

뇌기능 측정을 위한 MEG 기술

이용호 (한국표준과학연구원)

I. 서론

뇌는 수많은 신경세포로 구성되어 있으며, 신경세포들 간에 전기신호, 즉, 신경정보를 주고 받음에 따라 뇌의 활동 나아가 뇌의 기능이 정의된다. 뇌신경세포의 전기활동은 혈액에 의해 공급되는 이온전류 활동이다. 신경세포 집단의 전기적 활동에 의해 뇌 속에 전류가 흐르면 자기장이 발생되며, 머리 밖으로 자기장이 전파된다. 이 때 고감도 자기센서로 머리주변에 형성된 자기장 신호와 분리를 측정할 것이 뇌자도 뇌자도(magnetoencephalography: MEG)이다. MEG 신호는 시시각각 변하는 뇌신경활동에 의한 신호를 직접 측정하므로 시간분해능이 우수하다. 또한 뇌 속의 활동부위의 위치추정, 즉, 국지화가 비교적 정확하게 가능하므로 의학적 진단이나 뇌신경정보의 활동을 이해하는데 유용하게 사용될 수 있다.

그러나 MEG 신호는 매우 미약하므로 신호를 측정하기 위해서는 자기장 정밀 측정기술이 필요하다. 여기에는 고감도 자기센서와 환경자기잡음을 제거하는 기술이 핵심이고, 측정된 자기장 신호로부터 뇌신경전류를 찾아내는 과정도 필요

하다. MEG의 응용은 뇌수술 전 수술부위의 기능분포를 조사한다든가 간질발생위치를 찾는 다든가 하는 의료진단에 활용이 가능하며, 인지 자극에 따른 반응을 측정하여 뇌의 인지과정을 이해하는데 활용될 수 있다.

본 논문에서는 MEG 신호의 발생원리, 신호측정에 필요한 요소기술들을 소개하고, 신호처리, 해석하는 방법, 응용분야 및 향후 전망에 대해 소개한다.

II. MEG 신호의 발생원

뇌신경계 구조의 기본단위가 신경세포(뉴런)인데, 사람의 뇌 속에는 1000억 개의 수많은 신경세포가 있는 것으로 알려져 있다. 뇌의 신경활동은 이들 신경세포들 간의 신경정보, 즉, 전기신호의 흐름으로 이루어지는데, 이러한 신경활동을 지속하게 해주는 에너지원은 혈액을 통해 공급된 이온과 산소이다. 뇌신경세포의 전기활동은 이온전기활동으로 일반 금속에서의 전자의 흐름과는 달리 실제 전류가 흐르는 방향으로 전하수용체가 이동해 가는 것이 아니고, 신경세포벽을

통하여 선택적으로 이온이 유출입되는 현상이 전파되면서 정보가 전달된다. 신경세포는 안정상태에서는 세포내외의 전압차가 일정하게 유지되다가, 외부에서 정보가 입력되면 순간적으로 세포내외의 전압이 펄스형태로 증가하는 소위 활동전위가 형성된다. 활동전위는 세포 통로를 따라 빠른 속도로 전달되다가 전파되다가 이웃한 신경세포와 연결되는 부위인 시냅스(synapse)에 도달하면 신경세포 말단에서 화학물질을 분비하게 된다. 이러한 화학물질의 분비를 통해 이웃한 신경세포에 시냅스 후전위(post-synaptic potential)를 생성시키고 다음 신경세포에 정보를 전달시킨다. 즉, 뇌의 정보의 전달은 전기적 활동(활동전위)이 화학적 활동(신경전달물질)으로 변했다가 다시 전기적 활동(시냅스 후전위)의 과정을 거쳐 다음 신경세포로 전해진다^[1].

