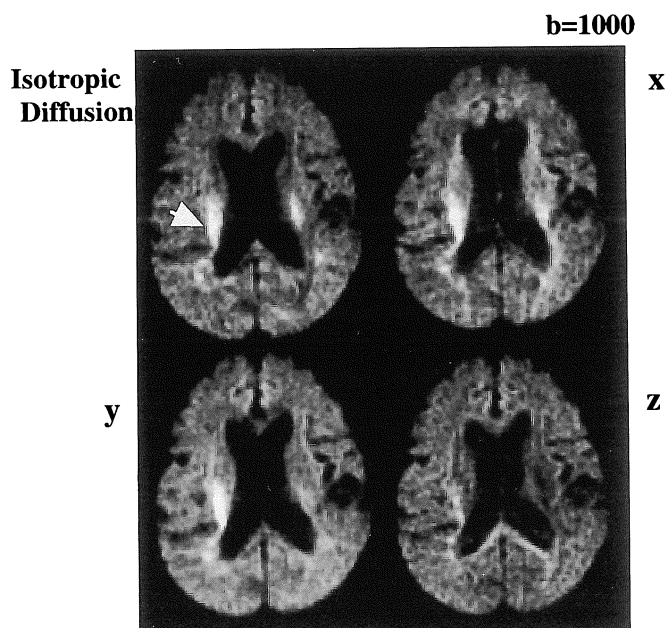


Fig. 7. Diffusion-weighted images of acute cerebral infarction. Isotropic image, MPG=x axis, MPG=y axis and MPG=z axis. Isotropic diffusion-weighted image showed more clear shape of infarcted lesion comparing with other non-isotropic diffusion-weighted images.

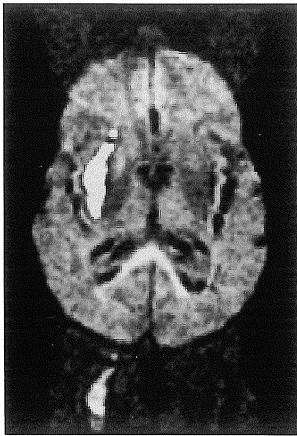


Fig. 8. N/2 artifact using EPI.

weighted image) の臨床有用性を検討することとする (Fig. 7)。x の画像は、図の左右 (LR) 方向に MPG を用いており、この方向に平行に走行する脳室の前と後部の脳梁の線維が低信号となっている。これに対して、脳室側方の梗塞巣を含む線維は、MPG と直交するかある角度を有しているために反対に高信号となっている。同じ理由から、y の画像では、図の上下 (前後, AP) 方向の MPG によって x の画像で低信号の脳梁部は信号がみられ、脳室側方後部の脳梗塞を含む部分で、高信号がみられる。この画像のスライス位置では、図の上下方向に純粋に平行な線維がなく低信号は示さなかった。z の画像は、図の面に直交する MPG によって、内包から投影された放射冠の一部 (脳室の側方の白質) が低信号となっている。これらの画像が、MPG の軸の違いによって神経線維の方向による異方性を示していると言える。一方、等方性拡散強調画像では、線維の方向による信号強度の差異は少なく、拡散が制限された急性期脳梗塞病巣が他の測定法に比べて境界鮮明な高信号を示している。ここで用いた3軸に別々に等しい MPG の画像を得て計算する方法と、3軸同時に方向の異なる MPG を用いて異方性の成分を除いた画像を得る別の方法も報告されている。

