

37채널 반구형 뇌자도 측정장치 제작 및 동작

이용호 · 김진목 · 권혁찬 · 김기웅 · 박용기 · 강찬석* · 이순걸*

한국표준과학연구원 초전도그룹, *고려대학교 물리학과

(2003년 3월 14일 접수, 2003년 6월 11일 채택)

Construction and Operation of a 37-channel Hemispherical Magnetoencephalogram System

Y.H. Lee, J.M. Kim, H. Kwon, K.Kim, Y.K. Park, C.S. Kang* and S.G. Lee*

Superconductivity Group, Korea Research Institute of Standards and Science

*Department of Physics, Korea University

(Received March 14, 2003. Accepted June 11, 2003)

요약: 뇌자도 측정을 위해 고감도 superconducting quantum interference device (SQUID) 자력계 및 37채널 뇌자도 측정장치를 제작하고 동작특성을 조사하였다. 자속-전압 변환계수 및 변조전압 진폭이 큰 double relaxation oscillation SQUID (DROS)를 사용함으로써 구동회로를 간단히 하였고 안정한 SQUID 동작을 실현할 수 있었다. DROS 자력계를 설계 및 제작한 결과 자력계의 평균 백색잡음은 약 $3 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 으로서 우수한 자장감도를 가짐을 확인하였다. 머리의 평균곡률을 기반으로 37개의 자력계를 반구형으로 배치시켰으며, 외부잡음을 줄이기 위해 신호채널 외에 11개의 기준채널을 설치하여 소프트웨어 방법으로 합성미분계 및 적응필터링을 형성할 수 있도록 하였다. 저잡음 듀아를 제작하여 동작특성을 측정된 결과 듀아 열자기 잡음이 자력계 잡음에 비해 무시할 수 있는 수준이었으며, 듀아의 용량은 30 L, 액체헬륨 증발율은 4 L/d이다. 제작된 시스템을 이용하여 청각유발 신호를 측정하고, 디지털 신호처리 및 전류원 국지화 프로그램을 구성하여 전류원의 위치를 추정함으로써 개발된 시스템을 뇌자도 측정에 활용하였다.

Abstract: We developed a 37-channel magnetoencephalogram (MEG) measurement system based on low-noise superconducting quantum interference device (SQUID) magnetometers, and operated the system to measure MEG signals. By using double relaxation oscillation SQUIDs with high flux-to-voltage transfers, the SQUID outputs could be measured directly by room temperature preamplifiers and compact readout circuits were used for SQUID operation. The average field noise level of the magnetometers is about $3 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ in the white region, low enough for MEG measurements when operated inside a magnetically shielded room. The 37 magnetometers were distributed on a hemispherical surface having a radius of 125 mm. In addition to the 37 sensing channels, 11 reference channels were installed to pickup external noise and to form software gradiometers. A low-noise liquid helium dewar was fabricated with a liquid capacity of 30 L and boil-off rate of 4 L/d. The signal processing software consists of digital filtering, software gradiometer, isofield mapping and source localization. By using the developed system, we measured auditory-evoked fields and localized the current dipoles, demonstrating the effectiveness of the system.

Key words: Magnetoencephalogram, Auditory-evoked field, SQUID magnetometer

서 론

두뇌 신경세포의 전기생리학적 활동에 따라 발생하는 자장의 분포를 다채널 superconducting quantum interference

device (SQUID)로 측정하는 뇌자도 (magnetoencephalogram : MEG) 기술은 우수한 시간·공간분해능을 제공하므로 뇌기능 연구 및 기능적 질환진단에 유용하게 사용될 수 있다 [1-3]. 뇌자도의 목적은 두뇌 활동전류의 정보를 동적으로 표시하는 것으로서, 전류원의 위치를 보다 짧은 시간에 정확히 구하기 위해서는 다채널 SQUID 시스템이 필수적이며, 머리모양에 최적화된 센서배치가 필요하다.

현재 머리전체의 자장분포를 동시에 측정할 수 있는 시스템

통신저자 : 이용호, (305-340) 대전광역시 유성구 도룡동 1번지
한국표준과학연구원 초전도그룹

Tel. (042)868-5235, Fax. (042)868-5290

E-mail. yhlee@kriss.re.kr

이 개발되어 있고, 뇌기능 연구 및 진단에 사용되고 있다. 대규모 헬멧형 시스템은 측정시간을 단축시키는 큰 장점이 있지만 시스템 제작, 설치 및 유지비용에 있어서 많은 부담이 될 수 있다. 따라서 경제적 부담이 적고 유지보수가 용이한 중규모 시스템이 뇌자도 기초연구용으로는 더 바람직하다고 할 수 있다. 또한 국부적인 대뇌피질의 뇌기능 매핑에는 머리의 평균 곡률에 근사한 반구형 시스템이 센서를 머리표면에 가까이 위치시킬 수 있다는 장점이 있다.

