

高速・超高速イメージング —超高速イメージングの臨床応用—

田中忠蔵¹, 梅田雅宏¹, 恵飛須俊彦¹, 樋口敏宏²,
成瀬昭二², 堀川義治², 上田 聖²

¹明治鍼灸大学脳神経外科 ²京都府立医科大学脳神経外科

はじめに

臨床用 MRI 装置では、高速撮像法といえ
ば、グラディエントエコー (GRE: Gradient
echo) 法が一般的な方法であった。この方法
は、撮影法として C/N (Contrast/Noise) 比と
呼ばれる画像のコントラストがやや乏しく、臨
床的には、MR アンギオグラフィ (MRA) の
シーケンスや脊椎や関節の診断に主に用いら
れている。その後、ファストグラディエントエ
コー (FGRE: Fast gradient echo, ターボフ
ラッシュ: Turbo FLASH) 法が臨床応用可能
となり、現在、呼吸停止下の T₁ 強調画像とし
て腹部撮影やダイナミック MRI などに用いら
れている。一方、スピネコー (SE: Spin
echo) 系の高速シーケンスは、RARE, フェ
ストスピネコー (FSE: Fast SE), ターボス
ピネコー (Turbo SE) と呼ばれ、SE 法で
は 1 エコーのみ得ていたのに対して、180°パ
ルスを加えて複数のエコーを 1 回の TR で測
定し、短時間で T₂ 強調画像が可能となった。
この方法が T₂ 強調画像やプロトン密度画像の
一般的な撮像法となっている。

超高速 MRI の代表的なシーケンスは、エ
コープラナー法 (EPI: Echo planar imaging)

と呼ばれ、1977 年に Mansfield によって報告
され¹⁾、実験装置では比較的早くから試みられ
ていたが、その評価についての議論が分かれる
ところであった。圧倒的な高速性能に比べて比
較的画素数が限られ空間分解能に問題ありとさ
れたことや、グラディエントエコー系に比べて
S/N 比が十分でないこと、susceptibility ar
tifact が生じやすい、さらには従来の MR 装置
に比べて装置性能が要求されることなどが議論
されていた。しかし、MRI の画質と測定時間
の追求から、装置性能は向上を続け、エコープ
ラナー法が現実的なものとなってきた。この方
法は高性能のアンプ・高性能の傾斜磁場装置・
渦電流の抑制・高い磁場均一性・制御用のソフ
トウェアなど装置の要求水準が高い。そこで、
この数年、研究用としては、ローカルグラディ
エントと呼ばれる頭部専用の傾斜磁場装置が開
発され、空間分解能があまり追求されない脳機
能画像 (functional MRI: fMRI) を中心に用
いられ、優れた結果が得られている^{2),3)}。これ
を契機に、この 3, 4 年、急速に臨床用装置の
開発が行われ、昨年より全身用 MRI 装置でこ
のエコープラナー法が可能となった。ここで
は、臨床用装置 (Signa Horizon 1.5 T: GE-
YMS) による EPI の現状について述べたい。

キーワード fast imaging, EPI, diffusion weighted imaging, perfusion imaging

エコープラナー法

エコープラナー法では、励起 RF パルスと通常のスライス選択グラディエントは他のシーケンスと同じである。励起 RF パルスの部分に 90° パルス、 90° - 180° パルス、IR (Inversion recovery) パルスなどの併用が可能である。特徴的なことは、傾斜磁場のスイッチングで、フェーズ (位相) エンコードグラディエントと

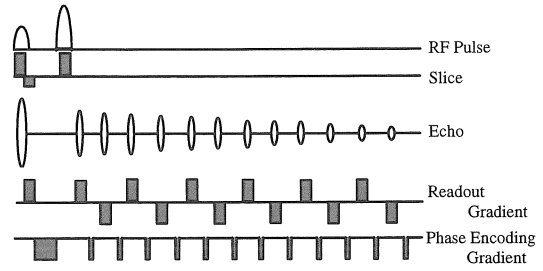


Fig. 1. Pulse sequence of echo planar imaging (EPI).

