

# 고속 Spin Echo 자기 공명 영상법에서 두 가지 T<sub>E</sub> 영상을 얻기 위한 새로운 방법

조민형\*, 이수열\*\*, 문치웅\*\*\*, 조현화\*\*\*, 이완\*\*\*

\*수원대학교 전기공학과, \*\*건국대학교 의공학과의, \*\*\*삼성 종합 기술원 의료기기 팀

## A New Technique for Dual T<sub>E</sub> Images Acquisition in Fast Spin Echo MR Imaging

M. H. Cho\*, S. Y. Lee\*\*, C. W. Mun\*\*\*, H. H. Cho\*\*\*, W. Yi\*\*\*

\*Dept. of Electrical Eng., The University of Suwon

\*\*Dept. of Biomedical Eng., Konkuk University,

\*\*\*Medical Electronics Team, Samsung Advanced Institute of Technology

### ABSTRACT

In the magnetic resonance imaging, the fast spin echo imaging technique is a widely used clinical imaging method, since its scanning time is much shorter than the conventional spin echo imaging and it gives the almost same image quality. However, the fast spin echo technique has two times longer imaging time for the dual echo acquisition which can obtain a spin density image and a T<sub>2</sub>-weighted image simultaneously.

To overcome such a drawback, this paper proposes a new fast dual echo imaging technique which can give the same quality images at the single echo imaging time. The proposed technique reduces the imaging time by overlapping most of echo train data for each image reconstruction. In order to verify its validity and usability the human head experimental results which were obtained at the 0.3T permanent MRI system are presented.

### 서론

자기 공명 영상에서 가장 큰 단점으로 지적되어 왔던 긴 촬영 시간의 문제점을 개선하기 위하여 발표된 fast spin echo 영상법

은 90년대 들어서서 크게 각광을 받고 있다 [1,2]. Fast spin echo 영상법은 초창기부터 초고속 실시간 영상법으로 오래 동안 연구해 오던 Mansfield의 echo planar imaging 원리[3,4]의 일부를 multiple RF echo에 적용함으로써 주 자기장의 불균일성 문제에 영향 받지 않고 기존의 spin echo 영상과 비슷한 화질을 제공하면서도 촬영 시간이 8~16배 이상 줄어든 영상 방법이다. 이 방법을 사용하면서 10여분간 소요되던 spin echo 영상 촬영 시간이 1~2분 정도로 줄어 들게 되었고, 근래에는 가장 보편적으로 임상에 사용되는 영상법으로 기존의 spin echo를 대체하고 있다[1].

하지만, 현재의 fast spin echo 영상법은 기존의 spin echo 영상법과 달리 한가지 약점을 새로이 갖게 되었다. 기존의 spin echo 영상법에서는 한 촬영 시간동안 RF echo 2개를 동시에 얻어서 spin 밀도 영상과 T<sub>2</sub> 강조 영상을 만들어 낼 수 있었다. 반면, fast spin echo 영상법은 8~16개의 RF echo를 다수 받아 각각 다른 coding gradient step을 가하여 한 장의 영상을 고속으로 만들어 내는데 사용하기 때문에 2장의 이질적인 영상을 얻지 못한다. 굳이 fast spin echo가 2 echo의 영상을 한꺼번에 만들어 내려면 RF echo들을 반으로 나누어 각

각을 독립된 영상으로 만드는 데 사용하면 되지만 이렇게 하면 당연히 촬영 시간이 2 배로 늘어나게 되고, 별도로 2 번 촬영하는 것에 비하여 별다른 장점이 없게 된다[1].

본 논문에서는 fast spin echo 의 이러한 단점을 보완하여 한 echo 의 영상 촬영 시간동안 2 echo 의 영상을 동시에 얻을 수 있는 새로운 방법을 제안한다. 이 방법은 현재의 fast spin echo 영상과 거의 같은 contrast 와 화질을 제공하면서도 추가의 촬영 시간을 요구하지 않아 마치 기존의 spin echo 영상법과 같이 2 echo 영상을 자연스럽게 동시에 얻을 수 있도록 하여 준다.

