

T₂-weighted Half Fourier Echo Planar Imaging

김치영·김휴정·안창범

목적 : 초고속 Echo Planar Imaging (EPI) 의 데이터 측정시간을 반으로 단축시킨 half Fourier EPI와 임상에서 널리 사용하는 T₂ 강조 영상을 결합한 T₂-weighted half Fourier EPI(T₂HEPI) 영상기법을 제안하였다. 제안한 방법으로 강한 T₂ 대조도를 갖는 128×128의 고해상도 EPI 영상을 single scan으로 얻고자 한다.

대상 및 방법 : 초고속 EPI 기법의 데이터 측정시간을 줄이기 위하여 k-space의 절반만을 측정하고, 나머지 절반은 conjugate symmetry 성질을 이용하여 재구성한다. 따라서 64개의 에코로 128×128의 고해상도 single shot 영상을 얻을 수 있다. 또한 k-space 데이터의 순서를 시간 축에서 조절하여 강한 T₂ 대조도를 갖는 영상을 얻을 수 있다. Eddy current의 영향으로 phase encoding 방향으로 잔류 경사자계가 있을 경우 측정된 데이터들은 k-space에서 이동이 되며, 이것은 재구성 영상에 심각한 문제점을 초래하게 된다. 본 논문에서는 pre-scan에서 얻은 기준 데이터와 dc에 해당하는 에코간의 상관도를 측정하여 이동을 추정하며, 초기의 phase encoding gradient의 크기를 조정하여 이러한 이동을 제거한다.

결과 : 제안한 T₂-weighted half Fourier EPI 영상기법을 1.0 Tesla 전신 MRI 시스템에 적용하였다. 실험 조건은 single shot으로 TR은 무한대이고, TE는 72ms와 96ms로 설정하였다. 제안한 영상기법을 이용하여 single scan으로 강한 T₂ 대조도를 갖는 128×128의 고해상도 EPI 영상을 얻을 수 있었다.

결론 : 제안한 Half Fourier 기법을 이용하여 기존의 64×64 영상 보다 해상도를 높인 128×128 EPI 영상을 single scan으로 얻을 수 있었으며, 에코의 적절한 배치를 통해 임상에서 널리 사용되는 T₂ 대조도를 얻을 수 있었다. 제안한 방법은 특별한 하드웨어의 추가 없이, 펄스 시퀀스와 tuning 및 재구성 알고리즘 등의 소프트웨어적인 방법만으로 구현이 가능하여 많은 임상 응용이 기대된다.

서론

초고속 자기공명영상은 일반적인 자기공명영상에서 수 분에서 십여 분까지 걸리는 측정시간을 수백ms 이내로 단축시키는 기술로서, 많은 연구가 진행되고 있는 분야이다. 최근들어 interventional 영상이나, 뇌기능 영상, 심장 영상 등에서 Echo Planar Imaging (EPI) (1-2) 이나 Spiral Scan Imaging

(SSI) (3-5) 등의 초고속 영상기법들이 사용되고 있다. 종래의 single scan EPI 영상은 획득시간과 T₂* 감쇠 등의 문제로 64×64 정도의 저해상도 영상으로 제한을 받아 왔다. 뇌 기능 영상은 이러한 고속의 저해상도 영상에서 얻어지는 뇌 기능 정보를 일반적인 영상기법으로 얻어지는 구조적인 영상에 중첩하여 만들어진다 (6-7). 이때 저해상도의 영상과 고해상도의 영상 간의 매칭이 필요하게 되는데 EPI 영상은 외부의 불균일 자계와 내부의 susceptibility 등에 기인하는 왜곡이 많아 (8-9)

대한자기공명과학회지 5:57-65(2001)

광운대학교 전기공학과

이 논문은 산업자원부의 지원과 2000년도 광운대학교 교내학술연구비 지원에 의해 연구되었음.

접수 : 2001년 5월 14일, 채택 : 2001년 6월 7일

통신저자 : 안창범, (139-701) 서울시 노원구 월계동 447-1 광운대학교 전기공학과

Tel. (02)940-5148 Fax. (02)909-3159 E-mail: cbahn@daisy.kwangwoon.ac.kr

김치영 외

매칭 과정에 어려움이 많고, 이 과정에서 정확도에 많은 손실을 가져오게 된다. 고해상도의 EPI 영상을 얻어 기능 영상을 하게 되면 해상도의 향상으로 기능 정보의 정밀도가 높아지고, 따라

서 고해상도의 구조영상을 얻어 중첩하는 과정이 필요 없어 이러한 문제점을 근본적으로 해결할 수 있다. 그러나 고해상도의 EPI 영상을 얻기 위해서는 강한 gradient field와 빠른 slew

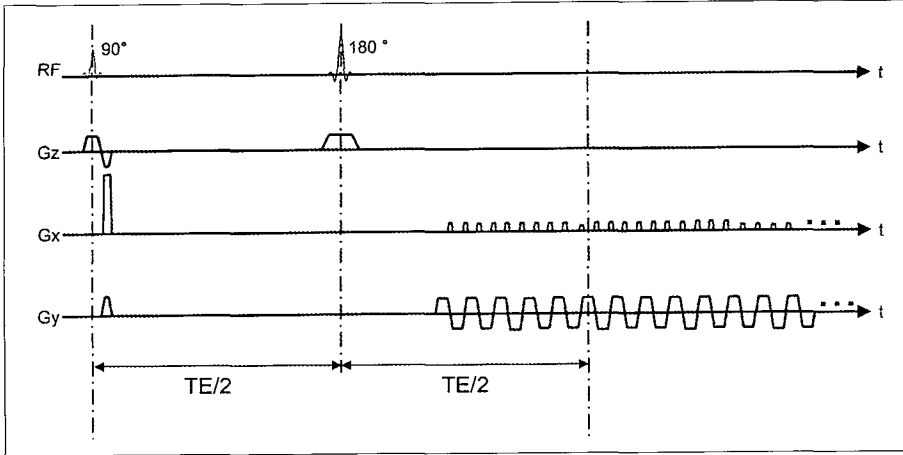


Fig. 1. A single-shot EPI pulse sequence with T_2 contrast is proposed using spin echo technique. Gradient echoes are acquired before and after the effective echo time (TE).