펄스형태의 활동전압 파형은 펄스폭이 1 ms 내외로서 짧기 때문에 이웃한 신경세포의 활동들과 시간적으로 중첩되기도 어렵고, 활동전위의 전류가 양방향으로 흐르는 전류 사중극자의 특성을 가진다. 따라서 활동전위에 의한 자기장은 거리에 따라 급격히 신호가 감소하므로 실제 MEG 신호의 형성에는 기여하지 못한다. 한편, 활동전위가 시냅스에 도달하면 확산, 결합 등의

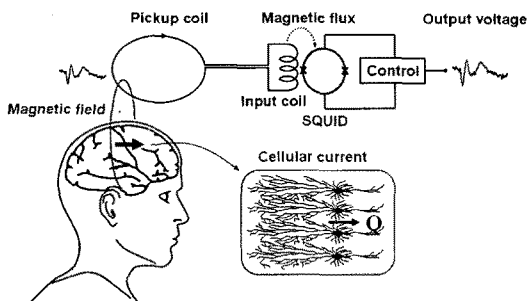
화학적 반응을 거쳐서 시냅스 후전위(post-synaptic potential)가 만들어진다. 시냅스 후전위는 펄스폭이 약 20 ms로 길어서 다수의 뉴런에 의한 자기장이 시간적으로 중첩될 수 있고, 전류쌍극자의 특성을 가지므로 거리에 따른 신호의 감소가 상대적으로 적다.

실제 한 개의 시냅스가 만드는 전류는 머리 밖에서 측정 가능한 크기의 자기장을 형성시키지는 못한다. 약 100 fT 정도의 크기를 가진 MEG 신호로 측정되기 위해서는 약 만 개 내지 십만 개의 뉴런이 시간적으로 중첩이 가능할 정도로 동시에 활동해야 한다.

III. MEG 기술의 특징

뇌기능적인 측면에서 볼 때 두뇌활동은 곧 뇌신경활동이라고 할 수 있다. 뇌신경활동은 앞에서 언급했듯이 이온전기활동이며, 이온은 혈류에 의해 공급된다. 보통 뇌신경활동은 시간적으로 계속변하는 동적인 전류활동인데 비해 혈류의 공급은 이보다는 훨씬 더 느리게 일어나는 화학적 현상이다. 뇌의 전기활동을 측정하는 방법으로 뇌파(Electroencephalography: EEG)가 많이 사용되고 있으며, 최근 MEG가 사용되기 시작하였다.

전압을 측정하는 EEG는 전극, 저잡음 전압증폭기, 필터 등으로 구성되므로 측정장치가 비교적 간단하고, 이동이 쉬워 병원에서 뿐만 아니라 실험실에서도 많이 사용되는 범용 장비이다. EEG에서는 뇌 속의 활동전압이 전기전도도가 다른 여러 매질을 거쳐 머리표피에 형성된 전압을 측정하므로 공간적으로 많이 왜곡된 정보를 측정하게 된다. 즉, 머리표피에서 측정된 전위차



〈그림 1〉 신경전류에 의해 발생하는 MEG 신호를 SQUID를 이용하여 검출하는 원리

는 활동전압전압주변 전기활동이 합쳐져서 측정되므로 측정된 결과로부터 뇌속의 활동부위를 추정하는 정확성에 한계가 있다. 한편 자기장은 머리를 왜곡없이 투과하고 머리의 자기투자율이 1이며 균일하므로 MEG 측정에서는 자장 발생원으로부터 공간적으로 떨어진 위치에서 비접촉 측정이 가능하므로 활동부위압주변 매질에 의한 영향이 거의 없다. 즉, 측정결과저압주로 활동전류에만 의존하기 때문에 전류원의 위치를 정확하게 추정할 수 있는 장점이 있다^[2]. 특히 MEG 측정에서는 전극을 부착할 필요가 없으므로 측정준비시간이 짧고, 완전히 비침습적인 방법이므로 반복측정이 가능한 장점이 있다. 활동전류, 즉, 전류원의 깊이에 따라 전류원의 위치추정 정확성이 다르나 MEG를 이용하면 대뇌피질의 경우 3 mm 정도, 깊숙한 경우에는 10 mm 내외의 위치추정능력을 가진다.

신경활동을 유지하기 위해 필요한 혈류의 흐름, 혈액의 산화 또는 환원 등 물질대사 정보를 측정하는 기술로 PET(Positron Emission Tomography)와 fMRI(functional MRI)가 뇌기능 연구에 많이 사용되고 있다. 이들 생화학적 측정방법은 일정시간 동안 시간적으로 누적된 정보를 측정하며, 뇌신경활동을 간접적으로 측정하게 된다. 자극을 수 초 내지 수십 초 동안 또는 반복적으로 가해서 뇌의 활동부위를 찾을 수 있으나 시간분해능이 좋지 않기 때문에 시간에 따른 활동부위의 이동을 볼 수 없다는 단점이 있다. 또한 PET의 경우에 방사선물질을 주입해야 하며 fMRI는 고자장에 대한 유해성 유무의 논란이 남아 있다. PET 또는 fMRI는 이온활동에 동반된 정보를 측정하나 3차원 이미징이 가능하며, MEG는 신경전류의 이미징이 가능하므로 이들 두 정보를 결합하면 시간 및 공간분해능의 향상

