

Basic and Advanced MR Pulse Sequence - Fundamental Understanding-

장 용 민
경북의대 진단방사선과

MRI에서 펄스 시퀀스(pulse sequence)란 고주파 RF(radiofrequency) 펄스 및 경사자장(gradient) 펄스를 가하고 MR 신호를 획득하는 순서를 시간대별로 도식화 한 pulse diagram을 이야기한다. 이러한 pulse sequence는 실제로 영상을 획득하기 위한 RF amplifier, gradient amplifier 등의 하드웨어를 순차적(sequential)으로 구동하는 역할을 한다. 따라서 이러한 pulse sequence는 현재 임상적으로 사용되는 다양한 영상기법들을 이해하는데 필수적이다.

1. 기본적인 pulse diagram

고식적인 spin-echo 기법의 pulse diagram (그림 1)을 가지고 pulse sequence를 읽는 가장 기본적인 방법을 설명하도록 하자. 모든 pulse diagram은 우선 가로축(x-축)은 시간의 경과를 나타낸다. 즉, diagram의 왼쪽에 있는 파형이 시간적으로 먼저 오고 오른쪽으로 갈수록 나중에 가해지는 펄스이다. 세로축으로는 1개의 RF 와 3개의 경사자장에 해당하는 펄스 파형들이 있으며 이러한 3개의 경사자장은 slice-selection, phase-encoding, 그리고 frequency-encoding (혹은 readout 이라고도 부른다)에 해당한다. 그리고 사람에 따라 echo 신호를 RF 펄스 파형에 포함시키기도 하고 또는 독립적으로 표시하기도 한다. MR echo 신호가 발생할 때 이 신호를 컴퓨터가 읽어 들이기 위해 ADC(Analog-Digital Converter)가 켜지는 상태를 보통의 pulse diagram에서는 생략하기도 하지만 이 또한 사람에 따라 표시하기도 한다. 이상의 기초적인 지식을 가지고 그림 1의 spin-echo sequence를 독해하면, 먼저 90° RF 펄스와 slice-selective 경사자장이 동시에 가해지고 다음으로 phase-encoding 경사자장 (이때 동시에 가해지는 readout gradient는 단순히 위상 보정을 위한 것임)이 가해진 후 다시 180° RF 펄스와 slice-selective 경사자장이 동시에 가해지고 얼마 후 spin-echo 신호가 생성될 때 readout 경사자장을 걸어주면서 동시에 ADC를 켜서 spin-echo 신호를 읽어들인다. 이러한 과정을 매 반복시간(TR)마다 phase-encoding step 수만큼 반복하여 matrix 숫자만큼의 MR 신호를 읽어 들인 후 영상으로 재구성하면 하나의 spin-echo 영상을 만들게 된다.

다음으로 RF 와 경사자장의 펄스파형에 대해 좀더 자세히 알아보자. 먼저 RF의 경우 펄스 파형은 그림 2 a-c에서 보여지는 것처럼 표시를 하는데 그림 2(a)에서처럼 가로축은 시간의 경과를 나타내므로 Δt 는 RF 펄스가 존속하는 시간을 Δy 는 가해지는 RF 펄스의 세기를 나타낸다. RF 펄스 파형은 그림 2(a)나 그림 2(b) 혹은 그림 2(c)와 같이 표시하는데 그림 2(b) 와 그림 2(c) 는 실제로는 동일한 sinc type의 펄스파형을 다르게 그린 것에 불과하다. MR imaging에서는 일반적으로 slice-selection을 하기 때문에 이러한 경우 선택하는 slice의 모양은 가해지는 RF 펄스의 파형과 관계가 있고 따라서 정확한 slice 선택을 위해 그림 2(b) 나 그림 2(c)와 같은 sinc type의 RF 펄스를 사용한다. 그림 2(a)와 같은 직사각형의 RF 펄스 파형은 일반적으로 non slice-selective RF pulse에 사용한다. 다음으로 gradient pulse의 경우

$9\Delta t$ 는 gradient 펄스가 존속하는 시간을 Δy 는 가해지는 gradient 펄스의 세기를 나타낸다. Gradient 펄스의 존속시간은 slice-selective gradient의 경우 RF 펄스가 가해지는 시간동안 gradient가 걸려있어야 하고 gradient의 세기는 선택한 slice thickness와 반비례한다. 즉, slice thickness를 작게 할수록 걸리는 gradient의 세기는 커진다. 한편 readout gradient의 경우 존속시간은 ADC의 존속시간과 동일한데 ADC의 존속시간은 receiver bandwidth를 어떻게 선택하느냐에 따라 달라지고 따라서 readout gradient의 존속시간도 선택한 receiver bandwidth에 따라 변화한다. readout 및 phase-encoding gradient의 세기는 선택한 FOV(Field-Of-View)에 따라 달라진다. pulse sequence diagram에서 phase-encoding gradient는 그림 1에서와 같이 6각형에 여러 줄이 그어져 있는 형태로 표시하는데 이는 일반적으로 pulse sequence diagram은 한 TR에 대해 표현하므로 만약 phase-encoding step을 128로 하는 경우 매 TR마다 phase-encoding gradient의 세기를 달리하며 그림 1의 pulse sequence diagram을 128회 반복하여야 하고 이를 한꺼번에 표시하기 위해 6각형에 여러 줄이 그어져 있는 형태로 표시한다. 따라서 phase-encoding gradient를 나타내는 6각형에서의 각 줄은 phase-encoding gradient의 세기를 나타낸다.

