

Fast MR Imaging

- Fast Spin Echo(FSE) 와 HASTE를 중심으로 -

경북의대 진단방사선과학교실 장용민

1. 서론

자기공명영상(MRI)에서의 급속영상기법의 필요성 및 유용성은 다시 언급할 필요가 없을만큼 널리 알려져 있다. 현재 MRI에서 임상적으로 사용되고 있는 급속영상기법은 크게 두종류로 나눌수 있는데 spin-echo(SE)에 기초한 급속영상기법과 gradient-echo(GRE)에 기초한 급속영상기법이다. FLASH(Siemens)나 SPGR(GE) 혹은 Turbo-FLASH(Siemens) 나 FSPGR(GE)와 같은 gradient-echo에 기초한 급속영상기법들은 일반적으로 작은 flip-angle을 선택하고 아울러 짧은 반복시간(TR)을 선택함으로써 영상획득시간(acquisition time)을 최소화하는 기법들로 아주 빠른시간안에 영상을 얻을 수 있는 장점이 있다. 하지만 gradient-echo에 기초한 급속영상기법들의 단점으로는 spin-echo와는 달리 180 refocusing pulse를 사용하지 않는 관계로 true T2 강조영상을 얻을 수 없다는 점과 magnetic susceptibility에 민감하여 이러한 susceptibility 효과가 크다는 점등이다. 한편 고식적 spin-echo 영상기법은 영상의 질이 매우 우수하고 true T2 강조영상을 얻을 수 있다는 장점이 있지만 T2 강조영상을 얻기위해서는 긴 TR 그리고 긴 TE를 선택해야하므로 영상획득시간이 매우 오래 걸리는 단점이 있다. 따라서 고식적 spin-echo 영상과같은 우수한 T2 강조영상을 빠른시간에 획득할 수 있는 기법의 개발이 절실히 요구되었는데 이러한 필요에 의해 개발된 기법이 fast spin echo(FSE) 기법이다. FSE 기법은 RARE(rapid acquisition with relaxation enhancement)라는 이름으로 Hennig에 의해 제안되었으나 최근에는 이러한 FSE 기법의 더 빠른 version으로 half acquisition 기법과 FSE 기법을 병합하여 sequence의 반복없이 단 1회에 전체 영상획득을 끝마치는 single shot technique 인 HASTE 기법이 새로이 개발되어 사용되고 있다. 본 장에서는 이러한 FSE 기법과 HASTE 기법을 좀더 자세히 소개하기로 한다.

2. Fast Spin Echo (FSE)

2-1. Terminology

FSE 기법은 RARE(rapid acquisition with relaxation enhancement)라는 이름으로 Hennig에 의해 최초로 제안되었으나 현재는 Fast spin-echo(FSE : GE) 혹은 Turbo spin-echo(TSE : Siemens) 라는 이름으로 더 잘 알려져 있다.

한편 HASTE(Half Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin-echo)는 Siemens 사의 이름이며 이후 GE사에서는 동일한 sequence를 개발하여 SSFSE (Single shot Fast spin-echo)라는 이름으로 보급하고 있다(표 1 참조).

이름	제조사
Fast Spin Echo (FSE)	GE, Picker Hitachi, Toshiba
Turbo Spin Echo (TSE)	Siemens Philips
HASTE	Siemens
SSFSE	GE

표 1

2-2. 기본 원리

Fast Spin Echo(FSE) 기법은 고식적 spin-echo 기법을 변형한 multiple spin-echo 기법이다. 즉, 고식적 spin-echo 기법이 90°-180° pulse를 반복하여 영상을 만들기위하여 필요한 MR raw data space(k-space)의 phase encoding step을 매 sequence의 반복(TR)당 한번씩 채우게 되고 따라서 총 영상획득시간은 다음과 같다.

$$\text{Total acquisition time} = (\text{TR}) \times (\text{phase encoding step}) \times (\text{NEX})$$

한편 FSE 기법은 여러개의 180° pulse를 사용하여 해당하는 180° pulse의 숫자만큼의 spin-echo를 얻어서 각 echo 신호가 한꺼번에 여러개의 phase encoding line을 채움으로 사용한 echo 신호의 숫자만큼 영상획득시간을 단축할 수 있다.

