

MRI의 최근 동향

이 정 한*, 문 치 응*

(*건국대 의용생체공학부, **인제대 의용공학과)

자기공명영상 (magnetic resonance imaging; MRI)시스템은 높은 자장 속에서 인체에 무해한 방법으로 인체 내부의 2차원 단면영상이나 3차원영상을 얻어 질병을 진단할 수 있도록 하는 의료영상기이다. MRI는 인체에 대한 무해성과 함께 다양한 진단 기능으로 그 사용 범위가 확장되어가고 있다. MRI 시스템의 성능향상에 따라 과거에는 불가능했던 영상기법들이 구현되어 진단에 사용되고 있으며, 진단에 활용할 수 있는 자장의 세기에 대한 미국 FDA의 승인도 기존의 1.5 tesla 한계에서 3.0 tesla 까지 상향되었다. MRI 시스템의 성능향상과 임상 응용범위의 확대에 따라 시장 규모도 새롭게 성장을 하고 있고, 새로운 형태의 MRI 시스템도 속속 출현하고 있다. 본고에서는 MRI의 간략한 소개와 MRI 시스템과 영상 기법에 대한 최근 동향을 소개하고자 한다.

1. 서론

의료영상은 1895년 독일의 물리학자 Roentgen이 x-선을 인체의 손에 조사하여 방사선 투사영상(projection image)을 처음으로 얻은 것으로부터 출발을 하였다. 이 후 x-선 영상은 100 여 년간 의학영상의 주요한 수단이 되어 왔는데, 1970년대에 영국의 Hounsfield와 미국의 Cormack에 의해 x-선 단층촬영기 (computed tomography; CT)가 등장하여 투사영상에서 단층영상 시대로 바뀌는 계기가 되었다.

MRI의 기본은 핵자기공명(Nuclear Magnetic Resonance; NMR)현상의 발견으로부터 시작되었다. 1946년 미국 Stanford 대학의 Bloch과 Harvard 대학의 Purcell 이 처음으로 핵자기공명 현상을 발표하여 1952년 노벨 물리학상을 공동수상하였다. NMR은 강한 정자장과 RF(radio-frequency) 자장을 이용하여 ^1H , ^{31}P , ^{13}C , ^{23}Na , ^{19}F 등 다양한 물질의 원자핵에 대한 자기공명신호를 얻어 물질의 물리 화학적인 특성을 분석하는 핵자기공명 분광기 (NMR spectroscopy)로 물리학과 화학 분야에서 많이 응용되어 왔다. 핵자기공명 분광기는 현재에도 중요한 물질 분석수단으로 사용되고 있다.

이 후 1976년 Damadian 및 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 나타내는데 핵에 대한 사회적인 거부감 때문에 생략하고 Imaging의 "I"자를 합쳐 자기공명영상 및 MRI로 통용되기 시작하였다. MRI 시스템의 성능은 그림 1의 머리 단면영상에서 확인할 수 있는 것 처럼 비약적인 향상이 이루어졌다.

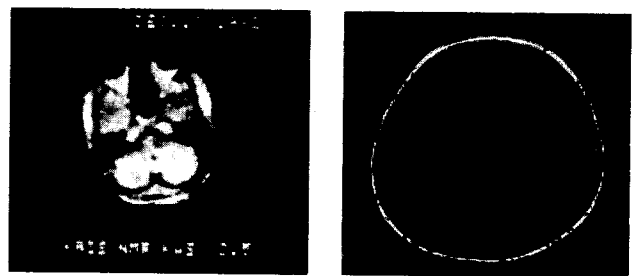


그림 1. (a) 국내최초의 0.1 tesla MRI (1982년)와 (b) 최근의 1.0 tesla MRI (메디슨 Magnum 1.0T)로 얻은 머리 단면영상

MRI는 영상기법에 따라 여러 가지 영상변수를 사용할 수 있다. 원자핵의 밀도에 관한 정보 뿐만 아니라 이미 NMR에서 잘 알려진 핵자기공명신호의 T1, T2 이완시간 (relaxation time), 인체내 조직의 혈류에 관한 정보 (blood flow, velocity, perfusion), 확산(diffusion), chemical shift 등 중요한 정보를 얻을 수 있다. x-ray 영상과는 달리 조영제(contrast agent) 없이도 많은 종류의 질병에 대해서 질병 부위와 정상부위의 대조도가 큰 영상을 얻을 수 있어서 진단이 용이하지만 Gd-DTPA와 같은 조영제가 개발되어 폭

넓게 사용되고 있다. 그리고, 환자의 위치 변환 없이 원하는 방향에 따라 횡단면(transaxial), 시상면(sagittal), 관상면(coronal), 또는 임의의 각도에서 바라 본 영상(oblique)의 촬영이 가능하다. 근래에는 spiral (또는 helical) CT의 출현으로 x-선 CT도 임의단면 영상 및 3차원 영상이 가능해졌지만 MRI도 시스템의 성능향상과 영상기법의 발달에 따라 실시간 영상이 가능해지고 있어 임상응용에서 우월한 위치를 점유해가고 있다. MRI가 x-선 CT보다 고가인 문제는 사지전용 MRI, 개방형 MRI의 출현으로 해결되어가고 있다.

