

Basic Principles of Magnetic Resonance Imaging

이 윤
고려대학교
전자 및 정보공학부
1997.6.14

I. History

II. Physics

- ① The Atom
- ② The Magnetism
- ③ The Resonance

III. Formation of an MR Image

- ① RF Pulse
- ② Gradient Field
- ③ Slice selection
- ④ Phase encoding
- ⑤ Frequency encoding
- ⑥ Reconstruction
- ⑦ Relaxation Times T_1, T_2

I. History

- 자연현상에 대한 호기심은 태초부터 있어 왔으며,
인류가 존재하는 한 영원히 존재할 것이다.

자기공명 현상은 비교적 복잡한 현상으로서 그 물리적인 원리와 공학적인 기술의 바탕을 바로 이해하기 위해서는 자기현상에 대하여 전반적인 면을 먼저 조망하고, 미시적인 부분과 거시적인 부분의 이해로 접근하고자 한다. 우선 자석에 대한 역사를부터 시작하는 것이 자기공명 현상의 이해에 도움이 될 것이다.

Greece magnesia 지방의 목동이 끝이 쇠로 되어있는 지팡이로 어느 암석을 짚었을 때 끌어당기는 힘이 워낙 세어서 지팡이를 떼어 놓을 수가 없었다고 하며, 이 지방의 이름이 Magnetes였고, 그 암석은 magnetites라고 알려졌다. 이후 magnet의 특정방향을 가리키는 성질을 이용하여 나침반으로도 사용이 되었다. 1267년 프랑스의 Petrus Peregrinus가 자석의 중간부분보다 끝부분이 끌어당기고 밀어내는 힘이 더 강한 사실로부터 자석에 "North Pole", "South Pole"이란 이름을 붙이게 되었다.

독일의 과학자 Wilhelm Weber는 자기이론에 대하여 더욱 깊이 있는 연구 결과를 발표하였다. 자석을 둘로 나눌 때마다 새로운 두개의 자석이 생성되는 것으로부터 각 원자가 자성을 가진 것으로 추론하였다. 분자내에서 흐르는 전류에 의하여 자기장이 형성된다는 Ampere의 이론과도 일치하는 결론이었다. 1800년대, 즉 19세기에 들어와서 전기장과 자기장의 관계를 정립한 Maxwell에 의하여 근대적인 전자기학의 체계가 완성되었다.

자기장과 전기장 사이의 관계는 Maxwell이 정립한 4개의 Maxwell 방정식에 의하여 파악될 수 있다. 물질의 자기적 성질의 가장 기본적인 원인은 전하의 운동에 있다고 알려져 있다. 물론 magnetic monopole이 실험적으로 발견이 된다면 많은 이론들이 새로 쓰여지겠지만. 1945, 46년 Purcell과 Bloch은 자기공명현상을 처음으로 실험적으로 입증하였다. 이후 수많은 물리학자들이 자기공명현상을 이용하여 물성에 대하여 연구하였고, 화학과

생물학 등의 발전에 지대한 공헌을 하였다. 특히 의학분야에서는 P. Lanterbur, P. Mansfield, Damadian 등에 의하여 개발된 자기공명 영상법으로 질병의 진단 및 치료에 지대한 공헌을 하게 되었다. 의학분야에 대한 응용은 영상법 뿐 아니라 분석법으로 병소부위 및 인체부위에서 진행되는 각종 화학적 반응(대사과정)까지도 알 수 있을 뿐 아니라, 현재 기능적 영상(functional imaging)법으로 뇌 연구에 있어 큰 공헌을 하고 있다. 앞으로도 자기공명 현상과 관련하여 새로운 기법들이 개발되어, 질병에 대한 새로운 연구, 진단에 이용될 것으로 기대된다.

II. Physics

① The Atom

원자는 핵과 그 중위를 도는 전자로 구성되어 있으며, 핵은 양성자와 중성자로 구성되어 있다. 전자는 핵 주위를 돌며 전자운을 형성하고, 양성자는 핵 내에서 회전하며 양전하의 흐름을 이룬다. 용액상태의 물질에서는 전자의 흐름에 기인한 자기장은 시간적, 공간적 평균이 zero가 되어서 자기장 효과를 무시할 수 있다. 핵 내부의 양성자는 중성자와 결합되어 있으면서 에너지 상태에 따라 시계방향 혹은 반 시계방향으로 회전을 하게 된다. 회전 혹은 에너지 상태에 따라서 spin up 혹은 spin down, 양자상태 $+1/2$ 혹은 $1/2$ 로 표현된다. 하나의 핵에 대해서 자기 moment 유무는 nucleus number와 number of proton으로 [표 1]과 같이 정리된다.