MPG を用る拡散強調画像は、従来の装置とシーケンスで可能である。SE 法を中心に報告がみられるが、大きな問題を有し、一般臨床の場で用いられなかった。この理由は、拡散 (水の動き) を測定する方法であるために、測定している頭部が少しでも動くとき大きなアーチファクトとなる。従来の SE 法では、被験者の頭部をしっかりと固定する必要があるが、急性期疾患の患者には大変な負担となっていた。また、従来の 15mT/m の傾斜磁場装置では、大きな b 値を取ることができず、これもまたアーチファクトとの区別が難しい理由であった。さらに、SE 法では測定時間が長いために、異なる b 値で数ポイントの画像を撮影するには長時間—30 分前後を必要として、臨床の場では実際的でなかった。EPI を用いた DWI、特にシングルショット EPI では、体動によるアーチファクトの影響を受けないほど早い測定ができるようになった。装置の傾斜磁場の強度が向上したために、b 値が 1000~2000 s/mm² 前後と大きくすることが可能となった。また、短時間で DWI が測定できるために、b 値を数ポイントで測定することが容易になった。ただし、DWI-EPI では、EPI に伴う磁化率の変化によるアーチファクトや、N/2 アーチファクトの重なり (Fig. 8)、低い b 値での不均一な画質に注意を払う必要がある。

一方、シングルショット EPI の欠点は、空間分解能が高くないことである。マルチショット EPI では、空間分解能の改善が期待できるが、ナビゲーター (navigator echo) などのモーションアーチファクトの補正方法が必要となる。

3) 脳灌流画像

従来、RI が中心に行われてきた組織灌流測定が、EPI の登場で容易に臨床応用が可能となった^{21),22)}。最近の MRI による脳灌流測定は、以下のように要約される。

a) Susceptibility contrast (造影剤投与によるもの) 法

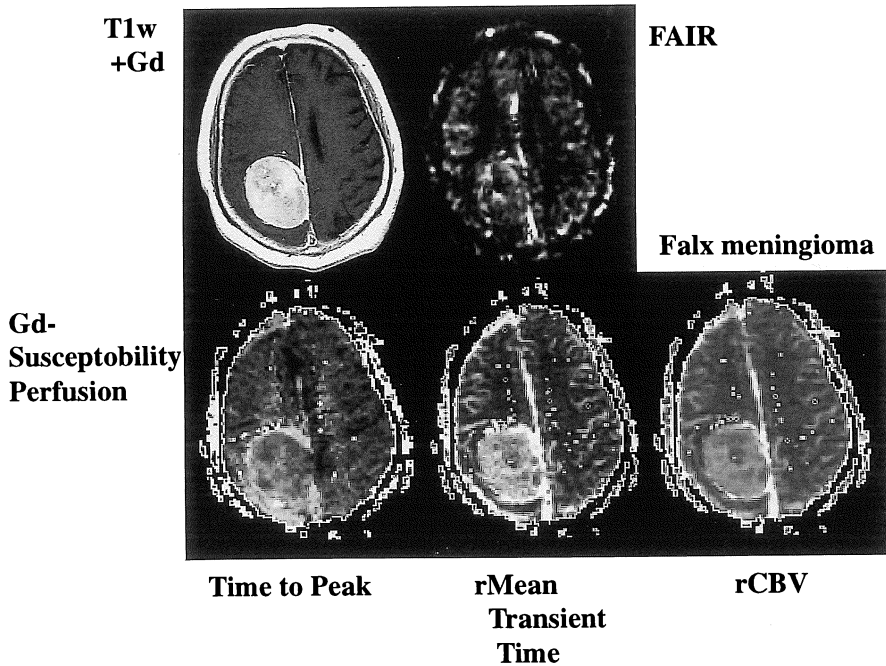


Fig. 9. Perfusion imaging of brain tumor (meningioma). Gd- susceptibility contrast and FAIR method.

