

Fast Echo-Train Imaging

경희대학교 전자정보학부 한방시스템공학과
이 수 열

1. 서론

1980년대 초반 자기공명영상시스템이 임상적으로 응용되기 시작할 당시 자기공명영상은 X-선 CT에 비해 촬영 속도가 매우 느리기 때문에 신속한 촬영이 요구되는 경우 응용되기 어려울 것으로 인식되었었다. 그러나 1990년대 들어 자기공명영상시스템 기술이 획기적으로 발전하면서 자기공명영상시스템으로도 고속 촬영이 가능하게 되었다. 1.5 Tesla 이상의 강자장 초전도전자석, 능동차폐형 경사자계코일, 강력한 구동 능력을 가진 경사자계코일 구동기의 개발, 그리고 컴퓨터 및 주변기기의 발달로 인해 자기공명영상시스템의 성능은 획기적으로 개선되었고, 또한 여러 가지 새로운 자기공명영상 펄스열(pulse sequence)의 개발로 초고속 자기공명영상이 가능하게 된 것이다. 자기공명영상의 고속 촬영 여부를 판단하는 것에 대한 확실한 기준이 있는 것은 아니지만 대체로 수초 이내에 한 단면의 영상을 얻는 것을 고속 영상, 그리고 수백 msec 이내에 한 단면의 영상을 얻는 것을 초고속 영상이라 칭하고 있다. 본 논문에서는 최근까지 개발된 고속 및 초고속 자기공명영상법들 중에서 임상적으로 많이 쓰이고 있는 Fast echo-train imaging 방법들에 대해서 기술하였다. Fast echo-train imaging 방법은 여타 고속 자기공명영상법에 비해 영상시간이 대폭 감축되면서도 임상적으로 유용한 영상을 제공하기 때문에 널리 응용되고 있다.

II Fast Echo-train imaging의 원리

자기공명영상을 하기 위해서는 정자계에 놓인 수소 원자핵을 낮은 에너지 준위 상태에서 높은 에너지 준위 상태로 여기시켜야 한다. 수소 원자핵을 높은 에너지 상태로 여기하는 역할을 고주파 펄스가 담당하는데 이 고주파 펄스를 보통 90° 펄스라 부른다. 여기된 수소 원자핵은 시간이 지나면서 다시 낮은 에너지 상태로 되돌아가게 되는데 이 현상을 스핀-격자완화 현상이라 하고 되돌아가는데 걸리는 시간을 스핀격자완화시간 T_1 이라 칭한다. 일반적으로 자기공명영상을 얻기 위해서는 수소 원자핵을 여러 번 여기시켜야 하는데 여기시키는 90° 펄스 사이의 간격을 TR(Repetition time)이라 부

른다. 일반적인 자기공명영상법에서는 수소 원자핵을 새로이 여기할 때마다 이전 여기 때와는 다른 위상 부호화(Phase encoding) 경사자계 펄스를 인가하게 된다. 따라서 일반적인 자기공명영상법으로 촬영할 경우 촬영시간은 $TR * N_{\text{encoding}} * NEX$ 가 된다. 여기서 N_{encoding} 은 위상 부호화 수를, 그리고 NEX는 영상의 잡음을 줄이기 위한 평균화(Averaging) 회수이다. 일반적인 촬영인 경우, N_{encoding} 과 NEX는 정해져 있는 것이 보통이므로 고속으로 영상을 얻기 위해서는 TR을 작게 하는 것이 바람직할 것이다. 그러나 TR을 너무 작게 하면 수소 원자핵이 원래 상태로 완전히 회복되기 이전에 다시 여기하기 때문에 자기공명신호의 크기가 줄어들게 된다. 자기공명신호의 크기가 줄어들게 되면 영상의 잡음이 증가하게 되며 이 때문에 영상 판독의 정확성이 떨어질 수밖에 없게 된다. 이를 극복하면서 고속 영상을 하기 위해 수소 원자핵을 한번 여기하여 여러 개의 자기공명영상신호(혹은 Echo-train 신호)를 받는 방법이 개발되었다. Echo-train imaging이라 함은 이와 같이 수소 원자핵을 한 번 여기하고 복수 개의 echo-train 신호를 받는 영상법을 일컫는데 이러한 영상법으로 EPI, FSE, GRASE 등 여러 가지가 개발되었다. Echo-train imaging을 하는데 가장 큰 제한은 스핀스핀완화 현상이라 할 수 있다. 스핀스핀완화 현상은 수소 원자핵이 여기가 된 상태에서 스핀들 사이의 위상 응집이 해소되는 것으로, 이 현상 때문에 Echo-train 신호의 감쇄가 야기된다. 스핀스핀완화 현상에 의한 신호 감쇄는 인위적으로 복원할 수 없는 것으로 Echo-train 신호를 얻을 때 신호 감쇄가 과도하게 되면 영상의 질이 매우 저하되고 다양한 Artefact도 생기게 된다. Echo-train 영상의 이러한 문제점을 극복하기 위해 다양한 방법이 개발되었는데 이들 방법에 대해 다음 절부터 기술하기로 한다.

