

프로젝션 타입 고속 스핀 에코 영상

김휴정 · 김치영 · 김상목 · 안창범

목적: Projection-type Fast Spin Echo (PFSE) 영상 기법은 일반적인 Fast Spin Echo (FSE) 기법과 비교하여 환자의 움직임과 혈류에 강한 장점이 있는 반면, T_2 대조도(contrast)를 조절하기가 어려운 단점이 있다. 본 연구에서는 PFSE의 대조도를 이론적으로 분석하였고 컴퓨터 모의실험을 통하여 다양한 effective echo time (TE) 을 갖는 일반적인 FSE와 비교, 분석하였다. 또한 인체 실험을 통하여 제안한 PFSE 영상기법으로 움직임과 혈류에 강인한 T_2 강조 영상을 얻을 수 있음을 보였다.

대상 및 방법: 본 연구에서는 1.0T 전신 MRI 시스템에서 새로운 k-space의 배치를 갖는 PFSE 펄스 시퀀스를 구현하여, PFSE와 FSE 방식의 T_2 대조도를 컴퓨터 모의실험과 인체 실험을 통하여 비교, 분석하였다. 컴퓨터 모의실험에서는 서로 다른 T_2 값을 갖는 팬텀을 구현하여 다양한 effective TE에 대한 FSE 영상과 PFSE 영상을 재구성하여 대조도를 비교하였다. 인체 실험에서는 multi-slice T_2 강조 두부 영상을 PFSE와 FSE로 얻어 영상기법간의 T_2 대조도를 비교하였다.

결과: 이론적인 분석에서 PFSE의 T_2 대조도는 effective TE가 80-100ms 정도의 FSE 영상과 증가하게 나타나 T_2 강조 영상을 얻을 수 있을 것으로 판단되었다. 컴퓨터 모의실험에서 PFSE 재구성 영상은 effective TE가 96ms인 FSE 영상과 대조도가 비슷하게 나타났다. 인체 실험에서도 PFSE 영상은 effective TE가 96ms인 FSE 영상과 비슷하게 나타났으며, PFSE 방법이 FSE 방법에 비하여 움직임과 혈류와 관련한 artifact에 강인함을 확인 할 수 있었다.

결론: PFSE 기법은 k-space의 극좌표계에서 서로 다른 각도를 갖는 여러 line들을 다중 스핀 에코 기법으로 측정하는 방식이다. PFSE기법은 FSE와 비교하여 환자의 움직임과 혈류에 강한 장점이 있는 반면, T_2 대조도를 조절하기가 어려운 단점이 있다. 본 연구에서는 PFSE 방식으로 FSE와 대등한 T_2 대조도 (T_2 강조 영상)를 얻을 수 있음을 이론과 컴퓨터 모의실험으로 밝히고, 인체 실험을 통하여 확인하였다.

서 론

1986년 J. Hennig가 제안한 RARE 시퀀스는 다중 스핀 에코에 서로 다른 phase encoding 경사자계를 가하여 한번의 repetition time에 k-space의 여러 line을 측정함으로써 영

상 측정 시간을 획기적으로 줄일 수 있었다 (1). RARE 시퀀스는 Turbo Spin Echo(TSE) 또는 Fast Spin Echo(FSE) 영상으로도 알려져 있는데 스핀 에코 기법을 사용하기 때문에 inhomogeneity에 강하고 재구성이 단순하여 대부분의 자기 공명영상장치에서 환자 진단에 가장 일반적으로 사용하는 영상 기법 중의 하나이다 (2). 일반적으로 FSE 방법은 k-space에

대한자기공명과학회지 4:42-51(2000)

¹광운대학교 전기공학과

*이 논문은 통상산업부의 지원과 1999년도 광운대학교 교내학술연구비에 의하여 연구되었음.

접 수 : 2000년 6월 9일, 채 택 : 2000년 6월 24일

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

Tel. 82-2-940-5148 Fax. 82-2-909-3159 E-mail: cbahn@daisy.kwangwoon.ac.kr

서의 주사방식이 직각좌표계를 기반으로 하기 때문에 환자의 움직임과 혈류의 영향으로 인하여 phase encoding 방향의 ghost artifact가 존재하게 된다 (3). 반면에 프로젝트 타입 영상기법은 프로젝트 데이터를 얻어 filtered backprojection으로 재구성을 하는데, 프로젝트 데이터를 실수값으로 가정하면 움직임과 관련한 위상의 에러를 보정할 수 있어 환자의 움직임과 혈류의 영향을 줄일 수 있는 장점이 있다 (4-6).

이러한 프로젝트 타입 영상기법을 FSE 방식과 결합하여 다중 스핀 에코를 이용한 k-space의 극좌표계에서 서로 다른 각도의 데이터를 수집하여 움직임과 혈류에 강인한 Radial Turbo Spin Echo(RTSE) 방법이 제안되었으며, RTSE 방식으로 복부영상에서 기존의 FSE 방식보다 motion artifact가 적은 영상이 제시되었다 (7, 8). 한편 RTSE 또는 프로젝트 타입 FSE 영상(PFSE)의 T_2 대조도는 FSE 방식과 다르게 결정된다 (9). FSE의 경우 영상의 대조도가 k-space에서 dc 블록에 해당하는 에코에 의하여 결정되므로 이 에코의 측정시간을 effective echo time(TE) 이라 하여 FSE의 대조도를 결정하는 파라미터로 사용한다. 반면에 PFSE 기법의 경우 모든 데이터가 k-space의 중심을 지나가기 때문에 영상의 대조도는 측정된 모든 에코신호의 T_2 감쇄 효과의 합으로 결정된다. PFSE 영상기법을 분석해보면 T_2 대조도는 다중 스핀 에코 측정구간과 공간적으로 변화하는 조직들의 T_2 의 함수로 주어지는데 실험적으로 조절이 용이하지 않고 조직마다 서로 다른 effective TE를 가지고 있어 PFSE 기법의 사용에 있어 문제점으로 부각되었다.

