

# Basics of MRI

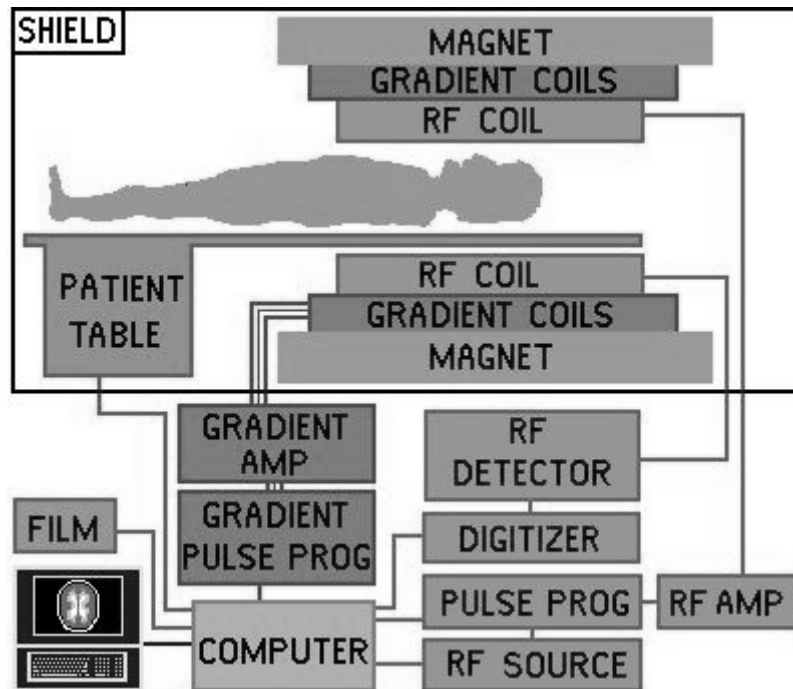
대구가톨릭의대 영상의학과 박영찬

MR image는 어떻게 만들어지는 것일까? 처음 MR image를 접했을 때, MR physics를 처음 공부할 때, 둘 다 똑같이 어렵고 낯설었던 기억이 있다. MRI는 다른 영상 진단 장비보다 기본 원리와 임상 적용이 훨씬 힘들고 많은 지식을 필요로 하는 것이 사실이다. 기본적인 MR physics도 의학을 전공한 사람들이 처음 익히기에는 상당히 이해하기 힘든 부분들이 많다. 그래서, MRI를 처음 접하는 사람들은 다음과 같은 의문 중 한 가지 정도는 누구나 생각해 봤을 것이다. MR 장비는 어떤 구조를 가지나? 강한 자석, 헬륨 가스, 코일, ... 은 무슨 역할을 하나? 자장 안에 사람이 들어가면 어떻게 되나? RF pulse를 때리면 양성자가 90도 누웠다가 되돌아온다는 것은 무슨 말인가? TR과 TE는 무엇인가? T1강조영상과 T2강조영상은 어떻게 다른 것일까? 이런 의문점들을 해결하기 위해 MRI 장비의 기본 구조와 아주 기초적인 전자기 현상을 먼저 이해한 후, basic MR physics에 대해 살펴보고자 한다.

## 1. MRI System

MRI 장비는 크게 magnet, gradient system, RF system, 컴퓨터, 기타 주변장치로 구성되어 있다. MR image는 자석을 이용해서 촬영하는 검사이므로, 주자석의 역할이 가장 중요하다. Gradient system은 관심영역에서 나오는 MR signal의 위치정보를 알아내는 장치이다. RF system은 관심영역에 RF pulse를 보내 양성자를 자극하고, 여기서 나오는 MR signal을 수신하는 장치이다. 수신된 MR signal은 컴퓨터로 보내 Fourier 변환을 통해 각 pixel값을 알아내고 grayscale로 색칠해서 MR 영상을 만들게 된다.

