

総説

MRI

小玉 隆男

宮崎医科大学医学部放射線医学講座

Imaging of the brain: MRI

Takao Kodama

Miyazaki Medical College, Department of Radiology

Abstract

MRI plays important roles in the evaluation of the central nervous system (CNS) because of its high tissue contrast. MRI also can provide information about blood flow, metabolism, diffusion, magnetic susceptibility and so on. With recently advanced hardware and software, ultra-fast scan techniques such as echo planar imaging (EPI) have been available in many institutes. In this article, I discussed about pulse sequences and techniques used for the evaluation of the CNS, including some new techniques.

抄録

MRIは、形態情報に加えて血流、代謝、拡散、磁性などの情報を得ることができ、中枢神経領域の画像診断における中心的役割を担っている。近年のハードウェアおよびソフトウェアの進歩によって echo planar imaging (EPI) をはじめとする超高速撮像が可能になったことで、MRI診断の幅は更に広がった。ここでは、頭部MRIの基本的撮像法における留意点とEPIをはじめとする新技術ならびにその応用について概説する。

はじめに

MRIの大きな利点は、高い組織コントラストと撮像断面の任意性であり、その臨床応用は中枢神経を中心として進んできた。現時点における中枢神経領域の画像診断における中心的役割はMRIが担っているといっても過言ではない。マルチスライスCTの普及に伴って撮像断面の任意性はもはやMRI独自の利点ではなくなっているが、高い組織分解能に加え、形態情報以外の血流、代謝、拡散、磁性などの情報が得られることが大きな利点である。近年のハードウェア(高い傾斜磁場強度とslew rateなど)およびソフトウェアの進歩によって、echo planar imaging (EPI) をはじめとする超高速撮像が可能になったことなどが、これらの新たな撮像法を支えている。

この稿では、頭部MRIの基本的撮像法における留意点と近年普及しつつある新たな撮像法の概要について述べたい。なお、拡散強調画像、灌流画像、MR angiography (MRA)に関しては別項でそれぞれ詳細に述べられるので、各項を参照していただきたい。

検査法・撮像法

I 基本的撮像法

1 撮像方法の設定

撮像シーケンスやそのパラメータの設定は、使用装置、施設、疾患・症候によって大きく異なるため一概に論じることはできない。MRIでは、空間分解能、信号/ノイズ(S/N)比、撮像時間(もしくは時間分解能)がそれぞれtrade-offの関係にあるため、使用装置や対象疾患に応じて検査方法を最適化する必要がある。効率の高い検査を行うには、疾患・症候に応じたプロトコルを作成し、それに沿って検査することが望ましい(状況に応じてある程度modifyする必要はあるが)。

2 スピンエコー (spin echo: SE) および高速スピンエコー (fast spin echo: FSE) 法を用いたT1強調画像、プロトン密度画像、T2強調画像

各種疾患において最も基本的となる画像である。高分解能画像(特にT2強調画像)が可能になったのはFSEの貢献が大きく、TRの長いプロトン密度・T2強調

画像はFSEで撮像されることが多い。FSEでは、Echo train length (ETL) を大きくすることで時間効率が高くなるが、MTC効果によるコントラストの劣化、blurringの増悪およびpseudo-edge enhancementなどが問題となる¹⁾。特に、実質病変のコントラストを保持したい場合は、ETLは小さめに設定する(当院での頭部ルーチン検査ではETL=8)。各エコー間の間隔(echo spacing)は出来るだけ狭くし、エコー収集時間を短くすることが望ましい。FSEでは横磁化成分の位相補正が正確に得られるため、磁化率(magnetic susceptibility)の影響を受けにくい。これは利点でもあるが、石灰化、鉄沈着、出血病変などの検出能が劣るといふ欠点もある。また、FSEのT2強調画像では脂肪が高信号を示す。このため、状況によっては脂肪抑制法(後述)の併用が必要となる(脳の診断で問題になることは希だが)。

FSEの180°パルスで得られるエコートレインについて更にEPI型の反転磁場を用いて信号を生成し、k-space内の周波数データをより高速に収集する方法もある。FSEと後述のグラディエントエコーの中間的性格を有し、gradient spin echo (GRASE)あるいはhybrid EPIと呼ばれている。この方法には、ETLを変えずに一回の励起パルスで収集する信号を増やすことができる(高速化)、SAR (specific absorption rate) を低くできる、磁化率変動により鋭敏であるなどの特徴がある³⁾(図1)。

3 グラディエントエコー (gradient echo: GRE)、フィールドエコー (field echo: FE) 法

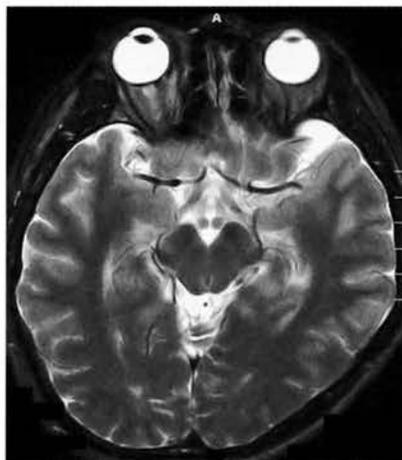


図1 Hybrid EPIを用いたT2強調画像
Echo factor: 24, voxel size: 0.5×0.5×4 mm
赤核や黒質の低信号は明瞭に認められる。

GRE法では、周波数エンコーディング時の磁場勾配に伴う励起スピンの位相変化を防ぐために、逆相の磁場勾配があらかじめ印加される。見かけ上エコー信号に類似した信号が得られるため“エコー”という名称で呼ばれているが、実際に収集される信号はFID信号であり、T2*減衰を示す。この為、磁化率の違いに敏感であり、石灰化、鉄沈着、出血病変などの検出能に優れている。

