

논문 2014-51-10-28

한국형 뇌자도 시스템을 이용한 유발 자계 측정 및 임상 응용

(Measurement of Neuromagnetic Evoked Fields Using Korean Magnetoencephalography system and Its Clinical Application)

김 봉 수*, 장 원 석**, 황 수 정***, 김 기 웅****, 권 혁 찬****, 유 권 규****,
김 진 목****, 이 용 호****, 장 진 우**

(Bong Soo Kim, Won Seok Chang, Su-Jeong Hwang, Kiwoong Kim, Hyukchan Kwon, Kwon-Kyu Yu, Jin-Mok Kim, Yong-Ho Lee, and Jin Woo Chang[©])

요 약

시공간 분해능이 우수하고 비침습적으로 대뇌 신경활동의 측정이 가능한 뇌자도는 뇌기능 연구 및 뇌질환 진단에 유용한 진단용 의료기기이다. 순수 국내기술로 개발한 한국형 뇌자도 시스템을 임상시설(병원)에 설치하고 뇌질환 환자를 대상으로 유발자계를 측정, 분석하여 한국형 뇌자도 시스템의 임상 응용 가능성을 검토하였다. 1) 반측성 안면 경련 환자를 대상으로 소리 자극에 대한 청각유발자계를 측정, 분석하여 안면신경과 청신경의 상호작용 여부 및 이명과의 연관성 검토, 2)뇌종양 환자의 정중신경 자극에 대한 체성감각 유발자계를 측정하여 뇌진증 유무에 따른 연관성 검토. 뇌자도 데이터의 분석 결과로부터 한국형 뇌자도 시스템이 뇌기능 연구 및 뇌질환 진단에 유용한 시공간적인 분석 정보를 제공할 수 있음을 시사하고 있다.

Abstract

Korean magnetoencephalography (MEG) system had been developed and installed to hospital. The Korean MEG system contains helmet-shaped arrays of 152 first-order double relaxation oscillation SQUID (DROS) sensor. As a clinical application we have measured and analyzed evoked responses in patients with functional brain disease by outer stimulation as follows: 1) auditory evoked field in patients with hemifacial spasm, 2) somatosensory evoked fields in patients with tumor. We confirm that neuromagnetic data by Korean MEG system can provide useful information for pre-surgical planning or functional brain research.

Keywords : Auditory evoked field, Electroencephalography, Magnetoencephalography,
Somatosensory evoked field, Superconducting Quantum Interference Device

* 정회원, 가톨릭관동대학교 국제성모병원 EIT/LOFUS 연구센터
(EIT/LOFUS R&D Center, International St Mary's Hospital, Catholic Kwandong University)

** 정회원, 연세대학교 의과대학 신경외과학교실
(Department of Neurosurgery, Yonsei University College of Medicine)

*** 학생회원, 연세대학교 대학원 의과학전공
(Graduate School of Medical Science, Yonsei University)

**** 정회원, 한국표준과학연구원 미래융합기술본부 생체신호센터
(Center for Biosignals, Division of Convergence Technology, Korea Research Institute of Standards and Science)

© Corresponding Author(E-mail: jchang@yuhs.ac)

※ 본 연구는 2014년도 한국표준과학연구원의 연구개발비 지원 (140114-28) 에 의해 수행되었음.

접수일자: 2014년08월25일, 수정일자: 2014년09월26일, 게재확정: 2014년10월06일

I. 서 론

시공간 분해능이 우수하고 비침습적인 뇌자도(Magnetoencephalography: MEG)는 인간의 대뇌피질에서 발생하는 신경 활동의 변화를 대뇌 밖의 초고감도 자기 센서를 이용하여 효과적으로 측정할 수 있는 진단용 의료기기이다^[1]. 뇌자도와 유사한 대뇌 신경 활동 측정 기법으로 뇌파(Electroencephalography: EEG)가 있으며 대뇌 신경 활동의 변화를 머리 표면에 부착된 전극간의 전위차로 측정하게 된다. EEG의 기본적인 구성은 전극, 전압 증폭회로, 필터 회로 등이며 측정 장치의 구성이 비교적 간단하고 이동이 용이하기 때문에, 병원 등의 임상시설 뿐만 아니라 대학기관의 관련 연구실과 민간 연구소 등에서도 뇌기능 연구 및 뇌질환 진단을 위하여 폭 넓게 사용되고 있는 범용 장비이다. 다만 EEG에서는 신경활동에 의한 뇌 속의 활동전압이 전기전도도가 다른 여러 매질을 거친 후 머리 표면에 형성되는 전압을 결과적으로 측정하게 되므로 공간적으로 왜곡된 정보를 측정하게 된다. 따라서 측정된 EEG 데이터로부터 뇌 속의 활동부위를 추정하는 정확성에는 한계가 있다^[2]. MEG의 경우 자기장이 머리를 왜곡 없이 투과하고(머리의 자기 투자율은 1) 균일한 분포를 나타내기 때문에 사람 뇌 속의 자기장 발생원으로부터 공간적으로 떨어진 외부 센서에서 비접촉 측정이 가능하게 된다. MEG측정에서는 기본적으로 전극을 부착할 필요가 없으므로 측정 준비시간이 짧고, 완전히 비침습적인 방법으로 반복측정이 가능한 장점이 있다^[2].

