

Basic Pulse Sequences: SE vs. GRE

전남대학교 의과대학
정 광 우

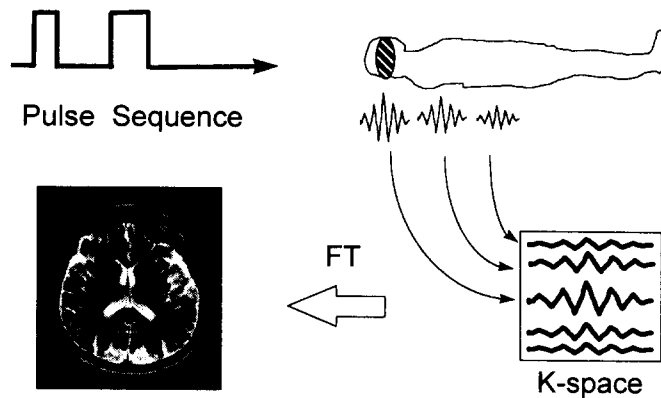
1. Pulse Sequence란 무엇인가?

"Pulse sequence"란 MR 영상을 얻기 위하여 설계된 일련의 "펄스의 순서"를 말하며, 일반적으로 고주파펄스(radio frequency pulse: RF pulse)와 경사자계 펄스(magnetic field gradient pulse), 펄스들 사이의 시간 간격(time spacing) 등의 조합으로 구성된다. 음악을 연주하기 위해서는 음표와 쉼표가 표기된 "악보"가 기본으로 필요하듯이, MR 영상을 얻기 위해서는 펄스(음표)와 펄스들 사이의 시간간격(쉼표)이 표기된 "pulse sequence"가 필요하다.

외부의 정자기장에 의해서 자화된 "인체"와 "펄스"가 상호 작용할 때 어떠한 현상이 일어날까? Pulse sequence에 따라 일련의 펄스가 인체와 반응하면 인체내의 양성자(proton: ^1H , 또는 spin)들은 보다 높은 에너지상태로 여기하고, 펄스의 인가가 끝나면 이 양성자들은 에너지가 낮은 처음의 상태(즉, 평형상태)로 되돌아 간다. 이와 같이 높은 에너지 상태의 양성자가 낮은 에너지의 초기상태로 되돌아가는 과정을 양성자의 이완(relaxation)이라고 하며 이러한 이완 과정 중에 발생하는 신호(일반적으로 'raw data'라고 함)를 이용하여 MR영상을 얻을 수 있다(그림 1 참조). 그림 1에서 보이는 "k-space"란 시간 함수의 "raw data가 총 집결된 공간"을 가리키며 Fourier transformation(FT)을 통하여 공간 함수인 'MR영상'으로 변환된다.

MR 영상을 획득하기 위해 사용되는 pulse sequence는 크게 나누어 포화회복(Saturation Recovery:SR), 반전회복(Inversion Recovery:IR), 스핀반향(Spin Echo:SE), 경사자계반향(Gradient Echo:GRE) 펄스파형 등으로 분류할 수 있다. 이중에서 가장 많이 사용되고 있는 것은 "스핀반향"과 "경사자계반향" 펄스파형이며, 최근 다방면으로 응용되고 있는 고속영상기법들 또한 이 두가지 펄스파형을 기본으로하고 있다. 임상응용시 주의할 점은 사용된 Pulse sequence의 종류와 변수(고주파 펄스의 flip angle, 펄스사이의 시간간격 등)에 따라서 MR영상의 특징(대조도, SNR, artifact 등)이 달라지므로 진단목적에 따라 적절한 펄스파형을 선택해야 한다는 점이다.

