

Dual Echo 영상의 동시 획득을 위한 새로운 Fast Spin Echo 자기 공명 영상법

조민형*·이수열**·문치웅***·조현화***·이완***

*수원대학교 전기공학과, **건국대학교 의학공학과, ***삼성 종합 기술원, 의료기기 팀
(1997년 10월 15일 접수, 1998년 2월 2일 채택)

A New Fast Spin Echo MR Imaging Technique for the Simultaneous Dual Echo Image Acquisition

Min Hyoung Cho*, Soo Yeol Lee**, Chi Woong Mun***, Hyun Hwa Cho***, Wan Yi***

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

**Dept. of Biomedical Eng., Konkuk University

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

(Received October 15, 1997, Accepted February 2, 1998)

요약 : 자기 공명 영상에서 최근에 개발된 fast spin echo 영상법은 종래에 사용되었던 spin echo 영상법과 거의 같은 화질과 contrast를 제공하면서도 8~16배 이상 촬영 시간이 단축되어 임상적으로 많이 사용되는 촬영 방법 중의 하나로 자리 잡았다. 그러나 종래의 spin echo 영상법과는 달리, 동시에 spin 밀도 영상과 T₂ 강조 영상을 제공하는 dual echo 영상법은 fast spin echo의 경우, 촬영 시간이 2배로 늘어나기 때문에 그 중요한 장점을 잃어 버리게 되었다. 본 논문에서는 dual echo를 동시에 얻기 위한 현재의 fast spin echo 영상법의 이와 같은 단점을 해결하는 새로운 영상법을 제안한다. 새로운 영상법은 기존의 fast spin echo와 거의 같은 화질을 제공하면서도 dual echo 영상을 얻는데 추가 촬영 시간을 요구하지 않는다. 이를 입증하기 위하여 인체 실험을 수행하였고 그 결과를 기존의 방법으로 얻은 영상과 비교함으로써 그 유용성을 보인다.

Abstract : In 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 T₂-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.

Key words : MRI, Fast spin echo, Dual echo acquisition

서 론

80년대 초, 상용화된 이래로 자기 공명 영상(Magnetic Resonance Imaging; MRI)은 그 우수한 contrast와 해상도, 인체에의 무해성, 그리고, 다양한 영상 방법등에 힘입어 오늘날 가장 각광 받는 영상 진단 장비의 하나로 자

리 잡고 있다. 90년대 이전만 해도 MRI의 본질적인 특성으로 인해 10~20분이 소요되는 긴 MRI의 촬영 시간은 X-CT와 같은 여타 다른 영상 진단기에 비하여 결정적인 단점으로 생각되었었다. 이를 해결하기 위하여 많은 연구진들이 다양한 방법으로 접근하여 일부 개선이 되었고 또한 새로운 영상법도 출현하게 되었다. 그러나, 의학적으로 가장 보편적으로 사용되면서도 특히 긴 촬영 시간을 요구하는 spin echo의 MR 영상법은 fast gradient echo 영상법[1]과 같이 새로이 출현한 고속 영상법도 그 임상

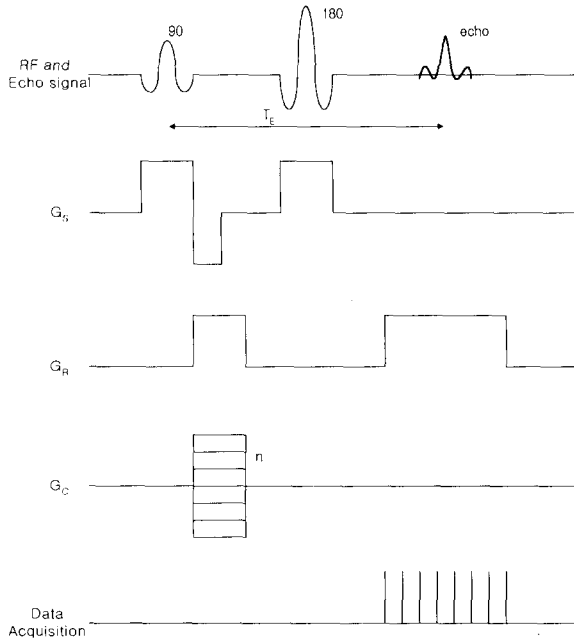


그림 1. 전형적인 MR 영상법의 spin echo pulse sequence
 Fig. 1. Conventional spin echo pulse sequence for MR imaging

적 가치를 대신하지 못하여 계속 사용되어 왔다.

