

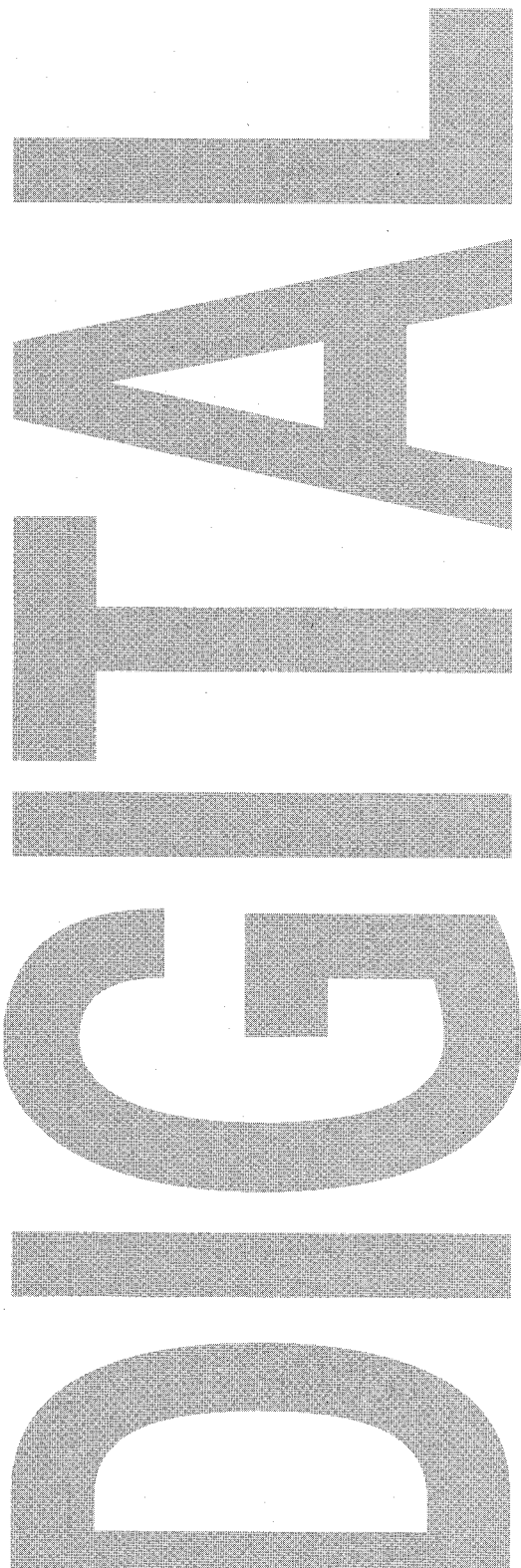
Image formation and system of MR

문치용·이정환
삼성종합기술원

..... 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging) 장치는 높은 자장 속에서 인체에 무해한 방법으로 인체 내부의 2차원 단면이나 3차원 영상을 얻어 질병을 진단할 수 있도록 하는 최첨단 의료영상기기이다. MRI 장비는 다양한 진단 기능을 가지고 있고 그 사용 범위가 확장되고 있어 20세기 최고의 진단기기로 불리고 있으며 그 시장 규모도 연 10% 쯤 크게 성장하고 있다. 본고에서는 MRI system 에 관한 개요를 간략하게 소개하고자 한다.

1. 역사적 배경

1946년 미국 Stanford 대학의 Felix Bloch 과 Harvard 대학의 Edward M. Purcell 이 처음으로 핵자기공명(Nuclear Magnetic Resonance, NMR) 현상을 발표하여 1952년 노벨 물리학상을 공동 수상하였다. NMR은 자장과 비전리 방사선인 RF파(radio-frequency wave)를 이용하여 주로 물질 내의 ^1H , ^{31}P , ^{13}C , ^{23}Na , ^{19}F 등과 같은 원자핵의 밀도 및 물리학적 특성을 알아냄으로써 분자구조를 분석하는 데 이용되어 물리, 화학 분야에서 많이 응용되어 왔다. 이후 1976년 Raymond Damadian 및 Paul Lauterbur 등이 경사자장



(magnetic gradient field)를 개발함으로써 최초의 NMR 원리를 이용한 인체영상을 만들어 NMR이 진단 의료기기에 적용되는 효시가 되었다. NMR에서 첫 글자 "N"은 핵(Nuclear)을 나타내는 데 그 어감이 당시 사회의 분위기에 좋지 않다고 하여 생략하고 Imaging의 "I"를 합쳐 MRI로 통용되기 시작하였다.

원래 의료영상은 이보다 훨씬 이전인 1895년 독일의 물리학자 Wilhelm Konrad Roentgen이 X-선을 인체의 손에 조사하여 방사선 투사영상(projection image)을 처음으로 얻은 것으로 부터 출발하였다. 이 후 X-선 영상은 100여 년간 의학영상의 주요한 수단이 되어 오다가 1970년대에 영국의 Godfrey Hounsfield와 미국의 Allan Cormack에 의해 X-선 단층촬영기(X-ray Computerized Tomography CCT)가 등장하여 투사영상에서 단층영상시대로 바뀌는 계기가 되었다. 그러나 X-선은 전리 방사선이고, X-선 흡수계수라는 단 한 가지의 변수만을 이용하므로 얻을 수 있는 정보가 단순하였다.

반면 MRI는 영상방법에 따라 여러 가지 영상변수를 갖는 것이 특징이다. 원자핵의 밀도에 관한 정보뿐만 아니라 이미 NMR에서 잘 알려진 T1, T2 이완시간(relaxation time), 인체내 조직의 혈류에 관한 정보(blood flow, velocity and perfusion), 확산(diffusion), chemical shift 등 중요한 정보를 얻을 수 있다. X-ray 영상과는 달리 조영제(contrast agent) 없이도 많은 종류의 질병에 대해서 질병부위와 정상부위의 구별이 선명한 영상을 얻을 수 있어서 진단이 용이하고 환자의 위치 변환없이 원하는 방향에 따라 횡단면(axial, 그림 1(a)), 시상면(sagittal, 그림 1(b)), 관상면(coronal, 그림 1(c)), 또는 임의의 각도에서 바라 본 영상(사위, oblique)의 촬영이 가능하다. 영상의 axial, sagittal, coronal 방향을 이해하기 쉽도록 그림 1의(a)-(c)에 도식적으로 나타내었다. 이들과 같은 방향으로 실제 인체 머리에 있는 조직의 수분에 포함된 수소원자 분포를 나타내는 MRI 영상

을 그림 1의(d)-(f)에서 보여주고 있다.