뇌자도 신호는 매우 미약하므로 고감도 자장센서가 필수적이며 외부자기잡음이 효과적으로 제거되어야 한다. 일반적으로 자기차폐실내에서 미분계 검출코일이 많이 사용되고 있고, 최근에는 자력계도 사용되기 시작하였다. 미분계는 주로 권선형 1차 미분계가 사용되고 있는데, 대뇌피질의 경우에는 미분계 및 자력계 모두 양호한 신호대 잡음비를 제공하지만, 전류원의 깊이가 증가할수록 미분계의 신호가 급격히 작아지므로 신호대 잡음비에 있어서 자력계가 더 양호한 결과를 제공할 수 있다. 그러나 자력계를 사용할 경우 외부잡음을 줄이기 위한 정교한 기술이 필요하다. 자기잡음만을 측정하기 위한 기준채널을 설치하고 신호채널과 기준채널의 출력을 사용하여 소프트웨어 방법으로 인위적인 미분계를 형성함으로써 신호대 잡음비를 높일 수 있다 [4].

자속-전압 변환소자로서 SQUID의 자속-전압 변환계수가 충분히 커야 SQUID 출력전압을 상온의 진단증폭기로 직접 측정할 수 있다. 기존의 직류(DC) SQUID에 비해 자속-전압 변환계수를 증가시키기 위하여 몇 가지 SQUID 방식이 도입되었는데, 본 연구실에서는 DC SQUID와 동일한 소자 제작공정을 적용하면서도 자속-전압 변환계수를 DC SQUID에 비해 10배 이상 증가시킬 수 있는 SQUID 방식을 개발하여 구동회로의 입력잡음이 전체 SQUID 시스템 잡음에 기여하는 비중을 무시할 수 있도록 한 바가 있다 [5].

본 연구에서는 머리의 평균곡률을 기반으로 센서매치 및 헬름 듀아를 설계하고, 신뢰성이 우수한 Nb계 초전도 접합 및 제2세대 방식의 SQUID를 사용하여 37채널 반구형 뇌자도 측정시스템을 제작하였고, 신호처리 및 전류원 국지화 소프트웨어와 결합하여 뇌자도 측정에 응용하였다.

SQUID 자력계

1. SQUID 자력계 설계

자장센서로서 SQUID 자력계의 가장 중요한 성능지수는 자장감도이지만 다채널 시스템에서는 간단한 구동회로를 사용하면서도 구동회로의 잡음기여를 줄이기 위해서는 자속-전압 변환계수가 커야한다. 또한 상온과 저온간의 반복적인 thermal cycling에 대한 물리적 및 화학적 안정성이 우수해야 하며, 외부잡음에 대한 안정한 동작을 위해서는 구동회로를 포함한 자력계 시스템의 슬루율이 충분히 커야한다 [6].

본 연구에서는 이러한 조건을 만족시키기 위하여 저주파 잡음이 작고 신뢰성이 우수한 재료인 Nb/AIO_x/Nb 접합, Pd 저

항, Nb 배선 등을 이용하여 소자를 설계하였고, SQUID 구동 회로를 간단히 하기 위해 제2세대 방식의 SQUID인 double relaxation oscillation SQUID (DROS)를 적용하였다 [5]. DROS는 그림 1(a)와 같이 히스테리시스 있는 DC SQUID (신호 SQUID)와 기준접합이 직렬로 연결되어 있으며 인덕터와 저항으로 구성된 이완발진회로에 의해 shunt되어 있다. 측정하고자 하는 자속신호는 기존의 DC SQUID와 같은 방식으로 전달되어 신호 SQUID의 임계전류값을 변화시키며, 기준접합은 일정한 임계전류값으로 고정된다. DROS의 동작조건에 부합하는 직류 인가전류가 가해지면 고주파 이완발진이 일어나는데 신호 SQUID와 기준접합 중 임계전류값이 작은 쪽이 이완발진에 참가하여 전압상태로 주기적으로 바뀐다. 이완발진주파수(1 GHz 내외)에 비해 대역폭이 훨씬 좁은 상온의 직류증폭기로 시간평균된 전압출력을 검출하면 출력전압은 두 임계전류 값의 상대적인 크기에 따라 0 또는 전압상태가 된다. 즉, 두 임계전류값이 같아지는 자속신호 값에서 V=0와 V≠0상태간의 전이는 매우 급격히 일어나며 큰 자속-전압 변환계수가 얻어진다 [7].

