

MR 펄스파형의 이해

정 광 우, 강 형 근

MR 영상을 획득하기 위해서 사용하고 있는 가장 기본적인 펄스파형(pulse sequence)은 스핀반향(spin echo)과 경사자계반향(gradient echo)이며, 최근 다방면으로 응용되고 있는 고속영상기법들은 이 두가지 펄스파형을 기본으로하고 있다. 펄스파형의 종류와 펄스파형의 변수(TR, TE, TI 등의 펄스사이의 시간 간격 및 flip angle 등)에 따라서 MR영상의 특징(대조도, SNR, artifact 등)이 달라지므로 임상응용시에는 목적에 따라 적절한 펄스파형의 선택과 함께 변수값을 결정해야 한다. 이를 위하여 펄스파형에 관한 기본적인 지식과 함께 간단한 임상응용에 관하여 기술하고자 한다.

펄스파형(Pulse Sequence)이란 무엇인가?

‘펄스파형(Pulse sequence)’이란 MR 영상을 얻기 위하여 설계된 일련의 펄스의 순서를 말하며, 일반적으로 고주파펄스(radio frequency pulse: RF pulse)와 경사자계 펄스(magnetic field gradient pulse), 펄스들 사이의 시간 간격(time spacing) 등의 조합으로 구성된다. ‘펄스(pulse)’란 지속시간이 극히 짧은 전자기파의 반복을 말하며 일정한 주파수 범위를 갖는 전자기 에너지(electromagnetic energy)의 일종이다. MRI에서 사용되는 펄스는 주로 FM 라디오 주파수(수십, 수백 MHz) 범위에 해당되므로 흔히 radio frequency pulse(RF pulse)라고 하며, 이 RF 펄스를 에너지원으로 이용하여 인체의 수소원자핵을 대상으로 자기공명현상을 일으킬 수 있다. 이러한 자기공명현상을 기초로하여 다양한 종류의 MR 영상을 얻을 수 있는데, MR 영상과 펄스파형은 서로 어떤 관계일까?

음악을 연주하기 위해서는 음표와 쉼표가 표기된 ‘악보’가 필요하듯이, MR 영상을 얻기 위해서는 펄스(음표)와 펄스들 사이의 시간간격(쉼표)이 표기된 ‘펄스파형’이 필요하다. 외부의 정자기장(B_0)에 의해서 자화된 ‘인체’와 ‘펄스’가 상호 작용할 때 어떠한 현상이 일어날까? 그림 1에서 보는 바와 같이 펄스파형에 따라 일련의 펄스가 인체와 반응하면 인체내의 양성자(proton: ^1H , 또는 spin)들은 보다 높은 에너지 상태로 여기되고, 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 1c에서 보이는 ‘k-space’란 이와 같은 raw data가 총 집결된 공간을 가리키며 Fourier transformation(FT)을 통하여 ‘MR영상’으로 변환된다.

펄스파형과 영상획득

그림 2는 MR 영상을 얻을 때 사용되는 전형적인 펄스파형을 보여주고 있다. 펄스파형은 기본적으로 RF 펄스와 x, y, z 축상의 경사자계(G_x, G_y, G_z)로 구성되어 있으며, 시간 paradigm에 따라 이들을 순차적으로 작동시켜야 한다. ‘RF 펄스’는 인체내의 양성자를 들뜨게 하는 에너지원이며, ‘ G_x, G_y, G_z 경사자계’는 각각 x, y, z 축을 따라 자기장의 세기가 선형적으로 변화하는 자기장 시스템으로서 인체의 단면을 선택(G_z)하고 선택된 단면의 위치정보(G_y, G_x)를 얻기 위하여 사용된다. 이들과 관련하여 펄스파형은 시간에 따라 다음 4단계의 과정을 포함하고 있다. 첫째, 인체의 특정 단면을 선택하고 선택된 단면내의 양성자를 보다 높은 에너지 상태로 여기(excitation, 그림 2a)시키는 과정이 있으며, 둘째, G_x, G_y 의 경사자계를 적절히 조작하여 선택된 단면의 x, y 축의 위치정보를 얻기 위한 사전준비(preparation, 그림 2b) 과정, 셋째, x, y 축의 위치정보와 함께 양성자의 이완과정에 발생하는 MR 신호를 측정(measurement, 그림 2c)하는 과정, 넷째, RF 펄스에 의해서

대한자기공명의과학회지 2: 1-13(1998)

전남대학교 의과대학 진단방사선과학교실

접수: 1998년 6월 20일, 수정: 1998년 7월 3일, 채택: 1998년 8월 23일

통신저자: 정광우 광주광역시 동구 학동 8번지 전남대학교 의과대학 진단방사선과학교실

Tel. 82-62-220-5881 Fax. 82-62-226-4380

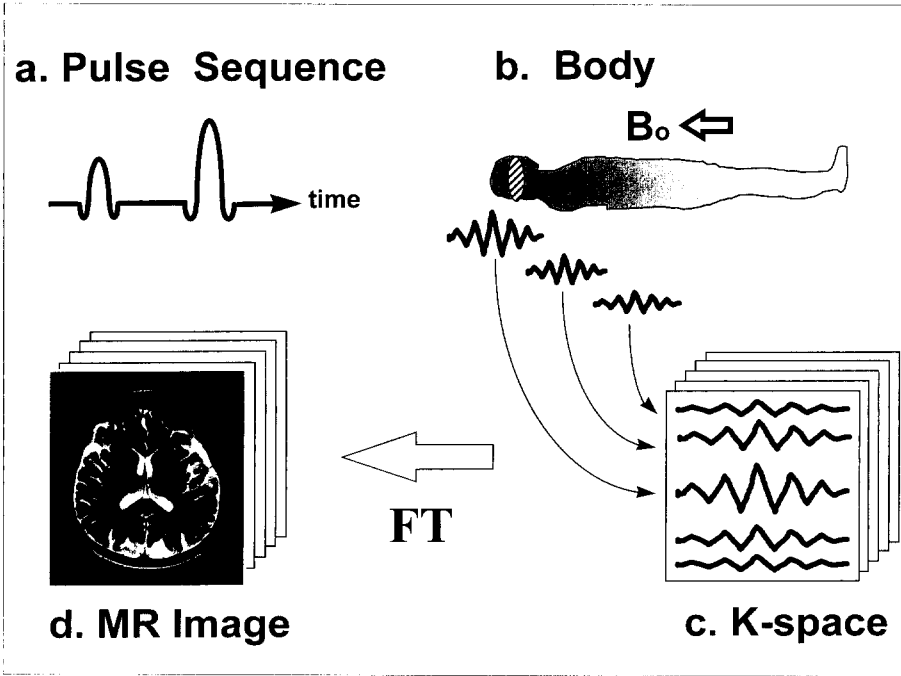


그림 1. 일련의 펄스(a)가 인체(b)에 작용하면 인체내의 양성자(H)들은 높은 에너지상태로 여기되고, 펄스의 인가가 끝나면 이 양성자들은 에너지가 낮은 초기상태로 되돌아가면서 시간에 따라 변화하는 전기적 신호('raw data'라고 하며 spin echo, gradient echo, FID 등이 있다)를 발생한다. 이때 발생하는 신호를 규칙에 따라 일정한 공간, 즉 k-space(c)에 모은 후 Fourier transformation(FT)이라는 수학적 변환을 통하여 MR 영상(d)을 얻는다.

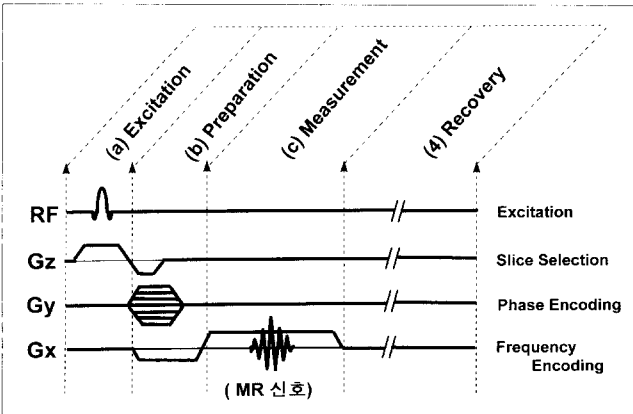


그림 2. MR 영상을 얻을 수 있는 전형적인 펄스파형. 펄스파형은 기본적으로 RF 펄스와 x, y, z 축의 경사자계(Gx, Gy, Gz)로 구성되어 있으며, RF 펄스는 인체내의 양성자를 들뜨게 할 수 있는 에너지원이며, Gx, Gy, Gz 경사자계는 각각 x, y, z 축을 따라 자기장의 세기가 선형적으로 변화하는 자기장의 시스템으로서 인체의 단면을 선택(Gz)하고 선택된 단면의 위치정보(Gy, Gx)를 얻기 위하여 사용된다.

여기된 양성자가 보다 낮은 에너지 상태인 평형상태로 복귀(recovery, 그림 2d)하는 과정으로 구성되어 있다.