EEG와 MEG는 대뇌 신경활동의 전기(자기)생리학적 측정 방법이며, 혈류의 흐름, 혈액의 산화 환원 등의 대사기능 변화를 측정하여 영상화 하는 방법으로 fMRI(functional MRI)와 PET (Positron Emission Tomography)가 뇌기능 연구 및 뇌질환 진단 관련 연구에 많이 이용되고 있다. fMRI 및 PET 과 같은 생화학적 대사기능 계측 방법은 일정한 시간 동안 누적된 정보를 측정하게 되며, 뇌 신경활동을 간접적으로 측정하게 된다. fMRI 와 PET을 이용한 측정의 경우 반복적인 자극에 대한 뇌 활동부위를 찾을 수 있으나 시간분해능이 좋지 않기 때문에 시간 변화에 따른 활동부위의 변화를 파악하기 어렵다는 제한이 있다^[2]. 또한 PET의 경우는 방사선 물질의 체내 주입이, fMRI의 경우 고자기장에 대한 인체 유해반응이 논란으로 남아 있다. 그

러나 각각의 뇌기능 측정 장비가 갖는 측정 원리와 측정 대상의 차이를 이용하여 복수의 진단기기를 이용한 측정 및 데이터 분석을 통하여 시간 및 공간 분해능의 향상, 뇌기능 연구 및 뇌질환 진단의 정확성을 높이고자 하는 연구가 지속적으로 진행되고 있다^[3].

MEG 시스템은 1970년대 초반 초전도 양자 간섭소자(Superconducting Quantum Interference Device: SQUID)를 이용한 MEG 시스템에서 사람 뇌에서 발생한 생체자기(알파 리듬) 측정에 성공한 이후, 전자공학, 물리학, 의공학, 반도체공학 등 여러 관련 연구 분야의 발전과 함께 1990년대부터는 다채널 형태의 장비가 개발, 보급되었다^[4]. 현재 약 150 채널 이상의 초고감도 자기센서를 보유한 MEG 장비가 전 세계적으로 병원 등의 임상시설과 대학 및 연구기관에서 운용되고 있다. 상용화된 MEG 시스템은 모두 외국 기업의 제품들이며, 전자 공학, 의공학, 의학 등 국내 관련 연구 분야의 높은 수준을 고려하면 고부가가치 의료기기의 국산화와 함께 뇌질환 및 뇌기능 관련 연구의 활성화를 위하여 순수 국내 기술에 의한 시스템 개발 및 연구 수행이 필요한 분야의 하나이다.

본 논문에서는 순수 국내 기술로 개발된 한국형 MEG 시스템을 본 연구자가 소속한 임상시설(병원) 내에 설치하고, 기능성 뇌질환 환자를 대상으로 외부자극에 대한 유발반응을 측정, 분석하여 한국형 뇌자도 시스템의 임상 응용 가능성을 검토하였다.

II. 본 론

1. 한국형 MEG 시스템

사람 뇌에서 자발적으로 발생하거나 외부 자극에 대한 반응으로서 발생하는 생체 자기 신호는 보통 0.1-100 Hz 의 주파수대역에서 수십에서 수 백 fT 정도의 크기를 가지는 아주 미약한 신호이다. 따라서 뇌에서 발생하는 MEG 신호를 측정하기 위해서는 저주파 영역에서 우수한 감도를 가지는 자기센서와, 환경자기 잡음보다 미약한 생체자기 신호를 선택적으로 측정하기 위한 측정기술을 필요로 한다.