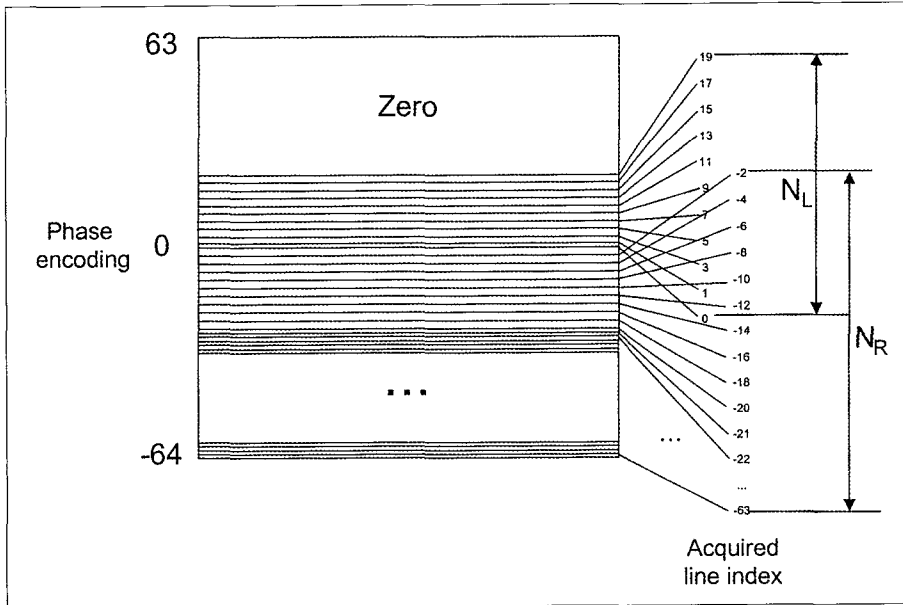


Fig. 2. Corresponding k-space diagram for the proposed pulse sequence. The N_L denotes number of echoes acquired on and before the echo time, and N_R denotes number of echoes acquired after the echo time.

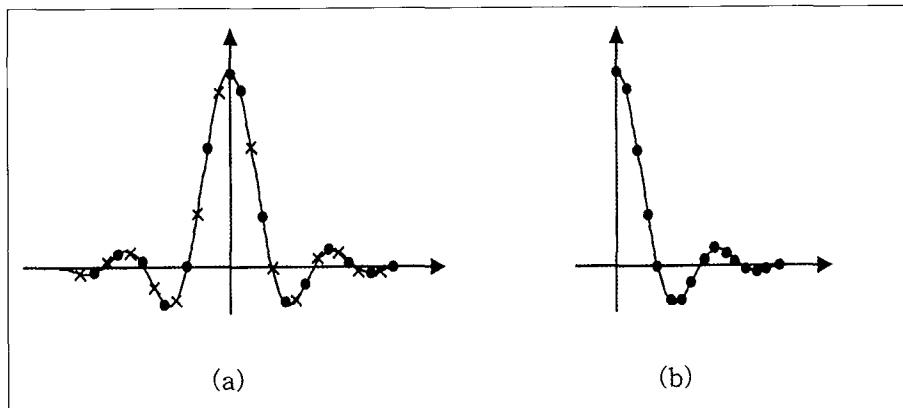


Fig. 3. Sampling points along phase encoding direction are schematically shown. (a) proposed method, and (b) conventional half Fourier imaging method.

rate를 갖는 증폭기 등의 하드웨어의 향상이 요구된다 (10).

본 연구에서는 기존의 하드웨어를 이용하면서 고해상도의 EPI 영상을 얻기 위한 half Fourier 기법을 제안하였다 (11-12). 즉 측정하는 에코를 k-space에서 서로 대칭이 되지 않게 배치함으로써 에코의 개수는 동일하게 유지하면서 phase encoding 방향의 해상도를 2배 향상시킨다. 또한 각 에코 당 측정하는 데이터 개수를 2배 증가시켜 reading 방향으로 해상도를 2배 향상시킨다. 이 경우 데이터 측정시간이 다소 증가하지만 reading gradient의 rising time이나 falling time, phase encoding time 등은 동일하기 때문에 전체적인 측정 시간은 약 30-40% 정도만 길어지게 된다 (일반적으로 128×128 영상을 얻는데는 64×64 영상을 얻는데 걸리는 시간의 4배가 필요하다). 따라서 제안하는 영상기법을 이용하면 기존의 하드웨어를 사용하면서 측정시간의 큰 증가 없이 기존의 64×64 EPI 영상에서 128×128 EPI 영상을 얻을 수 있다. 또한 에코 배치

방법을 조절하여, T₂ 강조 EPI 영상을 얻을 수 있다. 본 논문에서는 제안하는 영상기법의 펄스 시퀀스와 tuning 알고리즘, 에코 배치 방법, 재구성 알고리즘 등을 설명하였고, 제안한 방법으로 얻은 실험 영상들을 소개하였다.

이론 및 방법

Half Fourier EPI

스핀 에코 기반의 EPI (S-EPI)와 gradient 에코 기반의 EPI (G-EPI)를 이용하여 제안한 영상 기법을 구현하였다. 그림 1은 S-EPI를 이용하여 고해상도의 T₂ 강조 영상을 얻기 위한 펄스 시퀀스로서, dc에 해당하는 에코를 effective echo time(TE)에서 얻을 수 있도록 구현하였다. 그림 1의 펄스 시퀀스에서 T₂ 강조 영상을 얻기 위해서는 effective TE를 크게 하여야 한다. 이 경우 TE 이전과 이후의 양 구간에서 에코를 측