본 연구에서는 PFSE 영상 기법에서의 T_2 대조도를 분석하

여 PFSE에서의 effective TE가 조직의 T_2 값에 따라 변화가 크지 않음을 보이고, 이를 근거로 PFSE 방식으로 임상적으로 활용도가 높은 T_2 강조 영상을 얻을 수 있음을 보였다. PFSE와 FSE 방식으로 얻은 영상들의 T_2 대조도를 비교하기 위하여 수학적으로 팬텀을 정의하였고, 컴퓨터 모의실험을 통하여 영상 기법간의 대조도를 정량적으로 비교, 분석하였다. 또한 PFSE와 FSE 방식으로 multi-slice T_2 강조 두부 영상을 1.0T 전신 MRI 시스템에서 얻어 이론적인 분석 및 컴퓨터 모의 실험 결과를 검증하였다.

펄스 시퀀스

Fig. 1은 본 연구에서 제안한 PFSE 방식의 k-space에서의 궤적이며 Fig. 2는 이를 구현하기 위한 펄스 시퀀스이다. Fig. 2에서 90° RF 펄스에 의하여 transverse plane으로 여기된 스핀은 x 경사자계에 의하여 Fig. 1의 k-space에서 1'의 위치로 이동한 후 다시 180° RF 펄스에 의하여 1의 위치로 이동한다. Fig. 3에서 보인 ΔX_θ 와 ΔY_θ 에 의하여 j 위치로 이동한 후 $2R\cos\theta$ 와 $2R\sin\theta$ 로 주어지는 x, y 경사자계에 의하여 θ 방향의 view가 얻어진다. 데이터 측정이 끝난 후 다시 ΔX_θ 와 ΔY_θ 에 의하여 1' 위치로 이동하게 되고 다음의 180° RF 펄스에 의하여 1의 위치로 이동하여 앞의 과정을 반복하여 다른 각도의 view를 얻게 된다. 여기에서

$$\begin{aligned} \Delta X_\theta &= 2R\cos^2\delta \\ \Delta Y_\theta &= 2R\cos\delta\sin\delta \end{aligned} \tag{1}$$

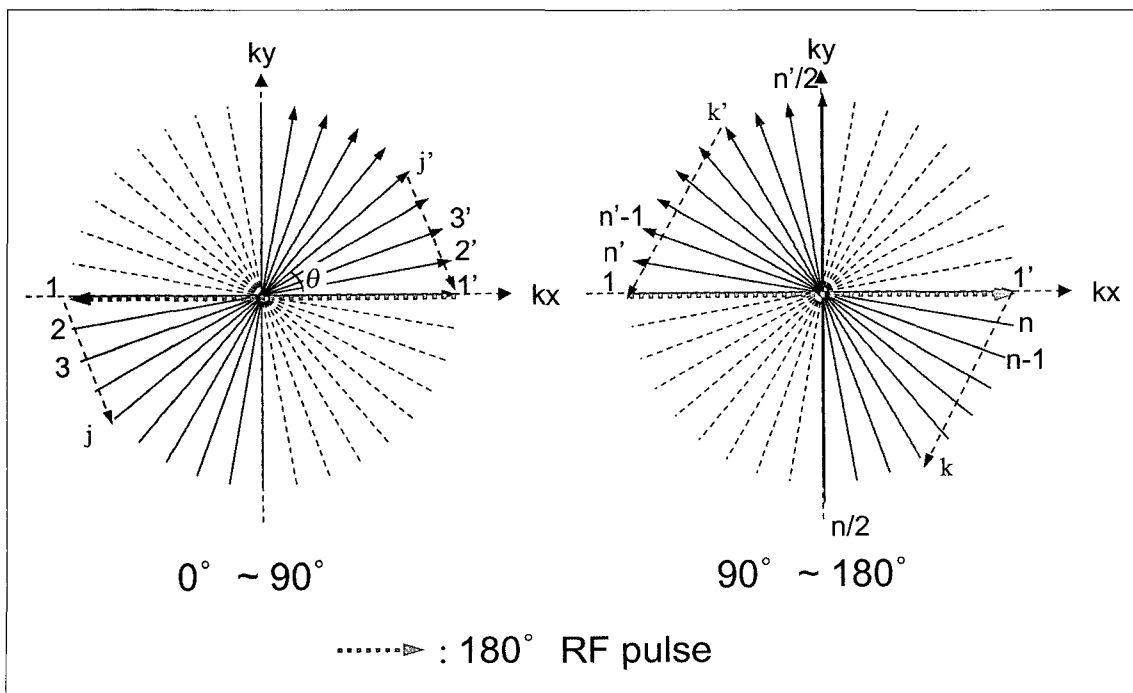


Fig. 1. K-space trajectory for the projection-type fast spin echo (PFSE) imaging.

김휴정 외

이며 R은 Fig. 2에서 보인 x 경사자계의 면적과 관련한 상수이고, $\delta = \frac{\pi-\theta}{2}$, $0^\circ \leq \theta < 90^\circ$ 이다. Fig. 1에서 한 view에 대한 데이터 측정이 끝난 후 다음 180° RF 펄스 이전에 k space 궤적을 x 축 상의 고정된 점 (1')으로 이동시키는 것은 RF 펄스가 가해질 때 transverse plane의 모든 스핀들이 항상 동일한 CPMG 조건을 유지하게 하기 위함이다. Fig. 1의 오른쪽에서 보였듯이 view 각도가 90°~180°일 경우에는 처음 x 경사자계를 음으로 가하여 고정점을 1로 이동하여 (궤적을 1 → 1' → k → k' → 1 → 1' ...) ΔX_θ 와 ΔY_θ 의 크기가 0°~90°일 때와 동일하게 하여 경사자계 증폭기에 과부하가 걸리지 않도록 하였다. PFSE에서도 FSE와 마찬가지로 임의의 에코 측정 개수를 설정할 수 있으며, ΔX_θ 와 ΔY_θ 를 조절하여 각 view의 측정 순서를 조절할 수 있다.