III. Fast Spin Echo (FSE) Imaging

이 방법은 TSE(Turbo Spin Echo) imaging 방법이라 불리기도 한다. 이 방법을 나타내는 펄스 열을 그림1에 보였다. 일반적인 스핀에코(Spin Echo: SE) 영상법에서는 한 개의 90° 펄스와 한 개의 180° 펄스로 한 개의 스핀 에코 신호를 수집한다. 이 때 수집되는 스핀 에코 신호는 영상을 구성하기 위한 k-공간 데이터 중 한 선 상의 데이터를 나타낸다. 따라서 $N_x * N_y$ 크기의 영상을 얻기 위해서는 N_y 번만큼 수소 원자핵을 여기해야 한다. 스핀에코 영상법은 T1, 혹은 T2 대조도를 얻는데 매우 효율적인 영상법이다. 또한 주자계의 비균일성에 매우 둔감하기 때문에 임상적으로 널리 쓰이고 있는 영상법이기도 하다. 일반적으로 T2 대조도를 얻기 위해서는 반복시간 TR을

수초대로 하기 때문에 T2 대조도를 가진 영상을 촬영하는 시간이 길어지게 된다. 이를 극복하기 위해 개발된 방법이 FSE이다.[1-5]

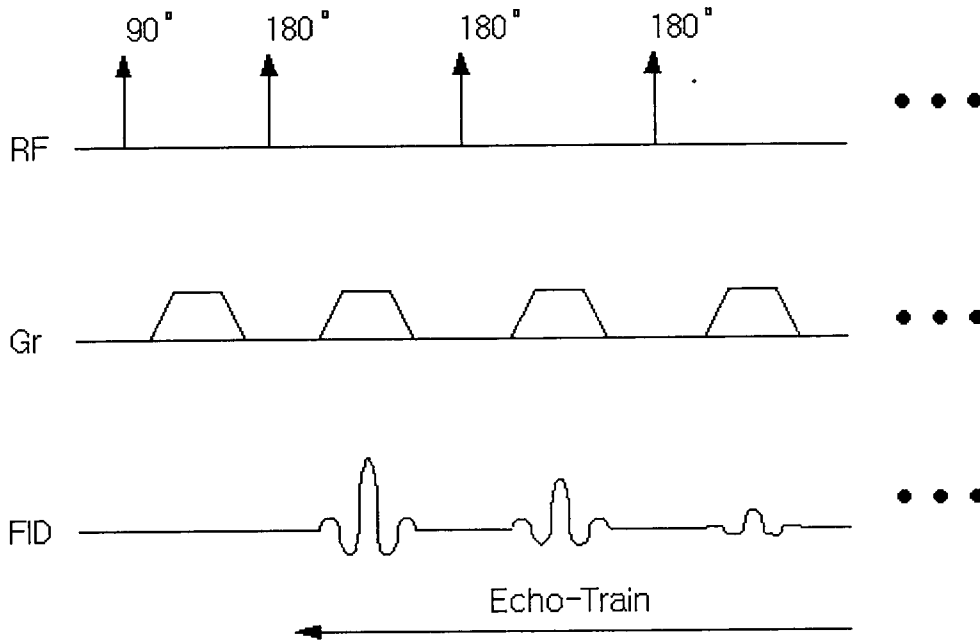


그림1. FSE pulse sequence

이 방법에서는 90° 펄스로 핵스핀을 여기한 뒤 180° 펄스를 여러 번 인가하여 echo 신호를 여러 개 받는다. 이 때 각각의 echo 신호는 k-공간에서 서로 다른 선 상의 데이터를 나타내야 하기 때문에 180° 펄스 사이마다 위상 부호화를 위한 경사자계 파형이 인가되어야 한다. 180°펄스의 수를 ETL(Echo Train Length)이라 하면 FSE를 이용하여 촬영하는 시간은 일반적인 스펀에코 촬영에 비해 촬영시간이 ETL 배만큼 줄어들게 된다. 예를 들어 TR이 3초이고, 위상 부호화 수가 256인 스펀에코 촬영에서는 촬영시간이 3*256=768초가 소요되지만 ETL을 16으로 한 FSE에서는 촬영시간이 48초가 된다. FSE 방법으로 양질의 영상을 얻기 위해서는 180°펄스 사이에 인가되는 위상 부호화 경사자계가 정확해야만 한다. 이를 위해서는 경사자계의 와전류 효과가 정밀하게 보상되지 않으면 안된다. FSE 영상법은 뇌영상을 얻는데 많이 이용된다. 