

SQUID를 이용한 뇌 청각유발 자장의 측정

이용호·권혁찬·김진목·박용기

= Abstract =

Measurements of Auditory Evoked Neuromagnetic Fields using Superconducting Quantum Interference Devices

Yong-Ho Lee, Hyukchan Kwon, Jin-Mok Kim and Yong-Ki Park

Magnetic field sensors made from superconducting quantum interference device (SQUID) are the most sensitive low-frequency sensors available, enabling measurements of extremely weak magnetic fields from the brain. Neuromagnetic measurements allow superior spatial resolution, compared with the present electric measurements, and superior temporal resolution, compared with the fMRI and PET, providing useful informations for the functional diagnoses of the brain. We developed a 4-channel SQUID system for neuromagnetic applications. The main features of the system are its simple readout electronics and compact pickup coil structure. A magnetically shielded room has been constructed for the reduction of environmental magnetic noises. The developed SQUID system has noise level lower than the magnetic noise from the brain. Magnetic field signals of the spontaneous τ -rhythm activity and auditory evoked magnetic fields have been measured.

Key words : Magnetoencephalography, Auditory evoked magnetic field, SQUID magnetic field sensor

서론

인체의 두뇌로부터는 뇌의 전기활동에 따른 자장(뇌자도)이 발생하는데 이를 측정함으로써 뇌기능 연구 및 의학적 진단을 하려는 연구가 선진각국에서 활발히 진행되고 있다. 뇌자도는 α -, τ -파, 간질 spike등과 같은 자발적인 신호(spontaneous magnetic fields)와 외부에서 각종 자극을 가했을 때 나타나는 유발자장신호(evoked fields)로 크게 나눌 수 있다. 뇌자도연구는 다채널 자장센서로 측정된 자장분포로부터 자장을 발생시키는 전류원의 위치가 시간적으로 변하는 과정을 알아내는 것이다[1,2].

전기적 측정인 뇌파는 뇌속의 활동전류(primary current)가 전기전도도가 다른 여러 물질, 즉, 뇌, 뇌척수액(cerebrospinal fluid), 두개골, 머리가죽을 거쳐 머리표피에 분포된, 공간적으로 심하게 왜곡된 전위차를 측정하게 된다. 그러나 SQUID를 이용한 뇌자도측정은 머리가 자기적으로 투명하기 때문에 자장 발생원으로부터 공간적으로

로 떨어진 위치에서 측정이 가능하고 측정결과가 주로 활동전류에 의존하기 때문에 전류원의 위치를 보다 정확하게 추정할 수 있는 장점이 있다[3,4]. 예로서 청각자극에 의한 유발전압(evoked potential)을 머리표피에서 측정할 경우에는 전압피크가 청각령에서 많이 떨어진 머리 중심선에서 나타나기 때문에 어느 쪽 청각령에 의한 신호인지 구분이 어려우나, 뇌자도의 경우에는 청각령 바로 위에서 자장피크가 나타나므로 자장발생원의 위치를 찾는데 유발 전위를 측정할 경우보다 정확도가 훨씬 뛰어나다[2,3].

X-ray CT나 MRI-CT등의 진단방법은 우수한 공간분해능을 가지지만 해부학적인 정보만을 제공하며, 피의 흐름, 산소이동등 물질대사(metabolism) 현상을 측정하는 fMRI (functional MRI)나 PET(Positron Emission Tomography)는 자극을 오랜 시간동안 또는 반복적으로 가해서 뇌에서 대응되는 활동부위를 찾을 수 있으나 시간분해능이 좋지 않기 때문에 시간에 따른 활동부위의 변화나 자발적인 반응신호 측정은 불가능하다. 또한 방사선물질

