

三次元エコープラナー法 (3D-EPI) の臨床応用 I : 理論と基礎的検討

増永 聡¹, 橋本信夫², Viswanathan Seshan³

¹神戸市立中央市民病院脳神経外科 ²京都大学医学部脳神経外科

³GE 横河メディカルシステム

はじめに

近年 MRI の撮像技術の進歩に伴い, 様々な高速撮像法が考案されてきているが, その一つとして echo planar imaging 法 (EPI)¹⁾が注目されている.

従来の EPI は主に二次元 (2D) でデータ収集が行われてきたが, 空間分解能や撮像時間, 信号対雑音比 (SNR) などを総合的に考えた場合, 必ずしも満足のものとは言い難い. EPI に限らず, 三次元 (3D) 撮像法はスライス間の影響 (crosstalk) を受けにくい上, 容易に SNR を向上させることができる利点がある. 1989 年には, EPI を基本に 3D volume imaging を試みた報告²⁾があり, 臨床的には脳血管の評価を試みた報告^{3),4)}もあるが, 本格的な臨床応用にはまだ至っていないのが実状である.

我々は後述するように, 新たな三次元 EPI パルス系列のソフトウェア (以下, 3D-EPI) を開発した. これは動作条件として特殊な設備を必要とせず, 一般の臨床診断用 MRI 装置で稼働することを前提にしたものである. しかしパルス系列の概念そのものが新しく, 撮像条件などにおいて従来の商用ソフトウェアにおける

経験をそのまま応用することができない.

そこで, 我々はファントムと健常ボランティアを対象にして, 実際に 3D-EPI で画像を収集し, 画像診断に適切と考えられる撮像条件を求めるとともに, 考え得る臨床応用への可能性を検討した.

三次元撮像について

三次元フーリエ変換 (3D-FT) の基本概念は, 二次元フーリエ変換 (2D-FT) のスライス選択励磁を, この方向へのもう一つの位相エンコード手続きに置き換える点にある. 各 RF パルスは所定の 1 スライスのみではなく, 撮像対象領域の全ボリューム (slab) を励磁する.

スライス情報は, 2D 収集と同様, 一つのスライス・エンコード傾斜磁場につき, すべてのビューについてデータが集められる. 次いでスライス・エンコード傾斜磁場の勾配を 1 段階変えて, 全ビューの収集を続ける. この操作を繰り返し, 得られた三次元データセットに対して 3D-FT の処理を行って, 多スライスの像を作り出す.

3D イメージングでは, 極めて薄い隙間なし

キーワード MRI, echo planar imaging, three-dimensional Fourier transform, skip-echo imaging

のスライスを最小のスライス間 crosstalk で撮像することが可能である。

2D イメージングの場合、スライス厚は次式のようになる。

$$\text{スライス厚} = 2\pi \times \text{BW} / (\gamma \times G)$$

ここで BW は RF パルスのバンド幅、 γ は磁気回転比、G は傾斜磁場の勾配である。

上式で示されるように、RF パルスのバンド幅を小さくすることでスライス厚を薄くできるが、その場合最小エコー時間 (TE) を長くしてしまう。スライス選択傾斜磁場の勾配を強くする方法も考えられるが、一般臨床装置では 20 mT/m 程度が限界である。

一方、3D イメージングのスライス厚は次式のようになる。

$$\text{スライス厚} = 2\pi / \gamma \times G' \times T$$

G' はスラブ励起用傾斜磁場の勾配、T は撮像面に垂直方向の位相エンコーディング傾斜磁場パルスの継続時間を表す。上式は、スライス厚を小さくするには T を小さくすればよいことを示す。つまり位相エンコーディング傾斜磁場のパルス幅を大きくすればよい。これは通常シーケンスのタイミングを支配するものではなく、TE の最小値を犠牲にすることはない。

