# 40채널 SQUID 시스템의 설계

°이용호[1], 김진목[1], 권혁찬[1], 임청무[1], 이상길[1], 박용기[1], 박종철[1],
이동훈[2], 신진교[2], 안창범[2], 박민석[3], 허용[3], 홍종배[3]
[1]한국표준과학연구원 초전도그룹, [2]광운대학교 전기공학과, [3]서울대학교 물리교육과

# Design of a 40 channel SQUID system

°Y. H. Lee[1], J. M. Kim[1], H. C. Kwon[1], C. M. Lim[1], S. K. Lee[1], Y. K. Park[1], J. C. Park[1],
D. H. Lee[2], J. K. Shin[2], C. B. Ahn[2], M. S. Park[3], Y. Hur[3] and J. B. Hong[3]
[1]Superconductivity Group, Korea Research Institute of Standards and Science,
[2]Dept. of Electrical Engineering, Kwangwoon University,
[3]Dept. of Physics Education, Seoul National University

## ABSTRACT

We report on the design of a low-noise 40 channel SQUID system for biomagnetism. We used low-noise SQUID sensor with the pickup coil integrated on the same wafer as the SQUID. The SQUID electronics were simplified by increasing the voltage output of the SQUID. The SQUID insert was designed to have low thermal load, minimizing the liquid helium loss. The digital signal processing provides versatile analysis tools and the software is based on the object-oriented programming. For the effective localization of the source location, solutions of the inverse problems based on the lead-field and the simulated annealing were studied.

## 1. 서 론

인체의 심장 및 두뇌 등으로부터 발생하는 미약한 자장을 고감도 자장센서인 Superconducting QUantum Interference Device(SQUID)로 측정함으로써 의학적 진단과 심장 및 뇌에 대한 기능연구가 선진각국에서 활발히 진행되고 있다. 생체자기측정을 이용한 진단은 비접촉, 비파괴적이면서 자장을 발생시키는 체내 활동전류에 대한 3차원적인 정보를 얻을 수 있고 시간분해능이 우수하기 때문에 인체의 기능적인 정보를 얻는데 유용하게 사용될 수 있다. 따라서 MRI 등으로부터 얻은 해부학적인 정보와 결합했을 때 매우 유용한 의학적인 정보를 제공하고 있다.[1]

자장의 공간적인 분포를 가능한 짧은 시간에 측정하기 위해서는 다채널 시스템이 필수적인데, 채널수가 증가할수록 SQUID 센서 및 구동회로를 포함한 전체 시스템의 소형화 및 동작의 안정성 등이 공학적으로 중요한 성능지수가 된다. 신호처리를 위한 소프트웨어는 사용이 쉽고 다양한 분석이 가능해야 하고, 전류원의 위치를 가능한 짧은 시간에 효과적으로 찾기 위해서는 전류원 및 도체에 대한 정확한 모델링 및 수치계산법이 요구된다.[2,3]

본 논문에서는 이러한 기본개념을 바탕으로 생체자기 측정용 40채널 SQUID 시스템의 설계에 관해 발표한다.

## 2. SQUID 센서 설계

본 연구에서는 다채널 생체자기 측정시스템에 적합한 고감도 SQUID 센서로서 자장신호에 대한 SQUID 출력전압, 즉, 자속-전압 변환계수가 매우 큰 새로운 방식의 SQUID인 double relaxation oscillation SQUID를 이용하여 센서를 설계함으로써 간단한 회로로 SQUID 구동이 가능하도록 하였다. 또한 자장검출코일을 평면형 미분계로 하고 SQUID와 동일 기판상에 제작함으로서 신뢰성이 큰 일체형 SQUID 센서를 실현시켰다.[4] 제작된 SQUID의 잡음은 자기차폐실내에서[5] 동작시켰을 때 100 Hz에서 5 fT/$\sqrt{Hz}$ 내외로서 뇌자도연구에 충분히 사용될 수 있는 감도를 가진다.

## 3. SQUID 구동회로

Head box내에 전단증폭기, 적분기 및 스위칭 회로 등 flux-locked loop (FLL) 회로를 설치함으로서 controller로 부터의 잡음을 차단하였다. 또한 head PCB를 모듈화하여 크기가 작고 쉽게 교체할 수 있도록 하고, 알루미늄 box하나에 8채널의 FLL 회로가 장착되며, 모든 콘트롤 신호는 head box 내에서 low pass filter회로를 거치게 하여 고주파 잡음을 차단하였다. 전단증폭기는 입력잡음이 작은 LT1028으로 구성되며 SQUID 및 연결선을 포함한 입력부의 임피던스 영향을 받지 않도록 차동증폭기 방식으로 구성하였다. 전단증폭기의 입력잡음은 100 Hz에서 1.8 nV/$\sqrt{Hz}$ 내외이다. SQUID의 자속-전압 변환계수가 매우 크기 때문에 직류 인가전류를 사용하고 상온의 직류증폭기로 증폭이 가능하므로 FLL회로를 크게 간단히 할 수 있었다.