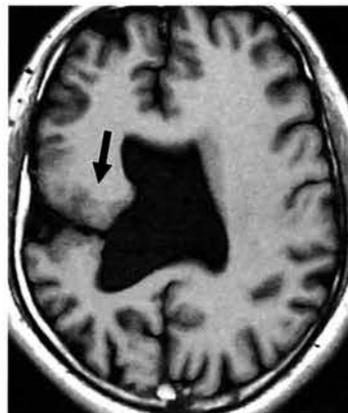
2DのGRE法が頭部のルーチン検査に使用されることは少なく、上記の病態が疑われる場合の追加検査として施行されることが多い。180°パルスを使用しないためにTRを短縮できることなどから、三次元フーリエ変換を用いた撮像法に応用されることが多い。

4 反転回復 (inversion recovery: IR) 法

180°パルスによる縦磁化成分の反転からある時間(TI)後に、回復している縦磁化成分をSE法で収集する撮像法である。原理的にSE法よりもT1コントラストを強調した画像を得ることができる。撮像時間が長かったために一時は使用されることの少なかった撮像法であるが、FSEによるデータ収集が可能になったことで



a) SE法



b) Fast IR法

図2 SE法とIR法によるT1強調画像の比較。裂脳症症例

a) SE法

b) Fast IR法。IR法ではSEに比べて皮髄コントラストが良好で、裂脳部に存在する異常灰白質(矢印)もより明瞭に描出されている。

(fast IR)見直された検査法である⁴⁾。特に、迷走異常など皮髄境界の評価が重要な場合には有用な撮像法である(図2)。

従来のIR法では、Inversion time(TI)後の縦磁化の極性は信号強度に反映されなかったが(図3)、この極性を信号に反映させることも可能である(real IR)。この手法を用いれば、TI値にかかわらずより正確にT1を反映した画像を撮像することができる。この場合、TI後にnull pointにある組織および気体など殆どプロトンのない組織の信号がゼロとなり、TI後の縦磁化が負の組織はそれよりも低いマイナスの信号となる(図4)。IR法では、TIの設定によって特定のT1値を有する組織の信号を抑制することが可能である。これを用いたのが後述するFLAIRおよびSTIRである。

5 FLAIR (fluid-attenuated inversion recovery)

IRのパルス系列において、TIを水の縦磁化がゼロ

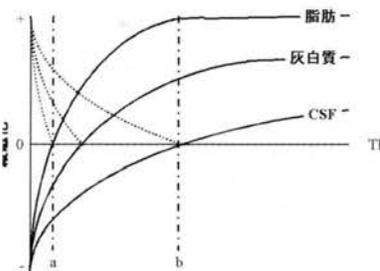


図3 IR sequence

実線が縦磁化の変化であるが、従来のIRでは縦磁化の極性が区別されないため、実際の信号は点線で表される縦磁化の絶対値に依存する。TIをa)の値に設定した場合がSTIRで、b)の値に設定したのがFLAIRである。正常組織の大部分は脂肪よりも長いT1値を有しており、STIRのように短いTIを設定した場合はT1が長い組織ほど高信号を示すことになる。

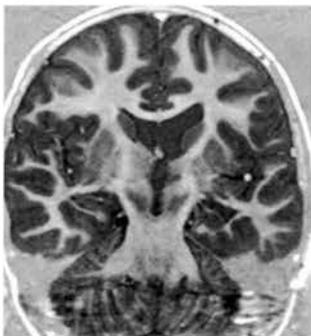


図4 3D real IR. TIは400msecに設定

灰白質と白質の良好なコントラストが得られる。信号を出さない空気は0として画像階調の中心になる。TI 400msecではnull pointに達していない灰白質は縦磁化の極性がマイナスであるため、空気よりも低信号を示している。

になる時間に設定することで水からの信号を抑制した撮像法である(図3)。脳脊髄液(CSF)に近接するT2強調画像で高信号を示す病変の検出に有用で、頭部のルーチン検査の一部として施行されることも多い。T2強調画像で高信号を示す病変の鑑別(“水”なのか否か)にも有用である。FLAIR画像は、“水の信号を抑制したT2強調画像”として理解されていることも多いが、IR法であるためT1緩和時間が信号強度に与える影響も大きく、造影剤などによるT1の短縮効果が信号に反映される。また、新生児から乳児期におけるFLAIRでの信号変化は2相性を示し、生後8ヶ月頃まではT1緩和時間の影響が強く、それ以後はT2緩和時間の影響が強くなる⁵⁾(図5)。なお、検査時間の延長につながるが、

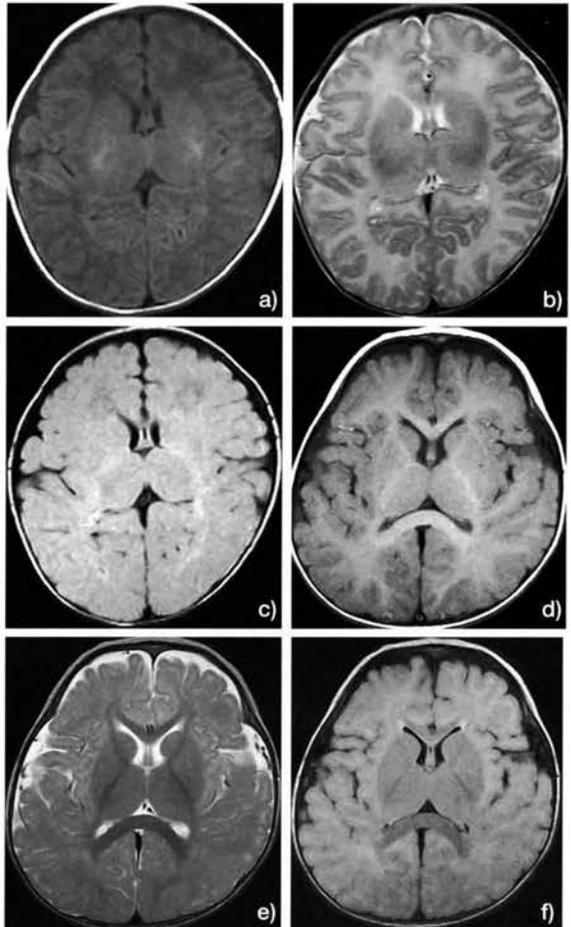


図5 新生児・乳児期におけるFLAIR画像の変化

a) b) c) 満期産新生児におけるT1強調画像、T2強調画像およびFLAIR画像。d) e) f) 生後8ヶ月児におけるT1強調画像、T2強調画像およびFLAIR画像。新生児でのFLAIR画像ではT1の影響が強く、8ヶ月児でのFLAIR画像ではT2の影響が強い。