한국표준과학연구원 초전도그룹

Superconductivity Group, Korea Research Institute of Standards and Science

이 연구는 과학기술처의 연구비 지원을 받았음

통신저자 : 이용호, (305-600) 대전시 유성구 도룡동 1번지, Tel. (042)868-5235, Fax. (042)868-5290

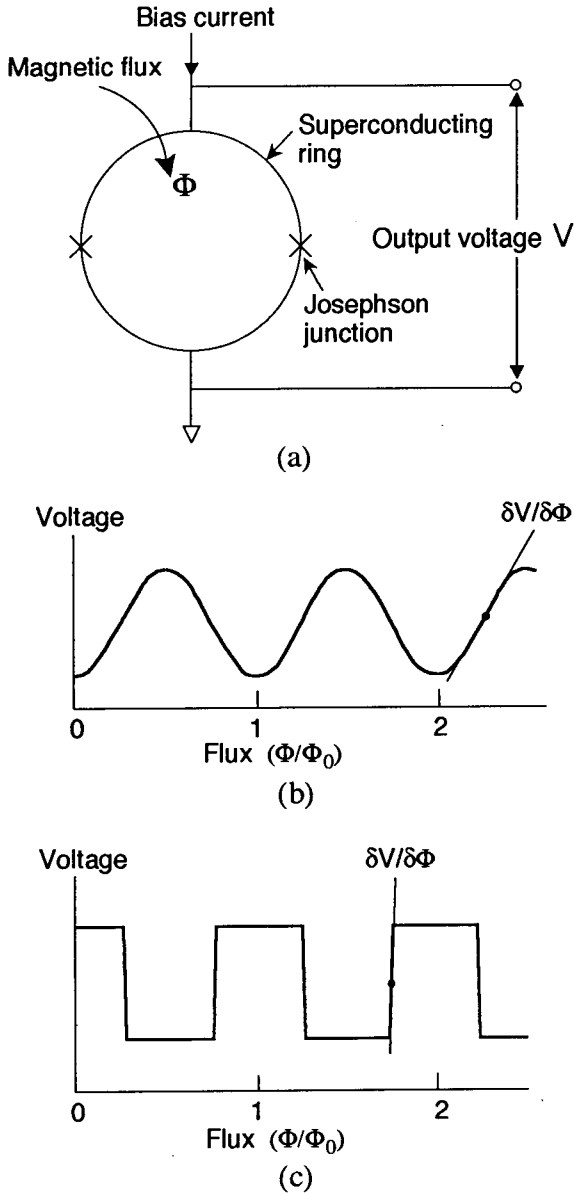


그림 1. (a) Standard dc SQUID의 구조, (b) standard dc SQUID의 자속신호에 따른 SQUID 출력전압곡선, (c) double relaxation oscillation SQUID의 자속-전압곡선
 Fig. 1. (a) Structure of the standard dc SQUID, (b) voltage output of standard dc SQUID versus applied flux and (c) flux-voltage curve of the double relaxation oscillation SQUID

을 흡입하거나 고자장 및 RF 출력에 노출되어야 한다[5, 6].

그러나 생체자기측정을 이용한 진단은 비접촉, 비파괴적이면서 자장을 발생시키는 활동전류에 대한 3차원적인 정보를 얻을 수 있고 시간분해능이 우수하기 때문에 인체의 기능적인 정보를 얻는데 유용하게 사용될 수 있다. 따라서 MRI등으로부터 얻은 해부학적인 정보와 결합했을

때 매우 유용한 의학적인 정보를 제공하고 있다.

한편 뇌자도 신호는 주로 0.1 Hz~1 kHz의 주파수 영역에서 수십~수백 fT의 크기로 발생하는 매우 미약한 자장신호이기 때문에 고감도의 측정기술이 필요한데 이 분야의 연구가 본격적으로 가능하게 된 기술적인 배경에는 고감도 자장측정센서인 초전도 양자간섭소자(SQUID : Superconducting QUantum Interference Device)의 개발과 강력한 환경자기잡음을 제거할 수 있었기 때문이다. SQUID의 감도는 10^{-20} Wb 수준의 자속(magnetic flux)을 정밀하게 측정할 수 있는데 이는 지자기의 약 100억분의 1 정도의 약한 자기장($\sim 10^{-14}$ T) 측정이 가능한 것을 뜻한다[7].

뇌자도 측정시스템을 개발하기 위해서는 고감도 SQUID 기술, 저잡음 증폭기를 포함한 SQUID 구동회로, 환경자기잡음 제거기술, 컴퓨터를 이용한 신호처리기술 등의 요소기술이 해결되어야 한다. 측정시간을 단축시키고 위치추정의 정확도를 높이기 위해서는 가급적 많은 수의 채널이 필요한데, SQUID 시스템의 채널수가 증가할수록 SQUID 센서 및 검출회로를 포함한 전체 시스템의 소형화 및 동작의 안정성 등이 공학적으로 중요한 성능지수가 된다. 그러나 현재 널리 사용되고 있는 dc SQUID 센서는 작은 SQUID 출력신호 때문에 SQUID 구동을 위해 복잡한 회로가 필요하며, 자장검출코일이 보빈에 초전도선을 감은 형태이므로 부피가 크고 기계적인 신뢰성이 부족하다[8].

본 연구에서는 자기신호에 대한 SQUID 출력전압, 즉, 자속-전압 변환계수가 현재 세계적으로 사용되고 있는 dc SQUID 방식에 비해 약 100배 정도 큰 새로운 방식의 SQUID 센서를 개발하여 간단한 회로로 SQUID 구동이 가능하도록 하였다. 또한 자장검출코일을 SQUID와 동일 기판상에 제작함으로써 신뢰성이 큰 일체형 SQUID를 실현시켰다. 외부 환경잡음을 소거하기 위한 자기차폐실을 설치하였고, 개발된 SQUID 시스템을 이용하여 뇌의 청각령으로부터 발생하는 자기신호를 측정하였다.

SQUID 시스템

1. SQUID 센서 설계 및 제작

SQUID는 그림 1(a)와 같이 조셉슨접합과 초전도링으로 구성되어 있는데, SQUID에 일정한 바이어스 전류를 가하고 SQUID의 출력을 측정하면 출력전압 V는 그림 1(b)와 같이 자속신호 Φ 에 대해 자속양자(flux quantum; $\Phi_0 = 2.07 \times 10^{-15}$ Wb)를 주기로 주기적인 변화를 한다[7]. 즉, SQUID는 자속(또는 자장)을 전압으로 변환시키는 소자이다. SQUID 자체의 성능은 단위자속에 대한 전압변화, 즉, 자속-전압 변환계수에 의해 정해지는데 현재