일반적으로 지구 자기장보다 매우 미약한 생체자기 신호를 측정하기 위한 MEG 시스템은 고감도 SQUID 자기센서, SQUID 냉각장치(듀아), SQUID 구동회로, 자기차폐실, 시스템 구동 및 제어 소프트웨어, 자극 인가

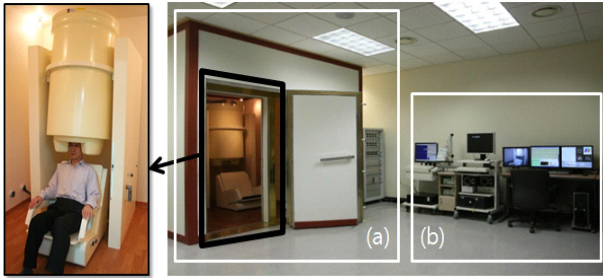


그림 1. 임상시설에 설치된 한국형 MEG 시스템(오른쪽) 및 자기차폐실 내부 피험자 측정 준비 상태(왼쪽) ((a) 고감도 SQUID 자기센서, SQUID 냉각장치(듀아), SQUID 구동회로, 자기차폐실, (b) 시스템 구동 및 제어 소프트웨어, 자극 인가용 소프트웨어/하드웨어)

Fig. 1. Korean MEG system(right) and measuring position of subject in magnetically shielded room(left).

용 소프트웨어/하드웨어 등으로 구성된다. 그림 1은 순수 국내 기술로 개발되어 임상시설(병원)에 설치되어 임상 연구가 진행 중인 한국형 MEG 시스템을 나타내고 있다. 그림 1의 (a) 부분이 자기 차폐실, 고감도 SQUID 자기센서, 냉각장치(듀아), 구동회로 부분이며, 그림 1의 (b) 부분이 시스템 구동 및 제어 소프트웨어와 자극 인가용 소프트웨어/하드웨어이다.

SQUID는 초전도 현상을 이용하여 미세한 자기장을 측정하는 센서로서 저주파 자기센서 중 가장 우수한 검출 감도를 가지며, MEG를 비롯한 생체자기를 측정하기 위하여 필수적이다. 초고감도 SQUID 자기센서는 검출코일, 입력코일, SQUID 로 구성된다. 한국형 MEG 시스템의 SQUID 센서 수는 152개이며, 검출코일은 직경 20 mm 의 원통형으로 baseline이 50 mm 인 미분계이다. 즉, 크기가 같은 두 개의 코일이 50 mm 떨어져 서로 반대방향으로 감겨 있기 때문에, 미분계로부터 먼 거리에서 발생하는 공간적으로 균일한 자기장(외부 잡음 성분)은 두 개의 코일에 같은 크기로 검출되므로 서로 상쇄된다^[5].

외부자속신호에 대하여 비선형적인 변화를 하는 SQUID 출력전압을 선형화하기 위하여 flux-locked loop (FLL) 회로를 사용한다. 한국형 MEG 시스템에서는 종래의 DC-SQUID 보다 자속-변환계수를 더 높이고, 제작 공정을 간단히 한 DROS(double relaxation oscillation SQUID) 방식을 개발하여 이용하였다^[6]. 또한 SQUID는 극저온 초전도 상태에서만 동작하므로 냉

각장치(dewar) 내부에 SQUID를 위치시킨 후 액체헬륨으로 냉각시키는 구조로 되어 있다. SQUID 센서는 dewar의 바닥부분에 배치되며, 자기장 신호는 신호원로부터 거리가 멀어질수록 강도가 급격히 감소하는 특성이 있으므로 SQUID 센서는 되도록 머리표면과 가깝게 위치시켜야 한다. 한국형 MEG 시스템의 경우 센서와 실온(또는 dewar 가장 밑 부분) 간의 거리는 20 mm 이다^[6].

MEG 신호는 약 50 μ T 정도의 지구자기장에 비하여 약 10억분의 1의 크기를 갖는 아주 미약한 신호이기 때문에 환경자기잡음의 제거가 필수적이다. 한국형 MEG 시스템에서는 자기잡음의 제거를 위하여 SQUID센서의 검출코일을 미분계로 제작하였으며, 자기투자율이 큰 자성체인 퍼말로이와 전기전도도가 큰 알루미늄을 이용하여 자기 차폐실을 제작, 이용하였다.