図6 FLAIR画像におけるflow artifacts
両側側脳室の前角内に
高信号が認められる。

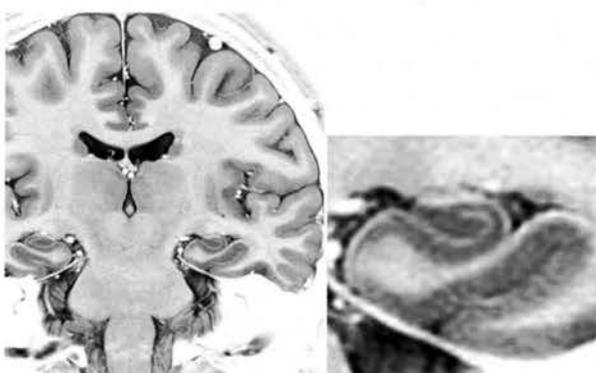


図7 3T装置による冠状断STIR画像

Gray scaleを逆転した画像。海馬をはじめとして、皮髄境界の明瞭な画像が得られる。(岩手医科大学の佐々木真理先生提供)

TR/TIは10000/2500 ms以上が好ましいとの報告がある⁶⁾。

通常のFLAIRでは、反転パルスもスライス選択的に印加される為、撮像範囲外から反転パルスを受けないCSFが流入した場合には高信号を示すことがある(図6)。後頭蓋窩～基底脳槽、Monro孔近傍、第3および第4脳室でしばしば観察される。このアーチファクトを防ぐ目的で、撮像範囲の上下にpresaturation pulseを入れる、IRパルスを非選択的に印加してk-spaceのorderingを工夫するなどの試みがなされている⁷⁾。

6 STIR (short tau inversion recovery)

FLAIRと同様の原理で脂肪を抑制する撮像法である(図3)。この撮像法では、一見脂肪を抑制したT2強調画像に類似した信号を示すが、非常に短いTIを用いるためT1緩和時間がかなり強く影響する。ここで注意しなければならないのは、脂肪よりも長いT1値を示す組織(正常組織の大部分)では、T1値が長いほど高信号を示すことである。つまり、T1もT2も長い組織ではT2強

調画像以上に高信号を示しうる。多発性硬化症などに伴う脊髄内異常信号の描出能がSTIRで優れているという報告は、一部これを反映しているものと思われる⁸⁾。また、灰白質は白質に比べてT1値もT2値も長い為、適正なパラメータを選択すれば灰白質/白質コントラストの高い画像を得ることも可能である⁹⁾(図7)。

7 三次元フーリエ変換 (three dimensional Fourier transformation: 3DFT) を用いたT1強調画像

MRIでは、画像の高分解能化はS/N比の低下をもたらす。また、傾斜磁場強度の限界や制約等もあり、2DFTでの最小スライス厚は2mm程度である。一方、3DFTではvolumeとして励起されるため、S/N比を保持しつつ薄いスライス厚の画像を得ることが可能である。スライス方向のzero fill interpolation (ZIP)を併用することによって、スライス間のステップをより薄くし、スライス方向の連続性を向上させることも可能である。FE, SPGR, FLASH, MPRAGEなど、様々なGRE法や高速GRE法を用いたT1強調型の3DFT法が応用されている。Focal cortical dysplasiaなどの微細な皮質病変の評価¹⁰⁾、聴神経腫瘍をはじめ脳神経の評価、脳腫瘍などの立体的構造評価、MR angiographyなどに広く用いられている。MRIを用いた術前のシミュレーションや術中のナビゲーションには重要な撮像法である。

8 脂肪抑制画像

前述のSTIRも脂肪抑制の一法であるが、それ以外の方法で広く用いられているのは、脂肪の共鳴周波数帯のpresaturation pulseを用いる方法(chemical saturation, CHESS法)である。ただし、この方法では高い磁場均一度が要求され、副鼻腔などの空気に近接した部位など局所磁場が不均一となりやすい部位では良好な画像が得られない場合がある。なお、頭蓋底部や頭蓋骨の病変、眼窩の評価も必要とする場合、脂肪を含む病変が示唆される場合などを除き、頭部MRIで脂肪抑制が必要とされることは少ない。

9 Magnetization transfer contrast (MTC)

自由に動けるプロトン(Hf)の共鳴周波数が狭く鋭いピークのスペクトルを示すのに対して、タンパク質などの高分子に結合し運動の制限されたプロトン(Hr)は幅広く低いスペクトルを示す。Hrは非常に短いT2値を示し、通常のMRIでは観察困難である。Hfの共鳴周波数より若干ずれた(off-resonant)周波数のRFパルスを照射すると、Hrの飽和が起こると共に、HrとHf間の交叉緩和によってHfの信号低下が起こる。このoff-resonantパルスによる信号の変化(低下)をMTCと

特集：脳の画像診断—各種モダリティにおける画像診断の進歩—

呼ぶ。Hrの豊富な組織ほどMTCによる信号低下(magnetization transfer rate: MTR)が高く、脳実質では白質が灰白質より高いMTRを示す。頭部MR angiographyや造影MRI等でのコントラストの改善に活用されている¹¹⁾。また、T1/T2とは異なる組織パラメータでもあり、多発性硬化症をはじめとする白質病変の評価などにも応用されている¹²⁾。