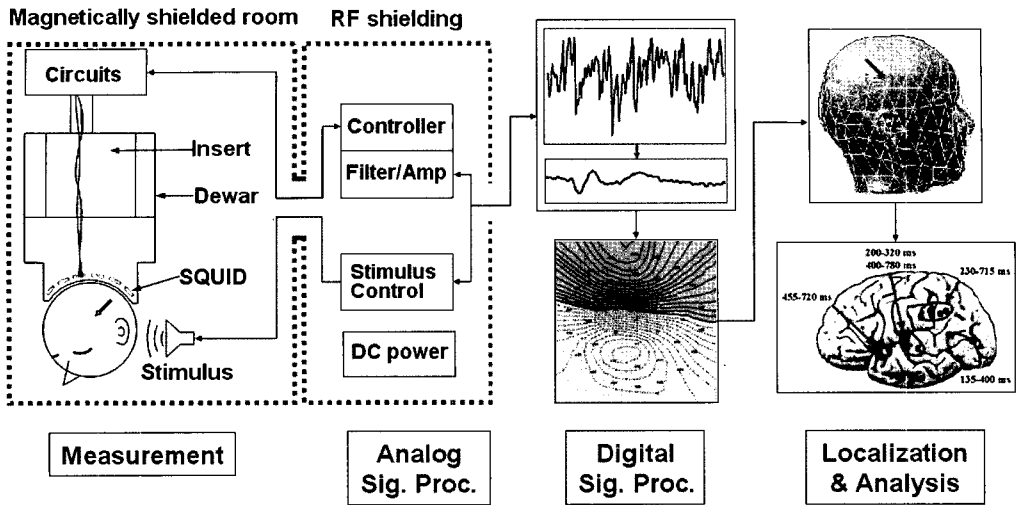
및 해석의 정확성을 높일 수 있다^[3].

MEG와 fMRI가 제공하는 정보가 상호보완적이라는 예로서, 최근 동일한 환자군에 대해 체성 감각유발 및 운동유발에 의한 뇌활성화 부위를 측정할 결과에 따르면 MEG의 결과와 fMRI의 결과가 체성감각자극의 경우에는 평균 15 mm, 운동유발의 경우에는 평균 10 mm 정도 위치 차이가 나는 것이 보고되었다. 즉, 뇌신경활동의 1차성분을 측정하는 MEG와 2차성분을 측정하는 fMRI가 상호보완적이므로 보다 정확한 뇌기능 해석을 위해서는 두 결과를 결합한 상호보완적인 해석방법이 바람직하다.

IV. MEG 측정 시스템

뇌에서 자발적으로 발생하는 자기장 신호와 외부에서 자극을 가했을 때 발생하는 신호가 있는데, 이들 신호들은 보통 0.1~100 Hz 영역의 주파수에서 수십 fT에서 1 pT 정도의 크기로 발생하는 매우 미약한 신호이다. 따라서 MEG 신호를 측정하기 위해서는 저주파 영역에서 감도가 우수한 자기센서와 환경자기잡음에 비해 미약한 신호를 선택적으로 측정하기 위한 측정기술이 필요하다^[4-5].

<그림 2>는 MEG 측정 시스템의 개략도이다. MEG 신호를 측정하기 위한 자기센서인 고감도 SQUID, SQUID 냉각장치(듀아), SQUID 구동 회로, 자기차폐실, 시스템 구동 및 제어 소프트웨어, 신호처리 및 분석 소프트웨어 등으로 구성된다. 초기에는 MEG 장치가 1-2채널로 시작하여 현재 머리 전체의 자기장을 측정할 수 있는 헬멧형 장치로 발전되어 있으며 채널수는 150채널에서 300채널이 가능하다.