2. MRI의 동작원리 및 구조

강한 자장 속에 위치한 원자핵의 핵자기스핀 방향이 외부자장 방향으로 정렬을 하려는 성질이 있다. 여기에 자장의 세기와 원자핵의 고유상수로 정해지는 공명주파수의 RF 자기장을 인가하면 자장 방향으로 정렬한 스핀들이 RF 자장에 의해 자장과 역 방향으로 정렬하는 여기 상태가 된다. RF 자장이 제거되면 여기된 스핀들은 자장과 같은 방향으로 정렬하는 기저상태로 천이 하면서 인가한 RF 자장 주파수와 동일한 주파수의 자기공명신호를 발생하고, 이 신호를 L-C 공진회로로 구성된 수신코일 (또는 수신 안테나)로 수신한다. 공명주파수 f_0 는 Larmor 주파수라 하고 다음 식으로 결정된다.

$$f_0 = \gamma B_0 \text{ [Hz]}$$

여기서, B_0 [tesla]는 외부자장의 세기이고, γ 는 원자 고유의 상수인 gyromagnetic ratio로 대표적인 수소원자핵 (^1H)의 경우 42.57[MHz/tesla]이다.

핵자기공명 분광기는 자기공명신호를 수신한 다음 신호의 주파수성분을 분석하여 물질 구조에 대한 정보를 얻으며, 근래에는 의학분야에서도 조직의 변화나 생리현상에 의한 물질의 조성변화를 분석하는데 폭 넓게 사용되고 있다. 단면의 2차원 영상 또는 3차원 영상을 얻기 위해 자기공명신호를 얻는 과정에 경사자장을 강한 주자장에 중첩을 시킨다. 3축 방향의 선형 경사자장을 주자장에 중첩시키는 방법과 RF 자장으로 스핀을 여기 시키는 방법의 형태에 따라 매우 다양한 영상기법이 있으며, 새로운 영상 기법도 지속적으로 개발되고 있다. 영상기법에 따라 동일한 영상단면에 대하여 다른 정보를 추출 할 수 있다. 다양한 MRI 시스템에서 추구하는 목표들을 요약하면 다음과 같다. (1) 인체조직내의 정상조직과 비정상조직을 쉽게 가려낼 수 있는 고대조도·고해상도 (high contrast-high resolution) 영상의 획득, (2) 움직이는 영상대상에 대해서 양질의 영상을 얻는 것뿐만 아니라 연속영상의 경우 시간 축 해상도(temporal resolution)를 높일 수 있는 초고속영상(ultra-fast imaging)의 실현, (3) 뇌의 기능 여부에 따라 영상신호가 바뀌는 것을 관찰하는 뇌기능영상 (functional imaging), (4) 인체

내 조직의 자기공명 분광정보를 얻어 인체의 생화학적 변화를 규명, (5) 수술 중에 MRI 영상을 실시간으로 얻어 수술의 경과를 관찰할 수 있는 중재적 (interventional) 영상용 MRI의 실현 등이다.

MRI 시스템의 구조는 그림 2와 같다. 고주파잡음을 차단하는 고주파 차폐실 안에 강한 자장을 발생하는 주자석, 3축 방향의 선형 경사자장을 발생하는 경사자장 코일, 영상 대상에게 RF 자장을 인가하는 송신 고주파코일, 자기공명신호를 수신하는 수신 고주파코일 등이 설치된다. 그림 1의 주 자석은 수직자장을 발생하는 개방형 주자석이지만 초전도자석은 대부분 원통구조를 갖는다. Spectrometer는 컴퓨터 (또는 콘솔)의 제어 아래 영상기법에 따른 RF자장 파형과 경사자장 파형을 생성하고, 아나로그 신호인 자기공명신호를 ADC (analog-to-digital converter)로 표본화하여 디지털 신호로 변환 한 다음, FFT (fast Fourier transform)로 영상을 재구성한다. RF자장 파형은 고주파 전력증폭기로 증폭한 다음 송신 고주파코일로 공급되고, 경사자장 파형은 경사자장 증폭기로 증폭한 다음 경사자장 코일로 공급된다. 고주파 차폐실 안으로 인입 하는 저주파신호 및 전력선은 고주파잡음의 혼입을 막기 위하여 고주파필터를 통해 고주파 차폐실 안으로 공급된다. 다음은 주요부에 대한 자세한 설명이다

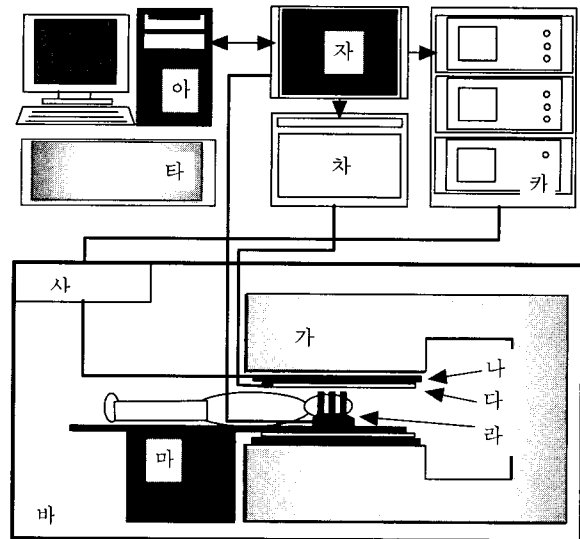


그림 2. MRI 시스템의 구성도

(가 : 주자석, 나 : 경사자장코일, 다 : 송신 고주파코일, 라 : 수신 고주파코일, 마 : 환자 이송장치, 바 : 고주파 차폐실, 사 : 고주파필터, 아 : 컴퓨터 (콘솔), 자 : Spectrometer, 차 : 고주파 전력증폭기, 카 : 경사자장 증폭기, 타 : 시스템 제어부)

2.1 주자석

강력한 정 자장을 형성해주는 역할을 하는 장치로 약 0.3 tesla(1 tesla = 10^4 gauss) 이하의 자장 세기를 갖는 영구 자석(permanent magnet)과 상전도자석 (resistive magnet),

0.5 tesla 이상의 자장세기를 낼 수 있는 초전도자석 (superconducting magnet)이 있다.