'Gz'는 MR scanner의 종축(z축) 방향으로 자기장을 선형적으로 변화시키는 경사자계로서 원하는 신체부위의 단면을 선택할 수 있기 때문에 Gz를 단면선택 경사자계(slice selection gradient)라고 한다. 단면을 선택할 때는 Gz 경사자계를 가한 상태에서 원하는 단면의 두께에 해당하는 RF 주파수를 가해주면 된다(그림 2a, 그림 3a). 'Gy'는 y축 방향으로 자기장이 선형적으로 변화하는 경사자계로서 Gz에 의해서 선택된 단면의

y축 방향에 대한 위치 정보를 제공한다. 이때 Gy는 y축의 위상(phase)을 단계적으로 변화시키면서 위치정보를 암호화하므로 위상부호화 경사자계(phase encoding gradient)라고 불린다. Gy는 그림 2에서 보는 바와 같이 단계별로 변화하는 위상의 조합으로 구성되어 있다. Gy가 걸리지 않은 상태에서는 모든 양성자들은 동일한 위상을 가지기 때문에 y축에 관한 위치 정보를 얻을 수 없다. 'Gx'는 주파수부호화 경사자계(frequency encoding gradient)로서 x축 방향으로 자기장이 선형적으로 변화하므로 x축에 관한 위치정보를 제공할 수 있고, 이때 x축의 주파수(frequency)를 읽어서(reading) 위치정보를 제공하므로 reading gradient라고도 한다. Gy가 y축 상의 위상을 단계별로 변화시키면서 y축의 위치 정보를 주는 반면, Gx는 x축에 대한 위상을 변화시키지 않고 단지 x축의 주파수를 그대로 읽어서 x축의 위치정보를 제공한다. 즉, Gy는 RF와 Gz에 의하여 선택적으로 여기된 인체내의 양성자들로부터 얻은 자기공명에 관한 정보와 함께 Gy의 단계적 위상변화에 따르는 Gx의 위치 정보(주파수)가 혼합되어 있는 일련의 MR 신호를 위상변화의 수 만큼 발생시킨다. 이러한 MR 신호를 일정한 공간(k-space : 그림 3a)에 배열하고 FT를 통하여 MR 영상(그림 3b)으로 변환시킨다.

MR 영상을 획득하기 위해 사용되는 펄스파형은 크게 나누어 포화회복(Saturation Recovery : SR), 반전회복(Inversion Recovery : IR), 스핀반향(Spin Echo : SE), 경사자계반향(Gradient Echo : GRE) 펄스파형 등으로 분류할 수 있다. 그 중에서 가장 많이 사용되고 있는 것은 스핀반향과 경사자계반향 펄스파형이며, 최근 다방면으로 응용되고 있는 고속영상 기법들은 대부분 이 두가지 펄스파형을 기본으로하고 있다. 임상응용시 주의할 점은 사용된 펄스파형의 종류와 변수(펄스사

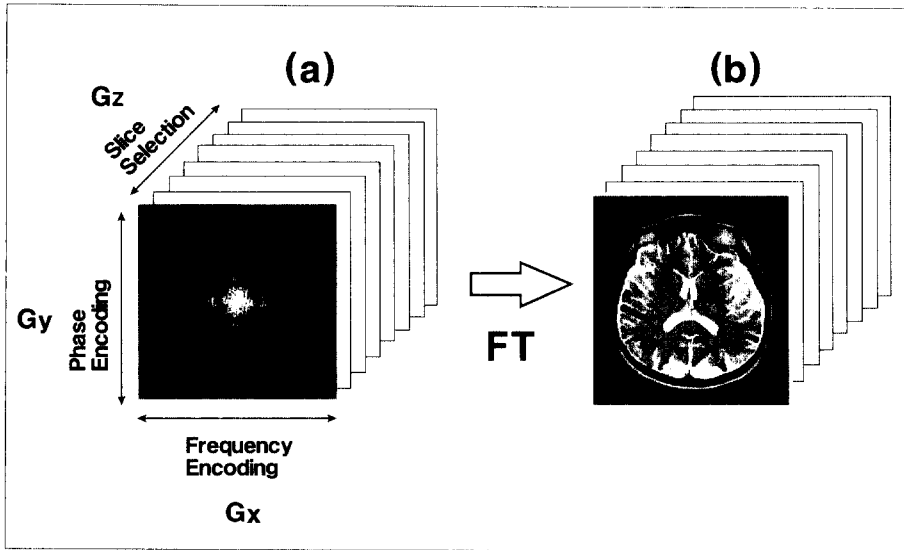


그림 3. RF 펄스와 x, y, z 축의 경사자계 (Gx, Gy, Gz)로부터 얻은 raw data를 일정한 공간, 즉 k-space(a)에 배열한 다음 FT를 통하여 MR 영상(b)으로 변환시킨다.

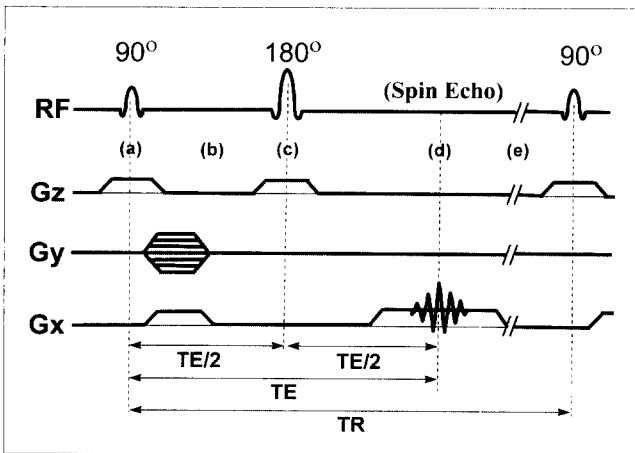


그림 4. 스핀반향(Spin Echo: SE) 펄스파형. 90° 펄스와 spin echo의 중심까지의 시간 간격을 반향시간(Echo Time: TE)이라고 하며, 첫번째 90° 펄스로부터 두번째 90° 펄스 사이의 시간간격을 펄스파형의 반복시간(Repetition Time: TR)이라고 한다.

이의 시간간격과 flip angle 등)에 따라서 MR 영상의 특징(대조도, SNR, artifact 등)이 달라지므로 사용목적에 따라 적절한 펄스파형과 시간변수를 결정해야 한다는 점이다.

스핀반향과 경사자계반향 펄스파형

1) 스핀반향(spin echo: SE) 펄스파형

그림 4는 SE 펄스파형을 도식화한 것으로서 2종류의 고주파 RF 펄스(90°와 180° 펄스)를 이용하여 '스핀반향(spin echo)'이라고 불리는 MR 신호를 단계적으로 얻는 과정을 보여주고 있다. 외부정자기장에 의해서 자화된 인체의 양성자(스핀)들은 90° 펄스(그림 4a, 그림 5a)에 의해서 횡축(y축) 방향으로 90° 꺾이게 되고, 곧 바로 각각의 스핀들은 고유한 이완시간(relaxation time)과 함께 비균일한 외부자기장의 영향을 받으면서

횡단면(x-y평면)상에서 fan-out되면서 흩어지다가(dephasing: 그림 4b, 그림 5b), 180° 펄스에 의하여 x축을 기준으로하여 반대방향으로 반향되면서 이완을 계속한다(그림 4c, 그림 5c). 이때 일정한 시간(TE)이 지나면서 흩어졌던 양성자들은 결국 y축상에서 다시 모이게 되고(rephasing: 그림 4d, 그림 5d), 두 번째 90° 펄스를 인가할 때까지 스핀들은 계속 이완을 하면서 다시 흩어지기 시작한다(그림 4e, 그림 5e). 이상에서 설명한 바와 같이 양성자들이 x-y평면상에서 흩어졌다가 모인 후, 다시 흩어지는 이러한 일련의 과정속에서 얻을 수 있는 신호를 'spin echo'라고 한다.

그림 4의 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 펄스파형의 '반복시간(Repetition Time: TR)'이라고 한다.

2) 경사자계반향(Gradient echo: GRE) 펄스파형

SE 펄스파형이 2종류 고주파 RF 펄스(90°와 180° 펄스)를 이용하여 'spin echo'신호를 얻는 반면, GRE 펄스파형은 RF 펄스와 공간상에서 자장이 선형적으로 변하는 경사자계(field gradient system)를 이용하여 'gradient echo' 신호를 얻는다. 그림 6은 전형적인 GRE 펄스파형을 보여주고 있다. 근본적으로 GRE와 SE 펄스파형의 다른 점은 SE는 2개의 RF 펄스(90°와 180° 펄스)를 사용하고, GRE는 1개의 RF 펄스(α° : 일반적으로 90° 이하의 펄스)와 (\pm)경사자장을 사용하여 echo 신호를 얻는다. 외부 정자기장에 의해서 자화된 인체의 양성자(스핀)들은 α° 펄스(그림 6a, 그림 7a 에서는 90°)에 의해서 횡축(y축) 방향으로 α° 꺾이게 되고, 판독경사자장을 가하기 전에 (-)경사자장을 가하여 x-y 평면상의 스핀들을 강제적으로 탈위상(dephasing) 시킨 후(그림 6b, 그림 7b), (+)경사자장을 가하여 스핀들을 재초점화(refocusing)하여 gradient echo를 발생시킨다(그림 6c, 그림 7c). SE에서와 마찬가지로 GRE에

정광우 외

서도 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 않기 때문에 우선 TE를 단축시킬 수 있으며, 따라서 T2 영향이 작은 영상을 얻을 수 있다. 또한 GRE는 경사자장을 사용하므로 90° 보다 작

은 꺾임각(α°)을 사용하더라도 echo 신호를 충분히 얻을 수 있으므로 SE보다 영상 획득 시간을 줄일 수 있다. 이와 같이 GRE가 시간적 측면에서의 큰 장점이 있는 반면, 90° 보다 작은 꺾임각을 사용하므로 횡축면의 순자화도 성분(M_{xy})이 줄어들고, 따라서 SE에 비해 신호강도가 감소하게 된다는 단점을 안고 있다(1). 한편, SE에서는 180° RF 펄스에 의하여 x-y 평면 상에 존재하는 모든 스핀들이 각 스핀 고유의 이완시간과 어울