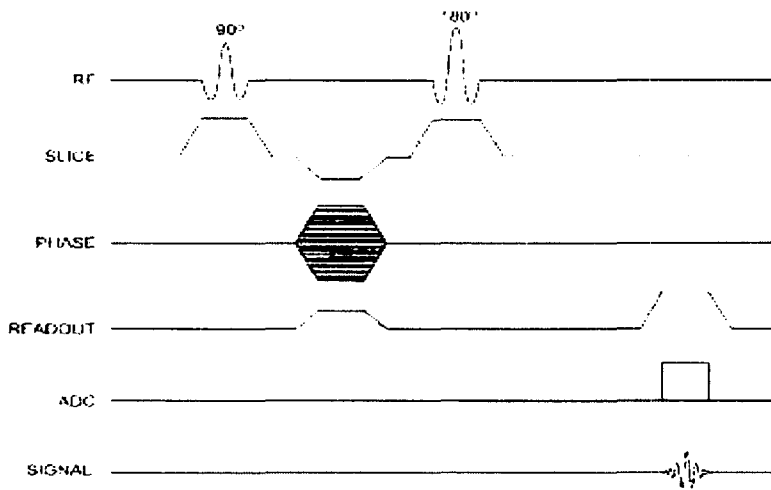


그림 1

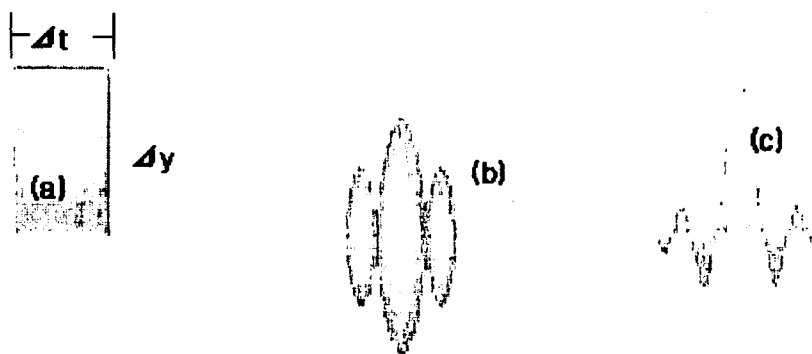


그림 2

2. Pulse sequence의 분류

2-1. 임상에서 사용되는 pulse sequence의 구분

현재 임상적으로 많이 사용되는 pulse sequence들은 크게 세 가지로 구분 가능하다 (그림 3). 일반적으로 spin-echo 계열의 pulse sequence들은 자기장의 비균질성을 보상할 수 있고 또한 우수한 영상 대조도(contrast)를 줌으로 해서 MRI의 도입 초기부터 현재까지 가장 많이 사용되는 기법으로 뇌신경계, 근골격계 등과 같이 움직이지 않는 장기들을 촬영하는데는 가장 기본적인 기법으로 사용되고 있고 gradient-echo 계열의 sequence들은 초기에는 많이 사용되지 않았지만 기법의 특성상 고속촬영이 가능하다는 장점을 이용하여 고속촬영을 필요로 하는 응용범위(예: 3D volume imaging)나 혈관조영술(Angiography)등에 많이 활용되고 있다. Hybrid 타입의 sequence들은 spin-echo와 gradient-echo 기법의 장단점들을 서로 보완하고자 하는 경우에 많이 이용되고 있다. 이외에 IR(Inversion Recovery) 기법들은 특정조직의 신호를 제거하기 위해 많이 이용되고 있다. 이러한 pulse sequence들은 제조사마다 다른 이름으로 사용하고 있기 때문에 국내에 많이 보급되어 있는 3개사의 sequence 이름들을 표 1과 2에 정리하였다.

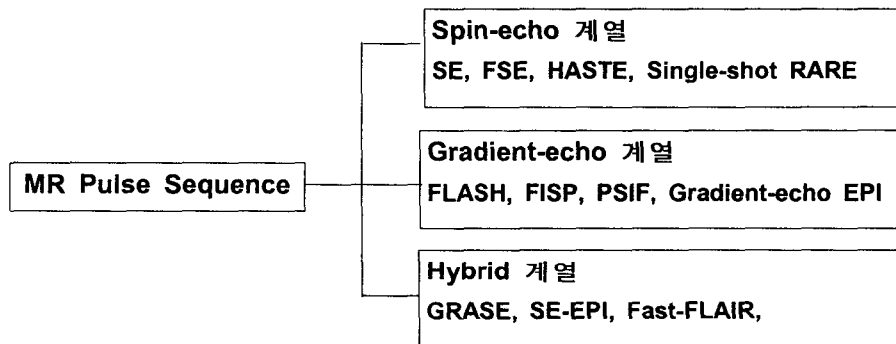


그림 3

2-2. Spin-echo 계열의 pulse sequence들의 임상적 응용

2-2-1. Conventional Spin-echo 와 Fast Spin-echo 기법

고식적인 spin-echo 기법은 주로 뇌신경계(척추영상 포함), 근골격계 영상들에서 T1-강조 영상을 얻는데 사용된다. 한편 T2-강조 영상을 획득하기 위해서는 주로 fast spin-echo (FSE) 기법이 많이 사용되는데 그 이유로는 고식적 spin-echo 기법을 이용하여 T2-강조 영상을 획득하는데 비해 훨씬 검사 시간이 짧은 장점 때문이다. fast spin-echo 기법은 임상적으로 매우 중요하기 때문에 좀더 자세히 설명하면 다음과 같다.

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. Fast Spin Echo(FSE) 기법은 고식적 spin-echo 기법을 변형한 multiple (echo train) spin-echo 기법이다. 즉, 고식적 spin-echo 기법은 90° - 180° pulse를 매 TR당 한번씩 반복하여 영상을 만들기 위하여 필요한 MR raw data space(k-space)를 채우고

이때 phase encoding gradient는 TR당 한번씩 걸어주게 되고 따라서 phase-encoding step 숫자만큼 sequence를 반복하여야 한다. 이러한 경우 총 영상획득시간은 다음과 같다.

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

한편 FSE 기법은 여러 개의 180° pulse를 사용하여 해당하는 180° pulse의 숫자만큼의 spin-echo를 얻어서 각 echo 신호가 한꺼번에 여러 개의 phase encoding line을 채움으로 사용한 echo 신호의 숫자만큼 영상획득시간을 단축할 수 있다 (그림 4).