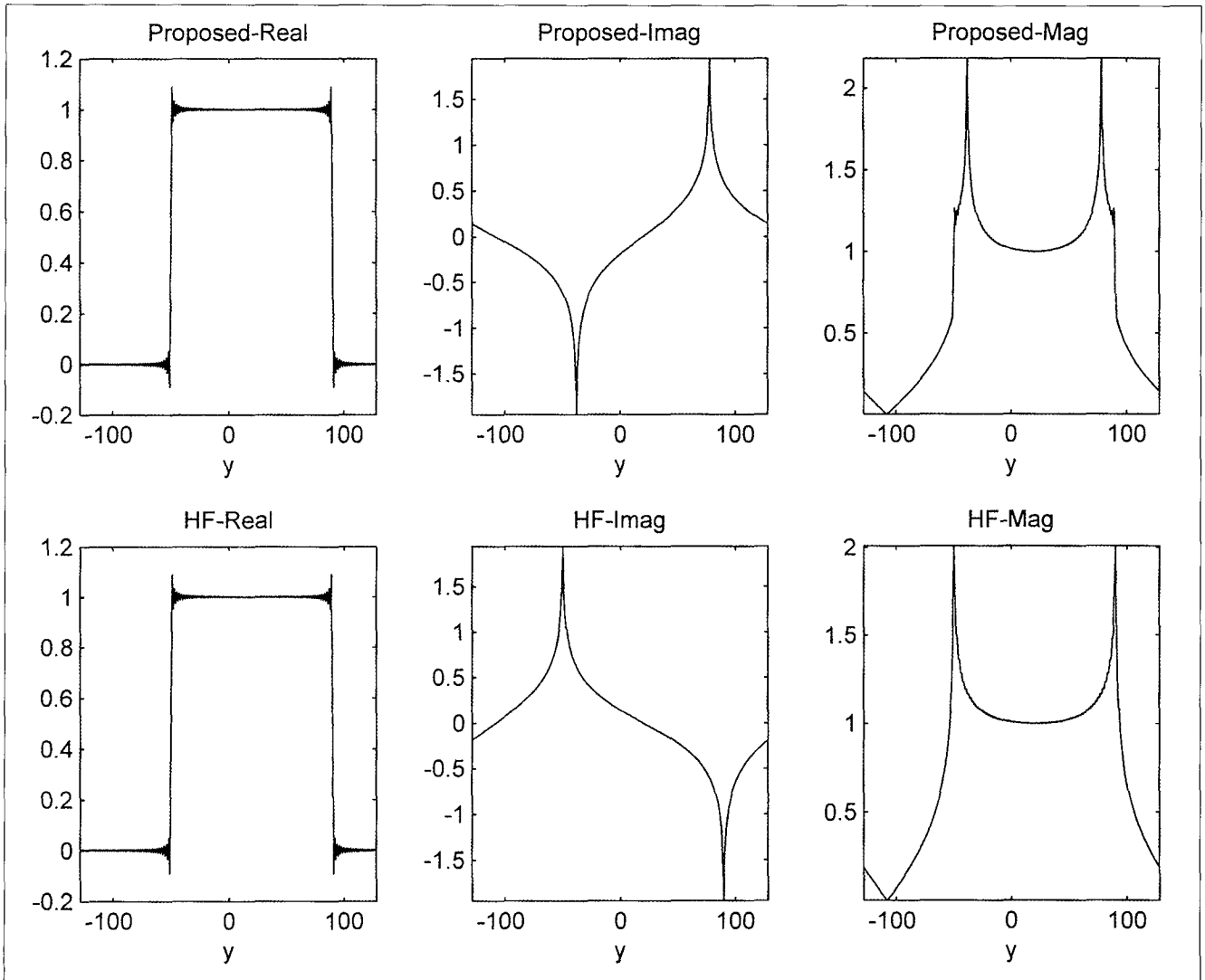


Fig. 4. Line spread functions with the sampling schemes shown in Fig.3. The proposed method is shown in top, and the conventional half Fourier imaging method is shown in bottom.

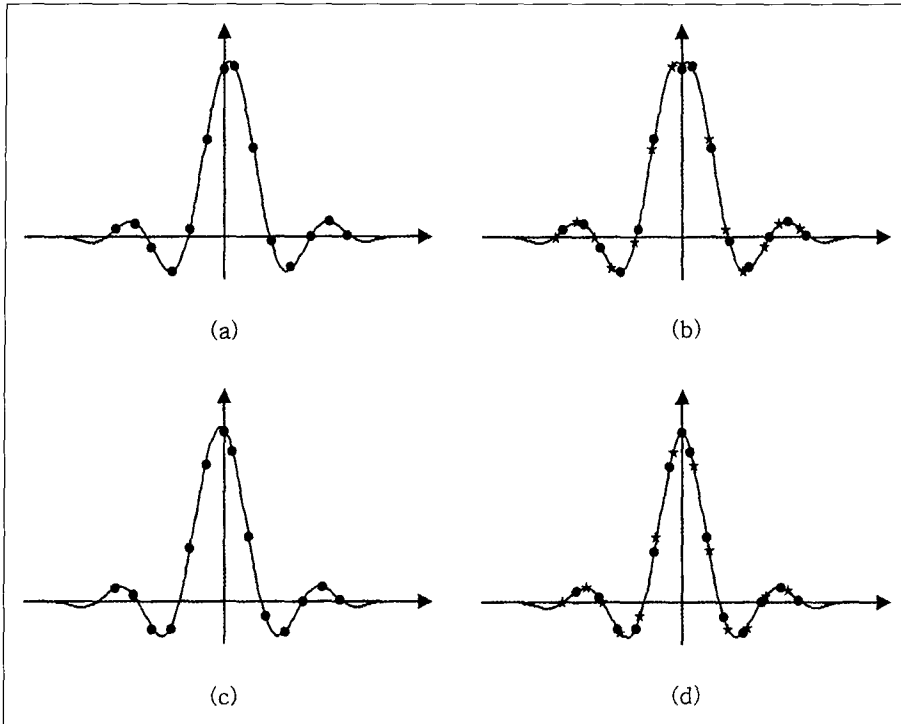


Fig. 5. Shifts in k-space due to residual gradient fields along the phase encoding gradient. (a) negative shift corresponding to the sampling before dc, (b) the conjugate symmetric filling with (a), (c) positive shift corresponding to the sampling after dc, and (d) the conjugate symmetric filling with (c).

정하는 것이 T_2^* 감쇄를 줄일 수 있는 방법이다. 그림 1에서 effective TE 바로 전의 phase encoding gradient의 크기가 다른 phase encoding gradient 들의 절반인 것은 conjugate symmetry 성질을 이용하여 half Fourier space 측정으로 영상 재구성을 하기 위한 것이다.