10 MR angiography (MRA)

MRIの大きな利点の一つは、血流情報を比較的侵襲的に得られることである。詳細は別項に譲るが、頭部(脳)のMRAで最も普及しているのは3D time-of-flight (TOF)である。

3D TOF MRAには、空間分解能や撮像範囲の限界、乱流などに伴う信号低下、撮像スラブ内での飽和に伴う血管信号の低下など様々な欠点があるが、比較的短時間に造影剤を使わずに施行できる同法はスクリーニング的な検査法としても定着している。MTCパルスや脂肪抑制パルスの併用、高分解能化、TEの短縮¹³⁾、ZIPを用いた再構成、multiple overlapping thin slice acquisition (MOTSA) およびその改良法(sliding interleaved kY: SLINKY)の併用¹⁴⁾、など様々な手法によって3D TOF MRAの画質向上がはかられている。その他 2D TOF、2Dおよび3D phase contrast法などが状況に応じて使い分けられている。

頭部や胸腹部のMRAとして普及しつつある造影剤を用いた3D MRAも頭部に応用されている。Elliptical centric orderによるデータ収集(三次元k-spaceの中心からデータを収集する)が可能となったことで最適な撮像タイミングを選択することが容易となった¹⁵⁾(透視下など)。この為、ある程度撮像時間を延長しても動脈の選択的な評価が可能となり、空間分解能向上も可能である。一方、時間分解能を優先した2Dの造影MRA(MRDSA)は、動静脈奇形や脳腫瘍の血行動態を把握するのに有用である¹⁶⁾。

II 最近普及しつつある撮像法、技術

1 超高速撮像法

傾斜磁場コイルをはじめとするハードウェアやソフトウェアの進歩に伴い、single shot EPIをはじめとする超高速撮像法が可能となり、以下に述べるような検査が普及しつつある。

EPIはk-spaceのすべてのデータを傾斜磁場のスイッチングによって収集する方法であり、一回の励起パルスで撮像するsingle shot EPIでは数十ミリ秒での撮

像が可能である。EPIには、1) susceptibility effectを受けやすい、2) 空間分解能に限界がある、3) 組織コントラストが乏しい、4) N/2アーチファクト(k-spaceが逆方向を向くデータで満たされるため起こる)などの問題点もあるが、後述する拡散強調画像や灌流画像、functional MRIなどで広く応用されている。エコー収集の前に180°パルスによるrephasingを行うSEタイプと180°パルスをを用いないGREタイプに分けられ、GREタイプのEPIがsusceptibilityの影響をより受けやすい。

類似する高速化の一法として、spiral scanが知られている。振動型の波形を持つ磁場勾配を用いることによって、k-spaceのデータを螺旋状に収集する方法である。EPIに比べると強い強度での磁場勾配のスイッチングが不要である、振動型傾斜磁場によって速度成分の位相が補正できる等の特徴がある。頭部領域でもfunctional MRI, perfusion imagingなどに応用されているが¹⁷⁾¹⁸⁾、現時点ではEPIに比べるとさほど普及していない。

2 ハーフフーリエ(half Fourier)法を用いた高速撮像法

完全に均一な静磁場と完全に線形な傾斜磁場があり、磁化率アーチファクトがないとすると、k-spaceのデータは中心点に対して点対称を示す(複素共役対称性)。この為、k-spaceの半分のデータから画像を再構成することが可能である(実際には半分強のデータを収集)。ただし、実際に収集されるデータは少なくなるため、それに伴ってS/N比は低下する。

高速スピンエコー法においても、echo spacingを短くし、このハーフフーリエ再構成を併用することで、single shotでの撮像が可能となった(half Fourier single-shot turbo spin echo: HASTE, single shot fast spin echo: SSFSE, fast advanced spin echo: FASE など)。非常に強いT2強調画像を比較的短時間に撮像することが可能で、いわゆる"MR hydrography"として広く応用されている。頭部領域では、後述するSASや3D heavily T2強調画像などに用いられている¹⁹⁾。Single shotでの撮像ではエコー収集のために必要な時間が延長し、その間のT2緩和に伴う信号低下が画像のボケをもたらす。この為、echo spacingは出来るだけ短い方がよい。

3 Surface anatomy scanning (SAS)

非常に強いT2強調画像を作成することによって、脳表の脳溝や脳回を描出する手法である²⁰⁾。MR venographyと組み合わせて、脳腫瘍などの術前検査として用いられることが多い²¹⁾(図8)。SASの画像その

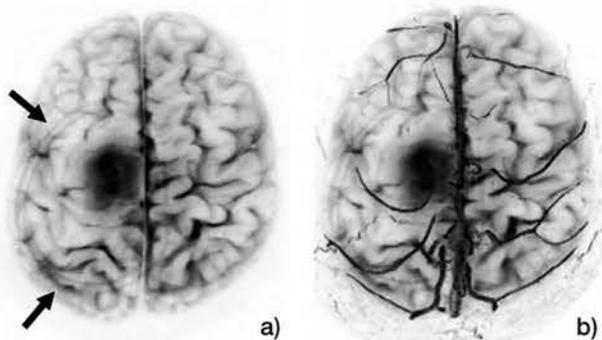


図8 SASとMR venography.右前頭葉の星細胞腫症例a) SAS画像。水を満たしたチューブ(矢印)で開頭予定位置をマークし、高信号を示す腫瘍との関係をチェックすることが可能である。また、開頭時に見られる脳溝や脳回と腫瘍との位置関係を把握するのにも有用である。b) SASに造影後の3D TOF MRA (脂肪抑制を併用)を重ね合わせることによって、脳表の静脈との関係も明瞭となる。