90년대 들어서서 이 spin echo 영상법에 획기적인 개선책이 발표, 상용화되었으니 fast spin echo 영상법이 그것이다[2,3]. Fast spin echo는 초창기부터 초고속 실시간 영상법으로 오래 동안 연구해 오던 Mansfield의 echo planar imaging 원리의 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 임상에서 사용되는 영상법으로 기존의 spin echo를 대체하고 있다[2].

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 T₂ 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 각각을 독립된 영상으로 만드는 데 사용하면 되지만 이렇게 하면 당연히 촬영 시간이 2배로 늘어나게 되고, 별도로 2번 촬영

하는 것에 비하여 별다른 장점이 없게 된다[2]. 그래서 현재 상용 MRI 시스템은 이러한 기능을 제공하지만 널리 사용하지 않거나 이를 감수하고 사용한다.

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

이 방법의 타당성과 효율성을 입증하기 위하여 0.3T 영구 자석 MRI 시스템에서 실험을 수행하였고 인체 두부 영상을 얻었다. 본 논문에서는 새로이 제안된 방법으로 얻은 영상을 종래의 방법으로 얻은 결과와 비교하여 화질의 차이가 없음을 보여 주도록 하겠다.

본 론

1. 종래의 Fast Spin Echo 영상법

먼저, 기존의 spin echo와 fast spin echo 영상법의 원리를 살펴보고 2 echo 영상을 얻을 경우에 발생하는 문제점을 검토해 보기로 한다. 그림 1은 전형적인 MR spin echo pulse sequence이다. 그림과 같이 한 번의 pulse로 한 줄의 데이터를 얻는데, 영상을 얻기 위해서는 2차원 데이터 set이 필요하므로 coding gradient 스텝을 바꾸어 반복한다. 그렇게 해서 얻어진 데이터 set은 영상의 주파수 영역 데이터로 보통, k-space 데이터라고 불리 우며 다음과 같은 수식으로 표현된다[4].

$$S(k_x, k_y) = \int \int f(x, y) \exp\{-i(k_x x + k_y y)\} dx dy \quad (1)$$

이 식에서 S는 얻어진 MR 신호이고, f는 구하고자 하는 영상 함수이며 k_x와 k_y는 k-space의 각 좌표이다. x를 read-out gradient (G_R) 방향, y를 coding gradient (G_C) 방향이라고 하면,

$$k_x = \gamma G_R t \quad (2)$$

$$k_y = \gamma n G_C \Delta \quad (3)$$

이 된다. γ는 gyromagnetic ratio, G_R은 read-out gradient의 크기, t는 신호를 샘플링하는 시간 축이다. 또, G_C는 coding gradient 스텝 하나의 크기, Δ는 coding gradient가 가해지는 시간이며 n은 pulse의 스텝 번호이다.

이렇게 얻어진 신호 데이터 (1)을 2차원 Fourier 변환하면 원하는 영상을 얻게 되며 이것이 MR 영상의 원리이다. 여기서 알 수 있듯이, 256×256 해상도를 갖는