SQUID 구동회로와 아날로그 필터를 거친 전압신호는 A/D 변환 후에 컴퓨터에 저장되며, 신호대잡음비를 높이기 위하여 각종 디지털 신호처리를 실시한다. 유발자계의 경우 동일한 자극에 대한 반응신호를 반복적으로 측정하여 가산평균(averaging)을 실시함으로써 자극과 동기 되지 않은 잡음성분을 제거할 수 있다. 또한 저주파, 고주파, 대역통과 및 대역저지 필터 등의 디지털 필터링과 고속푸리에변환(FFT)을 이용한 주파수 분석이 가능하다.

2. MEG 측정 및 분석

금속물질에 민감한 SQUID 센서의 특성을 고려하여 피험자(환자)는 시계, 안경, 휴대폰 등 금속 물체를 제거한 후 자기차폐실로 들어가 MEG 측정을 실시한다. 소리 등 단순한 외부자극에 대한 1차감각영(primary sensory cortex)에서의 유발자계 측정에는 100-300회 정도의 자극제시가 필요하며, 보통 3-5분 정도가 소요된다. 몇 가지 복합자극이 제시되는 인지과제의 경우에는 5분 이상의 측정시간이 필요하다.

피험자 머리의 상대적인 좌표를 측정하기 위하여 3-D digitizer를 사용하며, 미간(nasion), 양쪽 귀(left/right preauricular point) 등 3곳을 기준점으로 하여 머리표면에 부착한 3-4개의 position coil들의 상대적인 좌표를 측정한다. 측정된 기준점 및 position coil의 좌표 값들과 MRI 영상의 기준점과의 변환처리를 통하여 MEG 분석 결과를 각 피험자의 MR 영상에 중첩

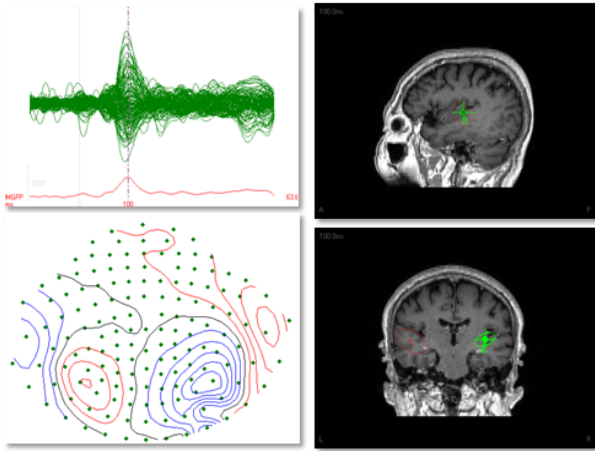


그림 2. MEG 데이터 분석 결과(파형, 공간분포, 신호원 추정 결과)
 Fig. 2. Results of MEG data analysis (waveforms, isofield contour map, source localization).

시켜 표시하게 된다. 피험자에게 인가되는 자극은 소리, 전기자극, 시각자극, 운동 등이 가능하며 대뇌피질 반응으로 청각, 체성감각, 시각, 운동 유발 자계를 각각 측정할 수 있다.

측정된 MEG 데이터는 외부자극의 인가 시점을 트리거로 가산평균을 실시하여 신호대 잡음비를 개선할 수 있다. 그리고 MEG 신호파형의 임의 시점을 기준으로 센서 전체로부터 얻어진 자기장 값으로부터 보간법을 이용하여 자기장의 공간적 분포를 작성할 수 있다. 이 과정에서 얻어진 임의 시점에서의 자기장 분포로부터 역문제(inverse problem)를 계산하여 MEG의 최대 장점인 전류원의 분포(공간 정보)를 얻을 수 있다. 그림 2는 건강한 피험자를 대상으로 소리자극에 대한 MEG 데이터의 분석 단계별 결과의 예시를 각각 나타내고 있다. 그림 2의 좌측 상단은 필터처리와 가산평균 후 모든 파형을 동일 시간 축에 나타낸 그림이다. 소리자극 인가 후 100 ms 전후에 나타나는 현저한 파형 변화를 확인할 수 있다. 그림 2의 좌측 하단은 현저한 파형 변화 시점(상단 실선)에서 자기장의 공간적 분포를 나타내고 있다. 빨간색은 머리 내부에서 외부로 나가는 자기장을, 파란색은 반대로 머리 내부로 들어오는 자기장을 각각 표시하고 있다. 그림 2의 우측은 자기장의 공간 분포로부터 역문제를 계산하여 추정된 신호원을 피험자의 MR 영상에 표시한 결과(적색 및 녹색 기호)이며, 소리자극 반응을 담당하는 청각피질에 신호원이 위치함을 알 수 있다.

