

◆특집◆ 의료영상 기술동향

자기공명영상 신기술

이수열*, 한병희*

Advances in Magnetic Resonance Imaging

Soo Yeol Lee* and Byung Hee Han*

Key Words : High-field MRI (강자장 MRI), DTI (확산텐서영상), Phase array coil (위상배열코일), fMRI (기능적 MRI), High speed imaging (고속 영상)

1. 서론

자기공명영상(MRI)은 1980년대 초반 상용화된 이래 비약적인 발전을 거듭해 왔다. MRI 상용화 초기에는 주자석(main magnet)으로 상온전자석 및 영구자석이 쓰였다. 상온전자석은 열이 많이 발생하고 자계의 시간 변동성이 큰 문제가 있어 곧 시장에서 퇴장되고 초전도전자석이 그 자리를 대신하게 되었다. 영구자석은 에너지 소모가 없고 유지보수가 쉬운 장점이 있어 현재까지도 소규모 병원 위주로 많이 쓰이고 있다. 초전도전자석이 MRI에 응용되면서 MRI 성능은 획기적으로 개선되었다. MRI의 신호원은 수소원자가 만드는 자화(magnetization)인데 이 자화의 크기는 주자장의 세기에 비례한다. 초전도전자석의 출현으로 MRI용 주자석의 자계 강도는 크게 증가하였다. 초전도전자석의 세기는 임상용으로 3.0 Tesla, 그리고 연구용으로 10.0 Tesla에 이르고 있다.

초전도전자석 출현 이후 MRI 영상의 질은 능동차폐형 경사자계코일(active shielded gradient coil)

의 발명으로 또 한번 크게 개선된다. 그 이전에는 경사자계코일과 초전도전자석 사이의 자계 결합으로 인한 경사자계 파형의 왜곡으로 양질의 영상을 고속으로 얻는 것이 어려웠으나 능동차폐형 경사자계코일의 출현으로 이 문제는 해소되었다. 따라서 EPI(echo planar imaging)와 같은 고속 촬영법이 실현되었으며 이는 기능적 MRI, 즉 fMRI(functional MRI)의 바탕이 되었다. 기능적 MRI는 인체 혈류 내 헤모글로빈의 자기적(magnetic) 성질이 산소와의 결합 여부에 따라 미세하게 바뀌는 것에 기반하고 있다. 기능적 MRI의 출현으로 뇌 기능 영상이 획기적으로 발전하는 계기가 마련되었다. 기능적 MRI는 PET(positron emission tomography), EEG(electroencephalogram) 매핑 등 과거 뇌 기능 측정기술 보다 훨씬 좋은 시간해상도와 공간해상도를 제공하기 때문이다.

MRI 영상은 인체의 해부학적 구조 및 생리/병리학적인 기능에 관한 많은 정보를 제공한다. 기본적으로 수소원자밀도, 스핀격자 완화시간(spinn-lattice relaxation time; T1)과 스핀스핀 완화시간(spinn-spin relaxation time; T2)에 관한 정보를 제공하는데 특히 T1과 T2는 병리학적인 정보를 많이 함유하고 있어 임상적으로 널리 활용되고 있다. 이 외에도 혈류(blood flow), 수소원자의 확산(diffusion) 및 그 이방성(anisotropy), 단백질과 같은 거대 분자의 밀도, 조직의 탄성 등 매우 다양한 정보를 내포하고 있어 이들 정보를 정확하게 영상화하는 방법들

* 경희대학교 전자정보대학 동서의료공학과
경희대학교 인체기능및대사영상신기술연구센터
경희대학교 임피던스영상신기술연구센터

Tel. 031-201-2980, Fax. 031-201-3666

Email sylee01@khu.ac.kr

의학영상시스템 특히, MRI, Micro-CT, 의학영상처리 분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

도 꾸준히 개발되고 있다.

2000 년대에 들어서도 MRI 기술은 발전을 거듭하고 있다. MRI 기술 발전은 MRI 영상의 질을 높이고 촬영 시간을 단축하는 것, 그리고 PET 등 다른 영상시스템과 동시에 촬영을 하기 위해 두 개 이상의 영상시스템을 서로 결합하는 다중 영상 시스템(multi-modal imaging system)을 개발하는 것으로 크게 구분 지을 수 있다. 본 논문에서는 최근 MRI 분야 신기술 개발에 대해 개괄해보고자 한다.

