

Application of 40-channel SQUID Gradiometer System for the Comparison of Magnetocardiograms from Healthy Subjects and Patients with WPW syndrome and DCM

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

^a Biomagnetism Research Center, Korea Research Institute of Standards and Science

^b Konyang University Hospital, Heart Center

Received 15 August 2003

40 채널 SQUID 미분계 시스템을 이용한 정상인과 WPW 증후군 및 확장성 심근증 환자의 심자도 비교

정용석^{*a}, 권혁찬^a, 김기웅^a, 이용호^a, 강찬석^a, 김진목^a, 박용기^a
김기영^b, 박기락^b, 배장호^b

Abstract

The aim of this study is to confirm clinical usefulness of magnetocardiogram (MCG) by analyzing MCG data of health subjects and patients with Wolff-Parkinson-White (WPW) syndrome and dilated cardiomyopathy (DCM). Measurement of MCG signals was done with a home-made 40-channel SQUID system. MCG signals of 30 healthy subjects were measured as the reference of MCG signals. Among the DCM patients, 7 patients showed abnormal the direction of T wave vector. For a WPW syndrome patient, we measured the MCG signals before and after the surgery, and compared the difference. From the measured magnetic field distribution, current vector map was obtained to show the myocardium current activity. By comparing the MCG signals and current maps, we showed the differences in the analysis results between the healthy subjects and patients with heart diseases.

Keywords : SQUID gradiometer, magnetocardiogram, current map, heart disease

I. 서 론

인체에서 심장의 역할은 끊임없이 박동하여 혈액을 온몸으로 순환시키는 것이다. 동방결절

(Sinoatrial node)에서 발생된 전기적 흥분은 방실결절(Atrioventricular node)을 거쳐 최종적으로 심첨부의 심실세포를 흥분시킴으로 인해 심장은 박동하게 된다. 심장에서 발생하는 전위를 기록하는 장치가 심전도인데, 전세계적으로 12 리드 심전도가 심장질환의 진단에 널리 사용되고 있다[1]. 그러나 심전도는 체표면전위의 부

*Corresponding author. Fax : +82 2 868 5710
e-mail : allblues@dreamwiz.com

하저항으로 인해 원래의 심장신호를 왜곡 시킬 수 있는 단점이 있다. 반면 심자도는 고감도 자기센서인 초전도 양자간섭장치 (Superconducting Quantum Interference Device; SQUID)를 사용하여 완전히 비침습적인 방식에 의해 심장에서 발생하는 미세자기장까지 측정할 수 있다[2]. 또한 대부분의 SQUID 기반의 심자도 시스템은 멀티채널 배열 방식으로 이루어져 있어 심근세포의 흥분으로 유발되는 자기장 범위 완벽하게 측정할 수 있다.

현재 심자도 기술은 의학적 진단이나 예후 판정 혹은 치료에 활용하기 위한 목적으로 연구되고 있는데, 특히 심실성 혹은 상심실성 부정맥들의 기원과 부전도로 (accessory pathway) 등의 위치를 비교적 용이하게 찾을 수 있다고 알려지고 있고, 심전도에서 확인이 되지 않는 심근허혈을 더욱 예민하게 진단할 수 있다고 보고되고 있다[4].

한편 심자도는 검출코일의 방향에 따라 측정값이 달라지기 때문에 서로 다른 시스템의 파형을 단순히 비교하기에는 어려움이 있다. 그러나 재구성된 전류원을 이용하면 서로 다른 시스템에서도 파형의 비교가 가능해진다[3].

본 연구에서는 평면형 40채널 SQUID 시스템으로 측정된 심자도의 공간분포로부터 심근전류의 분포를 구하기 위하여 minimum norm estimation (MNE) 알고리즘을 이용한 전류원 재구성 기술을 이용하였다. 또한 horizontally layered conductor 모델을 적용하여 전류원이 가슴 아래에 있는 평면에 분포되어 있고 이에 접선인 성분의 방향만 가질 경우로 국한시켰다 [3]. 정상인과 확장성 심근증 환자의 P-QRS-T 파에서 전류분포도를 구하였으며, 동시에 전류 벡터성분의 최대크기 및 방향을 비교 분석하였다. WPW syndrome 환자의 수술전후의 전류분포도를 구함으로 임상적 유용성을 확인하였다.