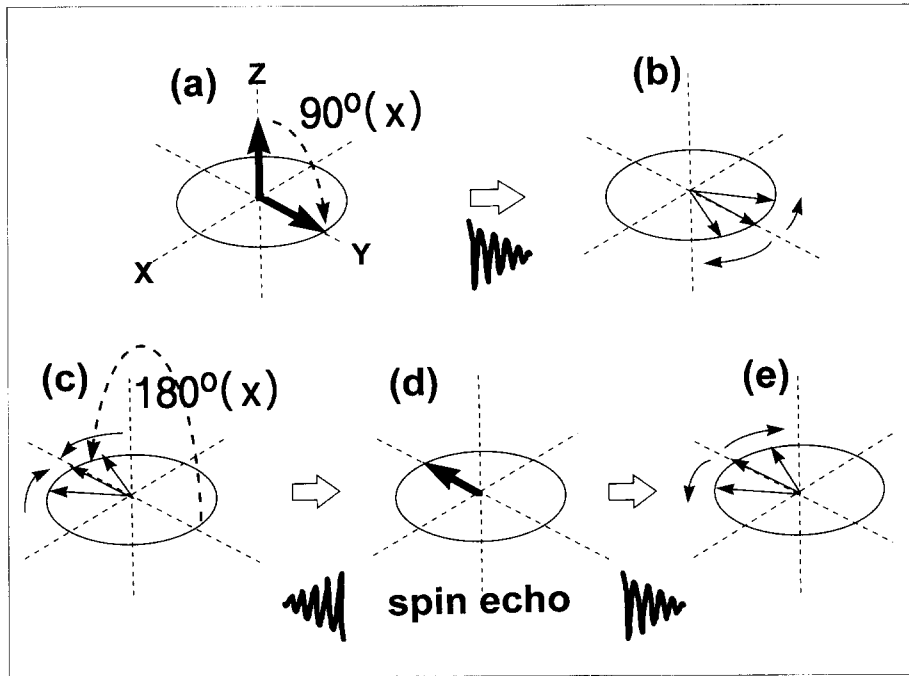


그림 5. Spin Echo 펄스파형을 이용한 스핀반향 신호의 획득 과정을 보여주는 모식도. 외부 정자기장에 의해서 자화된 스핀들은 90° 펄스에 의해서 y축 상으로 90° 꺾이게 되고(a), 각각의 스핀들은 고유한 이완시간과 비균일한 외부자기장의 영향을 받아서 x-y평면상에서 dephasing(b) 하게된다. 이때, 180° 펄스에 의하여 반대방향으로 반향된 후(c), 흩어졌던 스핀들은 y축 상에서 다시 모이게 되고(d), 스핀들은 계속적인 이완과정을 통해 다시 흩어지기 시작하면서(e) spin echo를 발생시킨다.

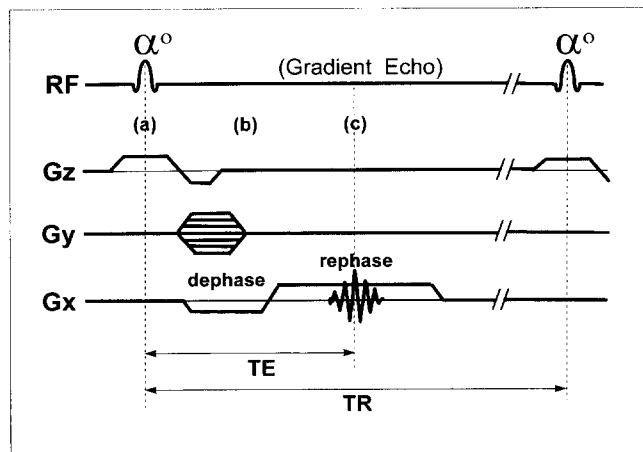


그림 6. 경사자계반향(Gradient Echo: GRE) 펄스파형. RF 펄스(α° 펄스)와 gradient echo의 중심까지의 시간간격을 반향시간(Echo Time: TE)이라고 하며, 첫번째 α° 펄스로부터 두번째 α° 펄스사이의 시간간격을 반복시간(Repetition Time: TR)이라고 한다.

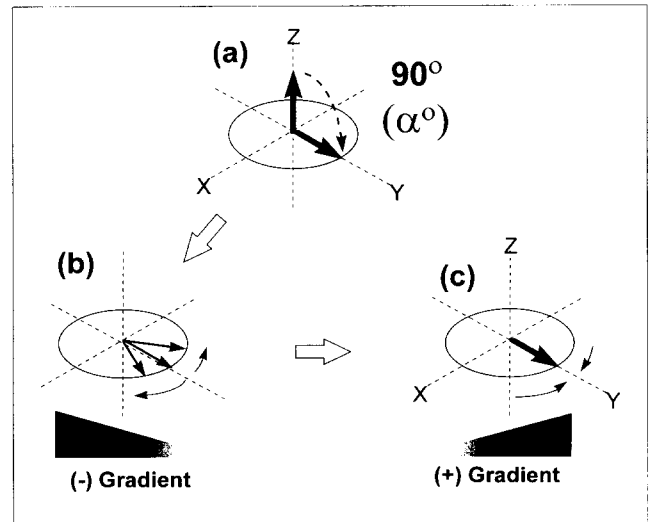


그림 7. Gradient Echo 펄스파형을 이용한 경사자계반향 신호의 획득 과정을 보여주는 모식도. 외부 정자기장에 의해서 자화된 스핀들은 α° 펄스에 의해서 y축 방향으로 α° 꺾이게 되고(a), 이때 (-)경사자장을 가하여 x-y 평면상의 스핀들을 강제로 탈위상시킨 다음(b), (+)경사자장을 가하여 스핀들을 재초점화하여(c) gradient echo를 얻는다.

러 외부자기장의 비균일성을 보상할 수 있으므로 자화율 인공물(magnetic susceptibility artifact)을 줄일 수 있다는 장점이 있는 반면, GRE는 공간상에서 일정하게 변하는 선형경사장(linear field gradient)을 사용하기 때문에 주자기장이 불균일할 경우 경사장계의 선형성이 깨어지기 쉬우므로 결국 국부적으로 어둡거나 찌그러진 영상을 얻을 수 있다(1, 2).

일반적으로 SE 펄스파형에서는 영상의 대조도(contrast)가 TR과 TE에 의해 좌우되는 반면(그림 8, 그림 9), GRE의 경우 주로 꺾임각에 의해 결정된다(그림 10). GRE 펄스파형을 사용할 경우 꺾임각이 30-90° 범위에서는 T1에 의한 대조도가 커지는 반면, 그 이하일 경우 T2에 의한 대조도가 커지게 된다(2). 그림 11a와 11b는 각각 SE와 GRE 펄스 파형을 이용하여 얻은 IAC 부위의 MR 영상들로서 GRE가 SE에 비하여 조직간의 자화율(magnetic susceptibility) 변화에 훨씬 민감하다는 것을 보여 주고 있다. 즉, GRE의 경우 자화율의 차이가 큰 추체부 용선(petrous ridges)과 함기동(air-filled sinuses) 사이의 경계면(그림 11b)에서 보다 빠른 스핀들의 탈위상 효과(즉, T2* 효과)가 일어났다는 것을 알 수 있다.

고속영상화는 왜 필요한가?

생명체는 외부로부터 영양분과 공기를 섭취하여 체내의 원활한 대사과정을 유도함으로써 역동적인 생명현상을 유지하고 있다. 즉, 신체에 유입된 산소 및 영양소는 혈류에 의하여 신체조직으로 보급되고, 이러한 생명유지 현상은 호흡과 심장박동, 그리고 장기의 연동운동 등에 의하여 구체적으로 표현된다. 체액의 유동 및 조직이나 장기의 움직임은 자기공명영상의 질(quality)을 떨어뜨리고, 또한 정량적인 분석(quantitative analysis)의 방해요소로서 작용한다. 이와 같은 이유로 자기공명영상법이 개발된 이후 줄곧 촬영시간을 단축시키기 위한 연구가 다방면으로 진행중에 있으며, 그 중에서도 경사장계 시스템의 획기적인 기술개발과 영상기법의 발전에 힘입어 오늘날에는 1초당 십여 장의 MR 영상을 획득할 수 있는 수준에까지 이르고 있다.

전통적인 자기공명영상법을 사용할 경우, 2차원 영상신호의 획득에 소요되는 시간은 펄스의 반복시간(Repetition Time : TR)을 비롯하여, 위상부호화 경사장계 수(Number of Phase Encoding : N_{pe}), 그리고 영상신호의 반복회수(Num-