2. 강자장(High-Field) MRI 기술

2.1 고주파 자계의 공간적 비균일성

MRI 영상의 질, 특히 신호대잡음비를 높이기 위해서는 주자장의 세기를 크게 하는 것이 가장 직접적인 방법이다. MRI 신호원인 자화는 주자장의 세기에 비례하고, 또한 자화 벡터가 세차운동(precession)을 하면서 고주파코일에 유도하는 MRI 신호의 크기 또한 주자장의 세기에 비례하기 때문이다. 따라서 MRI 신호의 크기는 주자장 세기의 제곱에 비례한다고 할 수 있다. 따라서 MRI 영상의 질을 개선하기 위해 주자장의 세기를 크게 하는 것은 매우 필요하다. 그러나 주자장의 세기가 커지면 세차운동의 주파수, 즉 Larmor 주파수도 비례해서 커지면서 많은 문제점을 야기한다. 그 중 가장 큰 문제점은 스핀을 여기하기 위한 고주파 자계의 공간균일도가 매우 나빠진다는 것이다.^{1,2} 인체 내부에는 물 분자가 많이 있는데 이 물 분자는 전기적 극성이 강하여 유전율이 높다. 이 높은 유전율 때문에 인체 내에서의 전자파 파장은 공기 중에서의 파장에 비해 7 내지 8 배 정도 단축된다. 3.0 Tesla 이상의 고자장 MRI에서는 전자파의 파장이 인체 크기보다 더 작아지기 때문에 일반적인 고주파코일로는 인체 내부에 균일한 전자파 에너지를 인가하기가 어려워진다. 소위 정재파(standing wave)가 인체 내부에 형성되어 전자파의 강도가 위치에 따라 크게 달라지기 때문이다. Fig. 1 에 3.0 Tesla 에서 인체 머리에 형성되는 전자파의 강도 분포를 보였다. 이 전자파의 강도 분포는 3.0 Tesla MRI 신호 주파수인 128 MHz 에서 구하였으며 고주파코일로는 새장코일(birdcage coil)을 사용하였다. 정재파 형성 때문에 머리 중심 부위에서는 전자파의 강도가 크고 외곽 부분은 강도가

작음을 알 수 있다. 전자파의 비균일성은 MRI 영상의 판독에 큰 영향을 줄 수 있다. 특히 MRI 영상의 대조도(contrast)는 수직자화벡터의 플립각도(flip angle)에 의해 큰 영향을 받는데 전자파의 비균일성은 플립각도의 비균일성을 의미하기 때문이다.

고주파 자계의 비균일성을 해소하기 위해 많은 방법들이 소개되고 있다.³⁻⁵ 가장 대표적인 방법은 한 개의 고주파코일을 사용하는 대신 여러 개의 위상배열 고주파코일을 사용하는 것이다.⁶ 보통 16 개 정도의 소형 고주파코일을 원통 표면에 등간격으로 배치하고 이들 고주파코일에 인가하는 고주파 전류의 크기와 위상을 잘 배합하여 고주파코일 내부에 균일한 자계를 만들 수 있다. 최적의 자계 균일성을 만들어내는 고주파 전류의 크기 및 위상은 최적화 기법으로 찾아낼 수 있다.

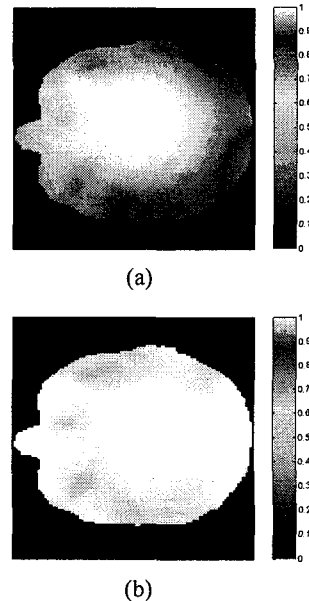


Fig. 1 (a) RF magnetic field intensity in the human brain model at 128 MHz when excited by a birdcage coil. (b) RF magnetic field intensity in the human brain model at 128 MHz when excited by 8-channel phase array coil. The RF current in each phase array coil has been optimized to produce a uniform RF magnetic field

물론 이 경우 배열 고주파코일 사이에 자계 결합이 없어야 한다. 이들 자계 결합을 없앨 수 있는 다양한 형상의 배열 고주파코일들이 소개되었다. 고주파 코일에 인가되는 전류의 크기 및 위상뿐만 아니라 파형까지도 고려한 방법이 최근 소개되었는데 통상 이 방법은 Transmit SENSE 라고 부른다.⁷ 이 방법은 고주파코일에 인가하는 전류 파형을 동시에 인가하는 경사자계 파형과 함께 고려하여 최적의 균일한 고주파 자계 분포를 구하는 방법으로 최적화에 사용되는 변수가 많아 성능이 우수한 것으로 평가되고 있다. Fig. 1(b)에 8 개의 고주파코일 배열을 이용해 얻은 전자파의 감도 분포를 보였다. Fig. 1(a)에 비해 전자파 감도 분포가 매우 균일해짐을 볼 수 있다.

촬영하고자 하는 인체의 형상 및 크기에 따라 고주파 코일에 흐르는 전류의 최적값은 달라질 수 있다. 따라서 이 방법이 실용적으로 쓰이기 위해서는 새로운 환자를 촬영할 때마다 최적의 전류값을 고속으로 찾을 수 있는 방법이 개발되어야 할 것이다. 또한 고자장 MRI에서는 고주파 전자파로 인한 인체에서 발생하는 열 문제도 심각하게 고려해야 한다. 배열형 고주파 코일을 설계할 때 인체 조직 내에서의 SAR(specific absorption rate)도 함께 고려하여야 한다.