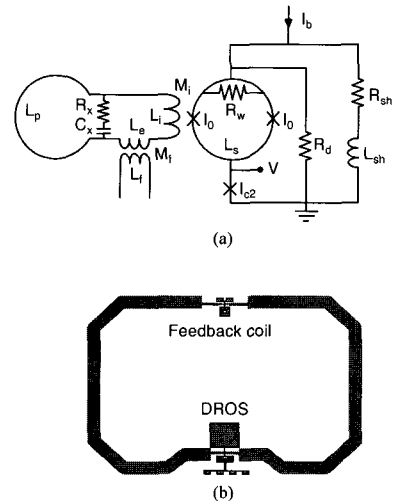


그림 1. 자력계의 설계. (a) DROS 자력계의 등가회로도, (b) 자력계의 전체구조. $2I_0$ 는 신호 SQUID의 임계전류, I_{c2} 는 기준접합의 임계전류, R_d 와 R_w 는 댐핑저항, R_{sh} 와 L_{sh} 는 이완발진회로의 저항 및 인덕터, M_i 는 입력코일(L_i)과 신호 SQUID(L_s) 사이의 상호인덕턴스, M_r 는 귀환코일(L_r)과 자속변환기(L_a) 사이의 상호인덕턴스, L_p 는 검출코일의 인덕턴스, R_x 와 C_x 는 공명제거회로의 저항 및 정전용량
 Fig. 1. Design of the magnetometer. (a) Schematic circuit diagram of the DROS magnetometer and (b) the whole structure of the magnetometer. $2I_0$ is the critical current of the signal SQUID, I_{c2} is the critical current of the reference junction, R_d and R_w are damping resistors, R_{sh} and L_{sh} are respectively the resistance and inductance of the relaxation circuit, M_i is the mutual inductance between the input coil(L_i) and the signal SQUID (L_s), M_r is the mutual inductance between the feedback coil(L_r) and the flux transformer(L_a), L_p is the inductance of the pickup coil, R_x and C_x are the resistance and capacitance of the damping circuit, respectively

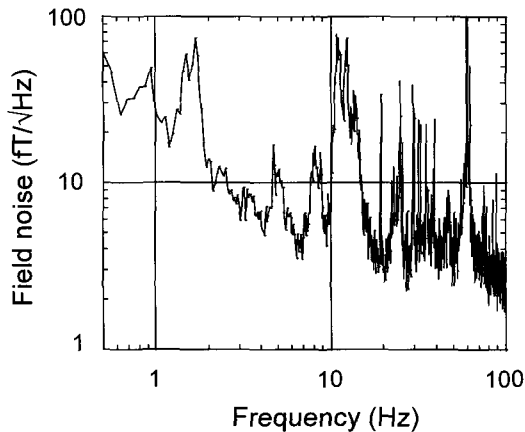


그림 2. 자기차폐실내에서 측정된 자력계의 자장잡음 스펙트럼
Fig. 2. Magnetic field noise spectrum of the magnetometer inside a magnetically shielded room

자력계 전체의 구조는 그림 1(b)와 같다. 다채널 장치에서 검출코일의 초전도전류에 의한 채널간 자기적 간섭을 제거하기 위해 자속변환기 (flux transformer)의 전류를 일정하게 유지시키는 외부귀환 (external feedback) 방식을 사용하였다. 검출코일은 선폭 0.5 mm, 외변의 크기가 약 16 mm×10 mm인 직사각형 코일로 구성되어 있다. 검출코일의 인덕턴스는 40 nH이며, 자속변환기의 전달계수는 $0.54 \text{ nT}/\Phi_0$ 이다 ($\Phi_0=2.07 \times 10^{-15} \text{ Wb}$: flux quantum). SQUID 자력계의 크기는 다채널 센서를 육각형 격자로 배치시킬 때 공간분해능을 최적화할 수 있는 센서간격을 고려하여 설계되었다 [8].

신호 SQUID loop은 균일한 자기잡음에 반응하지 않으며, 검출코일과의 자속결합에 필요한 입력코일의 감는 횟수를 줄이기 위해 두 개의 정사각형 루우프를 병렬연결시킨 미분형 구조로 하였다. 한쪽 루우프의 hole 크기는 $100 \mu\text{m} \times 100 \mu\text{m}$ 이며 SQUID 인덕턴스는 104 pH이다.

DROS의 고유자속잡음은 이완발전 주파수의 제공근에 반비례하기 때문에 발전주파수를 1 GHz 내외로 높게 하였다. 이완발전 회로의 인덕턴스는 선폭이 $5 \mu\text{m}$ 이고 변의 길이가 $120 \mu\text{m}$ 인 정사각형 코일로 구성되는데 SQUID 루프에 자기적인 영향을 미치지 않도록 미분형인 '8'자로 하였고 양쪽 SQUID 루프에 대해 대칭적으로 배치시켰다 [9].

