

Detection of Rapid Atrial Arrhythmias in SQUID Magnetocardiography

Kiwoong Kim^{*,a}, Hyukchan Kwon^a, Ki-Dam Kim^a, Yong-Ho Lee^a, Jin-Mok Kim^a, In-Seon Kim^a, Hyun-Kyoon Lim^a, Yong-Ki Park^a, Doo-Sang Kim^b, Seung-Pyung Lim^c

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

^b Seoul Veterans Hospital, Seoul, Korea

^c Chungnam National University Hospital, Daejeon, Korea

Received 18 August 2005

스쿼드 심자도 장치를 이용한 심방성 부정맥의 측정

김기웅^{*,a}, 권혁찬^a, 김기담^a, 이용호^a, 김진목^a, 김인선^a, 임현균^a, 박용기^a, 김두상^b, 임승평^c

Abstract

We propose a method to measure atrial arrhythmias (AA) such as atrial fibrillation (Afb) and atrial flutter (Afl) with a SQUID magnetocardiograph (MCG) system. To detect AA is one of challenging topics in MCG. As the AA generally have irregular rhythm and atrio-ventricular conduction, the MCG signal cannot be improved by QRS averaging; therefore a SQUID MCG system having a high SNR is required to measure informative atrial excitation with a single scan. In the case of Afb, diminished f waves are much smaller than normal P waves because the sources are usually located on the posterior wall of the heart. In this study, we utilize an MCG system measuring tangential field components, which is known to be more sensitive to a deeper current source. The average noise spectral density of the whole system in a magnetic shielded room was 10 fT/√Hz @ 1 Hz and 5 fT/√Hz @ 100 Hz. We measured the MCG signals of patients with chronic Afb and Afl. Before the AA measurement, the comparison between the measurements in supine and prone positions for P waves has been conducted and the experiment gave a result that the supine position is more suitable to measure the atrial excitation. Therefore, the AA was measured in subject's supine position. Clinical potential of AA measurement in MCG is to find an aspect of a reentry circuit and to localize the abnormal stimulation noninvasively. To give useful information about the abnormal excitation, we have developed a method, separative synthetic aperture magnetometry (sSAM). The basic idea of sSAM is to visualize current source distribution corresponding to the atrial excitation, which are separated from the ventricular excitation and the Gaussian sensor noises. By using sSAM, we localized the source of an Afl successfully.

Keywords : magnetocardiograph (MCG), superconducting quantum interference device (SQUID), atrial arrhythmia, synthetic aperture magnetometry (SAM), reentry tachycardia, independent component analysis (ICA)

*Corresponding author. Fax : +82 42 868 5290

e-mail : kwkim@kriss.re.kr

I. 서론

스퀴드 센서 기술을 이용한 심자도 (magnetocardiograph; MCG) 장치 개발은 심장질환의 진단에 새로운 가능성을 열었다. 흉부 장치의 서로 다른 전기전도도로 인한 전기장의 왜곡현상을 보이는 심전도 장치와 달리, 심자도 장치는 스퀴드 센서를 사용하여 체내 전기활동의 원천을 외부에서 비침습(noninvasive)적으로 왜곡 없이 측정하는 것이 가능하다. 이것은 인체가 자기장에 대해서는 투명하기 때문이다 [1]. 그 외에도 심자도는 기존의 심전도에 비해 인체 표면에 평행한 방향의 전류에 더 민감하여 심내외막간의 전류흐름을 측정하기에 적합하고, 심전도에서는 측정되지 않는 와전류(rotating current)의 측정이 가능하다는 특징들이 있다.

이런 장점을 가지고 개발된 심자도 장치들은 여러 가지 심장질환의 임상진단에 응용되었으며, 그 중에서 관상동맥질환으로부터 비롯한 심장 허혈의 진단에 심자도가 매우 유용함이 보고되고 있다 [2,3]. 하지만, 심자도를 이용한 관상동맥질환 및 협심증의 진단은 원리적으로 간접적인 과정을 포함한다. 관상동맥이 막히면 심근세포로 가는 혈류량이 줄어서, 심근세포는 활동을 위한 충분한 산소 및 양분을 공급받지 못한다. 따라서, 심근세포의 이온펌프 등의 기능에 이상이 생기고, 그런 이상이 심근세포막 내외의 전위에 변화를 주어서 심근전류에 변화를 주는데, 이것이 외부에서 측정되는 자기장의 이상으로 나타나는 것이다.