PFSE에서의 대조도 분석

PFSE 방식에서는 모든 에코가 k-space 궤적의 중심을 지나가므로 재구성 영상에서 특정한 방향에 대한 선호도를 가정하지 않을 경우, 모든 view의 데이터는 영상의 대조도에 동일한 영향을 미치게 된다. 이것은 영상의 대조도가 dc 구간의 에코에 의하여 결정되는 직각좌표계의 FSE와 비교하여 큰 차이점이다. PFSE 방식에서 측정되는 에코 신호의 크기는 Fig. 4에서 보듯이 아래의 식으로 근사적으로 나타낼 수 있다.

$$S = S(0) \int_a^b \exp\left(-\frac{t}{T_2}\right) dt = S(0) T_2 (\alpha - \beta) \tag{2}$$

여기에서, a 와 b는 다중 스핀 에코를 측정하는 시간 구간을 나타내고, $\alpha = \exp(-a/T_2)$, $\beta = \exp(-b/T_2)$ 이다. 식 (2)에서는 신호의 크기를 하나의 T_2 에 대하여 표시하였으나 영상에서 한 voxel이 하나의 T_2 성분만을 가진다고 가정하면 이 식을 일반적으로 영상의 voxel 신호에 대하여 적용할 수 있고, 이 경우 T_2 는 공간좌표의 함수로 표시된다. 실제 실험에서 신호의 크기는 discrete 한 에코 신호의 합으로 나타나지만 근사적으로 연속적인 적분 식으로 나타내었다. PFSE에서의 신호 S를 등가적인 effective TE를 이용하여 나타내면

$$S = (b-a) \cdot S(0) \cdot \exp(-TE_{eff}/T_2) = (b-a) \cdot S(0) \cdot \tau \tag{3}$$

여기에서 $\tau = \exp(-TE_{eff}/T_2)$ 이다. 식 (2)와 (3)으로부터, PFSE에서의 effective TE는 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$TE_{eff} = T_2 \cdot \ln\left[\frac{(b-a)}{T_2(\alpha-\beta)}\right] \tag{4}$$

식 (4)에서 보듯이 PFSE에서의 Effective TE는 실험적으로 주어지는 다중 스핀 에코의 측정구간 a, b의 함수일 뿐만 아니라 각 조직의 T_2 값의 함수로 주어짐을 알 수 있다. 따라서 PFSE에서는 측정구간이 정해지면 effective TE의 조절이 용이하지 않다. 한 예로 다중 스핀 에코의 측정구간은 24ms에서 192ms로 가정하였을 때 PFSE에서의 effective TE를 T_2 의 함수로 Fig. 5에 나타내었다. Fig. 5에서 보듯이 T_2 가 80ms인 조직의 effective TE는 94ms이고, T_2 가 120ms인 조직의 effective TE는 98ms임을 알 수 있다. 따라서 엄밀한 의미에서는 PFSE 기법에서는 전체 영상의 대조도를 기술하는 하나

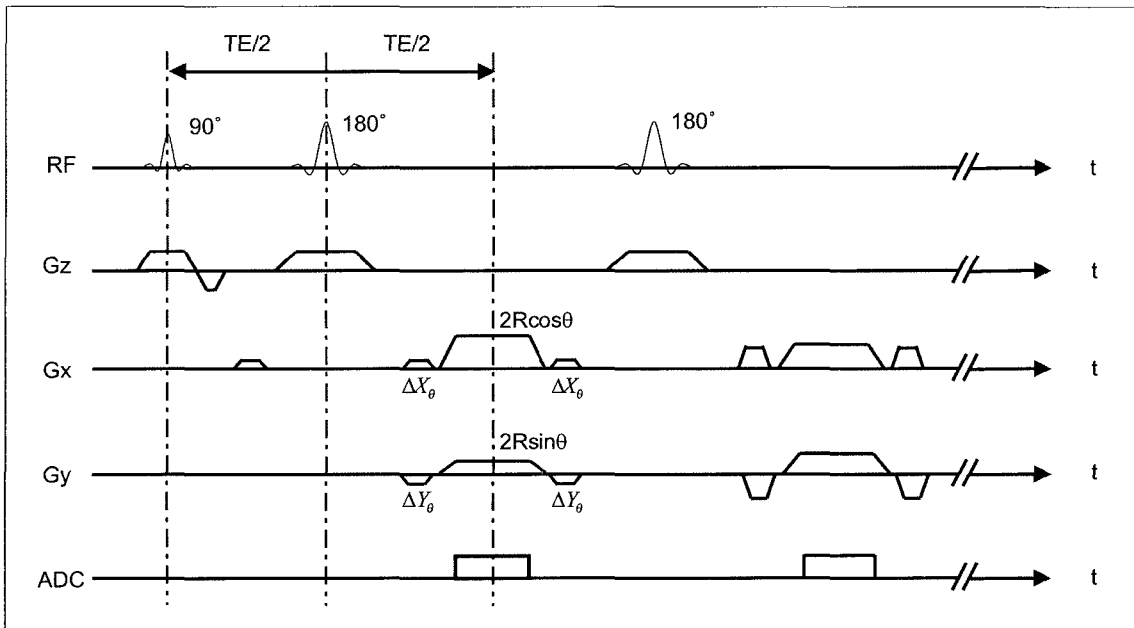


Fig. 2. Pulse sequence for the projection-type FSE imaging.

의 effective TE는 존재하지 않고 영상 내의 여러 조직들의 T_2 값에 따라 서로 다른 effective TE와 그에 따른 대조도가 얻어지게 된다. 그러나 Fig. 5에서 T_2 의 변화에 따른 effective TE의 변화량은 그다지 크지 않으며, T_2 값이 커짐에 따라 변화 폭이 줄어들어 하나의 값으로 수렴해 가는 것을 알 수 있다. T_2 가 큰 조직에 대해서는 감쇄가 줄어들어 지속적으로 표시되는 감쇄함수는 선형함수로 근사화되며, 따라서 effective TE는 $(a+b)/2$ 로 수렴하게 된다 (Fig. 5에서는 effective TE가 108ms로 수렴한다). 실제 1.0 Tesla 에서 인체내의 다양한 기관(조직)에 따른 T_2 값은 대략 40-300ms 정도로 분포하고 있고 (2) 이들 값에 대한 effective TE는 24ms-192ms의 에코 측정 구간에서 대략적으로 80-110ms 정도로 주어진다.