2.2 위상배열코일을 이용한 고속영상

고속 MRI 영상의 대표적인 방법은 EPI 이다. 일반적인 2D MRI 영상에서는 한 쪽 방향으로만 주파수인코딩(frequency encoding)을, 그리고 다른 쪽 방향으로만 위상인코딩(phase encoding)을 한다. 그런데 위상인코딩을 하는 간격은 통상 반복시간(TR)이 되므로 128 내지 256 회 정도의 위상인코딩을 하게 되면 MRI 촬영 시간이 수초 내지 수분 정도가 소요된다. EPI 방법은 스핀을 한번만 여기해서 2D 영상을 얻는 방법으로 통상 위상인코딩을 64 회 정도한다. 이렇게 할 경우 촬영시간을 100ms 이하로 할 수 있어 뇌기능 영상에 사용할 수 있다.

MRI 영상시간의 단축을 위해서는 위상인코딩 횟수의 감축이 필요하다. 총 촬영시간은 위상인코딩 횟수에 반복시간을 곱한 것이기 때문이다. 위상인코딩 횟수를 줄이는 대표적인 방법으로 SENSE 가 있다.⁸ 이 방법에서는 위상배열고주파코일로 MRI 신호를 수신할 때 각각의 고주파코일

의 감도 분포가 공간적으로 서로 다른 점을 이용한다. 일반적인 MRI 영상에서는 위상인코딩 간격을 정할 때 에일리어싱(aliasing)을 피하기 위해 Nyquist 간격 이하로 정한다. 위상인코딩 간격을 Nyquist 간격 이상으로 하면 위상인코딩 횟수가 줄고 따라서 촬영시간도 줄일 수 있지만 에일리어싱을 없앨 수 없다. Fig. 2(a)에 위상인코딩 간격을 Nyquist 간격보다 크게 했을 때의 MRI 영상을 보였다. 이 영상의 경우 위상인코딩을 수직 방향으로 했는데 에일리어싱 효과로 영상의 수직 방향으로 겹침현상이 나타났다. SENSE 방법에서는 고주파코일의 감도분포가 공간적으로 서로 다른 점을 활용하여 겹침현상이 있는 부분의 신호를 분리해낸다. 따라서 이론적으로 고주파코일의 배열 수만큼 위상인코딩 횟수를 줄일 수 있다. SENSE 방법으로 통상 4 내지 16 배 정도의 촬영시간 단축을 꾀한다. SENSE 방법으로 정확한 MRI 영상을 얻기 위해서는 배열 고주파코일들의 감도 분포를 정확하게 아는 것이 필요하다. 고주파코일의 감도 분포는 인체의 형상에 따라 달라질 수 있으므로 촬영할 때 마다 고속으로 감도 분포를 측정하는 것이 필요하며 또한 감도 분포에서 잡음을 효과적으로 제거하는 것이 필요하다. SENSE 방법으로 얻은 영상의 질을 개선하기 위해 많은 방법들이 소개되고 있으며 이 방법은 일반적인 영상법뿐만 아니라 EPI 와 같은 고속 영상법에서도 활용되고 있다.^{9,10} 최근에는 128 채널을 가진 위상배열 고주파코일을 개발하는 연구그룹¹¹도 있어 미래에는 MRI 용 고주파 코일도 초음파 영상 탐촉자와 같이 위상배열 형이 주류를 이룰 것이다. Fig. 2(b)에 위상배열 고주파코일의 감도 분포를 이용해 겹침현상을 해소한 영상을 보였다. 이 영상에서는 4 개의 위상배열 고주파코일을 사용하였다.

2.3 확산계수 영상

물 분자는 액체상태에서 확산 운동을 한다. 자유로운 액체공간, 즉 물 분자의 평균 확산거리보다 큰 공간 내에서의 물 분자의 확산 운동은 등방성(isotropy) 성질을 가진다. 그러나 생체 내 조직에서의 물 분자의 확산 운동은 매우 복잡한 생체 변수에 의해서 영향을 받는다. 첫째로 세포 내에 존재하는 물 분자의 확산 운동은 세포 내 공간에서만 이루어질 것이며 세포 외에 존재하는 물 분자의 확산 운동은 세포 외 공간(extra-cellular space)

