

Measurement of fMCG Signals using an Axial Type First-Order SQUID Gradiometer System

K. K. Yu^{*}, K. Kim, C. S. Kang, J. M. Kim and Y. H. Lee

Korea Research Institute of Standards and Science, Daejeon, Korea

(Received 16 March 2009; revised 7 April 2009; accepted 14 April 2009)

권선형 1차 미분계를 이용한 태아심자도 신호 측정

유권규^{*}, 김기웅, 강찬석, 김진목, 이용호

Abstract

We have fabricated a low-noise 61-channel axial-type first-order gradiometer system for measuring fetal magnetocardiography(MCG) signals. Superconducting quantum interference device(SQUID) sensor was based on double relaxation oscillation SQUID(DROS) for detecting biomagnetic signal, such as MCG, magnetoencephalogram(MEG) and fetal-MCG. The SQUID sensor detected axial component of fetal MCG signal. The pickup coil of SQUID sensor was wound with 120 μm NbTi wire on bobbin(20 mm diameter) and was a first-order gradiometer to reject the environment noise. The sensors have low white noise of 3 fT/Hz^{1/2} at 100 Hz on average. The fetal MCG was measured from 24~36 weeks fetus in a magnetically shielded room(MSR) with shielding factor of 35 dB at 0.1 Hz and 80 dB at 100 Hz(comparatively mild shielding). The MCG signal contained maternal and fetal MCG. Fetal MCG could be distinguished relatively easily from maternal MCG by using independent component analysis(ICA) filter. In addition, we could observe T peak as well as QRS wave, respectively. It will be useful in detecting fetal cardiac diseases.

Keywords : SQUID, Magnetically shielded room, fetal magnetocardiography, Independent component analysis filter

I. 서론

비침습적이고 비접촉적 측정방법인 태아 심자도 (fMCG : fetal magnetocardiography)는 태아와 산모

에게 스트레스를 주지 않고 안락한 의료 환경에서 태아의 심장 기능을 진단할 수 있다 [1]. 1974년 Karineimi [2]에 의해 처음 보고된 후, 그 유효성에 대한 연구가 활발하게 이루어지고 있다 [1, 3, 4]. 태아의 심장 신호는 수 pT 이하로 산모의 심장 신호보다 수십배 작은 매우 미약한 신호이다. 일반적으로 사용되는 태아 심전도(fECG : fetal

^{*}Corresponding author. Fax : +82 42 868 5291
e-mail : kkyu@kriss.re.kr

electrocardiography)는 태아의 심장활동에 필요한 전기신호를 직접 측정하는 장치이다. 하지만 태아를 감싸고 있는 vernix caseosa라는 전기 절연성이 큰 물질로 인해 대부분의 신호는 왜곡되고 상쇄되어 매우 낮은 신호 대 잡음비(SNR)를 가지거나, 신호를 측정하지 못하는 경우가 발생한다고 보고된다 [5, 6]. 따라서 신호의 감소 없이 높은 SNR을 가지는 신호 검출 장치가 요구된다. Vernix caseosa 막은 자기장에 대해 투명한 성질을 가지므로 자기 신호의 감소 없이 외부로 전달할 수 있다. 이러한 자기 신호를 측정하는 fMCG가 태아의 극미세 심장 신호를 정밀 측정할 수 있는 대안으로 많은 연구가 활발히 이루어지고 있다 [3, 7]. 태아의 심장 신호는 매우 작은 신호이기 때문에 고감도의 센서 뿐만 아니라, 효과적인 환경잡음제거 기술과 신호처리 기술도 함께 요구된다. 환경잡음은 자기차폐실과 자장을 검출하는 코일의 형태를 1차 혹은 2차 미분계 형태를 취함으로써 효과적으로 제거할 수 있다 [8, 9]. 또한 여러 가지 신호처리 기술을 이용하여 환경잡음 제거하고, 산모와 태아의 복합 신호를 fMCG만 추출하여 분석하는 연구가 이루어지고 있다 [10, 11].