그림 1. Pulse Sequence, Body, and MR Image



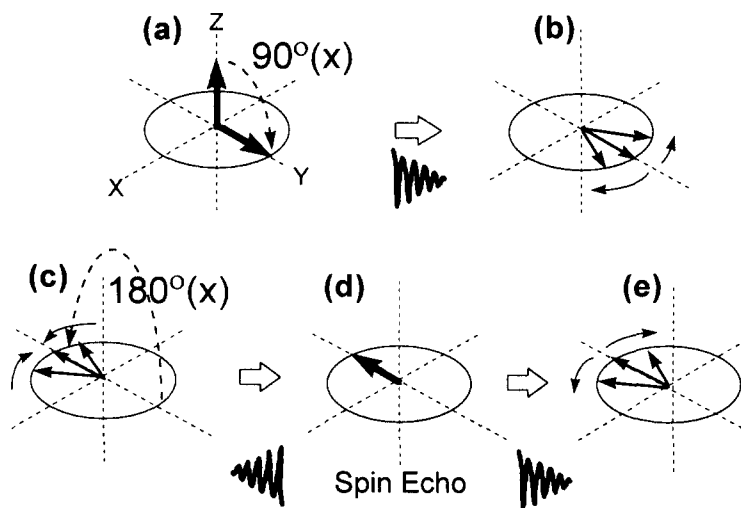
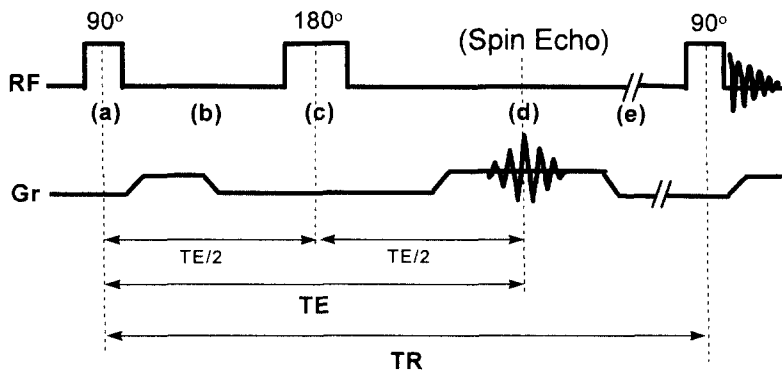
2. 스핀반향(Spin Echo: SE) 펄스파형

그림 2는 Spin Echo 펄스파형을 도식화한 것으로서 2종류 고주파 RF 펄스 (90° 와 180° 펄스)를 이용하여 "spin echo"라고 불리는 시간함수의 MR신호를 얻는 과정을 보여주고 있다. 외부자기장에 의해서 자화된 인체의 양성자(스핀)들은 90° 펄스(그림 2a)에 의해서 횡축(y축) 방향으로 90° 꺾이게 되고, 곧 바로 각각의 스핀들은 고유한 이완시간(relaxation time)과 함께 비균일한 외부자기장의 영향을 받아 횡단면(x-y평면)상에서 fan-out되면서 흩어지다가(dephasing: 그림 2b), 180° 펄스(그림 2c)에 의하여 x축을 기준으로하여 반대방향으로 반향되면서 계속 이완을 한다(그림 2c). 일정한 시간(TE)이 지나면서 흩어졌던 양성자들은 결국 y축상에서 다시 모이게 되고(rephasing: 그림 2d), 두 번째 90° 펄스를 인가할 때까지 스핀들은 계속 이완을 하면서 다시 흩어지기 시작한다(그림 2e). 이 상에서 설명한 바와 같이 양성자들이 x-y평면상에서 흩어졌다가 모인 후, 다시 흩어지는 이러한 일련의 과정속에서 얻을 수 있는 신호를 "스핀반향(spin echo)"이라고 한다.