② Magnetism

Spin을 가진 핵은 하나의 작은 막대자석처럼 운동하게 된다. 그러나 각각의 핵이 가진 핵자기 모멘트는 너무나 작기 때문에 측정하기가 어렵다. $(Electon\text{의 자기모멘트} = \frac{e\hbar}{4\pi m} = 9.27 \times 10^{-24} J/T,$

$Proton\text{의 자기모멘트} = 1.41 \times 10^{-26} J/T)$ 수많은 핵들이 집합적으로 존재하고 있을 때, $+1/2$ 그리고 $1/2$ spin 상태의 핵들의 자기모멘트는 서로 상쇄되고, 상온상태에서는 극히 일부만이(약 10^6 배) 자기모멘트를 가진 상태로 존재한다. 이들 조차도 자기장이 없는 상태에서는 각각의 자기모멘트 서로 임의의 방향으로 향하기 때문에 전체 자기모멘트는 "zero"가 된다. 즉 net magnetic moment zero 상태. 그러나 spin이 있는 핵들의 집합이 자기장하에 놓였을 때는 임의 방향을 향하던 자기모멘트가 자기장 방향으로 정렬하게 되어서, 각각 자기 모멘트의 벡터합은 유한한 값을 가지게 된다. 이것이 magnetization이다.

Magnetic moment의 양자역학적 표현은 [그림 1]과 같다.

Spin 1/2 system의 magnetization은 $(-1/2)$ 상태의 population과

(+1/2) 상태의 population의 차이에서 오므로 magnetization 성분은 $M_z = (N_1 - N_2) \mu$, population 비, $\frac{N_1}{N_2} = e^{-\frac{2\mu B_0}{k_B T}}$ 의 관계로부터 평형상태에서의 magnetization $\vec{M} = N \mu \tanh(\frac{\mu B_0}{k_B T})$ 이 된다. 여기서 k_B 는 Boltzmann constant, T 는 절대온도, B 는 자기장의 세기, μ 는 핵의 자기모멘트이다 ($k_B = 1.38 \times 10^{-23} J/T$, $\mu = 1.41 \times 10^{-26} J/T$). 온도가 내려가고 자기장의 세기가 세어지면 전체 magnetization이 증가함을 알 수 있다.

세차운동(Precession)

하나의 양성자가 자장 아래 놓여 있을 때 어떤 운동을 하는지 살펴보자. [그림 2]에서와 같이 magnetization 축이 자기장 축을 중심으로 회전을 하여 원추를 형성한다.

Spin상태 +1/2, -1/2인 두개의 양성자가 자기장하에 있다면, [그림3]과 같이, 즉 total spin momentum이 zero인 원자는, +1/2상태의 양성자는 반시계 방향으로, -1/2상태의 양성자는 시계방향으로 세차운동을 하며, 각각의 자기모멘트의 방향이 반대방향 이므로 서로 상쇄되어 전체 magnetization이 "zero"가 된다. 그러나 양성자가 2개가 아니라 수많은 spin들이 집합적으로 있는 시스템에서는 Boltzmann 통계적인 factor $\tanh(\frac{\mu B_0}{k_B T})$ 에 비례(상온 1 Tesla에서 10^{-6} 에 해당)한 만큼 unpaired spin이 형성되어 total spin momentum $\vec{M} = N \mu \tanh(\frac{\mu B_0}{k_B T})$ 이 된다. 따라서 spin system이 자기장하에서는 \vec{M} 이 세차운동을 하게되며, 이 운동은 Bloch 방정식에 의하여 기술된다. Bloch 방정식은 $\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B}$ 이다.

③ Resonance

Spin system은 자기장하에서 자화되어서 세차운동을 함을 앞 절에서 밝혔다. 이 시스템에 적당한 에너지를 가하게 되면 낮은 에너지 상태의 spin

이 높은 에너지 상태로 여기되었다가 다시 낮은 에너지상태로 돌아오면서 에너지 차이에 해당하는 주파수의 전자파를 발생하게 된다. 도표적으로 보면, [그림4]와 같다.

이때 적당한 에너지란 두 spin상태의 에너지 차이에 해당하는 것으로, 이 차이보다 크거나 작은 에너지의 파는 spin들을 여기시키는데 기여 하지 못한다.(Selection Rule) 이 차이에너지와 주파수와의 관계는 양자역학적으로 $\Delta E = \bar{h} \nu$ 로 표시된다. \bar{h} 는 Plank constant로 그 값은 $1.054 \times 10^{-34} J \cdot s$ 로 1Tesla의 자계강도에서 에너지 차이 $\Delta E = 4.5 \times 10^{-27} J$ 으로 그 해당 주파수는 43.58 MHz이다. 이것을 우리는 수소원자의 gyromagnetic frequency라고 부른다. 에너지 차이는 각 원소마다 고유하게 다르므로 원소마다 고유한 gyromagnetic frequency를 가진다. 각 원소의 고유한 gyromagnetic frequency를 [표 2]에 정리하였다. 특정 자기장에 따라서 고유진동 주파수가 가해진 자기장의 세기에 비례하는 관계를 갖는다. 이를 공명주파라고 하며, 다음과 같이 표현된다. $\nu_0 = \gamma B$.

III. Formation of an MR Image

자기공명 영상은 정자기장, RF 자기장, gradient 자기장의 조합으로 영상 신호가 형성되고, 각 tissue들의 서로 다른 T1, T2로 인하여 대조도가 더욱 선명하게 나타나게 된다. Net magnetic moment, 즉 magnetization \vec{M} 이 정자기장에 의하여 형성되는 것을 알았으므로 이제 RF자기장과 gradient 자기장이 어떻게 조합되어서(pulse sequence) slice selection(단면선택)이 되고 phase encoding, frequency encoding 하는 과정을 살펴보자.