II. 측정방법

1. 심자도 측정

40채널 SQUID 미분계 시스템을 이용하여 정상인 30명과 확장성 심근증 환자 7명, WPW syndrome 환자 1명을 자기차폐실내에서 심자도

측정을 하였다. 자기차폐실에 입실 시 모든 자성물질은 제거하도록 하였다. 자장 센서로 DROS (Double Relaxation Oscillation SQUID)을 이용하였다. Fig. 1(a)과 같이 듀아 (dewar) 바닥에 평행한 두 직교 성분을 측정하여 각 20개씩의 검출코일이 약 25 mm 간격으로 배치되어 있어 측정면적은 각 변이 100 mm 정도인 사각형이다. 미분형 검출코일의 기저선 (baseline)은 40 mm이고 자장 검출코일의 중심은 듀아 바깥면에서 24 mm 떨어져 있다.

심자도 신호의 데이터 획득은 National Instrument 사의 64채널 A/D 보드를 이용하였으며, 60 Hz 제거필터와 0.3~100 Hz 대역투과필터를 거친 후에 500 Hz의 샘플링 주파수로 수집하였다[3]. 측정된 신호는 Fig. 2와 같이 가산 평균을 거친 후 P-QRS-T 각 점에서 전류분포

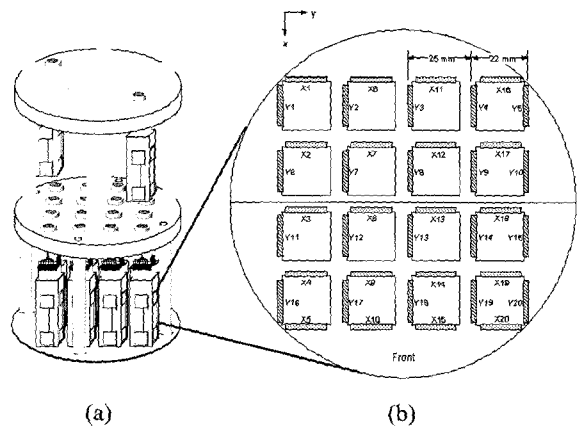


Fig. 1. Structure of the SQUID insert (a) and sensor arrangement (b)

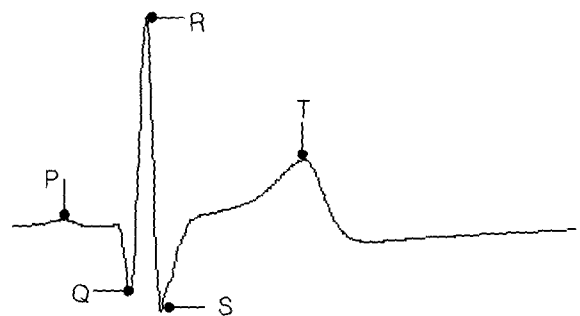


Fig. 2. PQRST points of MCG signal

도를 구하였으며, 동시에 전류벡터 성분의 최대크기와 방향을 구하였다. 심실의 조기 흥분으로 P파와 QRS파 사이에 평탄한 부분이 거의 없기 때문에 P파가 시작되기 전을 기저선으로 사용하였다.

2. 심근 전류의 복원

측정된 심자도 신호의 공간적 분포로부터 심근 전류의 분포를 복원하기 위해서는 전류원이 위치하는 공간을 정의하고 그 공간 내부에 다수의 쌍극자들을 배치하여 이로부터 발생된 자장분포가 측정된 자장분포와 가깝도록 전류원의 크기와 방향을 계산한다. 즉, 전기전도도가 균일한 층으로 구성된 도체내의 단일평면에 분포되어 있는 다수의 쌍극자 전류원 $\mathcal{J}(r_0)$ 을 가정할 때 센서에서 측정되는 자장은 각 전류원에 의해 발생된 자장의 선형적인 합으로 나타나므로 i 번째 채널에서 측정된 신호 B_i 는 아래와 같이 표시된다.