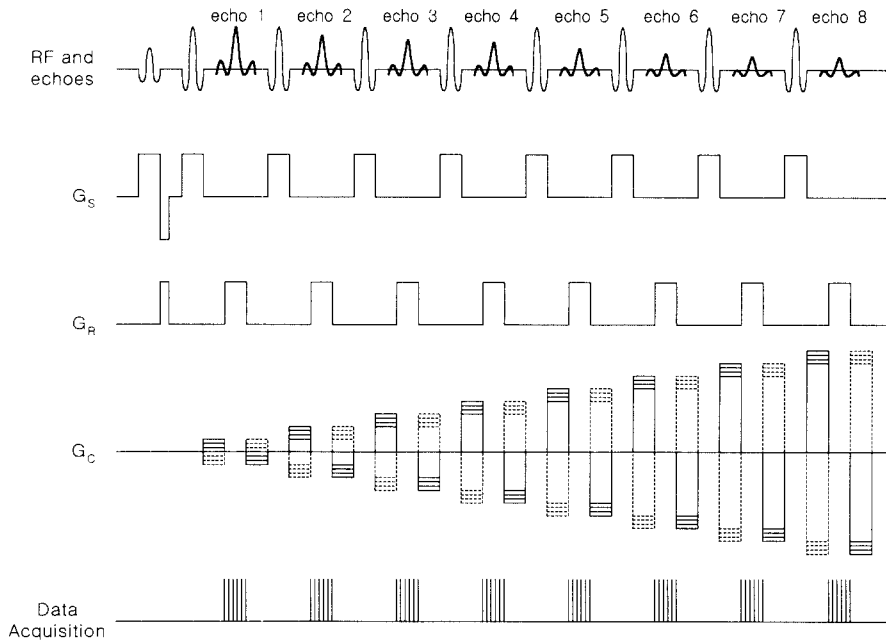


그림 2. fast spin echo 영상법의 pulse sequence. 짧은 T_E 의 spin 밀도 영상을 얻기 위한 coding gradient step이 가해지고 있다
 Fig. 2. Fast spin echo pulse sequence. This sequence gives a short- T_E spin density image

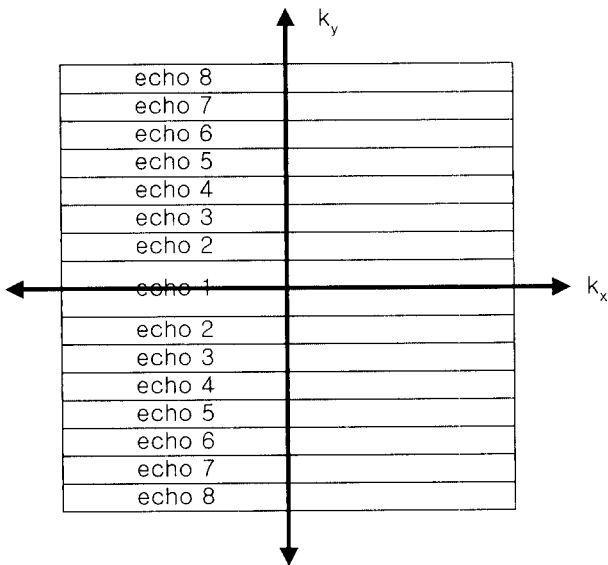


그림 3. 8개의 echo를 얻을 때의 fast spin echo 영상법의 k-space 주사 방법. 번호는 RF echo 열에서 echo 번호이다. 이 그림에서는 짧은 T_E 의 첫 번째 echo가 영상의 contrast를 주로 결정하는 DC 부근의 저주파 영역인 k-space의 중앙을 차지하므로 spin 밀도 영상을 얻게 된다

Fig. 3. k-space scanning of the conventional fast spin echo imaging technique in the case of 8 echoes acquisition. The numbers are each echo number of the RF echo train. In this figure, the first short- T_E echo data are located in the middle of k-space on which the contrast of an image depends. Therefore, the reconstructed result is a spin density image

MR 영상을 얻기 위해서는 256회의 pulse를 반복하여 256줄의 k-space 데이터를 얻어야 하므로 최소한의 촬영 시간은 반복 주기 T_R (Repetition Time: 반복 시간) \times 256 회만큼 걸리게 된다. T_2 강조 영상을 얻기 위한 T_R 은 수 초가 일반적이므로 10분 이상의 촬영 시간이 소요된다.