본 연구에서는 높은 신호 대 잡음비를 가지는 다채널 MCG 장치를 제작하였다. 극미세 태아 심자도 신호를 측정함으로써 향후 선천성 태아 심장 질환을 예방하는데 필요한 모니터링 기술을 확보하고자 하였다. 환경잡음 제거를 위해 자기 차폐실을 자체 제작하였다. 임신 24주에서 34주된 태아를 대상으로 심자도를 측정하여 신호 대 잡음비를 확인하였다. 효과적인 분석을 위해 디지털 신호처리 기술을 이용하여 복합신호로부터 fMCG를 분리하였다.

II. 실험 방법

A. 센서 제작 및 측정 인서트 구성

다채널 MCG 장치에 사용된 초전도 양자간섭소자(Superconductivity Quantum Interference Device : SQUID) 센서는 큰 자기-전압 변환 계수를 가지는 이중이완발진 초전도 양자간섭소자(Double

Relaxation Oscillation SQUID : DROS) 형태로 제작하였다^[5]. 검출 코일은 직경이 20 mm인 G-10 epoxy 봉에 직경 0.125 mm인 NbTi 선을 1차 미분계 형태로 감아서 준비하였다. SQUID 센서와 검출코일은 직경 25 μm 인 Nb 선을 2400 °C에서 열처리하여 ultrasonic bonder를 이용하여 직접 연결하였다. Fig. 1은 조셉슨 접합과 검출코일에 연결된 SQUID 센서를 나타낸 것이다. 센서의 배치는 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여, 심장신호를 최대한 효율적이고 손실 없이 측정할 수 있는 형태로 구성하였다. Fig. 2는 제작된 SQUID 센서 61개를 이용하여 구성한 다채널 측정 인서트를 나타낸 것이다.

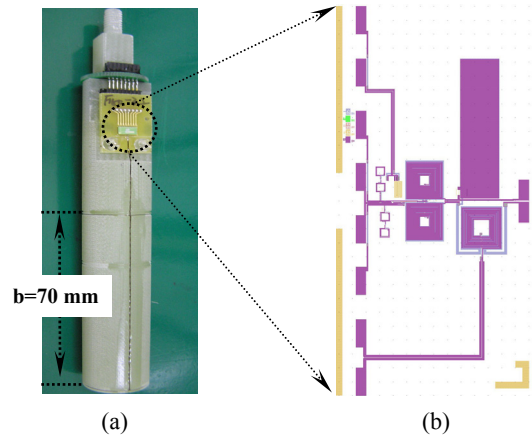


Fig. 1. (a) Photograph of wire wound first order gradiometer with baseline 70 mm pickup coil, (b) Schematic diagram of SQUID sensor.

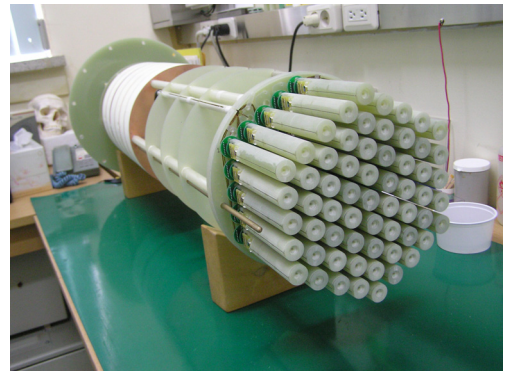


Fig. 2. Photograph of 61channel SQUID insert to measure biomagnetic field.

B. 자기 차폐실 제작 및 fMCG 시스템 구성

제작된 자기차폐실의 내부공간은 가로×세로×높이가 2.4×2.4×2.4 미터로 넓게 하여 산모와 태아에게 진단시 안락한 느낌을 가지게 하였다. Radio frequency 노이즈 차폐를 위해 전도성이 뛰어난 두께 12 mm인 알루미늄 판을 사용하였고, 자기 차폐를 위해 투자율이 높은 78 % 니켈이 함유된 u-metal을 사용하였다. 저온 초전도 센서를 냉각시키기 위해 용량이 40 L인 액체 헬륨 듀아를 제작하였다. X, Y, Z 축으로 구동이 자유로운 측정용 칩대를 사용하여 최적의 태아 심자 위치를 산모의 움직임없이 찾고자 하였다. 측정된 신호는 선형 Flux-Locked-Loop(FLL) 회로를 통해 적분과 증폭되고, 전력선 잡음과 환경잡음을 제거하기 위해 필터를 통과하였다. 필터링 된 신호는 DAQ board (NI instruments)를 통해 디지털 신호로 변환하였다. 데이터 수집과 분석을 위해 일반 PC를 이용하였다. Fig. 3은 제작된 자기 차폐실과 측정 시스템을 나타낸 것이다.