RF pulse

자기공명 영상에서 사용하는 RF 자기장은 수 msec동안 지속되고 Tesla 정도의 자기강도이며, 공명주파수를 가지고, 대부분 특정한 모양을 가지고 있다. 사용되는 RF pulse의 전형적인 모양은 [그림 5]와 같다. RF pulse는 magnetization \vec{M} 을 회전좌표계에서 특정각도로 기울게 하는 역할을 하며, gradient 자기장과 결합되어서 특정부위의 magnetizaion 만을 기울게 한다. Spin 시스템이 gyromagnetic 주파수의 전자기파(RF 파)에 노출 되었을 때 magnetization 벡터 \vec{M} 이 받는 영향은 고전역학적으로 가장 잘 설명될 수 있다. \vec{M} 은 회전 좌표계에서 정지해 있으며, RF 자기장은 특정 방향을 향하게 된다. 회전좌표계에서 정자기장의 크기는 "zero"이다. 이는 기차여행 중 자신의 속도는 zero이고 창밖의 세상이 일정속도로 뒤로 지나가는 현상과 같은 것이다. 따라서 \vec{M} 은 RF 자기장의 영향을 받아서 RF 자기장축을 중심으로 시계방향으로 회전하게 된다. 회전좌표계에서와 정지 좌표계에서의 RF pulse에 의한 \vec{M} 의 움직임을 도해해 보면 [그림 6]과 같다.

Gradient 자기장

Gradient 자기장은 수 msec의 지속시간과 10 mT/m 의 강도비율, 보통은 사각형태의 모양이지만 경우에 따라 sinusoidal형태의 모양을 사용할 때도 있다. Gradient 자기장이 형성되면 위치에 따라서 자기장의 크기가 달라지며 따라서 각 위치의 공명주파수도 달라지게 된다. 즉 위치에 따라

서 spin 들의 회전속도가 달라지게 되는 것이다. Gradient 자기장의 방향과 세기를 도해하면 [그림 7]과 같으며, X방향에 따른 spin들의 속도의 분포를 도해하면 [그림 8]과 같다.

Slice selection

z 축 gradient 자기장이 형성되면 z 축에 따라서 자기장의 크기가 비례적으로 달라진다. 이때 hard RF pulse의 경우 의 기울기 각도는 위치에 따라서 그 크기가 달라진다. 도해하면 [그림 9]와 같다.

RF pulse가 sinc모양인 경우 n개의 크기가 다른 hard pulse([그림 10] 참조)로 형성되어 있다고 간주할 수 있다. z 축상의 공명주파수가 약간씩 다른 \vec{M} 들이 시간의 변화에 따라 변하는 RF자기장에 의하여 기울임 각도의 합이 어느곳은 "zero", 어느곳은 " 90° "가 된다. z 축에 따라서 그 profile을 보면 [그림 11]과 같이 일정 두께내의 부분의 기울임 각도는 " 90° ", 이외의 부분에서는 " 0° "가 된다. 이러한 pulse들을 Soft pulse 또는 Selection pulse라고 하며, 상용적으로 hamming window를 써운 sinc, gaussian sinc, minimum phase pulse, optimized pulse 등의 RF pulse 모양이 slice selection에 사용된다.

Phase encoding

영상 촬영시에 gradient 자기장을 걸어주는 양을 조금씩 변화시켜서 각 위치의 이 가지는 위상(phase)을 조금씩 변화시킨 상태에서 신호를 받아 영상을 재구성하게 되면 phase encoding 방향의 을 알 수 있다. 이를 바로 이해하기 위해서 imaging pulse sequence([그림 12])에 대한 이해가 먼저 필요하다. 선택된 2D slice상에서 y축과 평행한 column에 대해서 각 voxel이 받는 phase의 변화량은 [그림 14]에 표시한바와 같이 y축상의 위치에 따라서 약간씩 다르고, Gy의 양에 따라서 달라진다. 이 data를 시간축에 따라 Fourier transform을 하게 되면 y축상의 각 voxel 내부의 의 크기가 된다. Phase encoding이란 y축상의 위치에 따른 \vec{M} 의 크기를 알기 위하여 y축상의 voxel 내의 의 위상(phase)를 조금씩 틀어주는 작용으로 이해 할 수 있다.

Frequency encoding

x축상의 위치가 다른 두 voxel은 x축방향의 gradient자기장이 있을 때 서로 다른 주파수를 발생한다. 이를 Fourier transform을 하여 각 주파수 대의 크기를 보면 그 크기가 x축상의 위치에 따른 voxel내의 \vec{M} 의 크기임을 알 수 있다([그림 15, 16, 17]). X-축 상의 모든 voxel로부터 나오는 신호의 주파수와 위치가 1:1 대응관계에 있으므로 Fourier 변환으로 X-축 상의 voxel에 대한 \vec{M} 의 크기를 unique하게 결정할 수 있다.

Reconstruction

앞절에서 얻어진 data를 x축(frequency encoding)방향으로 Fourier transform을 하면 x축의 위치에 따른 각 voxel의 \vec{M} 의 크기를 구하고, y 축(phase encoding) 방향으로 Fourier transform을 하면 y축의 위치에 따른 각 voxel의 \vec{M} 의 크기를 구한다. 따라서 2D Fourier transform 을 하면 2D 상의 각 voxel에 대한 \vec{M} 의 영상을 얻음을 알 수 있다. 영상의 재구성방법은 영상촬영 pulse sequence에 따라 달라진다. 2D Fourier 방법이 보편적으로 사용되며, projection 재구성법, spiral 재구성법등이 있으나 어느 경우도 Fourier transform은 사용된다. 최근 wavelet 기법이 적용된 영상법이 소개되기도 하였다.

