

자기 공명 진단 장치의 기술 동향과 국내 개발 방향

李 興 揆
(주) 메디슨

첨단 영상 진단기기인 자기 공명 진단 장치는 복합적인 구성 기술 요소들이 필요하며 연구 개발을 거쳐 상용화 하는 데에는 충분한 임상 적용 뿐 아니라 충분한 시스템 기술이 필요하다. 먼저 국내의 자기 공명 진단 장치 기술 발전 과정을 살펴 본 후, 각 구성 부분별로 최근 기술 동향을 정리하고, 자기 공명 진단 장치의 국내 개발 내용을 소개하였다.

I. 서 론

현대 사회가 고도화되고 국민 생활 수준이 향상됨에 따라 의료 분야도 첨단기술의 접목으로 새로운 의료 장비들의 개발과 신규 수요가 급증하게 되었다. 그 중 자기 공명 진단 장치는 최신 영상 진단기로 고가의 장비임에도 불구하고 넓은 진단 범위, 다양한 진단 방법, 정확성 및 인체의 안전성으로 지난 15년간 폭발적으로 수요가 창출 되어왔다. 우리도 G-7 선진국의 대열에 들어서는 단계인 만큼 국민의 건강 복지 증진 차원에서도 상대적으로 저조한 국내 의료기기 산업을 선진국 수준으로 발전 시켜야 할 것이다. 특별히 자기 공명 진단 장치는 첨단 고가 장비이고, 1980대부터 원천 기술과 연구 개발 인력이 국내에 축적 되어 왔다는 점을 감안하여 적극적인 육성으로 국가의 기술력에 대한 위상 제고 뿐 아니라 실제적으로 의료기기 산업 발전에 주요 견인차가 되도록 해야 할 것으로 판단 된다.

먼저 자기 공명 진단 장치의 개발 과정과 국내 현황, 그리고 자기 공명 진단 장치시스템 구성 요소별로 최근의 세계적 발전 추세를 살펴 본 후 국내 자기 공명 진단 장치의 개발 내역을 간략히 요약하고자 한다. 지면 관계상 상세한 이론적 원리나 기능 설명은 참고 문헌으로 대체하고자 한다.

II. 자기 공명 진단 장치의 발전 동향

Bloch와 Purcell 두 그룹에 의해 자기 공명(Nuclear Magnetic Resonance) 현상이 발견된 것은 1946년 이었고 후에 Nobel상을 수상하게 되었다. 이후로 자기 공명 분광학(NMR Spectroscopy)은 물리, 화학, 생물학 및 의학 분야에서 지속적으로 발전되어 왔다. 1973년 미국의 Lauterbur 교수는 자기 공명 현상을 이용한 영상 기법을 발표하였고 1976년에는 Mansfield와 Maudsley가 인체의 손가락을 촬영하는데 성공하였고 마침내 1977년과 1978년 사이에 Clow와 Young에 의해 인체의 두부(Brain) 영상과 Damadian, Mansfield에 의해 복부 영상 촬영에 성공하였다. 1978년은 처음으로 자기 공명 진단 촬영기가 상용화되기 시작한 해이기도 하다.

의학 분야에서의 자기 공명 진단 장치 발전은 그 잠재성에 의해 우리가 이제껏 목격해 온 바와 같이 폭발적이라고 해야 할 것이며 향후도 지속적인 발전이 예상된다. 영상 촬영 시간은 초창기 10분대에서 50msec까지 시도되고 있으며 영상 분해능(Resolution)은 2mm에서 백 μ m까지 도전하고 있는 형편이다.

1973년 Lauterbur교수에 의해서 제안된 MR영상 촬영 방법은 1980년대에는 주로 영상 촬영 성능 개선 방향에서 집중적으로 이루어져왔으나 1988년 이후 두뇌의 Metabolic 상태변화까지 검출할 수 있는 Phosphorous(P-31) 및 Proton(H-1) spectroscopy가 중점적으로 임상 연구되고 있으며 그 잠재적 가능성은 무궁하리라 볼 수 있다. 또한 컴퓨터, 디지털 신호처리 기술의 발전과 더불어 경사자계 코일 설계 기술의 발전으로 고전류(>300A), 고전압(>600V), 고효율 및 고속switching time이 가능해져서 1990년대부터 더욱 정밀하고 빠른 촬영 방법들이 실용화 되고 있다. 초고속 촬영 기법인 Echo Planar Imaging 방법이 대표적인 것으로 촬영 시간을 50msec 이하로 줄일 수 있게 되어 응급환자나 협조가 불가능한 환자를 마취

없이도 빠른 시간 안에 촬영할 수 있게 되었다. MR 혈관 촬영 방법은 성능 향상으로 활용 용도와 범위를 더욱 넓히고 있으며 향후 심장 진단에 긴요하게 사용될 전망이다. Perfusion 및 Diffusion Imaging 및 혈류 양의 측정으로 뇌졸중 환자의 조기 진단을 가능케 하여주고 있다.