Fig. 6은 PFSE기법으로 주어지는 신호의 크기를 식(2)를 이용하여 그래프로 나타낸 것이다. 비교를 위하여 effective

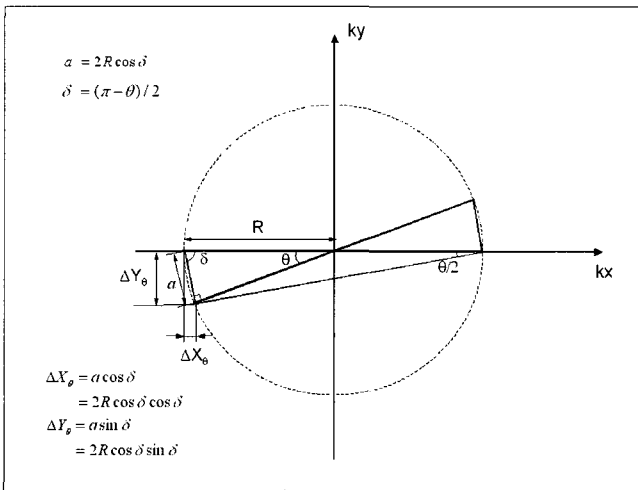


Fig. 3. 2 K-space diagram of the PFSE method to maintain a CPMG condition.

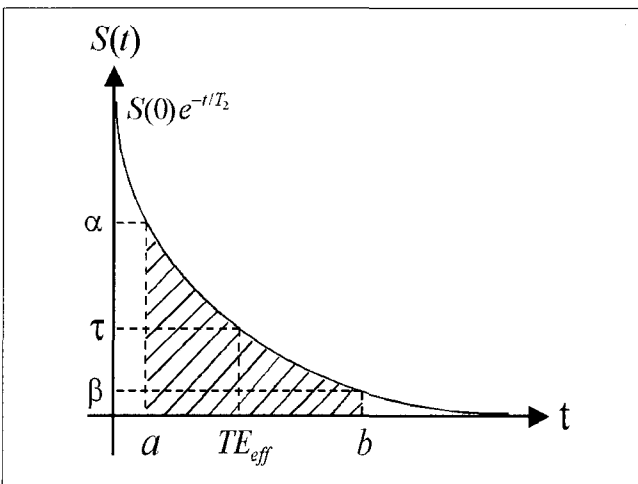


Fig. 4. Signal decay and the effective echo time in the PFSE method.

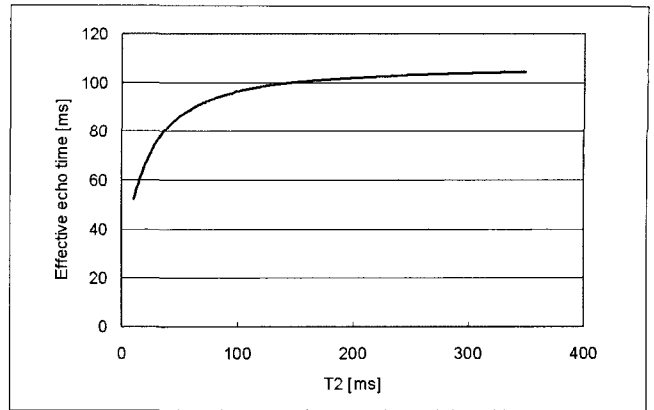


Fig. 5. Effective echo time as a function of T_2 relaxation time in the PFSE method. As T_2 increases, the effective echo time converges to a value that is the middle point of the entire acquisition period for the multiple spin echoes.

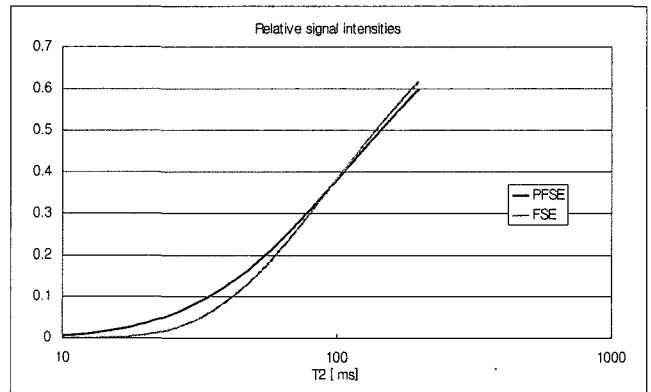


Fig. 6. Signal intensities in the PFSE and FSE methods as a function of T_2 relaxation time.

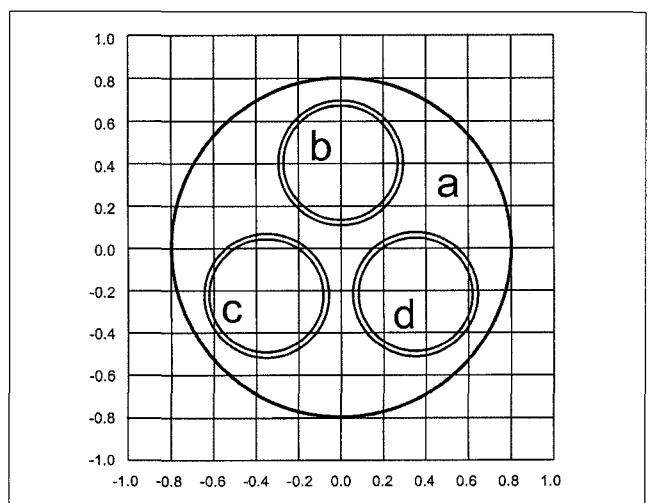


Fig. 7. A mathematically defined phantom composed of 4 elements. The T_2 and density of the elements are summarized in Table 1.

TE를 96ms로 하여 얻은 FSE 신호의 크기를 함께 보였다. Fig. 6에서 보듯이 T_2 값이 70ms-300ms 범위의 조직의 경우 PFSE와 FSE방법 간의 신호차이는 5% 이내이다. 그러나 T_2 값이 50ms 이하의 경우 상대적인 차이는 20% 이상으로 나타난다. 그러나 T_2 강조 영상에서 T_2 가 짧은 조직의 신호는 충분히 감쇄되어 절대적인 차이는 크게 나타나지는 않을 수 있다. PFSE에서 비교적 짧은 T_2 값을 갖는 조직의 신호가 FSE에 비

Table 1. The T_2 relaxation times and proton density values of the elements in the phantom.