이에 비해 심장 부정맥의 원인은 직접적으로 전기생리학적 이상으로부터 비롯한 것이 많다. 예를 들어 인구의 0.2% 정도에서 발생하는 WPW 증후군의 경우, 심방과 심실 사이의 절연막에 부가적인 도전통로가 생겨서 발생하는 심실 조기흥분 질환이다.

부정맥의 진단은 단순히 심전도 상의 심실 흥분이 불규칙한 것으로부터 유추하는 것이 가능하지만, 그 불규칙한 박동을 생성하는 원인이 무엇으로부터 비롯하는가를 아는 것은 또

다른 연구 과제이다. 일단 전기생리학적 검사(electrophysiology; EP)로부터 비정상적인 심근세포의 흥분을 알아내고, 그 원인이 어디에 있는가를 세포발생학적인 접근을 통해 찾는다. 그런 연구를 통해 브루가다 증후군, Long-QT 증후군 등 여러 가지 질병이 유전자 이상으로 인한 심근세포의 이온채널 이상임이 밝혀지고 있다.

심방성 부정맥은 보통 심방의 내부에 동방결절 이외의 이소성 자극원이 존재하는 경우에 발생한다. 이러한 이상 자극이 방실 결절 상의 불응기를 피하여 통과할 때, 심실의 불규칙적인 흥분(QRS 파)을 발생시킨다. 그 중에서도 심방조동(atrial flutter)이나 심방세동(atrial fibrillation)의 경우는 연속적인 이소성 자극이 f-wave를 형성한다. 특히, 심장 세동의 경우는 노화되어 확장된 심방 조직의 비등방성으로 기인한 회귀성 전류(reentry current)가 그 원인이 될 수 있다. 심방조동이나 세동 자체가 치명적이지는 않으나, 혈류의 비정상적인 흐름으로 인해 혈전을 생성할 수 있으며, 생성된 혈전이 뇌혈관이나 관상동맥의 분지를 막게 되는 경우 중풍이나 심근경색을 유발한다. 따라서, 적절한 치료를 필요로 하는 데, 원칙적으로는 심방 심외막에서의 전기생리학적 검사를 통해서 비정상적 회귀성 전류 회로의 위치를 알아내고, 그 회로를 차단시켜야 할 필요가 있다. 하지만, 심외막 전기생리학 검사를 위해서는 흉부 개방이 필요하고, 검사의 시술이 번거로워서, 보통은 모든 가능한 회귀성 전류 루트를 다 잘라내는 Cox maze III와 같은 방법을 사용한다 [4]. 하지만 불필요한 심근 절개는 환자 및 시술자의 부담을 늘리고, 특수한 경우의 환자에 대해서는 효과적이지 않을 수 있다. 최근에는 패치타입의 다채널 전극을 심장표면에 붙여서 EP 검사를 수월하게 하는 장치가 개발되었으나, 이것 역시 흉부를 개방하여야만 한다 [5].

만일 비침습적인 방법으로 심방 부정맥의 발생 위치를 알 수 있다면, 부정맥의 치료에 있어서 환자나 의사에게 큰 도움이 될 것이다. 우리는 이 연구에서 심자도 장치를 이용하여 심방성 부정맥 발생위치의 비침습적 국지화가

능성을 보인다. 보통 심방 심근은 얇고 적으므로 발생하는 자기장의 크기 역시 작다. 따라서 심방 f-wave의 측정을 위해서는 민감하고 잡음 레벨이 충분히 낮은 저잡음 저온 스쿼드 센서 시스템을 사용하여야 한다. 또한 심방 흥분의 경우 엷드린 자세에서의 측정이 심자도 신호를 크게 얻을 수 있는 가능성이 있다.

이 논문에서는 심방 부정맥 측정을 위한 저잡음 심자도 측정장치에 대해 소개하고, 양와위와 부복위에서의 심자도 신호크기를 비교하여 어떤 방법이 심방 흥분 측정에 유리할 것인가를 평가하였다. 또한, 심방 부정맥 f-wave의 공간적 국지화를 위해 ICA 방법을 사용한 separative Synthetic Aperture Magnetometry (sSAM) 방법을 고안하였다. 마지막으로 측정된 심방 조동 환자의 f-wave를 sSAM을 이용하여 3차원 공간상에 국지화 하였다.