Fig. 3. Photograph of magnetically shielded room(MSR) and 61 channel SQUID system for measuring biomagnetism.

C. 태아 심자도 측정 및 신호 처리

심자도 신호는 임신 24주부터 36주까지 건강한 산모를 대상으로 2주 간격으로 측정하였다. 1회 측정시 R-peak의 주기성을 확인하기 위해 30초 동안 5회를 반복적으로 측정하였다. 측정된 신호는 산모 심자도와 태아 심자도 그리고 태아 움직임으

로 인한 DC fluctuation 등의 여러 가지 신호가 복합적으로 포함되어 있다. fMCG만을 추출하기 위해 Independent component analysis 필터를 사용하여 각각의 신호를 추출하였다. 잡음이 제거된 fMCG를 이용하여 R peak 간격과 최대 신호를 가지는 채널에서의 SNR을 확인하였다.

III. 결과 및 토의

기저선 길이가 70 mm인 권선형 1차 미분계의 시스템 노이즈는 61채널 모두 $3.5 \text{ fT/Hz}^{1/2}$ 로 태아 심자도 측정에 충분한 감도를 가졌다. Fig. 4는 다 채널 시스템의 각 채널 백색잡음 분포를 나타낸 것이다.

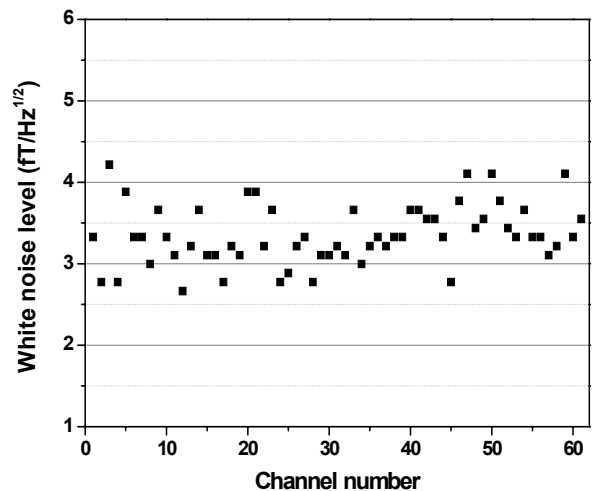


Fig. 4. Distribution of white noise level for the SQUID sensors.

제작된 자기 차폐실의 직류 차폐율이 980배이고, 교류 차폐가 0.1 Hz와 100 Hz에서 35 dB, 80 dB로 나타났다. 1차 미분형 SQUID 시스템으로 정상인을 대상으로 심자도 신호를 측정할 경우 깨끗한 PQRST 복합신호를 얻을 수 있었다.

Fig. 5는 측정된 자기 차폐실의 x,y,z-축의 교류 및 직류 차폐율을 나타낸 것이다. 권선형 1차 미분계 MCG 측정 시스템으로 fMCG를 측정할 경우, 임신 기간이 늘어날수록 심장 신호는 커지고,

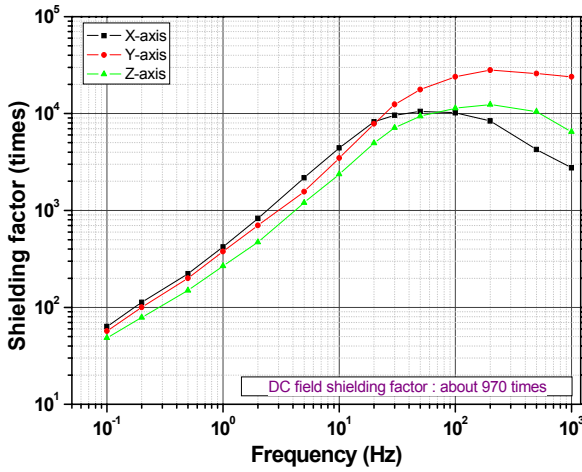


Fig. 5. Shielding factor of magnetically shielded room fabricated to remove environment noise.