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 8로 하는 FSE 기법을 사용하는 경우 총 영상획득시간은 1분으로 8배 빠르게 영상을 획득한다.

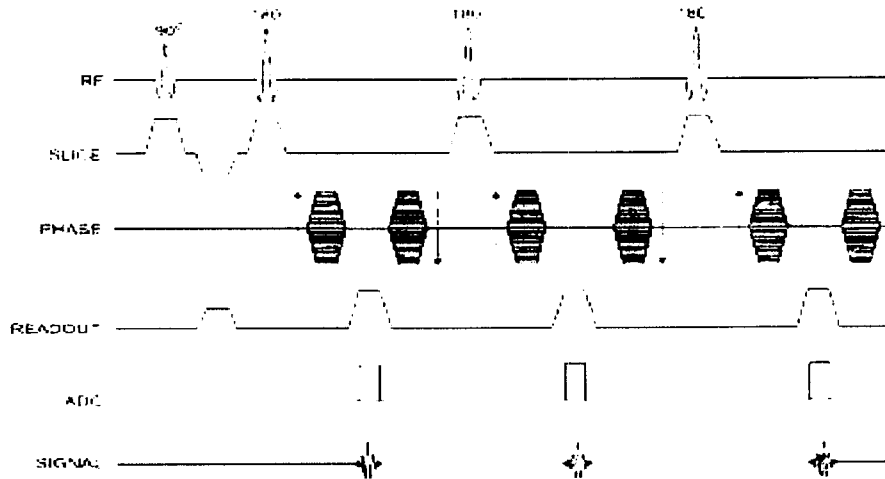


그림 4

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

① Echo Train Length(ETL)

ETL은 multiple 180° pulse를 사용하여 얻게되는 echo의 숫자를 의미하며 또 다른 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 여러 개의 echo 신호들이 존재하므로 여러 개의 TE가 존재하게 된다. 따라서 전체 영상의 contrast에 가장 큰 영향을 주게되는 최대 echo 신호 때의 시간을 effective echo time(TE_{eff})이라 한다. 이러한 최대 echo 신호는 가해지는 phase encoding gradient의 세기를 최소로 했을 때 발생한다 (그림 5 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 90에서 120msec 정도 선정하면 된다.

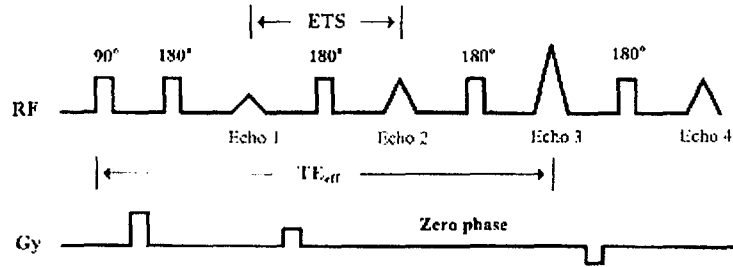


그림 5

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 최소화하고
- (2) 동일한 ETL을 사용하는 경우 획득 가능한 slice 수를 증가시키기 위해서이다.

한편 FSE 기법은 CSE 기법과 유사한 영상을 제공하지만 몇 가지 점에서 FSE 영상에서만 나타나는 매우 특징적인 점들이 존재한다.

① Fat 신호가 T2 강조 FSE 영상에서 밝게 보임:

FSE와 CSE T2강조영상간의 가장 큰 차이점은 fat이 FSE 영상에서는 밝게 보인다는 점일 것이다(그림 6). 이렇게 FSE에서 fat signal이 감소하지 않는 이유는 크게 diffusion 효과와 J-coupling 효과로 나눌 수 있다. fat molecule들의 확산(diffusion)은 CSE에서는 어느 정도 신호 소실을 가져오는 반면 FSE 에서는 180° pulse들을 사용하여 연속적인 refocusing을 시킴으로 확산에 의한 신호소실이 작다. J-coupling은 분자내 스핀들의 자기모멘트들이 다른 스핀들에 영향을 미치므로해서 발생하게되는데 자기공명분광(magnetic resonance spectroscopy:MRS)에서 chemical shift와 함께 spectrum의 splitting을 야기하는 기전으로 잘 알려져 있다. 이러한 J-coupling은 MRI 에서는 fat 신호의 소실을 야기하게되는데 FSE 에서는 짧은 ETS를 갖는 multiple echo들을 형성하게되므로 J-coupling 효과가 최소화되어 이에 의한 신호 소실이 적다. 요약하면, CSE에서는 fat 분자의 확산이나 fat 분자내 스핀들 사이의 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.

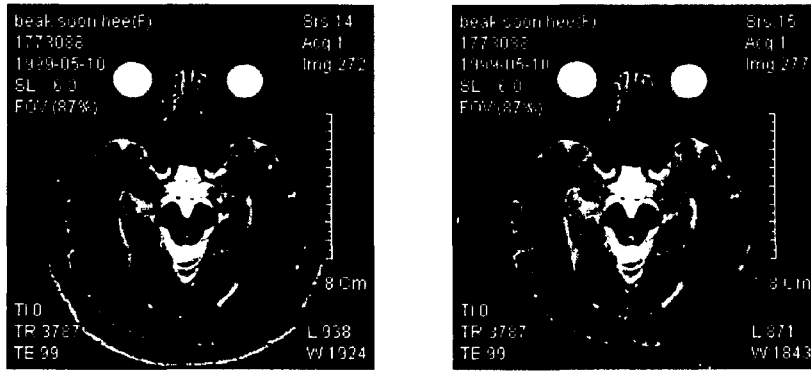


그림 6. fat suppress 되지 않은 FSE 영상(왼쪽)과 suppress된 FSE 영상

② Magnetic susceptibility 효과의 감소:

FSE는 여러 개의 refocusing 180° pulse들이 조밀하게 연속적으로 배치되어 있으므로 스핀들이 자장 비균일성(magnetic nonuniformity)가 높은 영역을 지나더라도 연속적으로 rephasing 되므로서 고식적인 spin-echo에 비해 이러한 자장 비균일성에 의한 dephasing 효과가 작다. 일례로 같은 T2강조 영상이라도 FSE 영상이 hemorrhage(즉, deoxyhemoglobin과 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 frequency 의 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 유발하게 된다.