III. 실험 결과

한국형 MEG 시스템의 임상 응용에 대한 유효성을 검토하기 위하여 기능성 뇌질환 환자를 대상으로 외부 자극에 대한 유발자계를 측정, 분석하였다. 본 연구에 참가한 모든 환자는 MEG 측정에 대한 충분한 설명을 듣고 피험자 동의서에 서명한 경우에만 연구에 참여하였다(IRB No.: 1-2011-0088). MEG 측정에 이용된 외부 자극은 소리를 이용한 청각 자극 및 전기 자극을 이용한 체성감각자극이다.

1. 반측성 안면경련 환자의 청각유발자계^[7]

반측성 안면경련(hemifacial spasm: HFS)은 안면 신경이 분포하는 얼굴 근육에 간헐적, 돌발적, 불수의적으로 수축이 일어나는 운동기능 항진 증상이다. 대부분의 환자는 한쪽 얼굴의 근육 경련 증상을 주로 호소하지만 일부 환자에서는 청력 이상, 이명 등의 증상을 보이기도 한다^[8].

MEG를 이용하여 HFS 환자의 유발자계와 이명과의 관련성을 검토하기 위하여 소리자극에 의한 청각 유발자계(auditory evoked field: AEF)를 측정, 분석 하였다. 자발적으로 연구참여 동의를 하고 동의서를 제출한 29명의 HFS 환자를 대상으로 1 kHz의 순음(pure tone)

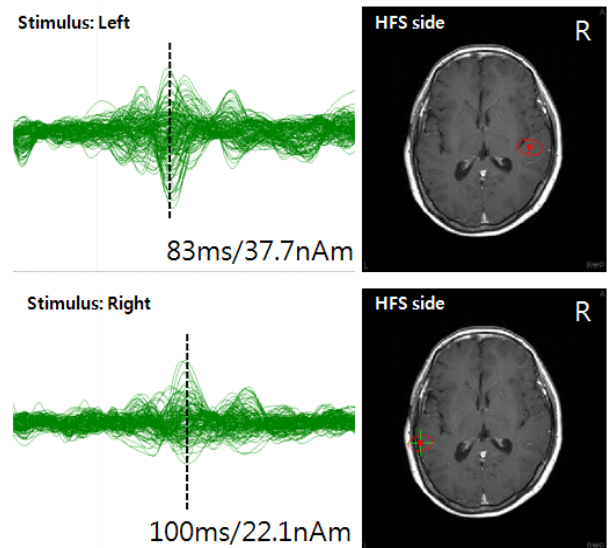


그림 3. 반측성 안면 경련 발병 후 이명을 호소하는 환자의 청각유발자계 분석 결과^[7]

Fig. 3. Results of auditory evoked field in patient with tinnitus accompanied by left side HFS^[7].

소리자극을 좌우 귀에 이어폰을 통하여 제시하면서 MEG를 측정하였다. 자극간 간격(Inter-stimulus interval: ISI)은 1000 ± 100 ms 이며, 좌우 각각 120번씩 소리자극을 제시하였다. 측정된 AEF 데이터에 대하여 3-40 Hz 대역통과필터 후 소리자극의 제시 시점을 기준으로 가산평균을 실시하였다.

그림 3은 안면경련 증상과 함께 이명을 호소한 환자의 AEF 분석 결과를 나타내고 있다. 안면 경련 증상은 왼쪽 얼굴이며, 상단이 왼쪽 귀(spasm side)에 소리자극을 인가한 경우, 하단이 오른쪽 귀(normal side)에 인가한 경우의 AEF 파형이다. 소리자극이 인가 된 후 100ms 전후에 나타나는 대표적인 청각 유발 반응인 N100m 성분이 양쪽 귀 자극에 대하여 모두 명료하게 측정되었음을 알 수 있다^[9]. 또한 N100m 성분에 대한 신호원 추정 결과(그림 우측)는 청각유발 반응이 증상의 유무와 관계없이 측두엽 부근의 청각피질(auditory cortex)에서 발생하였음을 명확히 보이고 있다.