그림 2의 SE 파형에서 보는 바와 같이, 90° 펄스를 가한 후 spin echo의 중심까지의 시간 간격을 "반향시간(Echo Time: TE)"이라고 하며, 첫번째 90° 펄스로부터 두번째 90° 펄스 사이의 시간간격을 pulse sequence의 "반복시간(Repetition Time: TR)"이라고 한다. 단 한차례의 pulse sequence를 사용하여 얻은 영상은 "신호 대 잡음 비율(Signal-to-Noise Ratio: SNR)"이 좋지않고 또한 영상의 artifact등으로 오염되어 있으므로, pulse sequence를 여러번 반복하여 spin echo 신호를 평균화(averaging)하여 보다 양질의 영상을 얻어야 한다. 그러

나 pulse sequence를 여러번 반복하는 것은 시간 낭비이므로, 단일 pulse sequence내에서 보다 많은 spin echo 신호를 얻을 수 있다면 보다 짧은 시간내에 거의 동일한 정도의 양질의 영상을 얻을 수 있지 않을까?

그림 2. Spin Echo(SE) Pulse Sequence



이제까지 소개한 바와 같이, SE 펄스파형은 단일 pulse sequence 동안 "한 번"의 180° 펄스를 사용하여 "한 개"의 spin echo 신호를 얻을 수 있는 방법이다. 만일 단일 pulse sequence동안 "n"번의 180°펄스를 사용할 경우 몇개의 spin echo를 얻을 수 있을까? 이론적으로 단일 TR 시간동안 "n"개의 spin echo를 획득

할 수 있다(그림 3 참조). 즉, 증가한 180°펄스의 갯수와 동일한 수의 spin echo 신호들을 더 얻을 수 있다. 이러한 펄스 기법을 다중스핀반향(Multiple Spin Echo) 펄스 파형이라고 하며, 오늘날에는 Fast Spin Echo(FSE) 또는 Turbo Spin Echo(Turbo-SE)라는 이름으로도 불리우고 있다. Multiple Spin Echo 펄스파형은 앞에서 설명한 SE pulse sequence의 기본개념을 확장한 것으로서, SE의 경우 90° RF pulse를 가한 뒤 단 한번의 180° pulse를 가하여 "single echo" 신호를 얻을 수 있는 반면, Multiple Spin Echo는 단일 pulse sequence동안 여러 차례의 180° pulse를 가하여 "multiple echoes"를 얻을 수 있다. 따라서 수집된 echo의 수에 비례하여 영상촬영 시간을 단축할 수 있다. 즉, SE 펄스 파형에서는 위치정보를 얻기 위하여 phasing encoding 방향의 pixel 수 만큼 echo 신호를 획득해야 하는 반면, Multiple Spin Echo에서는 1차례의 TR도중 여러 개의 echo신호를 동시에 획득할 수 있고 각각의 echo 신호 앞에서 phase encoding gradient를 가하여 하나의 영상을 만들기 때문에 수집된 echo 수 만큼 정보획득 시간을 줄일 수 있다. 그림 3에서 볼 수 있듯이, 한번의 pulse sequence로 획득할 수 있는 echo 신호의 개수를 echo train length(ETL)라고 하며, 만일 4개의 spin echo를 얻었을 경우 ETL=4가 된다. Multiple Spin Echo 파형을 사용할 경우 영상획득 소요시간은 다음 식으로 표현될 수 있다.

