

프로젝션 타입 고속 스핀 에코 자기공명 영상에서의 대조도 분석

김치영*, 김휴정, 안창범
 광운대학교 공과대학 전기공학과

Contrast analysis in the projection-type fast spin echo imaging in MRI

C. Y. Kim, H. J. Kim, and C. B. Ahn
 Department of Electrical Engineering, Kwangwoon University

Abstract - Projection-type Fast Spin Echo (PFSE) imaging has robustness against motion artifacts due to patient motion during magnetic resonance imaging data acquisition, or reduce flow artifacts. However, it has difficulty in controlling T2 contrast. In this paper, T2 contrast in the PFSE method is analyzed. The contrasts in FSE and PFSE method are compared by computer simulation and experiments with volunteers.

1. 서 론

1986년, J. Hennig가 RARE pulse sequence를 소개한 이래로, 한 번의 excitation 후에 여러 개의 에코를 받을 수 있게 됨에 따라, 영상 획득 시간을 상당히 줄일 수 있다.[1] 현재에 대부분의 상업용 MR scanner에서 기본적으로 RARE, FSE, TSE 등의 영상 기법을 제공 할 정도로 고속 영상 기법은 환자 진단에 일반적으로 사용되는 영상 기법이 되었다. 그러나, 직각 좌표를 사용하는 고속 영상 기법은 영상 데이터를 얻는 시간이 줄어드는 등의 장점이 있으나, 환자의 motion과 flow의 영향으로 인하여 phase encoding 방향으로 ghosting artifact가 여전히 존재하는 등의 단점이 있다. 이러한 문제점에 대하여 Projection Reconstruction(PR)과 Fast Spin Echo(FSE)의 장점을 조합하기 위한 여러 시도가 있었다. 1983년, Hall과 Sukumar에 의하여 처음 제안된 PR 기법은 이러한 환자의 motion과 flow의 영향에 강한 장점을 가지고 있다.[2] 즉, PR 기법과 FSE 기법을 조합하여 빠른 motion과 flow insensitive 영상 기법을 제공하려는 의도가 있었다.[3] 임상에서 사용되는 영상은 contrast의 정도에 따라서 판별이 용이해 진다. 일반적으로 영상의 contrast는 k-space의 DC에 해당하는 중심의 에코 데이터에 의하여 대부분 결정된다. 직각 좌표로 데이터가 정렬되는 FSE 기법의 경우 effective TE(echo time)를 조절하여 원하는 에코의 데이터를 k-space의 중심에 위치시킴으로써 영상의 contrast를 변화시킬 수 있다. 그러나, 직 좌표를 사용하는 PR 기법의 경우 모든 에코의 데이터가 k-space의 중심을 지나기 때문에 영상의 contrast는 모든 데이터의 T2 감쇄 현상이 누적되어 나타나기 때문에 contrast의 조절이 불편할 뿐만 아니라, 영상이 어느 정도의 T2 감쇄 현상이 누적되어 어떤 contrast를 나타내는가를 알아내기도 어렵다.

본 연구에서는 새로운 k-space의 배치를 갖는 PFSE pulse sequence를 구현하였다. 이것을 이용하여 영상 contrast에 대하여 더 자세히 연구하기 위해 PFSE와 FSE의 T2 감쇄 효과를 팬텀 시뮬레이션 연구를 통하여 수치적으로 결과를 비교, 분석하였으며, 또한 임상 실험을 통한 결과를 분석하였다. 임상 실험에서는 T2 weighted 두부 영상을 PFSE와 FSE 기법을 이용하여 얻은 후 영상 기법간의 T2 contrast를 비교하였다.

2. 본 론

2.1 PFSE pulse sequence

여러 개의 에코 신호에 대하여 데이터를 얻기 위하여 그림 1과 같은 pulse sequence를 디자인하였다. 그림 2는 PFSE의 k-space 레직이다. 그림 2에서 같이 90° RF pulse 이후 X축으로 -FOV(1')으로 이동시킨 후 rotation gradient를 이용하여 view angle만큼 위치를 이동시킨다. 즉, 레직은 1'->1->j->j'->1'->1...의 순서로 진행하여 데이터를 얻는다. Radial 방향으로 데이터를 얻은 후 180° RF pulse 이전에 다시 X축의 -FOV(1')으로 이동시킴으로써 항상 일정한 CPMG 조건을 만족시켰다. 또한 그림 1의 pulse sequence에서처럼 refocusing pulse 이전에 view angle θ 가 90°~180° 인 경우 X축으로 이동시키는 gradient를 역으로 인가하여(+FOV방향) rotation gradient로 인하여 발생하는 gradient의 크기를 줄임으로써 gradient amplifier의 부하를 줄였다. 즉, view angle이 90°~180° 인 경우 레직은 1->1'->k->k'->1->1'...