II. 심자도 측정장치

심방 전류원은 심장의 가장 등쪽 부분에 위치한다. 따라서, 환자가 바르게 누운 상태에서는 심자도 장치로부터 가장 멀리 떨어진 깊은 위치의 심장 전류원에 해당한다. 또한, 심방에서 발생하는 자기장의 크기는 심실 자기장에 비해 매우 작으므로 정밀한 측정이 필요하다.

실제 심장의 크기는 성인의 경우 폭과 높이,

두께가 약 $90 \text{ mm} \times 130 \text{ mm} \times 60 \text{ mm}$ 정도이다. 하지만, 신체 외부에서 심자도 측정 시에 실제 심장의 위치가 정확히 어디에 있을지 알 수 없으므로, 전류원 국지화 가능 영역의 결정에 있어서 여유를 두고 설계하는 것이 바람직하다. 특히, 심방 흥분과 같은 깊은 전류원의 측정에서는 국지화 가능영역이 가능한 넓고 깊은 장치를 사용하는 것이 유리하다. 우리는 선행연구를 통해서 자기장의 접선성분을 측정하는 평면형 미분계 시스템이 통상의 상용 심자도 시스템에 사용되는 법선성분 측정 방식보다 더 깊은 곳의 전류원을 정확하게 국지화 할 수 있음을 보였다 [6,7]. 본 논문의 측정에 사용한 심자도 측정 장치는 현재 대만국립대학병원에 설치되어 임상 데이터를 모으고 있는 64채널 평면형 미분계 장치이고, 당 장치는 자기장의 접선 성분을 측정한다. 장치는 Nb 저온 초전도 DROS 방식의 센서를 사용하며[8], 장치가 설치된 자기차폐실에서 측정된 평균 센서 잡음밀도는 1 Hz에서 약 $10 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$, 10 Hz에서 $5 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 로서 (Fig. 1), 현재 국내외에서 개발된 심자도 측정장치 중 최고 수준이다.

III. 심방흥분의 양와위 및 부복위 측정 비교

심방의 정확한 위치는 환자의 체격에 따라 다르지만 가슴 표면과 등 표면의 중간 깊이 정도에 위치한다. 심실의 경우 가슴뼈 바로 밑에 위치하는 것과는 달리 심방은 가슴 안쪽 깊이 척추 앞쪽과 닿아있다. 따라서, 통상적인 심자도 측정 방식인 양와위(바로 누운 자세) 측정이외의 가능성으로서, 부복위(엷드린 자세)로 측정할 경우 심방에서 나오는 자기장이 더 효과적으로 측정될 것이라 기대할 수 있다. 측정은 평균체형을 가진 남자의 경우에 대해서 이루어졌다. 정상인의 경우 심방심근의 흥분은 정상 심자도에서의 P파에 해당하고, 심실의 흥분은 QRS 파형 혹은 재분극시의 T파와 관련한다.

Fig. 2(a)에 양와위 측정 시의 심자도 파형과 P파, T파에 해당하는 자기장 맵을, Fig. 2(b)에

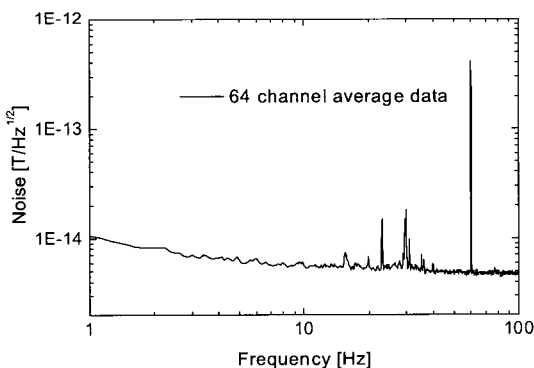


Fig. 1. Average noise spectral density of 64 sensing channels of the SQUID MCG system.