### (1) Magnet

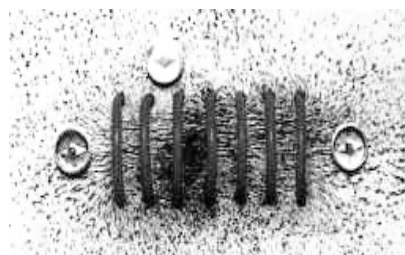
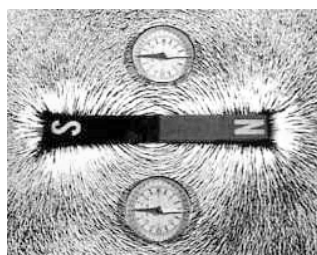


자석은 영구자석, 전자석, 초전도자석의 3가지 종류가 있다.

영구자석은 외부에서 에너지를 받지 않아도 자화 상태를 유지하는 자석이다. 형성된 자기장의 세기가 약해 선명한 MR 영상을 얻을 수 없으나, open-type MRI에 적용되어 폐쇄공포증 환자나 MR-guided procedure에 도움을 준다. 또 다른 자석과 달리 유지비가 거의 들지 않는 장점이 있다.

전자석은 코일을 감고 전기를 흘리면 자기장이 형성되는 원리를 이용해 만든 자석이다. 코일에 전기를 흘리면 전기저항에 의한 열이 발생하여 원하는 세기의 자기장을 형성할 수 없기 때문에, 전자석도 강한 자기장을 만들 수 없다. 즉, 선명한 MR 신호와 영상을 얻기 위해서는 강한 주 자기장이 필요한데, 영구자석과 저항전자석은 최대 0.3-0.5T의 자기장까지만 만들 수 있기 때문에 성능이 떨어진다.

고성능, 고자장의 자석을 만들기 위해서는 초전도 자석이 필요하다. 초전도 현상은 초전도 재



료를 액체 질소 또는 헬륨으로 절대영도 가까이 냉각시키면, 전기 저항이 거의 없어져 전류가 장애없이 흐르는 현상이다. 이런 초전도체는 전기저항이 없어 저항에 의한 발열, 열손실을 막을 수 있고, 세기가 큰 전류를 흘려서 강한 자기장을 만들 수 있기 때문에 초전도자석을 이용하면 강한 자기장을 형성할 수 있다. 1.5T, 3T MR 장비는 모두 초전도자석을 이용한 장비이며, 액체 질소와 액체 헬륨은 초전도를 형성하기 위한 냉각제로 사용된다.

참고로, 1.5T, 3.0T에서 T는 Tesla의 약자로, 자석의 세기를 나타내는 단위이다. 지구 자기장의 세기는 0.5G(Gauss)이고, 1T는 10,000G에 해당한다. 1.5T MR 기기는 지구 자장의 30,000배에 해당하는 자기장을 가지고 있으며, 폐차장에서 차를 들어올리는 자석과 비슷한 세기를 가진다.

## (2) Gradient System

Gradient system은 크게 gradient coil과 power unit(power amplifier)로 나눌 수 있다. Gradient coil은 주자석의 안쪽에 위치하는데, x, y, z축 3방향으로 경사자장을 형성하기 위해 3개의 gradient coils이 존재한다. gradient coils은 z축 방향으로 slice thickness를 결정하고, x-y plane에서 MR signal의 위치정보를 알 수 있게 해준다. 고성능의 MR 기기와 fast MR scan을 위해서는 고전압, 고전류를 공급할 수 있는 고성능의 gradient system이 필요하다. 또, 고전압, 고전류를 사용하면 gradient system에 많은 부하가 걸리게 되기 때문에, 공랭식 또는 수냉식의 냉각이 필요하다.