3D イメージングでは各ビューごとに全撮像ボリュームからイメージ情報が取得されるので、SNR は対応する 2D シーケンスの像よりもスライス数の平方根に比例して良好となり、この点では多数スライスの撮像が有利と言える。

しかし 3D データセットの収集にかかる時間はスライス数に比例して長くなるため、dynamic imaging など撮像時間に制約が加わる場合には、スライス数もある程度制限されることになる。このためにも EPI などの高速撮像法が重要となってくる⁵⁾。

3D-EPI について

EPI に限らず超高速イメージングでは一般に、撮像時間を短縮するのと引き換えに、SNR やコントラスト分解能が低く、様々なアーチファクトが強く現れる傾向があり、これらをどのように解決するかが大きな課題となっている。

我々が開発した 3D-EPI パルス系列では、以下のような特徴を備えている。

1) 本パルス系列は、基本的には gradient echo タイプの EPI である。しかし conventional EPI と最も大きく異なる点は、'skip-echo' sequence 方式をとっている点である。

Conventional EPI ではリードアウト傾斜磁場が cross over する際に位相エンコーディング blip を照射し、リードアウト傾斜磁場が positive または negative で一定値となっている間にデータを収集する (Fig. 1a)。

これに対し、本パルス系列では位相エンコーディング blip が照射されるのはリードアウト傾斜磁場が positive の間だけで、データは傾斜磁場が negative となっている間に収集される (Fig. 1b)。

この方式は、ghosting アーチファクトを抑制するための reference scan⁶⁾ を必要とせず、データ処理が容易であること、またゼロ値の自動補正が行われるという長所がある。しかし短所としては、SNR がやや低下してしまうほか、conventional EPI に比べて半分しかデータが得られず、撮像時間が長くなってしまいう問題がある。

2) 撮像時間を短縮させるために half Fourier 法を用いている。これによりデータ収集時間はおよそ半分にまで短縮されるが、やはりこれも SNR を低下させる要因となる⁷⁾。

3) 本法では k-space を充填するのに、周波数の低い中心部から周波数の高い辺縁部に向かっ

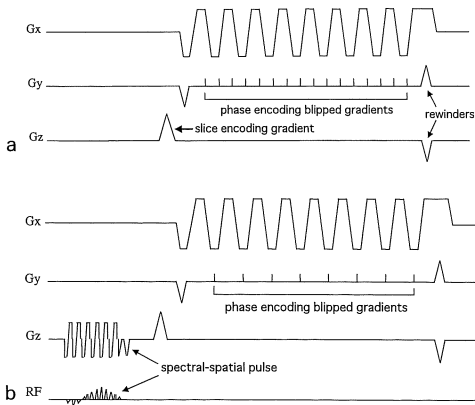


Fig. 1. Schematic representation of the pulse sequence timing diagram of (a) conventional EPI and (b) 'skip-echo' EPI
In this pulse sequence, data is acquired only during one polarity of the readout gradient, and spectral-spatial pulse is applied before slice encoding gradient.

でデータを測定する centric phase encoding 方式⁸⁾をとっている。これにより良好な T_2^* コントラストが得られることから、functional MRI やガドリニウム造影剤を用いた susceptibility contrast imaging には有利と考えられる。

4) 一般に EPI では脂肪の chemical shift アーチファクトが強く現れる傾向があり、脂肪信号の抑制が不可欠である。そのために様々な技法が考案されている⁹⁾が、本法では水だけを選択的に励起する spectral spatial pulse¹⁰⁾を用いている。

対象と方法

使用した MRI 装置は一般臨床商用機である Signa Horizon 1.5T ver. 5.5.2 (GEYMS) である。受信コイルは通常の頭部検査用バードケージ型 Head コイルを使用した。