그림 2는 k-space에서의 에코 배치를 나타낸 것이다. 그림 2에서 N_L 은 dc 및 TE 이전에 받은 에코의 개수를 나타내고, N_R 은 TE 이후에 받은 에코 개수를 나타낸다. 그림 2는 matrix 크기가 128×128 인 single shot EPI를 위하여 effective TE를 72ms로 하여 64개의 에코를 획득할 때 $N_L = 10$, $N_R = 54$ 로 측정할 예를 나타내고 있다. 즉 Fourier space에서 TE 이전에 phase encoding 방향으로 19, 17, 15, ..., 1 과 dc 인 0을 측정하고, 측정할 에코들을 folding하였을 때 서로 중복되는 줄이 없도록 TE 이후에 -2, -4, -6, ..., -18 과 -20, -21, -22, ..., -63을 측정한다. 이렇게 TE의 양측의 에코들을 측정하여 k-space의 + 쪽과 - 쪽에 할당함으로써 T_2^* 감쇄 효과를 최소화하고, phase encoding 방향으로 에코의 크기 변화를 연속적으로 하여 Gibb's 현상을 최소화한다.

재구성을 위해서 측정하지 않은 데이터를 0으로 채우고, dc line의 데이터를 반으로 줄인 후 2차원 FFT를 적용하여 실수부를 취한다. 이 과정은 측정하지 않은 데이터들을 conjugate symmetry를 이용하여 채운 후 2차원 FFT 및 절대값을 취하는 과정과 등가하다 (13). 그림 3은 phase encoding 방향으로 측정할 데이터 포인트를 나타낸 것으로 (a)는 제안한 방식을 나타내고 있고, (b)는 일반적인 half Fourier 영상 기법을 나타내고 있다. 이렇게 측정할 데이터를 sinc 함수를 예로 하여 재구

성한 결과를 그림 4에 나타내었다. 그림 4의 상단은 제안한 방식에 대한 것이고, 하단은 일반적인 half Fourier 영상 기법에 대한 것이다. 그림 4에서 보듯이 두 가지 방식 모두에서 Fourier 변환 후 실수부를 취하게 되면 완전한 재구성을 얻을 수 있다.

펄스 시퀀스 Tuning

제안한 T_2 강조 half Fourier EPI에서는 T_2 대조도를 얻기 위하여 effective TE를 크게 하여야 하므로 데이터 측정 구간이 비교적 뒤로 치우치게 된다. 따라서 T_2^* 감쇄가 커지게 되는데, 이로 인한 신호의 손실을 최소화하기 위하여 에코의 양측에서 데이터를 측정한다. 이 경우 phase encoding gradient가 일부 가해진 후 dc를 측정하게 되는데 만약 이전에 가해진 phase encoding gradient의 일부가 잔류 경사자계 형태로 남아 있게 되면 k-space에서 offset이 생기게 되고 이것은 T2HEPI에서 큰 문제점을 야기시킨다.

그림 5는 T2HEPI에서 - 또는 + 방향으로 offset이 존재할 경우 측정된 데이터를 sinc 함수를 예로 하여 나타낸 것이다. 즉 (a)는 잔류 경사자계로 인하여 dc 이전에 샘플링이 될 경우이고, (c)는 dc 이후에 샘플링이 될 경우를 나타내고 있다. 그림 5의 (b)와 (d)는 (a)와 (c)를 complex conjugate filling을 하였을 때 얻어지는 신호의 파형으로, sinc 함수에서 크게 벗어나는 것을 알 수 있다. 이렇게 half Fourier 영상에서 샘플링이 shift되었을 때 phase encoding 방향으로 재구성된 영상을 그림 6에 나타내었다. 여기에서 샘플링 shift의 크기는 샘플링 간격의 0.2배로 하였다. 그림 6에서 보듯이 잔류 경사자