Element	Center	Radius	Density	T_2 [ms]
a	(0.0, 0.0)	0.8	75	100
b	(0.0, 0.4)	0.26	130	40
c	(-0.35, -0.25)	0.26	50	200
d	(0.35, -0.25)	0.26	100	70

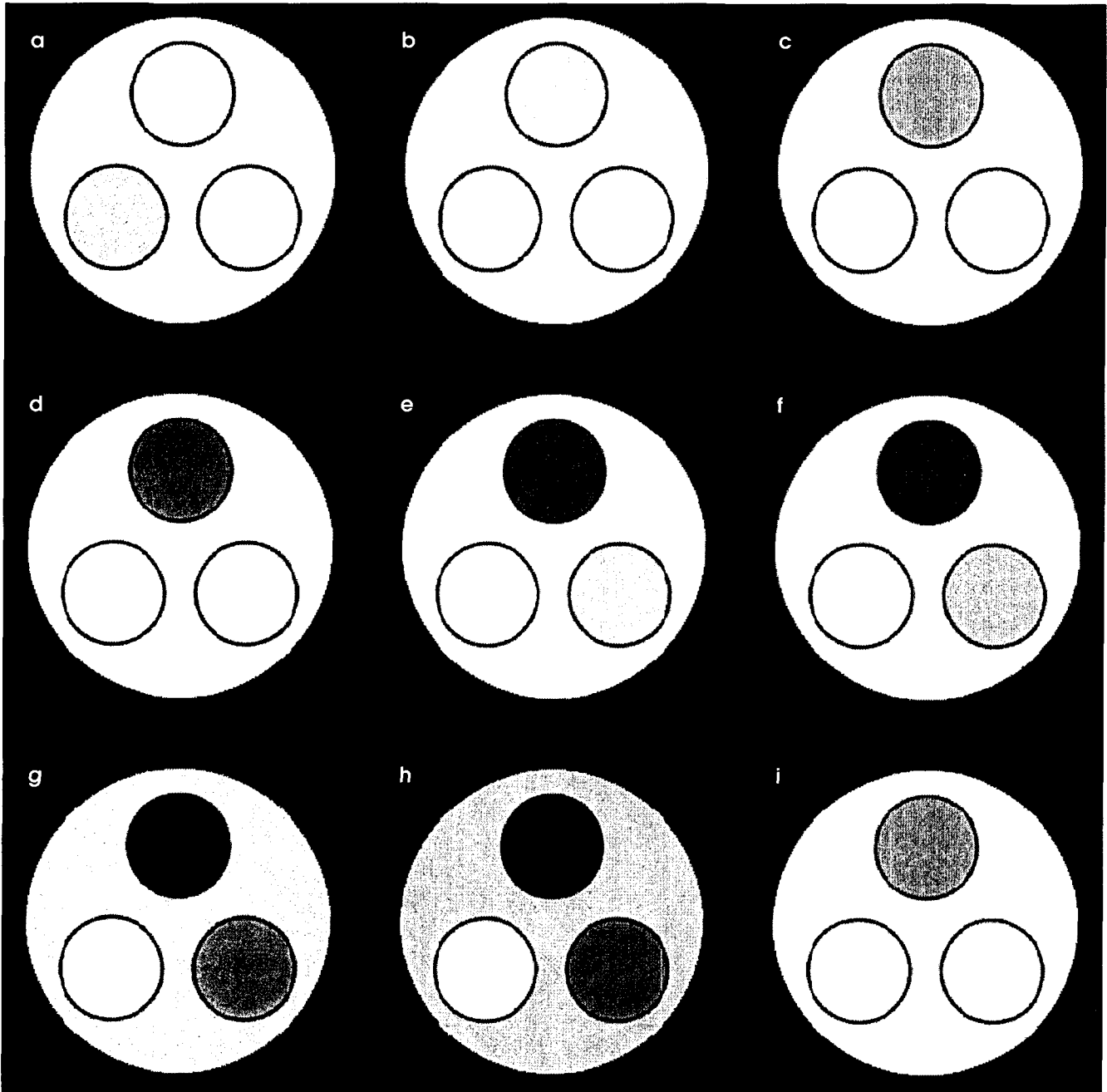


Fig. 8. Reconstruction images by the FSE and PFSE methods. Images by the FSE method are shown with respective effective TE of 24ms (a), 48ms (b), 72ms (c), 96ms (d), 120ms (e), 144ms (f), 168ms (g), and 192ms (h). Image by the PFSE method is shown in (i). Note that the image (i) has similar contrast as in (d) and (g).

하여 상대적으로 크게 나타나는 것은 흥미로운 현상이며, 이러한 현상이 임상적으로 유의한지 또는 활용할 수 있는지에 대해서는 더 연구가 필요하다.

결 과

컴퓨터 모의실험

PFSE의 T_2 대조도를 관찰하기 위하여 Fig. 7과 같은 팬텀을 수학적으로 정의하였다. Fig. 7에서 보듯이 팬텀은 4가지 성분 (a, b, c, d)으로 구성되어 있으며 각각의 density 및 T_2 값을 Table 1에 나타내었다. 컴퓨터 모의실험에서는 이 팬텀을 이용하여 다양한 effective TE를 갖는 FSE 영상들과 PFSE

Table 2. Pixel intensities in various regions of the phantom for the FSE with various effective echo times (a-h) and PFSE (i) images

Image	Element	a	b	c	d
FSE (TE_{eff})	a (24ms)	57.3534	72.3415	44.2496	70.1149
	b (48ms)	45.2839	39.9304	39.3428	49.8913
	c (72ms)	35.7025	22.0972	34.9396	35.4730
	d (96ms)	28.1182	12.2749	31.0080	25.2046
	e (120ms)	22.1269	6.8589	27.5079	17.8978
	f (144ms)	17.4009	3.8619	24.3974	12.7020
	g (168ms)	13.6768	2.2012	21.6360	9.0093
	h (192ms)	10.7446	1.2761	19.1861	6.3862
PFSE	i	22.2398	11.5458	26.7187	19.9239