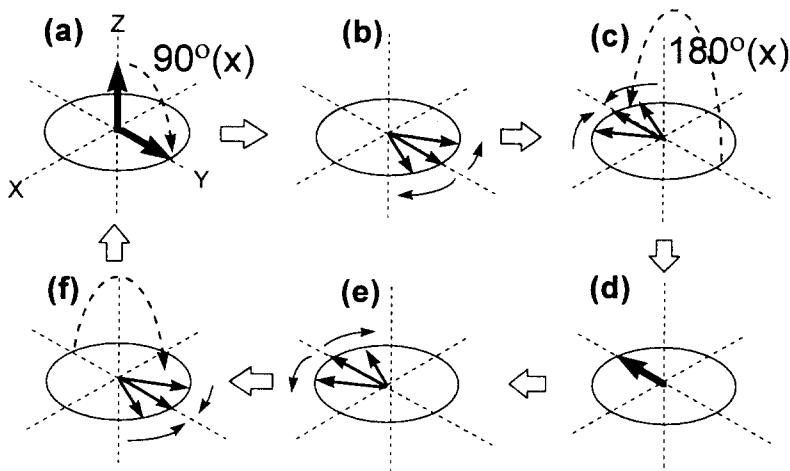
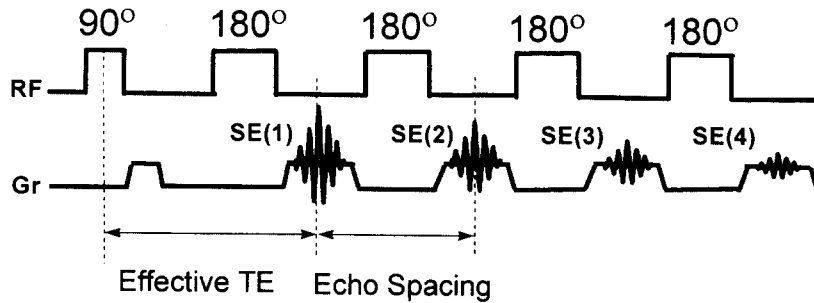
$$TR \times N_{ave} \times N_{pe} / ETL$$

예를 들어, ETL=4일 경우 영상수집시간을 1/4로 줄일 수 있다. 만일 phase-encoding 방향으로 128개의 pixel을 가지는 영상을 획득할 경우 ETL이 8이라면 반복해야 하는 pulse sequence의 수를 얼마만큼 줄일 수 있을까? 동일한 조건에서, ETL을 4에서 16으로 증가시키면 MR 영상의 특징(contrast, SNR, resolution, T2 정보, blurring 등)은 어떻게 변할까? Multiple Spin Echo 파형에서는 한 차례의 TR동안 echo수가 증가할수록 T2 이완에 의해서 신호강도가 감소하므로 SNR과 해상도가 낮아지고 대상체의 미세한 움직임에도 영향을 받는 반면, 조직에 대한 T2정보를 보다 많이 획득할 수 있다는 장점도 있다.

Multiple Spin Echo에서는 한차례의 pulse sequence동안 multiple echo가 얻어지므로 대조도를 향상시키기 위해 여러 개의 TE값을 설정해야 하는데, 그 중 가장 큰 echo 신호를 얻을 수 있는 TE 값을 "effective TE"(그림 3 참조)라고 하며, 이때 얻어진 echo 신호는 k-space의 중앙에 위치하며 MR 영상의 대조도에 결정적인 역할을 하게 된다. 예를 들면, 그림 3에서와 같이 첫 번째 echo신호가 k-space의 중앙에 오도록 phasing encoding gradient의 순서를 조정할 경우

"proton density 강조영상"을 얻을 수 있는 반면, 후반부에 위치한 echo신호를 k-space의 중앙에 오도록 할 경우 "T2 강조영상"을 얻을 수 있다.

그림 3. Multiple Spin Echo Pulse Sequence
(ETL=4)



<문제 1> 180 pulse를 사용하므로 GRE에 비하여 susceptibility artifact를 줄일 수 있다. 그 이유는 무엇 때문인가?

<문제 2> Multiple Spin Echo 파형을 사용하면 일반적으로 뛰어난 T2 강조영상을 얻을 수 있는데 그 이유는?

<문제 3> ETL이 길수록 T2 이완에 따라서 신호가 감소하고, 결과적으로 blurring artifact가 나타나기 쉽다. 역시 짧은 effective TE를 사용할 때에도 blurring이 심해지는데 그 이유는?

<문제 4> Multiple Spin Echo 파형에서 사용하는 다수의 180° 펄스는 RF power를 체내에 누적시키고 그 결과 체온의 상승을 가져오는데, 이 현상은 영상에 어떠한 변화를 가져올까?