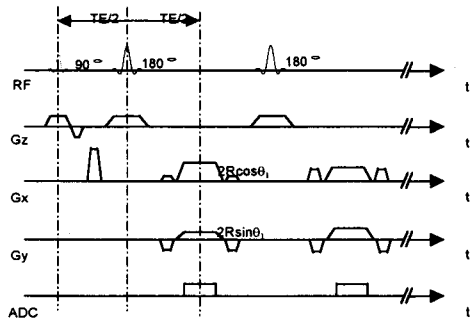


그림 1. Projection-type fast spin echo(PFSE) imaging을 위한 pulse sequence.

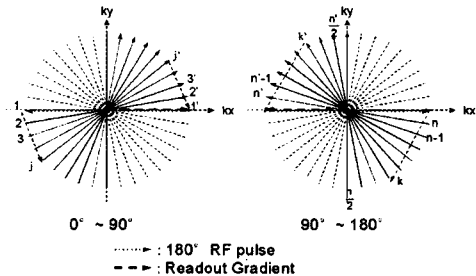


그림 2. PFSE imaging의 k-space 레직

의 순서로 진행된다. PFSE에서도 FSE와 마찬가지로 임의의 echo train length를 선택할 수 있으며, 180° RF pulse를 연속으로 인가하여 한 번의 excitation(90° RF pulse) 이 후 여러 개 line의 데이터를 얻을 수 있게 하였다.

2.2 Effective TE의 유도

PFSE 기법은 k-space 궤적이 polar 좌표와 같기 때문에 모든 에코의 중심이 궤적의 중심을 지나가고, 영상으로 재구성하기 위해 filtered backprojection 알고리즘을 사용함으로써[4], 영상의 contrast가 DC 구간의 echo time에 의해 전체 contrast가 결정되는 FSE와 비교하여 서로 다른 경향을 보인다. Contrast 결정에 있어서, 전체 조건이 없다면, PFSE의 영상 intensity는 모든 projection의 합으로 주어진다. 하나의 T2 값에 대해서, multi spin echo를 측정하는 구간이 a에서 b인 경우 영상의 intensity는 식 (1)과 같이 주어진다.

$$S = \int_a^b \exp\left(-\frac{t}{T_2}\right) dt = T_2(\alpha - \beta) \quad (1)$$

여기서, $\alpha = \exp(-a/T_2)$, $\beta = \exp(-b/T_2)$ 이다. 그림 3은 식 (1)을 그림으로 나타낸 것이다. 그림 3에서처럼, 시간 간격 [a,b]에서 연속으로 얻어진 에코들로 가정하면, 신호 S는 effective TE를 이용하여 식 (2)와 같이 표현 할 수 있다.

$$S = (b-a) \cdot S(0) \cdot \exp(-TE_{eff}/T_2) = (b-a) \cdot S(0) \cdot \tau \quad (2)$$

여기서, $\tau = \frac{T_2(\alpha - \beta)}{b-a}$ 이다. 식 (2)로 부터, PFSE에서의 effective TE를 식 (3)과 같이 나타낼 수 있다.

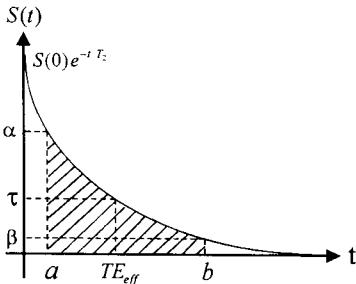


그림 3. PFSE 기법에서의 신호 감소와 effective TE.

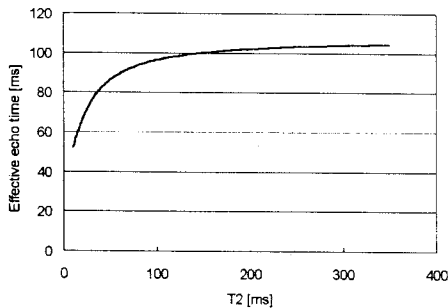


그림 4. PFSE 기법에서 T2 감쇄 시간의 함수에 따른 effective TE.