영구자석은 대부분 에너지밀도가 높은 NdFeB 자석과 철로 자기회로를 구성하여 제작한다. 영상공간을 제외한 자기회로가 폐회로 이므로 외부로 누출되는 자장이 극히 적고, 자석 설계에 융통성이 있어 개방형으로 만드는 것이 용이하다. 또한, 영구자석 자체가 소모하는 전력이나 냉각장치가 필요 없어 MRI 시스템의 운영비가 적게 들고, 수직자장을 만들 수 있으므로 동일한 자장세기에서 솔레노이드형 고주파코일을 사용할 수 있어 수평자장 MRI 보다 자기공명신호의 SNR이 높아지는 장점이 있다. 그러나 영구자석은 전신 영상용으로 최대 자장 세기는 0.3 tesla 정도가 한계이고, 외부온도에 민감한 단점이 있다. 0.3 tesla 전신용 자석 일 경우 무게가 10 ton을 넘는 것도 단점의 하나이다.

초기의 상전도자석은 공심 (air-core)형이었지만, 현재는 영구자석과 같이 철로 자기회로를 구성하여 제작한다. 코일에 직류 전류를 흘려 자장을 형성하기 때문에 코일을 구성하는 도체의 저항에 의한 전력손실이 열로 발생되어 이를 식히기 위한 대용량의 냉각장치가 필요하다. 주로 0.2 tesla 이하에 사용되며, 필요에 따라 쉽게 자장을 켜고 끌 수 있는 장점이 있지만 안정적인 전력공급이 필수적이다. 자석의 중량도 자기회로 때문에 영구자석에 필적하는 값을 갖는다.

1911년 네덜란드의 Onnes가 4 °K 근처에서 수은의 저항이 갑자기 감소하여 '0'이 되는 초전도현상 (superconductivity)을 발견하였다. 초전도자석은 주로 Ti-Nb 합금 초전도체로 만든 초전도코일을 원통형으로 감고, 초전도 현상을 만들기 위해 cryostat이라 불리는 냉각장치 속에 약 -269 °C의 극저온 물질인 액체헬륨으로 냉각을 한다. 초전도코일은 전기저항이 없기 때문에 전력손실 없이 강한 전류를 흘려 강한 자장을 만들 수 있으며, 전류를 가한 후 코일을 폐회로로 만들면 코일의 전류는 외부 전원의 공급 없이 지속적으로 흘러 자장을 계속 유지한다. 초전도 자석은 매우 강한 자장을 발생할 수 있을 뿐만 아니라 자장의 공간 균일도가 좋으며, 이런 자장을 안정적으로 유지할 수 있는 장점이 있어서 고자장의 고성능 MRI에 이용되고 있다.

초전도자석 MRI는 대부분 원통모양의 자석 속에 환자를 넣고 촬영해야 하므로 폐쇄공포증 환자, 소아환자, 중환자 그리고 의료진이나 보호자가 필요한 환자 등은 MRI 촬영이 어려운 단점이 있다. 영구자석이나 전자석을 이용한 MRI는 환자가 들어가는 공간을 초전도 자석 MRI보다 크게 열린 공간으로 만들 수 있다.

2.2 경사자장 시스템

경사자장 시스템은 경사자장코일과 경사자장증폭기로 구성된다. 경사자장코일은 원통형 초전도자석 MRI에서는 원통구조를 갖고, 수직자장 MRI에서는 대부분 평면구조를 갖는다. 경사자장증폭기는 입력의 경사자장파형에 대응하는 전류를 경사자장코일에 흘려주어야 하므로 전압제어 전류증폭기이고, 100 [A]이상의 전류 구동능력과 수 100[V]의

전압구동능력을 갖고 있어야 한다. 경사자장은 3축 방향으로 발생하여 영상대상에 대한 공간정보를 제공하는 역할을 한다. 경사자장의 세기는 일정 거리에서 자장의 크기가 얼마나 변하는 가로 표시되며 mT/m (또는 gauss/cm) 단위를 사용한다. 경사자장 시스템의 성능을 나타내는 것으로 경사자장 상승률은 고속영상에서 중요한 성능지수가 된다. 단위는 mT/m/ms를 주로 사용한다. 경사자장코일과 주자석의 전도성 구조물사이의 유도결합 때문에 발생하는 와전류 (eddy current)현상은 경사자장 파형의 시간·공간적 왜곡을 일으켜 영상의 질을 저하시킬 뿐만 아니라 고속영상을 불가능하게 하는 주 요인이 된다. 따라서 경사자장코일이 발생하는 자장이 주자석의 전도체 방향으로 나가는 것을 차단하는 능동차폐형 경사자장코일을 주로 사용하고 있다.