3. 경사자계반향(Gradient Echo: GRE) 펄스파형

스핀반향(Spin Echo: SE) 펄스파형이 2종류 고주파 RF 펄스(90° 와 180° 펄스)를 이용하여 "spin echo"신호를 얻는 반면, 경사자계반향(Gradient Echo: GRE) 펄스파형은 공간상에서 자장이 선형적으로 변하는 경사자계(field gradient system)를 이용하여 "gradient echo" 신호를 얻을 수 있는 기법이다. 즉, GRE 펄스파형은 180° 펄스를 사용하는 대신 경사자장(magnetic field gradient)을 이용하여 인위적인 시간 간격으로 dephasing과 phasing을 마음대로 조절할 수 있고, 또한 flip angle을 $10-20^\circ$ 정도로 작게 할 수 있다는 점에서 SE 펄스 파형에 비하여 영상획득 시간을 크게 줄일 수 있다는 장점이 있다.

그림 4. Gradient Echo Pulse Sequence

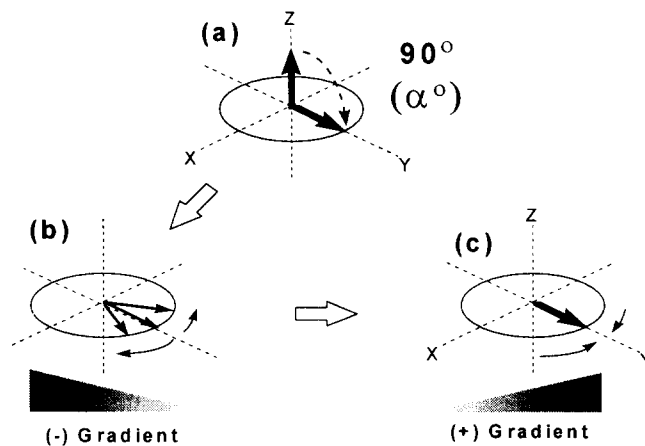
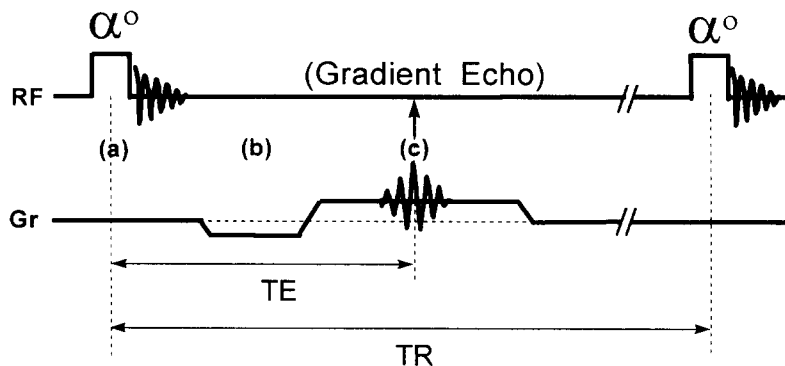


그림 4는 전형적인 GRE 펄스파형을 보여주고 있다. 근본적으로 GRE와 SE 펄스파형의 다른 점은 SE는 2개의 RF 펄스(90° 와 180° RF pulse)를 사용하고, GRE는 1개의 RF 펄스(α° : 일반적으로 90° 이하 pulse)와 (\pm)경사자장을 사용하여 "echo 신호"를 얻는데 있다. 외부 정자기장에 의해서 자화된 인체의 양성자(스핀)들은 α° 펄스(그림 4a)에 의해서 횡축(y축) 방향으로 α° 꺾이게 되고, 판독 경사자장을 가하기 전에 negative gradient(그림 4b)를 가하여 x-y 평면상의 스핀들을 강제적으로 dephasing 시킨 후, positive gradient(그림 4c)를 가하여 스핀들을 재초점화(refocusing)하여 "gradient echo"를 발생시킨다. 그림 4에서 보는 바와 같이, SE에서와 마찬가지로 GRE에서도 고주파 펄스(α° 펄스)와 gradient echo의 중심까지의 시간간격을 반향시간(Echo Time: TE)이라고 하며, 첫번째 α° 펄스로부터 두번째 α° 펄스사이의 시간간격을 반복시간(Repetition Time: TR)이라고 한다.