以前からグラディエントエコー法で行われてきたが、EPIによってS/N比の良い画像が可能となった^{23),24)}。この方法では、造影剤の投与に伴って磁化率が血管内で大きく変化し画像上低信号としてみられる。造影剤の投与前後で連続して撮影すると、信号強度変化をグラフや画像として求められる。造影剤の影響が現れてから最大変化までの時間 (time to peak 画像)、信号の変化量 (peak, ΔR_2 画像)、造影剤の平均の通過時間 (relative mean transient time: rMTT 画像)、造影剤で変化した面積 (rCBV 画像) などが主として計算されている。この方法の特徴は、EPIを用いると容易に測定できるが、造影剤の血中濃度の測定ができないために定量的な測定が現在の段階ではできていない。従って、あくまでも造影剤の通過時間や、その相対的な積分量が分かるだけであって、脳循環量が測定できるわけではない。造影剤投与に伴う髄膜腫の susceptibility contrast 画像を

図示した (Fig. 9)。

b) Spin labeling (tagging) 法

この方法は、最近、様々な方法が行われている。しかし、造影剤投与による方法と比べてS/N比が悪いことや、臨床用MRIでは主に1スライスしか測定できず、主として研究段階のシーケンスである。

i) Continuous tagging (arterial spin labeling) 法

測定組織への流入血管の血液中の磁化を全て、RFで180度にラベリングする。流入する血液を全てラベリングするために断熱通過 (adiabatic fast passage) と呼ばれる条件を満足するように局所傾斜磁場と比較的強い連続RF波を用いる。実験動物ではきれいな画像が報告されている。ヒトへの応用では、安全基準の問題から連続波を断続波に変えてクリアする方法や、頸動脈部に小さなコイルを当てる方法などが報告されている²⁵⁾。

ii) Tagging法: EPISTAR, FAIR 法

EPISTAR (echo planar MR imaging and signal targeting with alternating radio frequency)²⁶⁾: 測定面に流入する直前に、血液を通常の180度パルス(範囲を限定するためにadiabaticパルスを用いるが、この場合のパルスは、continuous labeling法の場合と異なって単にFM変調されたパルスのことを指す。)で反転させてTI後に測定した画像と、MT効果をキャンセルする目的で、測定面の反対側でtaggingした画像の差から、測定面に流入した血液、つまり灌流量を画像化する。この方法では、短いTIでは、動脈相が、1秒あまりで毛細血管相が得られる。

FAIR (flow-sensitive alternation inversion recovery)^{27), 28)}: 測定面を選択的な180度パルスと非選択的な180度パルスで2度測定する。選択的な180度パルスで測定すると、TI時間後に測定面に流入した血液のフレッシュなスピンの画像が得られ、非選択的なパルスを用いるとフレッシュなスピンを含まない画像が得られ、これらの差分画像から流入した血液のスピンの信号を測定する。このシーケンスは、通常のIR法の画像であって、容易に測定できるが、このものでは定量的な測定は困難である(Fig. 9)。

iii) T₁ 画像による脳灌流画像

組織T₁は、見かけ上の組織T₁値と血液のT₁値からなる。従って、T₁計算画像が短時間で得られると、組織の血流が測定できることになる。これにより、FAIR法で用いた選択的および非選択的なIR-EPIを用いて、短時間に異なる数種のTI時間を変えた画像を得、T₁計算画像を算出し、脳灌流画像を報告している例もみられる²⁹⁾。

c) トレーサー法

この方法は、プロトン以外の核種、例えば¹⁹F, ¹⁷O, ²Hをトレーサーとして用いる方法であるが、いまだ臨床での応用が行われる段階ではないので、ここでは省略する。

4) 脳機能画像 (fMRI)