부복위 측정 시의 심자도 파형과 P파, T파에 해당하는 자기장 맵을 표시하였다. 전 채널 RMS 파형의 크기로 보았을 때, 양와위의 경우는 P파와 T파의 크기 비가 약 1:7이었고, 부복

위의 경우에는 P파와 T파의 크기 비가 약 1:4이었다. 즉, 부복위 측정의 경우에는 센서로부터의 거리가 심방보다 심실이 멀어서, 심실흥분으로부터 발생하는 자기장의 세기에 대한 심방흥분에 의한 자기장의 세기가 상대적으로 커지는 것을 볼 수 있었다. 하지만, 양와위와 부복위에서의 절대적인 P파의 크기는 1.5:1으로, 여전히 양와위 측정의 경우가 더 큰 심방신호를 측정할 수 있었다. 따라서, 이후의 분석은 양와위로 측정된 신호를 사용하였다.

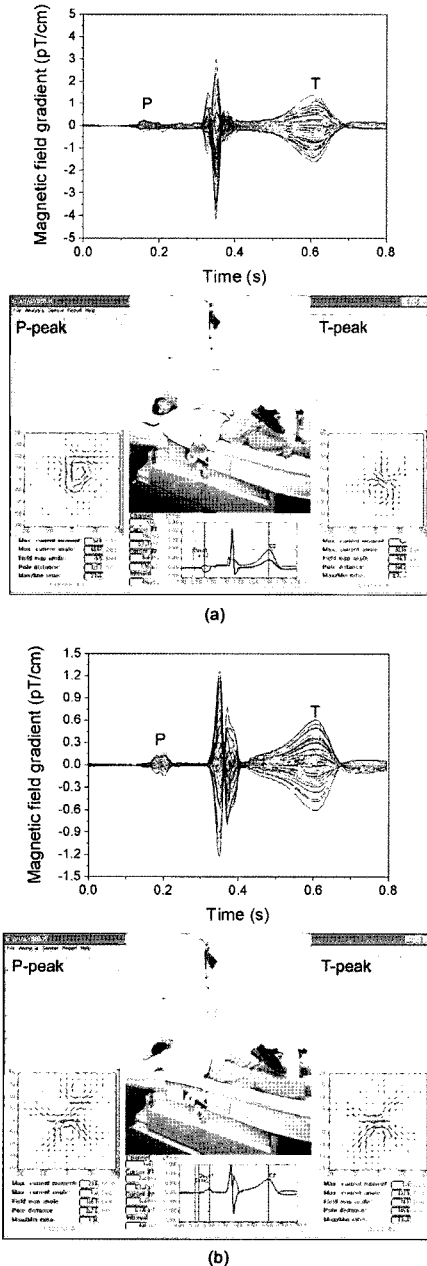


Fig. 2. Comparison between the MCG measurements in (a) supine and (b) prone positions for atrial heart excitation.

IV. Selective Synthetic Aperture Magnetometry

측정된 다채널 자기장 신호로부터 심장 전류원의 공간분포를 계산하기 위해서 적응 빔 형성법의 일종인 synthetic aperture magnetometry (SAM)을 사용한다 [9]. SAM은 레이더의 목표 추적기술에서부터 파생된 방법으로 시공간적인 분석에서 전류원의 세기를 추정하므로, 주기적 리듬을 갖는 파형의 국지화에 적합하다. 우리가 파악하려는 전류원인 f-wave도 주기성을 갖는 파형이므로 그 원인 전류원의 공간분포 추정에 유리하다고 판단하여 SAM을 사용하였다. 단지, 심자도의 파형에서 심방 f-wave를 다른 심실흥분으로부터 발생하는 파형으로부터 분리해내어야 하므로 기존의 SAM방법을 그대로 사용할 수는 없다. 이 논문에서는 independent component analysis (ICA)를 사용하여 측정 심자도 신호의 전처리를 하여 SAM으로 국지화를 하는 separative SAM (sSAM)을 고안하였다.

독립신호원 m 개가 있을 때 잡음이 있는 경우, n 개의 센서로 측정되는 자기장은 다음과 같은 선형수식으로 나타낼 수 있다.

$$\mathbf{x} = \mathbf{A}\mathbf{s} + \mathbf{n}, \quad \mathbf{x}, \mathbf{n} \in R^n, \quad \mathbf{s} \in R^m, \quad \mathbf{A} \in R^{n \times m} \quad (m < n) \quad (1)$$

여기서 신호원 \mathbf{s} 의 모든 성분은 영평균 값을 가지며 \mathbf{n} 은 가우시안 백색잡음으로 가정된 채널 잡음이다. 측정신호의 공분산 행렬에 대한 고유치 문제를 풀어서 신호간의 상관성을 제거