〈그림 2〉 MEG 측정 시스템의 구성

1. SQUID 자기센서

SQUID(superconducting quantum interference device)는 초전도 현상을 이용하여 미세한 자기장을 측정하는 센서로서 인류가 개발한 저주파 자기센서 중 가장 우수한 감도를 가지며 MEG 신호를 측정하기 위해서는 SQUID가 필수적이다. SQUID 자기센서는 검출코일, 입력코일, SQUID로 구성된다. <그림 1>과 같이 뇌에서 발생하는 자기장이 검출코일에 전달되면 입력코일을 통해 SQUID에 자속으로 전달된다. 검출코일의 종류로는 자장성분을 직접 측정하는 자력계와 외부 자기잡음을 소거하기 위한 미분계(gradient)가 있다. 자기차폐실의 성능이 완벽하지 않은 환경에서는 미분계 방식의 검출코일이 사용된다. 미분계는 크기가 같은 두 개의 코일이 약 5 cm 떨어져 있고 서로 반대방향으로 감긴 구조를 하고 있으므로 미분계로부터 먼 거리로부터 발생하는 공간적으로 균일한 자기장은 두 개의 코일에 같은 크기로 검출되므로 서로 상쇄된다^[6].

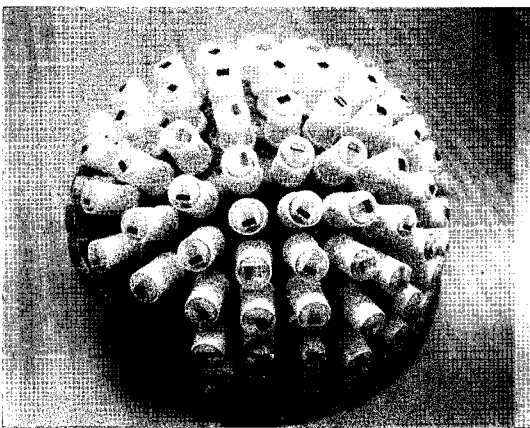
2. SQUID 구동회로

SQUID에 직류 바이어스 전류를 공급하고, 자기장 신호가 검출코일-입력코일을 통해 전달하면 SQUID 출력전압은 입력 자속에 대해 자속양자(flux quantum, $\Phi_0=2.07 \times 10^{-15}$ Wb)를 주기로 주기적인 전압파형이 발생된다. SQUID 출력신호는 측정하고자 하는 신호에 대해 비선형적인 반응을 하므로 선형화회로가 필요한데, negative feedback 방식의 FLL(flux-locked loop) 회로가 사용된다. SQUID의 자속-전압 응답특성이 양호한 상태에서 SQUID의 전압출력계수는 $0.1 \sim 1$ mV/ Φ_0 정도 되므로, 보통 MEG 신호에 해당하는 자속의 크기가 보통 $10^{-4} \sim 10^{-5} \Phi_0$ 에 해당하며 전압으로는 수~수십 nV의 크기이므로 저잡음 전단증폭기를 포함한 정교한 구동회로가 필요하다. 또한 SQUID 최적 동작을 위한 구동회로 파라미터를 최적상태로 조정하는 구동기술이 필요하다. SQUID 구동회로의 출력파형은 EEG 파형과 유사한 형태를 가지는데, 추가적으로 60-Hz 전원잡음 제거, 저주

파 차단 및 고주파 차단 회로 등의 아나로그 필터를 거쳐 컴퓨터로 입력된다.

3. SQUID 센서의 냉각

SQUID는 극저온 초전도 상태에서만 동작하기 때문에 SQUID를 액체헬륨으로 냉각시키기 위한 냉각장치(dewar)가 필요하다. SQUID는 액체헬륨 용기의 바닥부분에 배치되어 있으며 실온과는 진공으로 단열되어 있다. 자장신호는 거리가 멀어질수록 세기가 급격히 감소하는 특성이 있으므로 신호의 감소를 막기 위하여 센서를 머리표면에 가급적 가까이 위치시켜야 하는데 센서와 실온(또는 머리표면)간의 거리는 보통 2 cm 정도이다. 머리전체의 자장분포를 한번에 측정할 수 있는 헬멧형 냉각장치의 경우 머리의 크기와 모양이 다양한 여러 사람에 대한 측정이 가능하려면 헬멧의 구조 및 크기에 대한 통계적인 최적화가 필요하다^[7]. 보통 성인 남성의 약 98 %를 수용할 수 있도록 헬멧이 설계되며, <그림 3>은 한국표준과학연구원에서 개발한 152채널 센서장치 사진이다^[8].



