

자기공명영상 시스템 기술의 발전 동향

I. 서론

자기공명영상(MRI)은 1970년대 그 원리가 소개된 이래로 비약적인 발전을 거듭해 왔다. MRI는 원리적인 측면에서는 물리학과 화학에 기초하고 있고 응용적인 측면에서는 생물학과 의학에 기초하고 있으며, 시스템 기술 측면에서는 전자공학, 기계공학, 초전도공학 등에 기초하고 있어 MRI는 대표적인 융합기술이라 할 수 있다.

MRI 기술은 크게 시스템 기술, 촬영기술, 그리고 임상응용 기술로 나눌 수 있다. 시스템 기술은 MRI 시스템을 이루고 있는 주요 구성요소들, 즉, 자석, 경사자계코일, 고주파코일, 스펙트로메터, 영상처리장치, 촬영 및 영상처리 소프트웨어 등을 일컫는 것이고, 촬영기술은 다양한 MRI 펄스 시퀀스(pulse sequence)를 이용하여 진단에 도움이 되는 영상을 얻는 기술을 일컫는다. 또 임상응용기술은 스핀밀도, 스핀격자완화시간(spin-lattice relaxation time), 스핀스핀완화시간(spin-spin relaxation time), 확산(diffusion), 관류(perfusion), 자화율(magnetic susceptibility), 화학적 천이(chemical shift) 등 MRI 영상으로 얻을 수 있는 다양한 생화학적/생리학적 생체 정보를 바탕으로 진단 정보를 추출하는 기술을 말한다.

본 논문에서는 MRI 기술 중 시스템 기술에 초점을 맞추어 최근 기술 동향을 소개하였다. MRI 기술 중 시스템 기술은 의학영상기기 생산업체와 의학영상기기 분야를 배우는 공학도에게 첫 번째 관심의 대상이 될 것으로 기대했기 때문이다.



이 수 열
경희대학교 생체의공학과

II. 자석 및 코일

1. 주자석

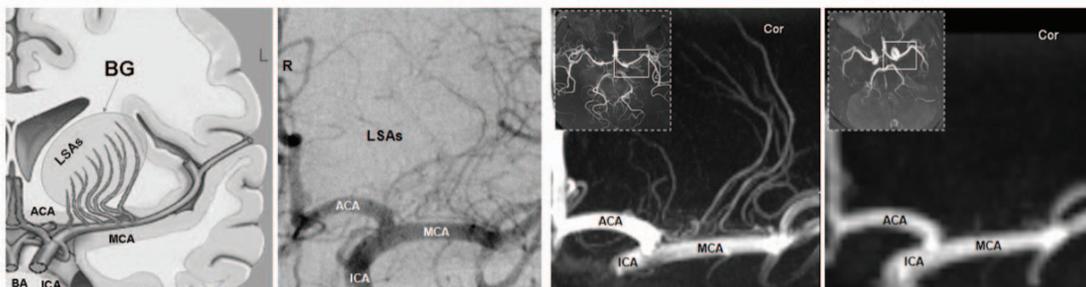
MRI에서 수소원자핵을 자화시키는 정자계(static magnetic field)를 발생하기 위해 초전도전자석 혹은 영구자석을 사용한다. 영구자석은 일단 만들어 설치되어지면 정자계가 영구적으로 유지되고 유지 비용이 거의 들지 않는 장점이 있다. 그러나 발생할 수 있는 자계의 강도가 0.4 Tesla 이하이고 자계의 균일도가 상대적으로 나빠 주로 저가형 MRI 시스템에 활용된다. 초전도전자석은 자계 강도가 매우 높고 자계의 균일도 및 자계의 안정성이 높아 1.5T 이상의 중급 및 고급 MRI에 쓰인다. 주자계의 강도가 높을수록 MRI 신호가 크게 나오고 따라서 MRI 영상의 신호대잡음비도 좋아지므로 MRI 주자계 강도를 높이는 연구는 MRI가 소개된 이래로 계속되어 왔다. 현재 임상적으로 주로 쓰이는 주자계 강도는 1.5 Tesla와 3 Tesla이지만 연구용으로는 7 Tesla 시스템의 활용도 크게 증가하고 있는 추세이다. 7 Tesla 이상의 자계에서는 MRI의 공명주파수가 약 300MHz 이상이 되어 인체 내 전자파 파장이 인체의 크기보다 짧게 된다. 따라서 7 Tesla 이상의 시스템에서는 인체 내에 균일한 전자파를 인가하는 것이 기술적으로 어려워지고 또한 인체 내에 축적되는 전자파 에너지도 증가하는 등 여러 문제가 생긴다. 그러나 3 Tesla 이하의 시스템에서는 하기 힘든 자화율

(magnetic susceptibility) 영상, 미세혈관 영상, 마이크로 분해능 영상을 7 Tesla 시스템으로는 할 수 있어 7 Tesla MRI 시스템의 사용이 증가하고 있는 것이다. 2012년 기준으로 7 Tesla MRI는 세계적으로 약 40대 이상이 운용 중이고, 9.4 Tesla ~ 11.7 Tesla의 시스템도 6대 이상이 운용되고 있는 것으로 파악된다. 현재 인체 촬영용으로 최고의 자계 강도를 가진 시스템은 미국의 NIH가 최근 개발한 11.7 Tesla 시스템이다. 국내에서도 14 Tesla MRI 시스템 개발이 2012년도 정부에서 검토된바 있다.