GRE 펄스 파형에서는 180° 펄스를 사용하지 않으므로 우선 TE를 단축할 수 있으며, 따라서 T2영향이 작은 영상을 얻을 수 있다. 또한 GRE는 경사자계장을 사용하므로 90° 보다 작은 flip angle(α°)을 사용하더라도 echo 신호를 충분히 얻을 수 있으므로 SE보다 영상획득 시간을 줄일 수 있다. 이와 같이 GRE가 시간적 측면에서의 큰 장점이 있는 반면, 90° 보다 작은 flip angle을 사용하므로 횡축면의 순자화도 성분(M_{xy})이 줄어들기 때문에 SE에 비해 신호강도가 감소하게 된다는 단점도 있다. 한편, SE에서는 180° RF pulse에 의하여 x-y 평면상에 존재하는 모든 스핀들이 각 스핀 고유의 이완시간과 아울러 외부자기장의 비균일성을 보상할 수 있으나, GRE의 경우 공간상에서 일정하게 변하는 선형경사자장(linear field gradient)을 사용하므로 주자기장이 불균일할 때는 경사자장계의 선형성이 깨어지기 쉬우므로 국부적으로 어둡거나 찌그러진 영상을 얻을 수 있다는 단점이 있다.

일반적으로 SE pulse sequence에서는 대조도(contrast)가 TR과 TE에 의해 좌우되는 반면, GRE의 경우 주로 flip angle에 의해 결정된다(그림 5, 6, 7 참조). Flip angle이 30° - 90° 범위에서는 T1에 의한 대조도가 커지는 반면, 그 이하일 때는 T2에 의한 대조도가 커진다.

<문제 5> T2값이 큰 병변의 경우 SE와 GRE중 어느 파형을 이용하는 것이 좋을까? SE는 2개의 RF pulse(90° 와 180°)를 사용하므로 TE 값을 줄이기가 어렵다. TE의 단축은 무엇을 의미하며, 영상에 어떠한 변화를 줄까?

그림 5. Contrast Dependence on TE
(Spin Echo)