(그림 1)

즉, FSE 기법을 사용하는 경우 총 영상획득시간은

$$\text{Total acquisition time} = (\text{TR}) \times (\text{phase encoding step/ETL}) \times (\text{NEX})$$

이며 ETL은 사용한 echo 신호의 숫자이다. 일 예로 TR = 2000 msec, phase encoding step = 256, NEX = 1로 하는 경우 고식적 spin-echo 기법으로는 총 영상획득시간이 8.6분 걸리는 반면 ETL을 8로하는 FSE 기법을 사용하는 경우 총 영상획득시간은 1분으로 8배 빠르게 영상을 획득한다.

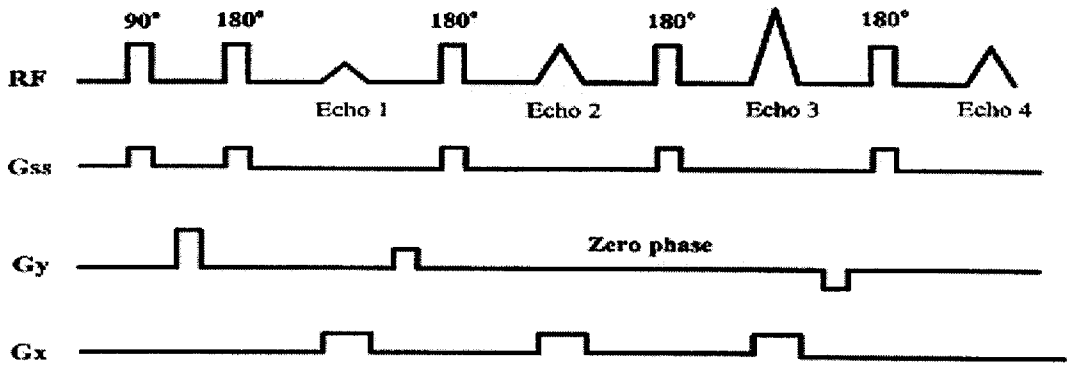


그림 1. FSE pulse sequence

한편 연구목적으로 많이 사용하는 고식적 multi spin-echo(CPMG sequence) 기법은 여러개의 180° pulse를 사용한다는 점에서는 FSE 기법과 유사하나 각 echo 신호가 한꺼번에 여러개의 phase encoding line을 채우는 대신 각 echo 신호가 각각의 다른 T2 강조 정도를 갖는 여러장의 영상을 만들게되고 따라서 총영상획득시간을 감소시키지는 않는다. (그림 2)

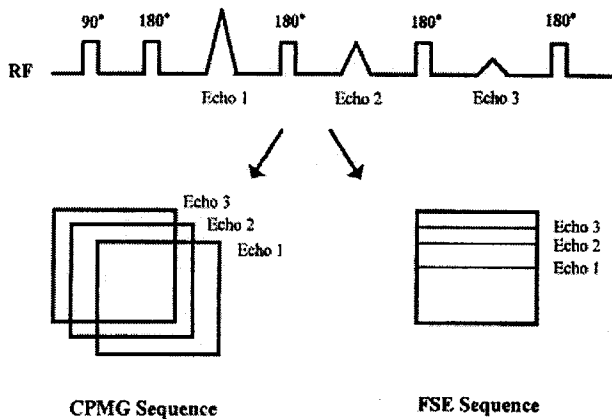


그림 2. CPMG 대 FSE

다음으로 고식적 spin-echo 기법과 비교할 때 FSE 기법의 pulse sequence상의 중요한 차이점을 몇가지 살펴보겠다.