### 본론

자기 공명 영상에서 촬영 시간을 단축하기 위해서는  $T_R$ (Repetition Time; 반복주기)을 줄이거나 혹은 한 번의 pulse 로 한 줄 이상의 k-space 데이터를 얻는 방법이어야만 하는데, 전자의 방법은 fast gradient echo 영상법[5]으로 보편화되었지만 기존의 spin echo 영상법과 영상의 성질이 다르므로 완전히 대체하지는 못하였다. 후자의 경우, 영국의 Mansfield 가 echo planar 영상법[3,4]으로 소개한 이후, 많은 사람들이 그와 유사한 방법을 발표하고 결과를 보여 주고 있으나 주자장의 불균일성으로 인해 해상도에 한계가 있었다.

Fast spin echo 영상법은 echo planar 의 원리를 multiple RF echo 에 도입함으로써 해상도의 문제를 해결하고 기존의 spin echo 와 거의 같은 영상을 제공하여 완전히 대체하는 고속 영상법이 되었다[1]. 그 pulse sequence 는 그림 1 과 같다. 그림에서 보듯이  $180^\circ$  RF pulse 를 반복하면 한 번 발생한 echo 가 계속 반복하게 되어 여러 개의 신호를 얻을 수 있다. 다만 spin-spin relaxation 에 의하여 신호의 크기가 점점 줄어드는  $T_2$  감소를 보여 주게 된다. 이 감소된 신호를 따로 따로 독립된 영상으로 만들어  $T_E$  가 다른 여러 영상을 한 번에 얻는 방법이 종래의 multiple echo 영상법이 었으나 fast spin echo 영상법은 그림 1 의  $G_C$  와

같이 각각의 echo 에 서로 다른 coding gradient step 을 가하여 k-space 의 다른 부분 데이터가 되도록 한 후, 서로 합쳐 단 하나의 영상을 만드는 영상법이다. 그림 2 는 그림 1 의 pulse sequence 로 8 개의 RF echo 를 얻어 k-space 의 각 부분에 배치하는 한 예이다. 이렇게 하면, 한 번의 pulse, 한 번의  $T_R$  동안 echo 개수 만큼의 k-space 데이터를 얻을 수 있으므로 촬영 시간이 줄어들게 된다. 즉, 8 개의 RF echo 를 받으면 8 배만큼 촬영 시간이 빨라지게 되는 효과를 볼 수 있게 된다. 물론 더 많은 echo 신호를 받으면 그 만큼 촬영 시간이 빨라지게 되지만  $T_2$  감소에 의한 신호의 불균일성 문제를 고려해야 한다. 이 감소가 심각하면 영상에 artifact 를 만들게 되므로 적당히 타협해야 하는데 보통 8~16 개 정도는 심각한 문제를 일으키지 않는다는 것이 알려져 있다[6].

이 fast spin echo 에서는 종래의 spin echo 영상에서 영상의 contrast 를 조절하는  $T_E$  가 어느 것이냐 하는 것과 어떻게 조절할 수 있느냐 하는 문제가 남게 된다. 얻어진 MR 신호는 k-space 의 각 부분을 차지하는 데, 영상의 각 화소 밝기는 k-space 의 중앙에 있는 DC 성분을 포함한 저주파 영역의 크기에 의해 주로 결정되고, 바깥 쪽, 고주파 영역은 다만 영상의 세밀한 해상도에 영향을 준다. 그러므로 만약 짧은  $T_E$  의 spin 밀도 영상을 얻고 싶으면 첫 번째 echo 신호가 k-space 의 중앙에 배치되도록 하고 긴  $T_E$  의  $T_2$  강조 영상을 얻고 싶으면 4~5 번째 echo 신호가 k-space 의 중앙에 배치되도록 coding gradient 를 가하면 된다[7]. 그림 1 의 pulse sequence 에 의한 그림 2 는 전자의 경우이다. 물론 모든 데이터를 같은  $T_E$  에서 얻는 종래의 spin echo 영상과는 아무래도 contrast 의 차이가 나게 되겠지만 크지 않은 차이임을 이미 많은 임상 결과가 보여 주고 있다.