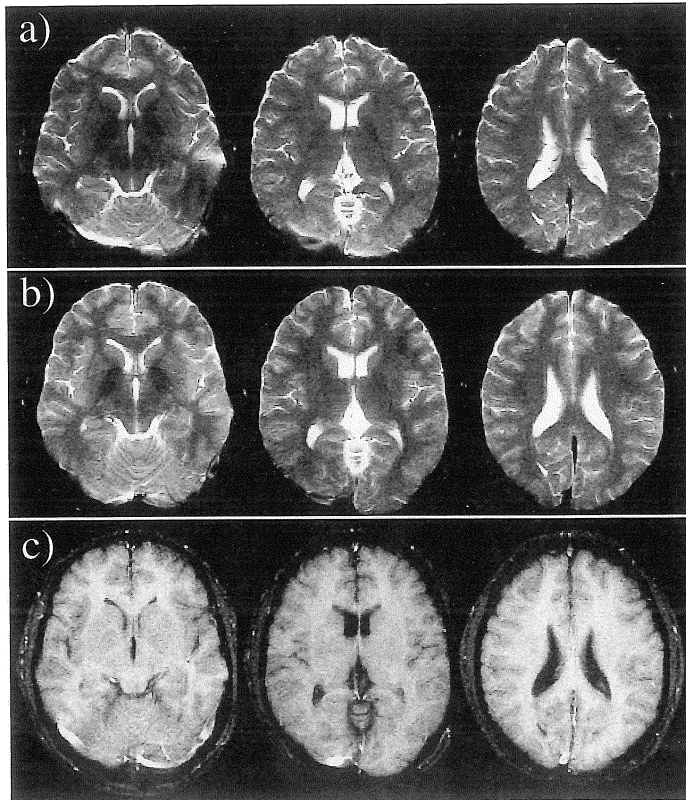


Fig. 2. T_1W and T_2W images using EPI : FOV : 24 cm, matrix : 256, axial oblique images

One-shot EPI was very fast acquisition, but has disadvantage of image distortion in the usual FOV (24 cm). There was no distortion on the images using multi-shot EPI. Using EPI, T_1W images were obtained with Inversion Recovery (IR) method.

a) One-shot (Single-shot) EPI : TE : 60 ms b) Multi-shot (8) EPI : TE : 60 ms c) IR Multishot (8) EPI : TR/TE/TI=3 s/34 ms/1.2 s

リードエンコードグラディエントに高速性が必要とされ、百ミリ秒前後で128~256回の切り換えを要す (Fig. 1). また、この部分のグラディエントの傾斜の形からレゾナントタイプ (サインカーブ) とノンレゾナントタイプ (台形) の装置を区別することがある. 画像再構成法は、k スペースと呼ばれる一種の疑似空間で説明されるが、エコープラナー法の画像再構成は、独特で、通常のシーケンスが、例えば256の位相エンコードでは、空間の位置を256回の線でなぞるのに対して、EPIでは一筆書きの要領で位置を埋めてゆく (この説明は、巨瀬先生の他の項に詳しい). これに要する装置性能は、大きなバンド幅の高速のA-Dボードや強力な傾斜磁場の発生装置と、渦電流 (エディカレント) の制御が重要である. 1度のRFの励起で画像を構成する方法を、ワンショットEPIと呼び、複数 (2-16~) のRFの励起で分割する方法はマルチショットEPIと呼ばれている. ワンショットEPIの特徴は、高

速性であり、欠点は1度のRF励起で全ての信号を得るために、およそ最大256画素の画像しか得られない. また、1度の励起で多くのエコーを得るために、磁化率の変化が強い部位では、エコー信号の位相にズレを生じ、画像が歪む欠点を有する (Fig. 2). この欠点は、強力な傾斜磁界の切り換え装置と高速な信号の取り込み (A-Dボード) によって、極めて短い時間に信号を得ることで解決されるが、高速の傾斜磁場の切り換えは、一方では変動磁場の安全規定に係わる問題となる. 現状の装置では、24 cm FOVのワンショットEPIにおいて、頭蓋底付近の磁化率の変化の大きな部分の歪みを解消することが出来ていない. 今後の技術革新が望まれる. 一方、マルチショットEPIでは、これらの欠点が改善されるが、測定に時間を要する (Fig. 2). また、EPIでは、エコー信号を連続して測定するために、 T_2 緩和が短い成分が現在の機械の特性上得られにくい. また、 T_1 強調画像を得るには、IR法を用いなければ