$$B_i = \int L_i(r_0) \mathcal{J}^p(r_0) dv \quad (1)$$

여기서 $L_i(r_0)$ 는 lead field를 의미하며 $\mathcal{J}(r_0)$ 가 단위 벡터일 때 i 번째 채널에서 각 방향의 민감도 분포를 의미한다. 다채널 시스템으로 측정된 자장분포 B_i 로부터 $\mathcal{J}(r_0)$ 를 구하기 위하여 MNE 알고리즘을 사용하여 전류원을 복원하였다[6].

3. 측정대상

정상인 30명의 성별은 모두 남성이었으며, 나이는 26~56세였다(평균±표준편차: 41.3 ±9.0세). 심자도 측정 전 과거심장병력에 대한 설문조사와 심전도 및 혈압을 측정하였다. 각 조사 항목에 대하여 정상치에 벗어나는 피실험자는 발견되지 않았다.

확장성 심근증 환자 7명의 성별은 남성 3명, 여성 4명 이었다. 나이는 51~66세였다(평균±표준편차: 60.2±6.4세). 이들 중 좌심방-좌심실 확장 2명, 좌심방-우심실 확장 1명, 좌심방 확장 2명, 좌-우심방 좌-우심실 확장 1명, 심방세동 1명 이었다.

WPW 증후군 피실험자의 성별은 남성, 연령은 20세였다.

III. 결과 및 토의

1. 정상인의 심자도 분석

40채널 SQUID 시스템에 측정된 심자도 신호를 가산평균화 시킨 후 Fig. 2와 같이 P-QRS-T파에서의 전류분포도를 구하였다. 동시에 전류분포도상에서 최대 크기와 방향을 계산하였다. 정상인의 심자도 파형의 형태는 심전도 파형과 같았으며, P-QRS-T파가 분명하게 구별되었다.

Fig. 3(a)는 P파에서 전류벡터의 최대크기 및 방향을 나타내고 있다. 방향은 $59.5^\circ \pm 33.5^\circ$ (평균 ±표준편차)이며, 최대방향은 124.4° , 최소 방향은 -8.67° 이다. Fig. 3(b)는 Q파의 전류벡터의 최대크기 및 방향이다. 방향은 $156.8^\circ \pm 28.6^\circ$ 이며, 최대 방향은 216.3° , 최소방향은 94.4° 이다. Fig. 3(c)는 R파의 전류벡터의 최대크기 및 방향이다. 방향은 $156.8^\circ \pm 28.6^\circ$ 이며, 최대방향은 103.70° , 최소방향은 -5.92° 이다. Fig. 3(d)는 S파의 전류벡터의 최대크기 및 방향이다. 방향은 $209.9^\circ \pm 36.7^\circ$ 이며, 최대방향은 318.7° , 최소 방향은 125.2° 이다. Fig. 3(e)는 T파의 전류벡터의 최대크기 및 방향이다. 방향은 $37.29^\circ \pm 18.72^\circ$ 이며, 최대방향은 79.07° , 최소방향은 2.99° 이다.

측정된 정상인의 전류벡터 최대성분의 방향은 정상적인 심장의 P-QRS-T파의 전류벡터 방향과 일치 하였다[5]. 다만, 표준편차가 크긴 이유는 전류분포도에서 가장 큰 값의 방향성분만을 계산한 결과이며, 정밀한 방향성분을 구하기 위해서는 최대방향성분군 값들의 평균을 구할 필요가 있겠다.

2. 확장성 심근증 환자의 심자도 분석

확장성 심근증은 좌심방-우심방과 좌심실-우심실의 부피가 증가하여 심장 박동기능이 저하되며, 이로 인한 울혈성 심부전이 나타날 수 있다. 특히 절반이상 심방성 내지 심실성 부정맥을 동반하며, 심할 경우 돌연사가 발생할 수 있다.