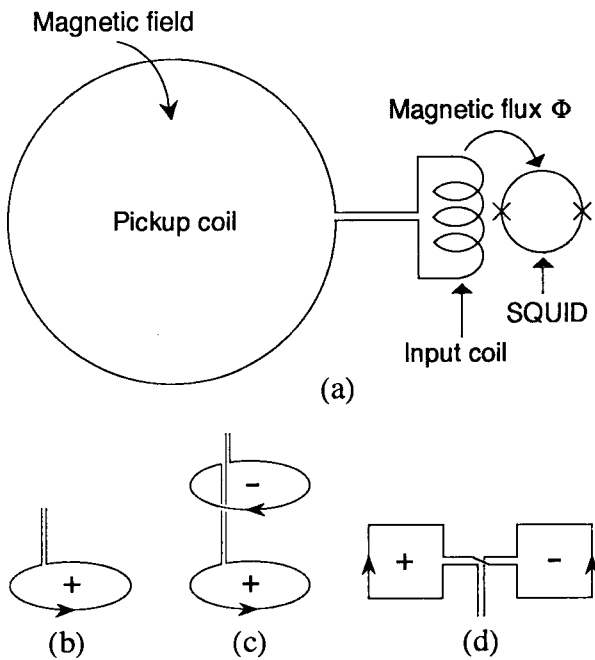


그림 2. Flux transformer와 각종 검출코일. (a) 자장검출 효율을 높이기 위한 검출코일-입력코일의 사용, (b) 자력계, (c) 권선형 미분계, (d) 평면형 미분계
 Fig. 2. Flux transformer and type of pickup coils. (a) Use of the flux transformer, the pickup coil and input coil, to improve the field sensing area, (b) magnetometer, (c) wire-wound gradiometer and (d) planar gradiometer

세계적으로 많이 사용되고 있는 표준형 dc SQUID의 자속-전압 변환계수는 보통 $50 \sim 100 \mu V/\Phi_0$ 정도로 작기 때문에 SQUID 출력전압을 입력전압잡음이 보통 $1 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ 이상인 실온의 dc 전단증폭기(preamplifier)로 직접 검출하게 되면 SQUID 시스템의 전체잡음은 전단증폭기의 잡음에 의해 결정되어 버리게 된다. 이를 막기 위해서는 자속변조, 임피던스 정합회로 및 위상검출(phase sensitive detection) 방법이 요구되어 필연적으로 SQUID 센서의 부피가 커지고 검출회로는 복잡해지게 된다. 따라서 신호검출회로를 간단히 하기 위해서는 SQUID의 자속-전압 변환계수를 획기적으로 증가시켜야 한다[8]. 본 연구에서는 새로운 SQUID 방식인 DROS(double relaxation oscillation SQUID) 방식을 이용하여 자속-전압 변환계수를 그림 1(c)와 같이 표준형 dc SQUID에 비해 약 100배 증가시켰다. 따라서 SQUID 출력전압을 상온의 직류 전단증폭기로 직접 검출할 수 있고 간단한 전자회로로써 신호검출이 가능하기 때문에 차세대 다채널 시스템에 사용될 SQUID 방식으로 매우 적합하다고 할 수 있다[9].

SQUID 센서는 광식각 공정을 이용하여 제작하였다. 사용된 재료는 액체헬륨에서 초전도상태로 동작하는 저온 초전도체인 Nb 이다. Nb을 이용한 조셉슨접합은 저주파

에서의 잡음특성이 우수하므로 고감도 SQUID에 매우 적합한 접합재료이며, Nb은 내화금속이기 때문에 반복적인 열순환(thermal cycling)에 대한 물리적·화학적 안정성이 뛰어나다. 그리고 반도체 제작기술을 이용한 센서의 집적화가 가능하고 제작상의 재현성이 우수하므로 다채널 시스템에 필요한 다수의 센서제작이 용이한 장점을 가진다.

센서의 제작은 실리콘 웨이퍼상에서 이루어지는데 모두 5매의 포토마스크를 사용하였다. 금속박막은 스퍼터링방법으로, 절연막은 플라즈마 증강 화학기상 증착법으로 증착하였고 에칭은 반응성 이온식각으로 하였다. 제작순서는 Nb/Al-oxide/Nb 증착, 조셉슨접합 형성, SiO₂ 절연막 증착, Pd 저항증착, Nb 배선형성으로 이루어진다. 검출코일을 포함한 센서의 크기는 10 mm×40 mm 로서 3인치 실리콘 기판상에 모두 5개의 센서가 동시에 제작된다. 제작된 센서는 절단 후 인쇄회로 기판에 부착하여 초음파 알루미늄본딩으로 센서와 기판사이를 연결하였다[10].