그림에서와 같이 HFS 발병과 함께 이명을 호소한 환자의 경우, 안면 경련이 존재하는 쪽에 제시된 소리 자극에 대한 N100m 성분의 peak 시점(latency)이 증상이 없는 쪽보다 빠르며($83 \text{ ms} > 100 \text{ ms}$), 신호원 강도는 커지는 결과($37.7 \text{ nAm} > 22.1 \text{ nAm}$)를 나타내었다. 이러한 결과는 HFS 발병과 함께 이명을 호소한 모든 환자에서 나타났으며 통계적으로도 유의미한 결과를 나타내었다(latency: p-value = 0.016, 신호원 강도: p-value = 0.028). 한편, HFS 증상만을 호소하는 환자군에서는 latency와 신호원 강도를 이용한 분석에서 유의미한 차이는 없었다. 이러한 결과는 이명에 의한 청각 반응의 변화를 의미하며, HFS 치료 전후 비교 및 이명 유무에 따른 비교 검토를 통한 추가적인 연구가 필요하다.

한국형 MEG를 이용한 HFS 환자의 AEF 분석 결과는 안면신경과 청신경이 매우 근접해있는 해부학적 특성으로부터 HFS 환자의 안면신경과 청신경의 상호작용 여부를 검토할 수 있는 유용한 지표로 활용될 수 있으며, 이명 기전을 연구하기 위한 기본적인 분석 결과로 활용 가능성을 시사하고 있다^[7].

2. 뇌종양 환자의 체성감각 유발자계^[10]

뇌종양 환자에서의 뇌종양과 뇌전증과의 관련성을 검토하기 위하여 체성감각 자극을 이용한 체성감각 유

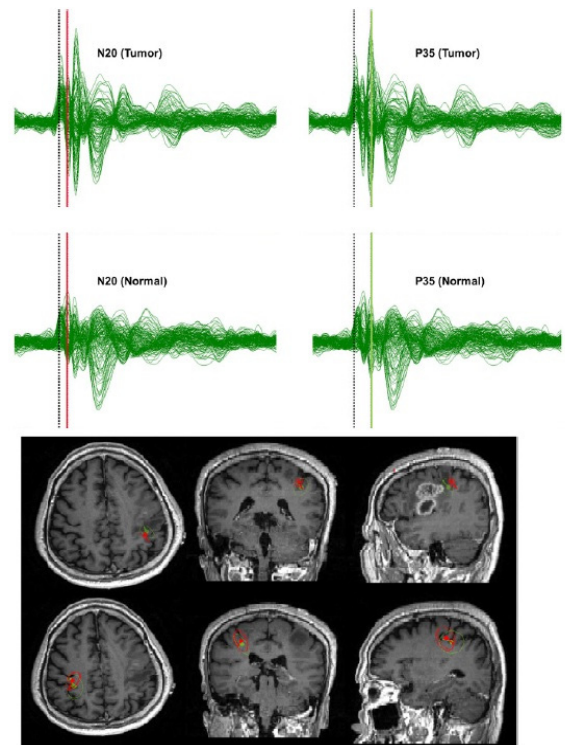


그림 4. 뇌종양 환자의 체성감각 유발 자계(상단: 뇌종양 뇌 반구, 중단: 건강한 뇌반구, 하단: 신호원 추정 결과)^[10]
Fig. 4. Results of somatosensory evoked field in patients with tumor(upper: tumor, middle: healthy hemisphere, lower: source localization of N20m and P35 components)^[10].

발자계(somatosensory evoked field: SEF)를 측정하여 비교 검토를 실시하였다. 자발적으로 연구참여 동의를 하고 동의서를 제출한 12명의 뇌종양 환자를 대상으로 좌우 손목의 정중 신경(median nerve)을 전기적으로 자극하여 SEF를 측정하였다. SEF를 위한 전기 자극은 좌우 정중신경에 300회씩 인가하였으며 ISI는 1000 ± 100 ms 으로 설정하였다.

뇌종양 환자의 SEF 분석 결과를 그림 4에 나타내었다. 그림 상단은 왼쪽 손목의 정중신경을 자극하여 뇌종양이 있는 오른쪽 뇌 반구에서 측정된 파형을 나타내고 있다. 한편 중단 그림은 오른쪽 정중신경 자극에 따른 뇌종양이 없는 건강한 왼쪽 뇌 반구에서의 분석 결과이다.

대표적인 체성감각 반응으로 전기 자극 인가 후 20 ms, 35 ms 전후에 나타나는 N20m, P35m 성분이 알려져 있으며, 그림 4의 상단 및 중단 파형으로부터 N20m, P35m 성분(적색 및 연두색)이 명료하게 측정되었음 확

인할 수 있다^[11]. 그리고 N20m, P35m 시점에서의 신호원 추정 결과를 환자 본인의 MR 영상에 중첩하여 나타낸 하단의 그림(적색: N20m, 연두색: P35 신호원)으로부터 각각의 신호원 추정 결과는 체성감각피질(somatosensory cortex)에 잘 위치함을 알 수 있다.