1. まず硫酸銅水溶液を封入した直径約 16 cm の球形ファントムを対象に連続して 8 回の撮像を行った。そして得られた画像からファント

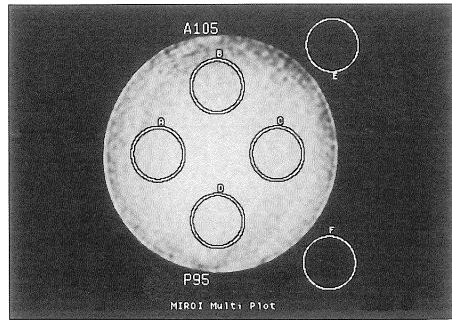


Fig. 2. Phantom image and multiple regions of interest (ROIs) of 1059 mm²

ム内部に 4 箇所と外部のバックグラウンドに 2 箇所の関心領域 (ROI ; 1059 mm²) を設定し、その信号強度の変動幅を測定することで MRI システム自体の安定性を評価した (Fig. 2)。

撮像パラメータは FOV 20×20×6 cm, TR/TE/flip angle=45.6/19.9(ms)/20, 受信バンド幅 32 kHz, matrix 96×96×12, スライス厚 5 mm, 積算回数 (NEX) 2, shot 数 8 とした。2. 次いで健常ボランティアを対象に撮像を行った。撮像領域はおおよそ前頭蓋底より上方の頭部軸位断面である。撮像パラメータは、スライス厚 5 mm に固定した上で、shot 数, FOV, matrix, NEX を変化させながらデータを収集し、臨床的評価に適当な画像が得られる条件を試行錯誤的に検索した。この際、なるべく撮像時間を短縮することも目標の一つとした。

結 果

1. ファントムを使って得られた信号強度は同一被写体内部でも部位によってややばらつきが見られた (Table 1)。またバックグラウンド部分でも同様の信号の変動が生じているが、いずれも変動幅は ± 2 SD の範囲内に収束した。
2. 健常ボランティアを対象にした撮像では、いずれの条件でも含気腔である副鼻腔の周辺で著しい画像の空間的ゆがみ (distortion) が観

Table 1. Signal Intensity Values in Each ROIs of Phantom and Background

scan No.	ROI A	ROI B	ROI C	ROI D	ROI E	ROI F
1	1327.1	1302.9	1359.9	1374.4	37.6	42.5
2	1322.6	1305.6	1355.8	1363.1	39.8	47.4
3	1346.1	1312.6	1371.3	1371.3	38.2	45.3
4	1339.1	1307.7	1375.1	1375.3	43.1	42.9
5	1345.3	1315.1	1373.7	1381.9	38.2	42.0
6	1329.5	1308.4	1372.3	1371.0	40.8	43.8
7	1347.4	1327.9	1383.3	1367.7	37.1	45.4
8	1350.4	1316.6	1372.2	1369.9	39.7	47.9
mean	1338.4	1312.1	1370.4	1371.8	39.3	44.7
SD	10.61	7.92	8.71	5.58	1.97	2.22

ROI: region of interest, SD: standard deviation

察されたほか、脂肪抑制を行わないと強い chemical shift アーチファクトが出現したが、撮像パラメータの選択により次のような差異が観察された。

Shot 数に注目した場合、4 shot 以下では distortion が極めて広範囲に出現するのに対し、8 shot 以上ではスライス位置を含気腔から外すことで臨床評価にもある程度耐え得る比較的鮮明な画像が得られた。

空間分解能の点では、FOV 20×20 cm, matrix 96×96 の組み合わせと、FOV 24×24 cm, matrix 128×128 の組み合わせでは、肉眼的には大差は見られなかった。またこれ以上 matrix を増やしても、撮像時間が延長するばかりでなく、画像の distortion に相殺されてしまい、詳細な情報を得るのは困難であった (Fig. 3)。

脂肪の chemical shift アーチファクトは spectral spatial pulse による選択的励起によりかなり軽減された (Fig. 4)。しかしこの場合最小 TR/TE が長くなることから撮像時間も延長することになる。FOV 20×20 cm, matrix 96