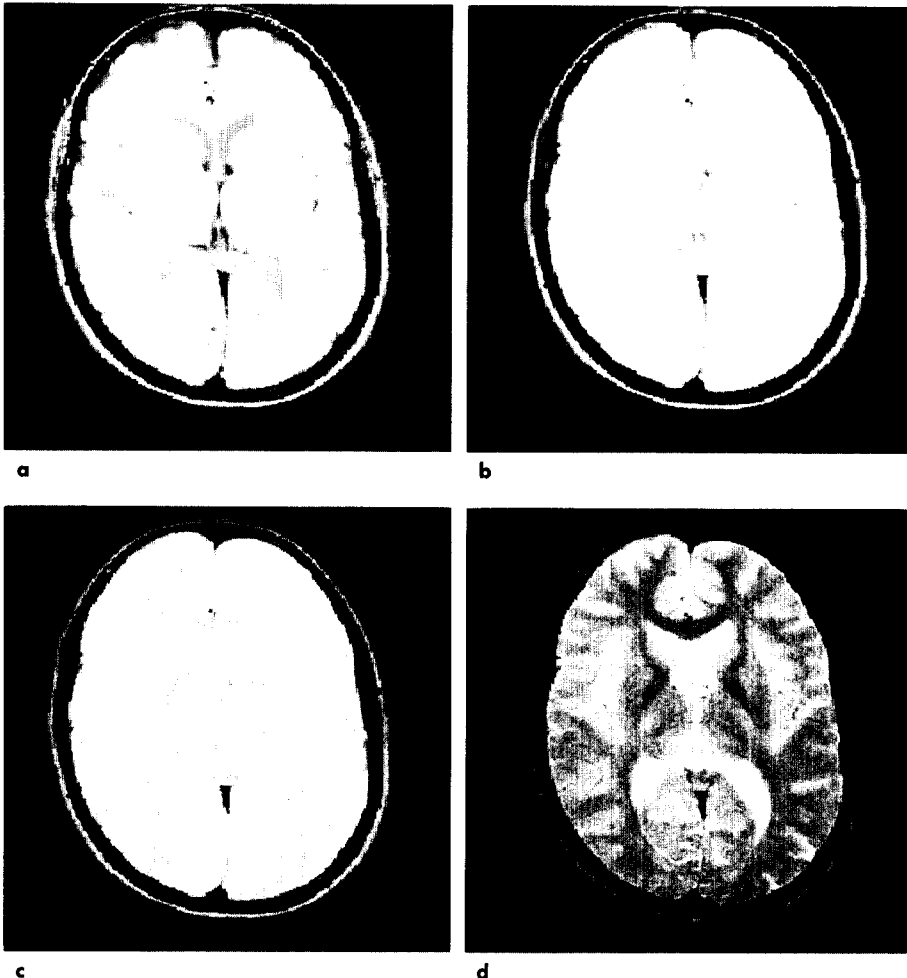


그림 8. Spin echo 펄스 파형에 있어서 TE 값(10, 40, 70, 100ms)에 따르는 MR 영상의 대조도 변화. (a) TR/TE=2000/10(PD 강조), (b) TR/TE=2000/40, (c) TR/TE=2000/70, (d) TR/TE=2000/100(T2 강조).

절광우 외

ber of Averaging : N_{ave})에 의해 결정된다.

$$TR \times N_{pe} \times N_{ave} \quad [1]$$

윗 식에서 TR 은 영상의 대조도(contrast)와 밀접한 관계가 있으며, N_{pe} 은 해상도(resolution), 그리고 N_{ave} 는 신호대 잡음비(signal-to-noise ratio : SNR)와 직결되어 있으므로, 사용 목적에 따라 약간씩은 조정할 수 있으나 일률적으로 모든 변수를 줄이는 데에는 한계가 있다(3).

오늘날, 일반적으로 사용되고 있는 영상 획득 시간의 단축방법을 요약하면 다음과 같다. 첫째, 한 차례의 반복주기(TR)동안 보다 많은 영상정보(즉, echo 신호수)를 수집할 수 있는 기법으로서, 다중스핀 반향(multiple spin echo) 펄스파형을 고속영상법으로 응용한 Fast Spin Echo(FSE) 펄스파형이 대표적인 예이다. 기존의 SE 펄스파형에서는 한번의 반복 주기 동안 단지 1개의 echo를 수집할 수 있는 반면, FSE sequence에서는 한번의 반복 주기 동안 형성되는 일련의 echo 신호군들을 대량 수집하여 영상의 정보로 이용할 수 있으므로 수집된 echo의 수만큼 영상촬영 시간을 단축할 수 있다. 둘째, 공간상에서 자장이 선형적으로 변하는 경사자계(magnetic field gradient system)를 이용하여 꺾임각과 TE값을 줄일 수 있는 기법으로

서 Gradient Echo(GRE) 펄스파형을 기본으로하여 개발된 펄스기법들이다. 이 펄스기법들의 특징은 앞에서 기술한 방법과는 달리, 180° 펄스를 사용하는 대신 경사자계를 이용하여 탈위상(dephasing)과 재초점화(rephasing)를 인위적인 시간 간격으로 조절할 수 있고, 또한 꺾임각을 $10-20^\circ$ 정도로 작게 할 수 있으므로 영상획득 시간을 크게 줄일 수 있다는 장점을 갖고 있다. 셋째, 한번의 TR 동안 단지 한 번의 RF 펄스를 가하여 영상구성에 필요한 공간주파수(spatial frequency) 정보를 동시에 획득할 수 있는 고속촬영 기법인 Echo-Planar Imaging(EPI)라는 펄스파형이 있다. 현존하는 고속영상 기법 중 가장 빠르다고 알려진 EPI는 hardware의 개발과 함께 근래에 실현된 최신 기법으로서, 특히 심장과 같이 움직이는 부위 및 혈액과 뇌 척수액의 촬영 이외에도, 단순한 해부학적 관찰의 차원을 뛰어 넘어 어떤 특정 기관의 기능을 밝혀낼 수 있는 기능성 자기공명 영상(functional MRI)의 획득에도 응용되고 있다(4).

Spin Echo를 이용한 고속영상법

1) Fast Spin Echo (FSE)

앞에서 소개한 바와 같이, 전통적인 SE 펄스파형은 단일 TR

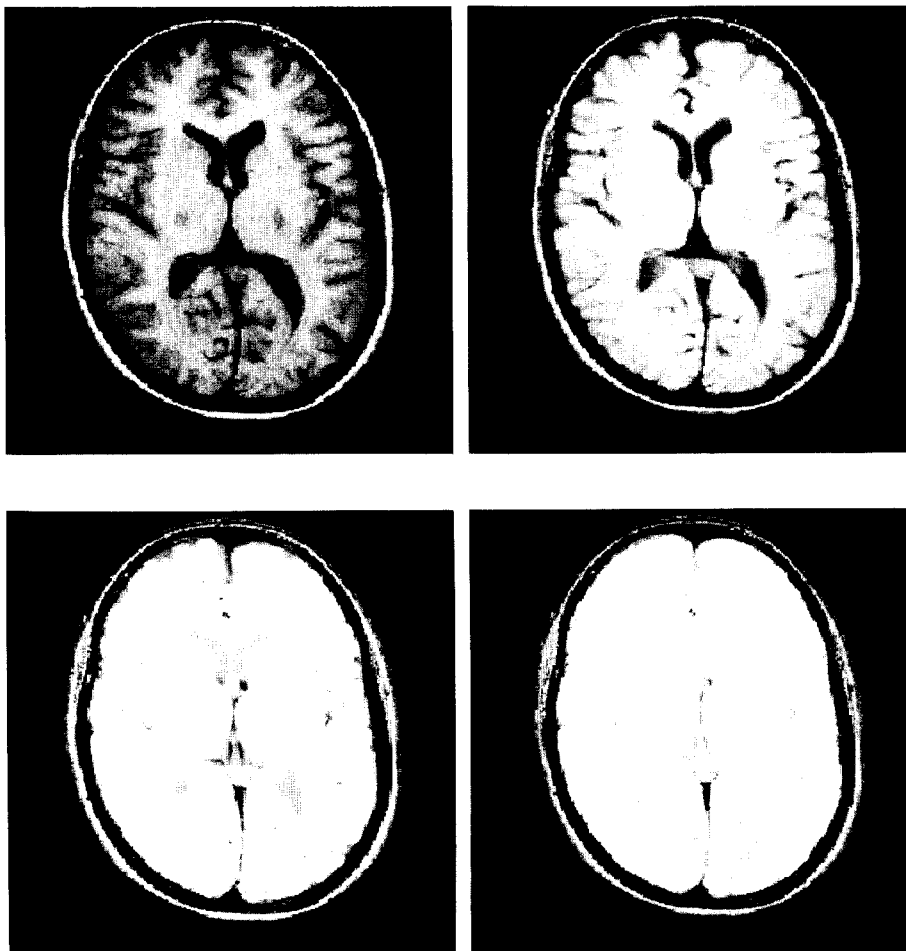


그림 9. Spin echo 펄스 파형에 있어서 TR 값(500, 1000, 2000, 4000ms)에 따르는 MR 영상의 대조도 변화. (a) $TR/TE=500/10$ (T1 강조), (b) $TR/TE=1000/10$, (c) $TR/TE=2000/10$ (PD 강조), (d) $TR/TE=4000/10$.

동안 '한 번'의 180° 펄스를 사용하여 '한 개'의 spin echo 신호를 얻을 수 있는 방법이다. 만일 단일 TR 동안 'n'번의 180° 펄스를 사용할 경우 몇개의 spin echo를 얻을 수 있을까? 이론적으로 'n'개의 spin echo를 획득할 수 있다. 그림 12는 단일 TR 동안 4개의 180° 펄스를 사용하여 4개의 spin echo를 얻을 수 있는 펄스파형을 보여주고 있다. 이러한 펄스 기법을 다중 스핀 반향(Multiple Spin Echo) 펄스 파형이라고 하며, 오늘날에는

Fast Spin Echo(FSE) 또는 Turbo Spin Echo(Turbo-SE)라는 이름으로 불리우고 있다.

FSE 펄스파형은 앞에서 설명한 SE 펄스파형의 기본개념을 확장한 것으로서, SE의 경우 90° RF 펄스를 가한 뒤 단 한번의 180° 펄스를 가하여 'single echo' 신호를 얻을 수 있는 반면, FSE는 단일 TR 동안 여러 차례의 180° pulse를 가하여 'multiple echoes'를 얻을 수 있다. 따라서 수집된 echo의 수에 비

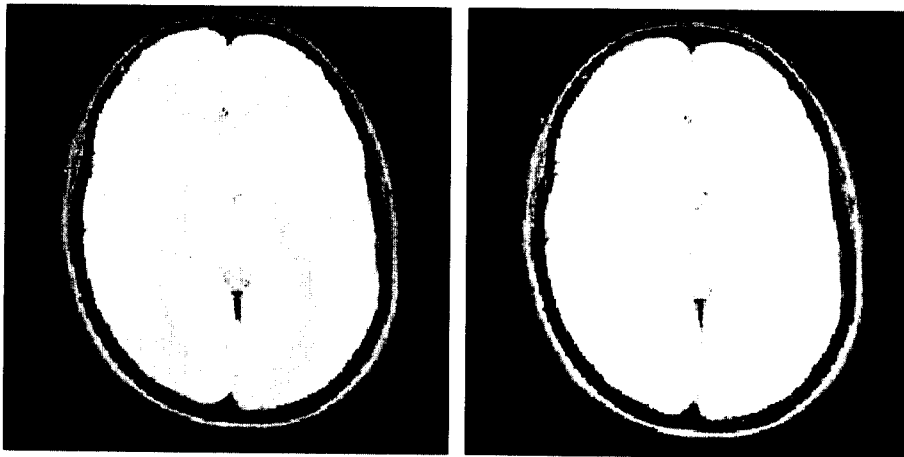


그림 10. Gradient echo 펄스 파형에 있어서 flip angle(10°, 20°, 40°, 70°)에 따르는 MR 영상의 대조도 변화.
(a) TR/TE/α°=400/20/100, (b) TR/TE/α°=400/20/20, (c) TR/TE/α°=400/20/40, (d) TR/TE/α°=400/20/70.