측정된 신호는 산모와 태아 심자도 뿐만 아니라, 환경잡음과 태동에 의한 DC fluctuation 등의 여러 가지 신호가 포함된 복합신호이다. 복합 신호로부터 산모 심자도 및 잡음을 ICA filter 를 사용하여, 신호 감소 없이 fMCG를 추출할 수 있었다. Fig. 7 은 ICA 필터를 이용하여 추출한 fMCG 신호를 나타낸 것이다. ICA 필터로부터 추출된 fMCG 신호를 각 채널별로 10회 가산 평균하여 재배치하였다. Fig. 8은 fMCG를 가산 평균한 후 각 채널에 재배치한 것이다. 가산 평균한 신호에서 QRS 파 뿐만 아니라, P와 T peak도 볼 수 있었다. R peak에 대한 신호 대 잡음비는 $SNR = S_{Rpeak} / S_{Npeak}$ 식을 이용하여 구하였다. 각 채널에서 최대의 신호 대 잡음비는 약 10으로 나타나 비교적 높은 SNR를 가지는 것으로 나타났다.

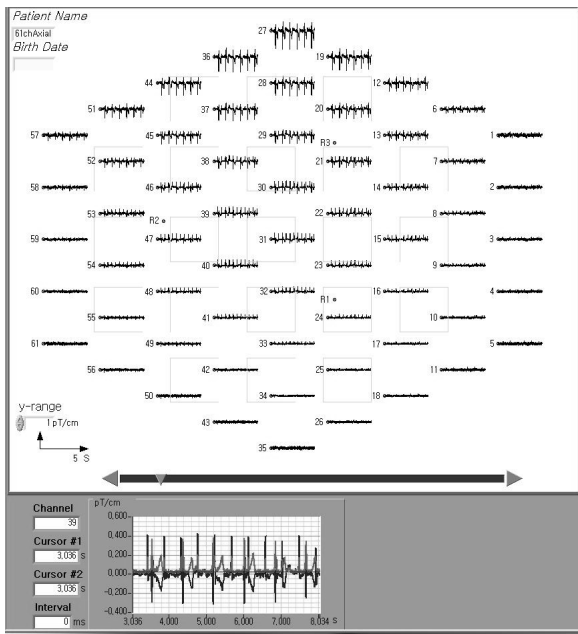


Fig. 6. Magnetocardiograph of maternal and fetal using 61 channel SQUID system.

R peak의 간격은 넓어지는 것을 확인하였다. 최대의 태아 심장의 신호 크기는 임신 34주에서 3.5 pT로 나타났으며, R peak의 주기는 약 460 ms로 나타났다. Fig. 6은 측정된 산모 및 태아 심자도 신호를 나타낸 것이다.

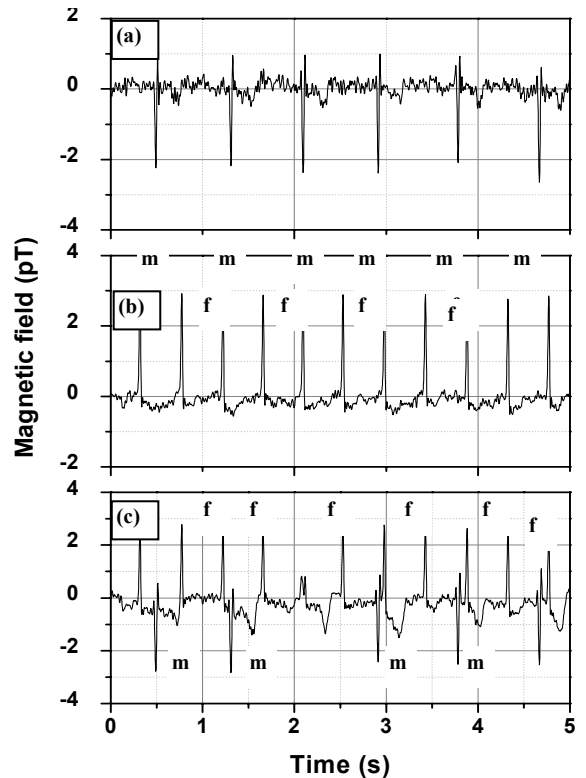


Fig. 7. Separated fMCG and mMCG signal from measured signal using independent component analysis filter; (a) maternal MCG signal, (B) fetal MCG signal, (C) measured signal.