또한 Echo Planar Imaging 기술 발전과 병행해서 Functional imaging 기법이 1990년대 초부터 시도되고 있다. 즉 혈중 산소량에 따라 달라지는 신호크기를 검출 함으로서 대뇌의 신경 반응을 진단할 수 있는 획기적인 방법이 여러 논란이 있음에도 불구하고 꾸준히 발전하고 있어 향후 Positron Emission Tomography(PET)를 대체할 수 있을 가능성이 있다. 또한 환자 촬영과 수술이 동시에 행해질 수 있는 Interventional Imaging 연구가 학계 및 산업계에서 이루어지고 있다. 또한 영상의 질 개선, 고속 촬영, Spectroscopy 성능 개선, Functional imaging의 연구 등을 위해 미국 여러 대학에서는 3Tesla에서 6Tesla 까지의 자석을 사용하고 있으나, 인체의 영향, FDA 승인 필요 등으로 상용화는 회의적이나 최근 3T 자석을 이용한 상용 제품이 FDA 승인을 받아 곧 상용화될 전망이다. 따라서 향후 자기 공명 진단 장치의 응용 범위는 더욱 넓어져, 더욱 정밀한 해부학적 영상뿐 아니라 Biochemical 변화, 혈류량, 혈중 산소량, 신경 반응 등의 측정이 임상에서 더욱 보급될 전망이다. 이런 모든 눈부신 발전은 의학과 공학의 상호 결합 발전에 의해 가능했다고 말할 수 있으며 본 보고서는 공학의 관점에서 지난 20년간의 기술 발전의 동향과 국내 개발 현황을 살펴보고자 한다.

III. 국내 개발 현황

국내에서는 자기 공명 진단 장치 관련 연구 개발 역사는 KAIST의 조장희 박사와 연구 팀이 자기 공명 진단 장치 연구를 시작한 1980년부터 시작된다. 그 후 1982년 금성 통신(연구소 소장 강인구 박사) 참여에 힘입어 과거처에서 국책 사업으로

지원을 받게 되었고, 1984년에 상자석을 사용한 0.15T의 자기 공명 진단 장치가 최초로 국내에 설치되었다. 1986년에는 초전도 2.0T자석을 사용한 자기 공명 진단 장치가 서울 의대에 설치되는 기술적인 개가를 올리게 되었다. 당시 국내에서는 상대적으로 많은 연구 개발비를 투자 하였고, 참여한 수많은 연구 개발 인력들의 헌신적인 노력이 있었음에도 불구하고, 대내외적인 이유들로 인해 상용화에 큰 어려움을 겪게 되었고 마침내 선진국들과의 경쟁을 못 이기고 1990년 자기 공명 진단 장치 사업은 무산되고 말았다. 이후로 학계 및 산업계의 우수한 개발 인력들은 일부를 제외하고는 다른 전공 분야로 옮겨 가게 되었다. 그 후 자기 공명 진단 장치는 연구는 성공하였으나 개발 및 상용화는 실패라는 대표적인 사례로 꼽히기도 하였다. 그러나 간과해서는 안되는 중요한 것은 ; (1) 80년대 초에 선진국과 수 년 정도의 차이는 있으나 원천 기술이 순수 국내 연구 개발 인력에 의해 축적 되기 시작하였고, (2) 미비한 점은 많았으나 1980년대에 이미 최첨단 의료 시스템이 국내 병원에 설치되어 운영되어 왔다는 점 들이다. 자기 공명 진단 장치 관련 기술은 고도의 복잡 및 시스템 구성 기술이고 그 자체가 의료산업의 국가 경쟁력이라고 말해도 과언이 아니다. 비록 국내 자기 공명 진단 장치 기술이 지난 6년간 선진국에 비해 낙후되긴 하였으나 그 당시 많은 전문 인력들이 자기 공명 진단 장치 관련 산업체, 학계 등에 축적되어 있는 만큼 국내 여건으로도 충분히 재도전할 수 있는 잠재능력이 있다고 보아진다.