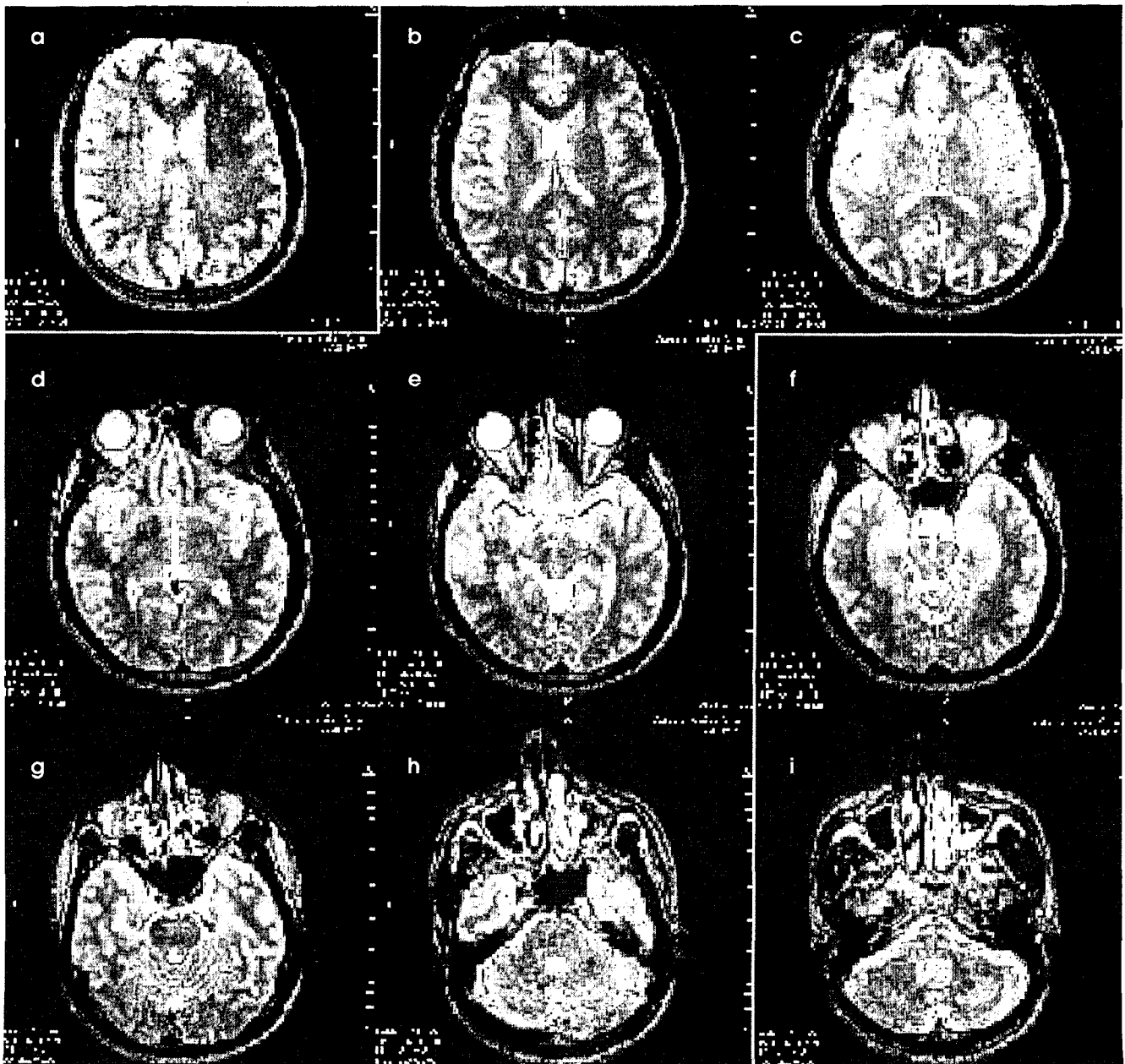


Fig. 9. Multi-slice head images of a volunteer obtained by the FSE method with an effective TE of 96ms.

김휴정 외

영상을 구성하여 영상간의 대조도를 비교하였다. 실험조건은 FSE와 PFSE 모두 8개의 에코를 받는 것으로 가정하였고, 각각의 echo time은 24, 48, 72, 96, 120, 144, 168, 192ms로 가정하였다. FSE에서는 dc block의 에코 배치를 조절하여 effective TE를 24, 48, 72, 96, 120, 144, 168, 192ms로 조절하였으며 이때 얻어진 영상을 Fig. 8의 a-h에 나타내었다. Fig. 8의 i는 PFSE 방식으로 얻어진 영상으로 filtered backprojection을 이용하여 재구성하였다 (10).

Fig. 8에서 보듯이 PFSE 영상 (i)의 대조도는 effective TE가 96ms인 FSE 영상 (d)과 비슷하게 나타나고 있음을 알 수 있다. 비교를 돕기 위하여 재구성 영상들의 pixel 값을 Table 2에 나타내었다. Table 2에서 보듯이 PFSE 영상의 pixel 값은 FSE 영상의 effective TE가 96ms인 d와 effective TE가 120ms인 e와 비슷함을 알 수 있다. 앞 절에서 설명하였듯이 PFSE방식의 영상은 T_2 값에 따라 effective TE가 달라지기 때문에 T_2 가 40ms인 component b는 그림 d (effec-