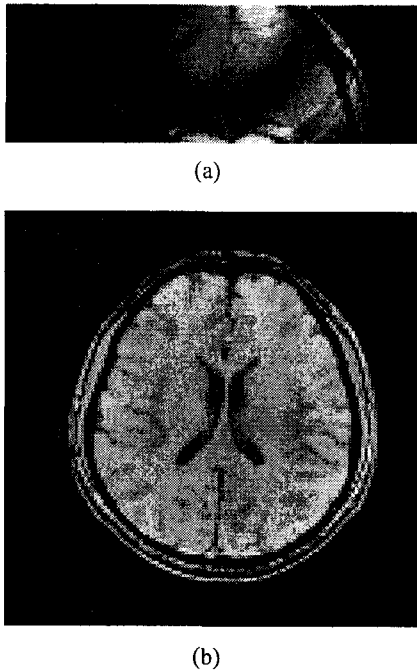


Fig. 2 (a) An MRI image obtained with under-sampling in the phase encoding direction. (b) The aliasing artifact has been corrected using the SENSE technique

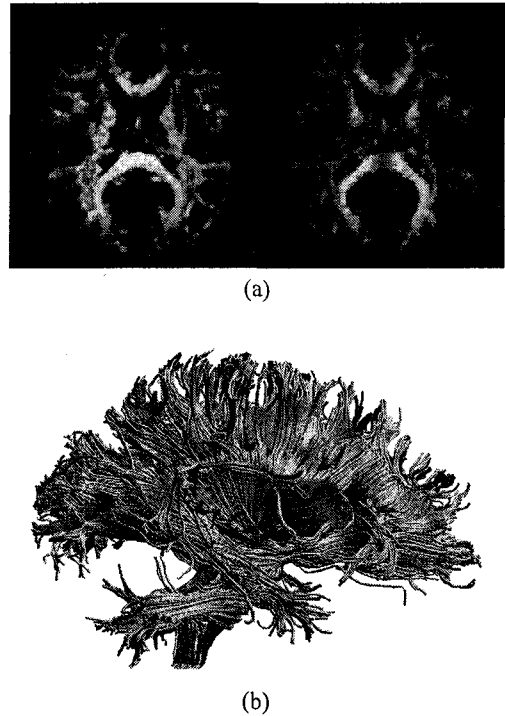


Fig. 3 (a) A diffusion tensor image (b) A nerve tractogram derived from diffusion tensor images

에서만 이루어질 것이다. 신경세포가 많은 뇌조직에서는 세포의 형상이 실 모양과 같은 경우가 많다. 특히 축삭돌기(axon)가 많이 몰려 있는 백질(white matter)의 경우 세포의 형상은 거의 실 모양이다. 실과 같이 일차원 형상에 가까운 세포를 많이 가진 조직 내에서의 확산 운동은 심한 이방성(anisotropy) 성질을 보인다. 확산 운동의 이방성은 확산 텐서(diffusion tensor)로 표현할 수 있다. MRI로 확산 텐서 영상을 얻을 수 있는데 이 영상법을 DTI(diffusion tensor imaging)라 한다. DTI에서 확산 계수의 이방성을 분별하기 위해서는 적어도 6 방향 이상으로 확산가중(diffusion weighting) 경사자계를 가해야 한다. 따라서 DTI는 일반 영상법에 비해 촬영시간이 많이 소요되므로 EPI와 같은 고속 영상법을 사용해야만 한다. Fig. 3에 DTI 영상과 이 영상 집합으로부터 추출한 신경다발 영상을 보였다.¹² 하나의 MRI 화소(pixel) 내에 여러 개의 확산 텐서가 존재할 수 있다. 신경이 교차하는 부분

은 다중의 이방성을 가질 수 있기 때문이다. 최근에는 확산가중 경사자계를 수십 개 이상의 방향으로 인가하여 다중의 이방성을 분별하는 Q-ball DTI도 소개되었다.¹³ DTI 영상 혹은 Q-ball 영상은 신경세포의 형상 및 방향에 관한 정보를 제공한다. 이 정보를 이용하여 뇌 조직 내의 신경다발을 형상화 할 수 있는데 이를 통상 신경 tractography라 부른다.

2.4 분자 및 세포영상

초상자성(superparamagnetic) 나노입자를 합성한 조영제를 이용하면 생체 내의 분자나 세포를 MRI로 촬영할 수 있다. 초상자성 나노입자는 주원료가 산화철이므로 SPIO(superparamagnetic iron oxide) 나노입자라고 부르며, 지름이 수십 nm 정도의 크기로 정제되기 때문에 어렵지 않게 세포막을 통과하여 세포질 내에 존재할 수도 있고, 분자생물학적 프로세스에 이용될 수도 있다. SPIO는 자화율

(susceptibility)이 높기 때문에 주변부의 자계를 왜곡시킴으로써 원래의 나노입자 크기보다 더 큰 영역으로 확대되어 MR 영상에 촬영된다. SPIO 나노입자를 이용하여 MR 영상을 촬영할 경우, 살아있는 생체 내에서 원하는 세포나 분자를 관찰하고 추적할 수 있는 장점이 있기 때문에 현미경 영상보다 낮은 해상도를 갖고 있음에도 불구하고 많은 연구가 이루어지고 있다.