2.3 고주파코일

고주파코일은 영상대상에 RF 자장을 가하고, 영상영역이 이에 반응하여 내놓는 고주파신호 (자기공명신호)를 수신하는 역할을 한다. 전신용 초전도자석 MRI에서 몸통영상은 수신 고주파코일과 송신 고주파코일에 한 개의 고주파코일을 겸용으로 사용한다. 그러나 대부분의 개방형 MRI는 주자석에 고정된 송신고주파코일과 영상부위에 따라 교체하는 수신고주파코일을 분리하여 사용한다. 초전도 MRI에서도 머리영상이나 척추영상 등의 국소부위 영상에 사용하는 고주파코일은 수신전용으로 사용한다. 이 때 몸통코일을 송신 전용으로 사용하게 된다. MRI의 고주파코일은 코일이 발생하는 자장만 사용하고, 전기장은 오히려 잡음을 유발하는 요인이 되기 때문에 일반적인 안테나와 구조가 전혀 다르다. 주자석의 세기와 영상대상 원소에 따라 정해지는 사용 주파수와 고주파코일의 크기에 따라 공진회로의 설계에 집중정수를 사용하거나, 분포정수를 사용하기도 한다. 머리영상코일의 경우에는 0.5 tesla 미만의 MRI에서는 솔레노이드 코일과 안장코일을 주로 사용하며, 0.5 tesla 이상의 MRI에서는 새장코일 (bird-cage coil)을 주로 사용한다. 새장코일은 분포정수를 사용하여 공진회로의 설계와 해석을 한다. 고주파코일의 성능을 결정하는 요소는 공진회로의 성능지수 (Q-factor)와 발생 고주파자장의 공간 균일도 이다. 고주파코일의 유효 영상체적과 영상대상의 체적비인 용적율 (filling factor)도 영상의 SNR을 직접적인 영향을 준다. 따라서 촬영하고자 하는 부위에 따라서 고주파코일의 크기와 모양을 다르게 한다. 작은 코일을 다수 배치하고, 각 코일의 신호를 영상 재구성단계에서 합성하여 영상의 SNR을 향상시키는 위상배열코일 (phase-array coil)도 척추 영상에 비롯한 국소부위 영상에 많이 사용되고 있다.

2.4 컴퓨터 및 Spectrometer

1980년대에는 주로 중형컴퓨터 (minicomputer)를 MRI에 사용하고, 영상 재구성시간을 빠르게 하기 위해 병렬처리장치를 추가하였다. 현재는 마이크로프로세서와 반도체 기술

의 급격한 진보에 따라 PC의 성능이 계산속도와 저장용량 등 모든 면에서 1980년대의 중형컴퓨터 성능을 크게 능가하고 있다. 최근의 MRI에 사용하는 컴퓨터는 고성능 MRI의 경우 고성능 워크스테이션을 채용하고 있지만, 저자장의 저가 MRI를 중심으로 PC를 채용하는 경향이 증가하고 있다.

Spectrometer는 각종 RF자장 파형 및 경사자장 파형 발생 고주파신호의 변조 및 복조 등 처리, 자기공명신호를 컴퓨터로 입력하는 역할을 한다. 종래의 아나로그 신호처리 방식으로부터 디지털 신호처리 방식으로 바뀌어가고 있다. 디지털 spectrometer는 고주파 신호의 변조와 복조를 디지털로 처리하므로 아나로그 회로로 처리할 때 발생하는 위상오차가 없어진다. 또한 여러 개의 자기공명신호를 동시에 표본화하는 것이 용이하기 때문에 위상배열코일을 사용할 경우 다중입력의 디지털 spectrometer가 필수적이다.

3. MRI 시스템의 기술 동향

MRI는 최초 출현에서부터 약 20년이 경과하는 동안 비약적인 발전을 이뤄왔다. Hardware적인 성능경쟁으로부터 기술적 완성도가 높아짐에 따라 software적인 경쟁으로 바뀌어가고 있다. 즉, 용도에 맞는 다양한 형태의 MRI가 출시되어 있고, 점차 환자와 사용자 모두에게 편리한 기능들을 제공하고 있으며, MRI의 가장 큰 단점이던 비교적 긴 영상시간도 영상기법의 발달에 따라 움직이는 심장에 대한 영상도 가능할 정도로 개선이 되었다.

초기의 성능향상은 주로 주자석의 성능향상을 통해 이루어졌다. 자기공명신호의 SNR이 주자석의 자장이 강할수록 커지므로 초기의 0.1 tesla 근처의 공심형 전자석으로부터 1.0 tesla 이상의 초전도자석으로 발전을 하였으며, 근래에는 0.2tesla ~ 0.3tesla의 영구자석 또는 철심형 전자석으로 자장방향이 수직인 개방형 자석도 널리 이용되고 있다. MRI의 점유공간은 주자석의 크기와 5 gauss 영역으로 나타내는 누설자속의 점유공간으로 결정된다. 최신 초전도자석의 경우 전신용이라도 길이가 1.5m 정도로 종래 보다 30% 정도 단축이 되었으며, 초전도 자기차폐기술을 적용하여 5 gauss 영역이 자석 중심에서 반경 2 m 미만으로 작아졌다. 자장의 공간 균일도를 향상하는 방법으로 초전도 보정코일을 채택하고 있으며, 액체헬륨 소모량도 기술향상에 따라 초기 자석의 1/10 정도로 줄어들었다.