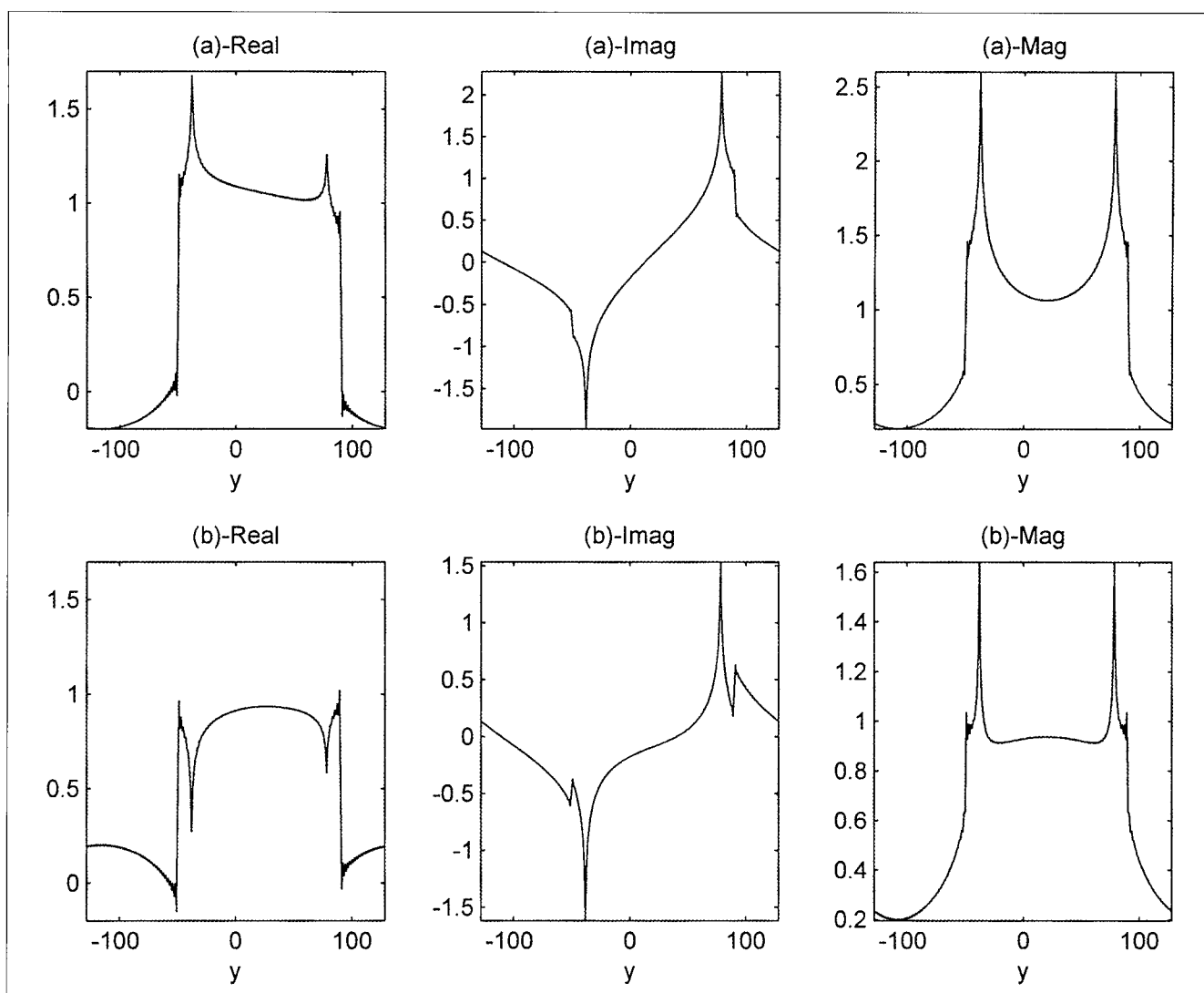


Fig. 6. Line spread functions with the shifted data in the k-space are shown. Data acquisition with the negative shift is shown in top, and the acquisition with the positive shift is shown in bottom.

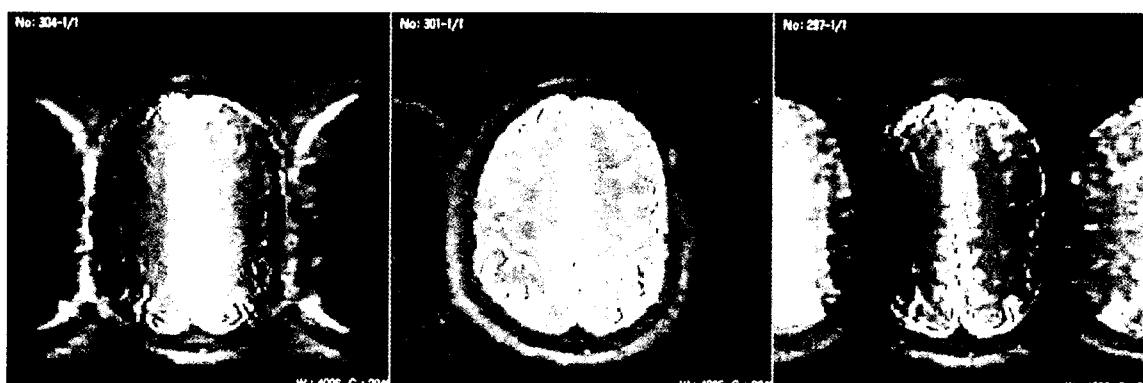


Fig. 7. Images obtained by the half Fourier T₂ weighted EPI method with adjustment of initial phase encoding gradient to remove the residual gradient field. The correlation coefficients defined by Eq.[1] are 0.6385, 0.9943, and 0.9273, respectively, from left to right. Note that the middle image shows the highest quality corresponding to the highest correlation coefficient.

김치영 외

계로 인한 샘플링 이동은 재구성 영상의 낮은 주파수에 심각한 문제점을 초래한다. 이러한 문제점을 피하기 위하여 T2HEPI에서는 90°와 180°사이의 초기 phase encoding gradient의 값을 조절하여 dc를 측정하는 에코에서 잔류 경사자계가 0이 되도록 시퀀스를 tuning 하여야 한다. 이때 잔류 경사자계가 존재하는지 여부를 판단하기 위한 정량적인 측정방법이 요구된다. 본 논문에서는 pre-scan에서 phase encoding gradient를 가하지 않고 측정한 기준 데이터를 이용하여 잔류 경사자계의 양을 추정하는 방법을 제안하였다. 즉 dc를 측정하는 에코의 위치에 상응하는 기준 데이터와의 상관 계수를 계산하여 가장 큰 상관계수가 얻어지도록 90°와 180°사이의 초기 phase encoding gradient의 값을 조절한다. 상관 계수는 다음과 같이 정의하였다.

$$\rho = \frac{\int f(x)g^*(x)dx}{\sqrt{\int |f(x)|^2 dx \int |g(x)|^2 dx}} \quad (1)$$

여기에서, f(x)는 측정한 dc 데이터를, g(x)는 기준 데이터를 의미한다. 식 [1]의 상관 계수는 복소수 형태로 나타나는데, 일

반적으로 실수부가 허수부보다 월등히 크게 된다. 실험에서는 상관 계수의 실수부를 척도로 하여 시퀀스를 tuning하였다.

90°와 180°사이의 초기 phase encoding gradient의 값을 조절하여 얻은 영상들을 그림 7에 나타내었으며, 이때 식[1]로 주어지는 상관 계수를 함께 표시하였다. 그림 7에서 보듯이 상관 계수가 높을 때 정확한 재구성 영상이 얻어짐을 알 수 있다.

결 과

제안한 half Fourier 기법을 이용하여 T₂ 강조 EPI 영상을 얻었다. 실험조건은 TR의 경우, single shot으로 무한대이고, TE는 72ms, 96ms로 하였다.

그림 8은 effective TE를 72ms로 하여 제안한 영상기법으로 얻은 volunteer 영상이다. EPI에서는 magnetic susceptibility 효과로 인해 안구 부위에서 영상이 왜곡될 수 있으므로, 이를 극복하기 위해 슬라이스 선택시 각도를 주어 총 5장의 영상을 얻었다.