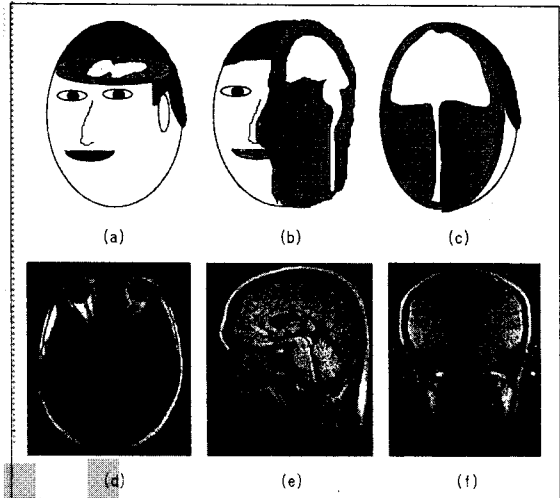


그림 1. MRI의 특징 중의 하나는 원하는 방향에서 바라보는 영상을 환자의 이동없이 촬영이 가능하다는 점이다. 위의 그림은 (a) axial, (b) sagittal, (c) coronal 영상의 방향을 이해하기 쉽게 도식적으로 보여주고 있고 (e)-(f) 사진은 각각 axial, sagittal, coronal 방향으로 인체의 머리를 MR 촬영한 것이다.

2. 국내현황

MRI의 국내 도입은 1980년 초 한국과학기술원(KAIST)의 조장희 교수팀이 0.1 Tesla 상전도 MRI를 선진국과 거의 동시에 자체 개발함으로써 시작되었으며 그 이후 과기처 및 산업체와의 공동 과제로 0.15T 상전도 MRI를, 1985년에는 당시 인체를 촬영하기 위한 MRI장비로는 세계 최고의 강자장인 2.0T 초전도 자석 MRI가 연이어 개발되었다.

1984년에 0.15T MRI system을 금성통신이 처음 상용화 하여 6대가 국내 병원에 설치해 임상적으로 사용하기 시작하였다. 1987년에 국내 최초로 서울대에 초전도 자석을 이용한 2.0T Spectro 20000이 설치되었고, 대구동산병원, 계명대학병원 등에 설치되었다. 이어 0.5

Tesla의 제2 MRI가 서울대학병원에 설치 가동되면서 국산 MRI가 힘찬 출발을 하였다. 이는 세계적으로 앞선 GE나 Siemens보다 몇 개월 늦고 일본보다는 1-2년 앞서 기반 기술을 확보하여 제품화 기술을 성공한 사례였다. 이후 더 이상의 생산이 되지 못하고 있다가 근래에 다시 국내 기업들이 관심을 가지기 시작하였다.

1996년 국내 병원에 설치된 MRI 장비는 약 170대 정도이고 X-선 단층촬영기(CT)는 740대, 초음파 영상진단기는 1만대가 넘었다. 주로 횡단면(axial)을 재구성하는 이들 영상들은 과거 20여년동안 많은 발전을 해왔으며 향후 얼마나 달라질지 예측하기 어려운 상황이다. 이러한 장비들의 임상 이용은 우리의 의료진료 산업의 활성화 및 고품질 의료서비스 확대를 가져올 뿐만 아니라 질병 진단 및 환자 진료의 질적인 발전에 크게 기여한다고 하겠다. 의료기기산업 중 영상진단기 분야는 국내 의료기 시장의 40%(2,400억원) 이상을 차지하는 중점육성 산업기술군이다. 세계무역기구(WTO) 체제 출범으로 인하여 선진국형 산업구조 조정을 위한 첨단 산업기술 확보와 미래 주도형 산업기반 기술 구축을 위하여 통산 산업부에서 수립한 산업 기술개발 5개년 계획(1996-2000, 산업기술시책) 외에도 정부산하 5개 부처가 공동으로 뇌과학 연구분야에 1998년부터 2007년까지 3차에 걸쳐 9,620억원을 투자하기로 하는 등 의료기기 분야를 중점기술 개발 분야로 선정하였다.

현재 국내에서는 선진 경쟁력이 확보된 MRI 장비를 개발함으로써 수출 증대 및 무역역조현상 개선으로 한국전자의료기기 산업을 육성해야 할 국가적 당위성이 절실한 때이다.

3. 기술 개발의 필요성

미국, 일본, EU 등 선진국에서는 정보통신, 메카트로닉스, 보건의료과학기술, 신소재를 21C 4대 전략산업으

로 육성하고 있으며 기술 패권주의와 전세계적인 경쟁적 구조에 대비한 국가적 자생력 확보를 위한 제품화 구현에 온힘을 기울이고 있다. 의료기기 산업은 일반 전자산업보다 더욱 기술집약형인 고부가가치 산업(전자 의료기기산업, 전자부품(연), 1992)이며, 세계시장 규모가 317억불로서 성장 가능성이 매우 큰 수출 집약형 산업이다. 94년 의료기기 수입은 3억9천만불 대비 수출은 5천 6백만불로써 수입이 수출의 7배 이상의 무역역조가 심화되고 있는 실정이다. 특히 영상진단기기 분야는 국내 의료기기 산업시장의 40%, 세계 의료기기 시장의 37%(96억\$) 이상을 차지하는 고부가 가치의 기술 분야이다. '95년 4월의 공업기반기술 수요조사에 의하면 세계 의료기 시장은 1992년 250억 \$에서 1996년 260억 규모로 연 평균 4.4% 성장하였으며 국내시장은 1994년 1,700 억원에서 2000년에는 10배정도인 1조 6,000억원으로 수요가 급성장할 것으로 예상된다. 표1은 1999년부터 2003년까지 MRI 장비의 국내 및 세계 시장 규모를 예측한 것이다. 여기서 수출효과 및 대체 효과의() 숫자는 시장점유율(%)이다.

전술하였듯이 MRI는 이미 국내에서 기반 기술을 확보하여 제품화를 성공한 사례가 있고 현재도 선진 기술 경쟁력을 갖춘 상대라 할 수 있어 MRI를 개발함으로써 수출 증대 및 무역역조 현상의 개선에 의한 한국 전자 의료기기 산업의 활성화에 매우 유리하다고 할 수 있다. 의료기기 분야에서 시장 잠재력과 연구개발 능력 및 국산화 실현 가능성이 확실한 MRI 진단기기는 첨단 의료영상기기 산업의 세계화에 가장 빨리 접근할 수 있는 방법 중의 하나라고 연구자들은 생각하고 있다.