최근의 MRI 시스템 성능향상은 주로 경사자장 시스템의 성능향상과 고주파코일의 성능향상을 통해 이루어지고 있다. 주자석의 전도성구조물과 경사자장코일의 유도결합 때문에 발생하는 와전류를 제거하는 기술과 경사자장코일의 고효율설계 및 제작기술의 진보, 경사자장증폭기의 성능향상에 따라 경사자장파형의 공간 선형성과 시간응답이 이상적인 것에 근접하고 있다. 경사자장의 최대 크기 및 상승률도 초기의 10 mT/m와 20 mT/m/ms 정도에서 45 mT/m와 100 mT/m/ms 이상까지 향상이 되었다. Spectrometer의 디지털화는 고주파회로의 응답특성을 크게 개선시켰고, 이것

이 위상배열코일과 결합하여 영상의 SNR을 획기적으로 개선하였다. 경사자장 시스템과 고주파코일의 성능향상으로 현재 실시간 영상의 임상응용이 가능한 단계에 있다.

최근 MRI 시장은 1.0 tesla 이상의 폐쇄형 초전도 MRI와 0.5 tesla 미만의 저자장 개방형 MRI가 양분해가고 있는 상황이다. 1998년 전반기 미국내 판매 MRI대수의 45%가 개방형 MRI였다. 고자장의 MRI는 FDA의 3.0 tesla 인증에 따라서 1.5 tesla를 넘는 신제품이 늘어날 전망이다. 3.0 tesla 및 4.0 tesla MRI가 이미 연구용으로 다수 운용되고 있으며, 높은 SNR과 주파수 분해능으로 자기공명 분광영상과 뇌기능영상, 다 원소 영상에서 뛰어난 성능을 제공한다. 그러나, 원통형 초전도자석 MRI는 고가일 뿐만 아니라 구입 및 유지비가 많이 들어간다. 또한, 폐쇄된 주자석의 공간에 환자가 들어가 촬영을 하기 때문에 소아환자, 중환자, 또는 폐쇄공포증 환자의 촬영이 용이하지 않다. 이러한 고자장 MRI의 단점을 극복할 수 있는 개방형 MRI가 최근에 출현하기에 이르렀다. 해부학적 영상정보를 얻을 수 있는 고속영상기법을 개방형 MRI에 응용을 하면 수술중에 MRI를 이용하는 중재적시술 (interventional surgery)이 가능해지며, 이 분야에 대한 많은 연구가 이루어지고 있다. 1999년 5월 미국 필라델피아에서 개최된 국제자기공명학회 (ISMRM) 학술발표회에서 가장 활발하게 논의된 분야의 하나가 개방형 MRI에 관련된 것이었다. 개방형 MRI는 폐쇄공포증 환자의 진단, 의료진이나 보호자의 관찰 또는 보조가 필요한 경우에 매우 유용하다. 영구자석을 사용한 경우 고가의 액체헬륨이 필요 없고 전력소모가 매우 적어 운영비용이 적게 든다. 따라서, 중소규모 병원의 주력 MRI나 이미 고성능 MRI를 보유하고 있는 대형병원의 보조 MRI로서 많이 설치되고 있으며, 전력사정이 열악한 지역에서도 유용한 MRI가 될 것이다.

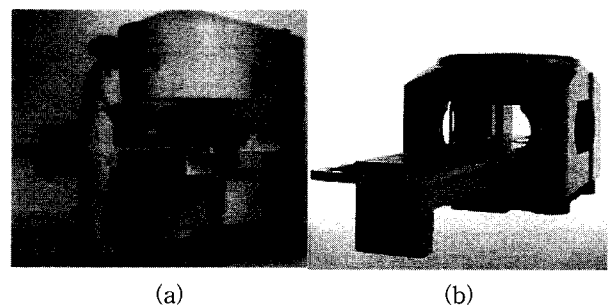


그림 3. (a) Siemens와 (b) Thoshiba의 개방형 MRI.

표 1. 판매중인 개방형 MRI

제조사	자장세기 (tesla)	주자석 종류	특징
Fornar	0.35	상전도	Room형 대형자석, 수직자장
GE	0.5	초전도	2-ring형, 수평자장
	0.2	영구자석	2기동형, 수직자장
Toshiba	0.35	초전도	4기동형, 수직자장
Hitachi	0.3	영구자석	2기동형, 수직자장
Siemens	0.2	상전도	C-형, 수직자장
Picker	0.23	상전도	C-형, 수직자장

극소부위용 MRI는 소형 영구자석을 사용하고, 영상대상을 팔과 다리 또는 신체의 제한된 특정부위까지 영상이 가능하도록 하였기 때문에 작은 공간에 설치가 가능하고, 가격도 전신용 MRI의 1/3 - 1/10 정도로 저렴하다. 대표적인 제품으로 ESAOTE (이탈리아)의 Artoscan (팔과 다리 전용)과 LUNAR (미국)의 E-scan (팔다리 및 어깨)이 있다.



그림 4. Esaote의 팔과 다리 전용 MRI

최근의 MRI는 모두 디지털 영상전송을 위한 표준규격인 DICOM을 지원하고 있으므로 병원의 PACS 시스템 또는 주변의 워크스테이션이나 PC, 필름처리장치 등의 장비와 결합하여 사용할 수 있다.