×96×28, 16 shot の条件下では、脂肪抑制前後で最小 TR/TE が 17.6/9.6 から 40.9/13.5 に変化し、撮像時間も 18 秒から 42 秒まで延長した。そこで NEX を 2 から 1 に半減して撮像時間の短縮を図ったところ、やや SNR は低下したものの、著しい画質低下はなく、臨床的には十分評価に耐えられる画像が得られた (Fig. 5)。ただし、どの撮像条件にもかかわらず、撮像領域の左上方で信号増強、右上方で信号低下する輝度むら現象が観察された。

以上、各撮像条件と撮像時間のまとめを Table 2 に示す。

考 察

EPI は 1977 年に Mansfield によって初めて紹介された¹⁾が、MR 装置に対して極めて高度の技術を要求することから、一般臨床用 MR 装置で EPI の応用が始まったのは 1980 年代半ばになってからのことである。元来 EPI は傾斜磁場ハードウェアに対して大きな負荷をかけるものであるが、我々の用いた 3D-EPI は 2D-

Fig. 3. 3D-EPI images (24 cm FOV, 128×128×12 matrix, 2 NEX)
a, b : Obtained in 4 shot (TR/TE=168 ms/99.1 ms)
c, d : Obtained in 8 shot (TR/TE=31.9 ms/21.3 ms)
e, f : Obtained in 16 shot (TR/TE=21.2 ms/12.8 ms)