Relaxation times T_1 , T_2

모든 magnetization vector 은 z방향(longitudinal) 성분과 xy평면과 평행한(transverse) 성분을 가진다. 자연계의 현상이 그러하듯이 \vec{M} 도 여기(excite) 된 후에 에너지가 계속 공급되지 않으면 에너지가 낮은 쪽(안정화된 방향)으로 이완(relaxation)되는 경향을 가진다. 종축(longitudinal)방향으로 이완되는 시간을 T_1 , 횡축(transvers)방향으로 이완되는 시간을 T_2 라고 정의한다. T_1 , T_2 가 짧을수록 이완되는 시간이 짧음을 의미한다. Tissue의 종류에 따라 T_1 , T_2 가 다르며, 이완시간에 따라 대조도가 가장 명확히 차이가 나므로 좋은 대조도를 위하여 T_1 , T_2 의 특징을 최대한 이용하는 것이 중요하다. 이완시간들은 자기장의 세기에 따라서 다르며, 종축방향 이완시간 T_1 은 자기장의 세기

가 커질수록 길어지는 경향이 있으며, T_2 는 큰 영향을 받지 않는 것으로 알려져 있다. 1.5T의 자기장 세기에서의 각 주요 tissue에 대한 T_1 , T_2 의 값을 [표 3]에 정리하였다.

자기공명 신호의 크기는 $M_o(\vec{r}) (1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}) e^{-\frac{TE}{T_2}}$ 로 나타내어지며, T_1 의 대조도가 명확히 나타나는 영상을 T_1 -강조영상(T_1 weighted image), T_2 의 대조도가 명확한 영상을 T_2 -강조영상(T_2 weighted image)라고 하며, 이는 pulse sequence의 운용 parameter에 따라 달라진다. Pulse sequences session에서 자세한 내용이 다루어 질 것이다.

	Odd # of protons	Even # of protons
Odd # of nucleuses	Nucleus spin	Nucleus spin
Even # of nucleuses	Nucleus spin	No spin

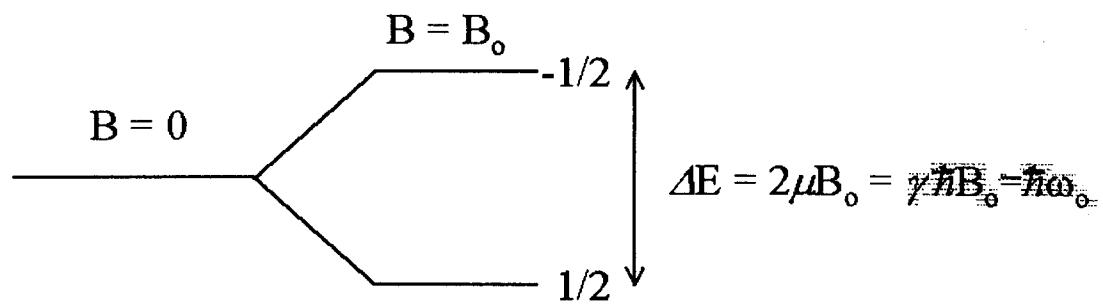
[표 1] Nuclei with spin

Isotope	MHz / Tesla	MHz at 1.5T
¹ H	42.576	63.86
² H	6.536	9.084
¹³ C	10.705	16.06
¹⁹ F	40.054	60.08
²³ Na	11.262	16.89
³¹ P	17.235	25.85

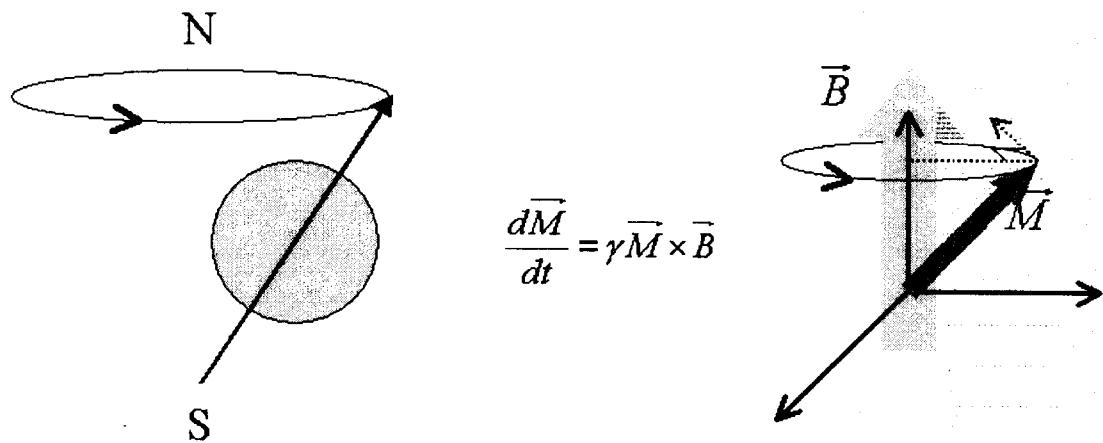
[표 2] 동위원소별 gyromagnetic frequency

Tissue	T1(msec)	T2(msec)
Gray matter	920	101
White matter	790	92
CSF	4000+	300+
Fat	260	54
Muscle	870	47
Lung	830	79
Liver	490	43
Kidney	650	58
Spleen	780	62