Bulte 등은 희소돌기아교세포(oligodendrocyte)의 기원세포(progenitor)를 쥐의 신경 손상부위에 이식하여 셀의 이동을 연구하였고,¹⁴ Modo 등은 쥐 뇌의 허혈(ischemia) 부위에 MR 조영제가 부착된 줄기세포를 주입하여 줄기세포가 이동하고 허혈이 치료되는 과정을 14 일 동안 관찰하였다.¹⁵ 암 연구에 있어서도, 특정 암세포를 표적화하여(targeting) 추적하거나,¹⁶ 항암세포를 추적하여 치료효과를 관찰하는 연구가 수행되었다.¹⁷ 또한, Cohen 등은 페리틴(ferritin)을 정보제공 유전자(reporter gene)로 사용하여 암세포 내에서 유전자 발현 정도를 in vivo MR 영상으로 분석하였다.¹⁸ Fig. 4 는 쥐의 우뇌에 국소허혈(ischemia)을 유발시키고 좌뇌의 뇌량(corpus callosum) 부근에 상용 SPIO인 Feridex (Advanced Magnetics, Inc., USA)를 로딩시킨 MSC(mesenchymal stem cell)를 주입하고 15 일 동안 T₂ 강조영상을 나타낸 것이다. SPIO가 좌측에서 우측방향으로 이동하는 경향을 알 수 있다. 최근에는 분자영상의 한 분야로 약리작용에 의한 혈류역학적 변화를 이해하거나 표지된 약제의 이동경로 추적 등을 연구하기 위한 phMRI(pharmacological MRI) 분야도 대두되고 있다. Mandeville 등은 MION(monocrystalline iron oxide nanocompound)을 주입한 후 코카인 활성화 정도를 쥐의 뇌에서 BOLD(blood oxygen level dependent)와 CBV(cerebral blood volume) 영상으로 분석하였다.¹⁹ 이와 같이 분자 및 세포영상은 나노기술과 생명공학 연구와 더불어 더욱 발전할 것으로 기대된다.

3. 다중 MRI 기술

3.1 기능적 MRI와 EEG의 결합

기능적 MRI 는 뇌기능의 탐구에 많이 활용되고 있다. 기능적 MRI 영상에서 뇌의 활동 부위를 감지하는 것은 혈액 내의 산소포화도에 따라 혈액의 자성이 미세하게 바뀌는 현상에 기반하고 있다.

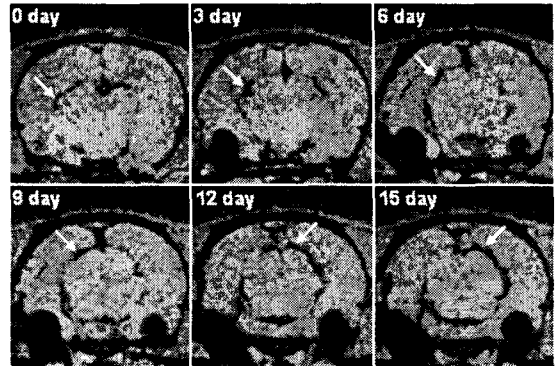


Fig. 4 The T₂-weighted MR images of the time course of SPIO labeled mesenchymal stem cells

따라서 뇌기능 MRI 의 시간분해능은 뇌의 활동에 수반되는 혈액 내 산소 공급의 시간적 반응에 따라 결정된다. 뇌의 한 부위가 활동을 시작하면 산소 요구량이 많아지고 이를 충족하기 위해 활동부위의 모세혈관이 확장되어 동맥류의 공급을 증가시킨다. 뇌의 활동으로부터 혈류공급이 증가하는 시간까지는 수 초 정도의 지연이 있다. 따라서 fMRI 의 시간분해능은 수 초 이상이라 할 수 있다. 다행히도 fMRI 는 여타의 뇌기능 영상 기기, 즉 PET 이나 EEG 매핑 기기에 비해 월등히 좋은 공간해상도를 가지고 있기 때문에 뇌기능 영상에 널리 쓰이고 있다.

한편 EEG 신호는 뇌세포가 활성화되면 즉각적으로 발생하므로 시간해상도가 매우 좋다. 그러나 뇌의 심부에서 발생한 EEG 신호는 전극이 있는 두피에 신호가 전달되면서 뇌조직 및 두개골에 의해 공간적으로 많이 퍼지게 된다. 따라서 EEG 신호의 공간해상도는 영상기에 비해 매우 열악하다. 최근 EEG 신호원 국지화(source localization) 기법이 발전하면서 EEG 신호원 매핑의 공간해상도는 많이 개선되었다. 하지만 고차원의 EEG 국지화 기법을 쓰더라도 EEG의 공간해상도는 1-2 cm 에 이른다.