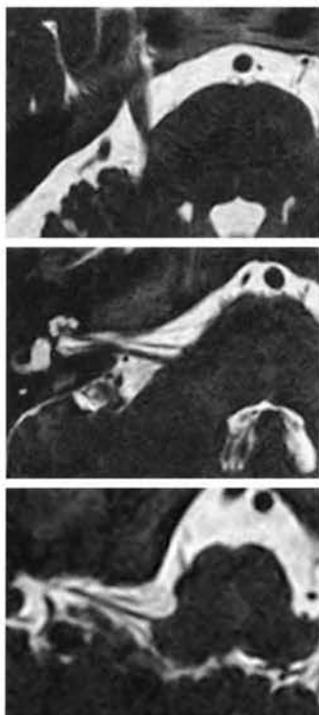


図9 3D FASE法によるMR cisternography
a) 三叉神経、
b) 前庭蝸牛神経および顔面神経、
c) 舌咽および迷走神経 (両者の分離は困難)、が明瞭に描出されている

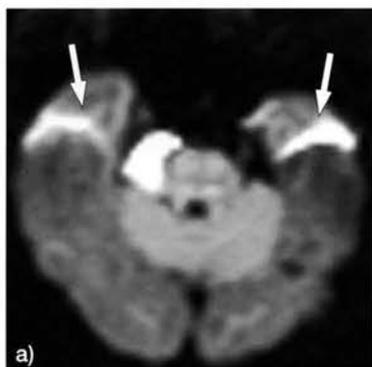


図10 EPIとFASEを用いた拡散強調画像の比較
Epidermoid症例。a) EPI、b) FASE。EPIでは、側頭骨部のsusceptibility effectのために両側の側頭葉に信号低下と異常高信号が認められる(矢印)。FASEではこの所見は認められない。また、側頭葉の形態そのものが異なって描出されているが、EPIでのsusceptibility effectおよび歪みの影響と思われる。

ものは、ハーフフーリエ法を併用したFSEなどの高速撮像法の導入により、極めて短時間(数秒)で検査可能である。この為、開頭予定位置を調整しながらSASを繰り返すことは比較的容易である。

4 高分解能heavilyT2強調画像

近年、CISS(constructive interference in the steady state)、FASE、SSFSEなどの強いT2強調型の3DFTが可能となった¹⁹⁾²²⁾。これらの画像では、CSFをはじめとする“水”が強い高信号を示し、一種の造影剤となる。小脳橋角部～内耳道をはじめとする脳槽や脳室の病変評価、脳神経の評価などに優れている(MR cisternography、図9)。また、内耳迷路の立体的評価にも優れた方法である。同法で注意しなければならないのは、脳実質をはじめとする水以外の組織コントラストが不良なことと流れの影響によるCSFの信号低下が起りうることである。

5 Key hole

MRI画像のコントラストは、k-spaceの中心部付近のデータで決まる。Dynamic studyでは画像のコントラストは変化するが空間情報は変化しないので、経時的に収集するデータをk-spaceの中心部付近のみとし、k-spaceの周辺部のデータは共有するという方法。同一の空間分解能であれば時間分解能を上げることが可能で、同一の時間分解能であれば空間分解能を上げることが可能となる。First passのperfusion imaging²³⁾や造影MRAに用いられている。

6 拡散強調画像(diffusion-weighted imaging,DWI)

水分子のブラウン運動に伴う拡散を強調した画像で、強い磁場勾配(motion-probing gradient: MPG, Stejskal-Tanner gradient: STG)を印加することで得られる²⁴⁾。動きの影響を極めて受けやすい撮像法であるため、SEタイプのsingle shot EPIやsingle shot FSEなどの超高速撮像法が用いられることが多い。single shot FSEは、susceptibilityの影響を受けにくい、画像の歪みが少ない、スライス方向の自由度が高いとい

う利点があるが²⁵⁾、S/N比が低いため加算回数を増やす必要性から撮像時間が長くなるという欠点がある(図10)。Multi shotの撮像法を用いる場合はnavigator echo等による動きの補正が必要である。

拡散の抑制された組織が高信号を示すが、DWIのコントラストは拡散のみならずT2値の影響を受けるため、T2の延長した組織では拡散が低下していても高信号を示すことがある(T2 shine-through)。Apparent diffusion coefficient (ADC)を計算すればこのT2の影響を除くことが可能であるが、傾斜磁場に伴う画像の歪みが影響しうることを認識しておく必要がある。なお、"apparent"(見かけの)と称されるのは、得られる情報が純粋な拡散のみならず毛細血管などの"bulky flow"の影響を含むためである。

DWIの臨床応用としてその有用性が最も広く認められているのは、超急性期の脳梗塞に対してである。その他にも、静脈血栓症、脳膿瘍、脳炎、痙攣重積、脳腫瘍、外傷、代謝性疾患など、様々な病態におけるユニークな指標として注目されている。

中枢神経のDWIの特徴は、白質線維を主体として拡散異方性が認められることである。近年普及しつつあるdiffusion tensor imaging (DTI)では、fractional anisotropy (FA)などの計算によって拡散異方性を定量的に評価することが可能である²⁶⁾。拡散異方性の臨床的有用性については今後の検討が待たれるところであるが、脳梗塞、静脈血栓症、多発性硬化症などにおける有用性が報告されている。

拡散強調の程度はb値で決められる。従来、b=1000程度を用いることが多かったが、最近より高いb値での撮像が可能となった²⁷⁾。b値が高くなると、相対的にT2値の影響が低くなり白質が高信号となってくる。最適なb値に関しては今後の検討が必要であろう。

7 脳灌流画像(perfusion imaging)

MRIを用いた脳灌流画像は、1) ガドリニウム等の造影剤注入に伴う信号変化を利用するもの、2) 血液にIRパルスなどで標識し内因性のtracerとして用いるもの(arterial spin labeling, ASL法)に分けられ、前者がより広く普及している。