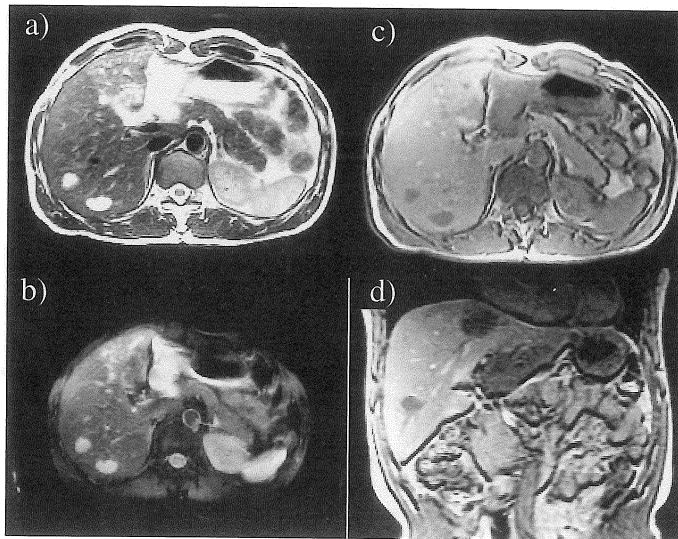


Fig. 3. Liver hemangioma

- a) T_2 W image using FSE with respiratory gating
- b) T_2 W image using multi-shot (4) EPI (breath holding)
- c) T_1 W image using fast gradient echo (breath holding)
- d) Coronal T_1 W image using fast gradient echo (breath holding)

ならない。

エコープラナー法の臨床有用性

1) T₂ 強調画像

T₂ 強調画像は、FSE タイプが主流となっている。実際、比較的短い時間でSEタイプとほとんど変わらない頭部の画像診断能を有するが、にもかかわらずこの方法ではMTC (Magnetization transfer contrast) 効果^{4),5)}が強く、白質がより低信号に、淡蒼球・黒質・赤核・歯状核の描出にクリアーさが欠ける。また、腹部

臓器ではFSEのMTC効果によって病巣と正常組織のコントラストに問題が生じると言われている。EPIでは、ワンショット、マルチショットにかかわらずMTC効果が少なく、比較的純粋なT₂強調効果が得られやすい (Fig. 3)。さらに、EPIではT₂強調効果と磁化率の変化に敏感である。Fig. 4の慢性硬膜下血腫の例では、血腫内容がFSEに比べてより低信号となり、T₂の影響が明瞭となる。

2) 拡散強調画像 (DWI : Diffusion weighted imaging)