특히 뇌종양과 함께 뇌전증이 병발된 5명의 환자에서는 종양이 있는 뇌 반구와 없는 뇌 반구에서의 N20m과 P35m 신호원의 비율(P35m/N20m ratio)변화가 통계적으로 유의미한 결과를 나타내었다(p-value: 0.030). 결과적으로 N20m, P35m 성분과 관련된 체성감각 반응의 분석을 통하여 뇌종양 환자의 대뇌 신경전달물질의 활성 및 억제 기능까지를 포함하는 분석을 위한 기초적인 연구 성과를 얻게 되었으며, 뇌종양 환자의 항전간제 투여와 관련된 분석 지표로서 활용을 위한 기초 데이터를 확보하게 되었다.

뇌종양 환자에 대한 MEG 분석 결과는 수술 전 뇌기능 매핑(Pre-surgical mapping)을 통한 수술 계획 수립에 유용한 정보를 제공할 수 있을 것으로 판단된다. 또한 뇌종양과 뇌전증과의 관련성을 규명하기 위한 기본적인 분석 지표로 활용될 수 있음을 시사하고 있다^[10].

IV. 결 론

순수 국내 기술로 개발된 뇌자도(MEG) 시스템을 임상기관에 설치하여 기능성 뇌질환 환자의 청각유발자계 및 체성감각 유발자계 분석을 통한 임상응용 가능성을 검토한 결과, 뇌질환 진단 및 뇌기능 연구에 필요한 유용한 시공간 정보를 한국형 MEG 시스템이 제공할 수 있을 것으로 판단하였다.

REFERENCES

- [1] J. B. Vieth, H. Kober, O. Ganslandt, M. Moller and K. Kamada, "The clinical use of MEG activity associated with brain lesions", *Annals of Neurology*, 42, pp. 554-563, 1997.
- [2] Y. H. Lee, "MEG technology for measurement of brain function", *Journal of the Institute of Electronic Engineers of Korea*, 36, 11, pp. 1223-1232, 2009.
- [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, pp. 1214-1228, 2001.
- [4] 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", *Review of Modern Physics*, 65, 2, pp. 413-497, 1993.
- [5] Y. H. Lee, K. K. Yu, H. Kwon, M. Kim, K. Kim, Y. K. Park, H. C. Yang, K. L. Chen, S. Y. Yang, and H. E. Horng, "A whole-head magnetoencephalography system with compact axial gradiometer structure", *Supercond. Sci. Technol.*, 22, 045023, 2009.
- [6] J. M. Kim, Y. H. Lee, K. D. Kim, K. Kim, and H. C. Kwon, "optimization of a preamplifier with low input-bias current for operating double relaxation oscillation SQUIDs(DROSS)", *Journal of the Korean Physical Society*, 48, 5, pp. 1104-1108, 2006.
- [7] W. S. Chang, B. S. Kim, J. E. Lee, H. H. Jung, K. Kim, H. C. Kwon, Y. H. Lee, J. W. Chang, "Is tinnitus accompanied by hemifacial spasm in normal-hearing patients also a type of hyperactive neurovascular compression syndrome? : A magnetoencephalography study", *BMC Neurology*, 13, 42, 2013.
- [8] N. C. Tan, L. L. Chan, and E. K. Tan, "Hemifacial spasm and involuntary facial movements", *Q J Med*, 95, pp. 493-500, 2002.
- [9] R. Hari, K. Aittoniemi, M. L. Jarvinen, T. Katila, and T. Varpula, "Auditory Evoked Transient and Sustained Magnetic Fields of the Human Brain", *Exp Brain Res*, 40, pp.237-240, 1980.
- [10] W. S. Chang, B. S. Kim, H. H. Jung, K. Kim, H. C. Kwon, Y. H. Lee, J. W. Chang, "Decreased inhibitory neuronal activity in patients with frontal lobe brain tumors with seizure presentation: Preliminary study using magnetoencephalography", *Acta Neurochir*, 155, 8, pp.1449-1457, 2013.
- [11] R. Hari, K. Reinikainen, E. Kaukoranta, M. Hamalainen, R. Ilmoniemi, A. Penttinen, J. Salminen, and D. Teszner, "Somatosensory evoked cerebral magnetic fields from SI and SII in man", *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 57, pp. 254-263, 1984.