최근에 EEG 와 fMRI 를 결합하는 연구가 많이 진행되고 있다.^{20,21} EEG 의 높은 시간해상도와 fMRI 의 높은 공간해상도를 결합하고자 함이다. 그러나 EEG 신호를 MRI 기계 안에서 측정할 경우 많은 잡음이 발생한다. 첫 번째로는 MRI 촬영을 하기 위해 펄스 형태의 경사자계를 인가하는데

이 경사자계가 EEG 신호에 매우 큰 잡음을 유발하는 것이고, 두 번째로는 주자장 내에 인체 머리가 놓이게 되면 심장 박동에 의해 박동잡음(ballisto-cardiogram)이 유발되는 것이다. 이들 잡음은 EEG 신호에 비해 매우 크기 때문에 이들 잡음을 제거하지 않으면 MRI 내에서 측정된 EEG 신호를 분석하기 어렵다.

EEG 신호에 유발되는 잡음들은 여러 가지 신호처리기법을 활용하여 효과적으로 제거할 수 있다. 최근에는 적응필터를 사용하여 잡음을 효과적으로 개발하는 방법이 개발되었다. EEG 신호로부터 이들 잡음을 효과적으로 제거하면 MRI 기계 내에서 측정된 EEG 신호로부터 EP(evoked potential) 및 ERP(event related potential) 신호를 추출할 수 있으며 이들 추출 신호로부터 EEG 국지화까지 할 수 있다는 것이 발표되었다.²² Fig. 5에 fMRI와 EEG 국지화를 동시에 한 결과를 보였다. fMRI의 경우 여러 부위가 동시에 활성화된 것으로 보이지만 EEG 국지화 결과에서는 수십 ms 시간 간격으로 뇌의 활성화 부위를 분할해서 볼 수 있다. 따라서 EEG 국지화 결과는 fMRI의 활성화 부위의 활성 시간을 추론하는데 사용될 수 있을 것이다. 향후 EEG 와 fMRI를 결합한 뇌기능 연구가 더욱 활성화될 것으로 기대하고 있다.

3.2 MRI와 PET의 결합

최근 MRI 와 PET 을 결합하는 연구가 많이 시도되고 있다.²³⁻²⁵ PET 과 CT 가 결합된 PET-CT 는 이미 임상적으로 널리 쓰이고 있다. CT 는 해부학적인 영상을, 그리고 PET 는 기능적인 영상을 제공하기 때문에 상호 보완 효과가 지대하기 때문이다. MRI 와 PET 이 결합되면 PET 과 CT 가 결합되는 이상의 효과가 있을 것으로 기대하고 있다. MRI 는 CT 와 달리 해부학적인 정보와 함께 기능적인 정보도 함께 제공하기 때문이다. MRI 와 PET 을 결합하는데 가장 어려운 점은 MRI 의 강한 자계 안에서 PET 시스템, 특히 감마선 감지장치 동작해야 한다는 것이다. PET 에서는 감마선을 감지하기 위해 섬광체(scintillator)와 광증배관(photo multiplier)를 일반적으로 쓴다. 그런데 광증배관은 강자장 내에서 동작을 제대로 하지 않는 문제점이 있다. 이 때문에 MRI 와 PET 을 직접 결합하지 않고 두 기계를 가까운 공간 내에 위치하고 MRI 와 PET 에 사용되는 환자 이송용 침대를 일체화 하여

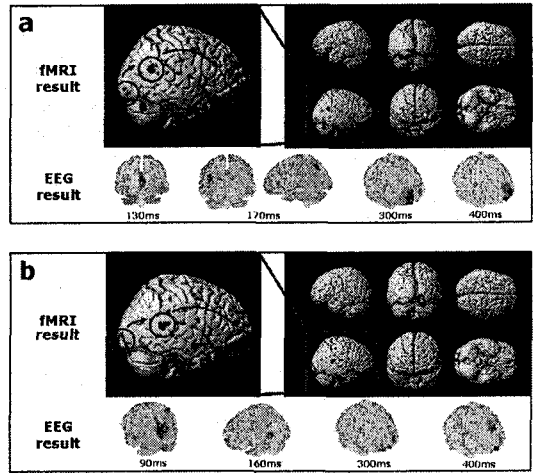


Fig. 5 The fMRI images showing multiple activation sites and EEG source localization results at different times

MRI 를 촬영 후 환자가 일어나는 일이 없이 그대로 PET 기계로 들어가 PET 촬영을 하는 시스템이 개발되기도 하였다. 이렇게 하면 환자가 두 기계로 촬영하는 사이 이동하면서 발생할 수 있는 두 영상 간의 정합(registration) 오차를 크게 줄일 수 있다. 두 영상의 결합을 위해서는 정확한 영상 정합이 필수적이다. PET-CT 의 경우 PET 촬영 공간과 CT 촬영 공간 사이의 거리가 수십 cm 이하여서 매우 정확한 영상 정합이 가능하다. MRI 와 PET 을 가까운 곳에 위치하고 일체형 침대를 쓴다고 해도 두 공간 사이의 거리는 최소 10m 정도에 이르러 영상 정합 오차에서 자유로울 수 없다.