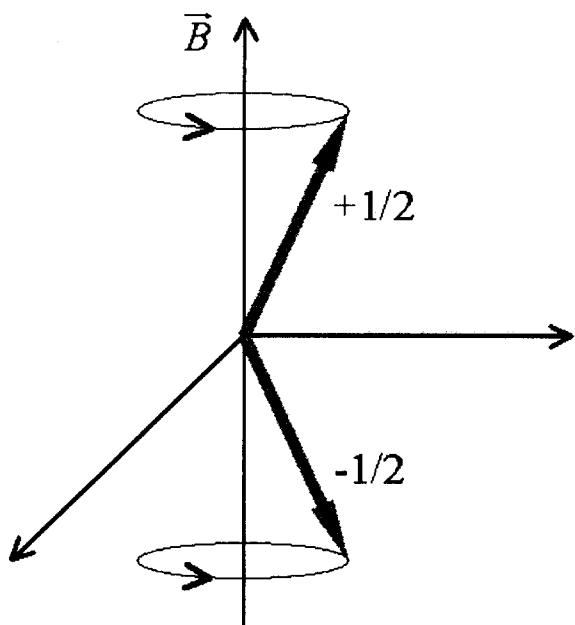
[표 3]



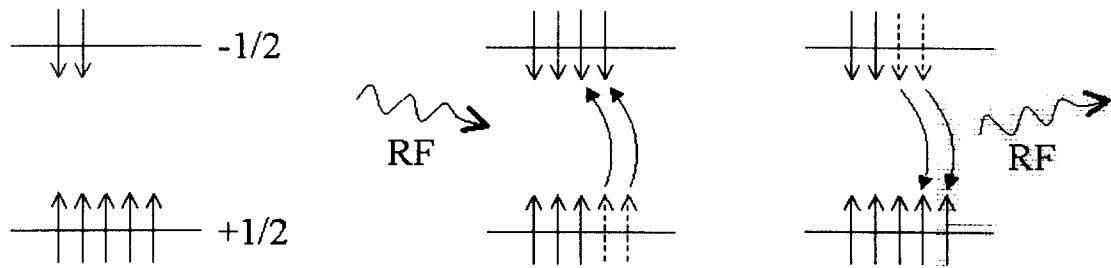
[그림 1]



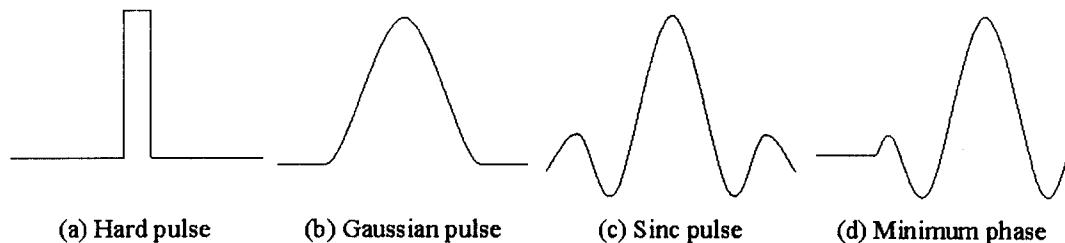
[그림 2]



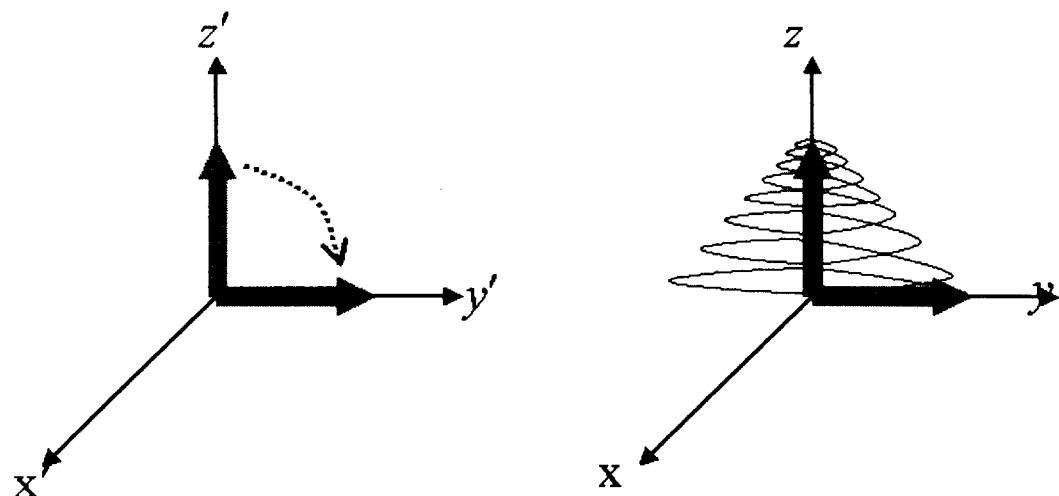
[그림 3]