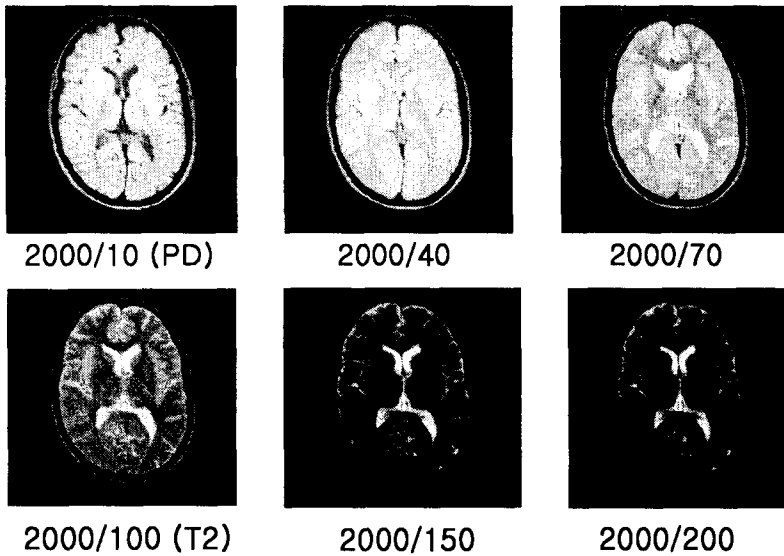
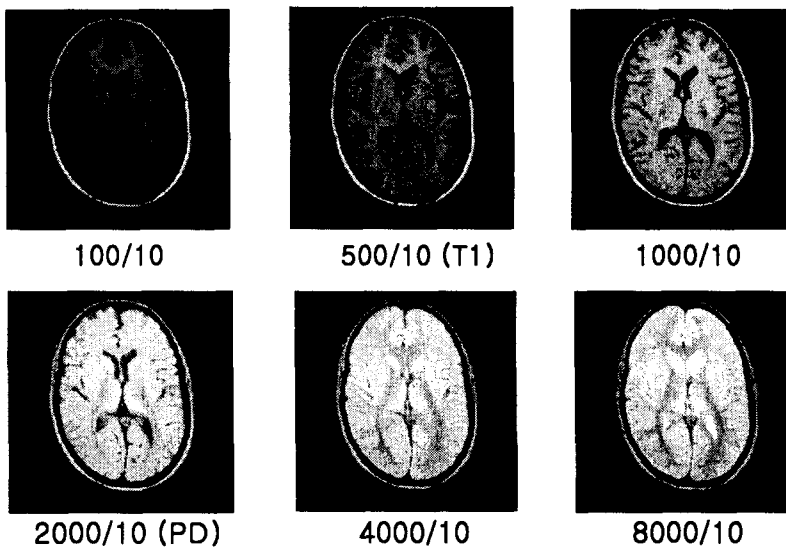
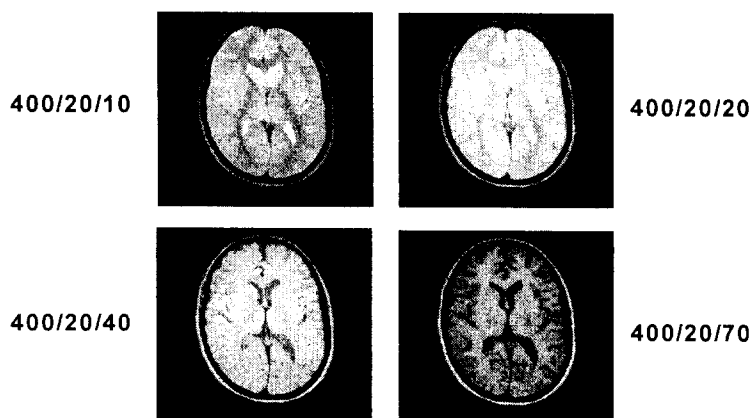


그림 6. Contrast Dependence on TR
(Spin Echo)



Gradient Echo를 이용한 대표적인 고속영상기법으로서는 Fast Low Angle Shot(FLASH)과 Fast Imaging with Steady Precession(FISP) 펄스파형이 있다. GRE파형에서 TR이 T2보다 짧은 경우 x-y평면에 잔류한 spin들이 완전히 사라지기 때문에 다음 TR의 신호에 부과되고, 따라서 artifact가 형성되기 쉽다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여 다음 2가지 방법이 주로 사용되고 있다.

그림 7. Contrast Dependence on Flip Angle
(Spoiled GRE)



첫째, 영상신호를 수집한 직후 x-y평면상에 잔류한 스핀들의 위상을 RF 또는 field gradient spoiler 파형으로 흩어버리고(spoiled) Mz 신호만을 다음 TR 시간에 영상신호로 이용하는 방법이다. 이 방법을 Fast Low Angle Shot(FLASH)이라고 하며 spoiler파형을 사용하여 잔류 스핀들을 보다 빨리 흩어지게 할 수 있으므로 TR과 TE를 단축할 수 있는 장점을 가지고 있다.

둘째, FLASH와는 반대로 잔류 spin들을 없애지 않고 phase encoding gradient(Gp)를 사용하여 재초점화(refocusing)시킨 후 다음 TR때 신호로 이용하는 방법이 있다. 이러한 펄스파형을 Fast Imaging with Steady Precession(FISP)라고 하며, FLASH에 비해 신호강도가 크지만 호흡등의 움직임에 의해서 영상의 artifact가 생기기 쉽다는 단점을 안고있다.