<그림 3> 헬멧형 센서장치와 152채널 권선형 미분계

4. 자기잡음 제거

MEG 신호의 크기는 지구자기장(약 $50 \mu\text{T}$) 세기의 약 10억분의 1에 해당하는 매우 미약한 신호이기 때문에 지구자기장의 변동을 비롯한 환경자기잡음을 반드시 제거해야 한다. SQUID는 시간에 따른 자기장의 변화량을 측정하기 때문에 직류 성분보다는 문제가 되는 주요 자기잡음은 교류성분으로서 건물의 진동, 전력선, 공조 시스템, 모터, 자동차, 엘리베이터, 전철 등에 의한 교류자장잡음이다. 또한 MEG 측정에서는 심장에서 발생하는 심자도 신호도 잡음으로 측정되는 경우가 있다. 자기잡음을 제거하는 방법으로서 SQUID의 검출코일을 미분계로 하는 방식이 있다. 미분계는 잡음을 효과적으로 줄일 수 있으나 균일한 자기잡음에 대해 미분계의 잡음제거비가 약 10^4 배 이므로 측정하고자 하는 신호의 크기 또는 잡음의 크기에 따라 추가적으로 자기차폐방법이 필요하다. 자기차폐는 측정하려는 인체와 SQUID 센서 및 정밀한 구동회로를 외부 잡음으로부터 전기·자기적으로 분리시키는 것으로서, 자기차폐실은 자기투자율이 큰 자성체(퍼말로이)와 전기전도도가 큰 금속(알루미늄)으로 제작된다. MEG 측정에 필요한 자기차폐실의 차폐율은 0.01 Hz에서 200정도이고, 1 Hz에서의 차폐율은 1,000 내외, 10 Hz에서는 10,000~100,000의 값을 가진다.

5. MEG 신호처리

SQUID 구동회로 및 아나로그 필터를 거친 전압신호는 A/D 카드를 통하여 컴퓨터에 수집된 후 신호대 잡음비를 높이기 위하여 추가적으로 각종 디지털 신호처리를 하게 된다. SQUID 센서

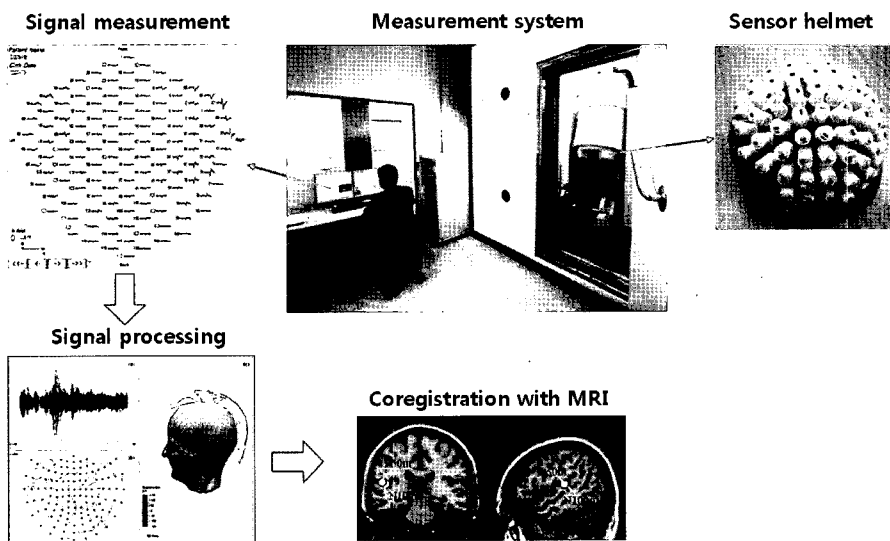
를 자력계로 사용한 경우에는 머리표면에서 멀리 떨어진 위치에 자기잡음만을 측정하기 위한 기준채널을 설치하여 머리에 가까운 신호채널의 자장값으로부터 기준채널의 자장값을 소프트웨어 방법으로 빼주는 인위적인 미분계를 형성하기도 한다. 유발자장신호를 측정할 경우 똑같은 자극에 대한 반응신호를 반복 측정하여 가산평균을 함으로서 자극과 동기되지 않은 잡음을 제거할 수 있다. 그 외에 저주파, 고주파 및 노치필터 등의 디지털 필터링과 고속푸리에변환(FFT) 분석을 한다. 다채널 센서로 측정된 자장 파형으로부터 보간법(interpolation)을 이용하여 자장의 공간적인 분포를 작성한다.

