

The characteristics of DROS magnetometer and MCG measurement

C. S. Kang^{*,a,b}, Y. H. Lee^b, H. Kwon^b, J. M. Kim^b, K. K. Yu^b, Y. K. Park^b, S. G. Lee^a

^a Department of Physics, Korea University, Jochiwon, Chungnam, Korea

^b Bio-signal Research center, Korea Research Institute of Standards and Science, Daejeon, Korea

Received 21 February 2007

DROS 자력계의 동작특성 및 심자도 측정

강찬석^{a,b}, 이용호^{*,b}, 권혁찬^b, 김진목^b, 유권규^b, 박용기^b, 이순걸^a

Abstract

We developed a SQUID magnetometer based on Double Relaxation Oscillation SQUID(DROS) for measuring magnetocardiography(MCG). Since DROS provides a 10 times larger flux-to-voltage transfer coefficient than the conventional DC-SQUID, simple flux-locked loop electronics could be used for SQUID operation. Especially, we adopted an external feedback to eliminate the magnetic coupling with adjacent channels. When the DROS magnetometer was operated inside a magnetically shielded room, average magnetic field noise was about $5 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ at 100 Hz. Using the DROS magnetometer, we constructed a multichannel MCG system. The system consisted of 61 magnetometers are arranged in a hexagonal structure and measures a vertical magnetic-field component to the chest surface. The distance between adjacent channels is 26 mm and the magnetometers cover a circular area with a diameter of 208 mm. We recorded the MCG signals with this system and confirmed the magnetic field distribution and the myocardial current distribution.

Keywords : SQUID, DROS, Magnetometer, MCG

I. 서 론

사람의 심장은 그 전기 생리학적인 활동으로 인해 약 10 pT 정도의 자장신호를 발생시키는데 이러한 매우 미약한 자장신호를 SQUID를

이용하여 측정하는 심자도는 자장발생의 원인이 되는 활동전류의 위치, 방향 및 크기에 대한 정보를 비교적 공간적인 왜곡 없이 얻을 수 있는 기술로서 새로운 의료진단방법으로 기대되고 있다. 현재 미국, 일본, 독일 및 이탈리아 등 여러 국가에서 상용의 심자도 장치를 개발하여 시판하고 있으며 점차 임상에의 적용이 활발해 지고 있는 추세이다. 이러한 심자도 신호를 측정하기 위해서는 약 10 pT 정도의 매우

*Corresponding author. Fax : +82 42 868 5235

e-mail : yhlee@kriss.re.kr

+On leave from KRISS.

미약한 신호를 검출해 낼 수 있는 고감도의 센서제작 기술이 우선 시 되어야 하는데, 현재 본 연구단에서 개발하여 측정에 응용하고 있는 저온초전도 Nb을 이용한 자력계 센서는 자기차폐 공간에서 수 \sim fT/ \sqrt Hz 내외의 자장감도를 나타내고 있어 10 pT 내외의 심자도 신호를 측정하기에 충분한 감도를 나타내고 있다. 뿐만 아니라 기존의 DC-SQUID 방식에 비해 약 10배 정도 큰 자속-전압 변환계수를 나타내는 DROS (Double Relaxation Oscillation SQUID) 방식을 적용하여 상온의 전단증폭기로 이루어진 간단한 전자회로도 SQUID의 출력신호를 직접검출할 수 있게 되어 심자도와 같이 매우 크기가 작은 자장 신호를 검출하기에 적합한 성능을 갖추고 있다 [1, 2].