Fig. 4(a)는 P파에서 전류벡터의 최대크기 및 방향을 나타내고 있다. 방향은 $30.7^\circ \pm 16.6^\circ$ (평균 ±표준편차)이며, 최대성분의 방향은 52.8° , 최소방향은 12.1° 이다. Fig. 4(b)는 Q파의 전류벡터의 최대크기 및 방향을 나타내고 있다. 방향

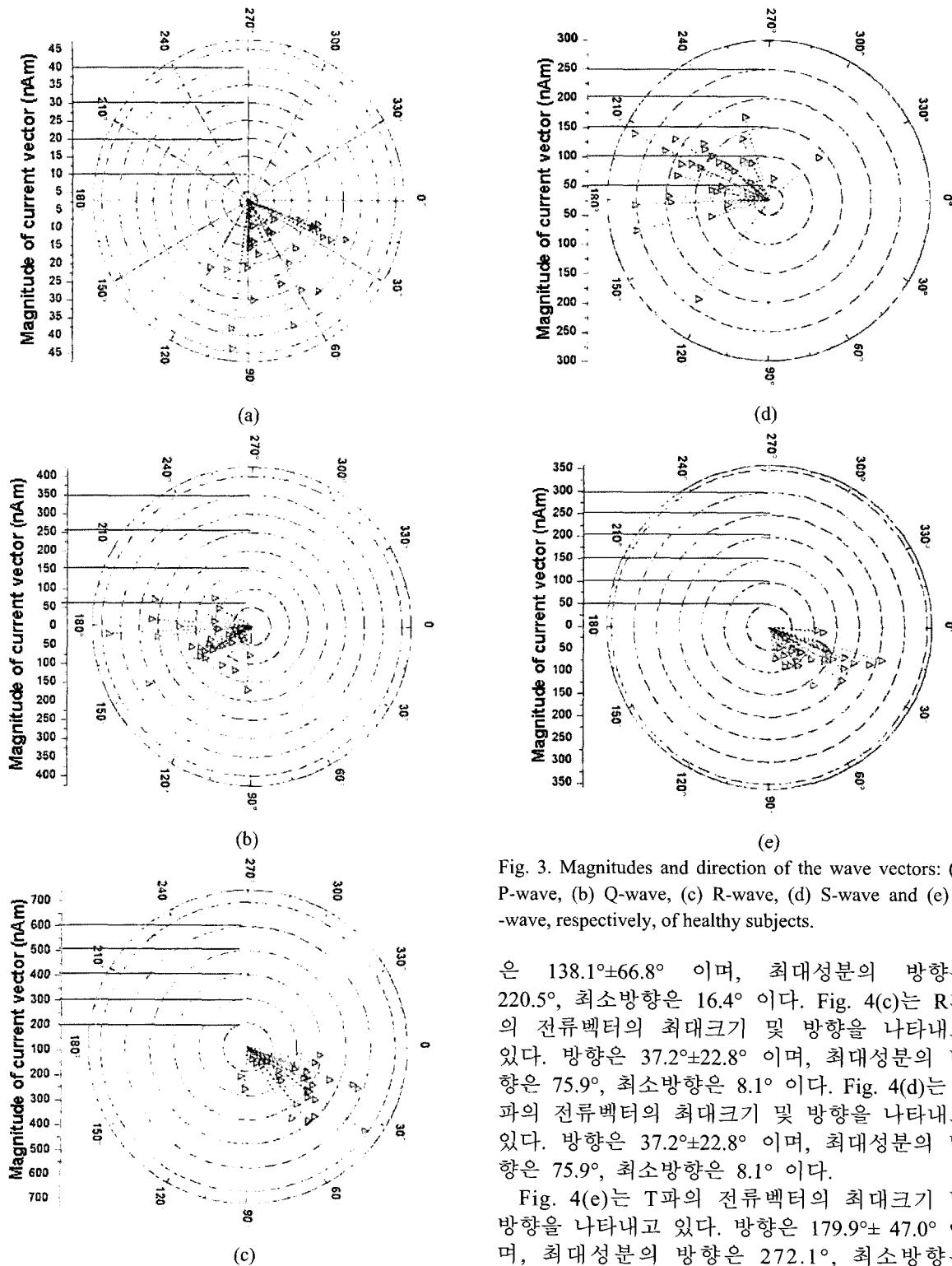


Fig. 3. Magnitudes and direction of the wave vectors: (a) P-wave, (b) Q-wave, (c) R-wave, (d) S-wave and (e) T-wave, respectively, of healthy subjects.