MRI는 인체의 해부학적 영상진단 뿐만 아니라 기능학적 영상진단이 가능하여 심장 질환 진단 및 혈관조영술, 실시간 뇌기능 영상, 확산(diffusion) 및 MRI fluoroscopy 등으로 많은 환자에게 안전하고 신속한 MR 촬영 서비스를 제공하고 의료진료산업의 수익을

개선함으로써 의료진료산업의 활성화 및 고품질 의료서비스를 확대할 수 있다. 여기에 고속영상기법들이 개발되고 또한 이들이 하루가 다르게 개선되어 일일환자처리 능력(throughput)이 높은 MRI 장치들이 출현함으로써 의료 진료서비스 질의 향상 및 고급진료의 대중화를 선도하고 있다.

MRI 영상 진단기기의 전략적인 개발 및 제품화는 국내 개발환경 구축과 국산화 기술력을 확보함은 물론 세계적 경쟁력을 확보함으로써 2000년대 선진국 수준의 첨단 의료기기 산업 전진기지를 통한 의료산업의 총체적 발전을 도모할 수 있을 것으로 보인다.

상(functional imaging)이다. 넷째는 인체 내 조직의 생화학적 변화를 관찰하는 spectroscopy 정보를 얻는 것이며, 마지막 다섯 번째는 수술 중에 MRI 영상을 실시간으로 얻어 수술의 경과를 관찰할 수 있는 interventional imaging system 을 만드는 것이다. 이들을 실현하기 위한 MRI 장비는 주자석(main magnet), 경사자계 코일(gradient coil) 및 경사자계 증폭기(gradient amplifier), 고주파 코일(RF coil : RX coil 및 TX coil) 및 고주파 전력 증폭기(RF power amplifier), Pulse sequence generator(또는 image processor), Spectrometer, Main Computer 로 구성된다.

표 1. MRI 장비의 국내 및 세계 시장 예상 규모

(단위 : 백만불)

년 도		1999년	2000년	2001년	2002년	2003년
MRI system	세계시장	2,400	2,700	3,000	3,400	4,000
	수출효과	12(0.5)	27(1)	60(2)	170(5)	400(10)
	국내시장	200	300	250	270	300
	대체효과	100(50)	115(50)	125(50)	162(60)	210(70)

4. MRI 장비(MR Hardware)

각종 MRI 장비들이 공통적으로 추구하는 목표들을 요약하면 다음과 같다. 첫째, 인체조직내의 정상 조직과 비정상조직을 쉽게 가려낼 수 있는 고대조도 및 고해상도(high contrast-high resolution) 영상을 얻는 것이다. 둘째는 움직이는 대상체에 대해서 양질의 영상을 얻을 수 있을 뿐만 아니라 연속영상의 경우 시간간격해상도(temporal resolution)을 높일 수 있는 초고속-고속영상(fast-ultra fast imaging) 이다. 셋째는 뇌의 기능 여부에 따라 영상 신호가 바뀌는 것을 관찰하는 뇌기능 영

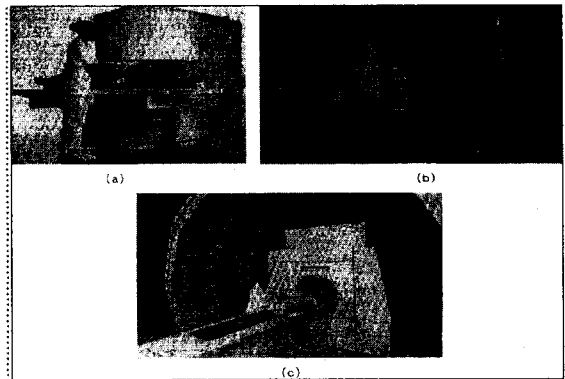


그림 2.(a) 0.2T 철심형 영구자석을 사용한 개방형 MRI, (b) 한국과학기술원에서 1985년 완성한 세계 최초의 2.0T 초전도 MRI, (c) 누설자장을 철로 차폐 한 초전도 MRI.

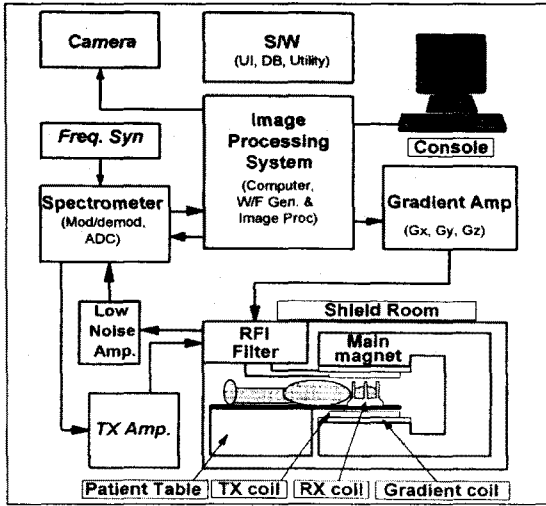


그림 3. MRI system의 구조

4.1. 주자석(Main Magnet)

강력한 정자장을 형성해 주는 역할을 해 주는 장치로 0.3Tesla(1 Tesla=10,000 gauss) 이하의 자장 세기를 갖는 영구자석(permanent magnet), 0.2T 이하의 상전도 자석(Resistive magnet), 0.5T 이상의 자장세기를 낼 수 있는 초전도자석(superconducting magnet) 등이 있다.

영구자석은 강자성체로 자기회로를 구성하고, 퀀타이트나 희토류 자석을 자장 발생원으로 사용한다. 자석 구조상 수직 자장을 발생하기 때문에 고주파코일의 효율이 수평자장형(주로 초전도 자석)에 사용하는 고주파 코일보다 좋다. 따라서 동일 자장 세기의 수평자장형보다 영상의 질이 좋다.

영구자석은 전원이 필요없어 유지비용이 적게 들고 전원 사정이 좋지 않은 지역에서도 사용할 수 있는 장점이 있다. 그러나 영구자석은 강자장을 만들기 어렵고 외부온도에 민감한 단점도 있다. 0.2T 이하에는 퀀타이트 자석을 사용하고, 그 이상은 희토류 자석 중 Nd-Fe-B 를 사용한다.