그림 1에서 90° RF pulse부터 데이터를 얻는 데까지 걸리는 시간, T_E (Echo Time)는 영상의 contrast를 결정하는 중요한 변수 중 하나로서 짧거나 길게 하여 조절한다. T_E 를 짧게 한 spin 밀도 영상과 T_E 를 길게 하여 얻은 T_2 강조 영상이 각각 임상적 성질이 다르기 때문에 두 가지 모두를 원하게 되면 두 번 촬영을 하여야 하지만 실제로는 180° RF pulse를 한번 더 가하여 또 하나의 echo를 만듦으로써 한 번의 촬영으로 끝낼 수 있었다. 하지만, 근본적으로 촬영 시간이 길기 때문에 이는 MRI의 큰 단점으로 지적되어 왔으며 많은 과학자들이 시간을 단축하기 위한 새로운 방법들을 모색하였다. 결국 시간을 단축하기 위해서는 T_R 을 줄이거나 혹은 한 번의 pulse로 한 줄 이상의 k-space 데이터를 얻는 방법이어야만 하는데, 전자의 방법은 fast gradient echo 영상법으로 보편화되었지만 영상의 성질이 다르므로 완전히 대체하지는 못하였다. 후자의 경우, 영국의 Mansfield가 echo planar 영상법 [5,6]으로 소개한 이후, 많은 사람들이 그와 유사한 방법을 발표하고 결과를 보여 주고 있으나 주자장의 불균일성으로 인해 해상도에 한계가 있었다.

Fast spin echo 영상법은 echo planar의 원리를 multi-

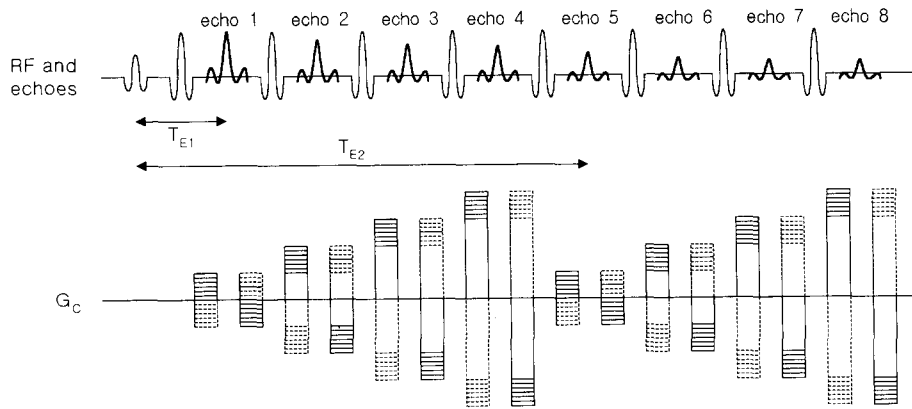


그림 4. 2 echo 영상을 얻기 위한 종래의 fast spin echo 영상법의 pulse sequence. 1~4번째 echo 데이터로 짧은 T_E 의 영상을 만들고 5~8번째 echo 데이터로 긴 T_E 의 영상을 만든다

Fig. 4. Pulse sequence of the conventional fast spin echo imaging technique for the simultaneous dual echo image acquisition. The 1st~4th echo data give a short- T_E image and the 5th~8th echo data give a long- T_E image

ple RF echo에 도입함으로써 해상도의 문제를 해결하고 기존의 spin echo와 거의 같은 영상을 제공하여 완전히 대체하는 고속 영상법이 되었다[2]. 그 pulse sequence는 그림 2와 같다. 그림에서 보듯이 180° RF pulse를 반복하면 한 번 발생한 MR echo가 계속 반복하게 되어 여러 개의 신호를 얻을 수 있다. 다만 spin-spin relaxation에 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 영상법이었으나 fast spin echo 영상법은 그림 2의 G_C 와 같이 각각의 echo에 서로 다른 coding gradient step을 가하여 k-space의 다른 부분 데이터가 되도록 한 후, 서로 합쳐 단 하나의 영상을 만드는 영상법이다. 그림 3은 그림 2의 pulse sequence로 8개의 RF echo를 얻어 k-space의 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, 8개의 RF echo를 받으면 8배만큼 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 artifact를 만들게 되므로 적당히 타협해야 하는데 보통 8~16개 정도는 심각한 문제를 일으키지 않는다는 것이 알려져 있다[7].