前者は、造影剤のfirst pass時のsusceptibility effectによる信号低下が局所の造影剤濃度と直線関係にあることを用いている。1~2秒間隔で複数のスライスを撮像するため、ほとんどの場合single shotのEPIが用いられる。特に、強いsusceptibility effectを得られるGREタイプのEPIが用いられることが多い。

ASL法は、撮像断面に流入する血液にinversion pulse等で標識し、そのpulseを付加しない画像との差分をとることで灌流画像を得るものである。標識パルスのタイプによって、continuous ASLとpulsed ASLに分けられる。前者はSARなどの問題があるため後者がより普及しており、STAR(signal targeting with alternating radio frequency)、EPISTAR(echo-planar MR imaging and STAR)、FAIR(flow-sensitive alternating inversion recovery)、ASTAR(signal targeting with alternating radio frequency using asymmetric inversion slabs)など幾つかの撮像法が研究・臨床応用されている。造影剤を用いないため造影剤のコストやリスクがなく、繰り返しの撮像が可能である。また、今後の検討が必要であるが、定量化に関する報告も見られる¹⁸⁾。しかし、現状では得られる信号変化が少ないために多数の加算が必要で検査時間が長いという問題がある。また、撮像パラメータの最適化が十分検討されていないなど、今後のさらなる研究を要する検査法である。

これら脳灌流画像の臨床応用の主体は急性期の脳梗塞を中心とした脳血管障害である。その他、脳腫瘍などの血行動態の把握にも応用されている(図11)。

8 Functional MRI (fMRI)

脳機能画像として最初に報告されたのは造影剤投与による脳灌流画像を用いたもので、光刺激によって後頭葉に賦活領域が検出できるというものであった²⁸⁾。現在、fMRIとして広く用いられているのは、blood oxygen level dependent (BOLD)効果を用いたものである。1990年にOgawaraらは、oxyhemoglobinとdeoxyhemoglobinの比率によって血液内信号が変化することを報告した²⁹⁾。Oxyhemoglobinが反磁性体で

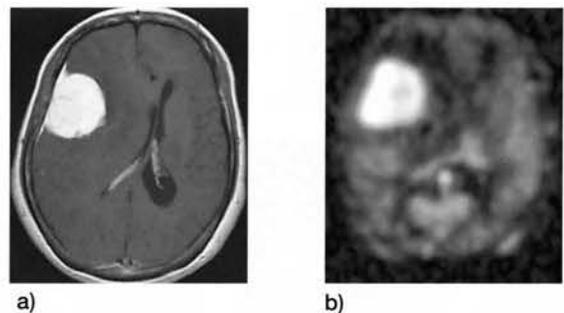


図11 髄膜腫例におけるASL像
a) 造影後T1強調画像
b) 2D ASTARを用いた灌流画像 (rrCBFを反映)

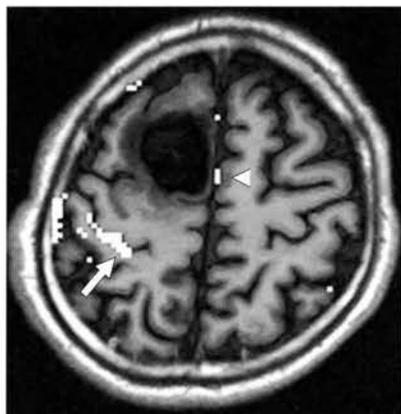


図12脳腫瘍患者で施行されたfMRI(図9と同一症例)左手のfinger tappingによって得られたデータをcross-relation法で処理しT1強調画像に重ね合わせたもの。手の一次運動野とされるprecentral knobに近接した賦活領域が認められる(矢印)。上前頭回に認められる腫瘍の背側はこの賦活領域の近傍に達している。また、腫瘍のある前頭葉内側には、補足運動野と思われる賦活領域が認められる。手術後一時的な左片麻痺が認められた。

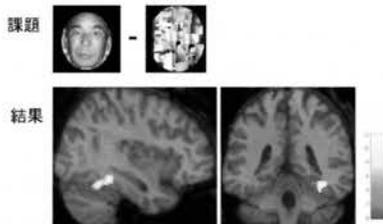


図13 顔認知に関するfMRI
顔写真とそれを無意味な配列とした画像を提示することによって、“認知”の中枢を検出しようとしたもの。右紡錘状回に賦活が認められる。(岡崎国立共同研究機構生理学研究所の定藤規弘先生提供)

※カラー印刷P49参照

周囲プロトンの緩和時間に影響を与えないのに対して、deoxyhemoglobinは常磁性体であり、周囲プロトンのT2およびT2*緩和時間(特にT2*)の短縮をもたらす。このため、T2*に鋭敏なGREやEPI法を用いた撮像法ではdeoxyhemoglobinの存在比が高いほど信号が低下することになる。

脳が賦活化された場合、局所の脳血流量が30~50%増加するのに対して、局所酸素消費量は約5%以下の増加に止まることがpositron emission tomography (PET)を用いた研究などで知られている。つまり、脳が賦活されるとその部位から還流する静脈血中のdeoxyhemoglobin濃度は減少し、信号の上昇がもたらされることになる。単位時間内に得られる情

報量が多いことやsusceptibilityの影響を受けやすいことからEPIが用いられることが多い。

fMRIでは、どのような機能をターゲットにするかに応じて課題(タスク)を立案し、パラダイムを作成する必要がある。現在用いられているパラダイムは、定常状態解析(steady state related analysis)と事象解析(event related analysis)に大きく分けられる。前者はタスクを与えている状態とコントロールの差分変化を取り出す方法であり、代表的なのはon-offを何セットか繰り返すbox-car paradigmである。後者はある事象に伴う脳賦活の経時の変化を追跡する方法である。得られたデータは、t検定やcross-correlation法などを用いて処理される。