IV. 자기 공명 진단 장치 시스템 구성과 기술 동향

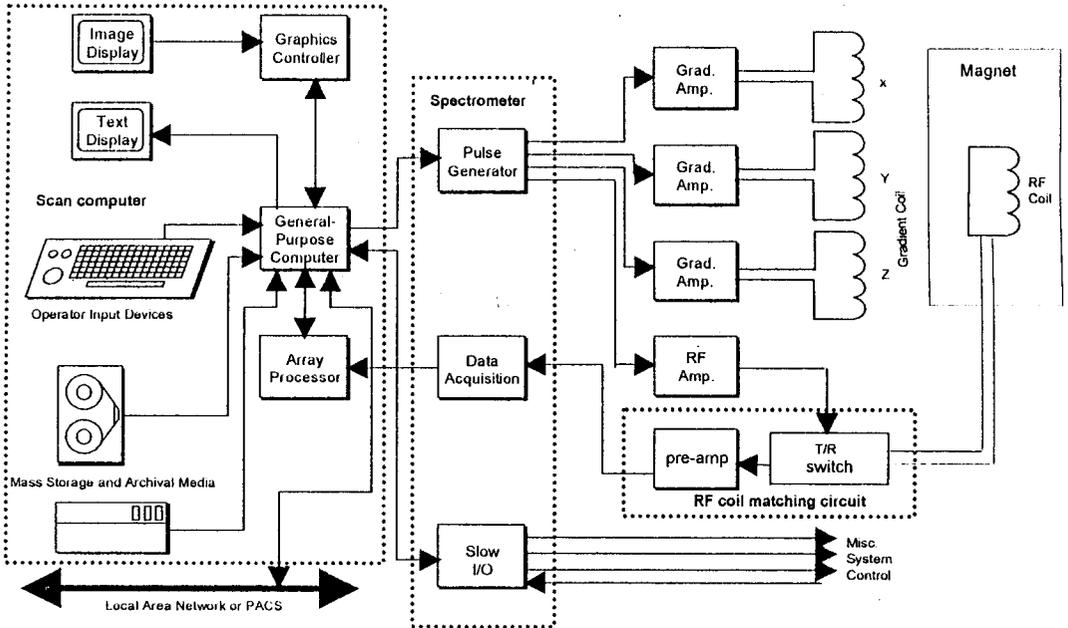
본 절에서는 그동안 자기 공명 진단 장치의 발전이 가능토록 한 기술적인 구성 요소가 무엇이며 향후 연구 개발 되어야 할 과제들이 무엇인지 살펴보고자 한다. 실제로 많은 부분들이 복잡하게 상호작용을 하는 자기 공명 진단 장치 시스템을 설계하

는데 있어서는 물리학, 전산학, 전기 및 전자 공학 등의 모든 기술 요소들이 필요하게 된다. 즉 자기 공명 현상에 대한 물리 및 화학의 이해와 의학에의 응용, 대용량 및 미세한 RF 신호 처리, RF 코일 설계, 고속 디지털 신호 처리, 영상 재구성 및 영상 처리 기술, 시스템 구조 설계, Pulse program language, Compiler/Simulator 및 운영 소프트웨어 설계, EMI/RFI 기술, 계측 기술, 시스템 신뢰성 기술 등으로 열거 해 볼 수 있다. 광범위 한 구성 기술 요소 대신 시스템 구성 부분별로 간단한 기능 설명과 함께 기술 발전 동향을 살펴 보고자 한다.

그림 1에서 보듯 자기 공명 진단 장치 시스템 구성은 편이상 자석, 경사 자장 코일 및 전류 공급 장치, RF코일, RF정합 장치, RF 출력 증폭기, RF 송신 및 수신부, spectrometer, 중앙처리장치, 영상재구성, 영상 처리 및 운영 소프트웨어로 나눌 수 있다. 각 부위를 간단히 살펴보면,

1. 자석

1940 년대에 자기 공명 spectroscopy 기술이 발전하고 물리 및 화학 연구 분야에 소개된 후 연구 분야 및 적용 범위에 따라 자석의 기술도 함께 발전해 왔다. 지면 관계상 MR Imaging에 국한 해서 발전 동향을 살펴보기로 한다. 자석의 quality를 측정하는데 자석의 세기, bore size, field homogeneity, temporal stability, 그리고 자석의 크기, 무게 및 유지 비용도 중요한 변수가 된다. 특히 눈부신 자기 공명 진단 장치 기술의 발전과 더불어 양질의 자석을 만들기 위한 노력이 계속 되면서 3 가지 자석 type이 사용되어 왔다. 즉, resistive, permanent 및 초전도 자석이며 장단점은 표 1에 정리되었다. 그러나 최근 기술 동향인 양질의 영상, 정밀 촬영, 초고속 촬영 인체의 spectroscopy 등으로 인해 고자장의 초전도 자석으로 기술 동향이 정리되어 가고 있다. 초전도 자석의 자장 생성은 헬륨을 담은 용기와 그 안에 있는 초전도 코일로 이루어진다. 전신용 초전도 자석은 1980년대 초 0.15Tesla(1T=10,000Gauss)에서 출발하여 10년도 채 안된 오늘 날 4Tesla 또는 6Tesla