은 $138.1^{\circ} \pm 66.8^{\circ}$ 이며, 최대성분의 방향은 220.5° , 최소방향은 16.4° 이다. Fig. 4(c)는 R파의 전류벡터의 최대크기 및 방향을 나타내고 있다. 방향은 $37.2^{\circ} \pm 22.8^{\circ}$ 이며, 최대성분의 방향은 75.9° , 최소방향은 8.1° 이다. Fig. 4(d)는 S파의 전류벡터의 최대크기 및 방향을 나타내고 있다. 방향은 $37.2^{\circ} \pm 22.8^{\circ}$ 이며, 최대성분의 방향은 75.9° , 최소방향은 8.1° 이다.

Fig. 4(e)는 T파의 전류벡터의 최대크기 및 방향을 나타내고 있다. 방향은 $179.9^{\circ} \pm 47.0^{\circ}$ 이며, 최대성분의 방향은 272.1° , 최소방향은

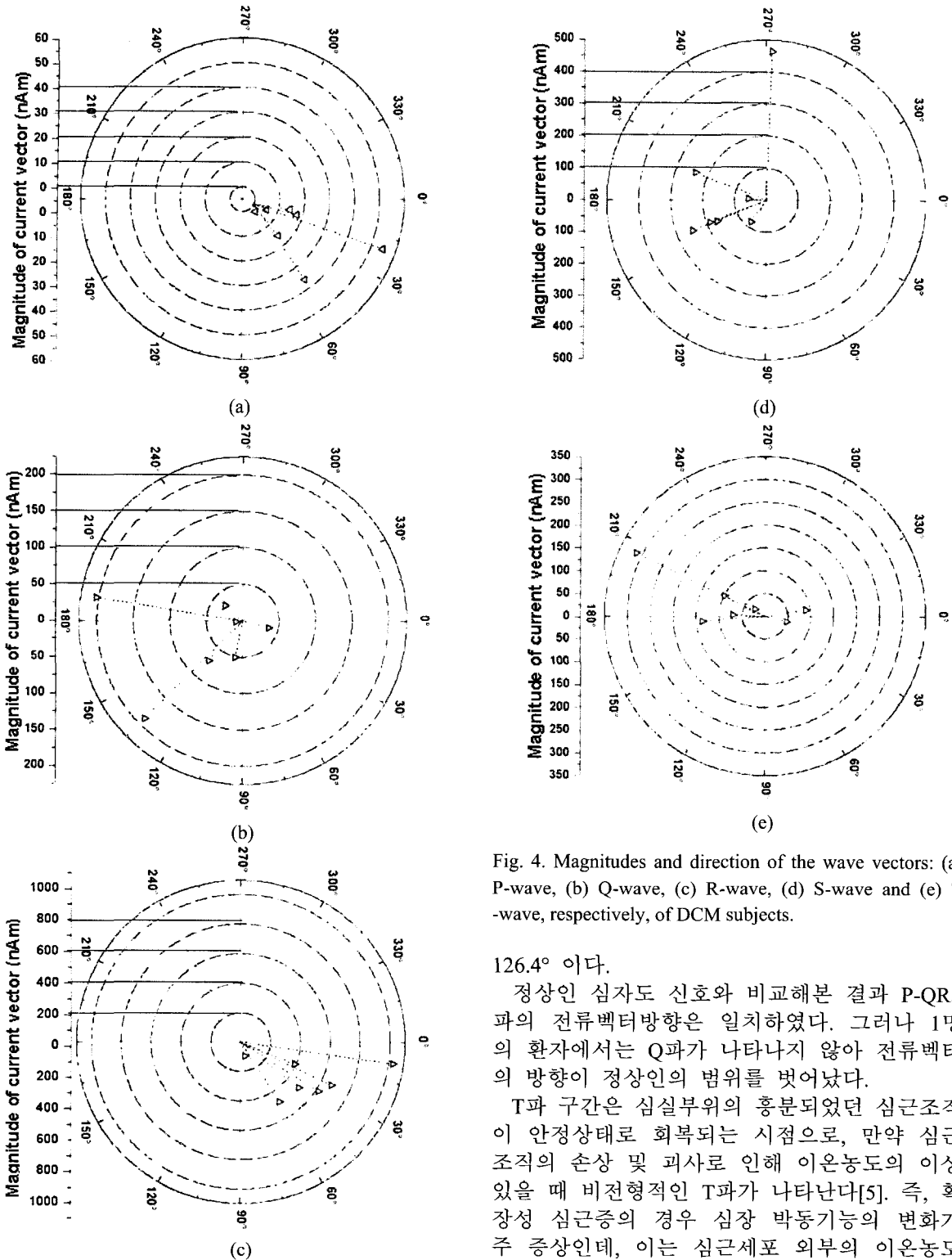


Fig. 4. Magnitudes and direction of the wave vectors: (a) P-wave, (b) Q-wave, (c) R-wave, (d) S-wave and (e) T-wave, respectively, of DCM subjects.

126.4° 이다.

정상인 심자도 신호와 비교해본 결과 P-QRS 파의 전류벡터방향은 일치하였다. 그러나 1명의 환자에서는 Q파가 나타나지 않아 전류벡터의 방향이 정상인의 범위를 벗어났다.