2. SQUID 자력계 제작

센서의 제작은 Nb/AIO_x/Nb 조셉슨 접합기술 및 다층박막 제작기술을 이용하여 제작하였다. 제작순서는 샌드위치 구조의 Nb/AIO_x/Nb 증착, 조셉슨접합 면적정의, SiO₂ 절연막 증착, Pd 저항 증착, Nb 배선형성 공정으로 이루어진다. 패터닝은 lift-off 및 reactive ion etching 방법을 사용하였다. 3인치 실리콘 웨이퍼에 14개의 자력계가 동시에 제작되는데, 각각의 센서를 절단한 후 에폭시 글라스로 된 회로기판에 부착하고 초음파 본딩으로 센서와 회로기판의 전극 사이를 연결하였다. 센

서의 취급을 쉽게 하고 센서를 보호하기 위하여 투명 아크릴 캡으로 센서를 보호하였는데, 센서 보호용 캡을 포함하여 센서 홀더의 크기를 직경 24 mm로 하였다.

3. 자력계 특성

제작된 자력계는 자기차폐실내에서 비자성 fiberglass 헬름 듀아로 냉각시키고 개발된 SQUID 구동회로를 수동모드로 동작하여 특성을 조사하였다 [10]. 센서의 변조전압은 최대 110 μV 으로서 종래의 DC SQUID에 비해 약 3배정도 크고, 자속-전압 변환계수는 $1 \text{ mV}/\Phi_0$ 내외로서 DC SQUID에 비해 10배정도 증가되었다. 진단증폭기의 입력잡음이 100 Hz에서 약 $1.7 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ 이므로 진단증폭기에 의한 등가 자속잡음은 약 $1.7 \mu\Phi_0/\sqrt{\text{Hz}}$ 이며, 이를 자속잡음으로 환산하면 $0.9 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 로서 SQUID 자력계의 잡음에 비해 충분히 작은 값이다. 따라서 DROS의 출력전압을 상온의 직류전단증폭기로 직접 측정할 수 있으므로 SQUID 구동회로를 간단히 할 수 있고, 큰 변조전압으로 인해 진단증폭기 회로의 옴셋전압 변동에 대해 안정한 특성을 보였다.

그림 2는 자력계를 자기차폐실내에서 동작시켰을 때 자장잡음으로서 백색영역에서는 평균 $3 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 로서 우수한 특성을 보이나 건물의 진동에 의해 저주파 및 10 Hz 부근에서 잡음피크들이 50-100 $\text{fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 의 크기로 발생하고 있다.

구동회로 및 동작 자동화

자력계는 자속변환기의 전류를 일정하게 유지시키는 외부귀환방식을 채택하지만 회로의 구성은 SQUID loop의 자속을 일정하게 유지시키는 기존의 flux-locked loop (FLL) 회로와 거의 동일하다. FLL 회로에는 전단증폭기 및 주증폭기, 인가전류공급, 되먹임회로가 포함된다. 전단증폭기는 입력 전압잡음이 작은 LT1028 (Linear Technology사)으로 구성하였으며 SQUID 및 연결선을 포함한 입력부의 임피던스 영향을 받지 않도록 차동증폭기 방식으로 구성하였다. 전단증폭기의 입력잡음은 100 Hz에서 $1.7 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ 내외이다. FLL 회로는 자기차폐실의 천정에 알루미늄 박스내에 설치하였고, 조절회로는 자기차폐실 밖의 고주파 차폐박스 내에서 동작시켰다. 조절기에는 인가전류, 적분기 옴셋전압, flux-lock point 등의 센서동작 상태 조절회로와 고역통과필터, 저역통과필터 및 60-Hz 제거필터, 증폭기가 구성되어 있다. 조절회로와 컴퓨터 사이에는 차단주파수 1 kHz의 저역통과필터를 추가적으로 설치하여 컴퓨터의 고주파 잡음이 구동회로로 유입되는 것을 제거했다.

기존 아날로그 제어방식의 SQUID 구동회로에서는 48채널의 경우 412개의 선이 필요하고, 수동제어에 약 30분의 시간이 필요하므로 이를 해결하기 위해 디지털 방식의 SQUID 구동회로를 설계하였다. 디지털 FLL 회로에서는 모든 채널이 공통적인 전원과 접지를 사용하였으며, 48채널 동작에 필요한 배선수는 56개로 아날로그 방식에 비해 훨씬 간단하게 할 수 있었다. SQUID 구동은 자동조절 뿐만아니라 필요시 수동조절도 가능