(Fig. 1) MRI system diagram

까지 개발되고 있다, 이런 자장 세기 증가의 이론적 배경은 지난 20년간 일반적인 NMR Spectroscopy의 수소 공진 주파수가 60MHz에서 470MHz로 올라간 것, 즉 신호대잡음 비와 해상도가 좋아진 것과 같은 이유에서 이다. 다만 일반적인 관계 식인 S/N(B³/2는 사람 몸 안의 Dielectric과 Inductive loss 때문에 더 이상 적용되지 않고 자계 세기와 정비례하게 된다.

고자장의 범위는 인체의 안정성을 고려하여 FDA 승인하에서 상용화 되고 있다. 최근 GE, Siemens, Bruker 등이 3 Tesla 자석을 상용화하려고 FDA 승인을 받는 단계 이나 3T 이상은 경제성 외에도 인체의 안전성 이유로 상용화되기 힘들 것이다. 1.0~2.0Tesla의 초전도 자석도 그 동안 3가지 방향에서 발전 되어 왔다고 요약된다. 첫째로, 자장의 공간 균질성(<1 ppm over 30cm d.s.v.)과 시간 안정성(<0.1 ppm/hr) 향상으로 코일 설계 및 구조 설계 개선의 결과이며, 둘째로, 고가의 Helium 및 Nitrogen 개스 사용 비용을 절감키 위한 다단계 냉동기 사용이며(0.1 liter/hr), 세째로

자석 fringe field를 줄이기 위해 능동 차폐 자석의 설계가 이루어져 좁은 공간에서도 고자장의 자석을 설치할 수 있다는 점이다. 이외에도 Fiber reinforced glass를 자석 용기로 사용해서 와류 전류의 주원인을 줄이는 방법도 시도되고 있다.

자기 공명 진단 장치에 사용되는 자석은 상자성, 영구자석 및 초전도형으로 분류하며 각각 장단점을 갖고 있으나 의학 분야에서 많이 사용되는 자석은 초전도형으로 자석 세기는 0.5T, 1T와 1.5T로 구별할 수 있으나 최근에는 3T에서 4T까지 사용되고 있으며 6T를 미국 우수 병원에서 설치 중에 있다. 자세한 자석 설계 내용은 참고문헌으로 대체하고자 한다. 고가의 초전도 자석을 택하는 데는 다음의 기술적인 강점이 있기 때문이다.

첫째로, 양질의 thermal stability를 얻을 수 있다.

둘째로, 50cm 구형 안에서 20ppm이하의 자석의 균질성을 얻을 수 있으며,

MR Spectroscopy가 가능하도록 10cm 구형안에서 0.1ppm정도까지 균질성을 얻을 수 있기 때

문이다. 또한 Spectrum BW가 넓어져 Spectroscopy의 분해능이 개선된다.

셋째로, 다소의 논란은 있으나 일반적으로 고자장의 자석을 쓰면 영상의 신호대 잡음비가 정비례하여 선명한 영상을 얻게 되어 고속 촬영, 정밀 촬영 등 신호대 잡음비가 중요한 응용 분야에서 널리 사용되고 있다. 최근에는 4T, 6T까지 임상 연구 목적으로 이미 운용되거나 설치 중에 있다. 최근에는 Active Shield 자석설계를 3T까지 시도하고 있으며 Eddy Current 등을 줄이기 위해 자석 Enclosure를 FRP로 대체하는 방법도 시도되고 있다.

2. 경사자계 코일

Lauterbur에 의해 제안된 자기 공명 진단 장치 영상 방법이 상용화 되고 임상적으로 유용하게 될 수 있었던 것은 경사 자계 코일의 개념과 설계가 가능하였기 때문이다. 즉 세 개의 직교 경사 자계 즉 G_x , G_y , G_z 를 적용하여 3차원 공간의 물체를 인식하고 영상으로 볼 수 있게 한 획기적인 부분이다. 자장의 방향은 거의 모든 자기 공명 진단 장치에서 환자 축과 평행하므로, 초전도 자석에서 경사 자계 코일들은 환자가 들어 갈 수 있도록 원통 형태로 설계된다. 초기의 코일 형태는 G_z 경사 자계를 만들기 위해 간단한 Maxwell pair 형태를 사용하였고, G_x , G_y 경사 자계에는 Golay 코일을 사용하였다.