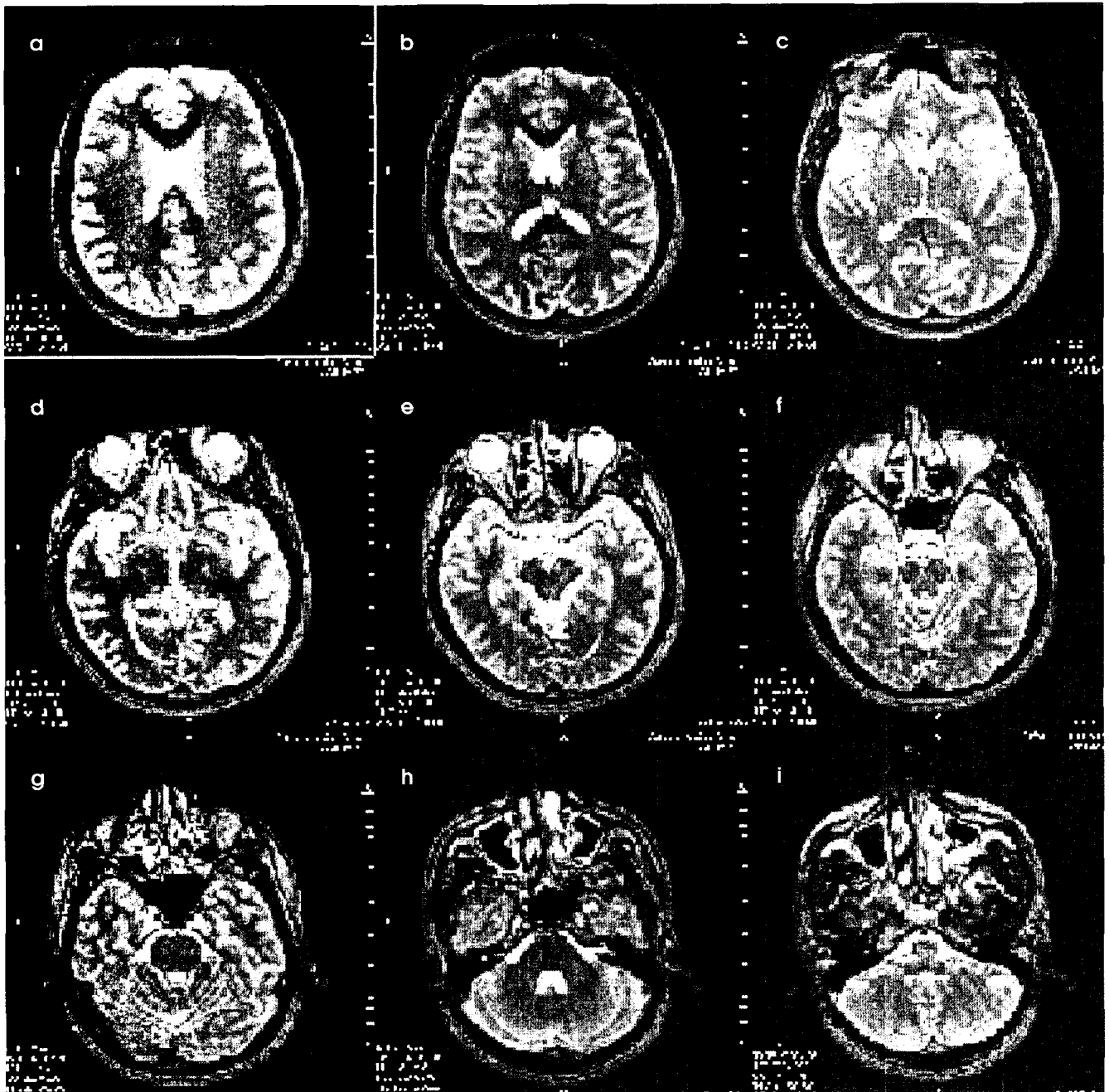


Fig. 10. Multi-slice head images of a volunteer obtained by the PFSE method. Note the similar contrast in these images compared to those obtained by the FSE method (Fig. 9).

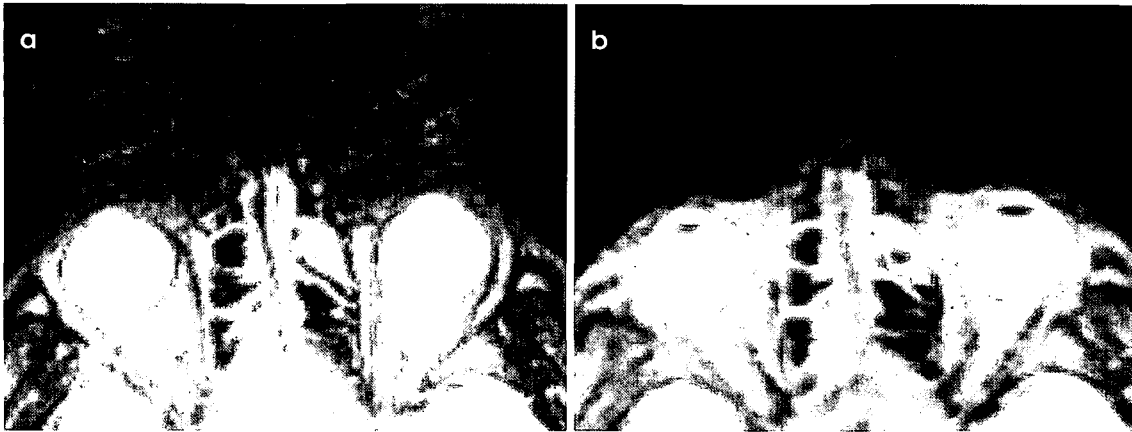


Fig. 11. Zoomed images of the FSE and PFSE images in a region near eyes containing motion. Note a moving artifact along the phase encoding direction in the FSE image, while such artifact is not observable in the PFSE image. For a better comparison display window levels of the zoomed images are identically adjusted. (a) Zoomed FSE image, and (b) zoomed PFSE image.

tive TE = 96ms)에 가깝고, 나머지 component들의 경우 (T_2 : 70, 100, 200ms) 그림 e (effective TE = 120ms)에 가깝다. 이러한 결과는 식 [4]로 주어지는 effective TE의 특성과 대체적으로 일치하고 있다. 컴퓨터 모의실험에서 PFSE의 effective TE가 약간 길게 나타나는 것은 discrete한 에코를 식 [2]에서 연속적인 적분식으로 근사한데 기인하는 것으로 판단된다.

인체 실험

본 논문에서 제안한 PFSE 방식으로 인체 영상을 얻어 FSE 방식의 영상들과 대조도를 비교하였다. 실험은 1.0T 전신 MRI 시스템(Magnum, Medison)에서 수행하였으며, 영상 파라미터들은 PFSE와 FSE 모두에서 다음과 같이 하였다. 즉 repetition time을 4000ms로 하였고, 에코 개수를 8, 영상의 matrix 크기를 256×256, field-of-view를 230×230mm로 하여 동일한 부위에서 9 장을 얻었다. FSE와 PFSE 기법 모두에서 average 횡수를 1로 하였으며, flow compensation은 포함시키지 않았다. Fig. 9는 effective TE를 96ms로 하여 FSE로 얻은 두부 영상이며, Fig. 10은 PFSE의 영상을 보인 것이다. Fig. 9와 10을 비교해보면 앞의 컴퓨터 모의실험에서도 보았듯이 두 영상 모두 비슷한 대조도를 보이고 있다. 프로젝션 기법을 사용하고 있는 PFSE 방식의 경우 (Fig. 10) FSE 방식 (Fig. 9)에 비하여 움직임이나 혈류와 관련한 artifact가 작게 나타난다. 예를 들면 Fig. 10의 확대 영상인 Fig. 11에서 보듯이 FSE 영상의 경우 움직임이 있는 눈 부위에서 phase encoding 방향으로 ghost가 나타나나, PFSE 영상의 경우 artifact를 발견할 수 없다. Fig. 11은 이러한 효과를 보다 잘 살펴보기 위하여 두 영상의 그레이레벨의 폭을 동일하게 조절하여 디스플레이한 영상이다. PFSE영상에서는 피부부분의 지방의 신호가 다소 높게 나타나는데 이것은 PFSE

에서 짧은 T_2 를 갖는 조직의 신호가 FSE에 비하여 상대적으로 크게 나타나는데 기인하는 것으로 판단된다. Fig. 9와 10에서 보듯이 FSE와 PFSE 영상 모두 뛰어난 T_2 대조도를 제공함을 알 수 있다.