저 자 소 개



김 봉 수(정회원)
1997년 연세대학교 보건과학대학
의용전자공학과
학사 졸업.
2000년 일본 Kitasato University
석사 졸업.
2003년 일본 Tokyo Denki
University 박사 졸업.

2003년~2008년 일본 Tokyo Denki University
전자정보공학과 Research Associate
2008년~2010년 서울대병원 임상의학연구소 및
MEG센터 연구원
2010년~2014년 연세대학교 의과대학 임상의학
연구센터 및 MEG실 연구원
2014년~현재 가톨릭관동대학교 국제성모병원
EIT/LOFUS 연구센터장
<주관심분야 : 생체신호처리, 뇌자계, 뇌파, 뇌기
능 측정 및 분석>



황 수 정(학생회원)
2013년 한양대학교 생체공학과
학사 졸업.
2014년~현재 연세대학교 대학원
의과학과 석사과정 재학
<주관심분야 : 신호처리, 뇌파>



권 혁 찬(정회원)
1979년 서울대학교 원자핵공학과
학사졸업
1981년 서울대학교 원자핵공학과
석사졸업
2005년 일본 북해도대학교
전자과학연구소 박사졸업

<주관심분야 : 뇌기능 측정기술, 신호처리>



장 원 석(정회원)
2000년 연세대학교 의과대학
의학과 학사졸업.
2011년 연세대학교 의과대학
의학과 석사졸업.
2008년~현재 연세대학교 의과대
학 신경외과학교실 강사,
조교수

<주관심분야 : 신경외과학, 신호처리, 뇌과학>



김 기 웅(정회원)
1995년 KAIST 물리학과 학사
졸업.
1997년 KAIST 물리학과 석사
졸업.
2002년 KAIST 물리학과 박사
졸업.

2006년~2007년 미국 프린스턴 대학교 물리학과
객원연구원
2012년~2012년 독일표준기관(PTB)/Bernstein
뇌신경센터 초청과학자
2006년~현재 과학기술연합대학원대학교
의학물리학과 교수
2002년~현재 한국표준과학연구원 생체신호센터
센터장
<주관심분야 : 생체자기, 극저자장 NMR/MRI, 원
자자력계>



유 권 규(정회원)
1995년 경상대학교 전자재료
공학과 학사 졸업.
2000년 경상대학교 전자재료
공학과 석사 졸업.
2004년~현재 한국표준과학연구원

<주관심분야 : high-Tc SQUIDS, Low-Tc
SQUIDS, 생체자기 계측기기>

— 저 자 소 개 —



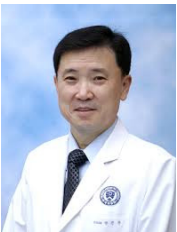
김 진 목(정회원)
 1984년 경북대학교 전자공학과
 학사 졸업.
 2008년 일본 큐슈대학교
 응용과학과 박사 졸업.
 1986년~현재 한국표준과학연구원
 생체신호센터 책임연구원

<주관심분야 : 생체신호측정, 신호처리, 초전도응용>



이 용 호(정회원)
 1984년 경북대학교 물리학과 학사
 졸업.
 1986년 한국과학기술원 물리학과
 석사 졸업.
 1989년 한국과학기술원 물리학과
 박사 졸업.

1989년~현재 한국표준과학연구원
 선임/책임연구원
 1993년~1994년 네덜란드 Twente 대학
 객원연구원
 1999년~2002년 경희대학교 동서의학대학원
 겸임교수
 2006년~현재 과학기술연합대학원대학교
 겸임교수
 2013년~2014년 독일 Juelich Research Center
 객원연구원
 <주관심분야: 초전도양자간섭소자(SQUID) 응용, 뇌자도, 심자도>



장 진 우(정회원)-교신저자
 1983년 연세대학교 의과대학 학사
 졸업.
 1986년 연세대학교 의과대학 석사
 졸업.
 1993년 연세대학교 의과대학 박사
 졸업.

1994년~현재 연세대학교 의과대학 신경외과학교
 실 조교수, 부교수, 교수
 1996년~1998년 미국 시카고대 의과대학 연구원
 2007년~현재 KAIST 바이오 및 뇌공학과 겸직
 교수
 2008년~2008년 연세대학교 의과대학 임상의학연
 구센터 소장
 2008년~2010년 세브란스병원 기획관리실장
 2010년~현재 연세대학교 의과대학 뇌연구소 소
 장
 2010년~2014년 연세대학교 의과대학 신경외과학
 교실 주임교수

<주관심분야: 신경외과학, 심부뇌자극, 뇌과학>