일반적으로 자기 공명 진단 장치의 경사 자계 크기는 10mTesla/m 정도이며 Rise Time은 1 msec 이하이다. 이러한 경사 자계 크기를 가능토록 하기 위해 gradient drive amplifier가 필요하며 1 msec 이내의 rise time을 갖는 300V 공급전압과 수백 Amperes의 전류 펄스를 공급할 수 있어야 한다. 반면 경사자계 코일의 인덕턴스는 1mH 이하 이어야 한다.

Gradient 코일은 또한 전류가 공급될 때 주변에 전기적 도체에 유도되는 와류 전류의 영향을 없애기 위한 보정 장치가 필요하다. 일반적으로 자석의 thermal radiation shield 부분이 이런 와류 전류 영향을 주는 데 수백 msec의 time constant를 갖는다. Copper eddy current shield를 가지는 자

석들은 수초 이상의 time constant를 가지는 경우도 있다. Eddy current 제거는 두 가지 방법을 사용한다. 즉 (1) 경사자계 코일에 인가되는 파형의 overshoot나 pre-emphasis를 하여 상쇄하는 방법과 (2) 경사 자계 코일과 자석 용기 사이에 차폐용 보조 코일을 추가로 설계해서 사용하는 능동 차폐 경사자계 코일 방법이 있다.

1980년 초기의 경사 자계 코일은 비교적 설계가 간단하고 제작하기도 쉬우며 또한 임상적으로 성능이 우수한 영상을 만들어 내는데 큰 어려움이 없었다. 그러나 자기 공명 진단 장치 기술의 발전으로 경사자계 코일의 성능 향상이 심각하게 요구되었다. 예를 들면 고해상도 촬영, diffusion/perfusion imaging, 초고속echo planar imaging, spectroscopy등의 자기 공명 진단 장치 기술은 더 높은 경사 자계 크기와, 고속 스윙팅, 낮은 와류 전류를 갖는 경사자계 코일을 요구하게 되었고 기존의 경사 자계 코일 기술로는 한계점을 갖게 되었다. 1986년 영국의 R. Turner에 의해 제안된 Fourier Bessel 수학 기법에 의거한 target field method는 기존 기술의 한계점을 해결하는 기초가 되었다. 특히 Mansfield와 함께 제안한 능동차폐 경사 자계 코일의 개념은 와류 전류를 해결하는데 큰 기여를 하게 된 셈이다. 문제는 R. Turner의 Target field method가 원통형 경사자계 코일 형태를 가정하였으나, 실제로 응용 범위에 따라 평면형, 사각형, tapered flange형 등 설계 모양이 바뀌게 될 경우 직접적인 적용이 되지 않는다는 것이다. 이를 해결하기 위해 target field method의 개념은 적용 하되 경사자계 코일의 기하학적 형태에 관계 없이 설계할 수 있도록 유한요소 방법(finite element method)을 사용 하며, bilateral breast 경사 자계 코일, tapered flange head 경사자계 코일 설계등을 그 예로 들 수 있다.

3. RF 코일

RF 코일은 자기 공명 진단 장치의 최종단의 송수신 장치로 영상의 신호 대 잡음 비율을 결정하는 중요한 부분이며 송수신 안테나로 설명되기도 한다. 고성능의 송수신 RF 코일을 설계하기 위해서

는 높은 감도(high quality factor Q)와 RF 코일이 포함하는 최대 공간의 균질성이 요구된다. 이를 가능하게 하기 위해 수 많은 노력들이 자기 공명 진단 장치 초창기부터 계속 되어 왔다. 정교한 코일 재료 선택과 제작 방법으로 저항 손실을 최소화하고, 높은 Q 값의 부품들 즉 양질의 커패시터, 인덕터, Varacter 등을 사용하여 수신 감도를 최대화하는 노력은 물론, 전기적으로 균형 잡힌 코일 설계와 Balanced tuning network를 사용하는 방법, 유전체 손실을 줄이기 위한 faraday shield의 사용, 커패시턴스를 최대한 분산 시키거나 자장 결합 방법을 이용하여 코일의 결합 안정성을 높이는 방법, 또한 circular polarization을 이용하여 코일의 송수신 감도를 40% 이상 올릴 수 있는 Quadrature코일을 설계하는 노력 등을 예로 들 수 있다.

응용별로 나누면 Surface 코일과 Volumetric 코일로 나누게 되는데 국부별로 촬영하는데 사용되는 Surface 코일은 큰 변화가 없으나 Decoupling 기능과 Quadrature기능이 추가된 형태로 발전되고 있으며 또한 Surface 코일들을 여러개 사용해서 촬영 범위 확대 또는 수신 감도 개선을 할 수 있도록 한 Phased array 코일이 개발되어 최근 임상에 적용되고 있다. 또한 각 부위에 맞게 변형된 Shoulder 코일, breast 코일, pelvis 코일등이 상용화 되고 있다.