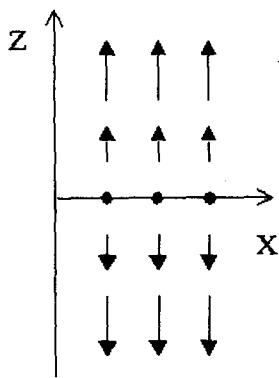
[그림 4]



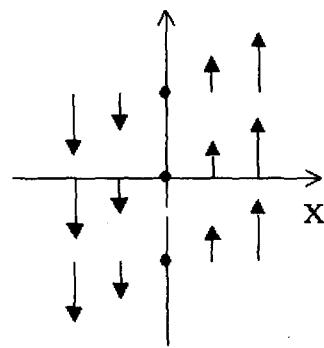
[그림 5]



[그림 6]

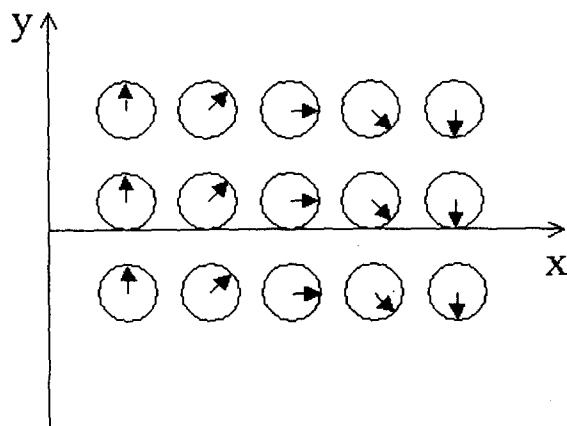


(a) G_z 에 따른 자기장의 분포

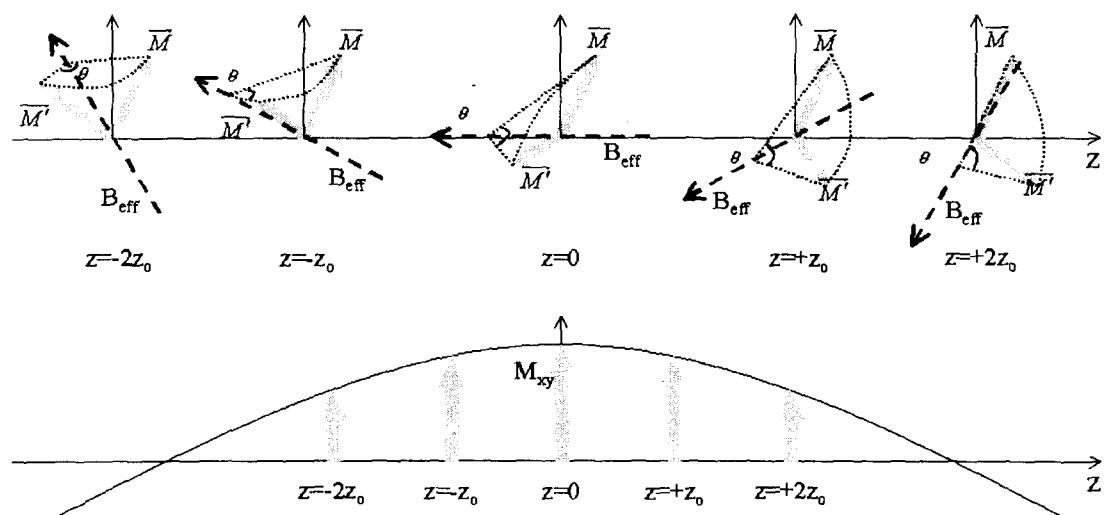


(b) G_x 에 따른 자기장의 분포

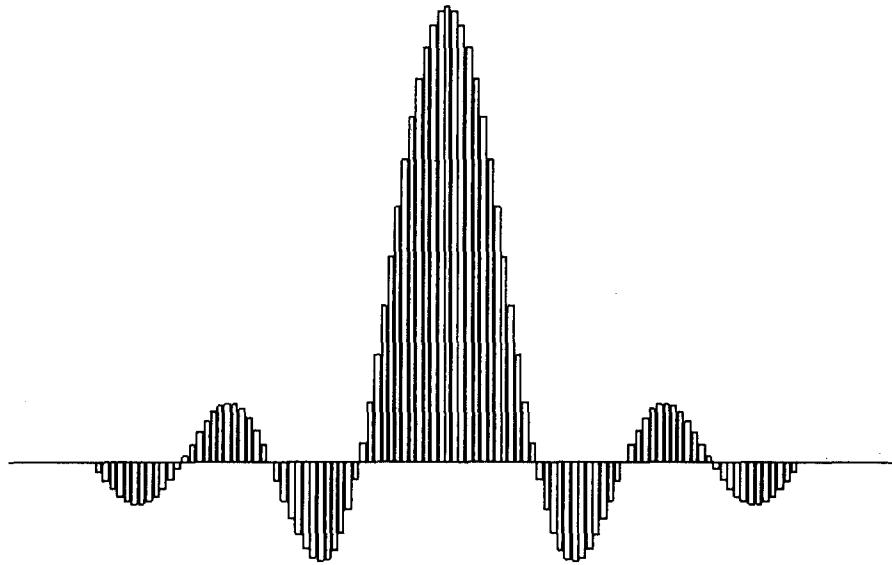
[그림 7]