2-2-2. FSE 기법의 변형들

fast spin-echo 기법은 상대적으로 빠르게 T2-강조 영상을 획득할 수 있지만 움직임이나 혹은 호흡 및 심장의 박동에 따라 motion artifact를 심하게 유발할 수 있는 간과 같은 장기에서는 여전히 그 촬영속도가 만족스럽지 않았다. 따라서 좀 더 빨리 영상을 획득하기 위해 FSE에서 ETL의 숫자를 더 늘려서 초고속 촬영하는 기법이 대두되었는데 이를 HASTE (Half Fourier Acquisition Single-shot Turbo Spin Echo) 혹은 single shot FSE 기법이라 부른다. 이를 좀 더 자세히 설명하면 다음과 같다.

가. 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 채울 수가 있다(그림 7 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 더 많이 data를 획득 하게되는데 그 이유는 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 사용함으로써 영상의 질을 높일 수 있기 때문이다(그림 7 참조).

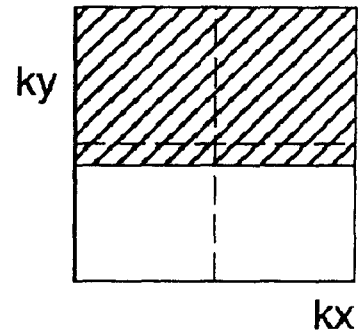


그림 7

나. HASTE 의 기본 원리

HASTE 기법은 위에서 설명한 half acquisition 기법에 ETL의 수를 증가시킨(ETL= 64 to 128) FSE 기법을 더하여 사용함으로써 pulse sequence의 반복 없이 1회에 전체 영상을 획득하게 되고 영상획득에 걸리는 시간은 약 1-2 초 정도이다. HASTE 기법은 EPI와 같은 다른 초고속 영상기법에 비해 영상획득 시간면에서는 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 자기공명영상기법으로 각광받고 있으며 (그림 8) 이외에 heavily T2강조영상에서 stationary fluid(bile, pancreatic juice등)가 고신호 강도로 보인다는 점을 이용한 MR cholangiopancreatography (MRCP)에 가장 적절한 영상기법중 하나로 사용되고 있다 (그림 9).

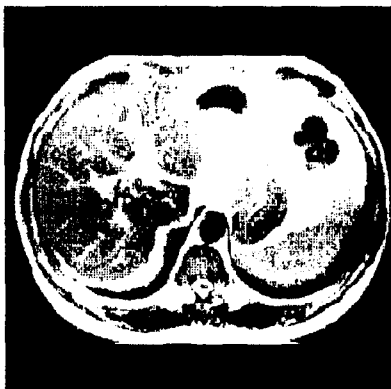


그림 8



그림 9

현재 HASTE 기법을 이용한 복부영상의 촬영시 HASTE 기법의 장점을 최대한 살리기 위하여 phase-array RF multi coil을 사용하여 MR 신호를 검출하는 방식이 보편적이다. 이와 같이 phase-array coil을 사용하는 이유는 HASTE 기법에서는

ETL의 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 한가지 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.

다. 3D FSE 기법

일반적으로 3D 기법은 2D 기법에 비해 higher SNR, higher spatial resolution 그리고 less partial volume averaging effect 등의 장점을 가지고 있지만 영상획득시간이 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 빠른 시간에 가할 수 있으므로 더 많은 ETL이 가능하고 따라서 영상 획득시간을 줄일 수 있으므로 3D 영상을 적절한 시간 내에 획득 할 수 있다. 일 예로 TR=3000mse, ETL=128, NEX=1, Ny=256, Nz=32 로 하는 경우 3분 12초에 3D T2강조영상을 획득할 수 있다.

라. GRASE(Gradient and Spin echo) 기법

GRASE 기법은 gradient echo 기법과 FSE 기법을 혼용한 기법으로 FSE에서 얻게 되는 multiple spin-echo들 중 일부를 gradient echo로 대체하여 얻는 방식을 택한다 (그림 10). 이렇게 일부 spin-echo를 gradient reversal을 통한 gradient echo로 얻게 되는 경우 echo 신호를 얻는데

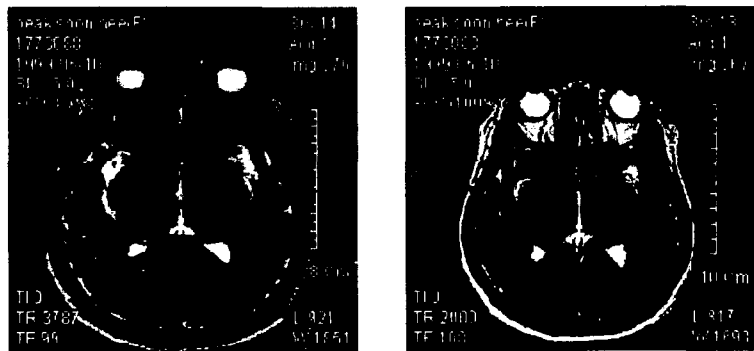


그림 10. FSE 영상(왼쪽) 과 GRASE 영상(오른쪽)

걸리는 시간이 180° pulse를 사용한 spin-echo를 얻는데 걸리는 시간보다 짧으므로 echo들 사이의 간격, 즉 ETS이 줄어들게 되어 더 많은 ETL이 가능해지므로 전체 영상획득시간을 더 줄일 수 있는 장점이 있다. GRASE 기법을 사용하는 경우 영상의 contrast는 사용한 gradient echo와 spin-echo의 수에 의해 결정되는데 일 예로 gradient echo의 수를 증가시키면 contrast는 gradient echo contrast로 치우치게되고 또한 susceptibility 효과에 영향을 많이 받는 등 gradient echo 영상의 특징을 가지게 된다.