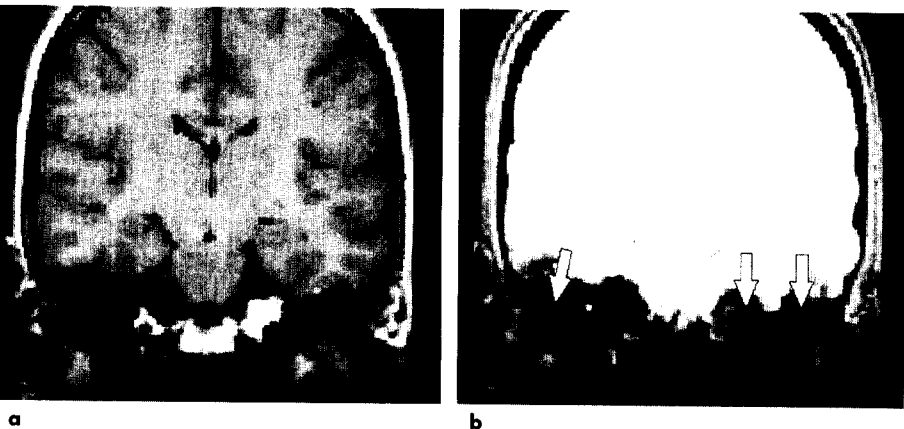
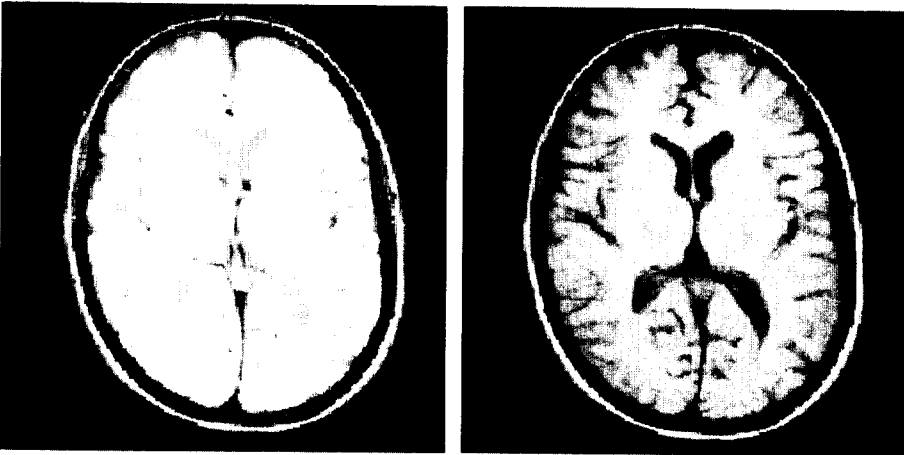


그림 11. SE(a)와 GRE(b) 펄스 파형을 이용하여 얻은 IAC 부위의 MR 영상의 비교. 자화율 차이가 큰 추체부 융선(petrous ridges)과 합기동(air-filled sinuses) 사이의 경계 부위를 참조하라.

정광우 외

레하여 영상촬영 시간을 단축할 수 있다. 즉, SE 펄스 파형에서는 위치정보를 얻기 위하여 위상부호화(phasing encoding) 방향의 화소(pixel) 수 만큼 echo 신호를 획득해야 하는 반면, FSE는 1차례의 TR도중 여러 개의 echo신호를 동시에 획득할 수 있고 각각의 echo 신호 앞에서 위상부호화 자장을 가하여 하나의 영상을 만들기 때문에 수집된 echo 수 만큼 정보획득 시간을 줄일 수 있다. 그림 12에서와 같이, 한번의 TR 동안 획득할 수 있는 echo 신호의 갯수를 'echo train length(ETL)' 또는 'turbo factor'라고 하며, 만일 8개의 spin echo를 얻었을 경우 ETL=8이 된다. 따라서 FSE 펄스파형을 사용할 경우 영상획득 소요시간은 다음 식으로 표현될 수 있다.

$$TR \times N_{ave} \times N_{pe} / ETL \quad [2]$$

예를 들어, ETL=8일 경우 영상수집시간을 1/8로 줄일 수 있다. 만일 위상 부호화 방향으로 128개의 화소수를 가지는 영상을 획득할 경우 ETL이 16이라면 펄스파형의 반복횟수를 얼마만큼 줄일 수 있을까? 동일한 조건에서, ETL을 8에서 32로 증가시키면 MR 영상의 특징(contrast, SNR, resolution, T2 정보, blurring 등)은 어떻게 변할까? ETL이 길수록 T2 이완에 따라서 신호가 감소하고, 결과적으로 blurring artifact가 나타나기 쉬운 이유는 무엇일까? FSE에서 사용하는 다수의 180° 펄스는 RF power를 체내에 누적시키고 그 결과 체온의 상승을 가져오는데, 이 현상은 영상에 어떠한 변화를 가져올까?

FSE 펄스파형에서는 한차례의 TR동안 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 12)라고 하며, 이때 얻어진 echo 신호는 k-space의 중앙에 위치하며 MR 영상의 대조도에 결정적인 역할을 하게 된다. 예를 들면, 첫 번째 echo신호가 k-space의 중앙에 오도록 위상 부호화 순서를 조정할 경우 proton density 강조영상을 얻을 수 있으며, 반면 후반부에 위치한 echo신호를

k-space의 중앙에 오도록 할 경우 T2 강조영상을 얻을 수 있다. 'Echo spacing'(그림 12)이란 echo 신호간의 시간간격을 말하며 가능한 짧게 해두어야 영상의 blurring이 적어지고 동일한 ETL일 경우 획득 가능한 slice 수를 증가시킬 수 있다.

그림 13은 SE와 FSE(ETL=12) 펄스파형을 이용하여 두뇌의 oblique-axial 방향에서 얻은 영상을 보여주고 있다. 동일한 TR/TE(2500/80)값을 사용할 경우, FSE(그림 13b)는 고식적인 SE(그림 13a)와 마찬가지로 유사한 대조도를 갖는 영상을 얻을 수 있으나, ETL이 크고 echo spacing이 짧기 때문에 다음과 같이 몇가지 특징있는 영상을 얻을 수 있다(4, 5). 첫째, FSE 기법에서는 180° refocusing 펄스를 연속적으로 사용하므로 지방분자의 확산효과가 감소하고, 또한 짧은 echo spacing에 의해서 지방분자의 스핀(양성자) 상호간의 spin-spin coupling(J-coupling) 효과가 약화되기 때문에, 결과적으로 T2 강조 FSE 영상에서는 fat 신호가 SE 보다 밝게 보인다(그림

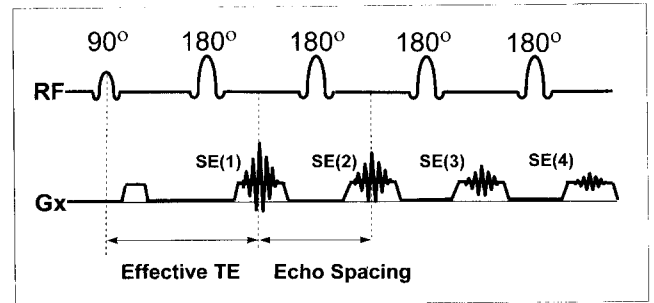


그림 12. Fast Spin Echo (FSE) 펄스파형. FSE는 단일 TR 동안 여러 차례의 180° 펄스를 가하여 multiple echo를 얻을 수 있는 펄스기법으로서 각각의 echo 신호 앞에서 위상부호화 경사자장을 가하여 하나의 영상을 만들기 때문에 수집된 echo 수 만큼 정보 획득 시간을 줄일 수 있다. 한번의 TR 동안 획득할 수 있는 echo 신호의 갯수를 'echo train length(ETL)'이라고 하며, 가장 큰 echo 신호를 얻을 수 있는 TE 값을 'effective TE', echo 신호간의 시간간격을 'echo spacing'이라고 한다.