T파 구간은 심실부위의 흥분되었던 심근조직이 안정상태로 회복되는 시점으로, 만약 심근조직의 손상 및 괴사로 인해 이온농도의 이상 있을 때 비전형적인 T파가 나타난다[5]. 즉, 확장성 심근증의 경우 심장 박동기능의 변화가 주 증상인데, 이는 심근세포 외부의 이온농도

변화를 야기시켜 결국 S-T세그먼트나 T파의 이상으로 나타난다.

3. WPW 증후군 심자도 분석

WPW 증후군은 정상적인 심근전류 전도로 이외에 별도의 부전도로가 있어 조기에 심근을 흥분 시키는 심장질환이다. 심전도 소견에서 PR 주기가 짧아지고 그만큼 QRS 폭이 넓어지며, QRS파의 초기에 델타파가 나타나는데 때로는 하벽부 심근경색이나, 각차단과 혼동되기도 한다[5].

Fig. 5(a)는 WPW 증후군 환자의 수술전의 측정된 심자도 신호인데 음성 델타파가 나타남을 관찰할 수 있었으며, Fig. 5(b)는 수술 후 같은 채널에서 측정된 심자도 신호이며, 부전도로 절제수술이 성공적으로 이루어졌음을 알 수 있다. 이 환자의 부전도로 전류원 위치는 좌전측벽 (left anterolateral)에 있었으며, Fig. 6(b)처럼

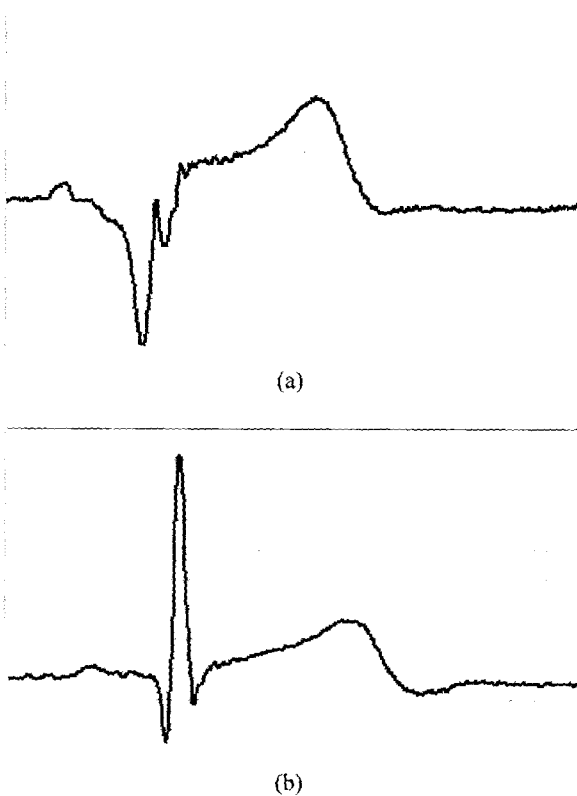


Fig. 5. MCG signals of WPW patients before (a) and after surgery.