그림 9는 72ms의 TE에서 얻은 영상들로 에코 측정 방법에 따른 왜곡의 정도를 비교한 실험 결과이다. 상단의 3개의 영상

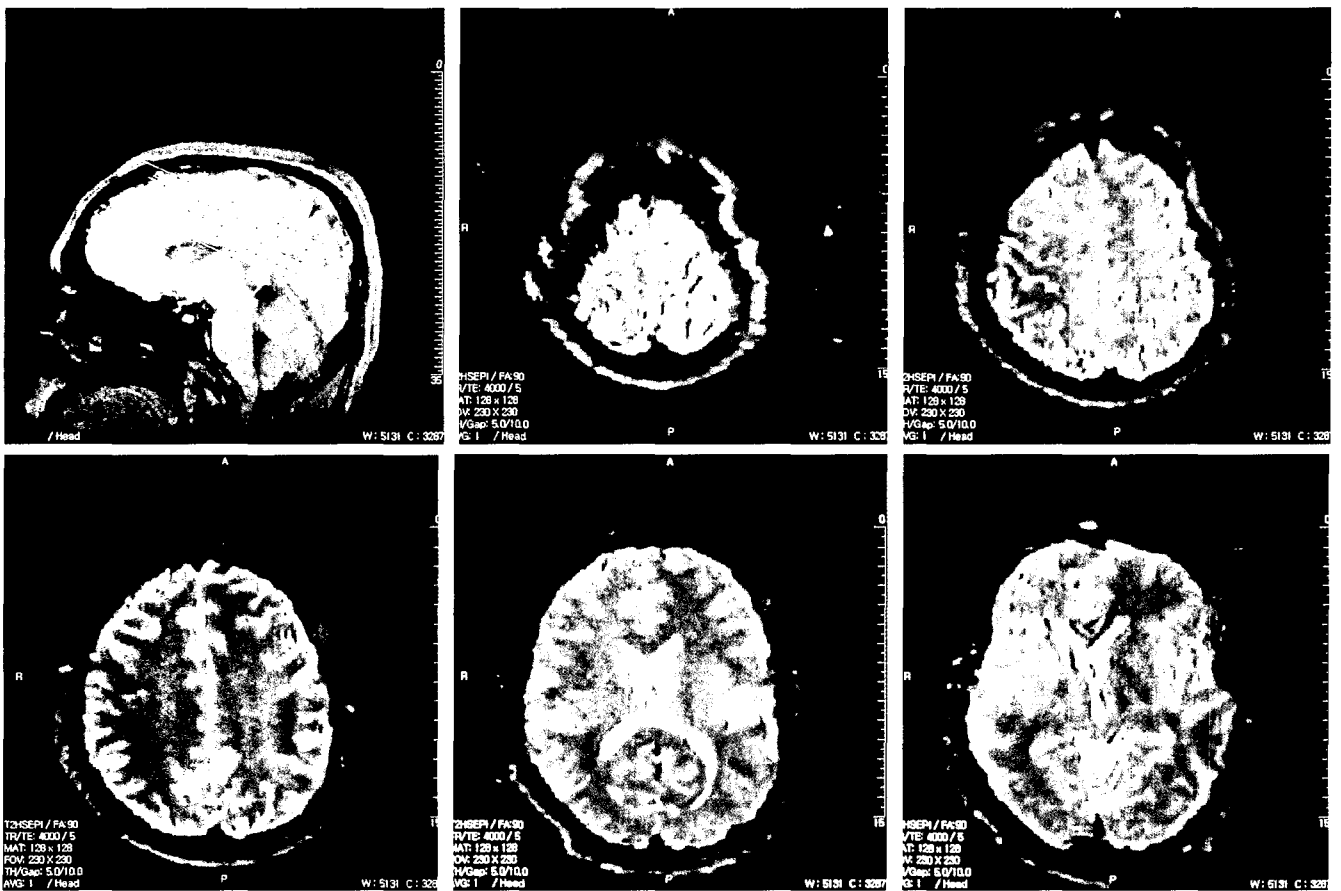


Fig. 8. Single-shot EPI images with 128 × 128 matrix size are obtained by the proposed method. The effective echo time was 72ms, and 10 and 54 echoes (64 echoes in total) were acquired before and after the echo time, respectively.

은 TE 이전에서는 데이터를 받지 않고, TE 이후에 64개의 에코를 측정하여 얻은 영상이고, 하단의 영상들은 TE 이전에 10개, TE 이후에는 54개의 에코를 측정하여 얻은 영상이다. 그림 9에서 보듯이 상단의 영상들이 하단의 영상들보다 상대적으로 왜곡이 심한 것을 알 수 있다. 이것은 상단의 경우 TE 이전에 데이터를 측정하지 않고, 모든 데이터를 TE 이후에 측정하기 때문에 TE 에서부터 상대적으로 긴 시간 동안 데이터를 측정하게 되어 inhomogeneity의 영향이 크게 나타나기 때문이다.

그림 10은 effective TE에 따른 영상의 대조도를 보인 것이다. Effective TE는 상단의 영상의 경우 24ms이고, 하단의 영상들에서는 96ms이다. 그림 10에서 보듯이 제안한 방식으로 얻은 하단의 영상에서 강한 T₂ 대조도가 나타남을 알 수 있다.

결론

EPI 영상기법의 경우, 시간의 제약 때문에, 빠른 gradient switching, 높은 gradient slew rate, 그리고, 매우 짧은

dwell time 등, 특별한 하드웨어를 필요로 하나, 이 논문에서 제안한 방법은 이러한 하드웨어의 지원없이 소프트웨어적인 방법만으로 해상도를 향상시키고, T₂ 대조도를 갖는 single-shot EPI 기법을 제안하였다. 1.0 Tesla 전신 MRI 시스템 (Magnum 1.0T, 메디너스)에 제안한 영상 기법을 구현하여 향상된 EPI 영상을 얻을 수 있었다.

기존의 64×64 EPI의 해상도를 128×128로 향상시키기 위하여 half Fourier 기법을 사용하였고, T₂ 대조도를 얻기 위하여 effective TE를 72ms 이상으로 하였다. Single-shot EPI에서 T₂* 감쇄를 줄이기 위하여 effective TE의 양편에서 데이터를 측정하였고, 이 경우 phase encoding gradient의 잔류 경사자계를 상쇄하기 위한 시퀀스 tuning 방법을 제안하였다. 제안한 기법을 volunteer에 대하여 적용해 본 결과 128×128의 고해상도 EPI 영상을 single shot으로 200ms 내외에서 얻을 수 있었으며, 부가적으로 강한 T₂ 대조도를 얻을 수 있었다.