2-3. Gradient-echo 계열의 pulse sequence들의 임상적 응용

Gradient-echo(GRE) 기법은 spin-echo 기법에 비해 영상획득 시간이 짧은 것이 특징이고 이렇게 고속촬영을 위하여 짧은 TR을 선택하며 짧은 TR을 선택함으로써 발생하는 종축 방향으로의 spin의 relaxation(즉 spin-lattice relaxation)이 충분히 이루어지지 못함을 보상하기 위하여 flip angle을 작게 하는 것이 특징이다. 또한 spin-echo (SE)의 경우에는 90° pulse 후에 spin들이 dephasing하여 180° pulse에 의해 refocusing 하도록 90° 와 180° pulse 사이에 시간 간격이 필요하므로 TE를 아주 짧게 하는 것이 어렵지만 GRE의 경우 이러한 시간 간격이 필요 없기 때문에 상대적으로 짧은 TE가 가능하다. 따라서 GRE 기법의 장점으로서는 fast scan이 가능하므로 신호대 잡음비는 저하되더라도 호흡정지영상이 가능하고, 척수나 혈관과 같은 흐름에 민감한 조직에 사용할 수 있다. 임상적으로 cardiac imaging, MR angiography, 3-dimensional imaging 등에 이용이 가능하다. 이중 GRE의 single shot version 이라 할 수 있는 Echo Planar Imaging (EPI)기법은 현재 MRI로 가능한 초고속기법이다. GRE 기법의 단점은 자기장의 불균일성 (inhomogeneity)에 의한 spin들의 dephasing을 refocusing 시키지 못한다는 점으로 주자장의 균일도가 상대적으로 높지 않으면 영상의 질이 급격히 떨어지게 된다. 영상의 대조도 측면에서의 단점으로는 GRE에서는 대부분의 T2가 긴 병변의 대조도가 spin-echo를 이용한 T2-강조영상에 비해 떨어지므로 일반적인 뇌신경계 뿐만 아니라 다른 장기들에서도 T2-강조 영상을 획득하는데는 잘 사용하지 않는다. 그러나 출혈성 병변이나 석회화의 경우 GRE 신호는 국소 자기화를 유도함으로써 그 신호가 줄어들게 되고 따라서 이들의 병변을 찾는 데는 오히려 도움이 된다.

2-3-1. Gradient-echo의 종류와 임상응용

GRE에서는 TR이 T2*보다 짧은 경우 ($TR < 100$ ms)가 많고 이러한 경우 횡자화 (Mxy)성분이 echo signal을 얻고 난 뒤에도 완전히 없어지지 않고, 다음 RF pulse를 가할 때까지 남아 있게 되는데 이를 흔히 steady state magnetization (Mss) 이라 한다. 이러한 Mss성분의 처리 방법에 따라 GRE pulse sequence는 두 가지로 대별된다. GRE pulse sequence에는 횡자화를 없애는 경우를 FLASH (Siemens) 혹은 SPGR (GE) 기법이라 하며 경사자장에 의해 소거된 횡자화 성분까지도 되살리는 방법을 FISP (Siemens) 혹은 GRASS (GE) 기법이라 한다. FLASH 기법은 flip angle, TR, TE등에 따라 다양한 영상 대조도가 가능하지만 흔히 gradient-echo 기법을 사용하여 T1 영상을 얻는 경우에 사용되고 따라서 MR 혈관조영술 (Angiography)에 보편적으로 사용되고 있으며 이외에 MR 조영제를 급속 정맥주사후 조영제가 해당 조직에 전달되는 과정을 보기위한 dynamic MR의 촬영시에도 많이 이용된다. 최근에는 복부영상에서 T1-강조영상을 얻는데도 사용되고 있다 (그림 11). 한편 FISP 기법 역시 사용하는 flip angle, TR, TE등에 따라 다양한 영상 대조도가 가능하지만 true T1 혹은 true T2*-강조 영상을 얻기는 어렵고 일반적으로 영상의 대조도는 T1과 T2* 효과가 혼합된 T1/T2*-영상이 된다. 과거에는 FISP영상은 거의 임상적으로 사용되지 않았으나 최근 (x, y, z)의 세방향의 경사자장에 의한 횡자화 성분의 소실을 모두 rewinding하는 true-FISP 기법은 매우 우수한 복부영상을 제공함으로써 복부방사선영역에서 활발히 사용되고 있다 (그림 12).



그림 11



그림 12

2-3-3. Echo Planar Imaging (EPI)의 임상응용

EPI는 현재 MRI sequence중 가장 scan 시간이 짧은 ultra-fast imaging 기법으로 image slice당 100 msec의 속도로 촬영이 가능하다. 따라서 인체에서 일어나는 대부분의 motion이 이보다 긴 주기로 일어남으로 상대적으로 "motion artifact" 없이 영상을 획득할 수 있고 이러한 motion에 민감한 장기(예: 심장)나 빠른 시간 안에 일어나는 생리학적(physiological) 현상들을 촬영하는데 매우 유용하다. 의학적으로 기능(function)적 검사는 대부분이 이러한 생리학적 현상들을 보는 검사들이므로 EPI와 같은 초고속 영상기법이 아니고는 MRI를 사용하여 이러한 검사가 과거에는 불가능하였다. 따라서 현재 EPI는 영상대조도나 영상의 질이 일반 다른 sequence를 사용하는 경우에 비해 현저히 떨어지는 단점이 있어 해부학적 detail을 보는데는 사용되지 않고 주로 초고속 영상기법을 필요로 하는 기능적 검사에 활용되고 있는 실정이다.