2. 검출코일

SQUID로써 직접 외부자장을 측정하면 SQUID 자체의 작은 검출면적으로 인해 자장검출효율이 떨어지므로, 그림 2(a)와 같이 검출코일 및 입력코일로 이루어진 자속변압기(flux transformer)를 이용하여 면적이 큰 검출코일로 검출된 자장신호를 입력코일을 통해 효과적으로 SQUID에 전달시킨다. 그림 2(b)-(d)는 여러가지 구조의 검출코일을 보여준다. 그림 2(b)는 단일 코일로 된 자력계이다. 외부 자기잡음을 줄이기 위하여 (c)나 (d)와 같이 면적이 같은 두 개의 코일을 반대방향으로 감은 미분계(gradiometer)를 사용하면 SQUID로부터 수 cm 거리에서 발생하는 인체 자장신호에 비해 매우 먼 거리에서 오는 공간적인 구배(gradient)가 완만한 환경잡음은 제거될 수 있다. 본 연구에서는 현재 생체자기 시스템에 주로 사용되고 있는 권선형 미분계(그림 2(c)) 대신 검출코일이 SQUID와 동일 기판상에 집적화된 평면형 미분계(그림 2(d))를 사용하였다. 집적화된 평면형 미분계는 권선형 미분계에 비해 균일한 자기잡음을 소거시키는 소거비, 열순환에 대한 물리적 안정성, SQUID 고리와의 자속결합 특성 등이 우수하고 박막제작공정을 이용한 대량제작이 가능하다[11]. 검출코일은 10 mm×10 mm 크기의 정사각형코일 두 개가 직렬로 연결된 구조이고 두 코일중심간 거리, 즉, 기저길이(baselength)는 30 mm 이다.

3. SQUID 구동회로

SQUID 출력신호는 외부자속신호에 대해 비선형적인 변화를 하므로(그림 1), 비선형적인 반응을 선형화시키기 위하여 FLL(flux-locked loop) 회로를 사용한다. FLL

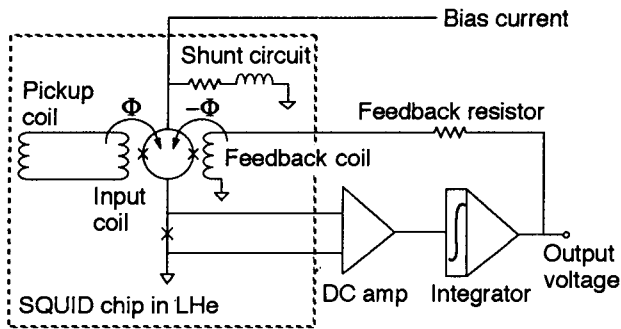


그림 3. Double relaxation oscillation SQUID의 구조 및 SQUID 신호검출회로 개략도

Fig. 3. Schematic drawing of the double relaxation oscillation SQUID and block diagram of the SQUID readout electronics

방법에서는 SQUID의 자속-전압변환계수가 최대가 되도록 SQUID에 가해지는 자속바이어스를 일정한 값으로($\Phi_0/4$ 근방) 고정시키고, 외부자속신호에 의한 전압변화를 증폭, 적분하여 외부신호와 같은 크기의 반대자속으로 만들어 귀환코일(feedback coil)을 통해 SQUID에 인가한다. 따라서 SQUID는 초기의 자속바이어스 상태로 유지되며 이때 외부자속신호에 비례하는 전압이 귀환저항에 생긴다. 결국 FLL회로는 귀환회로로서 자속의 제로검출기(null detector) 역할을 한다. FLL회로는 크게 전단증폭기, 주증폭기, 적분기, 자속바이어스 조절기 및 인가전류 조절기 등으로 구성되어 있다. 그림 3은 DROS의 구조 및 SQUID 신호검출을 위한 FLL 회로의 개략도이다.

전단증폭기에 사용된 연산증폭기는 입력잡음이 적은 Burr-Brown사의 OPA27인데, SQUID 및 연결선을 포함한 입력부의 임피던스 영향을 받지 않도록 차동증폭기 방식으로 형성하여 사용하였다. OPA27은 입력전압잡음이 $3 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ (@1 kHz)로 낮을 뿐만 아니라, 입력전류잡음이 $0.4 \text{ pA}/\sqrt{\text{Hz}}$ 로 낮기 때문에 SQUID와 상온의 회로 사이의 선저항에 의한 전압잡음이 무시된다. FLL회로의 주요부는 SQUID 센서와 가급적 가까이하기 위해 자기차폐실내에 두고 동작상태 조절은 자기차폐실 밖에서 하였다.

FLL회로를 지난 신호는 1차 증폭을 하고 고역통과(0.3 Hz, 2차 Butterworth), 저역통과 필터(100 Hz, 5차 Bessel) 및 60 Hz 제거 필터(2차)를 거치고 2차 증폭을 한 후 A/D 카드에 입력된다. 컴퓨터에 의한 잡음이 SQUID 구동회로에 유입되지 않도록 하기 위해 A/D 카드와 구동회로 사이에 RF-필터를 추가로 부착시켰다.

4. SQUID probe

전류원에 대한 위치추정을 보다 정확히 하기 위해서는

다채널 시스템을 이용한 넓은 부위의 자장분포를 동시에 측정해야 하나 본 연구에서는 센서 냉각을 위한 용기(dewar)의 내부 크기가 제한되어 있어 SQUID 채널수를 4 채널로 하였다. 그러나 본 연구에서 설계된 SQUID probe의 구조는 체표면의 접선성분 자장을 측정하도록 설계되어 여러 개의 활동전류가 동시에 존재할 경우에 공간적인 분해능이 기존의 법선성분을 측정할 경우보다 우수한 것으로 판단된다. 따라서 여러 종류의 자극을 동시에 가했을 때와 같이 뇌의 고차원 기능연구에 유용하게 응용될 것으로 예상된다[12,13].