## (3) RF System

RF system은 크게 RF coil, radio-transmitter, radio-receiver로 나눌 수 있다. RF system은 인체의 관심영역에 RF pulse를 보내서 양성자를 자극하고 MR signal을 발생하도록 하는 아주 중요한 장치이다. RF pulse를 만들어 보내기 위한 radio-transmitter(송신부)와 양성자에서 나오는 MR signal을 받은 후 처리하는 radio-receiver(수신부)가 있고, 직접 RF pulse를 보내고 받는 부분은 RF coil이다. RF coil이 우리가 흔히 '코일'이라고 부르는 장비이다. (실제로 main magnet, gradient coil, RF coil은 모두 coil 형태로 만들어져 있다) 코일'에는 여러 가지 종류가 있다. body coil, head coil, surface coil, phased array coil, ... 코일'은 송수신이 모두 가능한 것과 수신만 가능한 것이 있다. body coil은 그림에서처럼 magnet의 가장 안쪽에 위치하며, 수신전용코일을 사용할 때 RF pulse 송신을 담당한다. 또 검사부위에 맞는 코일'이 없을 때 body coil만으로 검사하기도 한다. head coil은 송수신이 모두 가능한 코일이다. surface coil은 수신전용코일로, shoulder

coil처럼 검사부위에 맞게 고안되어 선명한 MR image를 만들어 준다. phased array coil은 torso coil or spine coil처럼 surface coil을 여러 개 붙여 만든 것으로 넓은 부위에서 좀더 선명한 MR signal을 얻을 수 있다.

MR 검사실 내로 라디오, TV, 기타 전자파들이 들어오면, MR 영상에 noise를 만들기 때문에 MR 기기를 설치할 때 검사실 전체에 RF shielding 작업을 한다.

#### (4) MR system의 작동 원리

main magnet bore내에 사람이 들어가면, 강한 자기장에 의해 수소 양성자가 반응하게되고 우리 몸은 약한 자석이 된다. 이 상태에서 먼저 RF power amplifier의 impulse가 송수신기에 전달 되면 RF pulse를 발생시키고, RF pulse가 코일을 통해 송신되어 검사부위의 양성자를 자극하게 된다. 양성자는 공명과 이완 과정을 거치면서 MR signal을 내보낸다. MR signal은 RF coil에 검출하여 송수신기를 통해 preamplifier로 전달한다. MR signal을 얻을 때 gradient system을 동작시켜 위치정보를 파악한다. 수신된 MR signal은 수많은 analog 전파로 이루어져 복잡한 파형을 형성하고, 주파수, 위상, 진폭이 다른 여러 파장으로 구성된다. 이것을 digital signal로 변환하여 파형상의 위치를 표시하는 숫자의 집합을 얻은 후 여과하여 기억장치에 저장하고 컴퓨터에서 처리한다. digital data는 K-space라는 행렬로 그릴 수 있고, Fourier transformation(복합 파형에 포함된 각각의 주파수, 위상, 진폭을 계산하는 과정)을 하여, 각 pixel의 고유한 수치를 얻을 수 있고 이로부터 영상을 만들게 된다.

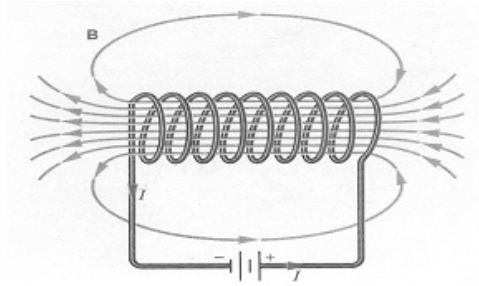
## 2. Electromagnetic phenomenon

다음은 중학교 때 배웠던 기초적인 전자기 현상 2가지이다. 즉 도선(코일)에 전류를 흘리면 자기장이 형성되는 현상과 코일에 자석을 움직이면 전류가 발생하는 전자기 유도 현상이다.

### (1) 전류에 의한 자기장(Magnetic field by electric current)

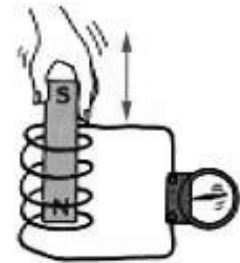
직선으로 된 도선을 흐르는 전류 주위에는 그 도선을 둘러싸는 원형의 자기장이 나타난다. 이 경우 자기장의 방향은 전류의 방향을 오른나사의 진행방향으로 할 때 나사가 도는 방향과 같다. 또, 코일과 같은 원형회로(solenoid)에 전류를 통하면, 그 회로를 관통하는 모양의 자기장이 생기

는데, 그 방향은 전류의 방향이 오른나사의 회전방향일 때 나사가 나아가는 방향과 같다. 이러한 원리로 초전도자석을 포함한 전자석을 만들 수 있다.