현재 임상적으로 주로 쓰이는 주자계 강도는 1.5 Tesla와 3 Tesla이지만 연구용으로는 7 Tesla 시스템의 활용도 크게 증가하고 있는 추세이다.

초전도전자석의 중요한 사양으로 주자계 강도뿐만 아니라 초전도전자석의 액체 헬륨 소모량이 있다. 액체 헬륨이 갈수록 희소해지면서 값이 크게 상승하고 있기 때문에 소비자 입장에서 액체 헬륨 소모량을 줄이는 것이 매우 중요하다. 액체 헬륨은 초전도전자석을 이루는 권선이 극저온 상태를 유지하게 하는 역할을 하는데 단열을 아무리 잘 해도 복사열 손실 및 경사자계코일이 만드는 와전류 손실 등에 의해 액체 헬륨은 일정량 기화될 수밖에 없다. 따라서 액체 헬륨의 기화를 최대한 억제하기 위해 초전도 권선 주위를 냉각하고 또한 기화된 헬륨을 다시 액화시켜 재사용하는 것이 필요하다. 최근 헬륨의 재액화(recondensing) 기술이 발전하여 3T 이하의 임상용 MRI 시스템의 경우 초전도전자석의 헬륨 보일오프(boil-off)는 거의 영(zero)인 수준이다.

초전도전자석을 작고 가볍게 만드는 것도 MRI에서는



〈그림 1〉 기저핵에 혈액을 공급하는 천공동맥 영상^[1] (왼쪽부터 모식도, 표준혈관조영술(DSA), 7.0T MRA, 1.5T MRA)



매우 중요하다. 초전도전자석을 작게 만들기 위해서는 액체 헬륨 통을 작게 해야 하며, 전자석의 길이를 짧게 함에 따라 수반되는 주자계의 균일도 열화를 보완할 수 있는 보정 코일의 강화가 필요하다. 최근에는 액체 헬륨 통에 초전도 권선을 담구는 재래식 방식을 벗어나 액체 헬륨 도관을 초전도권선부에 밀착하여 냉각하거나 액체 헬륨 없이 열전도체를 이용해 전기식 냉각기로 초전도 권선부를 냉각시키는 기술개발이 시도되고 있다. 이들 기술이 상용화 된다면 초전도전자석의 크기와 무게는 더욱 줄어들 수 있을 것이다.

2. 경사자계코일

MRI에서 경사자계코일은 푸리에 인코딩을 해주는 중요한 역할을 한다. 3차원 푸리에 인코딩을 위해 3축 방향으로 3개의 경사자계코일이 필요하다. 경사자계코일의 주요 성능 지표로는 경사자계의 세기, 경사자계의 스위칭 속도, 경사자계의 선형성, 그리고 경사자계의 차폐율 등이 있다. 경사자계의 세기 및 경사자계의 스위칭 속도는 경사자계코일과 경사자계구동기의 결합 성능에 의해서 결정된다. 경사자계코일의 형상이 일단 결정되면 경사자계구동기의 전류 용량이 클수록 경사자계의 세기는 증가하며 경사자계구동기의 출력 전압이 클수록 스위칭 속도가 향상된다.

그러나 경사자계구동기의 출력 전류 및 전압을 무한히 크게 할 수 없으므로 경사자계코일을 설계할 때 단위 전류 당 경사자계코일이 만드는 경사자계의 세기를 크게 하면서도 빠른 스위칭을 위해 경사자계코일의 인덕턴스를 최소화하는 것이 필요하다. 그러나 이들은 상호 상충 관계에 있기 때문에 적당한 절충이 필요하다. 과거에는 경사자계코일의 권선 형태를 해석적인 방법에 기초한 최적화 기법을 통해 설계하였으나 최근에는 전자계해석 툴이 발달하면서 경계요소법(BEM)을 이용하는 것이 일반화 되었다. 경계요소법을 이용하면 일반적으로 사용되고 있는 원통형 경사자계코일 뿐만 아니라

임의의 형상을 갖는 경사자계코일을 설계할 수 있다. 또한 경계요소법을 이용해 최적화를 할 때 여러 가지 제약조건을 둘 수 있기 때문에 여러 측면에서 최적화된 경사자계코일을 설계할 수 있다. 즉, 경사자계의 세기, 균일도, 코일의 인덕턴스뿐만 아니라 권선사이의 간격, 코일 권선의 길이, 코일이 차지하는 공간의 크기 등 실제 제작에서 고려해야 하는 여러 요인을 고려하여 설계를 할 수 있는 것이다. 최근 경계요소법을 이용해 특수 용도의 경사자계코일들이 설계되었는데 탈착이 가능한 머리 촬영 전용의 경사자계코일이 좋은 예이다.