SQUID probe는 저온으로 유지되는 SQUID와 검출회로를 연결하는데 SQUID, SQUID를 지지하는 에폭시 지지대, 연결선 등으로 구성되어 있다. 4개의 SQUID 센서가 직육각형 비자성 에폭시막대의 각면에 고정되는데 머리표면에 수직인 방향을 z-축이라 할 때 x와 y방향 자장성분의 z방향으로의 미분값, 즉, $\delta B_x/\delta z$ 와 $\delta B_y/\delta z$ 값을 동시에 측정할 수 있다. 평행한 두 센서 사이의 거리는 22 mm이다. SQUID와 상온의 전단증폭기 사이의 연결선은 비저항이 약 $36 \Omega/\text{m}$ 인 비자성 망가닌선이며 모든 선은 쌍으로 꼬아서 사용하였다. 망가닌선은 열전도도가 매우 작기 때문에 선에 의한 헬륨증발율이 작은 이점이 있다. 그리고 입력전류잡음이 작은 전단증폭기를 사용함으로써 선 저항에 의한 전압잡음 기여는 무시된다.

5. 자기차폐실

뇌자도신호는 강력한 자기잡음에 비해 매우 미약하기 때문에 자기잡음을 반드시 제거해야 한다. 자기잡음을 제거하는 방법으로서 앞에서 언급한 미분계방식의 SQUID 검출코일이 있으나 자기잡음이 공간적으로 균일하지 않기 때문에 미분계만으로는 잡음제거가 충분하지 않다. 따라서 측정하려는 인체와 SQUID 센서 및 주요 회로를 외부잡음으로부터 전기·자기적으로 분리시키기 위하여 자기차폐실이 추가로 필요하다.

그림 4(a)는 본 연구에서 설치한 자기차폐실의 단면으로서 사용한 차폐재료는 자기투자율이 큰 뮤메탈과 전기전도도가 큰 알루미늄이다. 내부공간의 크기는 2 m(길이)×2 m(폭)×2.5 m(높이)인 직육면체이고 벽두께는 30 cm 인데 차폐실 단면은 3중의 벽으로 구성되어 있다. 바깥벽은 두께 2 mm의 뮤메탈 한 층이 두께 6 mm의 알루미늄판위에 지지되어 있고, 중간 벽은 두께 12 mm의 알루미늄 한 층, 안쪽 벽은 두께 2 mm의 뮤메탈 한 층으로 되어 있으며 벽과 벽사이에는 면이 서로 접촉하지 않도록 절연되어 있고 한 곳에서만 서로 공통적으로 접지되어 있다.

구조물의 전체적인 지지는 알루미늄 H-빔을 이용하였고 고 건물의 진동을 흡수하기 위해 차폐실 바닥에 방진시설

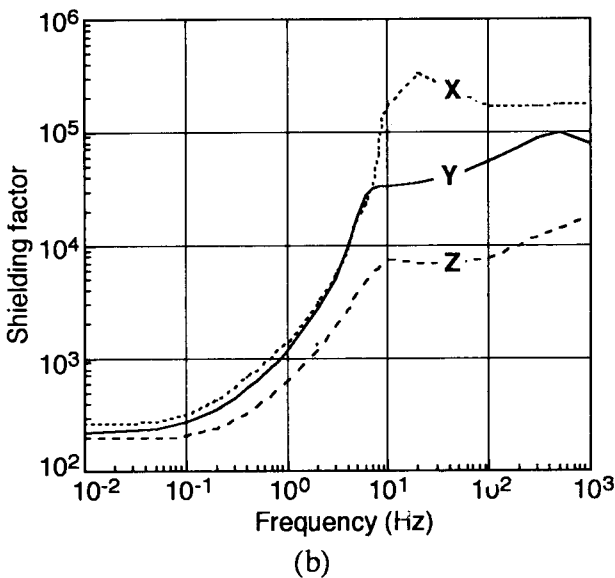
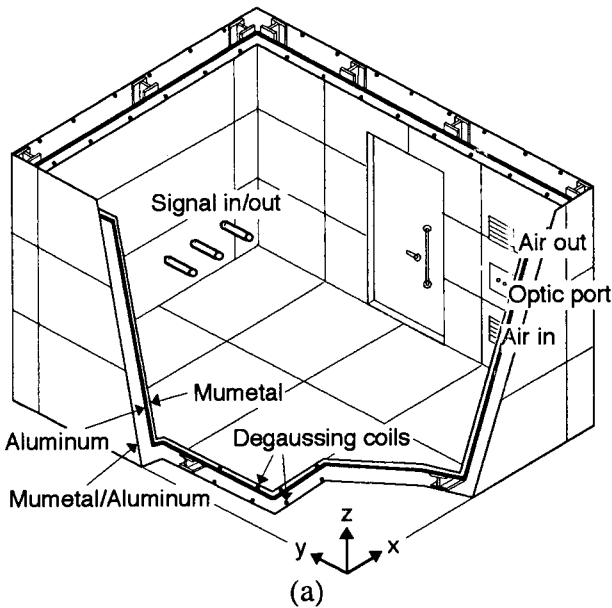


그림 4. (a) 자기차폐실의 구조, (b) 주파수에 따른 차폐율
 Fig. 4. (a) Schematic view of the magnetically shielded room and (b) magnetic shielding factors as a function of frequency

을 하였다. 차폐실 내부의 조명은 직류전원을 이용하며 내벽은 소음을 흡수할 수 있는 재료로 되어 있으며 흰색 페인트로 마감처리 하였다. SQUID 출력신호 검출을 위한 전선은 차단주파수가 2.2 GHz인 직경 8 cm, 길이 63 cm의 실린더 튜브를 통해 SQUID 조절기에 연결된다.