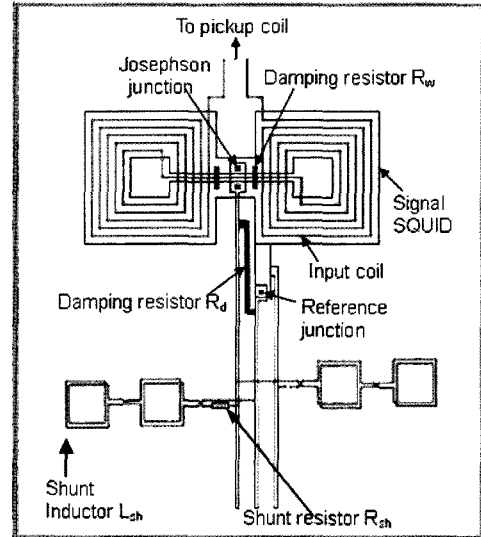
한편 여러 개의 센서를 측정에 동시에 사용하는 다채널 시스템을 구성 할 경우, 넓은 영역을 한번에 측정하기 때문에 측정시간을 단축시킬 수 있을뿐더러, 보다 정확한 시, 공간적 해석을 가능하게 해준다. 그러므로 최근의 심자도 장치 개발은 심장신호영역 전체를 커버할 수 있는 수준의 다채널 장치를 개발하는 추세이다.

본 연구에서는 심자도 측정에 적용하기 위한 DROS 방식의 자력계를 설계 및 제작하였으며 자기차폐공간에서 그 동작특성 및 잡음특성을 조사하였다. 또한 제작된 자력계를 이용하여 61채널 시스템을 구성하여 심자도 측정에 응용하였으며 측정된 심자도 신호의 자장맵을 통해 그 공간분포를 확인하였고, MNE(minimum norm estimation) 방법을 이용한 역문제 해법을 통해 심자도 신호의 신호원이 되는 심근전류원 분포를 확인하였다 [3].

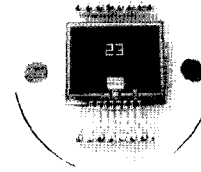
II. DROS 자력계 시스템.

1. DROS 자력계

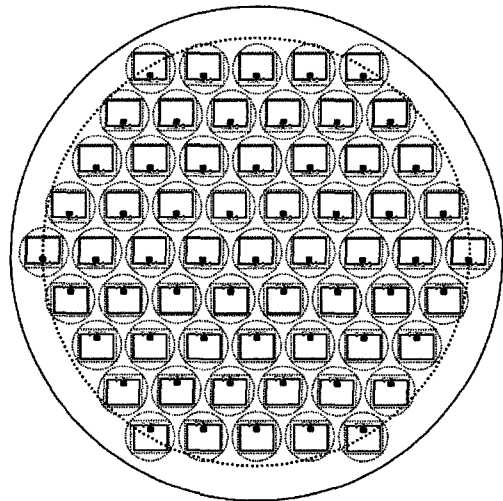
자력계는 SQUID 부분과 검출코일 부분으로 이루어지는데 SQUID 부분은 다시 DROS 부분, 귀환코일, 입력코일 그리고 자속 Trapping 제거



(a)



(b)



(c)

Fig. 1. (a) Close-up view of the DROS part, (b) overall image of a magnetometer on a PCB and (c) sensor configuration of 61 magnetometers.

Table 1. Typical parameters for a DROS magnetometer.

Signal SQUID		
Critical current	$2I_0$	10 ~ 20 μ A
SQUID inductance	L	124 pH
β_L		~ 1
Damping resistor	R_w	3 Ω
Junction area		4 μ m x 4 μ m
Reference Junction		
Critical current	$I_{c2}(<2I_0)$	10 ~ 20 μ A
Junction area		5 μ m x 5 μ m
Relaxation Circuit		
Shunt resistor	R_{sh}	1.5 Ω
Shunt inductance	L_{sh}	2 nH
Damping resistor	R_d	50 Ω
Input coil		
Number of turns		9 turns
Linewidth		5 μ m
Inductance	L_i	37 nH
Mutual inductance		
With SQUID	M_i	1.92 nH
Damping resistor	R_x	10.5 Ω
Damping capacitance	C_x	30 pF
Peak up coil		
Area		11.5 mm x 8.8 mm
Linewidth		0.5 mm
Inductance		32.8 nH