결론

프로젝션 기반의 FSE 영상기법인 PFSE 방식은 일반적인 직각좌표계의 FSE 방식에 비하여 혈류나 움직임에 강한 장점이 있다. 반면에 FSE에서 k-space에서 dc block에 대한 에코 배치로 영상의 T_2 대조도를 쉽게 조절할 수 있는 것과 달리 PFSE의 경우 effective TE가 에코 측정 구간과 조직의 T_2 값에 의하여 결정되어져 T_2 대조도의 조절이 용이하지 않는 면이 있다.

본 논문에서는 PFSE에서의 영상의 대조도를 이론적으로 분석하여 조직의 T_2 에 따른 effective TE의 변화량이 크지 않음을 보였다. 실제 1.0T에서 인체의 T_2 는 대개 40-300ms 정도의 범위에 속하는데 이 경우 effective TE는 80-110ms 정도의 분포를 보여 PFSE 방식으로 조직과 거의 무관하게 T_2 강조 영상을 얻을 수 있는 것으로 분석되었다. 컴퓨터 모의실험을 통하여 PFSE 방식으로 얻은 영상을 effective TE를 달리하여 얻은 FSE 영상들과 비교, 분석하여 시각적인 면과 수치적인 면에서 PFSE의 영상의 대조도가 effective TE를 96-120ms 정도에서 얻은 FSE 영상과 거의 일치함을 보였다. 인체 실험을 통해서도 PFSE 방식으로 얻은 두부 multi-slice 영상들이 effective TE를 96ms로 하여 얻은 FSE 영상들 (T_2 -강조 영상)과 일치함을 보였고, 또한 PFSE 기법으로 얻은 영상들이 FSE 영상기법에 비해서 혈류와 움직임에 강인함을 확인할 수 있었다.

참 고 문 헌

1. Hennig J, Naureth A, Friedburg H. RARE imaging: A fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Imag* 1986; 3: 823-833.
2. Bushong SC. *Magnetic resonance imaging: Physical and biological principles*. 2nd ed. New York : Mosby, 1996.
3. Hacke EM, Brown RW, Thompson MR, Venkatesan R. *Magnetic resonance imaging: Physical principles and sequence design*. New York : Wiley-Liss, 1999.
4. Cho ZH, Jones JP, Singh M. *Foundation of medical imaging*, New York : John Wiley & Sons, 1993.
5. Ahn CB, Kim JH, Cho ZH. High-speed spiral-scan echo planar NMR imaging-I. *IEEE Trans Med Imag* 1986; 5: 2-7.
6. Glover GH, Pauly JM. Projection reconstruction techniques for reduction of motion artifacts. *Magn Reson Med* 1992; 28: 275-289.
7. Hall LD, Sukumar S. Rapid data-acquisition technique for N-MR imaging by the projection-reconstruction method. *J Magn Reson* 1984; 56: 179-182.
8. Rasche V, Holz D, Schepper W. Radial Turbo Spin Echo Imaging. *Magn Reson Med* 1994; 32: 629-638.
9. Ahn CB, Kim CY, Kim HJ, Kim SM. Effective echo time in the Projection-type Fast Spin Echo Imaging. *Proc ISMRM 2000*; 1724.
10. Shepp L, Logan B. The Fourier reconstruction of a head section. *IEEE Trans Nucl Sci* 1974; 21: 21-43.

Projection-type Fast Spin Echo Imaging

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

Department of Electrical Engineering, Kwangwoon University

Purpose : Projection-type Fast Spin Echo (PFSE) imaging is robust to patient motion or flow related artifact compared to conventional Fast Spin Echo (FSE) imaging, however, it has difficulty in controlling T_2 contrast. In this paper, T_2 contrast in the PFSE method is analyzed and compared with those of the FSE method with various effective echo times by computer simulation. The contrasts in the FSE and PFSE methods are also compared by experiments with volunteers. From the analysis and simulation, it is shown that T_2 -weighted images can well be obtained by the PFSE method proposed.

Materials and methods : Pulse sequence for the PFSE method is implemented at a 1.0 Tesla whole body MRI system and T_2 contrasts in the PFSE and FSE methods are analyzed by computer simulation and experiment with volunteers. For the simulation, a mathematical phantom composed of various T_2 values is devised and T_2 contrast in the reconstructed image by the PFSE is compared to those by the FSE method with various effective echo times. Multi-slice T_2 -weighted head images of the volunteers obtained by the PFSE method are also shown in comparison with those by the FSE method at a 1.0 Tesla whole body MRI system.

Results : From the analysis, T_2 contrast by the PFSE method appears similar to those by the FSE method with the effective echo time in a range of 80-100ms. Using a mathematical phantom, contrast in the PFSE image appears close to that by the FSE method with the effective echo time of 96ms. From experiment with volunteers, multi-slice T_2 -weighted images are obtained by the PFSE method having contrast similar to that of the FSE method with the effective echo time of 96ms. Reconstructed images by the PFSE method show less motion related artifact compared to those by the FSE method.

Conclusion : The projection-type FSE imaging acquires multiple radial lines with different angles in polar coordinate in k space using multiple spin echoes. The PFSE method is robust to patient motion or flow, however, it has difficulty in controlling T_2 contrast compared to the FSE method. In this paper, it is shown that the PFSE method provides good T_2 contrast (T_2 -weighted images) similar to the FSE method by both computer simulation and experiments with volunteers.

Index words : Projection-type Fast Spin Echo imaging (PFSE)
Fast Spin Echo imaging (FSE)
 T_2 contrast
Effective echo time

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