① Echo Train Length(ETL)

ETL 은 multiple 180° pulse를 사용하여 얻게되는 echo의 숫자를 의미하며 또다른 이름으로 흔히 turbo factor로도 알려져 있다.

앞서 살펴본 바와 같이 ETL은 FSE 기법에서 얼마나 빨리 영상을 획득할 수 있는지 여부를 결정하게 된다. 즉, ETL의 수를 크게 할수록 더 빨리 영상을 획득할 수 있다. 현재 제조사마다 약간의 차이는 있지만 가능한 ETL의 수는 대략 4에서 32 까지 사용 가능하다.

② Effective Echo Time(TE_{eff})

고식적 spin-echo에서는 하나의 echo 신호를 echo time(TE)에 얻게되지만 FSE

에서는 여러개의 echo 신호들이 존재하므로 여러개의 TE가 존재하게 된다. 따라서 전체 영상의 contrast에 가장 큰 영향을 주게 되는 최대 echo 신호때의 시간을 effective echo time(TE_{eff})이라 한다. 이러한 최대 echo 신호는 가해지는 phase encoding gradient의 세기를 최소로 했을 때 발생한다(그림 3 참조). 따라서 FSE 기법을 사용하여 영상을 획득할 때 사용자는 TE_{eff} 를 적절히 선정하여 원하는 contrast를 얻을 수 있는데 일 예로 heavily T2강조영상을 얻기 원하는 경우에는 TE_{eff} 를 100 에서 200 msec 정도 선정하면 된다.

③ Echo Train Spacing(ETS)

ETS는 들 사이 혹은 echo 신호간의 간격으로 정의되는데 ETL이 영상획득시간을 TE_{eff} 가 영상의 contrast를 조정하는 반면 ETS는 영상의 질 그리고 multi slice 영상을 원하는 경우 가능한 slice의 수와 관계가 있다. 일반적으로 ETS는 가능한 짧게 해주어야 하는데 그 이유는

- (1) 영상에서의 번짐(blurring) 효과를 최소화 하고
- (2) 동일한 ETL을 사용하는 경우 획득가능한 slice 수를 증가시키기 위해서이다.

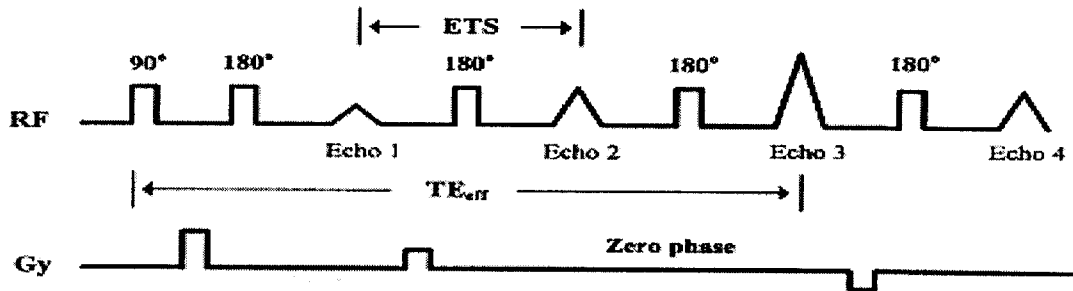


그림 3. TE_{eff} 와 ETS 의 정의

2-3. FSE 기법을 사용한 영상의 특이점

FSE 기법은 CSE 기법과 유사한 영상을 제공하지만 몇가지 점에서 FSE 영상에서만 나타나는 매우 특징적인 점들이 존재한다.