## (2) 전자기 유도 Electromagnetic induction

코일 속에 자석을 넣었다 뺐다 하면 도선에 전류가 발생하는 현상으로, 자석이 코일에 가까워지거나 멀어질 때 자석의 운동을 방해하는 방향으로 전류가 흐른다. 전자기유도에 의해 회로 내에 생기는 기전력을 **유도기전력**, 그것이 원인이 되어 회로에 흐르는 전류를 유도전류라 한다. 1831년 패러데이가 발견한 현상으로 **전자기학**의 이론적 기초가 되는 중요한 현상이며, 공업적으로도 **발전기**, 변압기, 도난방지기와 같은 많은 전기기계의 기술적 원리가 된다. MRI에서는 공명된 수소양성자가 만든 횡자화에서 교류 전류인 MR signal이 얻어지는 것이 전자기유도 현상에 의한 것이다.



## 3. Basic MR physics

자기공명영상은 핵자기공명(NMR)을 이용하여 영상을 얻는 검사이다. 공명이란, 주파수가 같은 자극에 대한 증폭 반응이다. NMR에서는 핵의 주파수와 같은 주파수(공명주파수)의 전파로 핵을 자극할 때, 핵에서 나오는 신호를 측정한다. 자기장 내에서 우리 몸은 약한 자석이 된다. 조직에 따라 자화되는 정도가 다르다. 이 차이를 측정해서 컴퓨터 그래픽화한 것이 MR 영상이 된다.

### (1) Magnetism

Magnetism은 물질이 자기장 내에서 가지는 고유한 성질로, magnetic susceptibility에 따라 다

음 4가지 정도로 정리할 수 있다.

**1) Diamagnetism**

자기장 내에서 약하게 반발하는 물질로, weak negative magnetic susceptibility를 가진다. 물, 구리, 질소, barium을 포함한 대부분의 조직이 여기에 속한다.

**2) Paramagnetism**

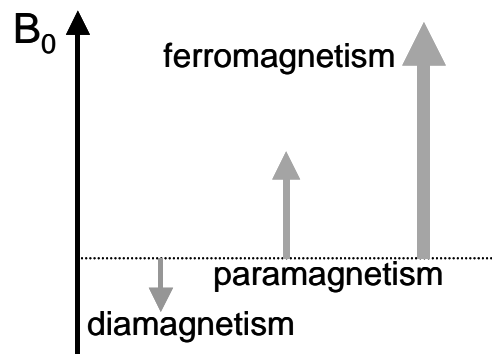
산소와 Fe, Mg같은 금속이온, Gadolinium 조영제가 포함된다. 이들 이온 내 전자들은 쌍을 이루지 않기 때문에 positive magnetic susceptibility를 가지며, T1 & T2 relaxation time을 감소시킨다. Gadolinium 조영제는 특히 T1 relaxation time을 줄여 T1강조영상에서 신호강도를 증가시킨다.

**3) Ferromagnetism**

강양성의 magnetic susceptibility를 가지는 물질로, 철, 니켈, 코발트 등이 있다. 외부 자기장이 제거되어도 자성을 유지하며, MR image에서는 심한 ferromagnetic artifact를 유발한다.

**4) Superparamagnetism**

외부 자기장 내에서 ferromagnetism을 보이고, 자기장을 제거하면 자성을 잃게 된다. paramagnetic material과 ferromagnetic material 중간 정도의 magnetic susceptibility를 가진다. Kupffer cell-specific agent를 사용되는 SPIO (superparamagnetic iron oxide) 조영제가 여기에 속한다.