이 방법으로 T2 대조 영상을 얻는 경우 일반적인 SE 영상법으로 얻은 영상에 비해 피하 지방질 신호가 커지고 혈류에 의한 영상 잡음이 줄어드는 효과가 있다. 피하 지방질 신호가 커지는 것은 180°펄스를 여러번 인가함으로써 피하지방질 내 수소 원자의 J-결합이 T2 감쇄에 주는 영향이 줄고 따라서 피하지방질의 T2가 길어지기 때문으로 분석되고 있다.

FSE 영상법은 여러 개의 Echo를 받기 때문에 일반적인 SE 영상법에 비해 영상 단면 수를 늘리는데 제한이 따른다. 따라서 복수 단면 영상을 하는 경우 촬영 속도가 ETL 배만큼 줄지 않을 경우도 생기게 된다. FSE 영상으로 얻은 영상의 대조도는 ETL, echo 사이의 간격, echo 신호의 부호화 순서 등에 의해 영향을 받으므로 FSE 영상을 일반적인 SE 영상과 비교하여 판독하는 경우에는 세심한 고려가 필요하다.

IV. EPI (Echo Planar Imaging)

EPI는 1977년 영국의 Mansfield에 의해 처음으로 제안된 방법이다.[6] 그 당시 EPI는 획기적인 자기공명영상법으로 인식되었으나 자기공명영상시스템의 기계적인 성능이 이를 실현할 만큼 좋지 않아 EPI는 1980년대에는 크게 활용되지 않았다. 그러나 초전도전자석, 경사자계코일, 고주파코일, 그리고 데이터처리기술의 획기적인 성능 개선으로 EPI는 1990년대 들어 임상적으로 크게 응용되기 시작하였다. EPI는 일반적인 SE 영상법과는 달리 수소 원자핵을 한번 여기한 상태에서 2차원 영상을 구성할 전체 데이터를 다 수집하기 때문에 영상신호를 100msec대로 단축할 수 있다. 그러나 이렇게 얻은 영상은 주자계의 비균일성 및 와전류에 의해 영향을 크게 받아 임상적으로 의미를 갖기가 매우 어려웠다. 특히 경사자계 강도가 기존의 시스템에 비해 수십배 이상 강해야 하고, 경사자계 파형도 고속으로 스위칭이 되어야 하는 기술적인 난점이 있었다. 그러나 자계 균일도가 매우 좋은 초전도 주자석의 개발, 와전류 효과를 대폭 감소시킬 수 있는 능동차폐형 경사자계코일의 개발, 그리고 고속 컴퓨터 기술의 발달로 EPI는 임상적으로 크게 응용되기 시작했으며, 특히 기능적 자기공명영상(f-MRI)에 크게 응용되고 있다. EPI는 일반적인 EPI와 나선형 EPI로 구분된다.