V. MEG 측정 및 해석

1. MEG 측정과정

시계, 안경 등 금속물체를 제거한 후 뇌기능

유발을 위한 자극장치를 설치하고 MEG 측정을 시작한다. <그림 4>는 MEG 장치사진과 측정 데이터 분석 과정을 보여준다. 단순자극제시에 따른 1차감각령의 유발신호 측정에는 100회 정도의 가산평균을 하며, 보통 2~3분의 MEG 측정 시간이 소요된다. 몇 종류의 복합자극이 제시되는 인지자극유도의 경우에는 10분 정도의 측정 시간이 필요하다. 머리의 해부학적 좌표를 측정하기 위해 MRI 촬영시 미간(nasion), 양쪽 귀(left/ right preauricular point)에 비타민-E 캡슐을 MRI 마크로 부착한다. MEG 측정시 머리의 움직임에 의한 오차를 줄이고, 머리와 SQUID 센서 사이의 상대적인 좌표를 알기 위하여 머리 표면에 코일을 3-4개 부착한다. 미간, 양쪽 귀를 머리좌표의 기준점으로 하고, 이들 기준점과 머리표면 코일사이의 상대적인 좌표를 3-D digitizer를 사용하여 측정한다. 머리표면 코일이 만드는 자기장을 MEG가 측정하여 머리표면 코일의 위치를 알면 MEG가 측정함 머리속의 임의의 전류원 정보(위치)를 머리 기준점



<그림 4> MEG 시스템 사진과 MEG 측정 및 분석과정

에 대한 좌표로 나타낼 수 있다. 최종적으로 MEG의 기준점과 MRI의 기준점을 일치시키면 MEG 측정결과를 MRI 이미지에 중첩시켜 표시할 수 있다.

유발반응에 의한 신호는 신호대 잡음비를 높이기 위하여 자극을 반복적으로 가하면서 자극에 동기된 신호를 측정하여 시간평균을 한다. 환경잡음이나 인체 자발자기 잡음은 자극과 무관하게 임의로 발생하며, 유발신호는 자극에 동기되므로 가산평균 횟수의 제곱근에 비례하여 신호대 잡음비가 개선된다. 피측정자의 피로도 및 자극횟수에 따른 신호대 잡음비를 고려하여 자극회수의 최적화가 필요하다.

2. MEG 신호처리 및 분석

SQUID 구동회로를 거친 전압신호는 A/D 카드를 통하여 컴퓨터에 수집된 후 신호대 잡음비를 높이기 위하여 추가적으로 각종 디지털 신호처리와 필터링을 하게 된다. 유발자장신호를 측정할 경우 똑같은 자극에 대한 반응신호를 반복 측정하여 가산평균을 함으로서 자극과 동기되지 않은 잡음을 제거할 수 있다. 그림 4는 청각유발신호에 대해 가산평균 후의 전체 파형을 보여준다. MEG 신호파형의 임의의 시점에서 머리전체의 자기장 파형으로부터 보간법을 이용하여 자장의 공간적인 분포를 작성한다. 그림 4에서 청각유발신호에 대한 자극시작시점으로부터 100ms에서의 N100m 피크에 해당하는 자기장 등고선을 보여주고 있다.