가. EPI 의 기본원리 및 종류

기본적인 EPI의 pulse diagram은 RF pulse를 포함하여 multiple gradient-echo를 얻기 위해 (+)와 (-) 극성이 매우 신속하게 바뀔 수 있는 frequency-encoding gradient, 그리고 phase-encoding, slice-selection gradient로 구성되어 있다 (그림 13). frequency-encoding gradient의 방향을 (+)와 (-) 방향으로 계속적으로 진동시킴으로서 gradient-echo 신호들이 지속적으로 발생하게 되고 이때 발생된 gradient-echo의 수는 경사자장(gradient)의 (+)와 (-) 방향의 교대 수와 같다. 즉, (+)와 (-) 방향으로 경사자장이 64회 진동하면 128개의 echo 신호가 발생하며 따라서 k-space의 phase-encoding 방향으로 128 matrix size를 채우게 된다. 한편 그림 13 에서와 같이 이때 phase-encoding gradient는 "blip" 형태로 주는 경우가 가장 보편적으로 이용되며 이러한 경우 k-space는 그림 13의 형태로 채워지게 된다. EPI에서 k-space를 채우는 또 다른 방법으로는 "spiral scanning" 기법이 있다 (그림 14). spiral scan 기법의 특징은 k-space의 중심부(low spatial frequency 영역)에서 시작하여 나선형으로 돌면서 k-space의 변방(high spatial frequency 영역)을 채워나간다는 점이다. 이러한 scanning mode의 장점은 영상 전체의 대조도에 가장 큰 영향을 미치는 k-space의 중심부를 먼저 scan하고 점차 영상의 해상도(resolution)를 높이기 위해 high spatial frequency 영역을 채워감으로서 "completely motion freezing" 한 영상을 얻을 수 있다는 점이며 현재 심장의 관상동맥(coronary artery)의 영상을 얻는데 매우 탁월한 효과

를 보이고 있다.

EPI는 single-shot mode뿐만 아니라 여러 번에 나누어 전체 k-space를 채우는 multi-shot mode도 가능하고 또한 초기 proton을 여기시키는 RF를 어떤 종류를 사용하느냐에 따라 Spin-echo EPI, Gradient-echo EPI 그리고 IR-EPI 등으로 나눌 수도 있다.

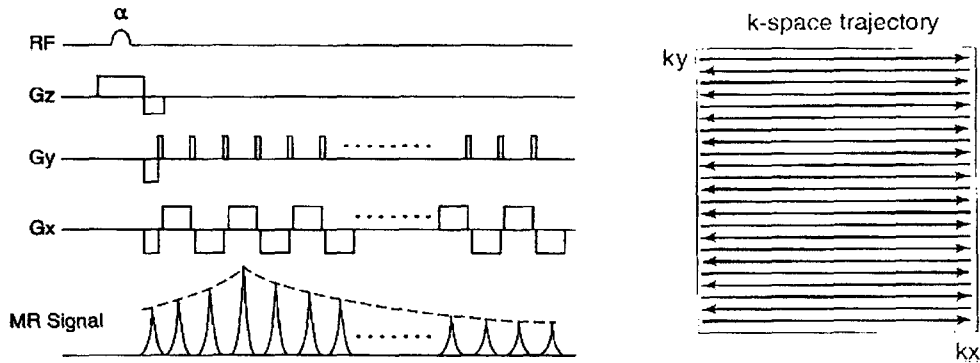


그림 13. blipped EPI의 pulse diagram 및 k-space filling

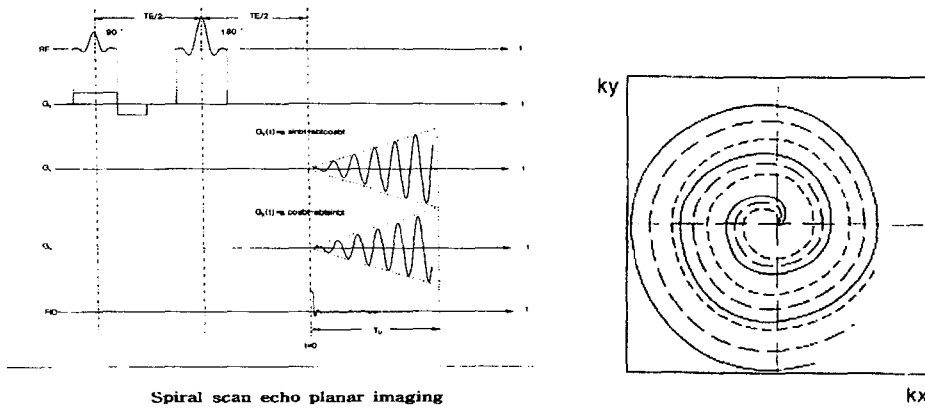


그림 14. spiral EPI의 pulse diagram 및 k-space filling

나. EPI를 이용한 기능적 검사기법

(1) 확산 (diffusion) 영상기법

diffusion imaging은 인체 조직내의 물분자들의 확산에 따른 MR 신호의 감쇄정도를 영상의 대조도로 나타내게 하는 확산강조 영상과 혹은 정량적으로 영상에서 각 pixel의 신호 밝기가 확산계수(apparent diffusion coefficient)를 나타내도록 하는 ADC-map 기법이 보편적으로 사용된다 (그림 15). 확산영상기법은 새로운 진단기법으로 중추신경계 질환의 진단에 매우 유용한 것으로 보고되고 있다. 일 예로 solid tumor와 cystic mass의 경우 일반 MR 영상기법으로는 감별이 어려운 경우가 있는데 확산영상기법을 이용하는 경우 물분자의 확산정도가 두 경우에서 매우 다르므로 쉽게 감별할 수 있다. 또 다른 예로 뇌졸중의 조기검진을 가능하게

할 수 있을 것으로 예견되고 있는데 뇌졸중의 hyperacute 혹은 acute phase에서는 아직까지 vasogenic edema가 발생하지 않아 일반 T2 MR영상 상에서는 정상으로 나타나나 확산영상에서는 cytotoxic edema에 기인한 물분자의 확산정도에 변화가 일어나므로 병변을 쉽게 구분할 수 있다. 이러한 확산영상기법은 현재 다른 장기에서의 임상응용 가능성이 탐색되고 있는데 일 예로 간의 종양중 악성종양과 양성종양을 감별하는데 유용하였다는 보고도 있다.