MRI 촬영을 위해 좁은 공간 안으로 환자가 들어가야 하는 것은 고통스러운 일이다. 환자가 들어가는 공간을 좀 더 크게 하기 위해서는 경사자계코일의 내경을 늘리는 것이 필요하다. 경사자계코일의 외경을 고정된 상태

경사자계코일과 초전도전자석 사이에 자기력이 발생하여 소음을 발생시키는 바 이 소음을 감소시키는 것은 MRI 시스템 기술의 큰 숙제라 할 수 있다.

에서 내경만 늘리게 되면 경사자계코일 면과 차폐코일 면이 가까워지게 되어 단위 전류 당 경사자계 강도는 약화된다. 따라서 경사자계 강도를 유지하기 위해서는 경사자계구동기의 출력 용량을 증대해야만 한다. 최신의

MRI 제품들은 환자가 들어가는 공간의 크기가 직경 70cm 이상이면서도 경사자계 강도가 45mT/m인 성능을 보이고 있다.

경사자계코일 설계에 있어 자계 차폐율도 중요한 요소이다. 경사자계코일이 만드는 자계가 초전도전자석과 간섭하여 초전도전자석에 와전류를 형성할 수 있기 때문이다. 초전도전자석을 둘러싸고 있는 금속 단열체는 극저온 상태이기 때문에 와전류의 형성이 쉽게 되고 생성된 와전류는 수 초 이상 지속될 수 있다. 이러한 와전류는 MRI 촬영 성능을 크게 저하시키기도 하지만 초전도전자석 구조체에 진동을 유발하고 열을 발생시켜 초전도전자석의 퀘칭(quench)을 야기 시킬 수도 있다.

현존하는 MRI의 가장 큰 문제점 중 하나는 경사자계코일 구동 시 발생하는 소음이다. 경사자계코일과 초전도전자석 사이에 자기력이 발생하여 경사자계코일 및 초전도전자석이 진동하게 하고 이 진동이 과도한 소음

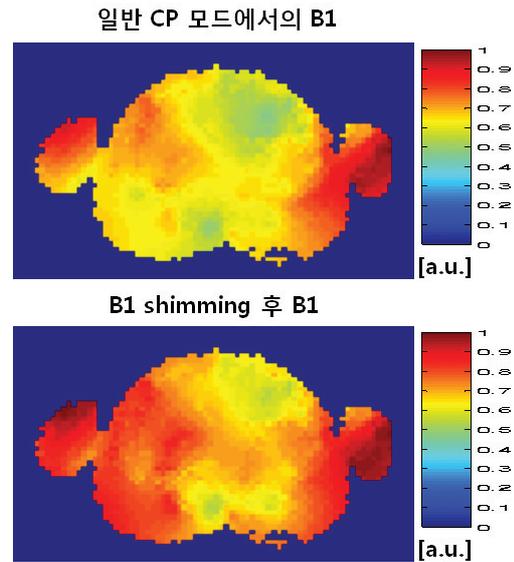
을 발생시키는 바 이 소음을 감소시키는 것은 MRI 시스템 기술의 큰 숙제라 할 수 있다. 최근 경사자계코일의 선형성을 크게 후퇴하면서 대신 경사자계코일이 만드는 소음이 크게 감소하도록 경사자계코일을 설계하는 연구가 시도되고 있다.^[4-8] 이 경우 MRI 영상이 공간적으로 크게 왜곡되는데 이를 고속의 영상처리로 보상할 수 있다고 보고되었다. 가까운 장래에 소음을 크게 줄인 경사자계코일이 출현할 것으로 전망된다.

3. 고주파코일

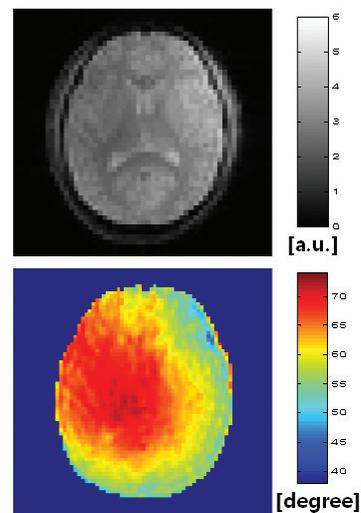
고주파코일은 MRI에서 스핀을 여기 시키고 여기된 스핀이 발생하는 MRI 신호를 수신하는 역할을 수행한다. 스핀을 여기 시키기 위해서는 수 kW 내지 수십 kW의 피크 전력이 소요 되는 바 스핀을 여기 시키는 송신 코일과 MRI 신호를 수신하는 수신 코일을 분리해서 사용하는 것이 일반적이다.