3. 전류원 국지화

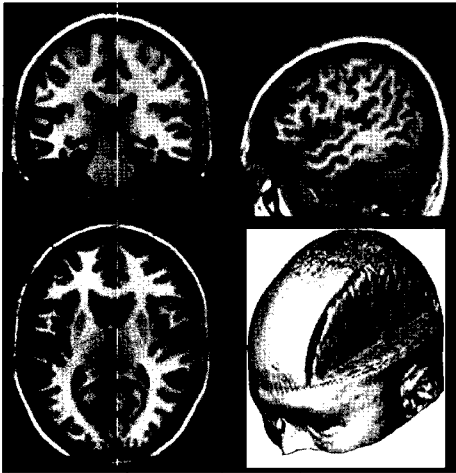
MEG 측정의 주된 목적은 전류원의 위치를 구

하는 국지화로서, 머리 밖에서 측정된 자장분포로부터 뇌 속의 전류분포를 구하는 것은 역문제의 해법을 구하는 과정에 해당한다. 전류원으로부터 자기장분포를 계산하는 것은 가능하지만, 자기장 분포로부터 전류분포를 직접 구하는 것은 불가능하다. 따라서 역문제의 해법을 구하는 과정은 일종의 최적화 과정에 해당한다. 역문제를 풀기 전에 뇌의 전기적인 특성을 근거로 전류원 및 머리모델에 대한 몇 가지 가정을 함으로써 역문제를 보다 간단히 하고 해법을 구하는 시간을 줄일 수 있다. 초기 전류원 파라미터에 대하여 자기장 분포를 계산하여 측정된 자기장 분포와 비교하여 차이를 구하고, 차이가 충분히 작아질 때까지 전류원 파라미터를 바꿔가면서 반복적으로 계산하고, 최종 전류원 파라미터를 전류원으로 정한다. 최적화 과정에 전류원의 특성에 따라 적절한 수학적 알고리즘이 적용될 수 있다. 전류원 위치추정오차에 기여하는 인자로는 각종 자기잡음, 좌표측정 오차(디지털이저 오차), 머리 움직임, 머리 도체모델(국부적인 곡률) 등이 있는데, 측정시스템 잡음이 가장 큰 영향을 미친다. 이 중에서 측정시스템 잡음은 SQUID 잡음과 환경잡음을 합한 것이며, 유발반응을 측정할 경우에는 알파리듬을 포함한 자발신호 및 심자도신호가 잡음으로 기여한다.

VI. MEG를 이용한 뇌기능 연구

1. 뇌기능 매핑

MEG가 본격적으로 뇌기능 연구에 활용되기 시작한 것은 헬멧형 시스템이 개발되어 설치되기 시작한 시점인 1995년경 이후부터이다. 신호

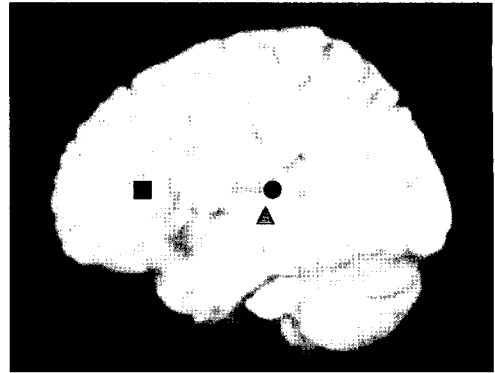


〈그림 5〉 MEG의 전류원 위치를 MRI에 표시한 결과

가 미약하여 측정의 난이도가 높고, 장비가격이 고가여서 아직 보급대수는 많지 않으나 보다 경제적으로 측정이 가능한 장치의 개발로 향후 뇌 기능연구에 보다 많이 활용될 것으로 예상된다. MEG를 이용하여 대뇌피질의 활동부위를 국지화하는 기술은 임상적으로 주로 수술 전 기능분포를 조사하여 수술 후의 후유증을 최소화하는 과정에 사용되며, 수술 후 뇌기능 상태를 평가하는데도 사용된다. 주로 촉각, 청각, 시각자극을 가하고 MEG 신호의 파형(진폭, latency)이나 전류원의 위치를 분석하여 대뇌피질의 기능을 평가하는데 사용될 수 있다. 예를 들면 〈그림 5〉는 본 연구팀에서 측정한 결과로서, 청각자극유발 청각기능을 측정하고, 청각반응 부위를 MRI에 표시한 결과이다.

2. 인지기능 연구

단순 뇌기능의 국지화는 이미 잘 확립된 방법으로서, 최근에는 인지과정에 따른 뇌의 반응을 측정하여 뇌활동의 동적특성을 보다 정확하게



〈그림 6〉 음성 문장자극에 따른 반응부위. 원 : 청각영역, 삼각형 : 의미오류 반응위치, 사각형 : 문법오류 반응위치

탐구하는 연구가 최근 활발히 진행 중이다. 특히 뇌 전체의 활동에 있어서 부위별 시간적 전후관계, 공간적 연결성 등에 대한 연구에 MEG가 활용되고 있다. EEG 측정결과를 기계장치에 연결하는 Brain-computer interface 등에 필요한 기본 데이터를 제공하기 위하여 MEG측정과 EEG측정을 동시에 하여, MEG측정결과를 잘 반영하는 EEG 측정조건을 제공할 수도 있다.