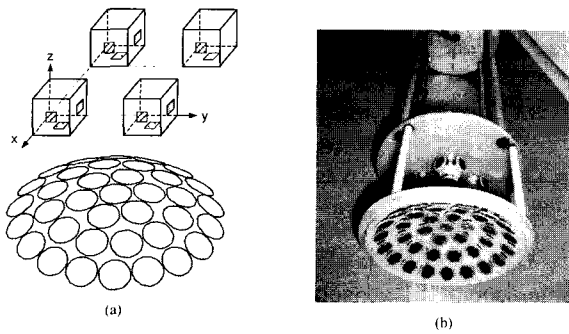


그림 3. 센서배치 및 insert 구조. (a) 신호채널 및 기준채널의 센서 배치도, (b) 반구형 insert의 사진

Fig. 3. Sensor arrangement and insert structure. (a) Sensor distribution of the signal channels and the reference channels, (b) photograph of the hemispherical insert

하도록 하였다. 자동조절에서는 각종 스위치 동작과 자속바이어스, 옴셋전압 및 인가전류를 조절하는데, 인가전류를 변화시키면서 백색주파수 영역에서의 자속잡음을 측정하고 자속잡음이 최소가 될 때의 인가전류를 최적 인가전류로 결정하였다. 조절자동화 프로그램을 구성하여 48개의 SQUID를 최적동작 상태로 자동 조절하는데 약 3분이 소요되었다 [11].

Insert 및 냉각장치

37개 신호채널의 센서지대는 반구형으로 제작되었는데, 센서배치면의 곡율은 반경 125 mm이며, 센서간 거리는 26 mm 이고, 전체 측정면적은 직경 180 mm이다. 37채널의 중심에서 5~7 cm 위에 11개의 기준채널을 x, y, z 방향으로 배치시켰고, 기준채널의 측정값들을 조합하여 3축 벡터자력계와 5개의

독립적인 1차미분계를 형성할 수 있도록 하였다. 따라서 신호채널과 기준채널의 위치 및 방향을 계산하여 소프트웨어 방법으로 1차 또는 2차미분계 행렬을 구성할 수 있다. 그림 3은 반구형 자력계 장치의 37개의 신호채널 및 11개의 기준채널 센서배치도와 조립된 insert 사진이다.

Insert는 액체헬륨 증발율을 최소화하기 위하여 듀아 목부분에서 상온으로부터 유입되는 복사열을 차단시키기 위해 radiation baffle을 설치하였고, 열전도도가 작으면서 기계적 강도가 우수한 fiberglass reinforced plastic (FRP) 튜브를 사용하여 insert를 구성하였다. 또한 증발되는 차가운 헬륨가스를 이용하여 듀아 목부분의 신호선과 insert를 냉각시키도록 하였다. 한편 insert의 수축과 팽창에 따른 길이변화와 진동제거를 위해 슬라이딩 장치와 스프링을 사용하였다.

48채널 동작을 위해 약 300개의 선이 필요하므로 열부하를 줄이기 위해 열전달율이 적은 망가닌선을 사용하였다. 망가닌선은 저항값이 크므로 상온의 전단증폭기의 입력전류잡음에 의해 유도되는 전압잡음값이 전단증폭기 자체의 입력전압잡음보다 작도록 선의 굵기를 결정하였다. 망가닌선에 의한 잡음기여를 계산하면, 선 굵기 127 μm , 길이 1 m의 망가닌선의 저항값은 300 K와 4.2 K 온도범위에서 평균 36 Ω 이고, 주파수 100 Hz에서 전단증폭기의 입력전류잡음이 2 $\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$ 이므로 instrumentation amplifier로 증폭기를 구성하였을 때 망가닌의 선 저항에 의한 전압잡음은 288 $\text{pV}/\sqrt{\text{Hz}}$ 이 되어 전단증폭기의 입력전압잡음에 비해 충분히 작음을 알 수 있다. 모든 신호선은 자기잡음 유입을 막기 위해 쌍으로 꼬아서 사용하였다.

센서냉각을 위한 듀아는 비자성 FRP 튜브를 사용하여 제작하였는데, 듀아 바닥부분의 액체헬륨과 상온사이의 간격은 2 cm이다. 다층 superinsulation (SI)의 알루미늄 박막에 의한 열자기잡음을 줄이기 위해 island 구조의 알루미늄 SI를 사용하였고, thermal shield는 구리선을 촘촘히 감아 사용함으로써