그러나 이러한 fast spin echo 영상법은 종래에 서로 다른 영상을 만드는 데 사용하는 multiple RF echo 신호들을 하나의 영상으로 만드는 데 사용함으로써 새로운 문제를 직면하게 된다. 한 번의 촬영으로 한 가지  $T_E$  의

영상 밖에 만들지 못하기 때문이다. 굳이 두 가지  $T_E$ 의 영상을 동시에 만들려면 그림 3과 같이 8개의 RF echo를 1~4번째 echo들과 5~8번째 echo들로 4개씩 반으로 나누어서 각각에 독립된 coding gradient를 가하여 2장의 영상으로 만들면 되지만 당연히 촬영 시간은 두 배로 늘어나게 되고, 따로 2번 촬영하는 것에 비해 별로 장점이 없게 된다.

이와 같은 fast spin echo의 단점을 개선하기 위하여 본 논문은 다음과 같이 데이터를 얻는 방법을 제안한다.

전술한 바와 같이 fast spin echo 영상법은 저주파 영역의 데이터를 어떤  $T_E$ 의 echo가 차지하느냐가 영상의 contrast를 결정한다는 것이 그 기본 아이디어이다. 이 아이디어를 바탕으로 하여 두 가지  $T_E$ 의 서로 다른 영상을 얻기 위해서는 k-space의 가운데 부분을 제외한 데이터는 두 영상이 똑같은 데이터를 공유하고, 가운데 부분은 별도로 얻을 수 있다면 원하는 바를 이룰 수 있을 것이다. 이것이 본 논문이 제안하는 방법의 핵심이다. 그림 4의 새로운 pulse sequence를 보면 echo 9개를 얻는 점과 coding gradient의 모양이 그림 3과 다르다. 이 pulse sequence의 coding gradient에서는 첫 번째와 5번째 echo가 k-space의 중앙에 배치되도록 가해지고 있다. 그리고 다른 echo의 데이터는 그 외의 k-space를 중복되지 않게 차지하도록 구성되어 있다. k-space에서의 배치를 구체적으로 알아보기 위하여 그림 5를 보자. 두 가지  $T_E$ 의 서로 다른 영상을 얻기 위하여 얻어진 데이터를 그림 5와 같이 배열한다. (a)와 (b)는 k-space의 가운데를 각각 첫 번째, 5번째 echo를 이용했다는 점을 제외하면 똑같다. 즉, 각기 다른 두 영상을 만들기 위한 데이터이지만 가운데 부분을 제외한 나머지 데이터는 두 영상이 같이 공유한다. 얻어진 데이터를 각각 영상으로 만든다면 결과적으로 contrast가 서로 다른 두 가지  $T_E$ 의 영상을 얻을 수 있게 된다. 두 영상은 k-space의 중앙 부분 데이터가 서로 다르기 때문이다. 결국, 데이터를 서로 공유하여 중복되게 사용함으로써 전체 촬

영 시간은 변하지 않고 동시에 2장의 영상을 얻게 되며 현재 fast spin echo 영상법의 문제점을 해결하게 된다.