그림 4(b)는 주파수에 따른 x, y, z 방향의 차폐율 곡선을 보여준다. 측정된 차폐율은 0.01 Hz에서 200~270 이고, 1 Hz에서의 차폐율은 1000 내외, 10 Hz에서는 방향에 따라 차이는 있으나 8,000~200,000의 값을 가진다.

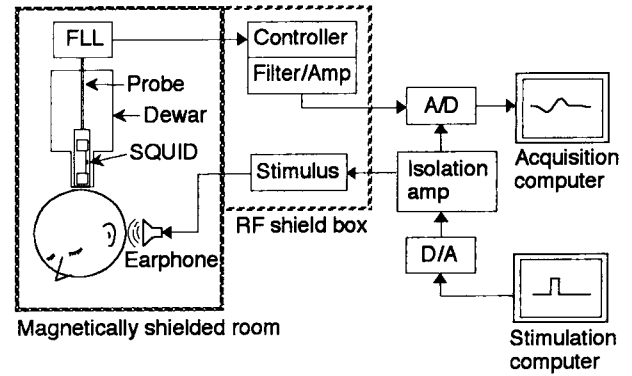


그림 5. 청각자극에 의한 뇌유발자장 측정장치도
 Fig. 5. Schematic diagram of the auditory evoked field measurement system

한편 직류지구자장에 대한 차폐율은 차폐실 중심에서 60 dB 이상으로 측정되었다. 차폐실내에서 SQUID 자력계로 측정된 자장잡음은 1 Hz에서 300 fT/√Hz, 10 Hz에서 50 fT/√Hz 내외의 값을 가진다[14].

6. 뇌자도 측정시스템 구성 및 성능

그림 5는 뇌자도 측정을 위한 실험장치도이다. SQUID는 단원이 우수하고 자기잡음이 적은 비자성 예폭시 용기로 냉각시키는데 용기바닥 부분에서 센서와 인체표면 사이의 간격은 약 15 mm 이다. 두아는 비자성 지지대 위에 놓고 사람은 목조침대 위에 눕게 된다. 뇌자도 신호는 SQUID를 지지하고 있는 probe 꼭대기에 있는 FLL 회로에서 증폭 및 적분이 되어 차폐실밖에 있는 SQUID 조절기 및 필터회로를 거쳐 신호측정용 컴퓨터에 입력된다. SQUID의 동작상태는 고주파 잡음에 매우 민감하기 때문에 실험실 부근에서 발생하는 전자파의 영향을 줄이기 위해 안정한 직류전원을 사용하였고, SQUID 조절기는 알루미늄으로 된 고주파 차폐상자내에서 동작시켰다.

청각자극에 따른 뇌유발자장 측정의 경우에는 자극발생용 컴퓨터에서 발생된 전기신호의 진폭이 조절된 후 비자성 이어폰을 통해 귀에 전달된다. 유발신호의 경우에는 신호 대 잡음비를 높이기 위해 각각의 자극에 따른 신호를 평균하였는데 동기신호를 시간 기준점으로 하여 가산 평균을 하며 신호의 처리는 LabVIEW로써 하였다. SQUID 조절기 출력신호는 A/D 카드를 통하여 측정용 컴퓨터에 수집되는데 τ-파와 같은 자발적인 신호는 동기신호에 의한 가산평균 없이 연속적으로 측정을 하게 된다.

그림 6(a)은 SQUID 시스템의 전체잡음이다. 이는 SQUID 센서의 잡음, 전자회로의 잡음, 자기차폐실내의 잔류잡음 등을 포함한 것으로, 1 kHz에서 자장기울기잡음은 3.4 fT/cm√Hz 내외인데 미분계의 기저길이를 곱하면 이는 약 10 fT/√Hz에 해당하는 자장잡음값이다.

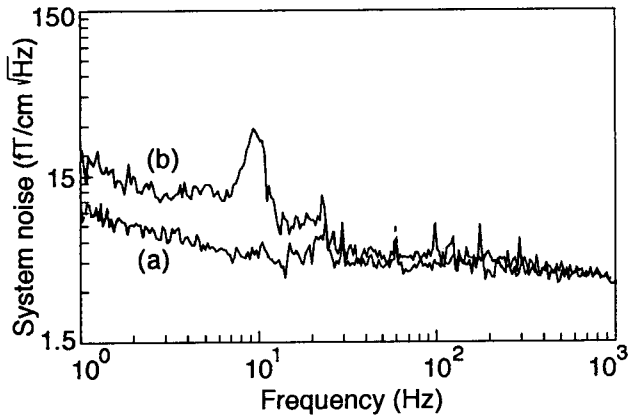


그림 6. (a) SQUID 시스템의 잡음스펙트럼, (b) 측두엽 부위에서 발생하는 잡음스펙트럼
 Fig. 6. (a) Noise spectrum of the SQUID system and (b) brain magnetic field noise from the temporal lobe