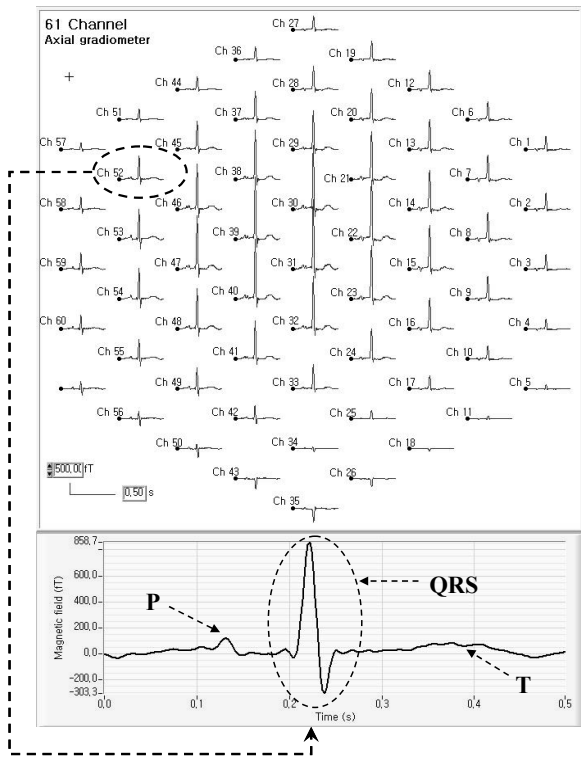


Fig. 8. Redistribution of 10 times averaged fetal MCG after filtering by ICA filter.

IV. 결론

극미세 태아 심자도 신호를 임상적 목적에 활용하기 위해 신호 대 잡음비가 큰 다채널 심자도 측정 장치를 제작하였다. 시스템에 사용된 권선형 1차 미분계 SQUID 센서는 검출코일과 조셉슨 접합을 보조 연결 장치 없이 직접 초전도 연결함으로써 기존에 사용된 장치보다 더 간결하고 센서의 길이가 짧아 액화 헬륨 충전 주기를 10일 이상 지속할 수 있었다. 자체 제작된 자기 차폐실과 권선형 1차 미분계 SQUID 센서를 사용함으로써 효과적으로 환경잡음을 제거할 수 있었다. 태아의 임신 기간이 늘어날수록 신호는 커지고, R-R interval

은 길어지는 것을 확인하였다. ICA 필터를 이용하여 분리한 fMCG를 20회 가산 평균한 결과 P-QRS-T 파형을 선명하게 볼 수 있었다. 따라서 태아 심자도 측정 전용의 fMCG시스템을 구축할 경우, 태아 부정맥, long QT syndrome 등의 선천성 심장 질환을 더욱 정확하게 진단할 수 있을 것이라 판단된다.

References

- [1] 이용호, “생체자기계측을 위한 자기차폐실의 설치 및 특성”, Journal of the Korean Magnetics Society, Vol. 6, NO. 4, pp. 123-129, August, 1996.
- [2] G. stroink and B. Blackford, “Aluminum shielded room for biomagnetic measurements”, Rev. Sci. Instrum., 52(3), pp. 463-468, Mar. 1981.
- [3] Pekka Heinonen, “Properties of a thick walled conducting enclosure in low frequency magnetic shielding”, J. Phys. E; Vol. 13, pp. 569-570, 1980.
- [4] J. Vrba, “SQUID Gradiometers in real Environment”, In: *SQUID Sensors: Fundamentals, Fabrication and Applications*, ed by H. Weinstock, NATO ASI Series, Kluwer Academic publisher, Dordrecht/Boston/London, pp. 117-178.
- [5] 이용호, 김진목, 권혁찬, “자속-전압 변환계수가 큰 이중이완발진 초전도양자간섭소자의 제작 및 동작 조건에 따른 잡음특성”, Sae Mulli, Vol. 39, Number 1, pp. 86-93, February, 1999.
- [6] L Fritsch, H Elsner, M Schubert and H-G Meyer, “SNS and SIS Josephson junctions with dimensions down to the submicron region prepared by a unified technology”, Supercond. Sci. Technol., pp. 880-882, November 1999.
- [7] Jaszczuk W., “Bonding of a niobium wire to a niobium thin film”, Meas. Sci. Technol, Vol. 2, pp. 1121-2, 1991.