脳機能の画像化の検討は、主として脳賦活に伴う脳循環の変化から検討されている。PETを用いた報告では、脳賦活に伴って賦活領域の局所脳血流量が約30%増加する。また、賦活に伴う局所脳組織の酸素消費量は、脳血流量と比較してわずかしか増加しない(CMRO₂で5%の増加)とされている³⁰⁾。また、Ogawらは、7テスラMR装置によりマウス脳を用いて、血液中のデオキシヘモグロビン(Deoxy-Hb)のT₂*短縮効果を初めて画像化した³¹⁾。この血液中の酸素飽和度の変化に伴うMR信号の変化がBOLD (Blood Oxygen Level Dependency) 効果と呼ばれている。続いて、Belliveauらは、Gd-造影剤投与時、光刺激による後頭葉の視覚中枢の信号強度変化をEPIを用いてはじめて報告した。脳賦活に伴う局所脳血流量の増加を造影剤によるT₂*短縮効果としてMRIで捉えたのがfMRIの最初の報告であった³²⁾。一方、造影剤を投与せず、血液中のヘモグロビンの性質の変化と濃度の変化を中心に捉えたものがfMRIのBOLD効果と呼ばれている。血液中のDeoxy-Hbは常磁性(paramagnetic)であり局所磁場を乱すことから強いT₂*短縮作用を有する。血液やその周囲組織のMRIの信号は、このDeoxy-Hbの含有量に大きく左右される。つまり、fMRIでのBOLD効果とは、賦活脳組織(静脈、毛細血管が中心)において賦活前のDeoxy-Hbの含有量に比べて、賦活中、血流量の増加に比べて酸素消費量の増加が生じないため、1ピクセルあたりのDeoxy-Hbの含有量が少なくなる。このため脳賦活中は、賦活前に比べて賦活領域の静脈・細静脈(・毛細血管)を中心とした血液中のMR信号が増加することをさしている。この効果は、T₂*が強く強調される測定シーケンス、以前はグラディエントエコー法が、最近ではエコープラナー法が一般的に用いられている。加えて、安静時と賦活時のMR信号の差を強調するパラダイムを用いて統計処

理した画像が fMRI と呼ばれている³³⁾。これに対して、fMRI の inflow 効果とは、脳賦活に伴って、賦活脳を含む測定断面への血液の流れ込みが増加することから、この血液の増加に伴う信号強度の変化を主に捉えることを意味する。Inflow 効果は、その性質から MRA に用いられるシーケンス、グラディエントエコー法で増強される。また、血液の T₁ 緩和より短いパラメーターで影響が大きくなるために、TR が 1 秒以下の測定条件でとらえられやすいとされる。最近では、この inflow 効果よりもっと積極的に、脳賦活に伴う脳灌流量の増加を灌流強調画像 (perfusion weighted image : PWI) で測定する脳機能画像が登場している²⁶⁾。さらには、脳機能画像を構成する要因として、1 ピクセルあたりの血管占有容積と血液と周囲組織との位相の違いから、脳機能画像の信号増強を説明する意見もみられ、どちらかといえば inflow 効果説と考えられる³⁴⁾。その他の脳機能画像の信号増強を示唆する説として、ミスレジストレーション (misregistration) や動きによるアーチファクトによる影響も論じられている³⁵⁾。これらは、頭部の動きや血管の拍動・流速の変化によって、賦活前と賦活中に血管の位置が一部異なるがために信号増強が生じるとするほか、全て動きによるアーチファクトが脳機能画像がおこる原因であるとするもの

である。

いずれにしても、1.5 テスラの臨床用装置を使用する場合、fMRI が BOLD 効果のみで説明しきれない現象がみられ、無視できないものである。従って、装置や測定シーケンスに伴う fMRI の特徴や被験者の動きには十分な注意を払って、測定に習熟する必要がある。