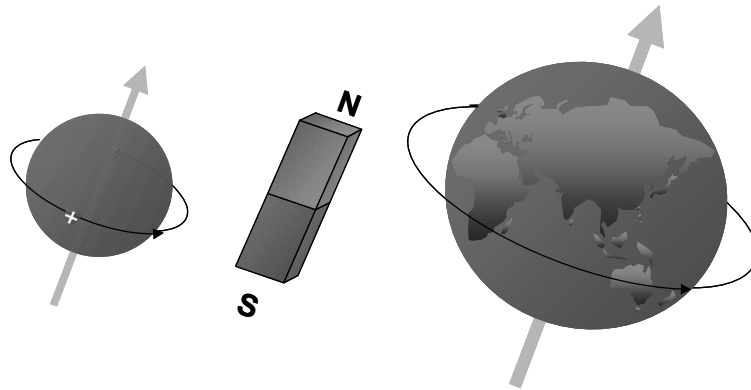


**(2) Magnetic Dipole**

홀수의 양성자 또는 중성자를 가지는 핵종의 핵은 회전운동(spin)을 하며, 핵은 양전하를 가지기 때문에 핵의 회전운동은 양전하의 회전운동을 의미한다. 전하의 움직임은 전류의 흐름을 의미하고 전류의 흐름이 있으면 자장이 발생한다.

핵의 회전운동 즉 양전하의 회전운동에 의해서 자장이 형성되므로 핵이 하나의 자석처럼 두 개의 magnetic poles, 남극과 북극을 가지는 고유 자장을 지니게 된다. 이런 개념 하에서 핵을 자기쌍극자(magnetic dipole)로 생각한다. 양자 역학에서는 자기쌍극자 주위에 형성된 자장의 방향과 세기를 벡터로 표시한 것을 magnetic momentum이라 한다.

MR에서 이용할 수 있는 핵종은 핵이 회전운동을 하는 것이어야 하며, 이것은 홀수의 양성 또는 홀수의 중성자로 구성된 핵을 가지는 핵종이다. 수소원자는 인체에서 가장 단순하고 풍부



한 원소이며 가장 큰 gyromagnetic ratio를 가지기 때문에 medical MRI에서는 수소원자를 이용한다. 수소 원자 하나에는 양성자와 전자가 한 개씩 존재하고, 수소 핵은 중성자가 없으므로 수소 핵을 단순히 양성자라 부르기도 한다.

### (3) Magnetization

양성자는 저에너지 상태와 고에너지 상태의 두 가지 기본적인 에너지 상태를 가진다. 저에너지 상태의 양성자는 외부자장축과 평행(parallel)하게 배열하고 고에너지 상태의 양성자는 외부자장축에 대해 반대방향(antiparallel)으로 배열한다.

양성자가 외부자장하에서 배열할 때 양성자 고유자장의 자장축과 외부자장축 사이에 일정한 각을 가지기 때문에 torque에 의해 외부자장 축을 중심으로 세차운동을 하게 된다. 양성자의 세차운동을 일정한 속도를 가지게 되며, 그 빠르기를 precession frequency로 표시한다. 이것을 Larmor frequency라고도 하며, 다음과 같은 Larmor 방정식에 따라 주자장의 세기와 비례한다.

$$\omega = \gamma \square B_0$$

( $\omega$  ; Larmor frequency,  $\gamma$  ; gyromagnetic ratio,  $B_0$ ; 주자장의 세기)

Gyromagnetic ratio는 일정 환경하에서 핵의 본질적인 특성으로, 물 양성자의 gyromagnetic ratio는 42.58MHz/T이며, 1.5T MR 기기에서 양성자의 Larmor frequency는 63.87MHz가 된다.

단위 부피 속에 있는 모든 양성자들의 자장 세기와 방향을 합한 결과를 순자화(net magnetization)라 한다. 자연상태의 양성자들은 임의의 배열을 하기 때문에 모든 양성자들의 자기력의 합 벡터는 서로 상쇄되어 나타나지 않는다. 그러나 외부자장하의 양성자들은 외부자장축과 평행 또는 반대방향으로 배열하게 된다. 외부 에너지의 유입이 없는 기저상태에서 저에너지 상태

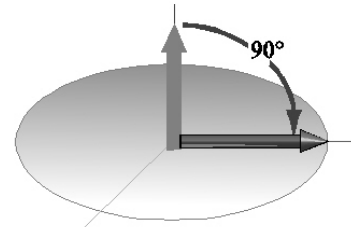
의 양성자가 약간 더 많기 때문에 외부자장축 방향으로 합 벡터인 종축자기화(longitudinal magnetization)가 생기게 된다. 아주 약한 자장하에서는 저에너지 상태 양성자와 고에너지 상태 양성자의 수적 차이가 미미하기 때문에 순자화는 거의 무시될 수 있지만 외부자장의 세기가 커지면 그 차이가 많아지기 때문에 순자화가 증가하게 된다.