FLASH와 FISP 펄스파형 이외에 GRE를 이용한 고속영상기법으로서 Turbo-FLASH 등이 사용되고 있다. Turbo-FLASH는 기존의 FLASH보다 단축된 TR(10ms)과 TE(2-6ms), 그리고 작은 flip angle(10-20°)을 사용하여 보다 신속하게 영상을 획득할 수 있는 새로운 고속영상기법으로서 TR, TE, 그리고 flip angle을 작게 할 수 있기 때문에 촬영시간을 단축할 수 있으나, T1, T2강조영상을 얻기가 어려우므로 pulse sequence 시작 직전에 RF pulse와 field gradient를 삽입하여 대조도를 강조하는 편법을 사용해야 한다.

이밖에 1초당 약 10-20여개의 영상을 얻을 수 있는 Echo Planar Imaging (EPI)라고 불리는 초고속 영상획득 방법이 있다. EPI는 단 한차례의 pulse sequence내에서 영상구성에 필요한 모든 정보를 얻을 수 있다. Multiple spin echo 펄스 파형과 같이 한번의 TR동안에 일련의 echo 신호를 발생시키고, 이때 발생된 echo 신호는 GRE에서와 같이 주파수경사자계를 사용하여 gradient echo를

얻는다. GRE와 다른 점은 EPI는 한번의 TR동안 한 개 이상의 gradient echo를 생성하고, (+)와 (-) 극성을 가진 주파수경사자계를 사용하므로써 연속적으로 "odd"와 "even" gradient echo를 발생시킬 수 있다. SE와 GRE pulse sequence를 사용할 경우, 한번의 TR시간 동안 극히 일부분의 공간적 주파수영역(spatial frequency domain)에 대한 정보만을 얻을 수 있는 반면, EPI는 한번의 TR동안 모든 공간 정보를 획득할 수 있기 때문에 2차원영상 단면의 획득 시간은 약 50-200ms 정도가 소요된다.

4. Pulse Sequence와 임상응용

Pulse sequence는 총 영상 시간과 영상의 질, 신체 부위, 그리고 사용목적 등을 고려하여 선정해야 한다. 예를들어 복부영상의 경우 호흡운동의 영향을 없애는 기법을 사용하면 EPI정도의 고속영상이 꼭 필요하지는 않을 것이다. 물론 EPI를 사용하면 호흡에 의한 blurring artifact가 없이 신속하게 영상을 얻을 수 있으나, 큰 ETL 때문에 phase error에 기인하여 영상이 찌그러 질 수도 있기 때문이다. 다음에 보이는 table 1은 pulse sequence에 따라 적용 가능한 임상 실례를 간추린 것이다.

Pulse Sequences	Clinical Applications
Spin Echo(SE) Multiple Spin Echo(MSE) =Fast Spin Echo(FSE) =Turbo Spin Echo(Turbo SE)	T1, T2, PD 강조영상
Spoiled GRE =Spoiled GRASS(SPGR) =Fast Low Angle Shot(FLASH) Gradient Recalled Acquisition at Steady State(GRASS) =Fast Imaging w/ Steady Precession(FISP)	복부 T1 강조영상(무호흡시) 혈관 촬영
Fast SPGR Prepared = Turbo-FLASH	심장, 뇌의 동적관류검사 복부 T1 강조영상(호흡시)
Echo Planar Imaging(EPI)	신속 T1, T2, PD 강조영상 Diffusion Image(확산영상) Perfusion Image(뇌의 동적관류영상) Functional Image(뇌의 기능적 영상) Real-Time Image(심장의 실제시간 영상)

References

1. Bushong, S.C., *Magnetic Resonance Imaging Physical and Biological Principles*, C.V. Moseby Co., 1996
2. Oldendorf, W., *MRI Primer*, Raven Press, 1991
3. Werhli, F., *Advanced MR Imaging Techniques*, GE Medical Systems, 1989
4. Hashemi R.H. and Bradley W.G., *MRI the basics*, William & Wilkins, 1997
5. Westbrook C. and Kaut C., *MRI in practice*, Black Well Science, 1993
6. 이성우, 은충기, 문치웅, 박수성, *최신자기공명영상학*, 여문각, 1998
7. Horowitz A.L., *MRI Physics for Radiologists*, 3ed., Springer-Verlag, 1995