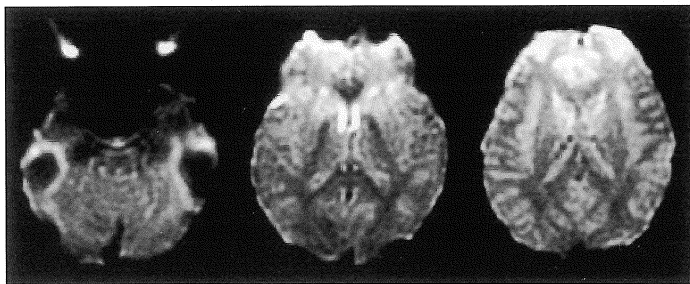
そ の 他

1) Burst³⁶⁾

この特異なシーケンスは、まず励起パルスをひたすら短時間に複数 (例えば 64 パルス) 与えた後、90 度か 180 度パルスにてそれぞれの励起パルスに相当する複数のエコーを一度に生じさせ、このスピンエコーを採取し画像化する方法である。この方法では、エコープラナーのように磁場の切り換え等が必要でなく、装置に負担がかかりにくい。しかし、多くのエコーを連続して短時間で取り込むためには、高速の AD コンバーターが必要となることや、多くの励起パルスによる複雑に生じるエコー信号を処理する装置の調整や、ソフトウェアに課題があり、一般化されていない。

2) Spiral Scan

EPI が、極端な傾斜磁場の切り換えなどのハードウェアに高い水準を要求するパルスシー



Single shot
Tr/Te/FA: 2.5s/50ms/30,
90x90 matrix, FOV: 24cm

Fig. 10. Single shot spinal scan image of brain. Single shot images showed marked susceptibility artifact near skull base.

ケンスであるのに対して、スパイラルスキャンは、2軸のグラディエントを互いに变化させ、k空間の中央からサンプリングを行い、次第に分解能に影響するk空間の端の方にスパイラル状に埋めて行く。傾斜磁場の操作に負担がかからないので、原理的にはEPIより短いTEが可能となる。この方法は、当初より、心臓のイメージングなど動きを伴う対象のシーケンスとして開発され、さらなる改善が期待されている。このシーケンスもEPI同様、シングルショットとマルチショットの撮影が可能である。頭部のシングルショットの画像を図示した (Fig. 10)。スパイラルスキャンは、EPIと同様にTRが短いと磁化の回復が悪く、スピンエコー系のTRの短いT₁強調画像を得ることが難しい。従って、プレバレーションパルスをIRにするかグラディエントエコー系にする必要がある。k空間を非線形的に描くので、分解能の良い画像を得るのは、従来の画像再構成とは異なった再構成法が望まれる。

ま と め

頭部領域の高速シーケンスについて、臨床分野からみたシーケンスの特徴と臨床使用の現状についてまとめた^{37),38)}。今なお進化している高速シーケンスや臨床評価がなされようとしている高速シーケンスも多く、ここでは、評価の定まったものやMRIとして興味深いシーケンスを中心にまとめができれば目的を果たしたことになる。筆者自身、現在のパルスシーケンスの進展と臨床応用の拡大を大いに期待し、楽しみにしている。何分、装置メーカーによる用語の多様性やup-to-dateな部分が多く含まれているので、用語や内容については一方的な使い方の方もあるかと思うが、ご容赦の程をお願いしたい。