MRI의 주자계 강도가 3 Tesla를 넘어가게 되면 자기공명주파수가 128MHz를 넘게 되어 인체 내에 균일한 고주파 자계를 만드는 것이 어려워진다. 특히 인체에는 전기 극성이 강한 물 분자가 많이 있어 인체 내 조직의 평균 상대 유전률이 매우 높기 때문에 전자파의 파장이 인체 내에서는 매우 짧아진다. 따라서 송신 코일이 만드는 고주파 자계의 크기와 위상이 공간적으로 크게 변동할 수 있다. 고화질의 MRI 영상을 얻기 위해서는 촬영 공간 내 균일한 고주파 자계의 형성이 매우 중요한데 최신의 MRI 시스템에서는 B1 shimming이라는 기술을 도입하고 있다.^[9-13] B1 shimming은 여러 개의 송신 코일을 원통형 프레임 위해 배열하고 각각의 송신 코일을 구동하는 전류 파형의 크기와 위상을 개별적으로 조절하여 촬영 공간 내 균일한 고주파자계를 형성하는 기술을 말한다. 따라서 B1 shimming을 하기 위해서는 복수 개의 송신 파형 발생기와 복수 개의 고주파전력증폭기가 필요하다.

B1 shimming을 하기 위해서는 각각의 송신 코일이 인체 내에 형성하는 고주파 자계의 크기와 위상 분포를 알아야 한다. 고주파 자계의 크기와 위상 분포를 촬영하는 방법을 B1 mapping이라 한다.^[14-20] 최근 B1



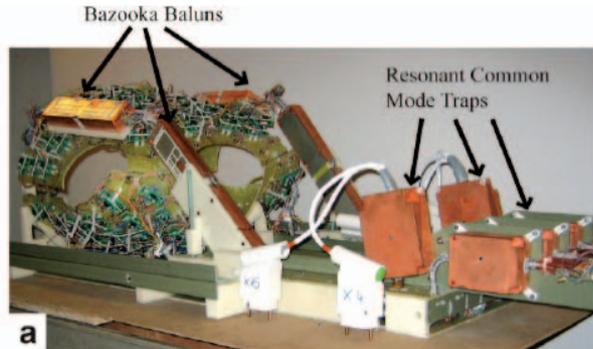
〈그림 2〉 B1 shimming의 예



〈그림 3〉 인체 머리에서 B1 mapping을 한 예. 상측은 일반 MRI 영상을 그리고 하측은 B1 map을 보여준다.

mapping 기술이 발달하여 수 초 내에 촬영 공간 내의 고주파 자계 분포를 촬영하는 것이 가능하다. 본 촬영을 하기 전에 고주파 자계 분포를 얻은 촬영을 먼저 수행하고 고주파 자계 정보로부터 B1 shimming을 위한 고주파 전류의 크기 및 위상을 계산하는 것이다.

최근 MRI의 발전은 수신용 고주파 코일의 발전이 주도해 왔다. MRI는 엑스선 CT나 감마선 촬영 장치에 비해 신호대잡음비가 매우 낮기 때문에 수신용 고주파



〈그림 4〉 채널 수가 128인 몸통 촬영용 위상배열코일^[2]

코일의 감도를 높이는 것이 무엇보다도 중요하다. 수신용 코일의 감도를 높이기 위해서는 수신용 코일을 작게 만들어 인체에 가깝게 위치시키는 것이 유리하다. 따라서 작은 크기의 수신용 고주파 코일을 배열 형태로 배치한 위상배열 고주파 코일의 사용이 일반화 되었다. 수신용 고주파 코일 하나마다 데이터 획득 장치가 필요하므로 위상배열 고주파 코일의 채널 수를 늘리게 되면 하드웨어의 증가가 수반될 수밖에 없다. 그러나 초음파촬영기와 엑스선 CT도 데이터 획득 채널 수의 증가에 따라 발전을 거듭해 왔듯이 MRI도 데이터 획득 채널 수에 따라 발전을 거듭하고 있는 것이다. 최신 MRI 제품은 채널 수가 128에 이르고 있으며 향후 이는 더 증가할 것으로 전망된다.

위상배열 고주파코일의 성능을 높이기 위해서는 위상배열 코일 채널 간 간섭이 작아야 한다. 통상 위상배열 코일은 루프 형태의 코일로 이루어져 있어 루프 코일을 일정 정도 겹치면 인접 코일 사이의 간섭을 어느 정도 완화할 수 있다. 그러나 채널 수가 많아지면 루프 코일을 겹치는 것만으로 채널 간 간섭을 줄이는 것이 어려워진다. 이를 해결하기 위해 루프코일에 연결된 저잡음증폭기의 낮은 임피던스를 높은 임피던스로 변환하여 코일 루프의 전기 임피던스를 높임으로써 채널 간 간섭을 줄이는 방법이 많이 사용된다. 저잡음증폭기의 임피던스가 낮을수록 간섭 효과를 더 크게 줄일 수 있는데

최근 위상배열코일이 수신한 MRI 신호를 위상배열코일에서 직접 A/D 변환하여 컴퓨터로 보내는 소위 디지털 고주파 코일 방식이 대두되고 있다.