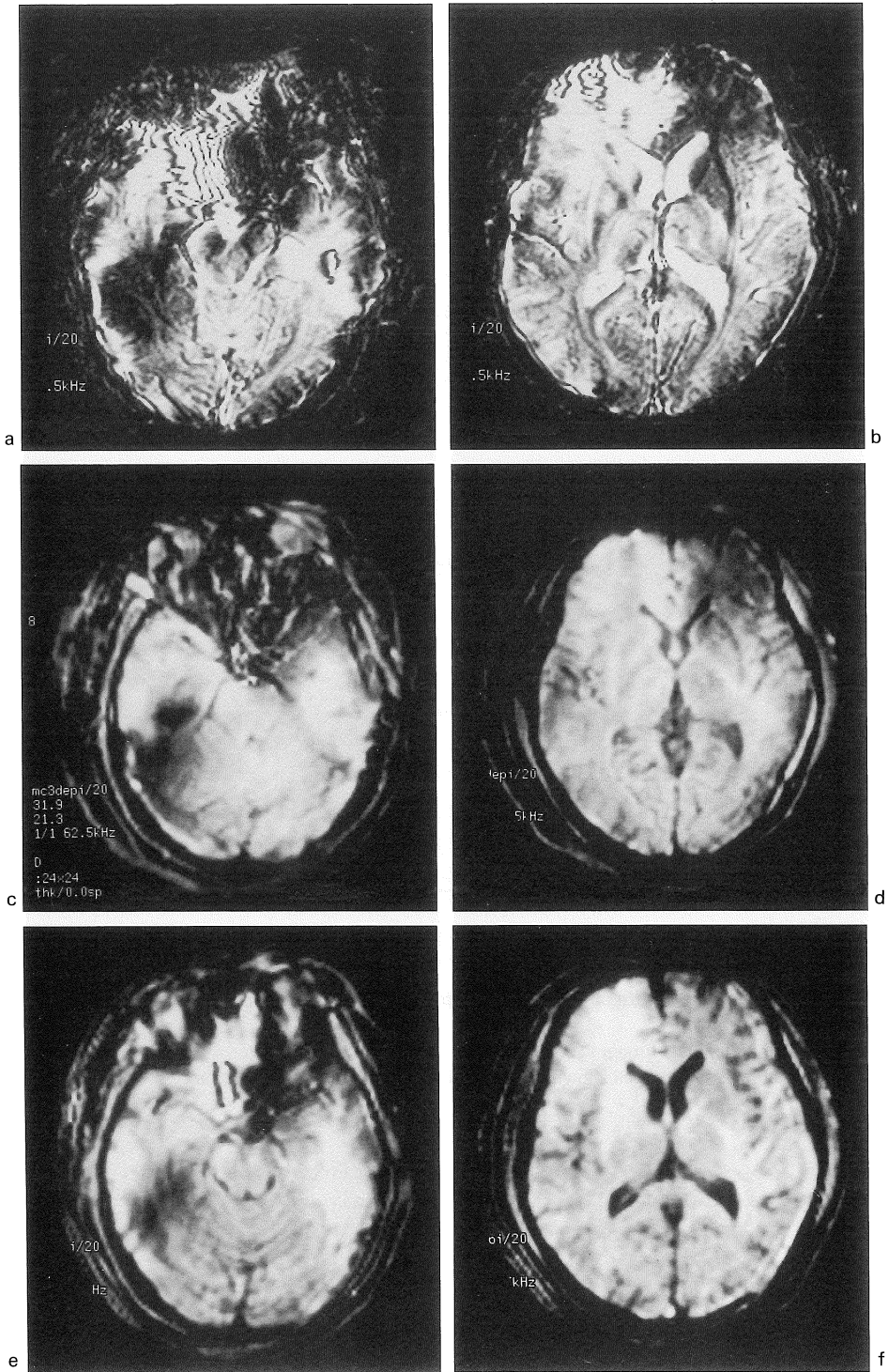


Fig. 3

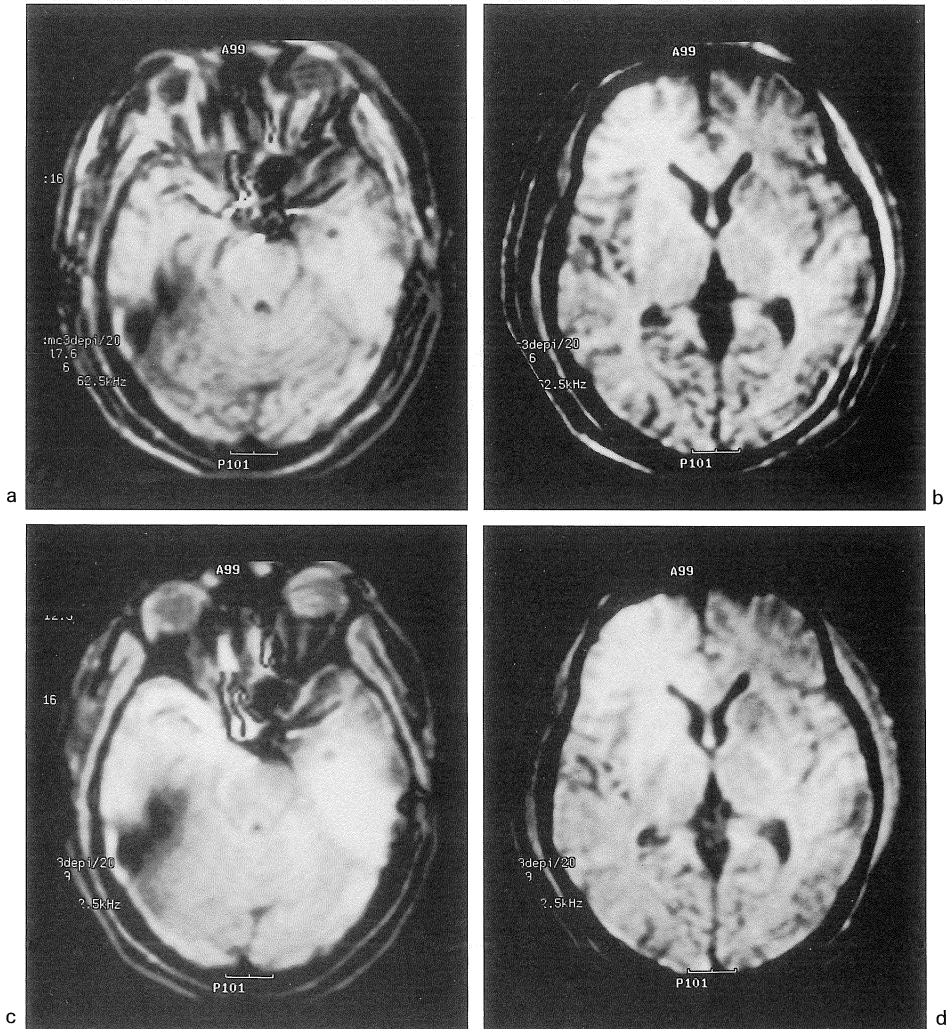


Fig. 4. 3D-EPI images with or without fat-suppression technique (20 cm FOV, 96×96 matrix, 2 NEX)

a, b : No fat-suppressed images

c, d : Fat-suppressed images showing the reduction of chemical shift artifact

EPI よりも更にシステムに高精度を要求する。

今回の実験では、本来内部は均一なはずのファントム撮像で、ROIの部位により幾分信号強度にばらつきが見られたり、健常ボランティアを対象にした撮像でも、撮像領域の部位によって輝度むらが生じる現象が観察された。これらは従来のSE法やGRE法ではほとんど問

題にならなかった現象であり、かつ3D-EPIでは撮像パラメータに無関係にこの現象が出現していることから、MRI装置のマグネット静磁場B₀の不均一性^{11),12)}が原因となっている可能性が考えられる。その場合、対策としては現在以上に精度の高いshimming¹³⁾や補償磁場が必要であるが、これは撮像装置の設計自体にか

Table 2. Investigated Imaging Parameter Sets of 3D-EPI and Acquisition Time