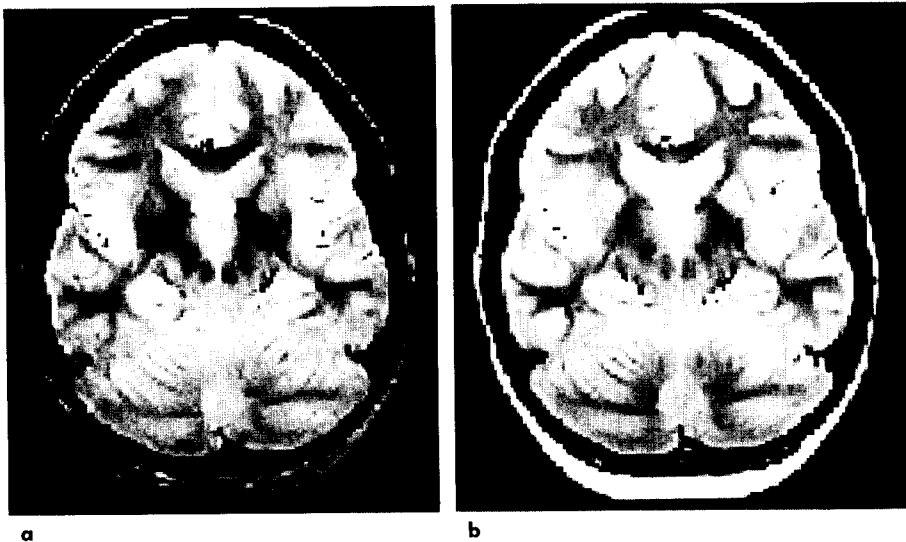


그림 13. SE와 FSE 펄스파형을 이용하여 얻은 oblique-axial MR 영상의 비교. (a) Spin Echo T2 강조(TR/TE=2500/80, 8:30 scan time) 영상과 (b) FSE T2 강조(TR/TE=2500/80, ETL=12, 3:50scan time) 영상: SE 영상의 담창구(globus palladus) 부위는 강자성 물질인 철분의 T2* 탈위상 영향으로 FSE 영상에서 보다 어둡게 보인다.

13). 둘째, 일련의 180° refocusing 펄스를 사용하기 때문에 자장의 비균일성에 의한 탈위상 효과가 적어지고 따라서 자화율의 효과가 감소한다. 그림 13에서 보이는 담창구(globus pallidus) 부위의 영상 신호를 상호 비교해 보면, FSE 영상(그림 13b)의 신호가 SE영상(그림 13a)에 비하여 보다 밝게 보인다. 그 이유는 담창구내의 강자성 물질인 철분에 의한 $T2^*$ 탈위상의 영향을 FSE 펄스파형이 SE 보다 적게 받기 때문이다. 반면에 FSE는 짧은 TE 때문에 blurring artifact를 유발할 수 있으며, 또한 ETL이 클 경우($ETL > 8$) $T2$ 이완으로 신호손실이 커지므로 움직임에 의한 인공물(motion artifact)이 증가할 수 있다. 셋째, 180° 펄스를 매우 짧은 시간 간격으로 주사하기 때문에 단백질과 같은 거대 분자와 결합해 있는 결합수(bound water)와 그 주변에 분포한 자유수(free water)의 양성자들 사이에서 자화전이(magnetization transfer: MT)가 수월하게 일어난다. 따라서 FSE 기법에서는 이러한 MT 효과를 응용하여 조직간의 대조도를 향상 시킬 수 있으며, 병변에 의한 조직적인 변화 단계를 정량적으로 추적할 수 있다.

2) Single Shot FSE(SSFSE), Half Fourier Acquisition Single Shot Turbo SE(HASTE)

FSE의 장점인 multiple echo 획득과 half fourier acquisition 방법을 병용하여 개발된 SSFSE 또는 HASTE 펄스 파형은 한번의 TR 동안 64-128개의 echo 신호를 얻을 수 있으며, 또한 k-space를 절반만 채워서 영상을 만들 수 있기 때문에 하나의 영상을 얻는데 1-2초 정도가 소요되는 신속영상 기법이다. FSE와 같이 강한 $T2$ 강조영상을 얻을 수 있으며 영상획득 속도가 매우 빠르므로 움직임에 의한 motion artifact가 나타나기 쉬운 복부영상 촬영에 많이 이용되고 있다(6).

Gradient Echo를 이용한 고속영상기법

1) Spoiled GRASS(SPGR), Fast Low Angle Shot (FLASH)

GRE파형에서 TR이 $T2$ 보다 짧을 경우 x-y평면에 잔류한 spin들이 완전히 사라지지 못하고 다음 TR의 신호에 부과되기 때문에 영상의 artifact가 형성되기 쉽다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여 SPGR(=FLASH)와 GRASS(=FISP) 기법이 주로 사용된다. 그림 14는 SPGR 펄스파형을 보여주고 있다. 영상신호를 수집한 직후 x-y평면상에 잔류한 spin들(M_{xy} 성분)의 위상을 field gradient spoiler 또는 RF spoiler 파형으로 풀어버리고(그림 14b) 단지 M_z 신호만을 다음 TR시간에 영상신호로 이용하는 방법이다. 따라서 잔류 M_{xy} 신호는 대부분 제거되었으므로 $T1$ 대조도가 강조된 영상을 얻을 수 있다. 이와같이, SPGR에서는 spoiler파형을 사용하여 잔류 spin들을 보다 빨리 풀어지게 할 수 있으므로 TR과 TE를 단축할 수 있을 뿐만 아니라, 영상에 흔히 나타나는 stripe artifact를 제거할 수 있다는 장점을 가지고 있다(5, 6).

2) Gradient Recalled Acquisition in the Steady State (GRASS), Fast Imaging with Steady Precession (FISP)

그림 15는 GRASS(=FISP) 펄스파형을 나타내는 모식도이다. SPGR과는 달리 잔류 spin들을 없애지 않고 rewinding gradient를 사용하여 재초점화(refocusing)시킨 후(그림 15b) 다음 TR때 신호로 이용할 수 있기 때문에 특정한 조직의 신호 강도를 높일 수 있다는 장점을 가지고 있다. 그림 16은 GRASS와 SPGR 펄스파형을 이용하여 얻은 두뇌의 영상을 보여 주고 있다. SPGR(그림 16b)의 경우, RF spoiler(또는 gradient

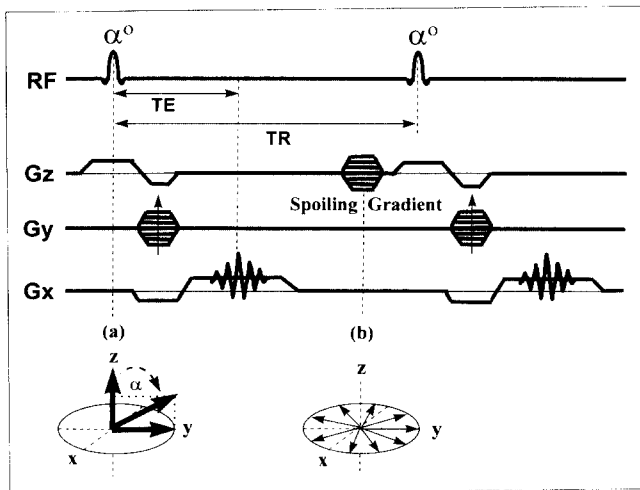


그림 14. Spoiled GRASS(SPGR)펄스파형. 영상신호를 수집한 직후 x-y평면상에 잔류한 spin들의 위상을 field gradient spoiler 파형으로 풀어버리고 M_z 신호만을 다음 TR시간에 영상신호로 이용하는 방법이다.

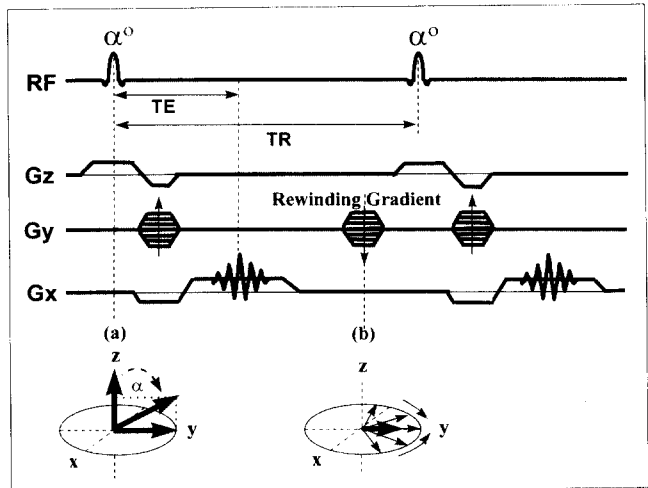


그림 15. Gradient Recalled Acquisition in the Steady State (GRASS) 펄스파형. 영상신호를 수집한 직후 x-y평면상에 잔류한 spin들의 위상을 rewinding gradient를 사용하여 재초점화(refocusing)시킨 후, 다음 TR때 신호로 이용할 수 있는 방법이다.

정광우 의

spoiler)를 사용하여 잔류 M_{xy} 의 신호를 대부분 제거할 수 있으므로 뛰어난 T1 강조 영상을 얻을 수 있다. 따라서, SPGR에서는 T1 대조도를 이용하여 지방(fat), 백질(WM), 회백질(GM), 뇌척수액(CSF) 등의 조직을 쉽게 구별할 수 있다. 한편, GRASS(그림 16a)에서는 조직의 T2 값보다 훨씬 짧은 TR 값을 사용하므로 T2* 효과가 강조된 영상을 얻을 수 있다. 즉, T2 값이 큰 조직일수록 M_{xy} 의 성분이 많이 잔류하게 되므로 보다 밝은 영상 신호(CSF > GM > WM > fat 순서)를 나타낸다.

3) Fast SPGR(FSPGR), Turbo-FLASH

MRI관련 영상기법과 아울러 hardware의 급속한 발전에 따라, 기존의 SPGR(=FLASH)보다 단축된 TR(10ms)과 TE(2-6ms), 그리고 작은 flip angle(10-20°)을 사용하여 보다 신속하게 영상을 획득할 수 있는 새로운 펄스 파형이 개발되었는데, 이러한 신속영상기법을 'Fast FSGR(FSPGR)' 또는 'Turbo-FLASH'라고 한다(그림 17). 영상 획득 시간이 1초 미만이므로 호흡에 의한 artifact를 줄일 수 있고, 짧은 T2를 갖는 조직의 촬영에도 무리 없이 사용할 수 있으나, 병변 주위에 인공적인 원형고리 모양의 bounce point artifact가 유발되기 쉽다는 단점을 안고 있다(6, 7).