40채널 controller는 모두 3개의 sub-rack으로 구성되며, 각각의 sub-rack에 16채널의 SQUID를 구동시킬 수 있도록 하였고, 각 채널별로 모듈화하여

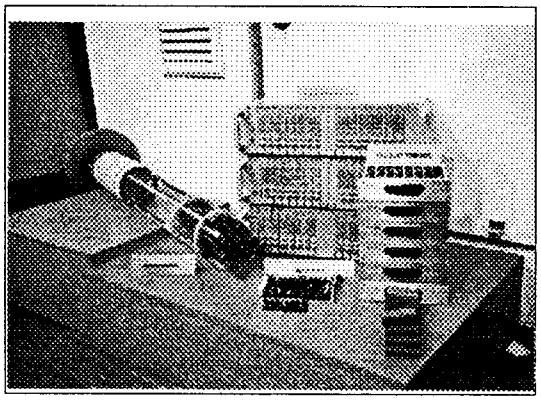

그림 1. SQUID insert와 구동회로의 사진.

쉽게 교체 및 증설할 수 있도록 하였다. Control box에서 인가전류 및 자속 lock-in 레벨을 조절할 수 있게 하고 FLL 스위치를 동작하도록 하였다.

Head box의 출력신호는 control box내에서 증폭기를 거친 후 고주파 여파기, 저주파 여파기 및 60 Hz notch 여파기를 선택적으로 통과할 수 있도록 하였다. 컴퓨터에 의한 잡음이 SQUID 구동회로에 유입되지 않도록 하기 위해 A/D 카드와 구동회로 사이에 추가적으로 RF-필터를 부착하였다.

## 4. 40 채널 SQUID insert

40채널 insert는 모두 16개의 에폭시 블록으로 구성되며, 각각의 블록에는 센서가 x, y 방향으로 2~4개 부착되어 있으며 각각의 블록은 독립적으로 교체가 가능하도록 설계하였다. Adaptive filtering을 이용한 신호대 잡음비 개선을 위하여 40개의 신호채널외에 기준채널로서 4개의 평면형 미분계와 x, y, z 방향의 3개의 자력계를 부착시켰다.

열전달에 의한 헬륨손실을 최소화하기 위해 열전도도가 적은 망가닌선을 전류와 피이드백 선으로 사용하였고, 전압신호선은 선저항에 의한 전압잡음 유입을 최소화하기 위해 인청동선을 사용하였다. 또한 radiation baffle을 사용하여 dewar neck을 통해 외부로부터 유입되는 열을 차단시켰고 증발되는 He 가스를 이용하여 배선을 냉각시키도록 설계하였고, sliding mechanism을 사용하여 부품의 열수축에 의한 insert의 길이변화를 보상할 수 있도록 하였다.

그림 1은 SQUID가 부착된 insert, FLL회로 및 SQUID 구동회로의 사진이다.

## 5. 디지털 신호처리

프로그램은 사용이 간편하고 각종 파라메터의 변경이 쉽도록 설계되었으며 사용언어는 C++이다. 실시간적 데이터수집, display 및 저장이 가능하며, software trigger 기능이 가능하여 뇌 유발자장의 신호대 잡음비를 개선할 수 있다. Cut-off 주파수 및 필터형태의 선택이 가능한 각종 디지털 필터와 FFT 분석이 가능하도록 하였다.

Wavelet 변환, chaos 분석과 같은 비선형 분석이 가능하며, 특히 adaptive filtering 방법을 이용하면 종래의 단순 averaging 결과와 비교할 때 신호대 잡음비가 크게 개선됨을 시뮬레이션으로 확인하였다.

Spline 보간법을 이용하여 자장등고선을 작성하고, 시간 및 공간적인 mapping이 가능하도록 하였다. 또한 자장분포의 동적인 변화를 볼 수 있도록 cine map을 개발하였다.[6]

## 6. 전류원의 위치 계산

Lead-field 방법은 전류원의 분포를 비교적 쉽게 알려주는데 비해 전류원의 위치와 성분에 대한 정보는 정확하게 제공하지 못한다. 한편 simulated annealing 방법은 전류원의 위치 및 성분을 매우 정확히 결정할 수 있으나 계산시간이 오래 걸리고 전류원의 분포에 대해서는 정확성이 떨어진다.

따라서 본 연구는 lead-field 방법과 simulated annealing 방법을 결합시켜, lead-field방법으로 얻은 전류원의 분포에 대한 대략적인 정보를 simulated annealing 계산 과정에 투입함으로서 효과적으로 전류원에 대한 정보를 구하도록 해법을 개발하고 있다.

## 감사의 글

본 연구는 과학기술부의 연구비(스타프로젝트) 지원으로 수행되었습니다.

## 참고문헌

1. M. Hamalainen *et al.* "Magnetoencephalography - theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain", *Rev. Mod. Phys.* **65**, pp. 413-497, 1993.
2. J. P. Wikswo, "SQUID magnetometers for biomag-netism and nondestructive testing : Important questions and initial answers", *IEEE Trans. Appl. Supercond.* **5**, pp. 74-120, 1995.
3. D. Drung, "Dc SQUID systems overview", *Supercond. Sci. Tech.* **4**, pp. 377-385, 1991
4. Y. H. Lee *et al.* "Double relaxation oscillat-ion SQUID with high flux-to-voltage transfer and its application to a biomagne-tic multichannel system", *J. Kor. Phys. Soc.*, **32**, pp. 600-605, 1998.
5. 이용호, 권혁찬, 김진목, 임청무, 이상길, 박용기, 박종철, "생체자기계측을 위한 자기차폐실의 설치 및 특성", 한국자기학회지, **6**, pp. 264-270, 1996.
6. 이동훈, 신진교, 이용호, 안창범, "뇌자도 신호처리 시스템", 대한의용생체공학회 학술대회 논문집, 제20권, pp. 173-174, 1998.