文 献

- 1) Haase A, Frahm J, Matthaei D, et al. : FLASH imaging : rapid NMR imaging using low flip-angle pulses. J Magn Reson 1986 ; 67 : 258-266
- 2) Henning J, Nauerth A, Friedburg H : RARE imaging : a fast imaging method for clinical MR. Magn Reson Med 1986 ; 3 : 823-833
- 3) Mansfield P : Multi-planar image formation using NMR spin echoes. J Phys 1977 ; C10 L55 : 349-352
- 4) Haacke EM, Tkach JA : A review of fast imaging techniques and applications. AJR 1990 ; 155 (5) : 951-964
- 5) Jones KM, Mulkern RV, Schwartz RB, et al. : Fast spin-echo MR imaging of the brain and spine : current concepts. AJR 1992 ; 158 : 1313-1320
- 6) Oshio K, Feinberg DA : GRASE (gradient- and spin-echo) imaging : a novel fast MRI technique. Magn Reson Med 1991 ; 20 : 344-349
- 7) Edelman RR, Wielopolski P, Schmitt F, et al. : Echo planar MR imaging. Radiology 1994 ; 192 (3) : 600-612
- 8) Meyer C, Hu B, Nishimura D, Macovski A : Fast spiral coronary artery imaging. Magn Reson Med 1992 ; 28 : 202-213
- 9) Haacke EM, Wielopolski P, Tkach JA, et al. : Steady state free precession imaging in the presence of motion : an application to cerebrospinal fluid. Radiology 1990 ; 175 : 545-552
- 10) Korogi Y, Takahashi M, Mabuchi N, et al. : Intracranial aneurysms : diagnostic accuracy of MR angiography with evaluation of maximum intensity projection and source images. Radiology 1996 ; 199 : 199-207
- 11) Wolff SD, Balaban RS : Magnetization transfer contrast (MTC) and tissue water proton relaxation *in vivo*. Magn Reson Med 1989 ; 10 : 135-144
- 12) White SJ, Hajnal JV, Young IR, et al. : Use of fluid-attenuated inversion-recovery pulse sequences for imaging the spinal cord. Magn Reson Med 1992 ; 28 : 153-162
- 13) Hajnal JV, DeCoene B, Lewis PD : High signal regions in normal white matter shown by heavily

- T₂-weighted CSF nulled IR sequences. *J Comput Assist Tomogr* 1992 ; 16 : 506–513
- 14) Haake EM, Mitchell J, Lee D : Improved contrast using half Fourier imaging : application to spin echo and angiographic imaging. *Magn Reson Imaging* 1990 ; 8 : 79–90
 - 15) Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, et al. : MR imaging of intravoxel incoherent motions : application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology* 1986 ; 161 : 401–416
 - 16) Moseley ME, Kucharczyk J, Mintorovitch J, et al. : Diffusion-weighted imaging of acute stroke. *AJNR* 1990 ; 11 : 423–429
 - 17) Warach S, Gaa J, Siewert B, et al. : Acute human stroke studied by whole brain echo planar diffusion-weighted magnetic resonance imaging. *Ann Neurol* 1995 ; 37 : 231–241
 - 18) Ebisu T, Tanaka C, Umeda M, et al. : Discrimination of brain abscess from necrotic or cystic tumors by diffusion-weighted echo planar imaging. *Magn Reson Imag* 1996 ; 14 : 1113–1116
 - 19) Ebisu T, Tanaka C, Umeda M, et al. : Hemorrhagic and nonhemorrhagic stroke : Diagnosis with diffusion-weighted and T₂-weighted echo-planar MR imaging. *Radiology* 1997 ; 203 (3) : 823–828
 - 20) Sorensen AG, Buonanno FS, Gonzalez RG, et al. : Hyperacute stroke : evaluation with combined multisection diffusion-weighted and hemodynamically weighted echo-planar MR imaging. *Radiology*, 1996 ; 199 : 391–401
 - 21) Rosen BR, Belliveau JW, Chien D : Perfusion imaging by nuclear magnetic resonance. *Magn Reson Med* 1989 ; 5 : 263–281
 - 22) Detre JA, Leigh JS, Williams DS, et al. : Perfusion imaging. *Magn Reson Med* 1992 ; 23 : 37–45
 - 23) Edelman RR, Mattle HP, Atkinson DJ, et al. : Cerebral blood flow : assessment with dynamic contrast-enhanced T₂*-weighted MR imaging at 1.5 T. *Radiology* 1990 ; 176 : 211–220
 - 24) Kucharczyk J, Vexler ZS, Roberts TP, et al. : Echo-planar perfusion-sensitive MR imaging of acute cerebral ischemia. *Radiology* 1993 ; 188 : 711–717
 - 25) Roberts DA, Detre JA, Bolinger L, et al. : Quantitative magnetic resonance imaging of human brain perfusion at 1.5 T using steady-state inversion of arterial water. *Proc Natl Acad Sci USA* 1994 ; 91 : 33–37
 - 26) Edelman RR, Siewert B, Darby DG, et al. : Quantitative mapping of cerebral blood flow and functional localization with echo-planar MR imaging and signal targeting with alternating radio frequency. *Radiology* 1994 ; 192 : 513–520
 - 27) Kwong KK, Chesler DA, Weisskoff RM, et al. : MR perfusion studies with T₁-weighted echo planar imaging. *Magn Reson Med* 1995 ; 34 : 878–887
 - 28) Kim SG : Quantification of relative cerebral blood flow change by flow-sensitive alternation inversion recovery (FAIR) technique : application to functional mapping. *Magn Reson Med* 1995 ; 34 : 293–301
 - 29) Schwarzbauer C, Morrissey SP, Haase A : Quantitative magnetic resonance imaging of perfusion using magnetic labeling of water proton spins within the detection slice. *Magn Reson Med* 1996 ; 35 : 540–546
 - 30) Fox P, Raichle ME : Focal physiological uncoupling of cerebral blood flow and oxidative metabolism during somatosensory stimulation in human subjects. *Proc Natl Acad USA* 1986 ; 83 : 1140–1144
 - 31) Ogawa S, Lee TM, Nayak AS, et al. : Oxygen sensitive contrast in MRI in rodent brain at high magnetic fields. *Magn Reson Med* 1990 ; 14 : 68–78
 - 32) Belliveau JW, Kennedy DN, McKinstry RC, et al. : Functional mapping of the human visual cortex by magnetic resonance imaging. *Science* 1991 ; 254 : 716–719
 - 33) Bandettini PA, Wong EC, Hinks RS, et al. : Time course EPI of human brain function during task activation. *Magn Reson Med* 1992 ; 25 : 390–397
 - 34) Lai S, Hopkins AL, Haacke EM, et al. : Identification of vascular structures as a major source of signal contrast in high resolution 2D and 3D functional activation imaging of the motor cortex at 1.5 T : Preliminary results. *Magn Reson Med* 1993 ; 30 : 387–392