최근 MRI 자석 내에 PET을 장착시키기 위한 소위 PET insert 개발이 많은 곳에서 시도되고 있다. 이를 위해 강자장 내에서 동작하는 감마선 감지장치가 필요하다. 광증배관이 강자장 내에서 동작하지 않기 때문에 광증배관을 MRI 자석 밖에 설치하고 섬광체와 광증배관 사이를 광케이블로 결합하는 것도 시도되고 있으며 최근에는 강자장 내에서도 동작하는 APD(avalanche photo diode)를 사용한 PET insert 개발도 시도되고 있다.²⁶ APD를 사용하면 MRI 촬영 공간과 PET 촬영 공간이 일치하게 되어 정확한 영상 정합이 가능할 뿐만 아니라 MRI와 PET의 동시 촬영도 가능하게 될 것이

다. 다만 APD 방식의 감마선 감지 감도를 높이는 일도 병행되어야 할 것이다.

4. 결론

본 논문에서는 MRI 분야의 신기술들 중 일부에 대해 간단히 개괄해보았다. MRI 는 대표적인 학제간 연구 분야여서 한 편의 짧은 논문으로 이 분야의 신기술을 개괄하는 것은 사실상 불가능한 일이라 하겠다. 여기서 소개된 새로운 기술들은 향후 임상적으로 그리고 기초 연구를 위해 많이 활용될 것으로 기대된다.

후 기

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업(02-PJ3-PG6-EV07-0002)과 한국과학재단 우수연구센터(R11-2002-103)의 지원으로 수행되었음.

참고문헌

- Vaughan, T., DelaBarre, L., Snyder, C., Tian, J., Akgun, C., Shrivastava, D., Liu, W., Olson, C., Adriany, G., Strupp, J., Andersen, P., Gopinath, A., van de Moortele, P. F., Garwood, M. and Ugurbil, K., "9.4T human MRI: preliminary results," *Magn. Reson. Med.*, Vol. 56, No. 6, pp. 1274-1282, 2006.
- Bottomley, P. and Andrews, E. "RF magnetic field penetration, phase shift and power dissipation in biological tissue: implications for NMR imaging," *Phys. Med. Biol.*, Vol. 23, No. 4, pp. 630-643, 1978.
- Ibrahim, T. S., Lee, R., Baertlein, B. A., Abduljalil, A. M., Zhu, H. and Robitaille, P. L., "Effect of RF coil excitation on field inhomogeneity at ultra high fields: a field optimized TEM resonator," *Magn. Reson. Imag.*, Vol. 19, No. 10, pp. 1339-1347, 2001.
- Deichmann, R., Good, C. D. and Turner, R., "RF inhomogeneity compensation in structural brain imaging," *Magn. Reson. Med.*, Vol. 47, No. 2, pp. 398-402, 2002.
- Mao, W., Smith, M. B. and Collins, C. M., "Exploring the limits of RF shimming for high-field MRI of the human head," *Magn. Reson. Med.*, Vol. 56, No. 4, pp. 918-922, 2006.
- Collins, C. M., Liu, W., Swift, B. J. and Smith, M. B., "Combination of optimized transmit arrays and some receive array reconstruction methods can yield homogeneous images at very high frequencies," *Magn. Reson. Med.*, Vol. 54, No. 6, pp. 1327-1332, 2005.
- Katscher, U., Börner, P. and van den Brink, J. S., "Theoretical and numerical aspects of transmit SENSE," *IEEE Trans. Med. Imaging*, Vol. 23, No. 4, pp. 520-525, 2004.
- Pruessmann, K. P., Weiger, M., Scheidegger, M. B. and Boesiger, P., "SENSE: sensitivity encoding for fast MRI," *Magn. Reson. Med.*, Vol. 42, No. 5, pp. 952-962, 1999.
- Yun, S., Kyriakos, W. E., Chung, J.Y. Han, Y., Yoo, S.S. and Park, H., "Projection-based estimation and nonuniformity correction of sensitivity profiles in phased-array surface coils," *J. of Magn. Reson. Imaging*, Vol. 25, No. 3, pp. 588-597, 2007.
- Cohen, M. S., DuBois, R. M. and Zeineh, M. M., "Rapid and effective correction of RF inhomogeneity for high field magnetic resonance imaging," *Hum. Brain Mapp.*, Vol. 10, No. 4, pp. 204-211, 2000.
- Pothast, A., Kalnischkies, B., Kwapil, G., Wald, L. L., Heumann, T., Helmecke, S., Schor, S., Pirkel, G., Buettner, M., Schmitt, M., Mattauch, G., Hamm, M., Stransky, P., Baumgartl, R., Hebrank, F. X. and Peyerl, M., "A MRI system with 128 seamlessly integrated receive channels," *Proc. 15th Annual Meeting of ISMRM*, pp. 246, 2007.
- Park, H. J., "Quantification of white matter using diffusion-tensor imaging," *Int. Rev. Neurobiol.*, Vol. 66, pp. 167-212, 2005.
- Hess, C. P., Mukherjee, P., Han, E. T., Xu, D. and Vigneron, D. B., "Q-Ball Reconstruction of multimodal fiber orientations using the spherical harmonic basis," *Magn. Reson. Med.*, Vol. 56, No. 1, pp. 104-117, 2006.
- Bulte, J. W. M., Douglas, T., Witwer, B., Zhang, S.C., Strable, E., Lewis, B. K., Zywicke, H., Miller, B., van Gelderen, P., Moskowitz, B. M., Duncan, I. D. and Frank, J. A., "Magnetodendrimers allow endosomal magnetic labeling and in vivo tracking of stem cells," *Nat. Biotechnol.*, Vol. 19, No. 12, pp.