이 fast spin echo에서는 종래의 spin echo 영상에서 영상의 contrast를 조절하는 T_E 가 어느 것이냐 하는 것과 어떻게 조절할 수 있느냐 하는 문제가 남게 된다. 얻어진 MR 신호는 k-space의 각 부분을 차지하는 데, 영상의 각 화소 밝기는 k-space의 중앙에 있는 DC 성분을 포함

한 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-space의 중앙에 배치되도록 하고 긴 T_E 의 T_2 강조 영상을 얻고 싶으면 4~5 번째 echo 신호가 k-space의 중앙에 배치되도록 coding gradient를 가하면 된다[8,9]. 그림 2의 pulse sequence에 의한 그림 3은 전자의 경우이다. 물론 모든 데이터를 같은 T_E 에서 얻는 종래의 spin echo 영상과는 아무래도 contrast의 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 4와 같이 8개의 RF echo를 1~4번째 echo들과 5~8번째 echo들로 4개씩 반으로 나누어서 각각에 독립된 coding gradient를 가하여 2 장의 영상으로 만들면 되지만 당연히 촬영 시간은 두 배로 늘어나게 되고, 따로 2 번 촬영하는 것에 비해 별로 장점이 없게 된다.

2. 새로운 Dual Echo 영상법

앞에서 설명한 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 영상

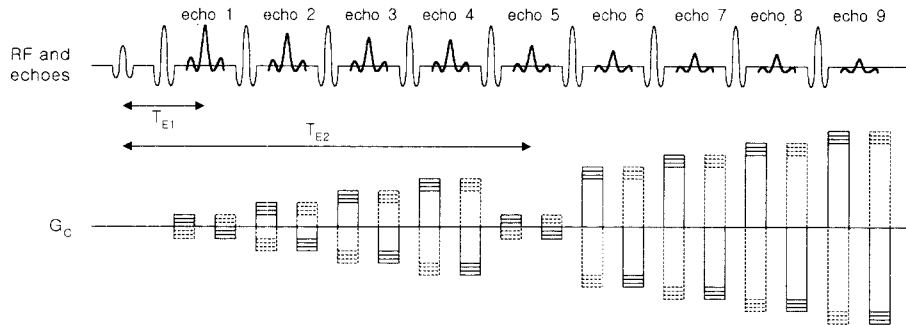


그림 5. 2 echo 영상을 얻기 위한 새로운 방법의 pulse sequence. \$G_c\$를 제외한 나머지는 그림 2와 같으므로 생략하였다. 첫 번째 echo와 5번째 echo에 같은 coding step이 가해짐을 주목하라

Fig. 5. Pulse sequence of the new proposed technique for the simultaneous dual echo image acquisition. The shapes of \$G_s\$ and \$G_k\$ are the same as the Fig. 2