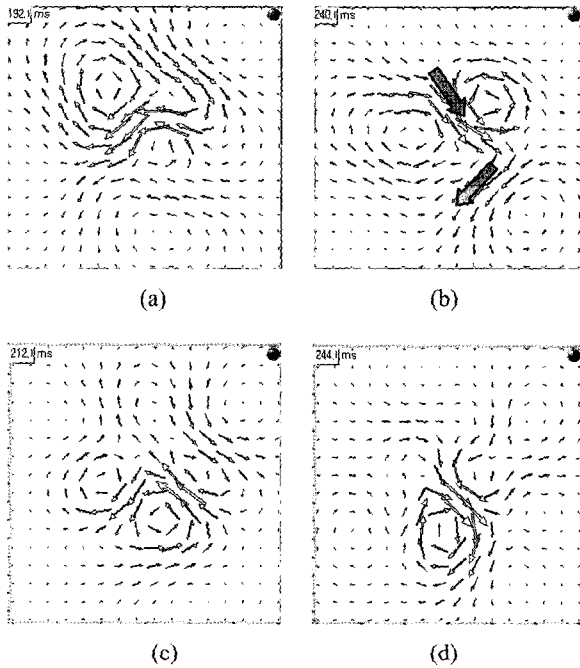


Fig. 6. Current vector map of (a) Q-wave, (b) R-wave before surgery and of (c) Q-wave, (d) R-wave after surgery.

좌측면에서 여러 개의 vortex로 인해 전류벡터의 방향이 일정하지 않음을 관찰할 수 있었다. 즉, 좌심방-좌심실 부근에서 단일전류 경로가 아닌 복수의 경로를 통해서 탈분극이 진행되고 있음을 보여주는 것이다. Fig. 6(d)는 수술 후의 R파로 정상적인 전류벡터방향으로 심근전류가 흐르고 있음을 보여준다.

IV. 결 론

40채널 SQUID 미분계시스템을 이용하여 정상인 30명과 확장성 심근증 7명, WPW 증후군 1명의 심자도를 측정하였다. 전류원을 복원하기 위하여 minimum norm estimation을 이용하였다. 정상인과 확장성 심근증 환자는 측정된 신호를 가산평균하여 P-QRS-T파의 전류벡터의 최대크기와 방향을 비교분석 함으로써 임상적 유용성을 확인하였다. 또한, WPW 증후군 환자의 수술 전과 후의 심자도 신호 및 전류분포도를 비교하였다. 이를 통해 심자도 공간 분해능의 우수성을 확인할 수 있었다.

References

- [1] Panu TAKALA *et al.*, "Magnetocardiographic and Electrocardiographic Exercise Mapping in Healthy Subjects", *annals of Biomedical Engineering*, 29, 501-509 (2001).
- [2] Yumie Ono *et al.*, "A basic study on algorithm for automatic diagnosis by magnetocardiography", *Physica C*, 368, 45-49 (2002).
- [3] H. Kwon, Y. H. Lee and J. M. Kim, "Source Current Reconstruction Based on MCG Signal", *Progress in Superconductivity*, 4, 48-52 (2002).
- [4] R. Killmann *et al.*, "Localization of myocardial ischemia from the magnetocardiogram using current density reconstruction method: computer simulation study", *Med. Biol. Eng Comput.*, 33, 643-651 (1995).
- [5] 최윤식, "임상심전도학", 서울대학교 출판부, 1997
- [6] H. Kwon *et al.*, "Reconstruction of myocardial current distribution using magnetocardiogram and its clinical use", *Journal of Biomedical Engineering Research*, submitted (2003).