4. 영상기법의 경향

초기 MRI의 최대 단점은 열악한 영상의 질과 함께 영상 시간이 길다는 것이었다. 이 때문에 생기는 문제로는 영상 정보를 얻는 동안 호흡이나 심장, 사지 등의 움직임으로 영상의 질이 현저하게 떨어지고 환자가 오래 동안 주자석 안에 누워 있어야 하기 때문에 하루 환자 촬영건수(patient throughput)가 낮을 수밖에 없었고 환자의 고통도 컸다. 영상기법의 발달과 MRI 시스템 구성요소의 성능향상에 힘입어 종래에는 구현이 어려웠던 영상기법들이 개발되어 임상에 적용되고 있으며, 영상시간(scan time)도 대폭 단축이 되고 있다.

고속 영상기법의 사용으로 심장을 비롯한 흉부 및 복부의 영상 질이 급속하게 향상되고 있다. 고속 MRI는 긴 영상시간을 줄여서 짧은 시간에 원하는 부위의 3차원 영상을 얻을 수 있을 뿐만 아니라 인체의 움직이는 조직까지도 artifact 없는 양질의 영상을 얻는 것이 가능해져서 최근에는 심혈관계의 질병의 진단도 현실화되고 있다. 영상시간이 수십 분까지 소요되지만 MRI 초기부터 표준영상법의 하나로 사용되어 온 SE (spin echo) 영상 법에 대하여 FSE (fast spin echo, 또는 turbo spin echo) 영상법은 영상시간을 수분으로 줄였고, 현재 임상진단에서 표준 영상기법의 하나로 활용되고 있다. 최근에는 1초에 수 십장의 영상이 가능한 EPI (echo planar imaging) 영상법이 실용화되어 실제로 환자의 질병 진단에 광범위하게 적용되고 있다. 고속 영상법으로는 FSE 기법 외에 고속 경자자계 (fast gradient echo) 영상법, 나선형주사 (spiral scan) 영상법 등이 있다.

자기공명 분광법(MR spectroscopy; MRS)은 인체 조직의 신진대사를 살아있는 상태 (*in-vivo*)에서도 정량적으로 관찰할 수 있는 방법이다. 자기공명 분광법은 하나의 미소체적 (voxel)에서만 신호를 얻는 single voxel 방법과 여러 개의 미소체적에서 한꺼번에 신호를 얻어 분광정보를 해부학적 영상처럼 영상화하는 자기공명 분광영상(MR spectroscopic imaging)이 있다. 인체의 외부 자극 또는 자체의 활동에 따라 활성화 되는 뇌 부위에서 산소 소모나 혈액 집중을 MRI로 영상화함으로써 양전자방출 단층촬영기(positron emission tomography; PET)에서만 행해지던 뇌의 기능을 관찰하는 뇌기능 영상이 MR영상(functional MRI; fMRI)으로도 가능해졌다. 1999년 국제자기공명학회 (ISMRM) 학술발표회에서 가장 활발하게 논의된 분야 중 다른 하나가 fMRI에 관련된 것이었다. 조기진단이 어려운 초기의 뇌경색 및 뇌허혈 (cerebral ischemia)과 같은 질병도 조직 내 분자들의 확산운동(diffusion) 정도를 관찰할 수 있는 확산영상으로 진단할 수 있는 영상법도 개발되었다. 또한 미세 혈관의 혈류량을 영상화할 수 있는 관류영상(perfusion imaging)법도 여러 가지 뇌의 미세 혈관에 관계하는 질병을 진단하는데 유용하게 사용되고 있다. 자기공명 혈관영상 (MR angiography; MRA)도 미세혈관에 대한 영상까지 가능해짐에 따라 MRI의 임상응용 폭이 계속 넓어지고 있다.

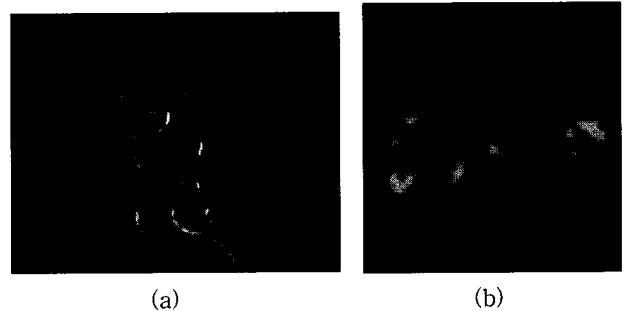


그림 5. (a) 머리의 MRA 영상 (b) 청각자극에 대한 fMRI 영상(밝은 부분이 자극에 대한 뇌의 활성화영역이다.)

이외에도 많은 유용한 MR 영상방법들이 많은 연구자들의 노력에 의해 개발되었거나 개발되고 있는 중이다. 최근에 나타나는 MRI 영상법과 응용에 대한 연구경향을 보면 MRI는 단순한 해부학적 구조를 보는 수단에서 탈피하여 각 기관의 기능 및 신진대사를 관찰·연구하는 수단으로 더 관심을 갖고 있음을 알 수 있다.