상전도자석은 코일에 직류 전류를 흘려 자기장을 형

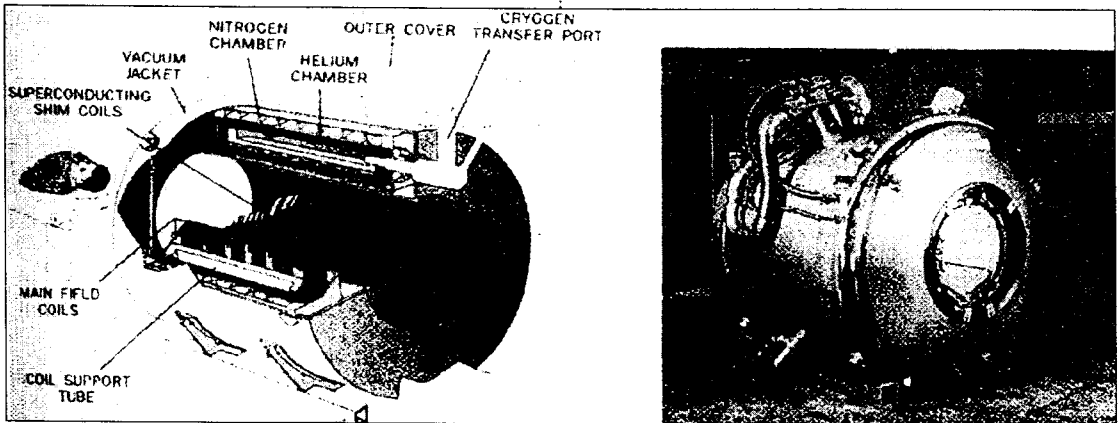
성한다. Coil을 만드는 도체의 저항에 의한 손실은 열로 나타나므로 이를 식히기 위한 대용량의 냉각수 보급장치가 필요하다. 도체의 저항 때문에 전류를 크게 할 수 없으므로 주로 0.2T 이하의 자장을 만드는 데 사용한다. 필요에 따라 전류를 흘려주어 자기장을 켜다 켜다 할 수 있으나 대용량의 전원이 필요하며 안정된 전원 공급이 보장되지 않으면 사용하기 어렵다. 철심을 사용하지 않는 공심 전자석은 주로 수평 자기장을 발생하고, 철심 전자석은 주로 수직 자기장을 발생하는 구조를 갖는다.

1911년 네덜란드의 Onnes가 4°K 근처에서 수은의 저항이 갑자기 감소하여 영으로 되는 초전도 현상을 발견하였다. 초전도 자석은 이와 같은 초전도 현상을 이용한 것이며, titanium-niobium의 합금으로 만든 초전도체 coil을 원통형으로 감아서 사용한다. 초전도 현상을 만들기 위해 cryostat이라 불리는 냉각장치 속에 약 -269℃의 극저온 물질인 액체헬륨(LHe)과 초전도체 코일을 넣으면 도선이 초전도 상태가 된다. 여기에 강한 전류를 흘리고 폐회로를 만들면 저항손실이 없기 때문에 전류가 감소하지 않고 무한히 흐른다. 따라서 이 전류로 발생한 강한 자장을 계속 유지한다.

초전도 자석은 자장의 세기가 세고 자장의 균질도가 좋으며 이런 자장을 안정적으로 유지할 수 있는 장점이 있어서 가장 많이 사용한다. 그러나 환자가 원통모양의 자석 속에 들어가서 촬영을 해야 하므로 폐쇄공포증 환자, 소아환자, 중환자 그리고 의료진이나 보호자의 관찰이 필요한 환자 등은 이러한 MRI는 촬영이 곤란하다. 또한 Main magnet 밖에서 환자에 접근할 수가 없기 때문에 interventional imaging을 할 수가 없다. 이러한 초전도 자석의 단점에 반하여 영구자석이나 전자석을 이용한 MRI system은 환자가 들어가는 공간을 초전도 자석 MRI system보다 열린 공간으로 만들 수 있는 장점이 있다. 특히 C-arm 형태의 자석을 사용하면 3면의

공간을 트이게 만들 수 있기 때문에 interventional imaging system 으로 만들 수가 있다. 이러한 구조의 MRI system 을 개방형 MRI(open MRI) 라고 부른다 (그림 2(a)). 그림 4는 MRI 용 1.5T 초전도 자석이다.

그림 4. MRI용 1.5T 초전도 자석



대전력 선형 증폭기로 Pulse Sequence generator 에서 발생한 경사자계 펄스 파형을 대전류로 증폭하고 경사자계 코일에 흘려 강한 경사자계를 발생하도록 한다. 경사자계 코일이 인덕턴스가 있는 부하이므로 경사자계 증폭기는 전압제어 전류 출력 구조를 갖는다. 경사자계

4.2. 경사자계 코일(Gradient Coil) 및 경사자계 증폭기 (Gradient Amplifier)

경사자계를 형성해 주는 경사자계 코일(gradient coil)은 MRI system의 핵심 장치중의 하나로 영상의 위치 정보를 제공하는 역할을 한다. gradient coil에 선택된 imaging parameter에 따라 gradient amplifier를 통해 전류를 흘려 주면 공간 상으로 자기장의 변화를 선형적(linear)으로 만들어 위치에 따라서 자장의 세기가 달라지게 한다. 경사자장의 크기는 일정 거리에서 자장의 크기가 얼마나 변하는 가로 표시되며 mT/m 또는 Gauss/cm의 단위를 사용한다. 각 위치에 해당하는 자장의 세기는 코일에 흘려준 전류에 의해 정해지는 예측가능한 값이기 때문에 자장의 세기와 공간상의 위치를 대응시킬 수 있다. 그림 5는 초전도자석 MRI 용 경사자계코일로 직경 72cm 이고, 100A 의 전류로 6mT/m 의 경사자계를 발생한다. 경사자계 증폭기는

증폭기의 출력 용량은 최대 출력전류가 +/- 100 ~ 300A, 최대 출력 전압이 +/- 100 ~ 300 V 정도이다.