FSPGR 파형을 사용할 경우 T1, T2 강조영상을 얻기가 어려우므로 pulse sequence 시작 직전에 RF 펄스와 경사자장을 삽입하여 대조도를 강조하는 편법을 사용한다. 그림 17은 대표적인 'T1 강조 FSPGR' 펄스파형을 보여주고 있다. T1 대조도를 강조하기 위한 사전자화준비 작업의 일환으로 유사 Inversion Recovery(IR)파형을 사용하여 (-) Z축 방향으로 spin들을 여기 시킨 다음, (-) M_z 가 M_0 로 회복되는 동안 생성되는 신호를 경사자계를 이용하여 Gradient Echo신호로 전환하여 이것을 T1강조 영상 자료로서 활용하는 방법이다. 일반 IR 기법과 다른 점은, 매번 TR마다 180° 펄스를 사용하지 않고 전체 TR과정 중 처음 한 번만 180° 펄스를 삽입하여 T1대조도를

향상시킨다는 점이다. T1 대조도는 180° RF 펄스로부터 첫 번째의 α° RF 펄스까지의 반전시간(Inversion Time: TI)에 의해서 결정된다. 'T2 강조 FSPGR' 펄스파형은 T1 강조 때와는 달리 사전 자화 준비 작업으로 180° 펄스를 사용하는 대신 90-180-90° RF 펄스대열을 사용하여 스핀들을 x-y평면으로 모이게 한 다음, T2* 메커니즘에 의해서 발생하는 echo신호를 영상 정보로 이용하기 때문에 T2 강조영상을 얻을 수 있다(6). 영상의 정보를 획득하는 동안 자화의 크기는 계속 변하므로 TR과 TE를 가능한 줄여서 정보획득 시간을 단축할 수 있다.

Echo Planar Imaging (EPI)

1) EPI란 무엇인가?

EPI는 FSE와 같이 한번의 TR 동안에 multiple echo 신호를 획득할 수 있고, GRE와 같이 주파수 경사자계를 사용하여 gradient echo를 신속하게 얻을 수 있는 초신속 영상 기법이다

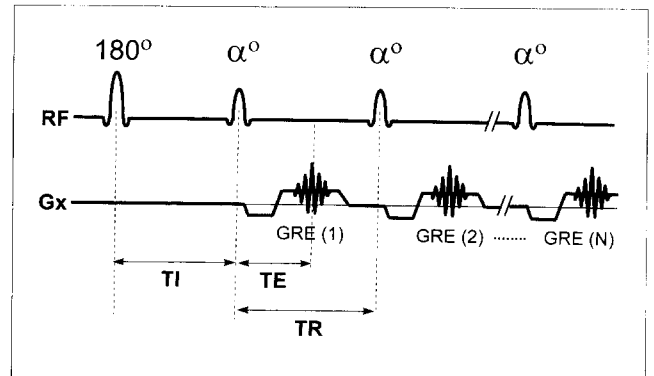
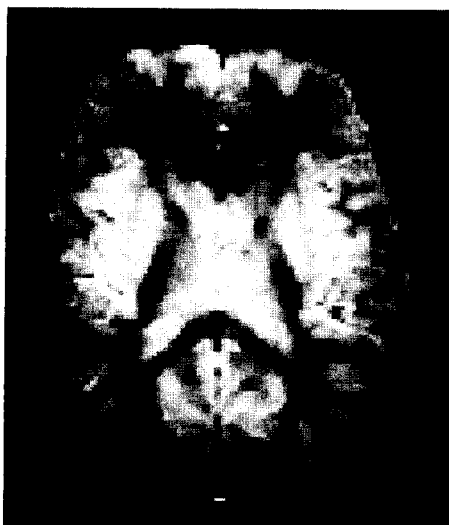
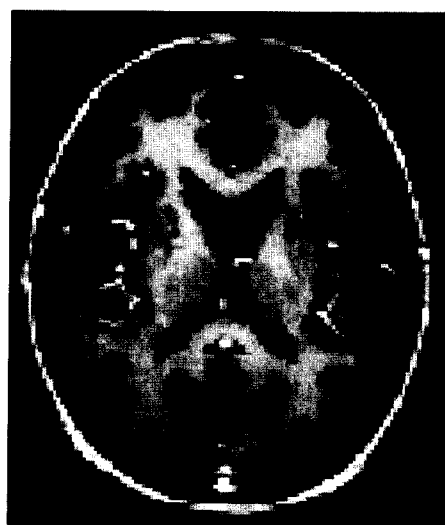


그림 17. T1 강조 FSPGR 펄스파형. TR과정 중 처음 한 번만 180° pulse를 삽입하여 사용하므로써 T1 대조도를 향상시킬 수 있는 기법으로서, 대조도는 반전시간(Inversion Time: TI)에 의해서 결정된다.



a



b

그림 16. GRASS와 SPGR 펄스를 이용하여 얻은 두뇌 영상의 비교. (a) GRASS (TR/TE/ α° =50/15/15), (b) SPGR(TR/TE/ α° =33/5/45).

(7). EPI가 GRE와 다른 점은 한번의 TR 동안 다수의 gradient echo를 생성하고, (+)와 (-) 극성을 가진 주파수 경사자계를 사용하므로써 'odd'와 'even' gradient echo를 연속적으로 발생시킬 수 있기 때문에 보다 신속하게 영상을 얻을 수 있다는 점이다(그림 18).

2) 영상 획득 원리

EPI 영상기법은 그림 18에서 보는 바와 같이, 단 한차례의 RF 펄스를 가해주고 영상구성에 필요한 모든 정보를 얻을 수 있는 초고속 영상획득 기법으로서 1초당 약 10-20여개의 영상을 얻을 수 있다. SE와 GRE 펄스파형을 사용할 경우, 한번의 TR 시간 동안 극히 일부분의 공간적 주파수영역(spatial frequency domain)에 대한 정보만을 얻을 수 있는데 반하여, EPI는 한번의 TR 동안 모든 공간 정보를 획득할 수 있기 때문에 2차원 영상 단면의 획득 시간은 약 50-200ms 정도가 소요된다.

기본적인 EPI 펄스파형은 양성자를 여기시킬 수 있는 RF 펄스를 비롯하여 (+)와 (-)극성이 매우 신속하게 바뀔 수 있는 주파수부호화 경사자계(frequency-encoding magnetic field gradient), 그리고 위상부호화 경사자계(phase-encoding magnetic field gradient)의 조합으로 구성되어 있다. 우선 절

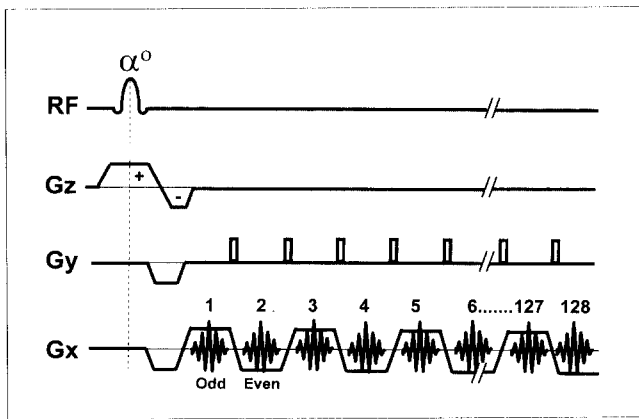


그림 18. EPI 펄스파형의 모식도. (+)와 (-) 방향으로 진동하는 주파수경사자계를 사용하여 'odd'와 'even' gradient echo를 연속적으로 발생시킬 수 있으며, 단 한 번의 TR동안에 영상구성에 필요한 모든 정보(예 : 128개의 gradient echo 신호)를 동시에 얻을 수 있는 초고속 영상 기법이다.

편선택 경사자장(Gz)을 가한 후, 스핀들의 위상을 맞추기 위해 반대부호의 경사자장을 주고, 위상 부호화 경사자장을 일정하게 유지해 주면서 주파수부호화 경사자장을 (+)와 (-)의 일정한 시간 주기로 교대로 주사한다. 이때 RF 펄스에 의하여 여기 되었던 스핀들이 (+)와 (-) 방향으로 진동하는 경사자장에 의하여 gradient echo 신호들을 지속적으로 발생시킨다. 이때 발생된 gradient echo의 수는 각 경사자장의 (+)와 (-)방향의 교대수와 동일하다. 예를 들어, (+)와 (-)방향으로 경사자장이 64회 진동했을 경우에는 총 128번의 echo가 발생하며, 각각의 echo를 FT 변환을 하면 128×128 matrix의 크기를 갖는 2차원 영상 단면을 얻을 수 있다. 이제까지 설명한 EPI는 'single-shot'(snap shot) 기법으로서 MR 영상의 geometric distortion을 동반하게 되므로 일반적으로 찌그러든 영상을 얻기 쉽다는 단점을 안고 있다. 따라서 임상 응용시에서는 'multi-shot' 기법이 자주 사용되는데, 이 기법은 k-space를 중복하여(interleaved fashion) 채워감으로써 effective echo spacing을 줄일 수 있기 때문에 영상의 distortion을 감소시킬 수 있다. 반면, multi-shot 기법을 사용할 때는 ETL이 줄어들므로 전체 영상의 획득시간이 늘어난다는 단점이 있다.