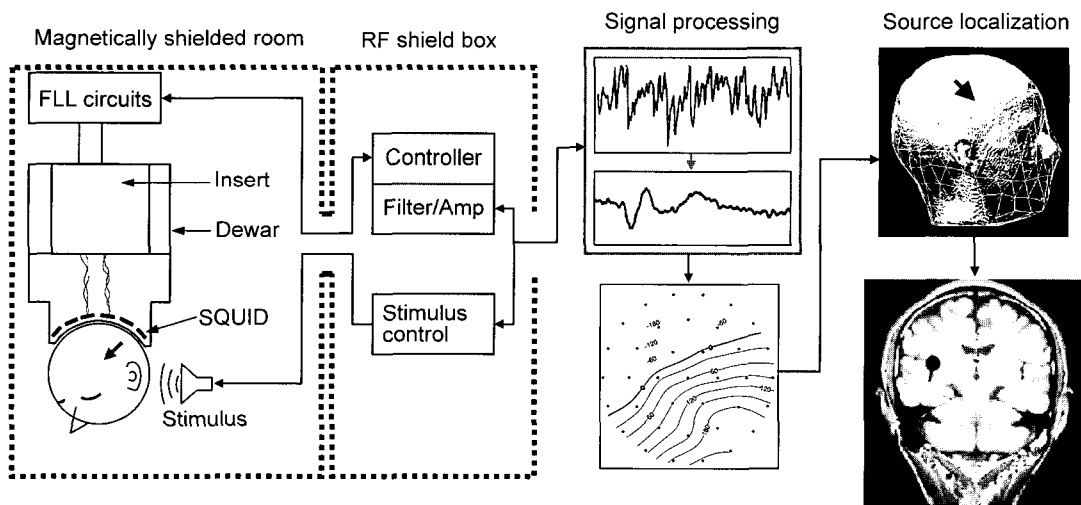


그림 4. 뇌자도 측정장치의 개략도
Fig. 4. Schematic diagram of the MEG system

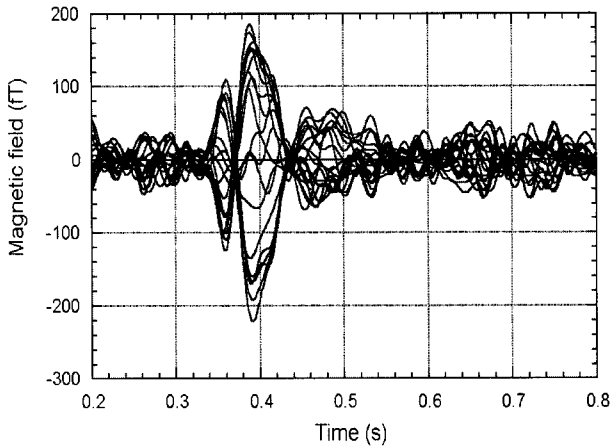


그림 5. 청각유발 자장신호. 자극지속시간은 0.3-0.47초임
Fig. 5. Auditory-evoked magnetic fields. The stimulus duration is 0.3-0.47 s

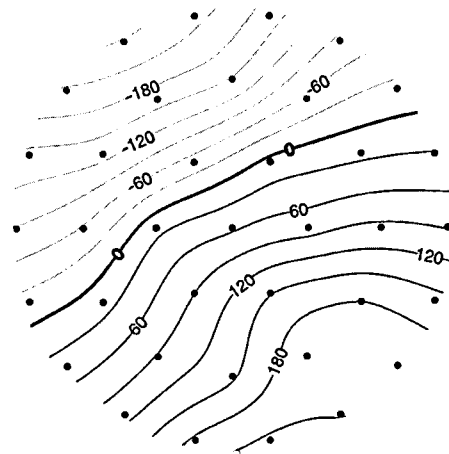


그림 6. N100m 성분의 등자장분포. 자장의 단위는 fT임
Fig. 6. Isofield contour mapping of the N100m component. Field is in fT unit

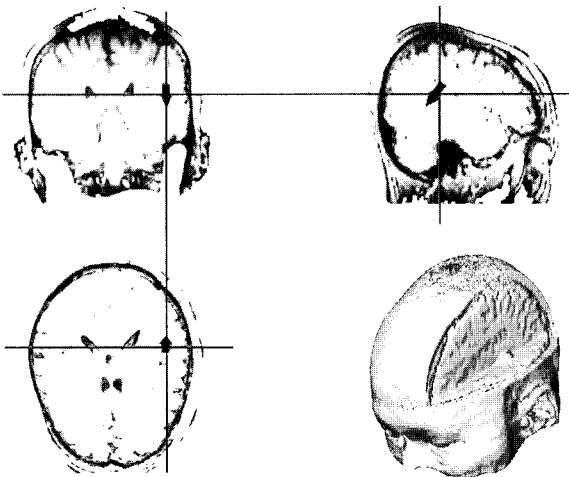


그림 7. MRI 데이터에 청각유발 전류원의 위치를 중첩시킨 결과. 화살표는 전류의 방향을 나타냄
Fig. 7. Localization of the auditory-evoked current dipole on the MRI of the subject. Arrows represent the current direction

열자기잡음을 발생을 줄였다.