일반적인 EPI

일반적인 EPI에서는 자기공명영상을 구성하기 위한 데이터를 k-공간에서 그림2에 보인 것과 같이 얻는다. 이러한 형태의 데이터를 얻기 위한 펄스 열을 그림3에 보였다. 그림3에 보인 펄스 열은 Gradient echo 영상법에 기초한 것인데 스펙에코 영상법에 기초하여 EPI를 구현할 수도 있다. EPI 영상을 얻는데 있어 어려운 점은 그림2에 보인 것과 같이 이상적인 k-공간상의 데이터와 실제로 얻은 데이터 사이에 오차가 있을 수 있다는 것이다.

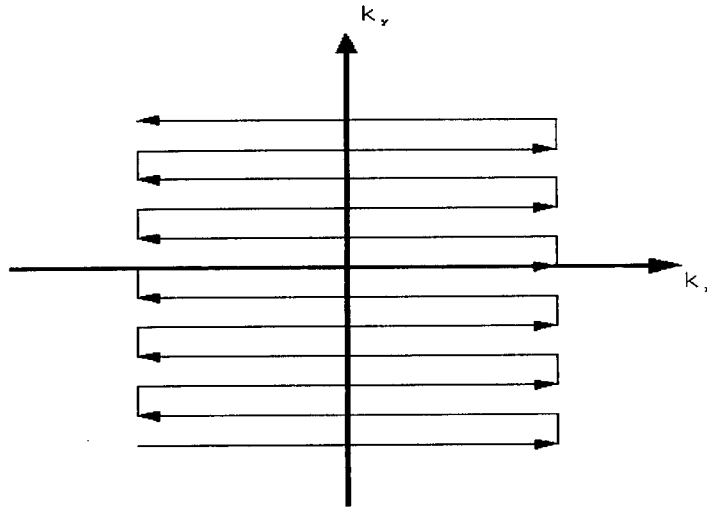


그림2. EPI에서의 k-공간 주사

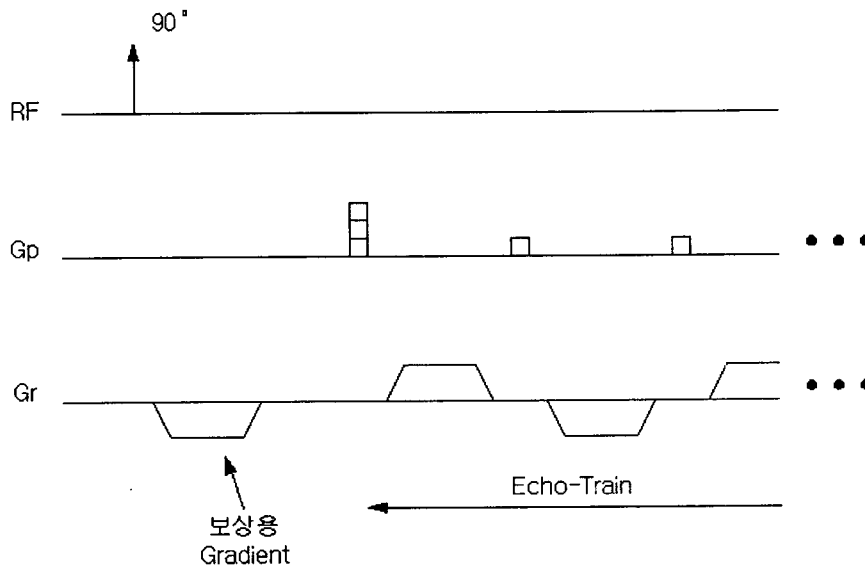


그림3. EPI pulse sequence

이 오차로 인해 재구성한 영상은 심각한 Artefact를 가질 수 있다. 이 오차를 보정하기 위한 방법이 여러 가지 제시되었는데 그 중 하나는 그림3에 보인 펄스 열에 나타나 있다. 이 펄스 열에서는 위상부호화 경사자계 파형을 인가하기 전에 Read-out 방향으로 경사자계를 인가하여 에코 신호를 수집하고 있다. 이 정보를 이용하여 실제 영상을 재구성하는데 쓰이는 자기공명신호를 보정할 수 있다.