Volumetric 코일은 초기에 saddle type의 코일이 저 자장 자석(0.35T 이하)에서 널리 사용되었으나 고 자장 자석에서는 자체 공진 때문에 사용할 수 없게 되어, Elderman Grant 코일 또는 변형인 slot tube resonator가 사용되기도 하였다. 그러나 대부분의 상용화된 두부 및 복부용 RF 코일은 양호한 송수신 감도와 넓은 균질성 때문에 bird cage 형태를 취하며 송수신 감도를 개선할 수 있도록 quadrature bird cage로 발전해 왔다.

4. RF 코일 정합 장치

RF 출력 증폭기(RF power amplifier), 송수신 코일과 전단 증폭기(preamplifier) 사이에 선택적으로 전달되는 RF 에너지를 효과적으로 결합하기 위해서 정합 장치가 필요하다. 이 정합 장치는 아마도 자

기 공명 진단 장치에서 가장 정교하고 다루기 힘든 전자회로 일 것이다. 특히 동일한 RF코일을 송수신 코일로 같이 쓸 때 엄격한 성능이 요구 된다.

정합 회로는 다음과 같은 역할을 수행한다; (1) 수신 기간 동안 RF 출력 증폭기(최대 20KW)로부터의 잡음을 Floor Noise(<5 mV)크기 이하로 억제하는 역할, (2) RF코일과 전단 증폭기 사이에 임피던스 정합을 하여 수신 신호를 최대화하는 역할, (3) 송수신 코일 사이의 결합을 줄이기 위해 송신하는 동안 수신 코일을 detune하는 역할, (4) Quadrature RF 코일을 사용하는 경우 Power Splitter 및 Combiner 역할을 하며 송수신 어느 경우든 임피던스 정합까지 하는 역할 이다.

정합회로는 수동과 능동 방식으로 구분된다. 수동 정합 회로는 흔히 1N914 같은 switching diode와 1/4파장의 RF동축 케이블(RG58또는 RG223)이 사용된다, 장점은 실험실 수준의 단순함과 구성의 용이성을 들 수 있으나 단점으로는 RF파형의 clipping현상과 RF 출력 용량 때문에 많은 수의 다이오드를 사용해야 한다. 반면 고성능의 정합을 위해 상용 자기 공명 진단 장치에서는 복잡한 단점은 있으나 능동 정합 방식이 사용된다.

능동 정합 방식의 경우 스위칭 소자로는 Unitrode UM4900 series 같은 대전력PIN 다이오드가 사용된다. PIN 다이오드는 적용되는 DC공급 전류에(0.5~1.0 Ampere) 역관계로 RF저항을(최소 0.1Ohm) 가진다. PIN 다이오드의 장점으로는 RF 파형 왜곡을 제거할 수 있고 Q damping을 최소화 할 수 있다는 점이다. 단점으로는 부가적인 복잡한 회로와 대용량의 DC 펄스 전류 공급 장치가 필요하다. Quadrature 코일을 사용하는 경우 Power Splitter 및 Combiner 구성도 매우 중요한 부분으로 여러 방식으로 설계가 가능하다. 고주파용 커패시터와 인덕터를 사용하거나, 동축 케이블을 사용하기도 하나 정밀성에서 다소 미흡한 반면, 고유전을 PCB 기판(er>10)과 Micro-strip기술을 이용한 설계가 복잡하고 비싸나 정밀한 결과를 얻을 수 있다.

5. 전단 증폭기

전단 증폭기(Preamplifier)는 매우 작은 수신신

호($<100 \mu V$)가 처음으로 증폭되는 곳이다. 최대한의 신호대 잡음비를 얻기 위해 매우 낮은 Noise Figure($<1.0 \text{ dB}$)를 갖을 수 있는 입력 능동 소자(JFET나 MOSFET)의 선택은 매우 중요하다. 또한 충분한 증폭 이득($>30\text{-}50\text{dB}$)이 가능하여 다단 결합되는 증폭기들의 Noise Figure 영향을 최소화하고 Additive Noise의 영향을 무시할 수 있을 정도의 신호 크기를 만들어야 한다. 또한 충분한 dynamic range를 가져야 한다. 왜냐하면 다양한 촬영 방법과 촬영 부위에 따라 수신 신호의 크기가 광범위($>40\text{dB}$)하게 변하기 때문이다.