듀아의 용량은 약 30리터로서 insert가 든 상태에서 액체헬륨 증발율은 약 4 L/d로서, 매주 같은 요일에 액체를 보충할 수 있도록 하였다. 듀아지지대는 상하이동 및 기울임이 가능하도록 하였으며 비자성 재료를 사용하여 제작하였다. 지지대의 상하이동거리는 90 cm 이고, 좌우로 45° 정도 기울일 수 있다.

뇌자도 측정

뇌자도 측정장치는 그림 4와 같이 SQUID 자력계 및 듀아, 구동회로, 자기차폐실, 자극제시장치, 좌표측정장치, 신호처리 소프트웨어, 전류원 국지화 소프트웨어 등으로 구성된다. 청각

자극을 위해 비자성 콘덴서 방식의 마이크로폰을 사용하였고 마이크로폰과 귀 사이에는 길이 1 m의 플라스틱 튜브를 사용하였는데 플라스틱 튜브에 의한 청각신호의 지연시간은 3 ms이다. 머리에 대한 센서의 상대적인 위치는 3차원 디지털화 (ISOTRAK II)를 사용하여 공간좌표를 측정하였다. 뇌자도 측정을 시작하기 전에 머리와 센서의 상대적인 좌표를 측정하고 뇌자도 측정이 끝난 후에 다시 좌표를 측정하여 측정도중에 머리의 움직임을 보정하였다. 뇌자도 위치추정오차는 측정시스템의 잡음(신호대 잡음비), 머리좌표 측정오차, 머리의 움직임, 머리곡률 등인데, 이 중에서 뇌 및 심장의 잡음을 포함한 측정시스템의 잡음이 가장 큰 영향을 주는 것으로 나타났다 [12].

그림 5는 왼 쪽 귀에 청각자극을 가하고 오른쪽 머리에서 측정한 자장신호인데, 청각자극주파수는 1 kHz이고, 자극의 지속시간은 170 ms이며, 자극의 세기는 약 70 dB이며, 자극주기는 1~2초 사이에서 임의로 변하게 하였다. 자극 시작시점에서 약 100 ms시각에서 주된 피크가 나타나는데 이는 청각유발전위 N100에 대응되는 자기신호 N100m으로서 1차청각각의 반응신호에 해당된다.

뇌자도 신호처리 및 전류원 국지화

SQUID 조절기를 거친 다채널 뇌자도 신호는 64채널 A/D 카드(National Instruments)를 거쳐 500 Hz의 샘플링 주파수로 컴퓨터에 수집된다. SQUID 및 구동회로의 동작자동화, 신호수집 프로그램은 Labview로써 구성하였다. 신호처리는 자극유발신호의 실시간 가산평균, 디지털 필터링, 합성미분계 구성, 적응필터링, 자장분포 매핑 등을 할 수 있도록 하였다. 배경잡음의 제거는 잡음의 주파수 특성에 따라 합성미분계, 시간영역 적응필터링 및 주파수영역 적응필터링을 선택적으로 적용할 수 있도록 하였다. 또한 자극유발신호에 영향을 주지 않고 상관잡음을 분리·제거하는 방법으로 modified extended temporal

decorrelation (METD) 알고리즘을 개발하여 가산평균에 적용하였다 [13]. METD 방법에 의해 동일한 신호대 잡음비를 얻는데 필요한 가산횟수가 기존의 단순가산평균에 비해 절반 이하로 줄어들었다. METD 방법을 적용하고 100회의 가산평균을 했을 때 N100m 피크의 신호대 잡음비는 평균 8으로 구해졌다. 그림 6은 N100m 성분의 자장분포를 보여주는 그림으로서, 전류쌍극자에 의한 자장분포 패턴을 나타내고 있음을 알 수 있다.

뇌지도 매핑으로부터 전류원의 위치를 계산하기 위해 전류원이 위치하는 뇌 영역의 평균 곡률으로부터 구형도체 모델을 사용하였고, simulated annealing 알고리즘을 적용한 최적화기법을 사용하여 국지화 프로그램을 구성하였다 [14]. 또한 상용의 국지화 프로그램(ASA)을 사용한 결과와 비교하였다 [15]. 뇌지도로 구한 전류원의 위치를 MRI 데이터에 표시하기 위하여 MRI 촬영시 3차원 디지털라이저의 좌표 기준점에 해당하는 양 귀(preauricular point)와 미간(nasion)에 간유구를 부착하여 이미지가 구분 되도록 하였다. 그림 7은 전류원의 위치를 피측정자의 MRI 사진에 중첩시킨 결과로서, 전류원의 위치가 측두엽의 1차청각령으로 임상적으로 알려진 결과와 일치함을 알 수 있다.