〈그림 5〉 디지털 고주파코일에서 사용되는 A/D변환부 및 데이터 송신부의 예. 하단에 보인 회로부가 상단에 보인 모듈로 소형화 되었다.^[3]

통상 1 Ohm 이하의 낮은 임피던스를 가진 저잡음증폭기가 이용된다.

최근 위상배열코일이 수신한 MRI 신호를 위상배열코일에서 직접 A/D 변환하여 컴퓨터로 보내는 소위 디지털 고주파 코일 방식이 대두되고 있다. MRI 신호를 고주파코일에서 직접 표본화하면 MRI 영상의 신호대잡음비를 높일 수 있을 뿐만 아니라 많은 수의 채널을 통해 고주파 신호를 전송하는데 필요한 고주파 케이블을 없앨 수 있어 채널 간 간섭효과도 감소시킬 수 있다. 현재는 디지털 고주파코일의 A/D 변환기 및 데이터 송신장치의 크기가 조그마한 필통 수준이지만 고주파 회로 및 A/D 변환부의 시스템 IC화가 더 발전하면 디지털 고주파코일의 효율성도 더 커질 것으로 전망된다.

위상배열코일은 MRI 영상의 신호대잡음비를 개선하는 목적으로만 쓰이는 것이 아니라 MRI 영상의 고속화에도 사용된다. 위상배열코일을 이루는 각각의 루프 코일의 공간적 감도 분포가 상호 다른 점을 이용해 MRI 촬영 인코딩 횟수를 줄임으로써 촬영시간을 줄이는 영상법을 병렬영상 (parallel imaging)이라 부른다. 병렬 영상법으로 SENSE^[21-24]와 GRAPPA^[25-27] 방식이 제일 많이 사용되는데 이들 방법을 이용하면 통상 2 내지 4

배까지 촬영시간을 단축할 수 있다. 병렬영상의 성능을 높이기 위해서는 위상배열코일을 이루는 루프 코일의 형상 설계가 매우 중요하다. 설계된 루프 코일의 형상을 가지고 병렬영상의 주요 성능 지표, 즉, 신호대잡음비 지도와 G-factor 지도를 미리 예측해 보는 것이 필요하다. 이를 위해 FDTD 전자계 해석법을 이용해 루프 코일이 인체 모델에서 만드는 자계를 구하고 이를 기반으로 병렬영상의 성능을 모의실험 해볼 수 있다.^[28,29] 이를 위해 사용하는 FDTD 전자계해석 툴로는 xFDTD와 SEMCAD가 있다.

수신용 위상배열코일을 이용해 MRI 촬영시간을 줄이는 병렬영상과 비슷한 원리로 송신용 위상배열코일을 이용해 고주파 펄스의 길이를 줄일 수 있다. 3T 이상의 고자장에서 자계의 균일도를 높이기 위해, 혹은 특정한 모양으로 지정된 체적에서만 MRI 신호가 발생하도록 체적선택을 하기 위해 합성(composite) 고주파펄스를 사용할 수 있다. 통상 합성 고주파펄스는 경사자계와 함께 인가되는데 합성 고주파펄스의 길이는 일반 고주파펄스에 비해 매우 긴 문제가 있다. 합성 고주파펄스의 길이가 길면 MRI의 중요 촬영변수 중 하나인 에코시간(echo time)을 조절하는데 제한이 생긴다. 송신용 위상배열코일을 이루는 각각의 코일 소자의 공간적 감도 분

포가 서로 다른 것을 활용하면 합성 고주파 펄스의 길이를 크게 줄일 수 있는데 이를 활용한 대표적인 방법으로 Transmit-SENSE가 있다.^[30,31]

Ⅲ. 이종 영상기기와의 결합

1. PET-MRI

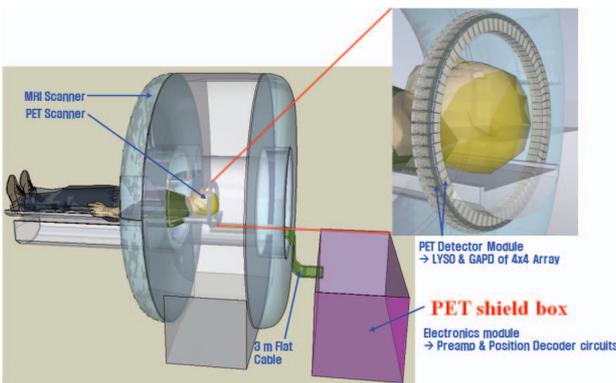
최근 이종 의학영상기기를 결합하여 상호의 장단점을 보완하는 다중 의학영상기기의 사용이 보편화되고 있다. 대표적인 것이 CT와 PET를 결합한 PET-CT이다. PET-CT가 소개된 이래 MRI와 PET의 결합도 추진되어 최근에는 독일의 시멘스사에 의해 PET-MRI가 상품화되었다. MRI와 PET이 결합되면 연부 및 신경조직 촬영에 매우 유리한 MRI와 암 추적을 위한 분자영상에 매우 유리한 PET이 상호 보완작용을 할 수 있어 임상적 응용 가치가 매우 클 것으로 기대되고 있다.^[32] PET-

PET-MRI를 이용하면 매우 미세한 암까지 찾아낼 수 있고 암이 있는 위치와 암세포의 활성화까지 파악할 수 있어 암진단의 정확성을 매우 높일 수 있다.