6. Spectrometer

자기 공명 진단 장치 시스템에서 Spectrometer는 자동차 엔진과 비교될 수 있는 핵심 부분이 된다. 즉 필요한 모든 형태의 파형들(RF 2 channel, Gradient 3 channel)을 변조해서 송신하며, 검출된 신호를 최종 입력시킬 때까지 주파수 복조, Low Pass Filtering을 하게 된다. 다층(Multislice) 촬영이 가능하기 위해서는 RF 변조가 필요한 데 두 가지 방법이 널리 사용된다. (1) 진폭과 위상을 컴퓨터로 직접제어하는 방식(Polar Coordinate) (2) In-phase(I)와 Quadrature-phase(Q)를 사용하는 방법(Rectangular Coordinate)이 있다. 기본 원리는 동일하나 설계 방법은 약간의 차이가 있다.

아날로그 기술에 의한 Spectrometer의 문제점은 다음과 같다. 송신부에는 몇 가지 중요한 기술 요소가 있어 최종 영상의 질을 좌우한다. 첫째로 Amplitude modulation에서의 Carrier Feed-through 현상이다. 즉 모든 Mixer는 입력단에서 출력단으로 가는 누설전류가 있어 정밀한 RF 펄스의 유지를 어렵게 한다. 또한 정확한 위상 제어가 불가능해 영상 개선을 위한 Chopping, Phase Cycling 등의 기술을 사용할 수 없게 된다. 또한 누설 전류에 의해 Mirror Image라는 형태의 Artifact가 생긴다. 수신부에서도 기술적인 한계는 Mixer와 Low Pass Filter에서 비롯된다. 즉 두개의 복소수 신호를 정확하게 90도로 유지하지 못하거나 두 신호의 증폭 계수와 DC offset을 정확히 조정

하지 못하거나, 경년 변화에 의해 변동이 생길 경우다.

이러한 이유들 때문에 최근에는 디지털 신호 처리 기술을 이용해서 송수신부의 Mixer와 Low Pass Filter를 디지털 영역에서 직접 처리하여 아날로그 기술에서 오는 문제점들을 해결할 수 있다. 대부분의 상용 자기 공명 진단 장치는 초기에 아날로그 기술에 바탕을 두고 개발되었으나, 1990년대의 디지털 신호 처리 기술과 부품들의 발전으로 디지털 기술을 바탕으로 새로운 digital-spectrometer를 개발하여 신호의 선명도와 충실도를 높이고 신뢰성과 가격을 개선하고 있다.

V. 국내 자기 공명 진단 장치 개발내용

국내에서 개발하는 자기 공명 진단 장치는 최신의 첨단 기술을 적용하여 기능과 영상의 질은 선진국 제품과 비슷하되, 가격은 70% 이하이며, 사용자의 운영 유지비를 최소화할 수 있는 고품질 저가의 실용적인 제품을 개발하여 국제 경쟁력을 갖추도록 하는 데 있다. 1.0Tesla 소형 능동 차폐 자석, 능동 차폐 경사자계 코일, 디지털 RF, 고속 디지털 신호 처리장치 등을 이용하여 우선적으로 영상과 제반 성능을 선진국 제품과 같도록 하며 선택 사항으로 초고속 영상 촬영 장치를 포함 시켜 50msec 이내에 영상 획득이 가능하여 임상 가치가 더욱 높아지도록 하였다.

개발 전략은 (1) 국내에 축적된 연구 개발 전문 인력들을 최대한 활용하고 (2) 연구 개발을 국제화 시켜 필요한 경우 부분별로 개발 인력을 해외에서 보완하고 (3) 소수 정예 인력으로 개발 기간을 최소화 하는 데 두고있다. 따라서 원천 기술을 보유하고 있어도 경쟁력에 입각하여 필요 시 해외 부품 구입도 적극 활용 하고자 한다.

참고로 현재 개발되고 있는 국내 자기 공명 진단 장치의 기술내용을 본문 참고 자료로 상세 설명 없이 요약한다.

Magnet

- 1.0T Superconducting actively shielded
- 1.97m width × 1.45m long × 2.4m high
- ±2.5ppm homogeneity · 30cm DSV
- 0.05 ℓ /hr helium boil off
- Less than 3.2tons with cryogenes

Gradient Subsystem

- Shielded 15 m/Tm(25mT option) strength
- 30 mT/msec slew rate

Digital RF Subsystem

- Digital synthesizer with amplitude, phase & frequency control
- 20 kW output RF amplifier
- Multichannels(up to 6) digital receivers with on-the-fly FFT in each channels
- Digital bandwidth control
- Simultaneous multi-coil connection

Operator & Image Display Subsystem

- Digital filming interface
- Multitasking simultaneous operation of planning, acquisition, reconstruction, display & filming supported
- DICOM III compatibility