5. 국내 동향

MRI의 국내 도입은 1980년대 초 한국과학기술원(KAIST)의 조장희교수 연구실에서 0.1 tesla 상전도 MRI (그림 6)를 선진국과 거의 동시에 자체 개발함으로써 시작되었다. 그 이후 과거적와 산업체의 산·학 공동 과제로 0.15T 상전도 MRI를, 1985년에는 당시 전신용 MRI로는 세계 최고 자장

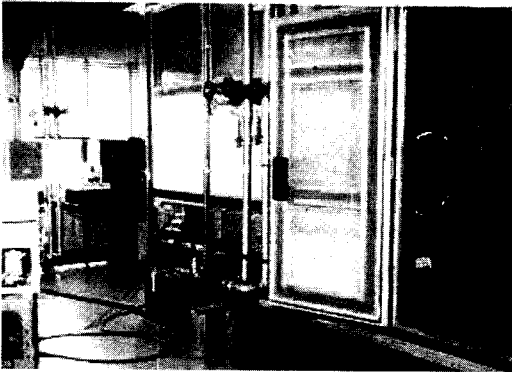


그림 6. 국내 최초의 0.1 tesla MRI. 공심 상전도자석 (우측 고주파 차폐실 내)을 사용하였다.

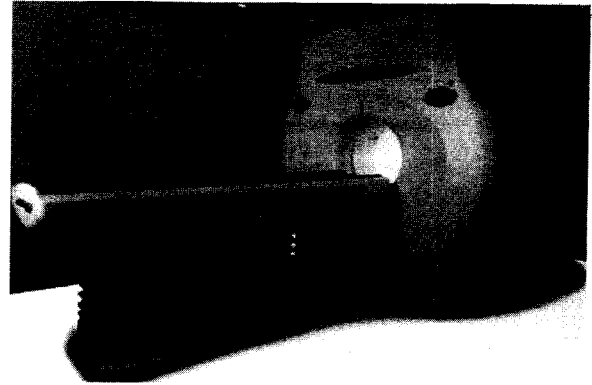


그림 8. 메디슨에의 1.0 tesla 초전도자석 MRI (Magnum 1.0T).

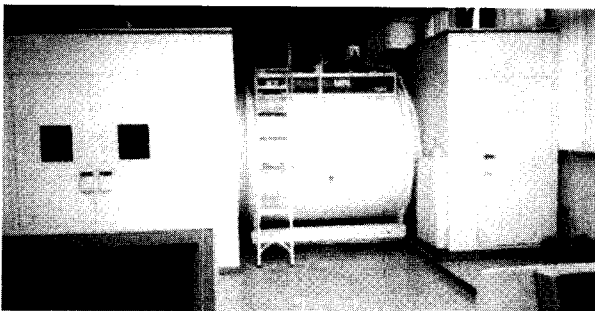


그림 7. 국내에서 개발된 세계 최초의 2.0 tesla 초전도 자석 MRI.

6. 맺음말

1998년 말 까지 국내 병원에 설치된 MRI 장비는 200대를 넘어서고 있다 (표 3). MRI는 x-선 CT 및 초음파 영상 진단기와 함께 첨단의료기기로서 의료서비스의 품질 향상 시켜 질병 진단 및 환자 진료의 질적인 발전의 중요한 역할을 담당하고 있다. 의료기기 산업은 일반 전자산업 보다 더욱 기술 집약형인 고부가가치 산업이며, 세계시장 규모가 US\$300억 이상으로 성장가능성이 매우 큰 산업이다. 그러나 국내 첨단의료기기의 산업기반 미비로 무역역조가 심화되고 있는 실정이다. 의료기기 중에서 영상 진단기기 분야는 국내 의료기기 산업 시장의 40%, 세계 의료기기 시장의 37% (약 US\$100억) 이상을 차지하고 있다. 그 중에서 MRI는 대당 가격이 전신용의 경우 US\$100만 ~ US\$300만으로 시장 규모로 볼 때 가장 고가의 기기에 속한다.

표 2는 세계시장을 대표하는 미국의 연도별 MRI 판매 대수이고, 표 3은 국내의 연도별 판매대수이다. 세계시장은 1992년을 정점으로 시장규모가 축소되었다가 성능이 대폭 향상된 MRI와 개방형 MRI등 새로운 장비의 출현으로 다시 확대 중에 있다. 국내시장은 세계적으로도 규모가 큰 편이며, 1997년 말의 경제위기 이후 시장이 대폭 작아졌지만 경제회복에 따라 다시 규모가 확대 될 전망이다.

표 2. 미국의 연도별 MRI 판매대수

연도	'88	'89	'90	'91	'92	'93	'94	'95	'96	'97
판매대수	365	415	490	525	525	402	320	345	421	539

표 3. 한국의 연도별 MRI 판매대수

연도	'90이전	'91	'92	'93	'94	'95	'96	'97	'98	'99 상반기
판매대수	13	15	16	12	24	41	51	40	29	14

인 2.0 tesla 초전도자석 MRI (그림 7)를 개발하였다.