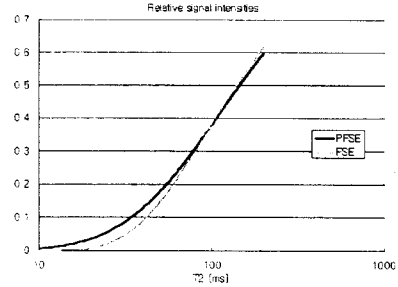


그림 5. T2 이완 시간에 따른 PFSE와 FSE 기법의 신호 intensities.

$$TE_{eff} = T_2 \ln\left[\frac{b-a}{T_2(\alpha-\beta)}\right] \quad (3)$$

식 (3)을 통하여, effective TE는 T2, a, b의 값에 의하여 결정되어짐을 알 수 있다. 예를 들어, T2가 80ms이고, echo train length 8에서 에코 데이터의 시간이 a가 24ms (첫 번째 에코), b가 192ms (여덟 번째 에코)일 때, effective TE는 94ms임을 알 수 있다. 즉, 대략적으로 80ms에서 100ms의 effective TE는 T2가 50ms에서 200ms 정도의 넓은 범위에서 얻어 질 수 있다는 것을 알 수 있다. 그림 4는 PFSE에서 effective TE를 T2의 함수로 나타낸 것이다. 그림 5는 같은 시간의 에코 데이터에 대하여 PFSE와 FSE에서의 상대적인 신호의 세기를 비교한 것이다. 100ms 미만의 T2에서는 FSE 신호의 세기보다 PFSE 신호의 세기가 더 크다는 것을 알 수 있다.

3. 결 과

3.1 컴퓨터 시뮬레이션

PFSE 기법의 T2 효과를 관찰하기 위하여 수학적으로 그림 6과 같은 팬텀을 제작하였다. 표 1과 같이 각각 4개의 성분에 대하여 density와 T2를 다르게 구성 하였으며, echo train은 8로 하였다. 먼저 FSE 기법에서 각각의 effective TE에 대한 T2 효과의 contrast를 관찰하기

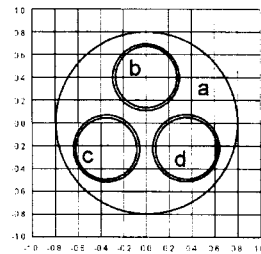


그림 6. 4개의 성분으로 이루어진 수학적으로 구성된 팬텀의 모양.

표 1. 수학적으로 구성된 팬텀의 4개 성분에 대한 density와 T2 특성.

	Center	radius	Density	T2(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

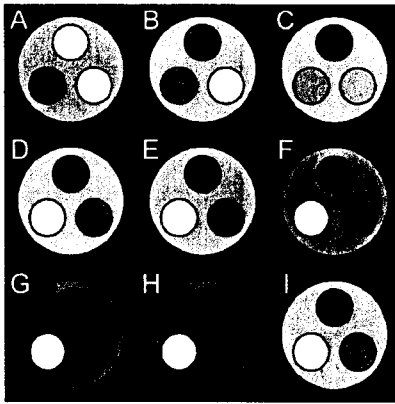


그림 7. FSE와 PFSE 방법에 의하여 재구성 된 영상. Effective TE (A) 24ms, (B) 48ms, (C) 72ms, (D) 96ms, (E) 120ms, (F) 144ms, (G) 168ms, (H) 192ms 인 FSE영상. (I) PFSE 방법에 의하여 재구성 된 영상.

위하여 일정한 간격의 effective TE를 갖는 영상을 재구성하였다. PFSE의 T2 효과의 contrast를 관찰하기 위하여 8개의 에코를 순차적으로 view에 배치하여 영상을 재구성하였다. 그림 7은 FSE와 PFSE에 대한 T2 감쇄 효과의 contrast를 비교한 결과 영상이다. FSE에서 DC 영역의 에코 배치를 조절하여 effective TE를 24, 48, 72, 96, 120, 144, 168, 192ms로 조절하였으며, 이 때 얻어진 영상을 그림 7의 (A)-(H)에 나타내었으며, 그림 7의 (I)는 PFSE 기법으로 얻어진 영상이다. 그림 7에서와 같이 PFSE 재구성 영상은 effective TE가 96ms인 FSE 재구성 영상과 T2 효과에 의한 contrast가 비슷하게 나타나고 있음을 알 수 있으며, 이 결과는 수식으로 유도하여 계산된 결과와도 일치함을 알 수 있다.