나선형 EPI

일반적인 EPI 방법에서는 Read-out 및 Phase encoding 경사자계 파형이 사다리꼴이어서 고속으로 구현하는 것이 어려울 뿐만 아니라 사다리꼴 파형의 상승 및 하강 구간에서 과도한 와전류가 발생하는 것을 피할 수 없다. 또한 EPI에서 데이터 수집시간이 100msec 대로 길어지면서 T2 감쇠에 의한 영상의 해상도 저하가 한쪽 방향으로 커지는 문제가 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위한 방안으로 나선형 EPI가 1985년에 소개되었다.[7-9] 나선형 EPI에서는 영상 재구성에 필요한 데이터를 k-공간에서 그림4에 보인 것처럼 나선형으로 얻는다. 나선형으로 데이터를 얻기 위해서는 경사자계 파형이 그림5에 보인 것처럼 시간적으로 크기가 증가하는 정현파 모양이 되어야 한다.

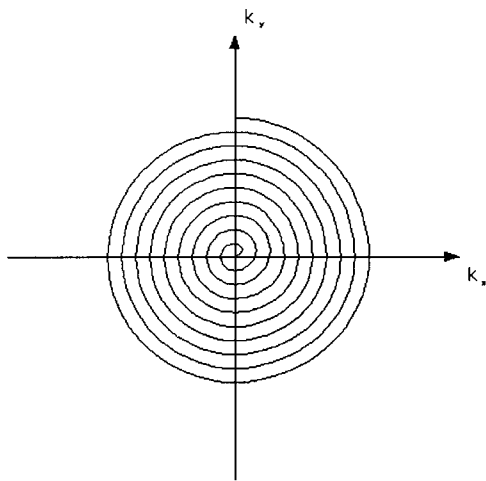


그림4. 나선형 EPI에서의 k-공간 주사

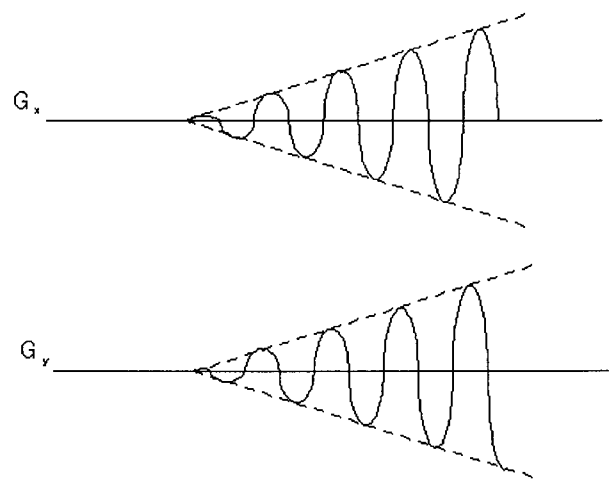


그림5. 나선형 EPI에서의 경사자계 파형

따라서 나선형 EPI에서는 일반적인 EPI보다 와전류가 적게 발생하게 된다. 그리고 나선형 EPI에서는 데이터를 수집하기 위해 원점으로부터 균등하게 나선형으로 k-공간을 주사하면서 데이터를 수집하기 때문에 T2-감쇠에 의한 영상의 해상도 저하가 방향성이 없이 모든 방향으로 균일하다는 또 하나의 장점이 있다. 나선형 EPI로 얻은 데이터로 영상을 재구성하는 방법으로는 극좌표 상에서 데이터를 정렬하여 Filtered backprojection하는 방법을 많이 쓰고 있다. 일반적인 EPI나 나선형 EPI의 영상의 질을 향상시키기 위해서 한 번에 k-공간 상의 데이터를 다 수집하지 않고 분할하여 여러 번 데이터

를 수집하는 방법도 있다. 물론 분할하여 데이터를 수집하는 회수에 비례하여 촬영시간은 길어지게 된다.