하면 신호의 백색화(Whitening)가 완료된다. 백색화된 신호벡터 \mathbf{z} 에 대한 full-rank 분리행렬 \mathbf{B} 를 만들기 위해서 n 개의 벡터 중 m 개의 큰 고유치를 갖는 고유벡터만을 사용하고, 나머지 $(n-m)$ 개의 작은 고유치의 벡터들은 채널 잡음으로 간주한다. 백색화 행렬을 \mathbf{Q} 라고 하면 백색화된 신호벡터 \mathbf{z} 는 $\mathbf{z}=\mathbf{Q}\mathbf{x}$ 로 주어지고, 남은 과정은 분리행렬 \mathbf{B} 를 구하는 것이다. 이를 위해서 우리는 신호분포의 4차 cumulant를 이용하는 JADE 알고리즘을 채택하였다 [10]. 결론적으로 통계학적으로 독립인 신호원 \mathbf{y} 는 $\mathbf{y}=\mathbf{B}\mathbf{z}=\mathbf{B}\mathbf{Q}\mathbf{x}=\mathbf{B}\mathbf{Q}(\mathbf{A}\mathbf{s}+\mathbf{n})=\mathbf{W}(\mathbf{A}\mathbf{s}+\mathbf{n})$ 로 나타낼 수 있으며, 여기서 $\mathbf{W}\equiv\mathbf{B}\mathbf{Q}$ 이다. 또한, 이렇게 구한 독립신호성분의 본래 채널로의 사영은 $\mathbf{x}=\mathbf{W}^{-1}\mathbf{y}$ 의 식에 의하여 구할 수 있다.

전류원 세기의 3차원 영상은 특정 공간좌표에서의 전류원 크기를 beamformer방법으로 계산하고 그 크기를 최대전류원 세기로 정규화한 후, 수치를 그레이 레벨 등을 이용해서 표시함으로써 얻을 수 있다. 단, 센서의 잡음이 깊은 곳에 위치한 큰 가짜 전류원을 만들 수 있으므로, 각 위치에서의 신호원 크기는 그 위치에서의 잡음분산으로 정규화한다. 따라서, 3차원 가시화에 사용되는 전류원 크기 \mathbf{Z} 는 다음 식과 같이 표현된다.

$$\mathbf{Z}(\mathbf{q}) = \frac{[\mathbf{G}^T(\mathbf{q}) \mathbf{C}^{-1} \mathbf{G}(\mathbf{q})]^{-1}}{[\mathbf{G}^T(\mathbf{q}) \boldsymbol{\Sigma}^{-1} \mathbf{G}(\mathbf{q})]^{-1}} \quad (2)$$

여기서 \mathbf{q} 는 전류원의 위치와 방향을 나타내는 매개변수벡터이고, \mathbf{G} 는 도출장 벡터, \mathbf{C} 는 신호의 공분산 행렬, $\boldsymbol{\Sigma}$ 는 대각 잡음 분산 행렬이고 윗첨자 \mathbf{T} 는 전치행렬을 나타낸다 [9]. 여기서 공분산 행렬 \mathbf{C} 는 앞서 설명된 ICA과정에서 분리 완료된 신호에 대한 행렬이다. 도출장 \mathbf{G} 를 구하기 위해서 일반적으로 심자도 전류원 복원에 사용되는 수평 층상면 도체모형을 사용하였다. 시뮬레이션에 의해서 sSAM이 통상의 층상면 도체모형에서는 측정하기 힘든 법선방향 흥분과 링형태의 회귀성 흥분의 경우에도 전류원을 정확히 가시화할 수 있음을 보였다(Fig. 3).

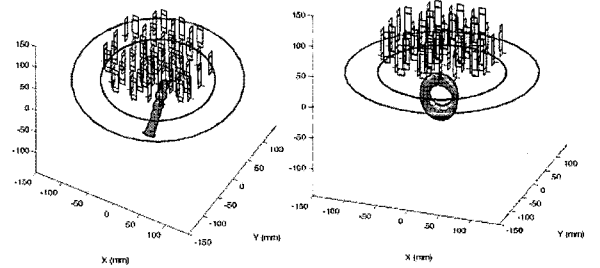


Fig. 3. Simulations for sSAM visualization; a radial current source and a reentry loop current source.