FOV(cm)	matrix	slice thickness (mm)	TR/TE(ms)	FA	NEX	shot number	imaging options	TA (s)
20×20×6	96×96×12	5	45.6/19.9	20	2	8	StF	12
24×24×12	128×128×24	5	168/99.1	20	1	4	ED	23
24×24×12	128×128×24	5	31.9/21.3	20	1	8	ED	8
24×24×12	128×128×24	5	21.2/12.8	20	1	16	ED	11
20×20×12	96×96×24	5	17.6/ 9.6	20	2	16	ED	18
20×20×12	96×96×24	5	40.9/13.5	20	2	16	StF, ED	42
20×20×12	96×96×24	5	40.9/13.5	20	1	16	StF, ED	21

FOV: field of view, TR: repetition time, TE: echo time, FA: flip angle, NEX: number of excitations, TA: acquisition time, StF: fat suppression, ED: extended dynamic range

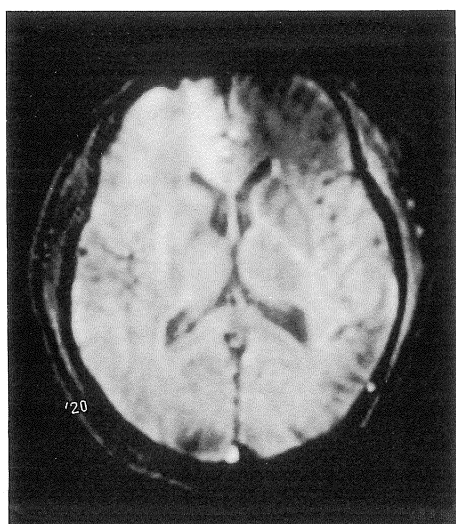


Fig. 5. 3D-EPI image with the reduction of number of excitations (24 cm FOV, 128×128 matrix, 1 NEX) demonstrates some deterioration of signal-to-noise ratio