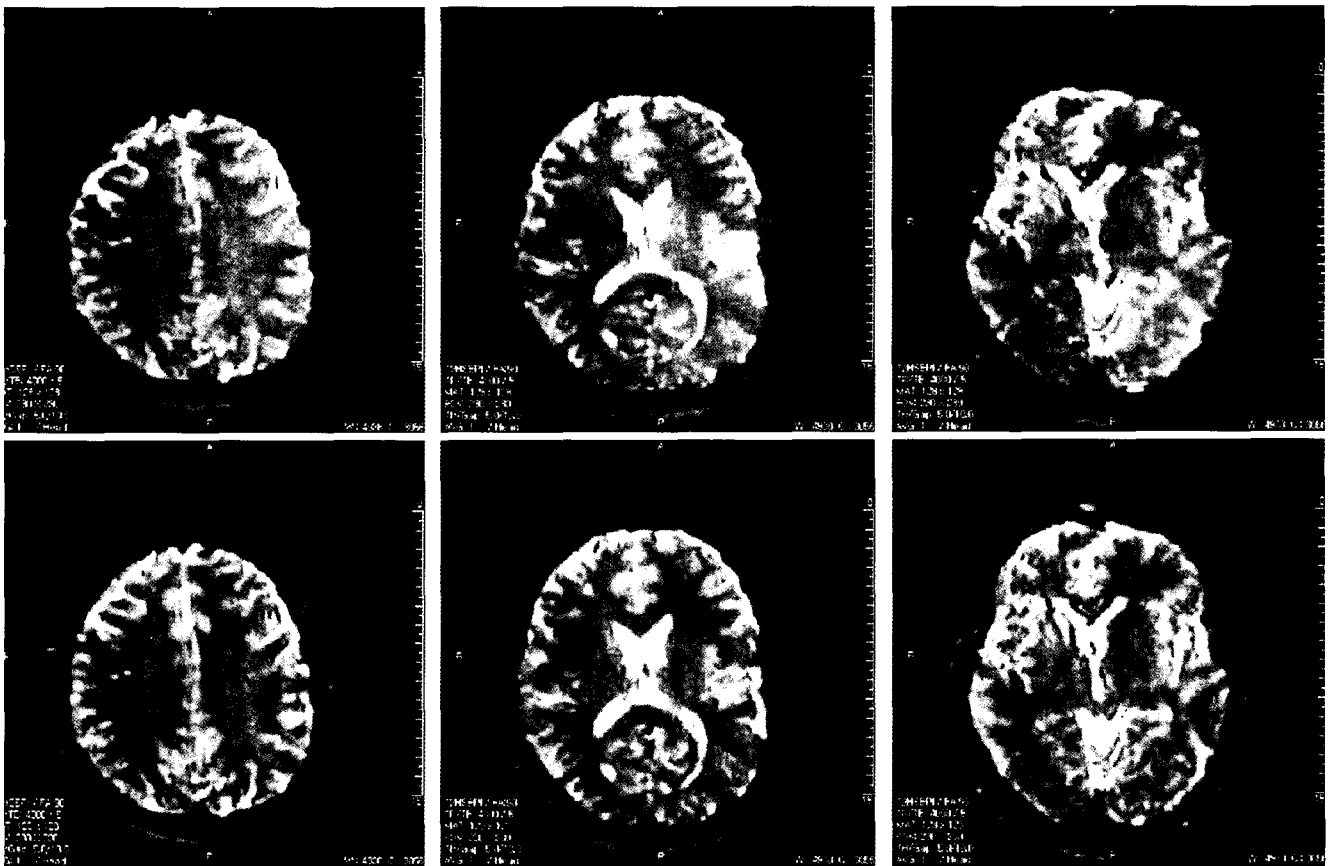


Fig. 9. Comparison of echo acquisition methods is shown. Images in the upper row are obtained with 64 echoes acquired after TE, while images in the lower row are obtained with 10 echoes acquired before TE, and 54 echoes acquired after TE, respectively. Note the less deformations in the lower row images due to relatively shorter acquisition period from the TE.