臨床的には、脳外科手術前などの運動・感覚野や言語野の同定に用いられている³⁰⁾(図12)。言語、記憶、認知などの高次脳機能に関する研究も進んでいる³¹⁾(図13)。特に、高磁場装置(現在3T)の導入に伴ってより詳細な解析が可能になりつつある³²⁾。

III 最近の話題

1 高磁場装置

米国では4Tまでの高磁場装置がFDAの認可を受け、頭部領域を中心にその有用性が報告されている。我が国でも研究目的で幾つかの施設に3T装置が導入されている(現状では厚生科学技術省の認可は下りていない)。3T装置の最大の利点は高いS/N比が得られることであり、検査時間の短縮や画像の高分解能化が可能である。SE法での高分解能T2強調画像も比較的短時間に撮像可能である(図14)。また、磁化率により鋭敏なこともあり、fMRIでの高次脳機能解析などに極めて有用である³²⁾。

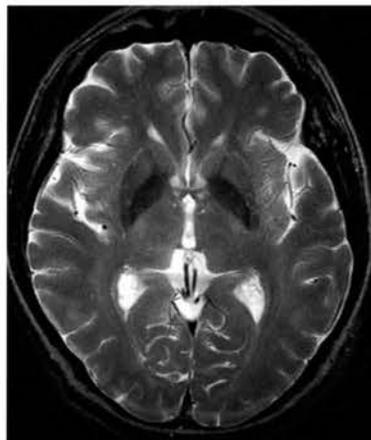


図14.
3TでのSE法によるT2強調画像(TR/TE=2800/80)512x256, 4mm, 0.5NEX. 比較的短時間に、高分解能のSE法によるT2強調画像が撮像可能である。(岩手医科大学の佐々木真理先生提供)

2 SENSE, SMASH

サーフェイスコイルを複数個配列し、そこから同時に信号を収集することで検査時間を短縮する方法として、SENSE (sensitivity encoding) や SMASH (simultaneous acquisition of spatial harmonics) が一部装置で使用可能となっている³³⁾。いわゆる“折り返し (aliasing)”のある画像から折り返しを取り除き画像化している。S/N比の劣化が問題となるが、造影MRAなどへの応用が期待される。

おわりに

MRIの進歩に伴い、より詳細な形態診断、組織学的診断、機能診断が可能となってきた。さらに、術前のシミュレーション、術中のナビゲーション、Intraoperative MRIやIVR MRIなど³⁴⁾、各種治療への応用も進んでいる。MRIは今後とも中枢神経画像診断の中心的役割を果たすものと思われる。その画像を理解するには、MRIの基本的原理についてある程度理解しておく必要がある。

項を終わるにあたり、貴重な画像を提供いただいた岩手医科大学放射線科の佐々木真理先生および岡崎国立共同研究機構生理学研究所の定藤規弘先生に感謝いたします。

参考文献

1. Sze G, Kawamura Y, Negishi C, et al. Fast spin-echo MR imaging of the cervical spine: influence of echo train length and echo spacing on image contrast and quality. *AJNR Am J Neuroradiol* 14: 1203-1213, 1993.
2. Chan S, Kartha K, Yoon SS, et al. Multifocal hypointense cerebral lesions on gradient-echo MR associated with chronic hypertension. *AJNR Am J Neuroradiol* 17: 1821-1827, 1996.
3. Oshio K, Feinberg DA. GRASE (gradient and spin echo) imaging: a novel fast MRI technique. *Magn Reson Med* 20: 344-349, 1991.
4. Lee JK, Choi HY, Lee SW, Baek SY, Kim HY. Usefulness of T1-weighted image with fast inversion recovery technique in intracranial lesions: comparison with T1-weighted spin echo image. *Clin Imaging* 24: 263-269, 2000.
5. Ashikaga R, Araki Y, Ono Y, et al. Appearance of normal brain maturation of fluid-attenuated inversion-recovery (FLAIR) MR images. *AJNR Am J Neuroradiol* 20: 427-431, 1999.
6. Rydberg JN, Riederer SJ, Rydberg CH, Jack CR. Contrast optimization of fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) imaging. *Magn Reson Med* 34: 868-877, 1995.
7. Herlihy AH, Hajnal JV, Curati WL, et al. Reduction of CSF and blood flow artifacts on FLAIR images of the brain with k-space reordered by inversion time at each slice position (KRISP). *AJNR Am J Neuroradiol* 22: 896-904, 2001.
8. Hittmair K, Mallek R, Prayer D, et al. Spinal Cord Lesions in Patients with Multiple Sclerosis: Comparison of MR Pulse Sequences. *AJNR* 17: 1555-1565, 1996.
9. 佐々木真理, 及川博文, 玉川芳春. MRIによる灰白質内構造の描出. *臨床放射線* 44: 1229-1234, 1999.
10. Barkovich AJ, Rowley HA, Andermann F. MR in partial epilepsy: value of high-resolution volumetric techniques. *AJNR Am J Neuroradiol* 16: 339-343, 1995.
11. Dagirmanjian A, Ross JS, Obuchouski N, et al. High resolution, magnetization transfer saturation, variable flip angle, time-of-flight MRA in the detection of intracranial vascular stenosis. *J comp Assist Tomograph* 19: 700-706, 1995.
12. Pike GB, de Stefano N, Narayanan S, et al. Combined magnetization transfer and proton spectroscopic imaging in the assessment of pathologic brain lesions in multiple sclerosis. *AJNR Am J Neuroradiol* 20: 829-837, 1999.
13. 小玉隆男, 宮本浩仁, 楊徳文, 他. 小型傾斜磁場コイルを用いた頭部short TE 3D time-of-flight MR angiography. *日本磁気共鳴医学会雑誌* 18: 400-409, 1998.
14. Liu K, Rutt BK. Sliding interleaved kY (SLINKY) acquisition: a novel 3D MRA technique with suppressed slab boundary artifact. *J Magn Reson Imaging* 8: 903-911, 1998.
15. Fellner FA, Fellner C, Wutke R, et al.