결국 MR 기기 속에 들어간 인체는 약간 자화되고 이때 만들어지는 순자화는 주자장과 평행한 방향의 종축자기화를 형성한다. 이 종축자기화는 주자장과 같은 방향을 가지기 때문에 어떤 방법으로도 탐지해낼 수 없다.

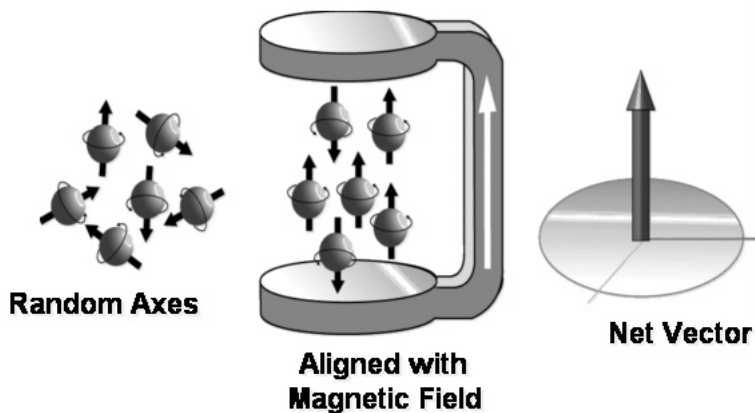
#### (4) Resonance

양성자의 세차주파수와 같은 주파수를 가진 외부 에너지를 가할 경우, 저에너지 양성자가 고에너지 양성자로 변하는 것을 공명이라 한다. 외부 에너지는 radiowave를 이용하여 가해지며, 이것을 RF pulse라고 한다. RF pulse의 frequency는 양성자의 세차주파수와 같아야 공명이 이루어진다.

양성자에 RF pulse를 가하면 저에너지 양성자가 에너지를 받아 고에너지 양성자가 되고, 저에너지 양성자와 고에너지 양성자의 수가 같아진다. 이로 인해 순자화는 감소하고 없어지게 된다. 또, RF pulse를 가하면 여러 양성자들이 임의의 위상을 가



### Net Magnetization





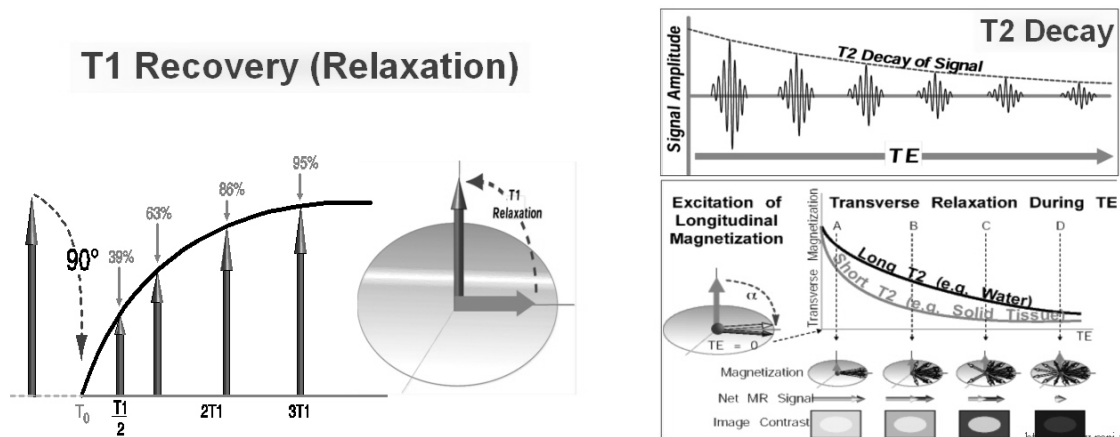
지고 세차운동을 하다가 동일 위상의 세차운동을 하게 된다. 이로 인해 횡축자기화가 생기게 된다.