### 실험 및 토의

제안한 방법의 가능성을 확인하기 위하여 0.3T 영구 자석 MRI 시스템에서 실험을 행하였다. 기존의 방법으로 얻은 영상과 비교 검토하기 위하여 같은 사람의 같은 머리 부위에 대하여 두 가지 방법을 모두 수행하였다. 그 결과가 그림 6과 7에 나타나 있다. 그림 6은 그림 3의 pulse sequence를 사용하는 종래의 fast spin echo 영상법으로 동시에 얻은 2 echo 영상이다. 8개의 RF echo 신호를 받아 각각의 영상에 4개씩 할당하여 2장의 서로 다른  $T_E$ 의 영상을 얻은 것이다. 1~4번째 echo 신호로 만든 짧은  $T_E$  영상이 (a)이며 5~8번째 echo 신호로 받은 긴  $T_E$ 의 영상이 (b)이다. 반복 시간  $T_R$ 은 3초이며 echo 간 간격은 20msec이다. 따라서 (a)는  $T_E$ 가 20msec인 spin 밀도 영상, (b)는 100msec인  $T_2$  강조 영상 효과의 contrast를 보인다. 4개씩의 echo가 coding step이 각각 64개로  $256 \times 256$ 의 영상을 만들었다. 총 촬영 시간은 3초  $\times$  64 = 3.2분이 걸렸다.

한편, 그림 7은 제안한 방법인 그림 4의 pulse sequence로 얻은 2 echo 영상이다. (a)는 첫 번째 echo 데이터와 2,3,4,6,7,8,9번째 echo 데이터를 이용하여 만든 짧은  $T_E$  영상이고 (b)는 동일한 2,3,4,6,7,8,9번째 echo 데이터와 5번째 echo 데이터를 이용하여 만든 긴  $T_E$  영상이다. 다른 조건은 똑같고 coding step이 32개로 총 촬영 시간은 기존 방법의 절반인 1.6분이 걸렸다.

얻어진 4 영상들을 서로 비교하면 거의 차이를 느끼지 못한다. 특히 contrast가 뚜렷하고 기존 방법과 차이가 우려되던 긴  $T_E$ 의  $T_2$  강조 영상도 가시적인 contrast 차이를 관찰할 수 없으며 별다른 artifact도 보이지 않는다. 결론적으로 새로운 방법은 기존 방법에 비해 절반의 촬영 시간으로 동시에 spin 밀도 영상과  $T_2$  강조 영상을 얻었으며 화질이나

contrast 는 별 차이를 보이지 않음을 확인할 수 있었다.

References

- 1.F.A. Jolesz, "Fast spin-echo technique extends versatility of MR", Diagnostic Imaging, 6, p78, 1992.
- 2.J. Henning, A. Nauerth and H. Friedburg, "Rare Imaging: A fast imaging method for clinical MR", Magn. Reson. in Med., Vol 3, pp823-833, 1986.
- 3.P. Mansfield, "Multi-planar image formation using NMR spin echoes", J. Phys., C10, pp55-58, 1977.
- 4.C.B. Ahn, J.H. Kim and Z.H. Cho, "High-speed spiral scan echo planar NMR imaging", IEEE Trans. Med. Imaging, MI-5, pp2-7, 1986.
- 5.A. Haase, J. Frahm, D. Mathaei, W. Hanike and K.D. Merboldt, "FLASH imaging: Rapid NMR imaging using low flip-angle pulses", J. Magn. Reson., 67, p258, 1986.
- 6.X. Zhou, Z. Liang, G. P. Cofer, C. F. Beaulieu, S. A. Suddarth and G. A. Johnson, "Reduction of ringing and blurring artifacts in fast spin-echo imaging", Magn. Reson. Imaging., 5, 1993.
- 7.R.V. Mulkern, S.T.S. Wong, C. Winalski, F.A. Jolesz, "Contrast manipulation and artifact assessment of 2D and 3D RARE sequences", Magn. Reson. Imaging, 8, pp557-566, 1990

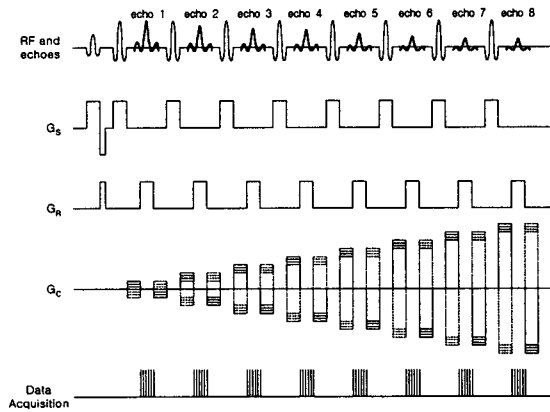


그림 1.