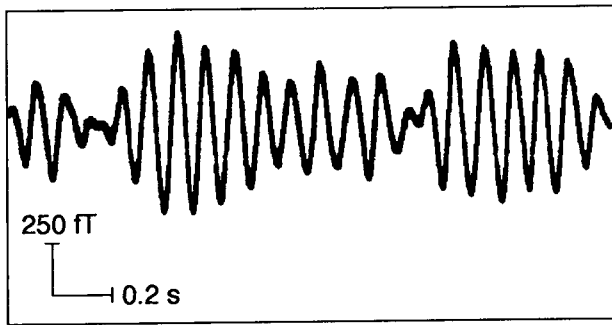


그림 7. 측두엽 부위에서 측정된 α -리듬
 Fig. 7. Spontaneous α -rhythm activity measured over the temporal lobe

그림 6(b)는 눈을 뜬 상태에서 정상인의 측두엽(temporal lobe) 부위에서 발생하는 잡음스펙트럼으로 이는 뇌자체의 잡음에 해당하는데 10 Hz 전후의 피크는 α -리듬에 의한 것이다. 그림 6(a)와 (b)로부터 차폐실내의 자기잡음을 포함하더라도 개발된 SQUID 시스템은 뇌자도신호 측정에 충분히 사용될 수 있는 감도를 가짐을 알 수 있다.

뇌자도 측정결과

그림 7은 눈을 뜬 상태에서 귀에 자극을 가하지 않았을 때 뇌의 측두엽부위에서($\sim T4$) 발생하는 α -리듬을 측정된 신호이다. 사용한 필터의 통과주파수 영역은 8~13 Hz이다. 10 Hz 전후의 리듬이 일어나고 있음을 알 수 있는데, 이는 청각시스템이 완전히 정지해 있지 않고 진동을 함으로서 뇌가 외부의 갑작스런 청각자극에 대해 빠르게 반응하기 위한 것으로 해석되고 있다[2]. 특이한 점은 후두엽에서 발생하는 α -리듬과는 달리 α -리듬은 눈을 뜬

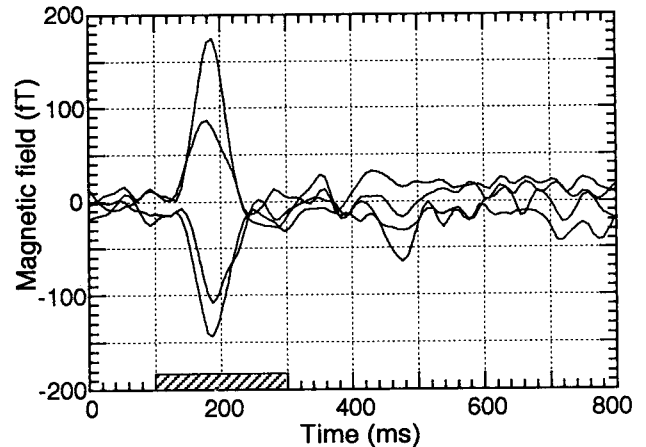


그림 8. 청각자극에 따른 뇌유발자장. 시간축의 빗금친 상자는 자극시간을 나타냄
 Fig. 8. Auditory evoked neuromagnetic fields. The hatched box on the time scale indicates the stimulus duration

상태에서도 발생하고 있음을 알 수 있다.

그림 8은 정상적인 사람의 왼쪽 귀에 80 dB의 세기로 1 kHz의 청각자극을 200 ms 동안 가했을 때 오른쪽 뇌의 측두엽부위에서 발생하는 자장을 측정된 결과이다. 피 측정자의 기대효과를 없애기 위해 자극과 자극사이의 간격은 1~2 초 사이에서 임의로 변하게 했다. 측정시 60 Hz 제거 필터와 0.3~100 Hz의 대역투과 필터를 사용하였고 128회의 가산평균을 하였다. A/D 카드의 표준화 주파수는 640/s 이다. 그림에서 보듯이 자극 시작시점으로부터 약 100 ms 뒤에 피크(N100m)가 발생되고 있다. 한편 오른쪽 귀에 자극을 가하고 오른쪽 측두엽부위에 측정했을 경우에는 잠복시간이 약 110 ms로 늦어지면서 피크의 진폭이 감소하는 경향을 보였다. N100m 피크의 크기는 위치에 따라 다르나 100~200 fT로서 양호한 신호대 잡음비를 가짐을 알 수 있다. 신호의 크기와 극성이 다른 것은 센서의 위치와 방향에 따른 것이다. N100m 피크가 나타나는 위치는 T4에서 C4쪽으로 약 2 cm 떨어진 곳으로 이곳은 뇌의 청각력에 해당한다.