[그림 8]

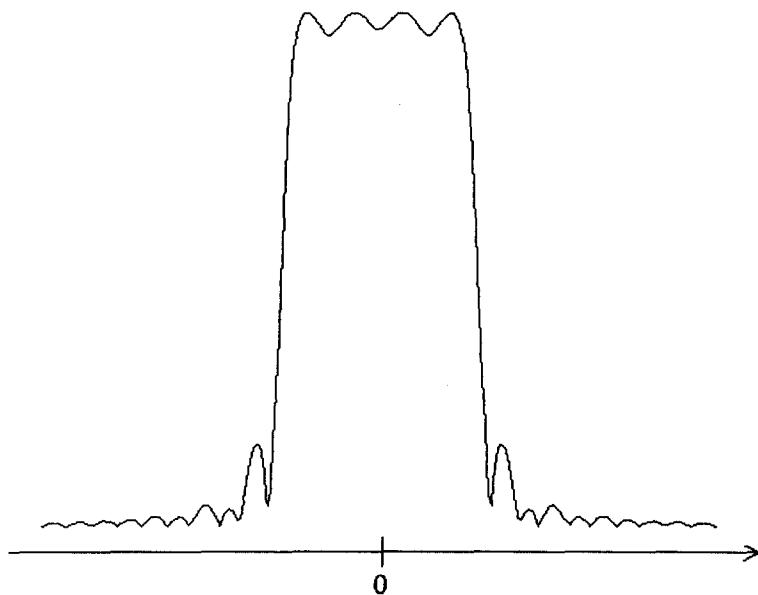


[그림 9]



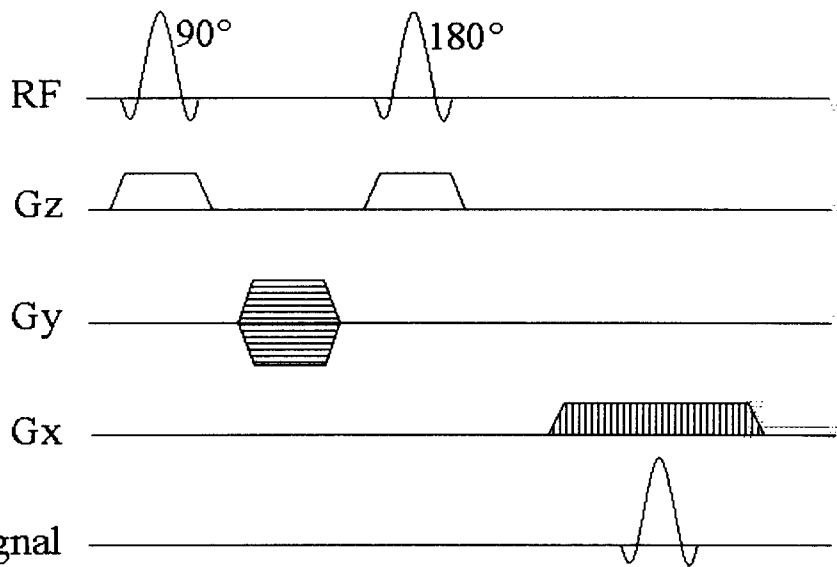
Sinc RF pulse

[그림 10]