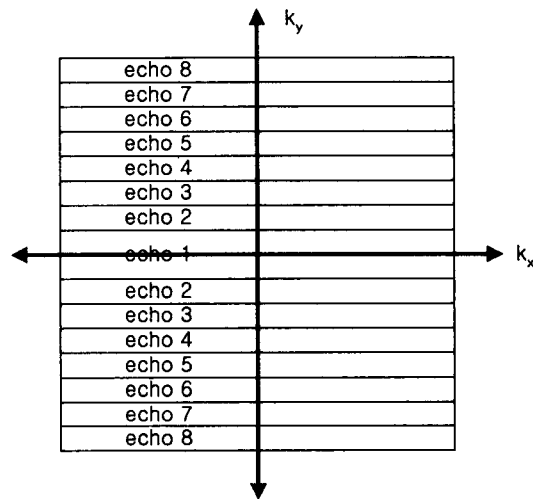


그림 2.

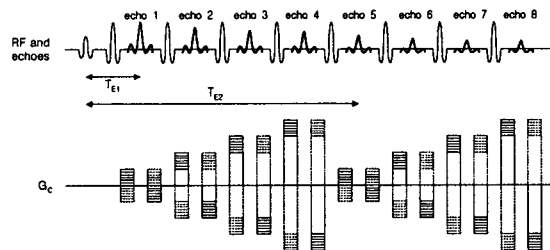


그림 3.

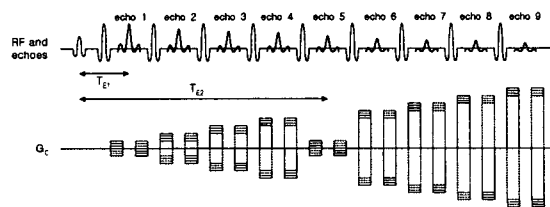


그림 4.

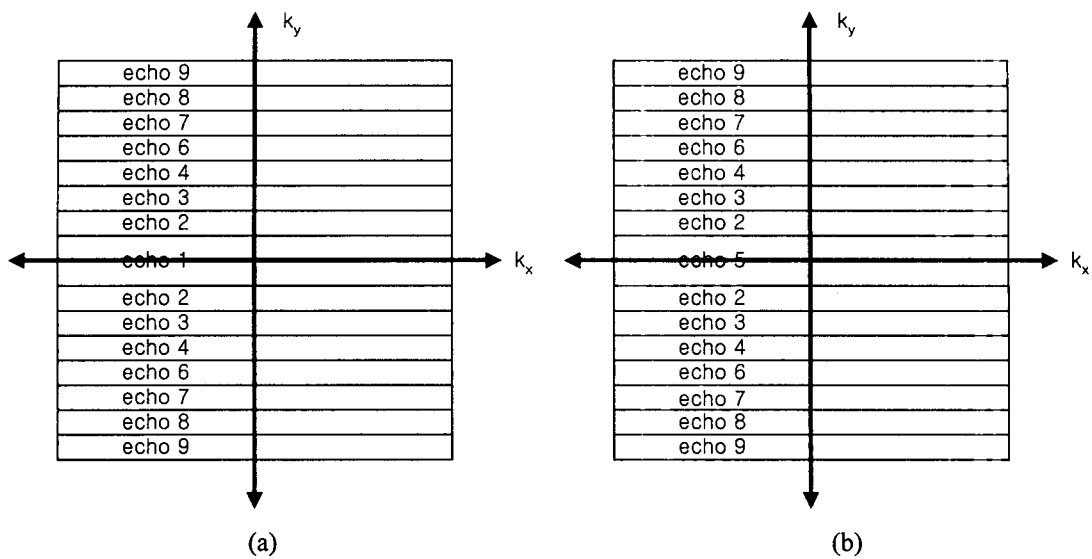


그림 5.