かわってくる問題である。

またファントムを対象にした撮像で、いずれの ROI でも信号強度が時間とともに変動しているが、これは傾斜磁場システムの時間的不安定性による可能性が考えられる。しかしその変動幅は±2SD の範囲内で、肉眼的にはほとんど判読できないレベルであり、dynamic perfusion imaging など経時的变化を観察するような臨床診断法に応用するとしても、定性的評価に

限定すれば著しい支障とはならないものと思われる。いずれにしてもこれらの MRI 装置自体に起因する問題点は、3D-EPI の導入によって初めて明らかとなったものであり、ハードウェアの一層の改良が望まれるところである。

EPI では脂肪の chemical shift アーチファクトが位相エンコード方向にも現れる。Shift 量は磁場の強さや FOV に比例し、バンド幅や matrix size に逆比例する^{14)~16)}が、今回の撮像条件における shift 量は数十ピクセルにも達するもので無視できない。このため脂肪抑制法は必須と言えるが、最小 TR の延長が必要となるため、撮像時間も延長し、真の高速撮像法としては不利である。我々の実験でも FOV 20×20 cm, matrix 96×96, 16 shot の条件下で、撮像時間は脂肪抑制後 18 秒から 42 秒へと大幅に延長した。対策として NEX を 2 から 1 に変更することで、あまり画質を劣化させることなく撮像時間をほぼ半減させることができたが、これ以上の撮像時間短縮法としては、画像評価に著しい支障を来さない範囲で shot 数を可能な限り減らすほかに、rectangular FOV を採用したり、k-space trajectory を工夫する¹⁷⁾など、幾つもの技法の組み合わせが必要であろう。また EPI は局所的な磁場の不均一 (susceptibility effect) に極めて鋭敏であり、これに起因する distortion アーチファクトも強く現れる。具体的には前頭洞や乳突蜂巣などの

含気腔の周囲で画像が強くゆがむため、後頭蓋窩などの評価には適当ではない。Perfusion imaging など脳の機能的診断を行うには全脳をカバーするのが理想であるが、現在のところ使用したソフトウェアが oblique-axial 面の撮像に対応していないこともあり、我々の試みた範囲内では、通常軸位断面を撮像する場合、多少の個人差はあるものの、画像評価に耐えられるのはせいぜい大脳基底核領域を含む面よりも頭側の範囲に限定された。しかし臨床上問題となる大脳皮質や深部白質、穿通枝領域などの多くの範囲はカバーしており、現状でも画像診断の目的にはある程度貢献できると思われた。

以上より、現状ではまだ解決すべき問題点が多く存在するものの、将来的にはハードウェア、ソフトウェアの両面での改良が加えられることで、脳の各種形態の並びに機能的診断に対して、3D-EPI が極めて有用な手段となり得る可能性があると考えられた。