결 론

뇌지도 측정을 위해 반구형 뇌지도 측정장치를 설계 및 제작하였다. 자속-전압 변환계수가 SQUID 방식을 사용하여 구동회로를 간단히 하였으며, 외부귀환 방식을 사용하여 채널간 간섭을 제거하였다. 센서배치는 머리표면에 가까이 하기 위해 구형으로 하였고, 기준채널을 사용하여 저주파 환경잡음을 제거할 수 있도록 하였다. 저잡음 비자성 듀아로 센서를 냉각시키고, 자기차폐실내에서 동작시킨 결과 평균 $3 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 의 백색영역 잡음값이 얻어지므로 뇌지도 측정에 성공적으로 사용될 수 있는 감도였다. 제작된 뇌지도 장치를 사용하여 청각유발신호를 측정하였고, 전류원의 위치추정 실험을 수행하였다. 청각유발반응은 전류쌍극자에 의한 신호특성을 잘 보이고 있으며 전류원의 위치는 측두엽의 1차청각령으로 임상적으로 알려진 결과와 일치함으로써 개발된 장치가 뇌기능 연구에 활용될 수 있음을 확인하였다.

후 기

이 연구는 과학기술부 국가지정연구실사업(뇌지도 원천기술 개발)의 지원을 받았습니다.

헬륨듀아 제작에 도움을 주신 (주)씨브이와 신호처리 소프트웨어 구성에 도움을 주신 (주)락싸에 감사드립니다.

참 고 문 헌

1. M. Hamalainen et al., "Magnetoencephalography -

theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain", Rev. Mod. Phys., Vol. 65, No. 2, pp. 413-497, 1993

2. 12th Int'l Conf. Biomagnetism : <http://biomag2000.-hut.fi>
3. 13th Int'l Conf. Biomagnetism : <http://biomag2002.-uni-jena.de>
4. J. Vrba, SQUID Sensors : Fundamentals, Fabrication and Applications, Dordrecht, Kluwer Academic Publishers, pp. 117-178, 1996
5. Y.H. Lee, H.C. Kwon, J. M. Kim, Y. K. Park, "Multichannel applications of double relaxation oscillation SQUIDs", Supercond. Sci. Technol. Vol. 14, pp. 1022-1026, 2001
6. D. Drung, "Recent Low Temperature SQUID Developments", IEEE Trans. Appl. Supercond., Vol. 4, No. 3, pp. 121-127, 1994
7. D.J. Adelerhof, H. Nijstad, F. Flokstra and H. Rogalla, "(Double) relaxation oscillation SQUIDs with high flux-to-voltage transfer: Simulations and experiments", J. Appl. Phys., Vol. 76, No. 6, pp. 3875- 3886, 1994
8. J.W. Lee, Y.H. Lee, S.C. Jun and H.C. Kwon, "Localization error of a 150-channel whole-cortex magnetoencephalography system", J. Kor. Phys. Soc., Vol. 38, No. 6, pp. 772-776, 2001
9. Y.H. Lee, H. Kwon, J.M. Kim, C.S. Kang, K. Kim, I.S. Kim, Y.K. Park and S.G. Lee, "A Multichannel SQUID Magnetometer System Based on Double Relaxation Oscillation SQUIDs", To appear in IEEE Trans. Appl. Supercond., June, 2003
10. Y.H. Lee, H.C. Kwon, J.M. Kim, C.M. Lim, S.K. Lee, Y.K. Park and J.C. Park, "Construction and Performance of Magnetically Shielded Room for Biomagnetic Applications", J. Kor. Mag. Soc., Vol. 6, No. 4, pp.264-271, 1996
11. K. Kim, Y.H. Lee, H. Kwon, J.M. Kim, C.S. Kang, I.S. Kim and Y.K. Park, "Programmatic Sequences for the Automatic Adjustment of Double Relaxation Oscillation SQUID Sensors", Prog. Supercond., Vol. 4, No. 1, pp. 42-47, 2002
12. H. Kwon, Y.H. Lee, J.M. Kim, Y.K. Park and S. Kuriki, "Localization accuracy of single current dipoles from tangential components of auditory evoked fields", Phys. Med. Bio., Vol. 47, pp. 4145-4154, 2002
13. K. Kim, Y.H. Lee, H. Kwon, J.M. Kim, C.S. Kang, Y.K. Park and I.S. Kim, "Correction in the Principal Component Elimination Method for Excluding Co-

- rrelated Noises in Neuromagnetic Evoked Field Measurements*", IEEE Trans. Biomed. Eng., Submitted, 2002
14. Y.H. Lee et al., "*Development of MEG measurement using SQUID*", KRIS Research Report, KRIS/IR-2000-094, 2000
15. ASA Program ; <http://www.ant-software.nl>