V. FSE와 EPI를 결합한 방법들

전절에서 설명한 FSE와 EPI를 서로 결합한 방법으로 GRASE(Gradient-EPI Spin Echo) 혹은 TGSE(Turbo Gradient Spin Echo)가 있다. 이 방법은 EPI는 촬영속도는 매우 빠르지만 영상의 질이 나쁘다는 점, 그리고 FSE는 EPI에 비해 촬영 속도는 느리지만 영상의 질이 좋다는 점을 상호 보완한 방법이라 할 수 있다. 일반적인 GRASE 펄스 열을 그림6에 보였다. 그림6은 FSE 펄스열과 비교하여 180° 펄스를 이용하여 복수 개의 스핀 에코를 얻는 것은 같지만 180° 펄스로 한 개의 스핀에코 데이터를 수집하는데 그치지 않고 180° 펄스 사이에 Read-out gradient를 여러 번 스위칭하여 180° 펄스 당 복수 개 에코 신호를 받는다는 점이 다르다. 이 방법은 영상의 질이 FSE에 비해 크게 저하되지 않으면서도 촬영시간이 FSE에 비해 수배 정도 감축되는 효과가 있다.

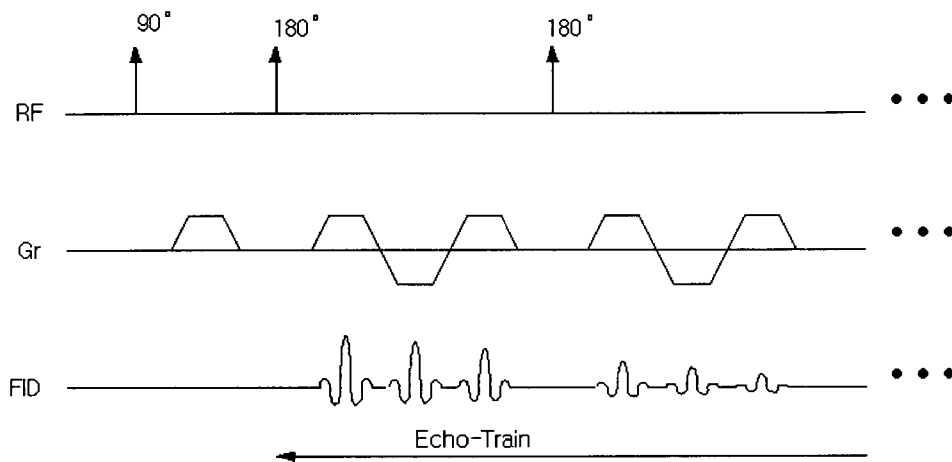


그림6. GRASE pulse sequence

참고문헌

1. R.T. Constable, A.W. Anderson, J. Zhong, J.C. Gore, "Factors influencing contrast in fast spin echo imaging", *Magn. Reson. Imag.* Vol.10, pp.497-511, 1992.
2. J.R. Hesselink, J.F. Martin, R.R. Edelman, "Fast imaging", *Neuroradiology*, Vol.32, pp.348, 1990
3. E.M. Haacke, J.A. Tkash, "Fast MR imaging: techniques and clinical applications", *AJR* Vol.155, pp.951, 1990.
4. J. Listerud, S. Einstein, E.K. Outwater, "First principles of fast spin echo", *Magn. Reson. Imag.* Vol.8, pp.199-244, 1992.
5. E.K. Outwater, D.G. Mitchell, S. Vinitiski, "Abdominal MR imaging: evaluation of a fast spin echo sequence", *Radiology*, Vol. 190, pp.425-429, 1994.
6. P. Mansfield, "Multi-planar image formation using NMR spin echoes", *J. Phys. C*, Vol. 10, pp.155-158, 1977.
7. C.B. Ahn, C.Y. Rew, J.H. Kim, O. Nalcioglu, and Z.H. Cho, *Proc. of SMRM*, pp.935-936, 1985.
8. C.B. Ahn, J.H. Kim, and Z.H. Cho, "High-speed spiral-scan echo planar imaging-I", *IEEE Trans. Med. Imag.* Vol. 5, pp.1-6, 1986.
9. C.B. Ahn, H.J. Kim, C.Y. Kim, W.S. Ryu, D.J. Park, H.K. Lee, C.H. Oh, and Y. Yi, "Comparison of reconstruction algorithms for spiral scan imaging", *Proc. of ISMRM*, Vol. 3, p.2003, 1997.
10. W. Dixon, "Simple proton spectroscopic imaging", *Radiology*, Vol. 153, pp.189, 1984.