拡散強調画像は、超急性期の脳梗塞の特異的

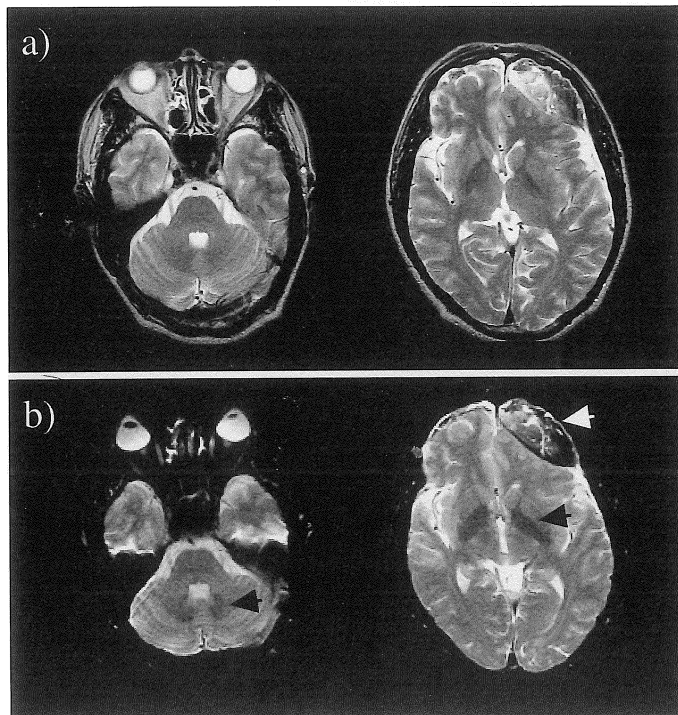


Fig. 4. EPI and FSE images of chronic subdural hematoma
 T₂W EPI images showed lower signal intensity of hematoma than that of FSE T₂W images. EPI showed clearly low signal intensity in lenticular nucleus and dentate nucleus compared with FSE images. These findings in EPI images were due to pure T₂ effect and non-magnetization transfer effect.
 a) FSE : 4/8 Echo Train, TR/TE : 3 s/100 ms, Matrix : 512×256, Slice/Thickness : 19/ 5 mm
 b) multi-shot (16) SE-EPI : TR/TE : 3 s/85 ms, Matrix : 256, Slice/Thickness : 19/5 mm

な診断法であることが知られているが⁶⁾, SE法では測定に長時間を要することや, 強い動きのアーチファクトによって臨床ルーチン検査となっていない. DWIにEPIを用いると, この二つの大きな欠点と同時に解消され, 診断上欠かせないものとなる. また, 従来から言われている, 脳腫瘍のうち Epidermoid の診断においても DWIは高信号として腫瘍を描出し, 極めて有用である. さらには, DWIで高信号域を呈するものとして, 現在までの経験では, 脳膿瘍・急性期脳内出血例があげられ, 急性期疾患

の診断に極めて有用と考える.

時間をおいて発症した多発性脳塞栓の3日目の例を示す (Fig. 5). この例では, 多発する高信号域が T₂強調画像・FLAIR では認められ, 新しい病巣の指摘が困難であった. DWI-EPI では, 側脳室近傍に高信号域がみられず, この部の梗塞巣が以前の発症であると判断された. 他方, 右頭頂皮質下と inter-hemisphere の2ヶ所に明らかな高信号がみられ, この部が新鮮な梗塞巣と考えられた. 特に, inter-hemisphere の前方の高信号域は FLAIR

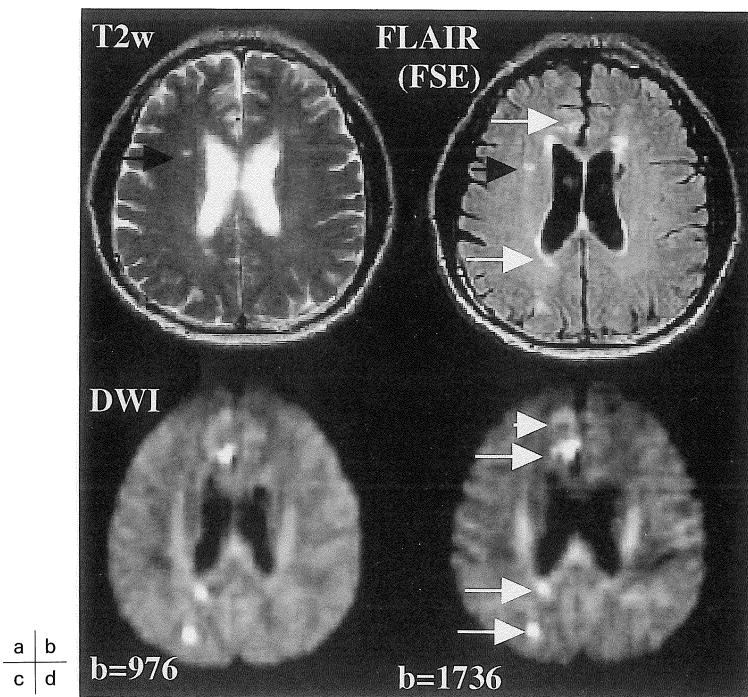


Fig. 5. Multiple cerebral embolism, 3 days and one month after strokes.