뇌의 동적인 활동, 이를테면, 언어인지연구에 MEG 연구가 유용하게 사용될 수 있는데, 한국어-영어 이중언어 습득과정에 대한 연구라든지, 의미 또는 문법적으로 정상인 문장과 오류를 가진 문장을 교대로 제시하여 반응을 측정함으로써, 피험자의 언어인지 능력을 평가하는데 사용될 수 있다. 예로서 〈그림 6〉은 문법의미오류와 문법오류를 가진 문장 자극에 대해 자극제시후 400 ms 영역에서의 반응부위를 국지화한 결과를 보여주는 그림이다^[9].

VII. 결론 및 전망

뇌신경활동에 의해 발생하는 자기장 신호인

MEG를 측정함으로써 뇌신경의 활동상태를 볼 수 있다. MEG는 뇌의 각 부위가 담당하는 감각 기능 및 운동영역에 해당하는 국지화는 물론, 사고, 판단, 학습 등 고위 인지기능에 관련된 신경망의 연결성도 이해할 수 있다. MEG는 완전히 비침습적인 측정방법이므로 심지어 태아의 뇌기능 상태도 진단이 가능한데, 외부(청각, 시각) 자극에 대한 반응을 측정하여 선천성 뇌기능장애의 진단도 가능하다.

MEG는 뇌신경세포에서의 전기적 활동을 직접 관찰할 수 있다는 점에서 다른 뇌기능 영상진단법과는 구분되는 특징을 가진 진단법이다. MEG의 최대 특징인 우수한 시간-공간분해능을 이용하면 뇌활동부위의 동적인 추적이 가능하므로 뇌활동의 시간적인 변화를 볼 수 있으므로 이미 일부 선진병원에는 임상진단에 본격적으로 활용하고 있고, 국내에서도 머지않아 MEG 기술이 보편화되면, 뇌기능 연구에 보다 활발히 활용될 것으로 기대된다.

참고문헌

- [1] 이용호, MEG를 이용한 뇌기능 연구, 정보과학회지 제27권 제4호, pp.50-57, 2009. 4
- [2] M. Hamalainen, R. Hari, R. J. Ilmoniemi, J. Knuutila and O. V. Lounasmaa, "Magnetoencephalography - theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain", *Rev. Mod. Phys.* 65(2), 413-497 (1993).
- [3] H. Kober, C. Nimsky, M. Moller, P. Hastreiter, R. Fahlbusch and O. Ganslandt, "Correlation of sensorimotor activation with functional magnetic resonance imaging and magnetoencephalography in presurgical functional imaging : a spatial analysis", *NeuroImage*, 14, 1214-1228 (2001).
- [4] J. P. Wikso, "SQUID magnetometers for biomagnetism and nondestructive testing : Important questions and initial answers", *IEEE Trans. Appl. Supercond.* 5(2), 74-120 (1995).
- [5] 이용호, "고감도 SQUID를 이용한 뇌자도 기술, 물리학과 첨단기술의 세계", 9, 28-32 (2001).
- [6] J. Clarke, "Principles and applications of SQUIDs", *Proc. IEEE*, 70(8), 1208-1223 (1989).
- [7] 이용호 외, "초전도 현상을 이용한 뇌자도 측정장치 개발", 과학기술부 정책연구보고서, KRISS/IR-2000-094.
- [8] Y. H. Lee, et al, "A whole-head magnetoencephalography system with compact axial gradiometer", *structureSupercond. Sci. Technol.* 22-045023 (2009).
- [9] H. Kwon, S. Kuriki, J. M. Kim, Y. H. Lee, K. Kim and K. Nam, "MEG study on neural activities associated with syntactic and semantic violations in spoken Korean sentences", *Neuroscience Research*, 51, 349-357 (2005).

저자소개



이 용 호

1986년 3월~1989년 2월 한국과학기술원 물리학 이학
박사

1984년 3월~1986년 2월 한국과학기술원 물리학 이학
석사

1980년 3월~1984년 2월 경북대학교 물리학 이학사

1989년~현재 한국표준과학연구원 선임/책임연구원

1993년~1994년 네덜란드 Twente 대학 객원연구원

1999년~2002년 경희대학교 동서의학대학원 겸임교수

2006년~현재 과학기술연합대학원대학교 겸임교수

주관심 분야 : MEG 측정, 뇌기능 측정 및 분석