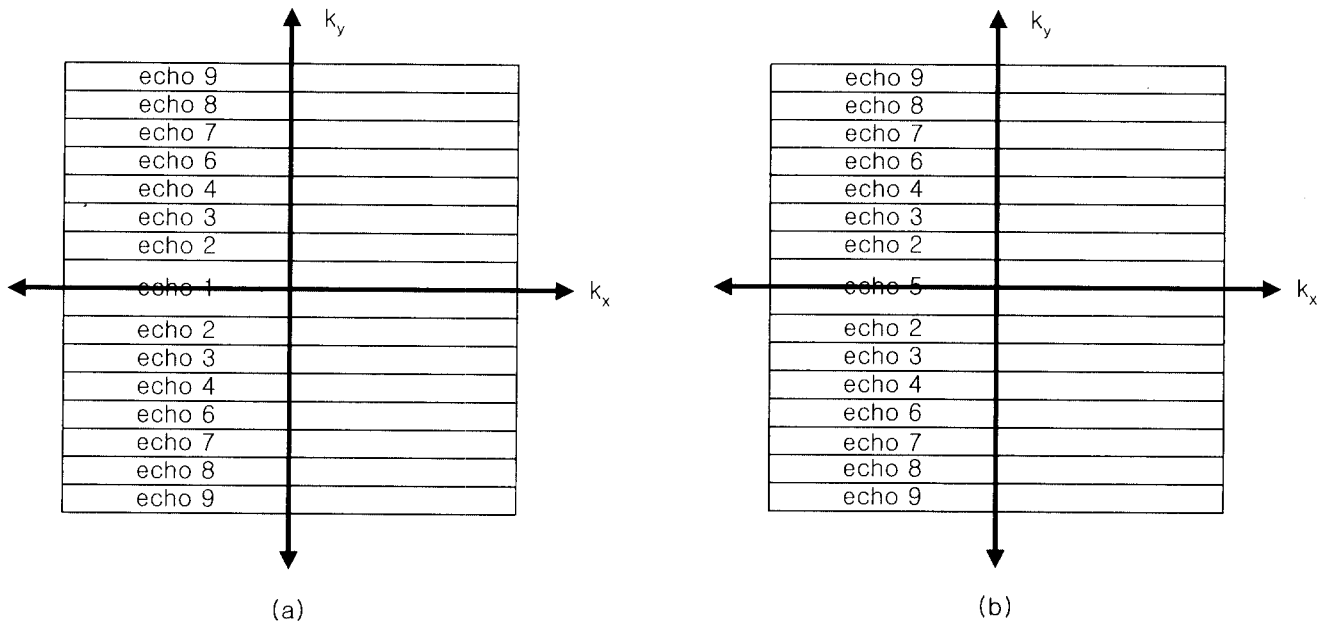


그림 6. 새로운 방법의 k-space 주사. 각 번호는 RF echo 열에서 echo 번호이다. (a) spin 밀도 영상, (b) \$T_2\$ 강조 영상. 1번과 5번을 제외한 나머지 echo들의 데이터는 공통으로 사용되었다

Fig. 6. k-space scanning of the new fast spin echo imaging technique. The numbers are each echo number of the RF echo train. (a) a spin density image, (b) a \$T_2\$-weighted image. The echo data excluding the first and 5th echoes are overlapped

을 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 5의 새로운 pulse sequence를 보자. Echo 9개를 얻는 점과 coding gradient의 모양이 그림 2와 다르다. 이 pulse sequence의 coding gradient에서는 첫 번째와 5번째 echo가 k-space의 중앙에 배치되도록 가해지고 있다. 그

리고 다른 echo의 데이터는 그 외의 k-space를 중복되지 않게 차지하도록 구성되어 있다. k-space에서의 배치를 구체적으로 알아보기 위하여 그림 6를 보자. 두 가지 \$T_1\$의 서로 다른 영상을 얻기 위하여 얻어진 데이터를 그림 6와 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 데이터지만 가운데 부분을 제외한 나머지 데이터는 두 영상이 같