- 1141-1147, 2001.
15. Modo, M., Cash, D., Mellodew, K., Williams, S. C. R., Fraser, S. E., Meade, T. J., Price, J. and Hodges, H., "Tracking transplanted stem cell migration using bifunctional, contrast agent-enhanced magnetic resonance imaging," *NeuroImage*, Vol. 17, No. 2, pp. 803-811, 2002.
 16. Huh, Y. M., Jun, Y., Song, H. T., Kim, S., Choi, J., Lee, J. H., Yoon, S., Kim, K. S., Shin, J. S., Suh, J. S. and Cheon, J., "In vivo magnetic resonance detection of cancer by using multifunctional magnetic nanocrystals," *J. Am. Chem. Soc.*, Vol. 127, No. 35, pp. 12387-12391, 2005.
 17. Smirnov, P., Lavergne, E., Gazeau, F., Lewin, M., Boissonnas, A., Doan, B. T., Gillet, B., Combadière, C., Combadière, B. and Clément, O., "In vivo cellular imaging of lymphocyte trafficking by MRI: a tumor model approach to cell-based anticancer therapy," *Magn. Reson. Med.*, Vol. 56, No. 3, pp. 498-508, 2006.
 18. Cohen, B., Dafni, H., Meir, G., Harmelin, A. and Neeman, M., "Ferritin as an endogenous MRI reporter for noninvasive imaging of gene expression in C6 glioma tumors," *Neoplasia*, Vol. 7, pp. 109-117, 2005.
 19. Mandeville, J. B., Jenkins, B. G., Chen, Y. C., Choi, J. K., Kim, Y. R., Belen, D., Liu, C., Kosofsky, B. E. and Marota, J. J., "Exogenous contrast agent improves sensitivity of gradient-echo functional magnetic resonance imaging at 9.4 T," *Magn. Reson. Med.*, Vol. 52, No. 6, pp. 1272-1281, 2004.
 20. Allen, P. J., Josephs, O. and Turner, R., "A method for removing imaging artifact from continuous EEG recorded during functional MRI," *Neuroimage*, Vol. 12, pp. 230-239, 2000.
 21. Bonmassar, G., Anami, K., Ives, J. and Belliveau, J. W., "Visual evoked potential (VEP) measured by simultaneous 64-channel EEG and 3T fMRI," *Neuroreport*, Vol. 10, No. 9, pp. 1893-1897, 1999.
 22. In, M. H., Lee, S. Y., Park, T. S., Kim, T. S., Cho, M. H. and Ahn, Y. B., "Ballistocardiogram artifact removal from EEG signals using adaptive filtering of EOG signals," *Physiol. Meas.*, Vol. 27, No. 11, pp. 1227-1240, 2006.
 23. Christensen, N. L., Hammer, B. E., Heil B. G. and Fetterly, K., "Positron emission tomography within a magnetic field using photomultiplier tubes and lightguides," *Phys. Med. Biol.*, Vol. 40, No. 4, pp. 691-697, 1995.
 24. Mackewn, J. E., Strul, D., Hallett, W.A., Halsted, P., Page, R. A., Keevil, S. F., Williams, S. C. R., Cherry, S. R. and Marsden, P. K., "Design and development of an MR-compatible PET scanner for imaging small animals," *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, Vol. 52, No. 5, pp. 1376-1380, 2005.
 25. Catana, C., Wu, Y., Judenhofer, M. S., Qi, J., Pichler, B. J. and Cherry, S. R., "Simultaneous acquisition of multislice PET and MR images: initial results with a MR-compatible PET scanner," *J. Nucl. Med.*, Vol. 47, No. 12, pp. 1968-1976, 2006.
 26. Pichler, B. J., Judenhofer, M. S., Catana, C., Walton, J. H., Kneilling, M., Nutt, R. E., Siegel, S. B., Claussen, C. D. and Cherry, S. R., "Performance test of an LSO-APD detector in a 7-T MRI scanner for simultaneous PET/MRI," *J. Nucl. Med.*, Vol. 47, No. 4, pp. 639-647, 2006.