를 위한 히터 부분으로 구성되어 있다. DROS는 직렬 연결된 두 개의 hysteretic SQUID(기준 SQUID와 신호SQUID)에 저항과 인덕터로 구성된 이완회로를 병렬연결 시켜놓은 것이 일반적인 구조이나, 본 연구에 사용된 DROS는 기준 SQUID 대신 기준 접합을 사용 하여 배선 수를 두 개 줄이고 기준 SQUID에 의한 자속 trapping의 영향을 줄였다[4, 5]. 귀환코일 방식 또한 다채널 시스템 형성 시 인접 검출코일들 간의 간섭을 없앨 수 있는 외부귀환방식을 사용하였다. 표 1은 자력계의 각종 parameter 들로 설계 값과 실제측정값이 거의 같은 결과를

나타낸다. 그림 1(a), 1(b)는 DROS 부분의 자세한 구조와 자력계 전체의 모습을 보여준다. 자력계 내의 모든 부분이 서로간의 자기적인 영향을 최소화 하도록 설계되었고 damping 저항을 이용해 각종 인덕턴스와 정전용량들 사이의 공명 현상들을 제거하였다. 자력계 센서는 다층 박막공정을 이용한 4-level 공정으로 제작되며, 제작된 자력계 센서는 지름 24 mm 원형 PCB에 에폭시 접착제를 이용하여 부착된다.

2. 61채널 자력계 시스템

자력계 시스템은 신호채널과 기준채널로 이루어져 있다. 신호채널은 심자도 신호를 측정하는 채널로서 그림 1(c)에서 볼 수 있듯이 61개의 자력계 센서가 원형 sensor plate에 육각형 모양으로 배치되어 있는데, 지름이 약 208 mm 인 원형 범위가 그 측정영역이다. 기준채널은 일반적으로 신호원으로부터 거리가 먼 곳에 위치시켜 신호와는 공간적인 연관성이 적은 잡음만을 측정하는 채널로서 추가적인 잡음제거 방법을 적용하기 위하여 배치하는데, 본 연구에서는 3개의 자력계 센서를 신호채널로부터 Z 방향으로 90 mm 위쪽에 배치하였다. 신호채널과 기준채널 모두 사람가슴 표면에 수직한 자장성분(법선성분)을 측정한다.

III. DROS 자력계의 동작특성

제작된 DROS 자력계의 특성조사는 센서를 액체헬륨이 든 비 자성 fiber glass dewar에 넣은 채로 자기차폐실 내부에서 시행하였다. FLL 회로를 구성하여 SQUID 출력을 검출하였을 때 자력계의 자속-전압곡선에서 변조전압의 크기는 평균 70 μ V내외이며 자속-전압 변환계수는 1 mV/ Φ_0 내외가 얻어졌다. 그림 2는 자력계를 자기차폐실 내부에서 동작시켰을 때의 잡음스펙트럼이며 10회 가산 평균한 값이다. 1 Hz에서는 약 30 fT/ \sqrt Hz 정도의 값을 가졌으며 100 Hz 근방에서 평균 4~6 fT/ \sqrt Hz의 값을 가졌다. 이는 10 pT 정도 크기의 심자도 신호를 측정하기에

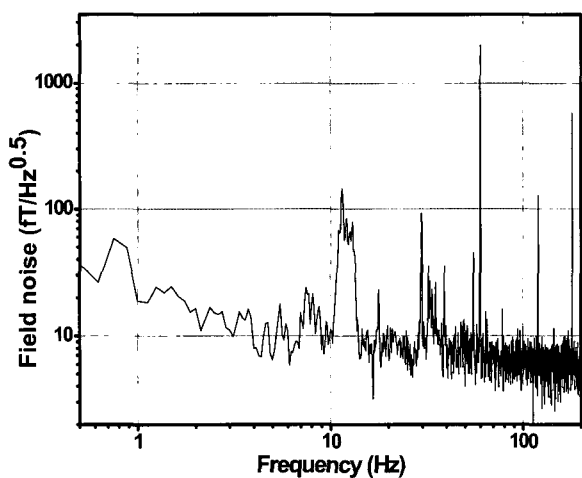


Fig. 2. Noise spectrum of a magnetometer in a magnetically shielded room.