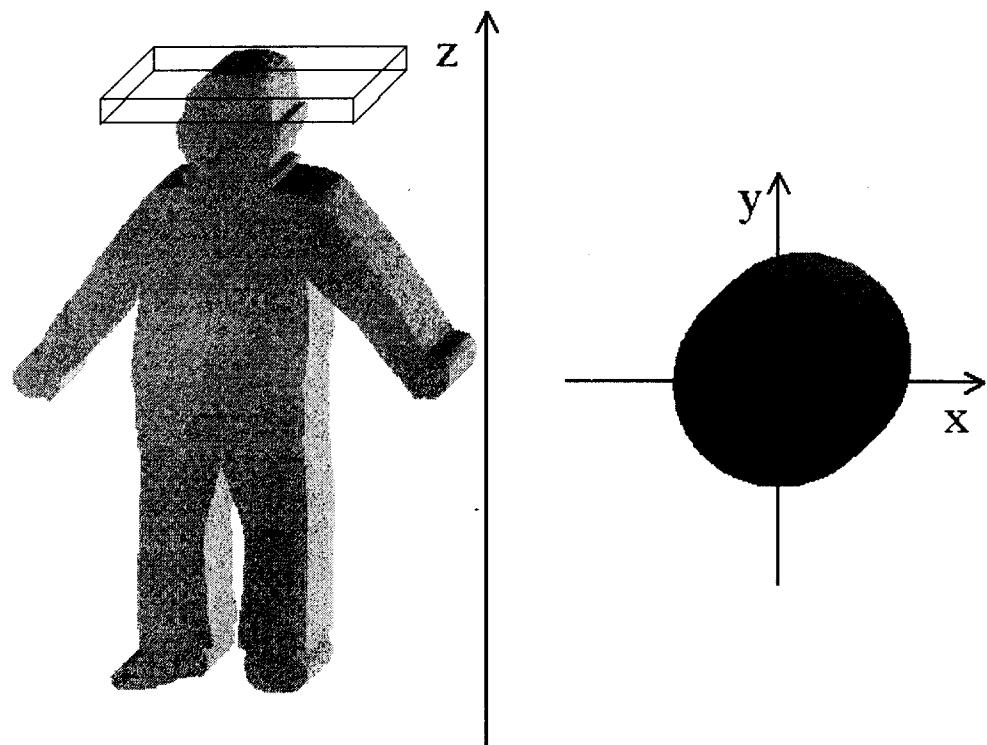


Slice profile

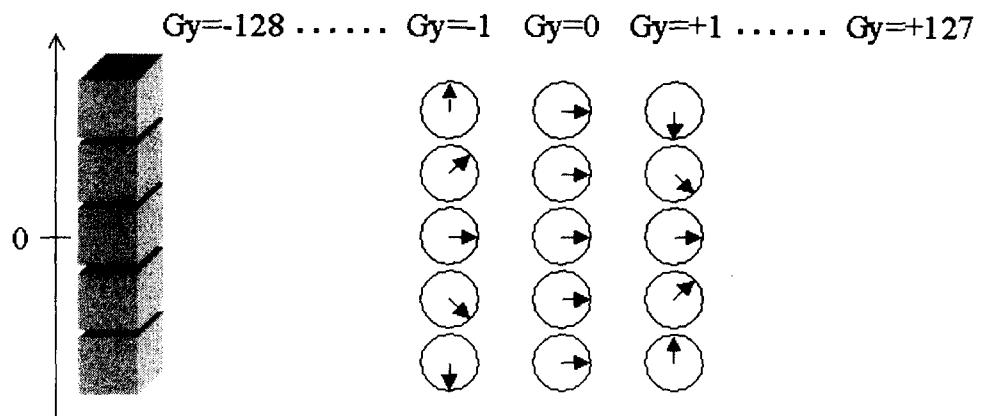
[그림 11]



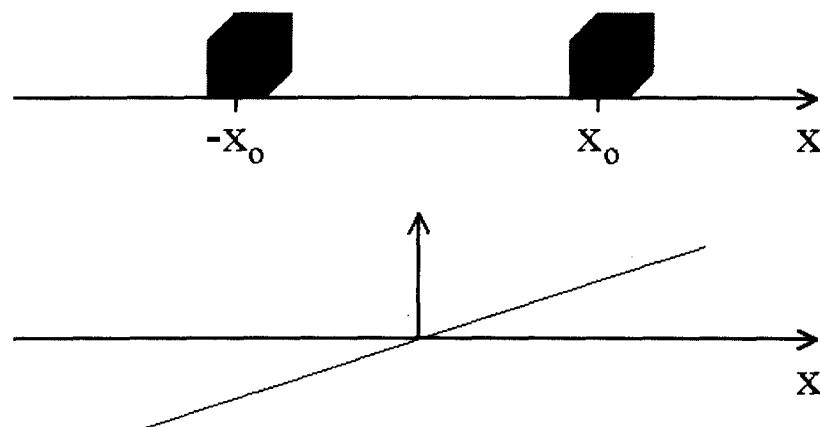
[그림 12]



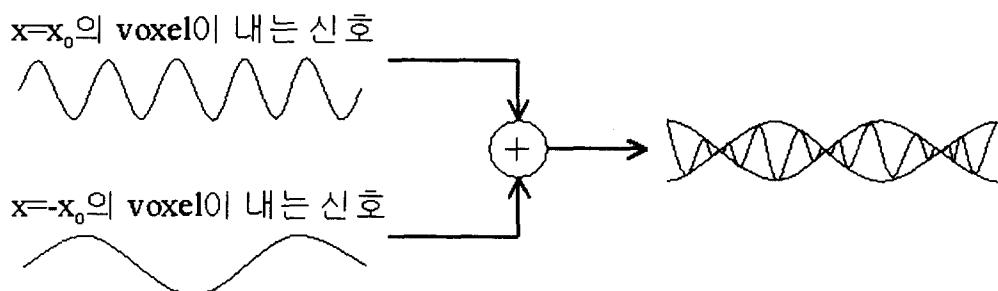
[그림 13]



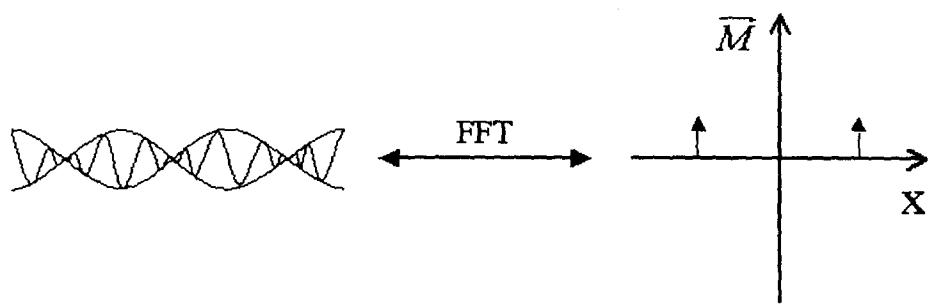
[그림 14]



[그림 15]



[그림 16]



[그림 17]