- Fluoroscopically triggered contrast-enhanced 3D MR DSA and 3D time-of-flight turbo MRA of the carotid arteries: first clinical experiences in correlation with ultrasound, x-ray angiography, and endarterectomy findings. *Magn Reson Imaging* 18: 575-585, 2000.
16. Aoki S, Yoshikawa T, Hori M, et al. MR digital subtraction angiography for assessment of cranial arteriovenous malformations and fistulas. *AJR* 175: 451-453, 2000.
 17. Yang Y, Wen H, Mattay VS, et al. Comparison of 3D BOLD functional MRI with spiral acquisition at 1.5 and 4.0 T. *Neuroimage* 9: 446-451, 1999.
 18. Yang Y, Frank JA, Hou L, et al. Multislice imaging of quantitative cerebral perfusion with pulsed arterial spin labeling. *Magnetic Reson Med* 39: 825-832, 1998.
 19. Yang D, Kodama T, Tamura S, et al. Evaluation of the inner ear by 3D fast asymmetric spin echo (FASE) MR imaging : phantom and volunteer studies. *Magn Reson Imaging* 17: 171-182, 1999.
 20. Katada K. MR imaging of brain surface structures: surface anatomy scanning (SAS). *Neuroradiology* 32: 439-448, 1990.
 21. Tsuchiya K, Hachiya J, Hiyama T, Maehara T. A new MR technique for demonstrating the surface of the brain together with the cortical veins. *Neuroradiology* 41: 425-427, 1999.
 22. Casselman JW, Kuhweide R, Deimling M, et al. Constructive interference in steady state-3DFT MR imaging of the inner ear and cerebellopontine angle. *AJNR* 14: 47-57, 1993.
 23. Oesterle C, Strohschein R, Kohler M, et al. Benefits and pitfalls of keyhole imaging, especially in first-pass perfusion study. *J Magn Reson Imaging* 11:312-323, 2000.
 24. Stejskal EO, Tanner JE. Spin diffusion measurement: spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient. *J Chem Phys* 1: 288-292, 1965.
 25. Lovblad KO, Jakob PM, Chen Q, et al. Turbo spin-echo diffusion-weighted MR of ischemic stroke. *AJNR Am J Neuroradiol* 19: 201-208, 1998.
 26. Le Bihan D, Mangin JF, Poupon C, et al. Diffusion tensor imaging: concepts and applications. *J Magn Reson Imaging* 13: 534-546, 2001.
 27. Meyer JR, Gutierrez A, Mock B, et al. High-b-value diffusion-weighted MR imaging of suspected brain infarction. *AJNR Am J Neuroradiol* 21:1821-1829, 2000.
 28. Belliveau JW, Kennedy DN Jr, McKinstiry RC, et al. Functional mapping of the human visual cortex by magnetic resonance imaging. *Science* 254: 716-719, 1991.
 29. Ogawa S, Lee TM, Nayak AS, Glenn P. Oxygenation-sensitive contrast in magnetic resonance image of rodent brain at high magnetic fields. *Magn Reson Med* 14: 68-78, 1990.
 30. Rao SM, BinderJR, Hammeke TA, et al. Somatotopic mapping of the human primary motor cortex with functional magnetic resonance imaging. *Neurology* 45: 919-924, 1995.
 31. Sadato N, Yonekura Y, Yamada H, et al. Activation patterns of covert word degeneration detected by fMRI: comparison with 3D PET. *J Comp Assist Tomogr* 22: 945-952, 1998.
 32. Dupont S, Van de Moortele PF, Samson S, et al. Episodic memory in left temporal lobe epilepsy: a functional MRI study. *Brain* 123: 1722-1732, 2000.
 33. Madore B, Pelc NJ. SMASH and SENSE: experimental and numerical comparisons. *Magn Reson Med* 45: 1103-1111, 2001.
 34. Lewin JS, Metzger A, Selman WR. Intraoperative magnetic resonance image guidance in neurosurgery. *J Magn Reson Imaging* 12: 512-524, 2000.

ダウンロードされた論文は私的利用のみが許諾されています。公衆への再配布については下記をご覧ください。

複写をご希望の方へ

断層映像研究会は、本誌掲載著作物の複写に関する権利を一般社団法人学術著作権協会に委託しております。

本誌に掲載された著作物の複写をご希望の方は、(社)学術著作権協会より許諾を受けて下さい。但し、企業等法人による社内利用目的の複写については、当該企業等法人が社団法人日本複写権センター（(社)学術著作権協会が社内利用目的複写に関する権利を再委託している団体）と包括複写許諾契約を締結している場合にあっては、その必要はございません（社外頒布目的の複写については、許諾が必要です）。

権利委託先 一般社団法人学術著作権協会

〒107-0052 東京都港区赤坂 9-6-41 乃木坂ビル 3F FAX：03-3475-5619 E-mail：info@jaacc.jp

複写以外の許諾（著作物の引用、転載、翻訳等）に関しては、(社)学術著作権協会に委託致しておりません。

直接、断層映像研究会へお問い合わせください

Reprographic Reproduction outside Japan

One of the following procedures is required to copy this work.

1. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has concluded a bilateral agreement with an RRO (Reproduction Rights Organisation), please apply for the license to the RRO.

Please visit the following URL for the countries and regions in which JAACC has concluded bilateral agreements.

<http://www.jaacc.org/>

2. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has no bilateral agreement, please apply for the license to JAACC.

For the license for citation, reprint, and/or translation, etc., please contact the right holder directly.

JAACC (Japan Academic Association for Copyright Clearance) is an official member RRO of the IFRRO (International Federation of Reproduction Rights Organisations).

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

Address 9-6-41 Akasaka, Minato-ku, Tokyo 107-0052 Japan

E-mail info@jaacc.jp Fax: +81-33475-5619