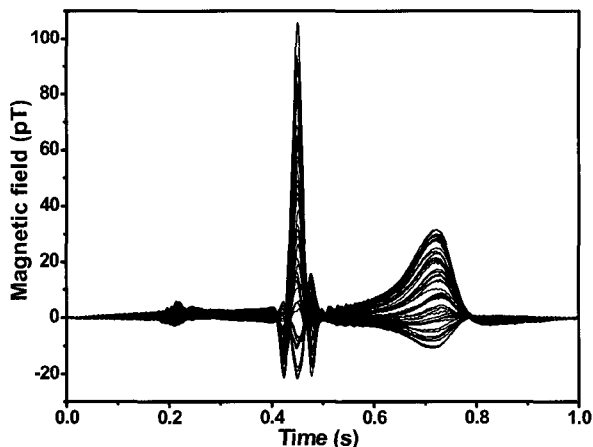
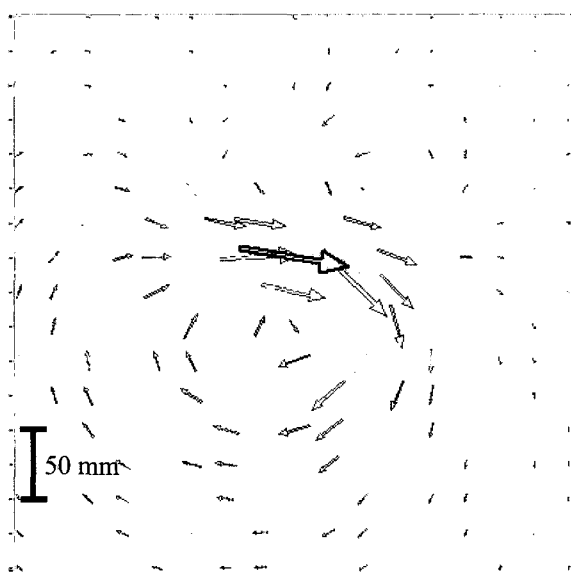


Fig. 3. Recorded MCG signals by using 61 channel magnetometer system.

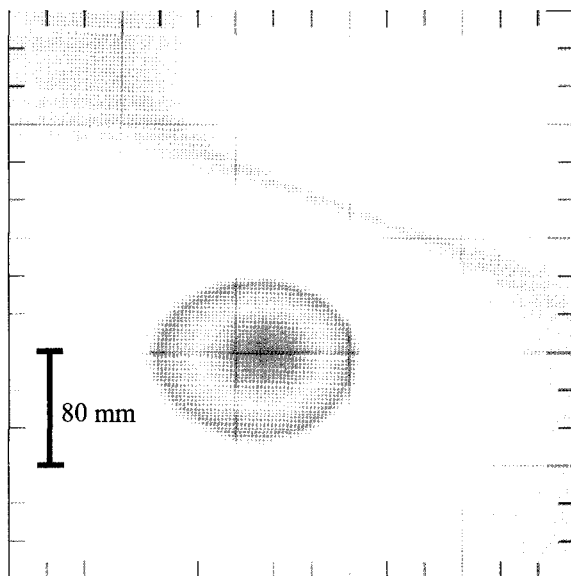
충분한 값이다. 1~30 Hz 대역에서 보이는 피크들은 건물 및 기타 자장 잡음들이 충분히 차폐되지 못한 채 자기 차폐실내로 유입되어 생긴 것이다

IV. 61채널 시스템을 이용한 심자도 측정

제작된 자력계 시스템을 이용하여 심자도 신호를 측정하였다. 심자도 측정은 차폐율이 0.1



(a)



(b)

Fig. 4. (a) Myocardium current map and magnetic field map at R-peak.