MRI를 이용하면 매우 미세한 암까지 찾아낼 수 있고 암이 있는 위치와 암세포의 활성화까지 파악할 수 있어 암 진단의 정확성을 매우 높일 수 있다. 또한 암세포의 정확한 위치와 모양을 파악할 수 있어 암 조직 제거 수술시 절

제 부위를 최소화할 수 있는 장점이 있다. 그리고 PET-CT에 비해 PET-MRI는 환자의 방사선 피폭이 크게 작아 방사선 안전성도 크게 개선되었다.

MRI와 PET의 결합에 있어 MRI의 강자장 내에서도 동작하는 감마선 감지소자의 개발이 핵심이었다. 일반 PET에서 감마선을 감지하기 위해 사용되는 광증배관(photo-multiplier)은 강자장 내에서 동작하지 않는 문제점이 있다. 따라서 PET-MRI에서는 강자장에서도 동작하는 APD(Avalanche photo diode)가 감마선 감지소자로 사용된다.^[33] APD는 또한 광증배관에 비해 소형으로 만들 수 있으므로 MRI의 좁은 촬영 공간 내에 설치하기도 용이하다. MRI 영상은 PET 영상재구성에서 감마선의 감쇄 보상에 필요한 정보를 제공할 수 있다. 촬영부위 내 서로 다른 장기를 잘 구별할 수 있는 촬영법



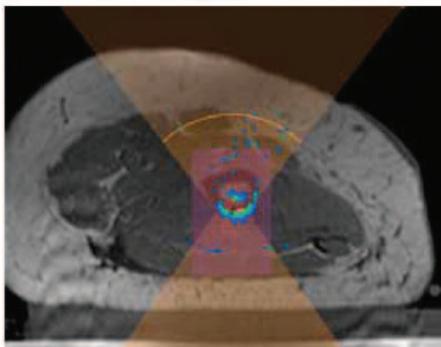
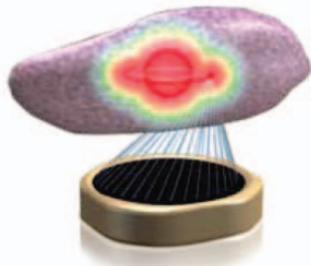
〈그림 6〉 MRI-PET의 구성도 (한국과학기술원 전기및 전자공학과 박현욱 교수 제공)

으로 MRI 영상을 얻은 뒤 각각의 장기 혹은 조직을 구분한 후 이로부터 감마선의 감쇄계수 지도를 만들고 이 지도를 PET 영상의 재구성에 활용하는 것이다.

MRI와 PET을 일체화 하게 되면 PET 감지소자의 설치로 인해 MRI내 환자 공간이 불가피하게 줄어들어 불편함이 따른다. 이를 해결하기 위해 MRI의 초전도전자석을 두 쪽으로 나눈 뒤 사이 공간에 PET 감지소자를 설치하는 개념도 소개되었다. 하지만 이 경우 초전도전자석의 자계 강도가 줄어들 수 밖에 없고 또한 경사자계코일도 두 쪽으로 분리를 해야 하는 등 MRI 시스템의 설계가 많이 변경되어야 하므로 실용화되기까지는 시간이 소요될 것으로 전망된다.

2. MRI 인도 수술

의학영상시스템을 진단용으로 쓰는데 국한하지 않고 치료를 위해 쓰는 것은 오래전부터 시도되어 왔다. MRI는 다른 영상기기에 비해 강자장을 발생하고 MRI내 촬영 공간이 비좁은 등 치료용 기기와 결합하는데 제약 조건이 많다. 특히 치료용 기기가 자장 내에서 영



〈그림 7〉 상단은 HIFU를 이용해 암세포에 초음파를 집속하는 상황을, 하단은 MRI로 HIFU 치료부위의 온도를 감시하는 상황을 보여준다.^[3]

향을 받는다는지 혹은 치료용 기기 재료에 자성이 있어 MRI 촬영에 영향을 주게 되면 치료용 기기를 MRI와 결합하는 것은 힘들어진다. 이런 제약 조건 하에서도 MRI와 결합이 시도되고 있는 수술 기기로는 RF ablator^[34-37]와 초음파 ablator [HIFU]^[38-40]가 있다. Ablator는 열적으로 종양세포를 괴사시키는데 정상세포도 함께 괴사시키지 않기 위해서는 어블레이션을 하는 동안 종양 부위의 온도를 정확하게 모니터링 하는 것이 필요하다. MRI는 다른 의학영상기기와 달리 온도를 측정하는 기능이 있다. 수소원자의 자기공명주파수가 온도의 함수라는 것을 이용하여 온도 매핑을 할 수 있는데 MRI로 약 1℃ 내외의 온도 분해능을 얻을 수 있다.^[41-44]

Ablator를 이용해 종양 제거 수술을 할 때 MRI는 온도 매핑 기능과 함께 종양 부위의 위치 정보를 제공하는 역할을

Ablator를 이용해 종양 제거 수술을 할 때 MRI는 온도 매핑 기능과 함께 종양 부위의 위치 정보를 제공하는 역할을 한다.