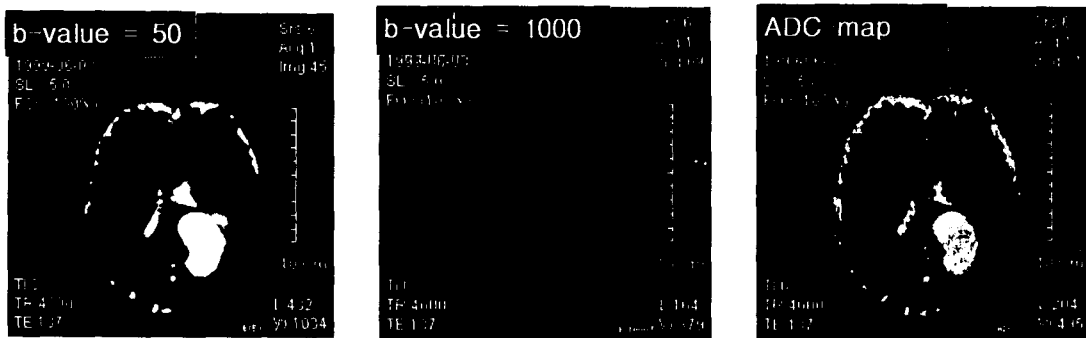


그림 15. Diffusion 영상 및 ADC map

(2) 관류 (perfusion) 영상기법

조직의 관류(perfusion)란 조직에 공급되는 blood supply를 의미한다. 따라서 해당 조직에 blood 가 얼마나 잘 공급되는가 여부를 영상화하는 기법이 perfusion MR이다. 현재 임상적 응용은 주로 뇌신경계에 국한되어 이용되고 있는데 뇌경색, 뇌동정맥기형, 그리고 뇌종양 등에 이용된다. MRI를 이용한 perfusion 영상은 현재 가장 보편적으로 사용되는 방법은 상자성 MR 조영제를 급속 정맥주사하고 상자성 조영제의 T2*-효과를 이용하여 관류영상을 획득하는 "Bolus tracking" 기법이고 최근 이러한 조영제의 사용 없이 perfusion 영상을 얻는 "arterial spin labelling" 기법이 대두되어 그 임상적 가능성이 많이 탐색되고 있다 (그림 16).



그림 16. 형태학적 MR 영상(위)과 관류 MR 영상(아래)

(3) Neuro-functional imaging (fMRI)

뇌는 부위별로 고유한 기능을 지니고 있으며 어떠한 기능을 수행하기 위하여 특정부위의 뇌 신경활동이 이와 함께 그 부위의 국소적 뇌혈류 및 대사가 증가한다. 뇌의 기능적 MR 영상은 이러한 생리학적 변화를 이용하여 국소적 신경 활성화를 표현하는 것으로 현재 BOLD(blood oxygen level dependent)효과에 의한 fMRI 기법이 가장 보편적으로 사용되고 있다. BOLD 효과는 뇌혈류 증가에 따른 산소 유입량의 증가는 활성화된 뇌조직이 실제로 필

요로 하는 산소량을 증가함으로써 혈액내의 oxyhemoglobin의 농도를 증가시켜 상대적으로 상자성체인 deoxyhemoglobin의 농도를 감소시킴으로써 활성화된 뇌영역의 MR 신호가 증가 (positive BOLD effect)한다는 이론이다. 이는 deoxyhemoglobin의 경우 상자성체로 T2*-강조 영상상에서 MR 신호를 감소시키는 역할을 하는데 BOLD 효과에 의해 그 농도가 감소하면 gradient-echo EPI를 사용하여 T2*-강조 영상을 획득하게 되면 활성화 영역은 신호가 증가하게 되고 뇌의 다른 부위들은 이러한 국소적 뇌혈류의 증가에 의한 BOLD 효과가 나타나지 않음으로서 결과적으로 활성화 영역을 추정해 낼 수 있다. 앞서 언급한 ASL 기법 역시 fMRI의 방법으로 활용될 수 있는데 그 원리는 뇌활성화 영역에서는 국소적 뇌혈류량, 즉 perfusion이 증가한다는 점을 이용한다. 현재 fMRI의 응용은 단순한 운동기능 및 감각기능의 연구뿐만 아니라 언어관련기능 등 인식기능 등 좀 더 고급한 뇌기능의 연구로까지 발전하여 오고 있으며 임상적 응용으로는 수술치료가 필요한 뇌질환에서 수술계획을 세우거나 수술후 합병증을 예측하는데 사용되고 있다. 또 다른 임상적 응용으로는 뇌손상 후 뇌신경의 회복 기전을 규명하는데도 중요한 수단으로 활용 가능하다.

2-4. Tissue Suppression 기법과 응용

일반적으로 MRI에 나타나는 생체조직은 물과 지방조직의 (adipose cell) fat이 다른 생체분자보다 월등히 농도가 크기 때문에 (10000배 이상) 이들의 MRI신호의 함으로 나타난다. 따라서 임상적인 목적에 따라 물신호를 억제하거나 (water suppression) 혹은 fat신호를 억제하는 것 (fat suppression)이 필요하다.

2-4-1. Fat Suppression 기법과 임상응용

MR영상 획득시 지방조직의 신호를 억제하는 이유는 (1) 병변의 조영증강효과를 통해 병변의 구별을 쉽게 하고, (2) chemical shift artifact를 줄이기 위해 그리고 (3) adrenal gland tumor, bone marrow infiltration, fatty tumor등에서 지방조직을 확인하기 위하여 사용한다. 이러한 지방신호의 억제 기법으로는 inversion recovery(IR) 기법을 사용하거나 더욱 흔히는 water proton과 fat proton 사이의 공명주파수의 차이를 이용한 frequency selective method를 사용한다.