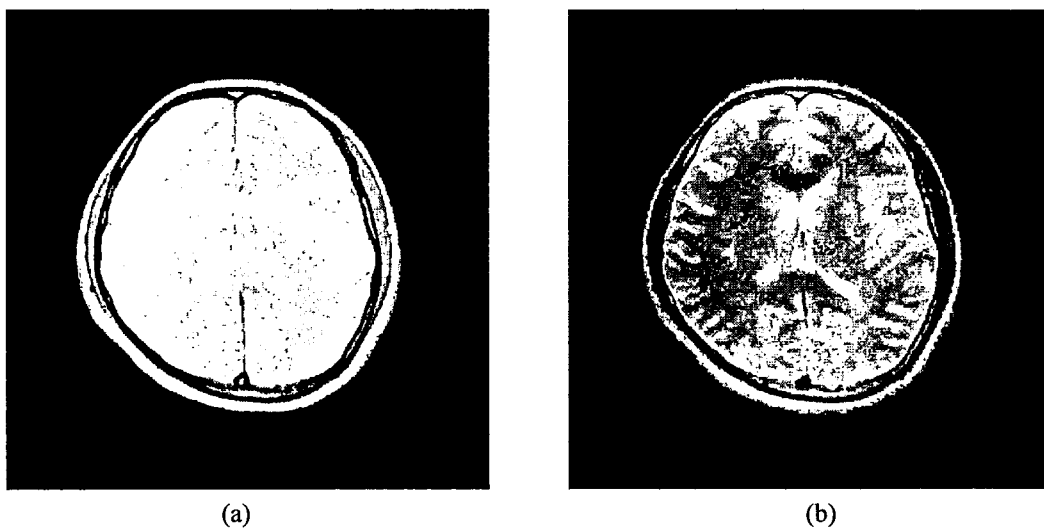


그림 6.

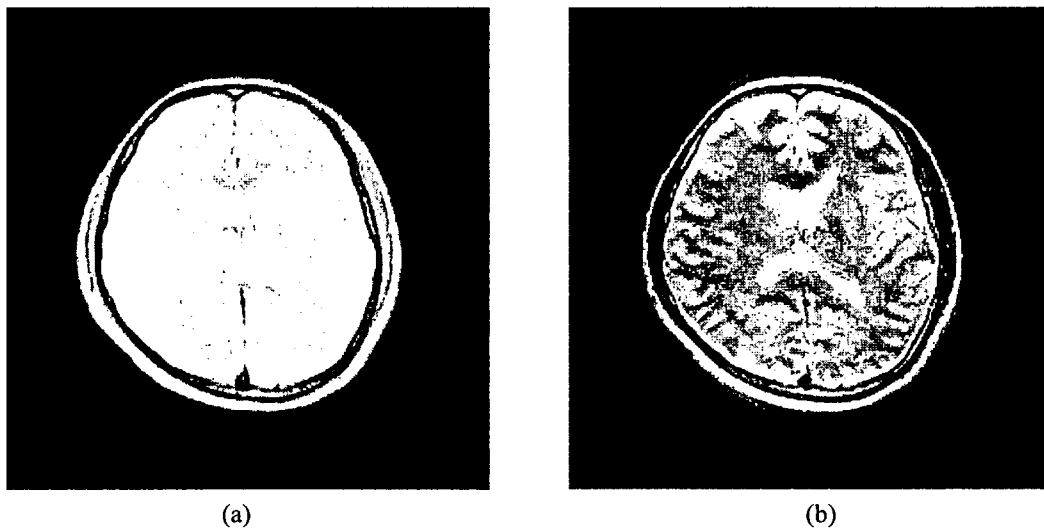


그림 7.