4.3. 고주파 코일(RF coil) 및 고주파 전력 증폭기(RF power amplifier)

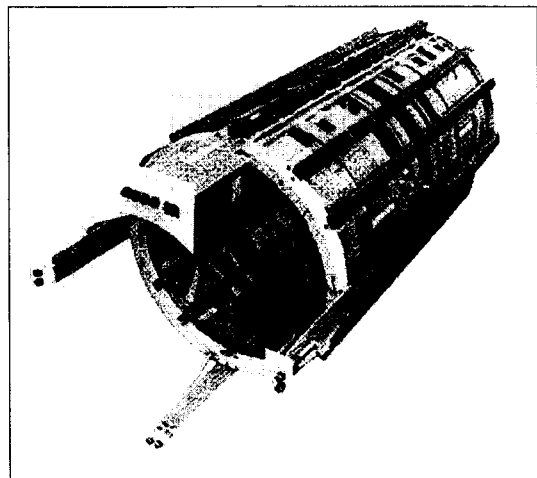


그림 5. 초전도 자석 MRI용 경사자계 코일

고주파 코일은 영상 대상에 고주파 자기장을 가하고 영상 대상이 이에 반응하여 내놓는 고주파 신호(자기공명 신호)를 수신하는 장치이다. 여기에서 사용되는 MRI 장치의 에너지는 radio-frequency의 주파수 대역에 속하는 pulse 형태를 갖기 때문에 RF pulse라고 한다. 촬영하고자 하는 부위에 따라서 Rx coil의 모양을 달리하여 수신감도를 최대로 하는데 그림 6에 개방형 MRI에 쓰이는 여러가지 인체 부위별 수신용 고주파 코일(Rx coil)의 모양을 보여주고 있다. 영상대상에 인가하는 고주파 자기장 파형은 영상 parameter가 결정되면 컴퓨터 계산에 의해 그 모양이 만들어지고, 그림 3의 spectrometer 안에 있는 변조기(modulator)로 해당 주파수의 고주파로 변조한 다음 고주파 전력 증폭기로 1kW~20kW의 대 전력 신호로 증폭하여 송신용 고주파 코일(TX coil)에 가한다. 고주파 자장 인가후 영상 대상이 발생하는 MR 신호를 Rx coil로 수신한다. Rx coil로 수신한 신호는 spectrometer의 복조기(demodulator)로 복조를 하고, ADC(Analog-to Digital Converter)를 거쳐 digital data로 바꾸어 memory 또는 hard disk와 같은 computer의 저장 장치에 저장한다.

고주파 전력 증폭기의 최대 출력은 보통 1kW 이상으로 매우 크지만 평균 출력 전력은 최대값의 1/5~1/10 정도 이므로 일반적인 고주파 전력 증폭기보다 규모가 작으며, 빠른 속도로 동작을 제어할 수 있는 기능을 반드시 갖추어야 한다.

4.4 Computer

MR 사용자는 keyboard와 mouse 등의 입력장치와 출력장치인 모니터를 통해 환자 촬영에 필요한 작업을 수행한다. Main computer는 촬영을 위한 pulse sequence와 각종 data를 처리하여 scan processor에 보내며 scan processor는 RF 및 gradient pulse를 만든다. 촬영이 끝

난 후 hard disk에 보관된 MR 신호는 image processor에서 영상으로 만들어져 영상보관용 memory에 저장되고 모니터에 나타낸다. 이러한 모든 과정은 main computer가 조절하며 각 장치의 동작과정이나 오동작 등을 감시한다.

5. 기본원리

원자는 인체 조직을 비롯한 물질의 기본 화학단위로서 핵과 전자로 이루어져 있으며 이 핵에는 양자와 중

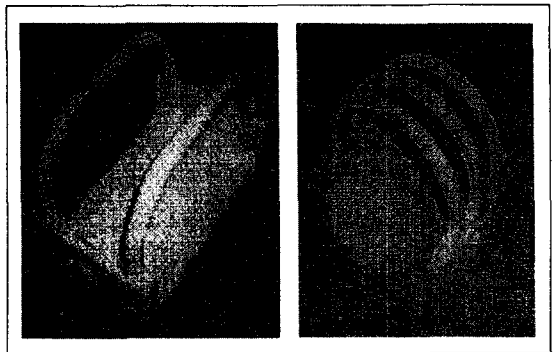


그림 6. 개방형 MRI 수신용 고주파 코일 (body coil, head coil)

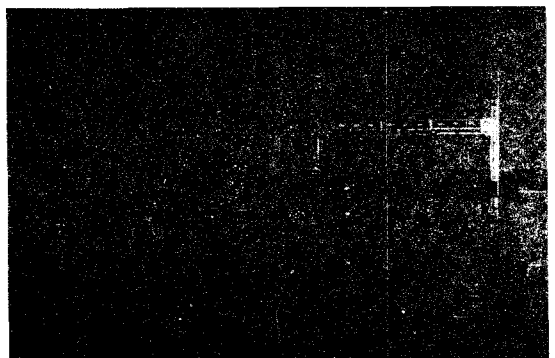


그림 7. 연구용 MRI system의 전자장치, 맨 왼쪽은 RF amplifier, 중앙이 gradient amplifier, 다음은 Frequency synthesizer, main computer, Scan processor, Spectro-meter, Power supplier들을 나타내고 있다.

성자가 있다. 수소 원자(1H)는 인체무게의 약 10%를 차지하며 MRI에 가장 예민한 반응을 보이기 때문에 MR 영상의 주 대상이 된다. 수소원자는 핵속에 양자와 전자를 하나씩만 가지고 있어 수소양자 또는 양자(proton)라고 부른다. 양자는 양(+) 전하를 띠면서 자전(spin)을 하고 있기 때문에 주변에 자장을 형성하는데 이를 핵자기모멘트(nuclear magnetic moment: μ) 또는 스핀이라고 한다. 스핀들은 마치 미세한 막대자석과 같이 행동한다. 스핀은 일정한 방향성을 띠며 그림 8. (a)에서 처럼 외부의 자장(B_0) 방향에 대해 일정한 속도로 세차(팽이)운동을 한다. 이때 스핀의 세차운동(회전) 속도를 Larmore 주파수(ω_0)라고 하는데 수식 (1)과 같이 자장의 세기(B_0)에 비례한다. 여기서 비례상수는 원자핵 고유의 특성이며 수소 원자의 경우 42.65 MHz/T 의 값을 갖는다.

$$\omega_0 = \gamma B_0 \quad (1)$$

인체내에는 무수히 많은 수소원자핵에 의한 자기모멘트(스핀)들이 존재한다. 평상시에는 방향이 제각각이어서 서로간의 자장을 상쇄하지만 자장속에 들어가면 그림 8(b)처럼 일정한 각도를 유지하면서 에너지가 낮은 스핀은 자장의 방향으로, 에너지가 높은 스핀은 자장의 반대 방향으로 배열된다. 서로 반대방향의 배열을 갖는 스핀들은 서로 상쇄되나 외부에서 에너지가 가해지지 않은 상태에서는 에너지가 낮은 spin들의 수가 많기 때문에 이들은 상쇄되지 않고 관측된다. 이렇게 관측되는 스핀들의 vector 합을 (순)자화(magnetization : M)라고 하는데 M은 자장과 같은 방향이 된다.