Imaging Techniques

- MRA(2D, 3D TOF & Phase contrast)
- Fast SE up to 32 Echo train
- Single and Multishot EPI

Image Processing

- Motorola 96002 64bit digital signal processor(s) with 100 MFLOPS and up to 256 Mbytes of memory
- 256 × 256 complex image reconstruction time 140msec
- Other features : zoom, pan, rotate, MPR, MIP, Cine, profiles, distance, scale, labeling, angle texts etc.
- Host computer is a dual pentium™ operating under windows NT™

Image Acquisition

- Up to 128 multislices
- Arbitrary slice orientation, multiple-angle

VI. 결 론

국내의 자기 공명 진단 장치 기술 동향을 살펴본 후 국내에서 개발되는 내용을 간략히 소개하였다. 자기 공명 진단 장치는 시스템으로서 복합적인 기술 요소가 많고 특히 상용화 개발에는 많은 인력과 시간과 비용이 요구된다. 신뢰성과 정밀도 또한 엄격히 요구되어 개발이 용이치 않은 것도 사실이다. 그러나 다행히도 국내에 많은 연구, 개발 인력 등이 지난 15년간 축적되어 있는 점을 감안할 때 국내 자기 공명 진단 장치도 조기에 상용화까지 성공하여 첨단 의료기기로서 의료기기 산업 구조 고도화에 기여하고 수입대체 뿐만 아니라 수출을 통한 국익 창출과 국가의 기술을 통한 위상 제고에 기여될 수 있길 기대한다.

참 고 문 헌

- [1] F. Bloch, W.W. Hansen, and M. Packard, "Nuclear Induction," *Phys.Rev.*, 69, 127 (1946).
- [2] E.L. Hahn, "Spin echoes," *Phys. Rev.*, 80, 580(1950).
- [3] H.Y Carr, and E.M. Purcell, "Effects of diffusion on free precession in nuclear magnetic resonance experiments," *Phys. Rev.*, 94, 630(1954).
- [4] P.C. Lauterbur, "Image formation by induced local interactions : examples employing nuclear magnetic resonance," *Nature*, 242, 190(1973).
- [5] W.S. Hinshaw, and A.H. Lent, "An introduction to NMR imaging : from Bloch equation to the imaging equation," *Proc. IEEE*, 71, 338(1983).
- [6] D.I. Hoult, "The NMR receiver : a description and analysis of design," *Prog. in NMR spectroscopy*, 12, 41(1978).
- [7] P. Mansfield, and P.G. Morris, "NMR imaging in biomedicine," Academic Press, New York (1982).
- [8] C.N. Chen and D.I. Hoult, "Biomedical Magnetic Resonance Technology," Adam Hilger, Bristol and New York(1989).
- [9] N. Holland, "Design concepts of pulsed Fourier transform NMR spectrometers," In S.R. Thomas, R. L. Dixon(eds) : *NMR in Medicine. AAPM Medical Physics Monographs No. 14.* New York, AAPM.
- [10] R. Mansfield et al. : Active magnetic screening of gradient coils in NMR imaging. *J. Magn. Reson.* 66 (1986).
- [11] J. F. Schenck, "Radiofrequency coils : Types and characteristics," in MJ Bronskill, P Sprawls(eds), *The Physics of MRI, Medical Physics Monograph No. 21,* 98, New York, AAPM.(1993).
- [12] S.R. Thomas, "Magnets and gradient coils : Types and characteristics," in MJ Bronskill, P Sprawls (eds), *The Physics of MRI, Medical Physics Monograph No. 21,* 98, New York, AAPM.(1993).
- [13] M. S. Cohen, R.M. Weisskoff, "Ultra fast imaging," *Magn. Reson. Imag.* 9,1 (1991).
- [14] H.K. Lee, R. Raman, R. Slates, A. Ersahin, and O. Nalcioglu, "An Optimized Gradient Coil for Breast Imaging" *Proc. 14h Annual Meeting, Soc. of Mag. Res. In Med., 1995, Nice in France.*

저 자 소 개



李 興 揆

1952年 10月 5日生

1971年 3月~1978年 서울대 공대공교 전기전공 학사

1978年 3月~1980年 한국과학원 전기 및 전자 석사

1986年 9月~1990年 Unirersity of california Irvine. 박사

1995年 10月~현재

메디슨(주) MRI사업부장, 상무이사

1992年 7月~1996年

Assistant Profesor, dept. of Radiological Sciences Univ. of California Irvine

1990年 12月~1992年 6月

Researcher dept. of Radiological Sciences Univ. of California Irvine

1980年 2月~1986年 8月

금성통신 연구소, 의료시스템 개발 실장

주관심 분야 : Magnetic Resonance Imaging EMI/RFI