① Fat 신호가 T2 강조 FSE 영상에서 밝게 보임:

FSE 와 CSE T2강조영상간의 가장 큰 차이점은 fat이 FSE 영상에서는 밝게 보인다는 점일 것이다. 이렇게 FSE에서 fat signal이 감소하지 않는 이유는 크게

diffusion 효과와 J-coupling 효과로 나눌수 있다. fat molecule들의 확산(diffusion)은 CSE에서는 어느정도 신호 소실을 가져오는 반면 FSE에서는 180° pulse들을 사용하여 연속적인 refocusing을 시킴으로 확산에 의한 신호소실이 작다. J-coupling은 분자내 스핀들의 자기모멘트들이 다른 스핀들에 영향을 미치므로써 발생하게되는데 자기공명분광(magnetic resonance spectroscopy:MRS)에서 chemical shift와 함께 spectrum의 splitting을 야기하는 기전으로 잘알려져 있다. 이러한 J-coupling은 MRI에서는 fat 신호의 소실을 야기하게되는데 FSE에서는 짧은 ETS를 갖는 multiple echo들을 형성하게되므로 J-coupling 효과가 최소화되어 이에 의한 신호 소실이 적다. 요약하면, CSE에서는 fat 분자의 확산이나 fat 분자내 스핀들사이의 J-coupling 효과가 fat 신호의 소실을 야기하지만 FSE에서는 이러한 원인들에 의한 신호의 소실이 작기 때문에 fat 신호가 감쇄(attenuation)되지 않아 밝게 보이게 된다. 따라서 대부분의 임상적 응용에서는 별도의 fat-suppression 기법을 사용하여 fat 신호를 감쇄시켜야 한다.

② Magnetic susceptibility 효과의 감소:

FSE는 여러개의 refocusing 180° pulse들이 조밀하게 연속적으로 배치되어 있으므로 스핀들이 자장 비균일성(magnetic nonuniformity)가 높은 영역을 지나더라도 연속적으로 rephasing 되므로써 고식적인 spin-echo에 비해 이러한 자장 비균일성에 의한 dephasing 효과가 작다. 일 예로 같은 T2강조 영상이라도 FSE 영상이 hemorrhage(즉, deoxyhemoglobin 과 hemosiderin)에 의한 magnetic susceptibility 효과의 영향을 CSE에 비해 덜 받는다.

③ Magnetization Transfer(MT) 효과의 증가:

FSE는 사용하는 180° pulse들의 time domain에서의 duration이 CSE에서의 180° pulse에 비해 짧다. time domain에서의 pulse duration이 짧다는 것은 Fourier transform 하는 경우 frequency domain에서는 해당 frequency의 범위가 넓다는 것이며 따라서 mobile water proton의 공명주파수를 중심으로 off-resonance 주파수 범위를 포함하게되고 이러한 off-resonance frequency가 연속적으로(왜냐하면 multiple 180° pulse들을 가하므로) 가해짐으로서 단백질의 bound water proton들을 포화(saturation)시키고 따라서 bulk water의 신호를 감소시키는 자화전이(MT) 효과를 유발하게된다.

3. HASTE(Half Fourier Acquisition Single-shot Turbo Spin Echo)

3-1. Half Fourier Acquisition 기법

수학적 이론에 따르면 k-space는 중앙의 zero phase encoding line을 중심으로 아래와 위의 data들이 대칭적인 성질을 갖는다. 다시 이야기하면 k-space의 아래든 위든 반만을 채우면 나머지 반은 대칭성을 이용한 수학적 계산에 의해 실제 data 획득 없이 채울수 가 있다(그림 4 참조). 따라서 선택한 phase encoding step(128 혹은 256 등)의 반만을 실제로 획득하고 나머지는 수학적 계산을 이용하여 채움으로서 영상 획득 시간을 1/2로 줄일 수 있다. 영상 획득시간을 줄일 수 있는 장점이 있는 반면 단점으로는 영상의 신호대잡음비(SNR)가 $1/\sqrt{2}$ 로 감소한다. 이러한 half acquisition 기법을 임상적으로 응용할 때는 k-space data의 반보다 약간 더많이 data를 획득 하게되는데 그이유는 정확히 반만을 획득하게되는 경우 자장의 비균일성, flow등에 의해 발생하는 MR 신호의 phase distortion을 보정할 수 없기 때문에 k-space 중앙부분에서 몇 개의 data를 더 획득하여 이러한 phase 변화를 보정하는데 사용함으로서 영상의 질을 높일 수 있기 때문이다(그림 4 참조).