6. RF Pulse

인체내의 ω_0 의 주파수로 세차운동하는 스핀에 ω_0 의 주파수를 갖는 전자기파 RF pulse를 가하면 스핀들이 공명(resonance)을 일으켜 여기(excitation)된다. RF

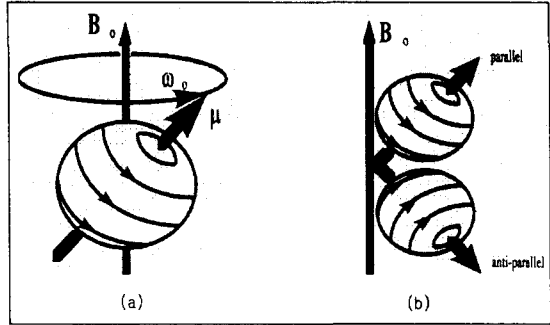


그림 8. (a) 자장내에서 양성자가 자전운동을 하여 자기모멘트 또는 스핀(μ)을 만들고 다시 자장 B_0 를 중심으로 $\omega_0=B_0$ 세기의 주파수로 세차운동을 한다. (b) 자장내의 스핀은 에너지 상태에 따라 자장에 평행하거나 반대방향으로 배열한다.

pulse(H₁)는 그림 9 (a)의 외부자장 (B_0)와 나란하게 z(횡)축으로 배열되어 있는 스핀을 그림 9 (b)처럼 가로축(x-y) 평면방향으로 눕게한다. 스핀이 가로평면에 왔을 때 RF pulse 를 멈추게 되면 스핀은 z 방향에서 90° 누운 결과가 된다. 이때의 RF pulse를 90° RF pulse 라고 한다. 만약 그림 9 (b)처럼 M가 z축으로부터 θ 만큼 누웠다면 RF의 숙임각(flip angle)을 θ 라고 한다. RF pulse에 의해 가로평면쪽으로 누운 자화는 횡축 성분(M_z)과 가로축 성분(M_{xy})으로 나눌 수 있고 M_{xy} 는 자장방향인 z축을 중심으로 하여 ω_0 의 주파수로 세차운동을 하고 있다. 여기에 도체 즉 수신 코일을 가까이 두면 M이 도체주변을 회전하는 것처럼 된다. 앞에서 스핀은 막대자석과 같다고 하였으므로 수신코일은 자장의 변화를 느끼게 되어 유도전류를 발생시키는데 이것을 검출하여 MR 신호로 사용한다. 만약 90° RF를 x축으로 가했다고 하면 그림 10 (a)처럼 M는 M_y 가 되고 M_x 는 ω_0 이 될것이다. 이 때의 M_y 가 MR 신호 S(t)로 검출되며 M_y 를 이루는 스핀들이 모두 같은 방향(위상)이므로 최대 크기의 신호를 낸다. 시간이 지나면서 M_y 를 이루고 있던 스핀들은 그림 9 (b)처럼 점점 가로 평면상에서 흩어지면서(dephasing) 그 벡터

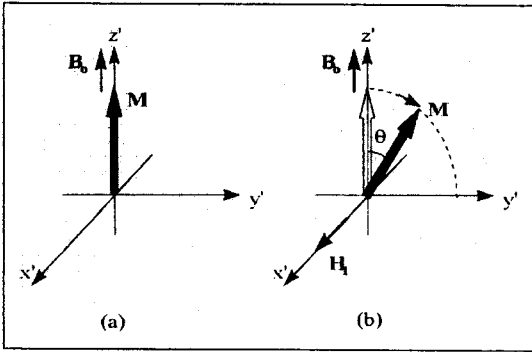


그림 9. RF를 가했을때와 가하지 않았을때의 스핀
(a) RF 펄스(H_1)를 가하지 않았을때의 자화 M ,
(b) RF 펄스(H_1)를 가했을때의 자화 M

함으로 나타나는 M 은 감소하게 된다.

그림 10 (c)는 시간이 흘러서 M_y 가 가로평면에 완전히 퍼진 상태로 신호는 거의 사라진 상태이다. 이때 MR 신호 $S(t)$ 를 관찰하면 그림 9 (a)처럼 RF를 가한 직후에 가장 큰 MR 신호를 보이다가 M_y 가 x - y 평면에서 점점 퍼지면서 MR 신호도 점점 작아져 나중에는 사라져 버린다. 이와 같은 MR 신호를 자유유도 붕괴신호(Free Induction Decay : FID) 라고 부른다. MR 신호가 감쇄하는 현상을 T_2 이완(T_2 relaxation) 이라고 하고 최대신호의 약 63% 감쇄되는 시간을 T_2 로 정의한다. 그림 11(a)에서 실선과 점선의 곡선은 T_2 값이 각각 300 msec, 800 msec 일때를 나타내고 있다.

계속 시간이 흐르면 그림 10(d-e)와 같이 퍼져있던 스핀들이 우산을 접는 것과 같은 형태로 z 축을 향해 다시 모이게 되는데 수초 후에는 그림 10 (f)처럼 평형상태인 M_0 가 된다. 그림 10에 나타난 스핀의 행동처럼 RF pulse 를 경험한 자화 M_z 이 시간이 지남에 따라 다시 원래의 평형상태인 M_0 로 돌아가는 것을 T_1 이완(T_1 relaxation) 이라고 하는데 이를 그림 11 (b)에 그래프로 나타내었다. T_1 은 대개 T_2 보다 긴 값을 갖는다.