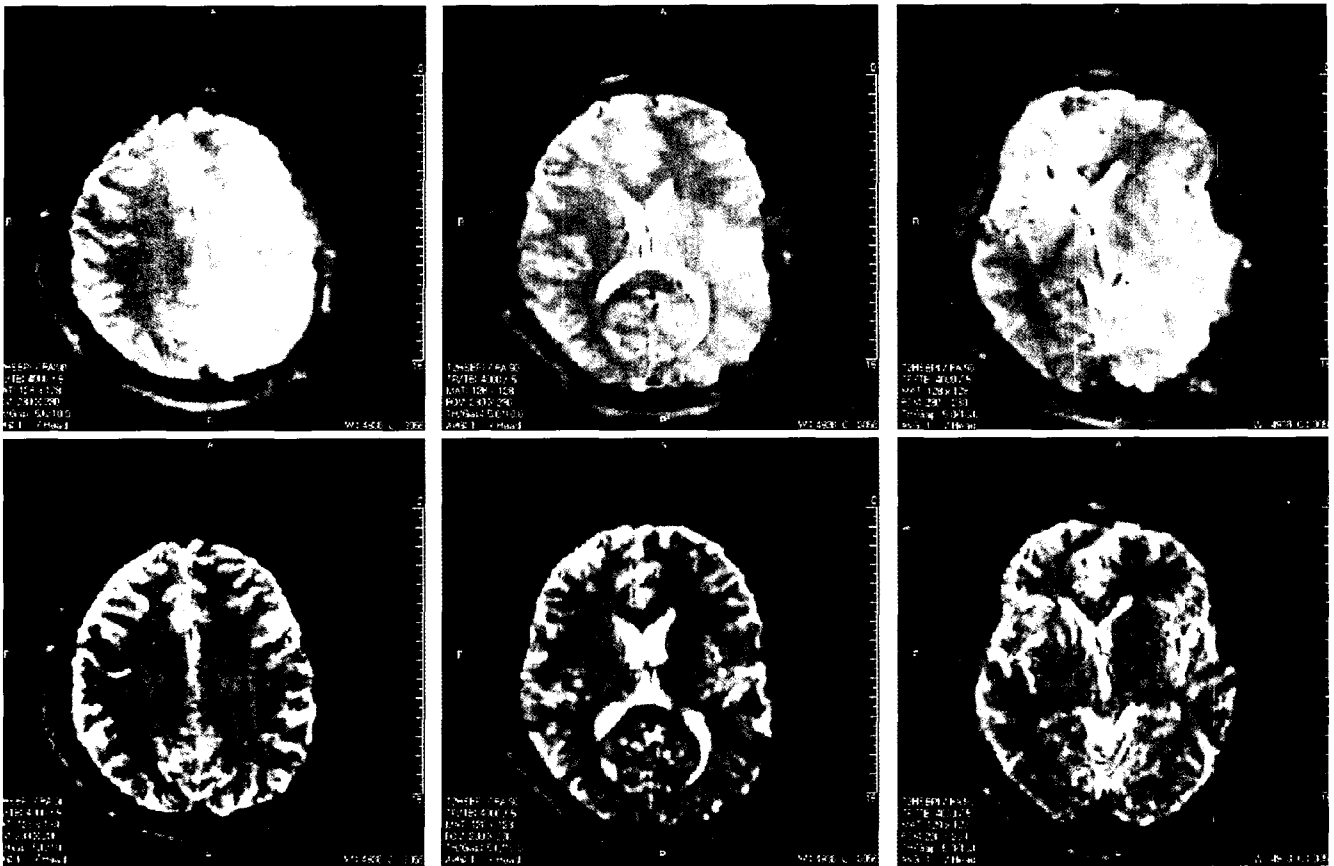


Fig. 10. Comparison of image contrast is shown. Images in the upper row are obtained with the effective echo time of 24ms, while images in the lower row are obtained with effective echo time of 96ms. Note the high T_2 contrast in the lower row images.

참 고 문 헌

1. Mansfield P. Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J Phys C* 1977; 10: 155-158.
2. Schmitt F, Stehling MK, Turner R. *Echo-Planar Imaging: Theory, Technique and Application*. Berlin: Springer, 1998.
3. Ahn CB, Kim JH, Cho ZH. High-speed spiral-scan echo planar NMR imaging-I. *IEEE Trans Med Imag* 1986; 5: 2-7.
4. Meyer CH, Hu BS, Nishimura DG, Macovski A. Fast Spiral coronary artery imaging. *Magn Reson Med* 1992; 28: 202-213.
5. 안창범. 초고속 자기 공명 영상 기법-Echo Planar 영상 및 Spiral Scan 영상. *대한자기공명의과학회지* 1999; 3: 6-12.
6. Ogawa S, Lee TM. Magnetic resonance imaging of blood vessels at high fields: in vivo and in vitro measurements and image simulations. *Magn Reson Med* 1990; 16: 9-18.
7. Schulthess GK, Hennig J. Functional imaging: principles and methodology. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997; 261-390.
8. Jezzard P, Balaban RS. Correction for geometric distortion in echo planar images from B_0 field variations. *Magn Reson Med* 1995; 34: 65-73.
9. Wan X, Gullberg GT, Parker DL, Zeng GL. Reduction of geometric and intensity distortions in echo-planar imaging using a multireference scan. *Magn Reson Med* 1997; 37: 932-944.
10. Schmitt F. Gradient hardware considerations for fast MRI. *Proc. ISUM 99* 1999; 26-33.
11. Margosian P, Schmitt F, Purdy D. Faster MR imaging: Imaging with half the Data. *Health Care Instrum* 1 1986; 195-197.
12. Fischer H, Schmitt F, Barfuss H, Bruder H. Half Fourier echo planar imaging at 2 tesla. In: *Book of Abstracts: Society of Magnetic Resonance in Medicine 7th Annual Meeting*. San Francisco, August 20-26, 1988; 972.
13. Brigham EO. *The fast Fourier transform and its applications*. Englewood Cliffs: Prentice Hall, 1988.

T₂-weighted Half Fourier Echo Planar Imaging

C. Y. Kim, H. J. Kim, and C. B. Ahn

Department of Electrical Engineering, Kwangwoon University

Purpose : T₂-weighted half Fourier Echo Planar Imaging (T₂HEPI) method is proposed to reduce measurement time of existing EPI by a factor of 2. In addition, high T₂ contrast is obtained for clinical applications. High resolution single-shot EPI images with T₂ contrast are obtained with 128 × 128 matrix size by the proposed method.

Materials and methods : In order to reduce measurement time in EPI, half Fourier space is measured, and rest of half Fourier data is obtained by conjugate symmetric filling. Thus high resolution single shot EPI image with 128 × 128 matrix size is obtained with 64 echoes. By the arrangement of phase encoding gradients, high T₂ weighted images are obtained. The acquired data in k-space are shifted if there exists residual gradient field due to eddy current along phase encoding gradient, which results in a serious problem in the reconstructed image. The residual field is estimated by the correlation coefficient between the echo signal for dc and the corresponding reference data acquired during the pre-scan. Once the residual gradient field is properly estimated, it can be removed by the adjustment of initial phase encoding gradient field between 90° and 180° rf pulses.

Results : The suggested T₂HEPI is implemented in a 1.0 Tesla whole body MRI system. Experiments are done with the effective echo times of 72ms and 96ms with single shot acquisitions. High resolution (128 × 128) volunteer head images with high T₂ contrast are obtained in a single scan by the proposed method.

Conclusion : Using the half Fourier technique, higher resolution EPI images are obtained with matrix size of 128 × 128 in a single scan. Furthermore T₂ contrast is controlled by the effective echo time. Since the suggested method can be implemented by software alone (pulse sequence and corresponding tuning and reconstruction algorithms) without addition of special hardware, it can be widely used in existing MRI systems.

Index words : Half Fourier EPI, Echo planar imaging (EPI), T₂ contrast, Eddy current
Fast magnetic resonance imaging

Address reprint requests to : Chang Beom Ahn, Ph.D., Department of Electrical Engineering, Kwangwoon University
447-1 Wolgye-dong, Nowon-gu, Seoul 139-701, Korea.
Tel: 82-2-940-5148 Fax: 82-2-909-3159 E-mail: cbahn@daisy.kwangwoon.ac.kr