文 献

- 1) Mansfield P : Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J Phys Chem : Solid State Phys* 1977 ; C10 : L55-58
- 2) Cohen MS, Rohan ML : 3D volume imaging with instant scan. *Proc., SMRM, 8th Annual Meeting, 1989 ; 189*
- 3) Tkach JA, Ding X, Ruggieri PM, Obuchowski NA, Lieber M, Masaryk TJ : Segmented three-dimensional echo-planar flow imaging of the cervical carotid arteries. *AJNR* 1997 ; 18 : 1339-1347
- 4) Wildermuth S, Debatin JF, Huisman TAGM, Leung DA, McKinnon GC : 3D phase contrast EPI MR angiography of the carotid arteries. *J Comput Assist Tomogr* 1995 ; 19 : 871-878
- 5) Hong X, Rohan ML, Angwin DL, Matuzek MS : High-resolution 3D echo-planar imaging. *Radiology* 1993 ; 189 (Suppl) : 1244C
- 6) Hu X, Le TH : Artifact reduction in EPI with phase-encoded reference scan. *Magn Reson Med* 1996 ; 36 : 166-171
- 7) Runge VM, Wood ML : Half-Fourier MR imaging of CNS disease. *AJNR* 1990 ; 11 : 77-82
- 8) Wilman AH, Riederer SJ : Improved centric phase encoding orders for three-dimensional magnetization-prepared MR angiography. *Magn Reson Med* 1996 ; 36 : 384-392
- 9) Mao J, Gao JH, Yan H, Ballinger JR : Susceptibility artifact reduction in fat suppression. *Magn Reson Med* 1995 ; 33 : 582-587
- 10) Meyer CH, Pauly JM, Macovski A, Nishimura DG : Simultaneous spatial and spectral selective excitation. *Magn Reson Med* 1990 ; 15 : 287-304
- 11) Keller PJ, Hunter WW, Schmalbrock P : Multisection fat-water imaging with chemical shift selective presaturation. *Radiology* 1987 ; 164 : 539-541
- 12) Jezzard P, Balaban RS : Correction for geometric distortion in echo planar images from B0 field variations. *Magn Reson Med* 1995 ; 34 : 65-73
- 13) Blamire AM, Rothman DL, Nixon T : Dynamic shim updating : a new approach towards optimized whole brain shimming. *Magn Reson Med* 1996 ; 36 : 159-165
- 14) Vinitzki S, Mitchell DG, Rifkin MD, Burk DL, Jr : Improvement in signal-to-noise ratio and reduction of chemical shift and motion-induced artifacts by summation of gradient and spin echo data acquisition. *J Comput Assist Tomogr* 1989 ; 13 : 1041-1047
- 15) Smith AS, Weinstein MA, Hurst GC, DeRemer DR, Cole RA, Duchesneau PM : Intracranial chemical-shift artifacts on MR images of the brain. *AJR* 1990 ; 154 : 1275-1283
- 16) Parizel PM, van Hasselt BA, van den Hauwe L, et al. : Understanding chemical shift induced boundary artifacts as a function of field strength : influence of imaging parameters (bandwidth, field-of-view, and matrix size). *Eur J Radiol* 1994 ; 18 : 158-164
- 17) Irarrazabal P, Nishimura DG : Fast three dimensional magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med* 1995 ; 33 : 656-662

Clinical Application of Three-dimensional Echo Planar Imaging. Part I : Theory and Basic Study

Satoshi MASUNAGA¹, Nobuo HASHIMOTO², Viswanathan SESHAN³

¹Department of Neurosurgery, Kobe City General Hospital

4-6 Minatojimanakamachi, Chuo-ku, Kobe 650-0046

²Department of Neurosurgery, Kyoto University Graduate School of Medicine

³Application Research Gr., GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.

We developed three-dimensional echo planar imaging (3D-EPI) pulse sequence as a new magnetic resonance (MR) imaging technique and evaluated the possibility of this method for clinical use. The general 1.5 tesla MR unit was used for this new pulse sequence database. Imaging conditions in conventional spin-echo, gradient-echo, or two-dimensional EPI sequence could not be applied to 3D-EPI sequence as they are, because of its new data-sampling technique. Then we obtained 3D-EPI image data from water phantom and the brain of healthy volunteer with some different imaging parameters, and determined the most appropriate imaging parameter set for clinical estimation.

All 3D-EPI images showed distortion of image around the air cavity such as frontal sinus or mastoid cell caused by susceptibility effect, but this artifact was not so serious in 8-shot or more. Significant difference of image quality in the spatial resolution was not seen between the condition of 24 × 24 cm field of view (FOV), 128 × 128 matrix and that of 20 × 20 cm FOV, 96 × 96 matrix. Fat suppression technique using spectral spatial pulse is essential to prevent chemical shift artifact. Meanwhile, the serial images of water phantom showed the fluctuation of signal intensity, which seemed to be caused by the instability of the gradient of MR unit. However, this signal fluctuation was relatively small for the purpose of quantitative analysis.

Although the improvement in both hardware and software is required, 3D-EPI is expected to be useful in the brain imaging.