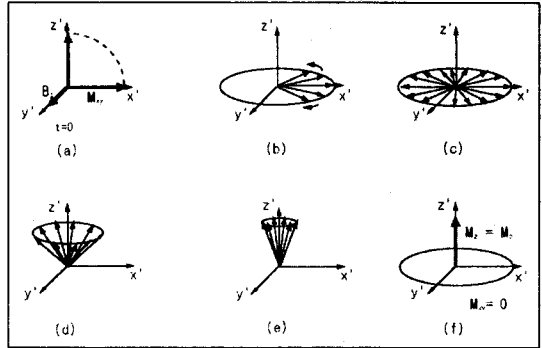
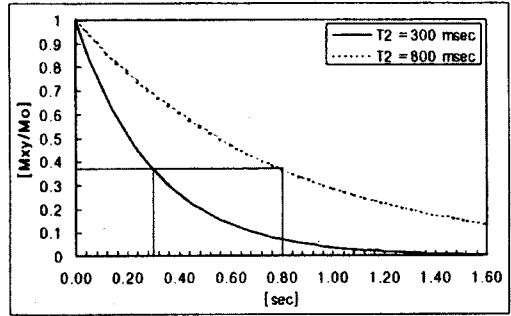
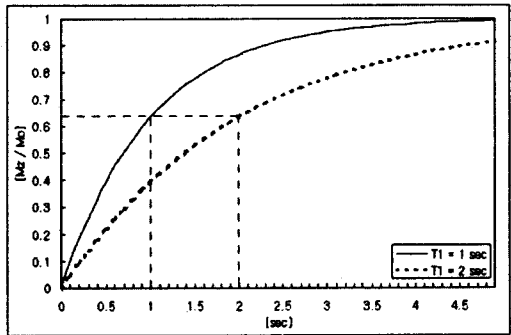


그림 10. 90° RF 펄스를 가한 후의 연속적인 스핀 이완 과정



(a)



(b)

그림 11. RF를 경험한 자화 M 의 특성 곡선
(a) T_2 곡선, (b) T_1 곡선

7. 경사자장 (gradient) pulse

그림 12처럼 자장의 세기가 위치에 따라 선형적으로 변하는 것을 경사자장 또는 경사자계라고 하며 자장 변화의 위치에 대한 기울기가 바로 경사자장의 세기(G)가 된다. 예를 들어 1m의 거리에서 자장이 10mT(100 Gauss) 변한다고 하면 이 때의 경사자장의 세기는 10 mT/m가 된다. 경사자장이 없으면 균일한 자장속에 있는 동일한 원자핵들은 모두 같은 Larmor 주파수를 갖는다. 그러나 그림 12에서 처럼 경사자장이 걸려있고 그 세기를 알면 r_1 , r_2 의 위치에 따라서 자장의 세기를 $f_1 = \gamma G \cdot r_1$, $f_2 = \gamma G \cdot r_2$ 와 같이 계산할 수 있으므로 위치는 Larmor 주파수와 대응된다. 이러한 원리에 의해서 MRI 영상의 위치정보는 경사자계를 이용하여 얻을 수 있다.

8. 영상 단면 선택 (imaging slice selection)

MR 영상을 얻기 위해서는 먼저 영상하고자 하는 부위의 단면을 선택한다. 영상단면의 선택은 경사자장을 가한 상태에서 원하는 단면의 두께(예를 들어 그림 12의 r_1 과 r_2 사이)에 해당하는 주파수 범위(그림 12의 f_1 과 f_2 사이)를 갖는 RF를 가해준다. 영상단면의 방향(r)으로 $B = G \cdot r$ 이 되도록 경사자장(G)을 걸면 그림 12에서처럼 위치에 따라서 Larmor 주파수가 달라지므로 원하는 영상단면에 해당하는 주파수 범위를 갖는 RF pulse를 가해주면 해당되는 단면에서의 스핀들만 여기(excite)되어 MR 신호를 내게된다. 이때의 경사자장을 선택경사자장(selection gradient, G_s)이라고 한다.

그림 13은 선택경사자계와 RF로 이루어지는 가장 간단한 단면선택 pulse를 나타낸 것이다. 경사자계에 가해지는 동안에는 스핀들의 위상이 흩어져 신호가 작아지

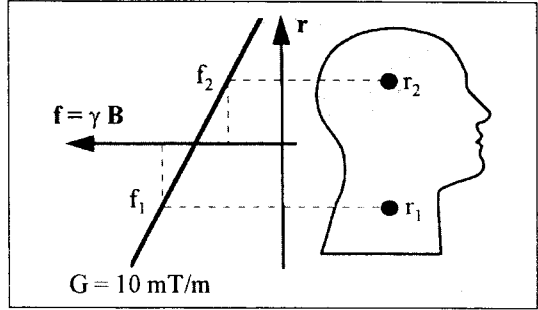


그림 12. 경사자장(G)이 걸렸을때 위치와 Larmor 주파수와의 관계

기 때문에 그림 13의 G_s 에서 빗금친 부분처럼 RF가 끝난 후에 극성이 반대인 보상 경사자계 $-G_s$ 를 가하여 신호가 최대가 되도록 한다.

9. 판독 경사자장 (readout gradient)

경사자장이 걸린 상태에서는 그림 12에서처럼 r_1 , r_2 의 위치에서 나오는 신호의 주파수가 f_1 , f_2 로 다르다. 실제로 RF coil에서 검출되는 신호는 모든 곳에서 나오는 신호가 합쳐져 각각의 주파수가 섞여 있기 때문에 Fourier Transform(FT)이라고 하는 단계를 거치면 각 위치에서 나오는 신호를 주파수별로 분리할 수 있다. 이때 경사자장이 걸린 상태에서 신호를 읽는다고(readout)하여 판독경사자장(readout gradient)이라고 한다. 또는 이 경사자장에 의해 위치정보가 주파수로

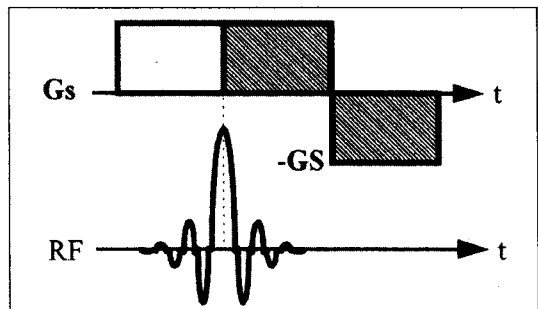


그림 13. 영상단면을 선택하기 위한 선택경사자계 (G_s)와 RF pulse

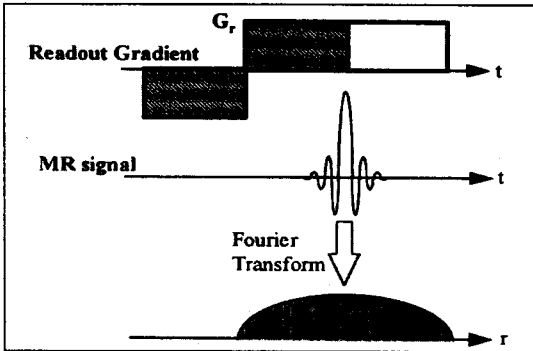


그림 14. 판독경사자장과 MR 신호 그리고 위치정보와의 관계

부호화된다 하여 주파수 부호화 경사자장(frequency encoding gradient)이라고 한다. 판독 경사자장과 MR 신호 그리고 그 신호로부터 위치정보를 얻는 관계를 그림 14에 나타내었다.