토의 및 결론

뇌자도 측정기술 개발을 위해 자속-전압 변환계수가 현재 사용되고 있는 SQUID 방식에 비해 약 100배 큰 새로운 방식의 SQUID 센서를 개발하였고 검출코일을 SQUID와 같은 기판상에 집적화시킨 일체형 SQUID 센서를 제작하였다. 따라서 간단한 회로로써 SQUID 신호를 검출할 수 있도록 함으로서 다채널 시스템에 매우 적합하도록 하였다. 개발된 SQUID 센서의 우수한 감도, 자기차폐 등을 통해 시스템의 잡음을 뇌에서 발생하는 잡음이하로 낮

출 수 있었다. 이를 이용하여 4채널 시스템을 구성하였고 τ-리듬 및 청각자극에 따른 유발자장을 측정하였다. 청각 자극에 따른 양호한 신호 대 잡음비를 갖는 N100m 피크를 얻었다.

생체자기신호는 크게 나누어 시간적인 정보와 공간적인 정보를 제공하는데, 기능의 이상유무를 판단하고자 할 경우에는 신호의 파형분석이 진단에 필요한 일차적인 정보를 제공한다. 이럴 경우에는 채널수가 적어도 진단이 가능하고 센서의 위치를 옮겨가면서 여러 부위를 측정하면 파형의 이상을 유발시키는 전류원의 위치추정이 가능하다. 그러나 피측정자의 피로, 위치이동에 대한 거리오차 등이 생기기 때문에 전류원의 위치를 보다 정확히 추정하기 위해서는 다채널 시스템이 필수적이므로 현재 보다 넓은 부위의 공간적인 자장분포를 동시에 측정할 수 있는 다채널 시스템을 개발중이다.

참 고 문 헌

1. G.L. Romani, "Fundamentals of neuromagnetism", *Advances in biomagnetism*, New York, Plenum press, pp.33-46, 1989.
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.* vol. 65, No. 2, pp. 413-497, 1993.
3. R. Hari, "On brain's magnetic responses to sensory stimuli", *J. Clinical Neurophysiology*, vol. 8, no. 2, pp.157-169, 1991.
4. J.P. Wikswo, "SQUID magnetometers for biomagnetism and nondestructive testing: Important questions and initial answers", *IEEE Trans. Appl. Supercond.* vol. 5, no. 2, pp.74-120, 1995.
5. G.L. Brownell, T.F. Budinger, P.C. Lauterbur, P. L. McGeer, "Positron tomography and nuclear magnetic resonance imaging", *Science*, vol. 215, no. 4533, pp.619-626, 1982.
6. O.V. Lounasmaa, J. Knuutila and R. Salmelin, "SQUID technology and brain research", *Physica B*, vol. 197, pp.54-63, 1994
7. J. Clarke, "Principles and applications of SQUIDS", *Proc. IEEE*, vol. 70, no. 8, pp.1208-1223, 1989.
8. D. Drung, "Dc SQUID systems overview", *Supercond. Sci. Tech.* vol.4, pp.377-385, 1991
9. D.J. Adelerhof, H. Nijstad, J. Flokstra and H. Rogalla, "Relaxation oscillation SQUIDS with high $\delta V/\delta\Phi$ ", *IEEE Trans. Appl. Supercond.* vol. 3, no. 1, pp.1862-1865, 1993.
10. Y.H. Lee, H.C. Kwon, J.M. Kim, Y.K. Park and J.C. Park, "An integrated planar gradiometer based on a double relaxation oscillation SQUID", *Supercond. Sci. Technol.* vol. 9, pp.34-37, 1996.
11. M.B. Ketchen, "Design of improved integrated thin-film planar dc-SQUID gradiometers", *J. Appl. Phys.* vol. 58, no. 11, pp.4322-4325, 1985.
12. Y.H. Lee, H.C. Kwon, J.M. Kim, Y.K. Park and J.C. Park, "A compact planar gradiometer system for measuring tangential components of biomagnetic fields", *IEEE Trans. Appl. Supercond.* vol. 7, no. 2, pp.2752-2755, 1997
13. K. Tsukada et al., "Multichannel SQUID system detecting tangential components of cardiac magnetic field", *Rev. Sci. Instrum.* vol. 66, no. 10, pp.5085-5091, 1995.
14. 이용호, 권혁찬, 김진목, 임청무, 이상길, 박용기, 박종철, "생체자기계측을 위한 자기차폐실의 설치 및 특성", *한국자기학회지*, vol. 6, no. 4, pp.264-270, 1996.

= 국문초록 =

초전도양자간섭소자(SQUID)를 이용한 자장센서는 현재 개발된 자장센서중에서 감도가 가장 우수한 소자로서 인체의 두뇌에서 발생하는 매우 미약한 자장의 측정이 가능하다. 뇌자도측정은 현재 많이 사용되고 있는 전기적인 측정(뇌파, 뇌유발전위)에 비해 공간분해능이 우수하고, fMRI나 PET에 비해서는 시간분해능이 우수하므로 뇌기능연구에 유용하게 사용될 수 있다. 본 연구에서는 뇌자도 측정을 위하여 4-채널 SQUID 시스템을 개발하였다. 개발된 시스템의 주요 특징은 새로운 방식의 SQUID 센서를 채택함으로써 간단한 회로로써 SQUID 구동이 가능하도록 하였으며, 검출코일의 신뢰성을 향상시키기 위하여 집적화된 평면형 코일을 사용하였다. 외부 환경잡음을 소거하기 위하여 자기차폐실을 설치하였고, 개발된 SQUID 시스템을 이용하여 뇌의 청각영역으로부터 발생하는 자기신호를 측정하였다.