한다. MRI는 특히 연부조직 영상에서 다른 의학영상기기에

비해 대조도가 월등히 좋기 때문에 종양 부위의 위치를 찾는 데 긴요하게 이용될 수 있다. MRI 인도 수술에서는 수술을 하면서 동시에 촬영을 해야 하기 때문에 MRI 영상을 실시간으로 얻는 것이 필요하다. 최근 MRI 기술이 크게 발전되면서 실시간 영상을 얻는 촬영법이 많이 개발되어 치료기기와 MRI의 결합 가능성을 한층 크게 해주고 있다. HIFU의 경우 종양의 위치를 정확히 파악하는 것뿐만 아니라 종양 주위의 조직 특성을 파악하는 것이 중요하다. 초음파 어블레이션을 위해서는 초음파 에너지를 종양 부위에 집속해야 하는데 이를 정밀하게 하기 위해서는 초음파 프로브로부터 종양까지 경로에 있는 조직의 음향 특성을 잘 알아야 한다. 조직의 음향 특성을 미리 알면 위상배열형 초음파 프로브로 초음파를 집속할 때 조직의 음향 특성이 불균일한 데서 발생하는 aberration을 보정할 수 있기 때문이다.

HIFU를 MRI 촬영 공간 내에 설치하기 위해서는 MRI 용 고주파 코일의 변경 등 일부 MRI 구성 요소의 변경이 필요하다. 최근 HIFU를 MRI 촬영공간 내에 설치하고 어블레이션을 이용해 간암, 유방암 등의 절제 수술 효과를 높인 보고가 나오고 있다.^[45-46]

IV. 향후 전망 및 결론

MRI가 최초로 소개된 이래로 약 30년간 MRI는 많은 발전을 거듭해 왔다. MRI의 발전 역사는 크게 보아 자장 세기의 증가 (0.1Tesla에서 10Tesla까지), 수신 채널 수의 증가 (1 채널에서 128 채널까지), 송신 채널 수의 증가 (1 채널에서 8 채널까지), 촬영공간의 확대 (55cm에서 70cm 이상까지), 촬영시간의 감축 (수분대에서 수초 미만으로) 등으로 요약할 수 있다. 자장의 세기는 임상용으로 현재 3 Tesla까지 쓰고 있으나 연구용으로는 7 Tesla가 보편화되고 있고 머지않아 10 Tesla 이상인 시스템의 사용도 확대될 것으로 예상된다. 7 Tesla 이상의 경우 SAR의 증가로 인한 안정성 문제가 제기 되지만 고자장의 강점인 자화율 영상, 고해상도 영상의 임상적 활용성이 확대되면 제한적인 범위에서 7 Tesla 시스템의 임상 사용이 허가될 것으로 예상되고 있다. 수신 채널 수의 증가는 MRI 영상의 화질 개선 및 촬영시간 단축이라는 큰 성과를 가져다주었다. 수신 채널 수를 얼마까지 증가하는 것이 유리한지에 대한 논란이 있어 왔지만 MRI 선진 3개 회사 (Siemens, GE, Philips)는 수신 채널 수의 증가를 계속해 나가고 있다. 현재 고급형 시스템에서 32 채널 정도를 사용하고 있지만 가까운 장래에 128 채널 이상인 시스템의 보급도 예상되고 있다. 송신 채널 수에 있어서도 최근까지는 2 채널이 보편적이지만 가까운 장래에 4 채널 시스템의 보급이 예상된다.

촬영공간의 확대는 경사자계에 의해 발생하는 소음의 감소와 함께 환자의 편의성 측면에서 꼭 필요한 일이다. 촬영공간을 현재 보다 더 확대하기 위해서는 초전도 전자석의 내경을 확대하는 것이 필요하지만 이 경우 초전도 권선 사용량의 증가로 인한 초전도 전자석의 가

격이 올라가는 문제가 있다. 그러나 초전도 선재 기술의 발전으로 초전도 전자석 가격이 하락한다면 촬영공간의 확대는 무엇보다도 중요한 요구사항이 될 것이다. 촬영시간의 감축은 MRI의 영원한 숙제이다. MRI로도 실시간 영상이 가능하긴 하지만 해상도의 저하를 감수해야 하기 때문에 완벽한 수준이라고는 할 수 없는 상황이다. 실시간 MRI 영상을 위해서는 경사자계시스템 및 RF 시스템의 고도화가 필요한데 이를 위한 기술 개발도 MRI 생산업체를 중심으로 지속될 것이다.