10. 위상부호화 경사자장 (phase encoding gradient)

단면선택 경사자장과 판독 경사자장으로 위치공간의 x, y, z 축 중 2축의 정보를 알아낼 수 있다. 나머지 한 축의 정보는 위상부호화 경사자장을 이용하여 위치정보를 알아낼 수 있는 방법이 있다. 그림 15에 보인 것처럼 경사자장의 크기를 바꾸어 가며 pulse 형태로 가해준다. 그리고 판독 경사자장과 또 다른점은 위상부호화 경사자장이 가해지지 않은 상태에서 신호를 받게 된다. 위상 부호화 경사자장이 걸리지 않은 상태($G_p=0$)에서는 모든 스핀이 동위상(coherent : r_1, r_2, r_3 에서의 스핀이 같은 방향을 가리키고 있다) 상태에 있기 때문에 큰 신호를 내지만 위상부호화 경사자장이 크게 걸릴수록 스핀들의 위상이 흩어진 상태로 신호를 획득해야 하므로 신호는 점점 작아진다. 이렇게 얻은 신호를 위상부호화 경사자장의 세기 순서로 배열하면 이것이 곧 frequency-space(또는 k-space) data가 된다. r_1, r_2, r_3 에

서 각 스핀의 움직임을 살펴보자. 스핀이 경험하는 경사자장의 세기가 강하면 세차운동속도(Larmor 주파수)가 빨라지는데 경사자장이 걸린 동안은 세차운동을 계속하게 된다. 즉 경사자장의 면적에 비례해서 각 위치의 스핀들의 위상이 흩어지는 정도도 커진다. 위상부호화 경사자장 G_p 가 끊어진 직후의 스핀위상을 보면 r_1, r_3 위치에서는 경사자장이 커질수록 많이 돌아가 있게 되는데 이는 경사자장의 중심 r_2 와 멀수록 더 많이 돌아가게 된다. r_2 에서는 경사자장이 걸려도 자장의 세기가 변하지 않으므로 스핀의 위상은 항상 같다. 그림 14의 맨 아래 곡선은 경사자장의 세기에 따라서 서로 다른 위치에 있는 스핀들의 위상이 변하는 모양을 보인 것이다. 스핀 위상 변화 속도가 곧 그 위치와 대응되므로 그림 14의 왼쪽에 보인 MR 신호에서 세로방향으로 Fourier 변화를 하면 위상부호화경사자장이 걸린 방향의 위치정보를 얻을 수 있다.

II. Pulse Sequence

실제로 MR 영상을 얻기 위하여는 지금까지 설명한 것들을 여러가지로 조합하여 사용한다. 여기서는 그림 15의 가장 간단한 Gradient echo 방법을 예로 설명하고자 한다. 먼저 RF와 선택경사자장 G_s 를 동시에 가하여 원하는 곳의 영상단면을 선택한다. RF pulse를 가하였으므로 sample로부터 MR 신호가 나오게 된다. 선택된 단면에 위상부호화 경사자장 G_p 를 가하여 위치에 따라 스핀의 위상이 달라지도록 encoding한다.

경사자계 G_r 를 처음 가했을 때(오른쪽 아래로 빗금친 부분) 영상단면내의 스핀들은 G_r 이 가해진 방향으로 위상이 흩어져 MR 신호의 크기가 작아지지만(T_2 감쇄) 이어서 G_r 의 극성을 바꿔 가하면(오른쪽 위로 빗금친 부분) 각 스핀들의 회전방향이 반대가 되어 극성을 바꾸기 전의 G_r 과 면적이 같은 시간에 스핀들의

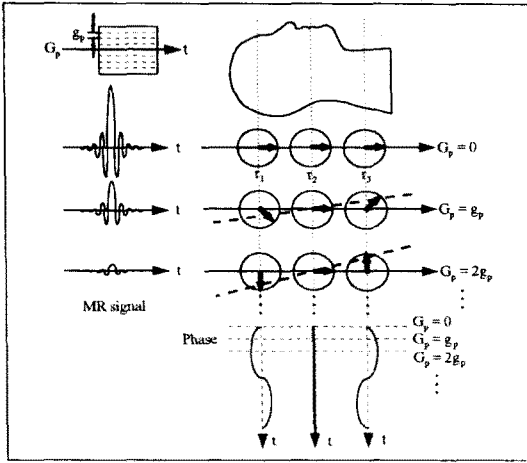


그림 15. 위상부호와 경사자장과 스핀위상, MR 신호와의 관계

위상이 다시 모여 신호가 커지게 된다. 이 경사자계에 의해 다시 만들어진 MR 신호를 경사자계 반향 (gradient echo : GE) 신호라 한다. 여기서는 MR 신호를 만들기 위한 RF 파형의 중앙에서 GE 신호의 중앙까지의 시간이 TE 시간으로 불리워진다. 그림 16은

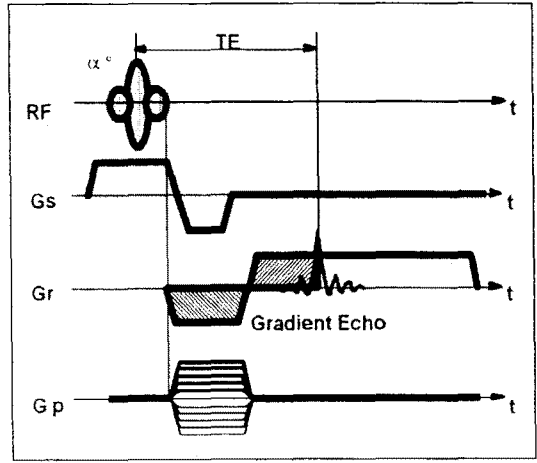


그림 16. Gradient Echo Sequence Diagram

GE 신호로 영상을 만드는 gradient echo pulse sequence를 나타내고 있다. 이렇게 매번 G_r 의 크기를 바꾸어 가며 얻은 MR 신호는 2차원 Fourier 영역의 데이터가 되므로 역방향 FFT를 취하면 원하는 단면의 영상을 얻을 수 있다.