DWI-EPI showed acute embolic lesions as the high intensity regions. T₂W and FLAIR images showed multiple old (black arrow) and acute embolic regions. Moreover, FLAIR image showed only one lesion in right frontal interhemispheric region (white arrow). However, in DWI images there were two embolic lesions in interhemispheric cortex (white arrow and arrow head).

a) T₂W image using FSE, b) FLAIR : TR/TE/TI : 9 s/120 ms/2.2 s, c) DWI-EPI : FOV : 40 cm, matrix : 128, TE : 120 ms, b=976, and d) DWI-EPI : b=1736

法でも指摘できなかった。DWI-EPIは、(超)急性期の梗塞の診断に欠かせない方法であり^{7,8)}、筆者らは急性期脳血管疾患のルーチン検査として行っている。この場合、ワンショットEPIでは、急性期疾患の不穏な患者にも良質な画像が得られ、緊急検査としても優れた方法である。一方、マルチショットでは、やはり動きに伴うアーチファクトが混入し、ナビゲーターエコー等の補正方法が必要となる。

3) FLAIR

FLAIR法は、T₂強調を基本として、脳脊髄液の信号をIR法でキャンセルし、脳脊髄液に接した部分のT₂緩和の長い病巣、つまり皮質梗塞などの優れた検出方法として知られている⁹⁾(Fig. 5)。EPIにIR法を組み合わせると、SE法と同じFLAIRシーケンスが行える。この方法では、EPIのT₂強調画像で脳脊髄液の信号をなくした画像として得られ、通常の