한국과학기술원에서 개발한 MRI는 1984년에 금성통신에 의해 0.15T MRI가 처음으로 상용화되었고, 6대가 국내 병원에 설치되어 임상적으로 사용되기 시작했었다. 2.0 tesla MRI도 금성통신에 의해 상용화되어 1987년 서울대학병원에 1호기가 설치되고, 이어 대구 동산병원, 계명대학병원 등에 설치·운용되었지만 그 다음 더 이상의 생산이 되지 못하고 있었다. 그 후 수입 MRI가 국내 병원에 설치되기 시작하여 현재 약 200여대가 운용중이다. 국내의 MRI 개발은 90년대 중반부터 재개하여 현재 삼성종합기술원과 메디슨에서 연구개발 및 생산판매를 하고 있다. MRI의 핵심요소인 주자석은 한국전기연구소에서 2.0 tesla 머리영상용 초전도자석을 개발한 바 있고, 개방형 MRI용 영구자석도 국내에서 개발중이다. 삼성종합기술원은 중재적 기술이 가능한 개방형 MRI의 연구를 진행하고 있으며, 메디슨은 1.0 tesla 초전도자석 MRI (그림 8)를 개발하여 판매 중으로, 현재 국내 각 병원에 설치하여 운용하고 있으며 3.0 tesla 초전도자석 MRI를 가톨릭대학병원에 설치하여 병원과 함께 연구용으로 운용중이다. MRI 특유의 다양한 영상변수와 영상기법 때문에 질병 및 부위에 따른 최적의 영상기법과 변수를 찾아내는 연구가 필수적인데 국내의 MRI에 대한 임상연구도 대학병원과 대형 병원의 방사선과를 중심으로 매우 활발하게 이루어지고 있다.

MRI를 포함한 의료영상기기는 공학기술만의 산물이 아니라 의학분야와 통합되어 완성해야 하는 복합산업제품이다. 즉, 전자공학과 컴퓨터공학을 망라하는 공학기술의 종합으로 뛰어난 성능의 hardware와 운용 software를 완성해야 할뿐만 아니라, 자기공명현상과 의학에 대한 이해를 바탕으로 질병진단에 적합하고 다른 의료영상기기의 한계를 뛰어넘는 영상기법을 개발해야하는 복합분야이다. 아울러, 방사선전문의를 비롯한 각 분야의 의료전문가가 직접 참여하여 의료현장에 적합한 기기로 완성을 해야만 한다.

미국, 일본, EU 등 선진국에서는 정보통신, 메카트로닉스, 보건의료과학기술, 신소재를 21C 4대 전략산업으로 육성하고 있으며 기술패권주의와 전세계적인 경쟁적 구조에 대비한 국가적 경쟁력 확보를 위한 기초연구와 기술개발이 지속적으로 이루어지고 있다. MRI는 이미 국내에서 기반 기술을 확보하여 선진국과 대등하게 제품화에 성공한 바 있으므로 많은 첨단 의료기기 중에서 선진국과 대등한 경쟁을 할 수 있는 많지 않은 분야의 하나가 될 것이다.

MRI 등 영상 진단기기의 전략적인 개발 및 제품화는 국내 개발환경 구축과 국산화 기술력을 확보함은 물론 세계적 경쟁력을 확보함으로써 의료산업의 총체적 발전을 도모할 수 있을 것이다.

참고문헌

[1] F. Bloch, W. W. Hanson, and M. E. Packard, "Nuclear Induction", Phys. Rev., Vol. 69, p. 127, 1946.
 [2] P. C. Lauterber, "Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance", Nature Vol. 242, p. 190, 1973.
 [3] R. Darmadian, "Tumor Detection by NMR", Science Vol. 171, pp. 1151-1153, 1971
 [4] Zang-Hee Cho 외, *Foundation of Medical Imaging*, John Wiley & Sons Inc., 1993.
 [5] E. Mark Haacke 외, *Magnetic Resonance Imaging-Physical Principles and Sequence Design*, Wiley-Liss, 1999.
 [6] 김홍석, "Theory and Experimental Studies of the Fourier Transform NMR Tomographic Imaging", 한국과학기술원 박사학위논문, 1983.

[7] *Open MRI* (supplement to Diagnostic Imaging), Oct., 1998
 [8] *MRI Industry Report*, Apr., 1998.
 [9] 이강석, "중재적 시술용 MRI의 기술동향", 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집, pp. 32-33, 1999.
 [10] 메디슨 MRI 소개, (주)메디슨 MRI사업부, 1998.
 [11] 허영 외, "MRI의 현재와 미래", 전기학회지 pp. 25-31, 47권 4호, 1998.
 [12] L. Tugan Muftuler 외, "fMRI of Mozart Effect Using Auditory Stimuli", Proceedings of ISMRM 7th Meeting, p. 798, 1999.

저 자 소 개



이정현(李定漢)

1961년 6월 15일생. 1984년 서울시립대 전자공학과 졸업. 1986년 2월 KAIST 전기 및 전자공학과 졸업(석사). 1992년 8월 KAIST 전기 및 전자공학과 졸업(공학박). 1992년 9월-1994년 8월 KAIST 연구원. 1994년 11월-1998년 2월 삼성종합기술원 전문연구원. 1998년 3월-현재 건국대 의용생체공학부 조교수.



문지웅(文治雄)

1960년 7월 29일생. 1983년 서강대 전자공학과 졸업. 1985년 KAIST 전기 및 전자공학과 졸업(석사). 1991년 KAIST 전기 및 전자공학과 졸업(공학박). 1991년-1995년 서울중앙병원 아산생명과학연구소 선임연구원. 1996년-1999년 삼성종합기술원 의료기기 연구실 전문연구원. 1999년-현재 인제대 위용공학과 조교수.