RF pulse를 가하면, 종축 방향(z축)으로 있던 순자화가 수평면(x-y면)으로 회전하는 결과를 보이는데, 실제로는 종자화가 없어지고 횡자화가 생긴 것이 된다. 순자화가 수평면으로 눕는 각도를 숙임각(flip angle)이라 하고, 숙임각은 RF pulse를 가하는 시간과 진폭으로 조절하게 된다. 숙임각이 90도가 되도록 가해준 RF pulse를 90도 RF pulse라고 부른다.

종자화는 주자장과 같은 방향을 가지기 때문에 탐지할 수 없었지만, 횡자화는 주변에 안테나(코일)을 설치해서 신호를 분리해 낼 수 있고, 이것이 MR signal이 된다. MR signal의 주파수는 Larmor frequency와 같고, amplitude는 횡축자기화의 크기에 비례한다. 횡축자기화의 크기는 종축자기화의 크기와 숙임각에 의해 결정된다.

### (5) Relaxation

RF pulse에 의해 횡축자기화(고에너지 상태)가 생긴 직후, RF pulse를 가하기 전의 종축자기화 상태(저에너지 상태)로 되돌아 가는 것을 이완이라 한다. 이완에는 T1 이완과 T2 이완 2가지가 있다. T1 이완은 종축자기화가 회복되는 과정이고, T2 이완은 횡축자기화가 없어지는 과정이다. 두 가지는 동시에 일어나지만, 위치와 기전이 다르다. T1 이완은 고에너지 상태로 전이되었던 양성자들이 원래의 저에너지 상태로 돌아가면서 z축 방향으로 종축자기화가 생기는 것이고, T2 이완은 x-y면에서 세차 운동의 위상일치 상태(in phase state)가 서로 흩어지는 탈위상(dephasing) 과정에 의해 횡축자기화가 없어지는 것이다. 인체의 조직들은 T1 및 T2 이완 정도가 다르기 때문에 이 차이가 MR tissue contrast의 기본이 된다. 즉 T1 이완 시간의 차이를 이용하면, T1강조영상이 만들어지고 T2 이완 시간의 차이를 이용하면 T2강조영상이 만들어진다.



T1 이완은 종축이완, spin-lattice relaxation, thermal relaxation이라 하고, 고에너지 상태로 전이된 양성자가 주위 환경(lattice)로 에너지를 방출하고 기저상태로 돌아가는 것이다. 즉 RF pulse에 의해 감소된 longitudinal magnetization이 RF pulse를 가하기 전 상태로 회복되는 것을 의미한다. 종자화가 원래 평형상태의 63%를 회복할 때까지 시간을 T1 이완시간으로 정의하고, 이 T1 이완시간은 분자 크기, 외부자장의 세기에 영향을 받는다. 물(자유수) 분자는 작은 크기를 가지고 매우 빠르게 움직이므로 에너지 전달이 매우 느려서 이완시간이 길다. 지방 조직은 중간 정도 크기의 분자를 가지고 T1 이완 효율이 높아 가장 짧은 T1 이완 시간을 가진다. 단백질같이 큰 분자의 양성자는 T1 이완시간이 너무 빨라 MR 신호를 탐지해내기 어렵다. 이와 결합된 물 분자(결합수)는 자유수에 비해 좀더 빠른 T1 이완시간을 보이게 된다. 연부조직은 결합수가 많아 fluid에 비해 T1 이완시간이 짧고, 악성종양은 자유수가 많아 T1 이완시간이 길다. 자장의 세기가 커지면 양성자의 세차주파수가 빨라져서 주위 환경으로 에너지 방출이 어려워 지고, T1 이완시간이 느려진다.