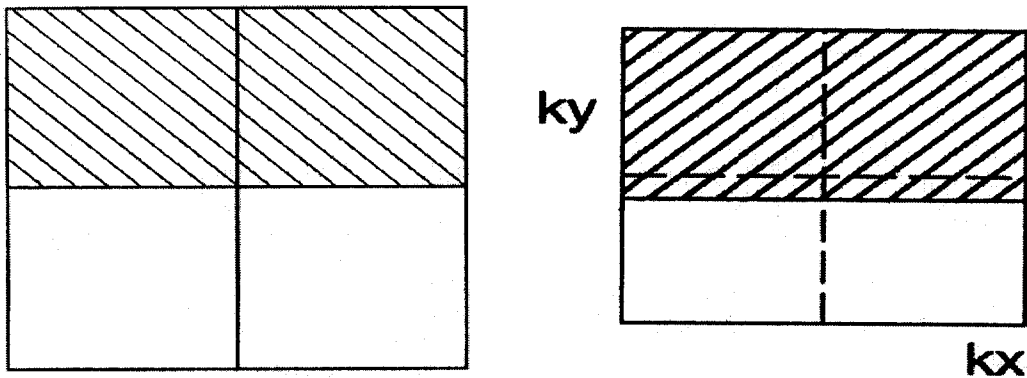


그림 4. Half Fourier Acquisition technique

3-2. HASTE 의 기본 원리

HASTE 기법은 위에서 설명한 half acquisition 기법에 ETL 의 수를 증가시킨 (ETL= 64 to 128) FSE 기법을 더하여 사용함으로써 pulse sequence의 반복없이 1회에 전체 영상을 획득하게 되고 영상획득에 걸리는 시간은 약 1-2 초 정도이다. HASTE 기법은 EPI와 같은 다른 초고속 영상기법에 비해 영상획득시간면에서는 다소 느리지만 256 matrix(phase encoding 방향)의 공간분해능을 갖는 true T2강조 영상을 얻을 수 있기 때문에 임상적으로 매우 유용한 기법이다. 현재 가장 많이 응용되고 있는 분야로는 motion에 의한 영상의 blurring 혹은 artifact등으로 인해 고식적 spin-echo 방식으로는 우수한 영상을 얻기 어려운 복부의 자기

공명영상기법으로 각광받고 있으며 이외에 heavily T2강조영상에서 stationary fluid(bile, pancreatic juice등)가 고신호 강도로 보인다는 점을 이용한 MR cholangiopancreatography 에 가장 적절한 영상기법중 하나로 사용되고 있다.

현재 HASTE 기법을 이용한 복부영상의 촬영시 HASTE 기법의 장점을 최대한 살리기 위하여 phase-array RF multi coil을 사용하여 MR 신호를 검출하는 방식이 보편적이다. 이와같이 phase-array coil을 사용하는 이유는 HASTE 기법에서는 ETL 의 수를 64에서 128 정도로 사용하여 64 내지 128개의 echo 신호를 생성하므로 이러한 echo 신호중 후반부에 생성되는 echo 신호들은 매우 미약하여 전체 영상의 SNR이 떨어짐으로 phase-array coil을 사용하여 SNR을 높여 줌으로서 이러한 SNR 문제를 보완할 수 있다. phase-array coil을 사용하는 경우 한 가지 주의할 점은 추가의 RF receiver channel를 사용하여 독립적으로 신호들을 받아드려야 phase-array coil을 사용하는 원래 목적, 즉 higher SNR을 달성할 수 있다. 따라서 MR 장비구입시 phase-array coil을 구입하는 경우 해당하는 추가의 RF receiver unit들을 구입하여야만 phase-array coil의 효과를 충분히 누릴 수 있을 것이다.