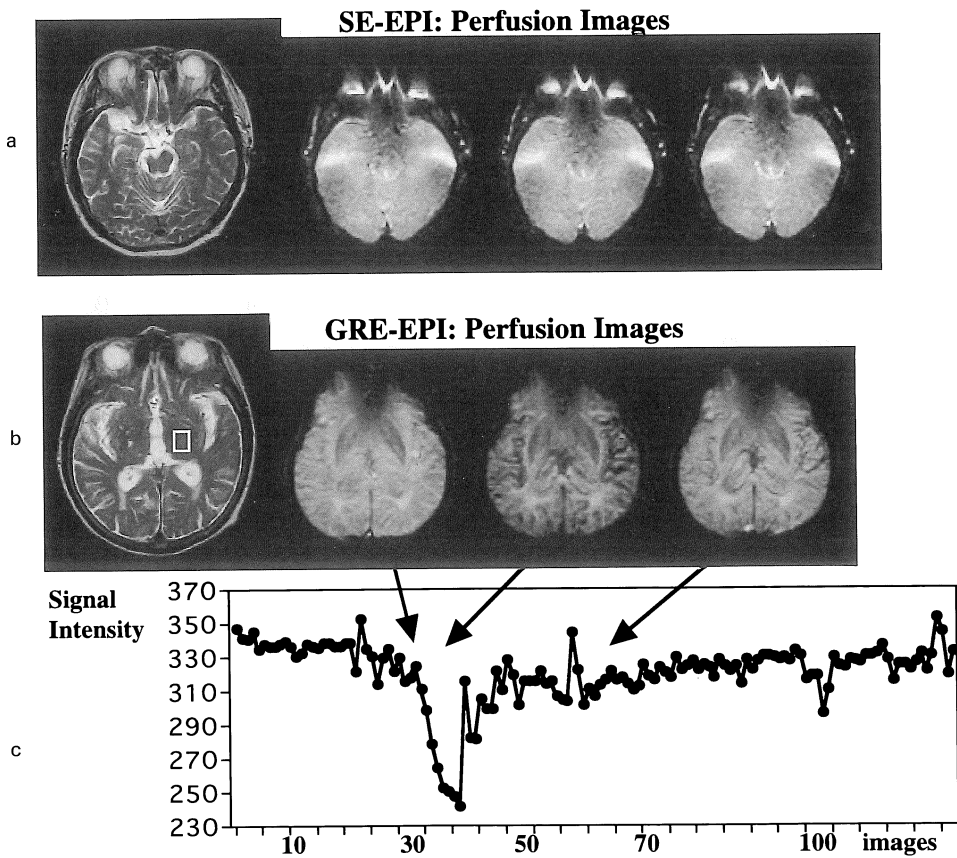


Fig. 6. Perfusion imaging using GRE and SE-EPI with Gd-DTPA
 GRE-EPI images showed decreased signal intensity of MCA vessels and peripheral vessels after administration of Gd-DTPA. On the contrast, SE-EPI images did not show the changes of signal intensity in the images. However, using a signal-intensity curve of SE-EPI images, moderate signal drop was observed due to susceptibility effects after Gd-DTPA administration.
 a) SE-EPI perfusion images ; TR/TE : 1.5 s/50 ms, matrix : 128, FOV : 40 cm, 128 images
 b) GRE-EPI perfusion images ; TR/TE : 1 s/50 ms, matrix : 128, FOV : 40 cm, 128 images
 c) Time-intensity curve of ROI in GRE-EPI images

FLAIR とほとんど変化がない画像が短時間で得られる。また、マルチショット EPI を用いることから、画像の空間分解能を高くすることが出来る。脳梗塞の診断では、超急性期～2週間以内は、DWI で著明な高信号がみられ、また DWI では脳脊髄液の信号が低下するので部位によらず FLAIR 法が、必ずしも必要であると言えなくなった。しかし、亜急性期から慢性期では、皮質下梗塞の描出能は優れていて、DWI-EPI と組み合わせて、脳梗塞の病期の判断に欠かせない方法である。

4) 灌流画像 (Perfusion imaging)

灌流画像には、主に2つの方法が報告されている。一つは造影剤の投与に伴う信号強度の変化を観察するもので、脳では、血管内の造影剤による磁化率の変化によって、脳循環に伴う一過性の信号強度の低下をみる(ファーストパスと呼ばれる)方法が一般的である^{10),11)}。心臓(心筋)などでは、むしろ T₁ 強調による造影効果(信号の増大)を観察する。他の一つは、血液を RF によってラベル (Spin labeling) あるいはタグging (Tagging) し、内因性の造影剤として用いることから、灌流量を求める方法がある^{12),13)}。この方法は、未だ研究段階で特殊なパルスシーケンスを必要とする。ここでは、造影剤による灌流画像の試みを紹介する。従来、GRE 法で行われていたが、EPI の導入によって、比較的容易に灌流画像を得ることが出来るようになった。

GRE-EPI を用いた脳灌流画像は、比較的大きな血管 (>10 μm) の描出が良好であり、造影剤投与前後の画像を直接見比べることで、血管を中心に低信号の領域が確認できる。一方、SE-EPI では、むしろ組織 (10 μm 程度の血管) の灌流状態を反映し、GRE-EPI とやや異なった画像となる^{14),15)}。つまり、画像上の造影剤の投与に伴う変化が著明でなく、むしろ関心領域の信号変化をグラフで確認する必要がある (Fig. 6)。現在、脳の灌流状態を様々なパラメータで画像として表示する方法が検討されて

いるが、未だ一目で分かるような画像化の方法が確定していない。

エコープラナー法の将来

エコープラナー法は、ようやく臨床に導入されたばかりであり、まだまだ技術的な改善が期待できる。いまのところ、24 cm FOV, 256 画素、ワンショット EPI の画像が歪むが、これを改善するだけで、臨床ルーチン T₂ 強調画像が数秒で得られることとなる。一方、従来、時間を要し、臨床有用性が少なかった 3D 画像が EPI の導入で日の目を見ることが出来る。あるいは、EPI を用いた短時間のフェーズコントラスト (PC) MRA が得られ、3方向の PC-MRA から全ての方向の血流を画像化でき、MRA の欠点と言える見えない血流がなくなり、臨床診断上極めて有益な方法となる。従って、上述の分野を始めとして今後の EPI の発展が期待できる。

ま と め

超高速撮像法であるエコープラナー法は、臨床使用が始まってわずかであるが、その有用性は確かなものであり、また今後の発展が楽しみで、かつ临床上の有用性に期待がかかる。さらには、この方法が使用できる装置は、従来の装置に比べて装置性能が向上しており、従来のルーチン画像や MRA の画質、MRS のスペクトルの質的な向上が認められている。例えば、EPI が撮影できるシムの状態では、MRS の測定が自動測定出来る水準となっている。また、その他の撮影パラメータ、TE や FOV の制限がより緩やかなものとなり、一般の撮影にも好影響を与えている。今後さらなる MR の進歩に期待がかかる。