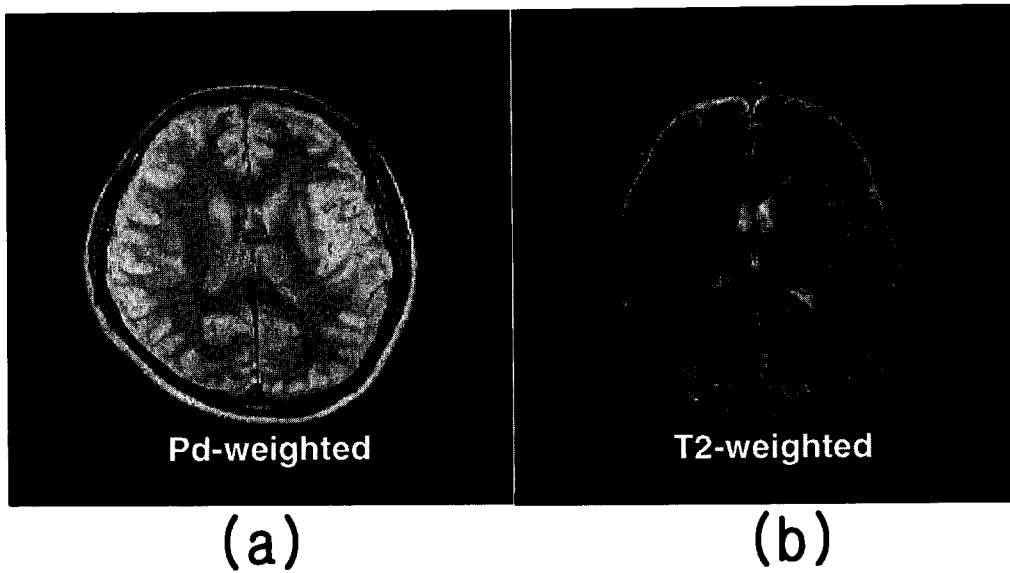


그림 7. 종래의 fast spin echo 영상법으로 얻은 인체 머리의 2 echo 영상 ($T_R=3000$ msec, 촬영 시간 : 3.2 분). (a) spin 밀도 영상 ($T_E=20$ msec), (b) T_2 강조 영상 ($T_E=100$ msec)

Fig. 7. Dual echo human brain images obtained by the conventional fast spin echo imaging technique. ($T_R=3000$ msec, imaging time : 3.2 min). (a) a spin density image ($T_E=20$ msec), (b) a T_2 -weighted image ($T_E=100$ msec)

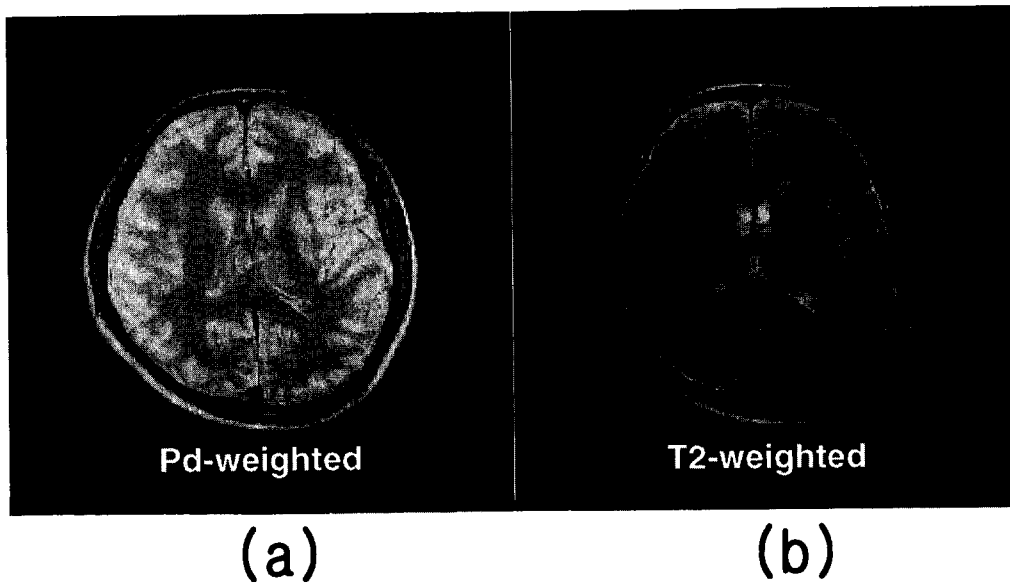


그림 8. 새로운 fast spin echo 영상법으로 얻은 2 echo 영상 ($T_R=3000$ msec, 촬영 시간 : 1.6 분). (a) spin 밀도 영상 ($T_E=20$ msec), (b) T_2 강조 영상 ($T_E=100$ msec)

Fig. 8. Dual echo images obtained by the new fast spin echo imaging technique. ($T_R=3000$ msec, imaging time : 1.6 min). (a) a spin density image ($T_E=20$ msec), (b) a T_2 -weighted image ($T_E=100$ msec)

이 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 촬영 시간은 변하지 않고 동시에 2 장의 영상을 얻게 되며 현재 fast spin echo 영

상법의 문제점을 해결하게 된다.

물론, 이와 같이 얻기 위해서는 echo 1개를 더 얻어야 하는 점이 기존 방법과는 차이가 나지만 그로 인한 손실은 실질적으로 거의 없다. 또, 기존 방법과 달리 k-space의 echo 배열에서 갑자기 바뀌는 부분, 예를 들어 (b)에서 5번째 echo 옆에 신호 크기 차이가 많이 나는 두 번

째 echo가 오도록 배치한 점이 혹시 artifact로 나타나지 않을까 하는 우려가 있으나 다음에 설명할 실험 결과에 따르면 큰 문제가 되지 않음을 확인할 수 있었다.