Hz와 1 Hz에서 각각 33 dB와 48 dB인 자기차폐실 내부에서 이루어졌으며 500 Hz sampling rate로 30 초간 측정하였다. 측정 시 hardware 0.3 Hz 고역통과 필터 및 100 Hz 저역통과 필터 그리고 60 Hz notch 필터를 사용하였다. 그림 3은

측정된 심자도 신호를 보여주는데 background 잡음의 rms 값 대비 R-peak의 신호의 크기를 신호 대 잡음비로 정의할 때 추가적인 digital filtering 이나 가산평균을 하지 않은 상태에서도 61채널 전체에서 평균 약 35 dB의 우수한 신호 대 잡음 비를 나타내고 있다.

또한 그림 4는 61채널 시스템으로 측정된 정상인의 심자도 신호 중 특정 시점(R-peak)에 대해 역문제를 풀어 계산해낸 심근 전류원 분포와 이 전류원 분포를 이용하여 재구성한 자기장 분포도를 보여준다.

일반적으로 가슴 표면에 수직한 자장성분은 그 전류원의 바로 위에 크기가 0이고 극성이 +, -인 최대값이 전류원의 양쪽에 형성되는 자장 분포를 보이며, 이 +, -인 두 극 사이의 거리를 x 라 할 때 전류원의 깊이 d 와 x 는 $x=\sqrt{2} \cdot d$ 인 관계를 가진다. 그러므로 심자도 측정 시 센서와 심장 사이의 거리가 70~80 mm 임을 고려하면, 측정반경이 적어도 100 mm 이상이 되어야만 심장에서 발생하는 모든 자장 신호를 손실 없이 측정할 수 있게 된다. 그림 4 (a)에 나타난 심근전류원 분포가 +, - 양극을 모두 포함하고 있음이 확인되는데 이는 측정반경이 104 mm 인 61채널 시스템이 심자도 신호발생 영역 전체로부터 신호를 적절히 받을 수 있음을 의미한다.

VI. 결 론

심자도 측정을 위한 DROS 자력계를 설계 및 제작하여 그 동작특성 및 잡음특성을 조사하였다. DROS 의 큰 자속-전압 변환계수로 인해 간단한 구동회로로서 FLL 동작을 시킬 수

있었고, 자기차폐실 내부에서 동작시켰을 때 자력계의 평균 자장잡음은 200 Hz 대역에서 약 4~7 fT/√Hz 내외로 나타났다.

또한 제작된 자력계를 이용하여 다채널 시스템을 구성하여 심자도 측정에 응용하였을 때 약 35 dB의 우수한 신호 대 잡음비를 가지는 것을 확인하였고 측정된 신호를 바탕으로 역문제를 풀어 구한 심근전류원 분포와 자장맵을 통하여 61채널 시스템이 심자도 신호발생 영역 전체로부터 신호를 적절히 받을 수 있음도 확인하였다.

감사의 글

본 연구는 전문연구개발사업으로 수행되었습니다.

References

- [1] S. A. Gudoshnikov, Yu. V. Maslennikov, V. K. Semenov, O. V. Snigirev and A. V. Vasiliev, IEEE Trans. Magn. **25**, 1178 (1989).
- [2] D. J. Adelerhof, H. Nijstad, F. Flokstra and H. Rogalla, J. Appl. Phys. **76**, 3875 (1994).
- [3] J. Numminen, S. Ahlfors, R. Ilmoniemi, J. Montonen, and J. Nenonen, "Transformation of multichannel magnetocardiographic signals to standard grid form," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, pp. 72-78, Jan. 1995
- [4] Y. H. Lee, H. C. Kwon, J. M. Kim, Y. K. Park and J. C. Park, J. Korean. Phys. Soc. **32**, 600(1998).
- [5] W. Jaszczuk, H. J. M. ter Brake, J. Flokstra, D. Veldhuis, R. Stammis and H. Rogalla, Meas. Sci. Technol. **2**(1991).