文 献

- 1) Mansfield P : Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J Phys, C10 L55* : 349-352, 1977.
- 2) Kwong KK, Belliveau JW, Chesler DA, et al. : Dynamic magnetic resonance imaging of human brain activity during primary sensory stimulation. *Proc Natl Acad Sci USA*, : 89 : 5675-5679, 1992.
- 3) Bandettini PA, Wong EC, Hinks RS, et al. : Time course EPI of human brain function during task activation. *Magn Reson Med*, 25 : 390-397, 1992.
- 4) Dixon TW, Engels H, Castillo M, et al : Incidental magnetization transfer contrast in standard multislice imaging. *Magn Reson Imag*, 8 : 417-422, 1990.
- 5) Melki PS, Mulkern RV : Magnetization transfer effects in multislice RARE sequences. *Magn Reson Med*, 24 : 189-195, 1992.
- 6) Moseley ME, Kucharczyk J, Mintorovitch J, et al. : Diffusion-weighted imaging of acute stroke. *AJNR*, 11 : 423-429, 1990.
- 7) Warach S, Gaa J, Siewert B, et al. : Acute human stroke studied by whole brain echo planar diffusion-weighted magnetic resonance imaging. *Ann Neurol*, 37 : 231-241, 1995.
- 8) Sorensen AG, Buonanno FS, Gonzalez RG, et al. : Hyperacute stroke : evaluation with combined multisection diffusion-weighted and hemodynamically weighted echo-planar MR imaging. *Radiology*, 199 : 403-408, 1996.
- 9) DeCoene B, Hajmal JV, Gatehouse P : MR of the brain using fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) pulse sequences. *AJNR*, 13 : 1555-1564, 1992.
- 10) 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*, 176 : 211-220, 1990.
- 11) Kucharczyk J, Vexler ZS, Roberts TP, et al. : Echo-planar perfusion-sensitive MR imaging of acute cerebral ischemia. *Radiology*, 188 : 711-717, 1993.
- 12) 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* 91 : 33-37, 1994.
- 13) 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*, 192 : 513-520, 1994.
- 14) Kennan RP, Zhong J, Gore JC : Intravascular susceptibility contrast mechanisms in tissues. *Magn Reson Med*, 31 : 9-21, 1994.
- 15) Boxerman JL, Hamberg LM, Rosen BR, et al. : MR contrast due to intravascular magnetic susceptibility perturbations. *Magn Reson Med*, 34 : 555-566, 1996.

Fast Imaging and Ultrafast Imaging **—Clinical Application of Ultrafast Imaging—**

Chuzo TANAKA¹, Masahiro UMEDA¹, Toshihiko EBISU¹,
Toshihiro HIGUCHI², Shoji NARUSE², Yoshiharu HORIKAWA²,
Satoshi UEDA²

¹*Department of Neurosurgery, Meiji College of Oriental Medicine
Hiyoshi-cho, Funai-gun, Kyoto 629-03*

²*Department of Neurosurgery, Kyoto Prefectural University of Medicine*

Recent advance of clinical MRI scanner has make it possible to use Echo planar imaging (EPI) as a routine work in the clinical field. However, there is a few report which examine the clinical usefulness of EPI, and consequently it is still a matter of controversy whether the EPI can be used as a routine work and how to use it. In this article, we examine a clinical advantage and disadvantage of EPI on various disease as a routine work. Various MR images were obtained by using a standard head coil or a phased array torso coil on a 1.5 T clinical MRI scanner (Signa Horizon, GE). MR images are as follows; 1) diffusion weighed images using one-shot multi-slice EPI with b value up to 1736 s/mm² 2) Inversion Recovery FLAIR EPI with multi (8) shot, multi-slice 3) T₂ weighted image with multi shot Spin echo EPI 4) T₂ weighted image for abdominal area with multi-shot breath hold EPI.

In conclusion, EPI has extremely high potentiality to make diagnosis of various diseases, to examine the pathophysiology and to evaluate the treatment.