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 7과 8에 나타나 있다. 그림 7은 그림 4의 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 echo간 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 256×256 의 영상을 만들었다. 총 촬영 시간은 $3초 \times 64 = 3.2$ 분이 걸렸다.

한편, 그림 8은 제안한 방법인 그림 5의 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. 상대적으로 SNR(신호 대 잡음 비)이 나쁜 T_2 강조 영상의 경우는 오히려 개선된 듯한 효과를 관찰할 수 있었다. 그 이유는 기존의 방법이 신호가 작은 5~8번째 echo들만을 사용하지만 새 방법은 신호가 큰 2~4번째 echo도 같이 사용하기 때문인 것으로 보인다. 물론 짧은 T_E 의 영상은 이와 반대로 SNR이 떨어질 수 있겠지만 그림에서 보듯이 원래 SNR이 좋을 뿐 아니라 6~9번째 echo들이 배치되는 고주파수 영역은 신호가 상당히 작은 영역이라 SNR에 큰 기여를 하지 않기 때문에 큰 문제가 되지 않음을 알 수 있다. 결론적으로 새로운 방법은 기존 방법에 비해 절반의 촬영 시간으로 동시에 spin 밀도 영상과 T_2 강조 영상을 얻었으며 화질이나 contrast는 별 차이를 보이지 않음을 확인할 수 있었다.

결 론

본 논문에서는 현재 상용 MRI 시스템에서 중요한 임상용 영상법의 하나로 자리하고 있는 fast spin echo 영상법에서 spin 밀도 영상과 T_2 강조 영상을 동시에 얻을 수 있는 새로운 영상법을 제안하였다. 새로운 방법은 기존의 방법과는 달리, 여러 RF echo들 중에서 k-space의 중앙을 제외한 부분의 데이터를 각각의 echo 영상에 중복 사용함으로써 추가의 영상 촬영 시간을 필요로 하지 않는다. 두 장의 영상이 상당한 양의 데이터를 공유하지만 서로 이질적인 contrast를 갖게 되는 이유는 k-space에서 contrast를 주로 결정하는 성분은 중앙 부분의 저주파 영역이기 때문이다. 이것은 기존 fast spin echo 영상법 본질의 원리와 같다.

제안한 방법으로 얻은 결과와 기존 방법의 영상을 비교하는 실험을 0.3T 영구 자석 시스템에서 수행하였다. 예상대로 새로운 방법의 영상과 기존의 영상은 큰 차이를 보이지 않았으며 영상을 왜곡하는 artifact도 관찰되지 않았다. 촬영 시간은 반으로 줄었음에도 불구하고 오히려 T_2 강조 영상의 SNR은 다소 개선된 효과를 거둘 수 있었다.

본 논문에서 제안한 방법을 이용하면, fast spin echo 영상 방법이 출현하기 전에 spin echo 영상법이 그랬던 것처럼 통상적으로 실행되는 환자 촬영에서 별도의 추가 시간 없이 2가지 영상을 동시에 얻음으로써 진단에 더욱 도움을 주고, 전체 throughput을 높이게 될 것으로 기대한다.

참 고 문 헌

1. 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.
2. F.A. Jolesz, "Fast spin-echo technique extends versatility of MR", Diagnostic Imaging, 6, p78, 1992.
3. 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.
4. A. Kumar, D. Welti and R.R. Ernst, "NMR Fourier zeugmatography", J. Magn. Reson., Vol. 18, p69, 1975.
5. P. Mansfield, "Multi-planar image formation using NMR spin echoes", J. Phys., C10, pp55-58, 1977.
6. 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.
7. 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.
 8. D.B. Twieg, "*The k-space trajectory formulation of the NMR imaging process with applications in analysis and imaging method*", Med. Phys., 10, pp610-6210, 1983
 9. 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