EPI 펄스 파형은 Spin Echo EPI(SE-EPI), Gradient Echo EPI(GRE-EPI), Inversion Recovery EPI(IR-EPI) 등으로 구분할 수 있는데, 그림 18은 GRE-EPI 펄스파형을 보여주고 있다. GRE-EPI는 GRE와 같이 꺾임각이 작은 RF 펄스를 사용하는 반면, SE-EPI는 90-180° RF 펄스대열을 사용하며, IR-EPI는 SE-EPI와는 반대로 180-90° RF 펄스대열을 사용한다. 자기공명 영상에 이용되는 양성자의 대부분은 인체의 구성 성분 중 물(H₂O)과 지방(-CH₂-CH₂-CH₂-)분자 속에 포함되어 있으며, 물과 지방에 포함된 양성자의 공명 주파수(화학적 이동값 : chemical shift)의 차이는 약 3.5ppm이 된다. EPI에서는 화학 이동값의 차이에 기인한 인공물(chemical shift artifact)이 위상 부호화 방향으로 나타나므로 반드시 지방신호의 억제が必要하다. 따라서 SE/GRE/IR-EPI는 각각 fat-saturated SE/GRE/IR 펄스파형과 유사한 영상의 대조도를 가지고 있다(7).

EPI는 raw data를 k-space에 채워가는 방법에 따라 blipped EPI, spiral EPI 등으로 분류할 수 있다. 그림 19는 SE와 EPI의 k-space trajectory에 관한 차이점을 보여주는 모식도이다. SE(그림 19a)의 경우, 한번의 TR동안 생성된 하나의

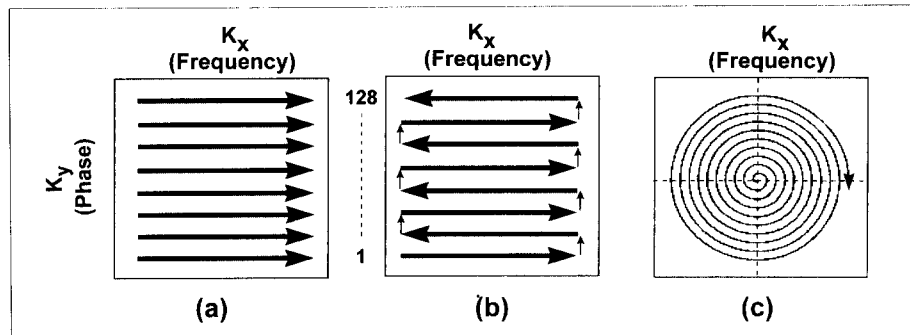


그림 19. (a) SE, (b) blipped EPI, (c) spiral EPI의 k-space trajectory 구성 방법. SE는 한번의 TR동안 생성된 하나의 raw data를 한 줄씩 채워가는 반면, EPI는 단 한차례의 TR 동안 얻은 모든 정보(예 : 128개의 echo 신호)를 k-space의 양쪽방향에서 연이어 채워가거나(blipped EPI), 또는 k-space의 중심부에서 시작하여 나선방향으로 돌면서 변두리 부분을 채워가므로(spiral EPI) SE 보다 신속하게 영상을 획득할 수 있다.

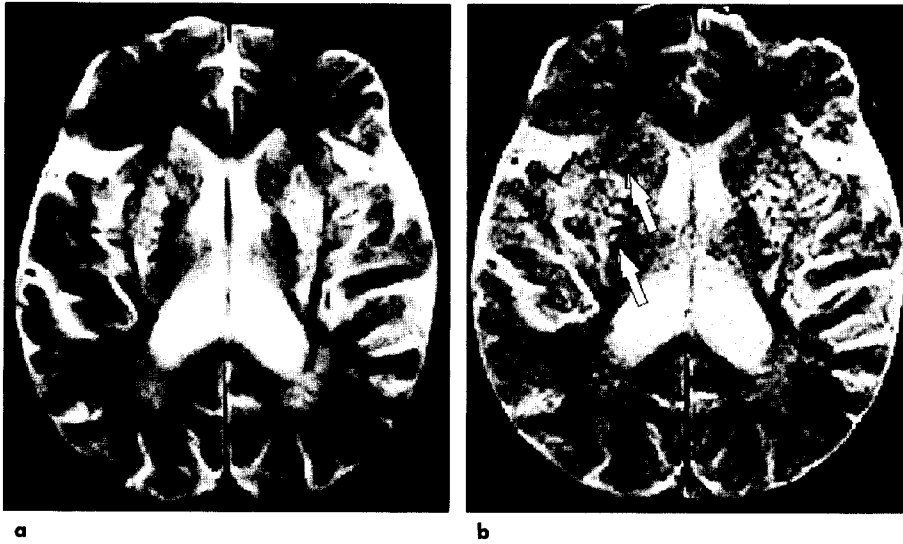


그림 20. 편측마비(hemiparesis) 병력을 가진 72세 남자 환자를 대상으로 하여 얻은 SE-EPI와 GRE-EPI 영상의 비교. (a) 3-shot SE-EPI(TR/TE/NEX = 3700/200/3, matrix 256×192), (b) 3-shot GRE-EPI(TR/TE/NEX = 600/34/3, matrix 256×192).

MR 영상정보를 k-space에 한 줄씩 채워가는 반면(따라서 k-space를 전부 채우려면 TR을 128번 반복해야함), blipped EPI(그림 19b)는 단 한차례의 TR 동안 얻은 128개의 신호를 k-space의 양쪽방향에서 연이어 채워가고, spiral EPI(그림 19c)는 k-space의 중심부에서(low frequency)에서 시작하여 나선형으로 돌면서 점차 변두리 부분(high frequency)을 채워간다. 따라서, EPI 기법들은 고식적인 SE 기법에 비하여 훨씬 효과적으로 K-space를 완성할 수 있고, 영상획득 시간을 크게 단축시킬 수 있다.

그림 20은 편측마비(hemiparesis) 병력을 가진 72세의 남자 환자를 대상으로 하여 얻은 SE-EPI(그림 20a)와 GRE-EPI(그림 20b) 영상을 보여 주고 있다. 뇌저 신경절(basal ganglia) 부위의 선와성 경색은 SE-EPI와 GRE-EPI영상에서 모두 잘 보이나, 혈철소 침전물이 있는 출혈성 병변 부위의 경우 SE-EPI에 비하여 GRE-EPI 영상에서 훨씬 뚜렷하게 관찰할 수 있다. 왜냐하면 GRE-EPI는 고식적인 GRE와 같이 자화율의 변화에 매우 민감하기 때문에 그림 20b에서와 같이 국부적인 출혈에 의한 아주 경미한 자기장의 변화까지도 측정할 수 있기 때문이다.

3) EPI의 임상응용

현재까지 개발된 pulse sequence중 가장 빠른 영상 기법으로서 초단위의 짧은 시간적 해상도(temporal resolution)가 요구되는 실험이며 시간에 따라 급변하는 dynamic study 등에 많이 이용되고 있다. 즉 심장의 실제시간 영상(real time imaging), 뇌의 동적 관류영상(dynamic perfusion imaging)과 확산영상(diffusion imaging) 그리고 기타 장기 운동의 영상화 등에 유용하게 이용되고 있으며, 최근에는 해부·형태학적인 영상관찰의 차원을 뛰어넘어 뇌를 비롯한 기타 장기의 기능적 측면을 연구할 수 있는 기능적영상(functional Imaging)

분야에 이르기까지 다방면으로 응용되고 있다. 그 중에서도 확산 및 관류, 그리고 기능적 영상을 이용하는 연구분야에서 EPI를 다양하게 응용되고 있다. 아직은 초보단계에 머물러 있지만 기능적 영상을 통하여 시각 및 언어, 운동 등의 인식기능(cognitive function)을 포함한 다양한 뇌의 기능을 연구할 수 있으며, 확산 및 관류영상을 이용하여 각 종 뇌백질 질환을 비롯하여 허혈성 뇌질환의 조기진단, 낭성과 고형종괴의 감별진단 등을 할 수 있다. EPI는 다른 펄스기법에 비하여 해상도가 상대적으로 낮으며, 영상의 distortion을 비롯하여 ghost artifact, chemical shift artifact 등이 생기기 쉬우므로 임상 응용시 주의할 기울여야 한다(6, 7). 예를들어 EPI를 이용한 복부영상의 경우, 호흡에 의한 blurring artifact가 없이 신속하게 영상을 얻을 수 있으나, 큰 ETL로 인한 phase error 때문에 영상이 찌그러 지기 쉬우므로 사용목적에 따라 호흡운동의 영향을 없애는 다른 펄스 기법을 사용하는 것이 오히려 바람직 할 것이다.

이상에서 언급한 고속 MR 영상기법의 개발 덕분에 환자가 오랜동안 겐트리에 누워있어야 하는 고통을 줄일 수 있을 뿐만 아니라, 심장이나 복부와 같이 움직이고 있는 장기에 대한 영상의 질을 보다 향상시킬 수 있기 때문에, 그 응용분야는 날로 확장되고 있다. 펄스파형은 총 영상 시간과 영상의 질, 그리고 사용목적 등을 고려하여 신중히 선정해야 한다.

감사의 글

MRI 영상자료를 제공하여 주신 강호준 님(삼성GE 의료기기)과 Bill Stewart 님(GE Medical Systems, U. S. A.), 그리고 김영수 님(NYCOMED korea)께 감사드립니다.

참 고 문 헌

1. Bushong SC. Magnetic Resonance Imaging: Physical and

- Biological Principles. 2nd ed. St. Louis: Mosby, 1996: 206-226
2. Brown MA, Semelka RC. MRI: basic principles and applications. New York: John Wiley & Sons, 1995: 45-67
 3. Horowitz AL. MRI Physics for Radiologist: a visual approach. 3rd ed. New York: Springer-Verlag, 1995: 17-49
 4. Hashemi RH, Bradley WG. MRI the Basics. Baltimore: Williams & Wilkins, 1997: 207-258
 5. Westbrook C, Kaut C. MRI in Practice. Cambridge: Black Well Science, 1993: 102-132
 6. 이성우, 은충기, 문치웅, 박수성. 최신자기공명영상학. 서울: 여문각, 1998: 82-116
 7. NessAiver M. All You Really Need to Know About MRI Physics. Baltimore: Harbor Duvall Graphics, 1997: 5.1-5.11