(1) STIR (Short tau inversion recovery) 기법

이 기법에서는 180°pulse가 먼저 longitudinal 자화를 반전시켜 T1 시간동안 회복되도록 기다린다. 이때 TI는 FAT 신호가 정확히 0점을 지나는 시간으로 잡으면 이때 imaging sequence의 90°pulse가 가해지므로 tissue water신호만 영상 신호에 검출된다 (그림 17). 인체의 부위에 따라 TI 값은 다르나 160-180 ms 이다. STIR 기법에서 tissue신호가 검출될 때는 모두 음의 자화성분을 가지고 있으나 magnitude image에서는 이 값이 반전되어 T1값에 비례하여 밝은 영상을 보인다. 따라서 STIR 기법에서는 T1 시간이 긴 조직(CSF, tumor)등이 더 밝게 보여 보통의 T1-weighted spin echo 기법과는 영상대조가 다르다. 임상적으로 이 기법은 특히 optic nerve의 병소나 bone marrow 의 metastatic lesion을 영상대조 증강하는데 도움이 된다.

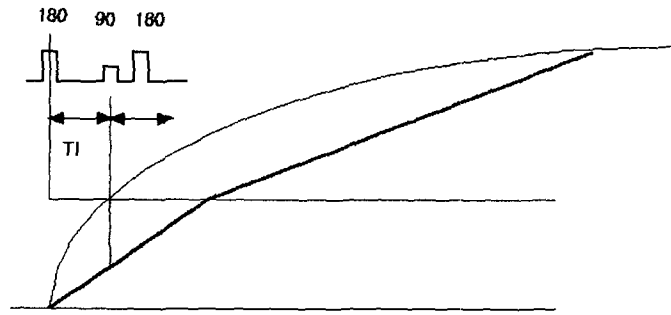


그림 17

(2) Frequency selective 기법

이 방법은 MR Imaging sequence에 앞서 frequency selective (물 혹은 지질의 precession 주파수와 같은) RF pulse(CHESS or ChemSAT)를 두어 특정 chemical species, 즉 물이나 지질만을 선택적으로 MR excitation시킨다 (그림 18). 물이나 지질의 자화가 선택적으로 여기되어 x-y 평면에 놓이게 되면 Spoiling gradient가 가해져서, 가령 지질 자화의 x-y 성분을 분산시킴으로써 효과적으로 지질의 자화신호를 없애고 다음의 imaging pulse는 물의 자화 신호에만 작용하므로 영상에서는 물의 자화 신호만 있게 된다.

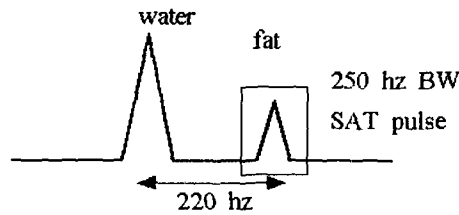


그림 18

ChemSAT경우에는 spoil gradient를 따로 두지 않고 frequency selective presaturation pulse를 imaging sequence의 excitation pulse바로 전에 두어 longitudinal 자화를 없애므로써 excitation이 가해질 때는 Pre-SAT pulse에 의해 미리 선택된 chemical species는 longitudinal 자화성분이 복원할 시간이 충분하지 못함으로 영상 신호에 나타나지 않는다.

2-4-2. Water Suppression 기법과 임상응용

뇌에서 대부분의 질환은 T2강조영상에서 뇌척수액(CSF) 보다 신호강도가 낮고 gray 또는 white matter 보다 높은 신호강도를 보이는데 병변의 T2강조효과를 증가시키기 위하여 TE를 증가시키면 artifact와 CSF의 partial volume 효과가 증가하는 제한점이 있다. 따라서 이러한 경우에는 CSF의 신호 (즉 물신호)를 억제할 필요가 있는데 이러한 경우 사용하는 것이 FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery) 기법이다. 임상적으로 FLAIR기법은 뇌척수액의 MR신호를 suppression시킴으로써 ventricle혹은 cortical sulci에 가까운 병소를 검출하는데 편리하며 STIR에서는 lipid를 nulling 하기 위하여 짧은 inversion time (TI=200-250 msec)를 사용하지만 여기서는 CSF, 즉 free bulk water를 nulling 시켜야 함으로 inversion time (TI) 이 길다 (2000-2600 ms). 따라서 TR도 6-9 sec로 보통의 spin echo 영상법과 결합하여 사용하면

T2-weighted 영상을 얻을 수 있으나 전체 신호기록 시간이 10 분 이상이 걸려 불편하다. 최근에는 fast spin echo나 multi-shot EPI 영상기법과 결합하여 사용함으로써 전체 영상 획득 시간을 단축할 수 있는데 이를 흔히 fast-FLAIR 기법이라 한다.

제조사	고식적 SE	Fast SE(echo train SE)	single-shot FSE
GE Medical	SE	FSE	SS-FSE
Siemens	SE	TSE	HASTE
Philips	SE	TSE	UFSE

SE = Spin Echo ; FSE = Fast Spin Echo ; TSE = Turbo Spin Echo ; SS-FSE = Single Shot Fast Spin Echo ; HASTE = Half Fourier Acquisition Turbo Spin Echo ; UFSE = Ultrafast Spin Echo

제조사	Spoiled	Refocused (Postexcitation)	Refocused (Preexcitation)	Magnetization Prepared
GE Medical	SPGR FSPGR	GRASS	SSFP	IR-prepared GRASS
Siemens	FLASH	FISP	PSIF	TurboFLASH MPRAGE
Philips	T1 CE-FFE	FFE	T2 CE-FFE	TFE

SPGR = Spoiled GRASS ; FSPGR = Fast SPGR ; GRASS = Gradient Acquisition in the steady state ; SSFP = Steady state free precession ; FLASH = Fast low angle shot ; FISP = Fast imaging with steady state ; PSIF = Reversed FISP ; MPRAGE = Magnetization prepared rapid acquisition gradient echo ; T1 CE-FFE = T1 Contrast-enhanced FFE ; FFE = Fast field echo ; TFE = Turbo field echo