- 35) Hajnal JV, Myers R, Oatridge A, et al. : Artifacts due to stimulus correlated motion in functional imaging of the brain. *Magn Reson Med* 1994 ; 31 : 283-291
- 36) Henning J : Fast imagin using Burst excitation pulses. *Book of abstract 7 th SMRM 1988* : 238
- 37) Stark DD, Bradley WG, eds. : *Magnetic Resonance Imaging*. 2nd ed. Chicago, USA : Mosby, 1992
- 38) Hashenmi RH, Bradley WG, eds. : *MRI the basics*. Baltimore : Williams & Wilkins, 1997

Clinical Application of Fast MRI : Neurological Disorders

Chuzo TANAKA

*Department of Neurosurgery, Meiji College of Oriental Medicine
Hiyoshi-cho, Funai-gun, Kyoto 629-03*

Recent advances in MR systems have made possible a variety of fast imaging techniques yielding images of excellent quality. Examples include high-resolution T₂-weighted images, MRA and functional MR images. Moreover, high performance gradient systems have made possible the development of ultra-fast imaging techniques such as echo planar imaging. The following fast imaging sequences for clinical MRI of the brain and spinal chord are available :

- 1) gradient echo sequences for both MRA and imaging of the spinal chord ;
- 2) fast (or turbo) gradient echo sequences for MRA using contrast media ;
- 3) fast (or turbo) spin echo sequences such as used for routine T₂-weighted images; and
- 4) echo planar sequences for functional imaging such as for visualization of diffusion, perfusion and for functional MRI using BOLD effects.

In conclusion, fast imaging techniques have an extremely high potential for exploitation in various modalities used in the diagnosis of neurological diseases, to study pathophysiology and for evaluation of the effects of treatment. Fast imaging techniques for clinical MRI have become standard procedures in the diagnosis of neurological disorders.