4. FSE와 관련된 새로운 MR 기법

다음으로 최근 임상응용을 목적으로 test 되고있는 FSE 기법과 관련된 새로운 기법들을 소개하고자 한다.

① 3D FSE

일반적으로 3D 기법은 2D 기법에 비해 higher SNR, higher spatial resolution 그리고 less partial volume averaging effect 등의 장점을 가지고 있지만 영상획득 시간이 매우 오래 걸리는 단점이 있다. 현재 사용되고 있는 3D 기법들은 모두 gradient-echo 기법을 이용한 T1 강조영상을 주는 3D T1강조영상기법들인 반면 3D T2강조영상기법은 존재하지 않았는데 이러한 3D T2강조영상기법이 3D FSE 기법으로 가능하게 되었다. 3D FSE 기법이 가능하기 위해서는 high performance gradient system을 필요로 하는데 high performance gradient는 high slew rate, 즉 높은 경사자장을 빠른시간에 가할 수 있으므로 더많은 ETL이 가능하고 따라서 영상 획득시간을 줄일 수 있으므로 3D 영상을 적절한 시간내에 획득 할 수 있다. 일 예로 TR = 3000 msec, ETL = 128, NEX =1, Ny = 256, Nz=32 로 하는 경우 3분 12초에 3D T2강조영상을 획득할 수 있다.

② GRASE(Gradient and Spin echo)

GRASE 기법은 gradient echo 기법과 FSE 기법을 혼용한 기법으로 FSE에서 얻게 되는 multiple spin-echo들 중 일부를 gradient echo로 대체하여 얻는 방식을 택한다. 이렇게 일부 spin-echo를 gradient reversal을 통한 gradient echo로 얻게 되는 경우 echo 신호를 얻는데 걸리는 시간이 180° pulse를 사용한 spin-echo를 얻는데 걸리는 시간보다 짧으므로 echo들 사이의 간격, 즉 ETS 이 줄어들게 되어 더 많은 ETL이 가능해지므로 전체 영상획득시간을 더 줄일 수 있는 장점이 있다. GRASE 기법을 사용하는 경우 영상의 contrast는 사용한 gradient echo 와 spin-echo의 수에 의해 결정되는데 일 예로 gradient echo 의 수를 증가시키면 contrast는 gradient echo contrast로 치우치게되고 또한 susceptibility 효과에 영향을 많이 받는등 gradient echo 영상의 특징을 가지게 된다.

5. 참고문헌

1. Hashemi R. and Bradley W., "MRI: the basic", chap. 19, Williams & Wilkins (1997).
2. Woodward P. and Freimarck R., "MRI for Technologists", chap. 8, McGraw-Hill (1995).
3. Hennig J. et al. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. Magn. Reson. Med. 1986;3:823-833
4. Catasca J, Mirowitz S. T2-weighted MR imaging of the abdomen : fast spin-echo vs conventional spin-echo sequences. AJR 1994;162:61-67
5. Hoe LV, Bosmans H, Aerts P, et al. Focal liver lesions: fast T2-weighted MR imaging with half-Fourier rapid acquisition with relaxation enhancement. Radiology 1996;201:817-823
6. Semelka RC, Kelekis NL, et al. HASTE MR imaging: description of technique and preliminary results in the abdomen. JMRI 1996;6:698-699
7. Campeau NG, Johnson CD, Felmlee JP, et al. MR imaging of the abdomen with a phased-array multicoil: prospective clinical evaluation. Radiology 1995;195:769-776
8. Feinberg DA, Kiefer B, Johnson G. GRASE improves spatial resolution in single shot imaging. Magn. Reson. Med. 1995;33:529-533
9. Miyazaki T, Yamashita Y, Tsuchigame T, et al. MR cholangiography using HASTE sequences. AJR 1996;166:1297-1303