MRI는 CT, 초음파, PET과 더불어 임상에서 가장 널리 쓰이는 단층촬영장치이다. MRI는 특히 신경계통 진단에 특징점이 있기 때문에 고령화 사회에서 크게 증가하는 치매, 알츠하이머 등 신경계통 질환의 진단에 그 이용이 계속해서 증가할 것이다. 우리나라에서도 과거 몇 개의 중소기업이 MRI 사업을 하였으나 큰 성과를 얻지 못했는데 이제 삼성전자와 같은 대기업이 MRI 사업을 시작한 만큼 우리나라도 머지않아 의학영상 분야에서 강국이 될 것으로 기대해본다.

참 고 문 헌

- [1] 교육과학기술부 보도자료. 2012년 9월 12일
- [2] M. Schmitt et al. Magn Reson Med 59:1431-1439, 2009
- [3] www.healthcare.philips.com
- [4] P. Mansfield et al. Meas Sci Technol 5:1021-1025, 1994
- [5] P. Mansfield and B. Haywood. Magn Reson Mater Phys Biol Med 10:147-151, 2000
- [6] C. K. Mechefske et al. Magn Reson Mater Phys Biol Med 13:172-176, 2002
- [7] C. K. Mechefske et al. Concepts Magn Reson Part B Magn Reson Eng 22:37-49, 2004
- [8] P. T. While et al. J Magn Reson 198:31-40, 2009
- [9] T. S. Ibrahim et al. Magn Reson Med 19:1339-1347, 2001
- [10] C. M. Collins et al. Magn Reson Med 54:1327-1332, 2005



- [11] K. Ulrich et al. PIRS Online 4:781-784, 2008
- [12] B. van den Bergen et al. Phys Med Biol 52:5429-5441, 2007
- [13] G. J. Metzger et al. Magn Reson Med 59:396-409, 2008
- [14] R. Stollberger and P. Wach. Magn Reson Med 35:246-251, 1996
- [15] H. Charles et al. Magn Reson Med 55:1326-1333, 2006
- [16] V. L. Yarnykh. Magn Reson Med 57:192-200, 2007
- [17] K. Nehrke. Magn Reson Med 61:84-92, 2009
- [18] T. Voigt et al. Magn Reson Med 64:725-733, 2010
- [19] K. Nehrke and P Bornert. Magn Reson Med 68:1517-1526, 2012
- [20] L. I. Sacolick. Magn Reson Med 63:1315-1322, 2010
- [21] K. P. Pruessmann et al. Magn Reson Med 42:952-962, 1999
- [22] P. Klaas et al. Magn Reson Med 46:638-651, 2001
- [23] M. Bydder et al. Magn Reson Imaging 25:1123-1129, 2007
- [24] B. Liu et al. Magn Reson Med 61:145-152, 2009
- [25] M. A. Griswold et al. Magn Reson Med 47:1202-1210, 2002
- [26] F. A. Breuer et al. Magn Reson Med 53:981-985, 2005
- [27] F. Huang et al. Magn Reson Med 54:1172-1184, 2005
- [28] D. K. Sodickson et al. Acad Radiol 12:626-635, 2005
- [29] B. K. Li et al. Magn Reson Med 53:1251-1257, 2005
- [30] U. Katscher et al. Magn Reson Med 49:144-150, 2003
- [31] Y. Zhu. Magn Reson Med 51:775-784, 2004
RF Ablation with MRI
- [32] M.D. Judenhofer, et al. Nature Medicine 14:459-465, 2008
- [33] B.J. Pichler, et al. J Nucl Med 47:639-647, 2006
- [34] Q. Zhang et al. J Magn Reson Imaging 8:110-114, 1998
- [35] S. N. Goldberg et al. Cancer 88:2452-2463, 2000
- [36] D. A. Gervais et al. AJR Am J Roentgenol 185:64-71, 2005
- [37] M. V. D. Bosch et al. J Magn Reson Imaging 27:204-208, 2008
- [38] I. J. Rowland et al. Br J Radiol 70:144-153, 1997
- [39] J. E. Kennedy. Nat Rev Cancer 5:321-327, 2005
- [40] B. D. de Senneville. Magn Reson Med 57:319-330, 2007
- [41] Y. Ishihara et al. Magn Reson Med 34:814-823, 1995
- [42] F. Bertsch et al. Magn Reson Imaging 16:393-404, 1998
- [43] C. Weidensteiner et al. Magn Reson Med 50:322-330, 2003
- [44] B. J. Soher et al. Magn Reson Med 63:1238-1246, 2010
- [45] J. E. Kennedy et al. Ultrasonics 42:931-935, 2004
- [46] F. Wu et al. Am J Surg 192:179-84, 2006



이수열

1983년 2월 서울대학교 전자공학과 학사
 1985년 2월 KAIST 전기및전자공학과 석사
 1989년 8월 KAIST 전기및전자공학과 박사
 1989년 9월~1992년 2월 삼성전자 정보통신연구소
 선임연구원
 1992년 3월~1999년 2월 건국대학교 의학공학과
 조교수, 부교수
 1999년 3월~현재 경희대학교 생체의공학과 교수

〈관심분야〉
 의학영상시스템, 의학영상처리