3.2 Volunteer 실험

PFSE와 FSE 두 가지 영상 기법을 이용하여 volunteer 영상을 얻었다. 1.0T whole body MRI(Magnum, Medison)에서 실험을 수행하였다. 영상 파라미터는 다음과 같다. TR(repetition time)은 4000(ms)이고, effective TE는 수식 유도와 시뮬레이션을 통하여 얻은 값인 96(ms)로 하였으며, matrix 크기는 256 x 256, FOV는 230 x 230(mm)로 하여 각각 9 슬라이스 씩 같은 부위를 선택하여 영상을 얻었다. 그림 8은 FSE 기법을 이용하여 얻은 영상이며, 그림 9는 PFSE 기법을 이용하여 얻은 영상이다. PFSE 기법을 이용하여 얻은 영상의 contrast는 시뮬레이션을 통하여 얻은 결과와 같이 effective TE 96ms에서 얻은 FSE 영상과 contrast가 비슷함을 알 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 PR 기법과 FSE 기법의 장점을 조합한 새로운 pulse sequence를 개발하였으며, 또한 시뮬레이션 실험과 임상 실험을 통하여 T2 weight에 의한 contrast를 분석하였다. 새로운 pulse sequence는 multi echo 기법을 이용하여 echo train length에 따라 영상 획득 시간을 줄일 수 있으며, CPMG 조건을 만족시킴으로써 영상의 질을 높였으며, gradient amplifier의 부하를 줄일 수 있도록 디자인되었다. PFSE 기법의 영상 contrast분석을 위하여 수식 유도와 시뮬레이션, 임상 실험을 하였다. PFSE 영상의 contrast를 나타낸다고 할 수 있는 effective TE는 T2의 함수로 표현되며, 그 변화량은 일반적인 T2가 40~

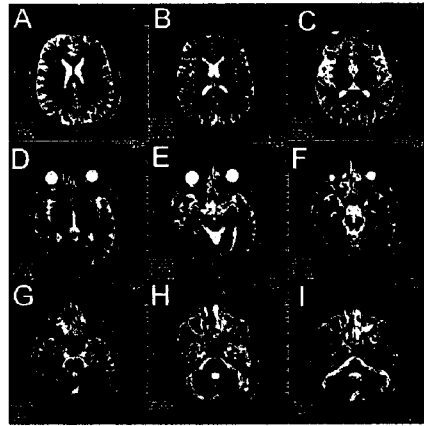


그림 8. Effective TE가 96ms인 FSE 기법에 의하여 얻어진 volunteer의 multi-slice 두부 영상.

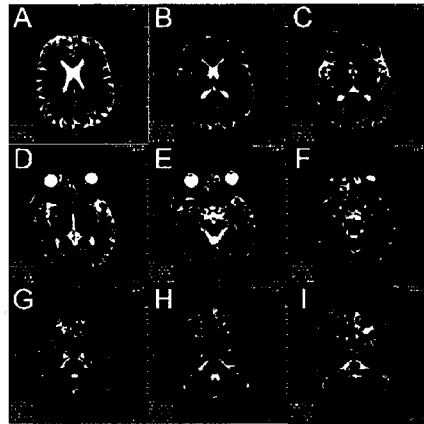


그림 9. PFSE 기법에 의하여 얻어진 volunteer multi-slice 두부 영상.

300ms 정도인데 비하여 PFSE 기법의 T2에 따른 effective TE의 변화량은 80~120ms 정도로 크기 없음을 보였다. 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 PFSE 영상의 contrast가 FSE 영상의 effective TE가 96ms인 경우의 contrast와 거의 일치함을 보였으며, volunteer 실험을 통하여 PFSE 기법의 영상이 effective TE를 96ms하여 얻은 FSE의 영상과 일치함을 보였다.

(참 고 문 헌)

- [1] J. Hennig, "Echoes-how to generate, recognize, use or avoid them in MR-imaging sequences", *Conc. Magn. Reson.*, 3, 125-192, 1991
- [2] L.D. Hall, S. Sukumar, "Rapid data-acquisition technique for NMR imaging by the projection reconstruction method", *J. Magn. Reson. Imaging*, 56, 179-182, 1983
- [3] V. Rasche, D. Holz, W. Schepper, "Radial Turbo Spin Echo Imaging", *Magn. Reson. Med.*, 32, 629-638, 1994
- [4] Shepp L, Logan B, "The Fourier reconstruction of a head section", *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 21, 21-43, 1974