T2 이완은 횡축이완, spin-spin relaxation이라 하고, 자장의 불균일성에 의해 이루어진다. 균일한 자장에서는 양성자들의 세차운동 속도가 일정하므로 영원이 동일 위상의 세차운동을 하지만, 불균일한 자장에서는 각각 양성자들이 겪는 자장의 세기가 다르기 때문에 세차운동의 속도가 다르고 위상이 서로 달라지게 된다. 횡자화가 63% 소실될 때까지 시간을 T2 이완시간이라 하고, T2 이완시간은 분자 크기, 물질의 상태에 영향을 받는다. 물 분자처럼 크기가 작은 분자는 빠르게 움직여서 자장의 불균일성을 약간 상쇄하게 되고, T2 이완시간이 길어진다. 크기가 큰 분자는 인접한 자장의 영향을 지속적으로 받아서 T2 이완시간이 짧다. 마찬가지로 고체는 T2 이완시간이 짧고, 액체는 T2 이완시간이 길다. 악성종양은 자유수 액체가 많아서 T2 이완시간이 길다.

T1 이완과 T2 이완은 동시에 일어나지만, T2 이완이 훨씬 빨리 진행된다. 보통 T1이 T2보다 2.5-10배정도 길다.

## (6) MR signal

MR signal은 FID signal과 echo signal 두 가지가 있다.

초기에 RF pulse로 양성자를 자극하면 횡축자기화가 생기게 되고, MR signal이 발생한다. 이 MR signal은 자장의 불균일성으로 급격하게 붕괴하고, 이 신호를 자유유도붕괴(free induction decay, FID) 신호라고 부른다. 하지만 이 신호는 너무 빨리 없어지기 때문에 공간 위치 정보를 얻을 수 없어 MR 영상을 얻는데 쓰이기 어렵다.

MR 영상을 얻는데 쓰는 MR signal은 echo signal 형태로 만들어서 얻게 된다. 흩어져서 없어

지는(dephasing) 횡축자기화를 180도 RF pulse(spin echo signal) 또는 경사자계(gradient echo signal)를 이용하여 다시 재위상(rephasing) 상태로 되돌려 MR signal을 얻게 된다.

## (7) TR, TE, & Tissue contrast

MRI에서 공간에 대한 정보를 얻으려면 RF pulse를 가하고 신호를 얻는 과정을 여러 번 반복해야 한다. 여기에서 TR과 TE parameter가 중요한 의미를 가지는데, 이 두 parameter들을 조절함으로써 T1강조영상과 T2강조영상을 얻을 수 있다.

TR(repetition time)은 RF pulse를 가하고 MR signal을 얻는 과정을 반복했을 때, RF pulse 사이의 간격을 말한다. TR을 조절하면, RF pulse를 가하고 서로 다른 조직간에 종자화가 감소되었다가 회복되는 차이를 구분해 낼 수 있다. 짧은 TR 시간을 주면, T1 이완이 빠른 조직과 느린 조직 사이에 tissue contrast를 얻을 수 있다. 1초 이상의 긴 TR 시간을 주면 대부분의 조직들이 종자화를 회복하므로 서로 차이를 구분해 내기 어렵다.

TE(echo time)은 RF pulse를 가하고 MR signal을 얻는데 걸리는 시간이다. MR signal은 횡자화에서만 얻을 수 있으므로, TE를 조절하면 서로 다른 조직간에 횡자화가 감소되는 차이를 구분해 낼 수 있다. 긴 TE 시간을 주면, T2 이완이 빠른 조직과 느린 조직 사이에 tissue contrast를 얻을 수 있다. 짧은 TE 시간을 주면 탈위상(dephasing)이 많이 일어나지 않은 상태이므로 횡자화의 감소 차이가 적어서 조직간의 T2 이완 차이를 구분해 내기 어렵다.

짧은 TR 시간으로 T1 contrast를 강조하고, 짧은 TE로 T2 contrast를 최소화한 영상을 T1강조영상이라 한다. 반대로, 긴 TE 시간으로 T2 contrast를 강조하고, 긴 TR 시간으로 T1 contrast를 최소화한 영상을 T2강조영상이라 한다. 양성자밀도강조영상(proton density-weighted image)은 긴 TR과 짧은 TE 시간으로 T1 & T2 contrast를 최소화해서 조직 내 양성자 밀도를 강조한 영상이다.