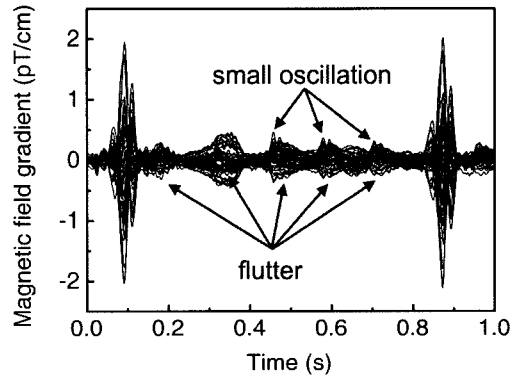


Fig. 4. MCG of a patient with atrial flutter.

V. 심방 부정맥 측정

측정에 사용된 64채널 미분계 시스템은 32개의 x방향 경사자계(dB_x/dz) 및 32개의 y방향 경사자계 (dB_y/dz)를 측정하며, 이것은 가슴 면에 접선방향 성분에 해당한다. 측정은 자기차폐실에서 수행되었고, 부정맥의 특성상 평균되지 않은 신호를 분석에 사용하였다. 측정대상은 만성 심방 조동이 있는 46세 여성환자였고, 사전에 실험 협조 동의를 받았다. 0.3-Hz 고역통과필터, 100-Hz 저역통과필터, 60-Hz 전원노치필터를 통과한 신호는 500 Hz 샘플링으로 30초간 측정되었고, 그 중에서 심방 조동의 양상이 잘 보이는 1 초 구간이 sSAM분석에 사용되었다(Fig. 4). 그림에서 심실흥분에 해당하는 좌우의 QRS파형 사이에 약 5~6회의 조동파가 관찰된

다. 그리고 조동파의 시작부분에서 미세한 세동파를 관찰할 수 있다.

VI. 결 과

sSAM의 전처리 부분인 ICA과정에서 파형을 심실흥분파(QRS파형), 심방조동파(거친 f-wave), 미세세동파(가느다란 세동파)로 나누었다(Fig. 5).

통계적 독립성에 의해서 분리된 각 파형에 대해서 SAM을 적용하여, 전기적 흥분 분포의 형태를 스쿼드 센서열에 대한 상대적 위치에 3차원 시각화하였다(Fig. 6).

Fig. 6에서 연한 색의 구조체는 QRS파형(심실흥분; Fig. 5(a))에 의한 전류의 분포상이고, 진한 색의 구조체는 심방조동파(Fig. 5(b))에 의한 전류의 분포상이다. Fig. 6(a)는 환자가 바로 누운 상태에서의 가슴 위쪽에서 바라본 그림이고(그림의 위쪽이 머리, 아래쪽이 다리, 왼쪽이 환자의 오른쪽 팔, 오른쪽이 환자의 왼쪽 팔의 방향), Fig. 6(b)는 64채널 센서에 대한 가슴 깊이 방향의 흥분 위치를 보이기 위해, 누운 상태의 환자의 좌측 옆구리 부분에서 보는 각도이다. 그림에서 심방조동의 흥분이 심실흥분으로 연결되고 있음을 관찰할 수 있고, 연결점은 방실결절일 것이라는 것을 유추할 수 있다. 따라서, 심방조동파는 방실결절에서 등쪽으로 수직된 방향으로 내려간 심방 부분에서 시작됨을 알 수 있다. 한편, 정상인의 경우 심실흥분은 가슴 위에서 봤을 때, 우하방을 향하게 되는데, Fig. 6(b)의 결과에서는 직하방을 향하고 있다. 이것으로 환자의 좌심실의 전기적 흥분 정도가 약함을 알 수 있고, 환자의 좌심실 심근허혈 혹은 경색을 의심할 수 있다.

다른 한편으로, Fig. 5의 세동파를 Fig. 5(b)의 조동파에 포함하여 sSAM을 적용하면, 조동파 전류원의 위치가 약 5 mm 정도 환자의 좌측으로 이동하였다(Fig. 7). 이것으로부터 심방조동의 위치가 미세파동을 생성하는 micro-reentry circuit 등의 영향으로 이동을 하고 있다는 추정을 할 수 있다. 이처럼 전류원의 위치 변화가 생기는

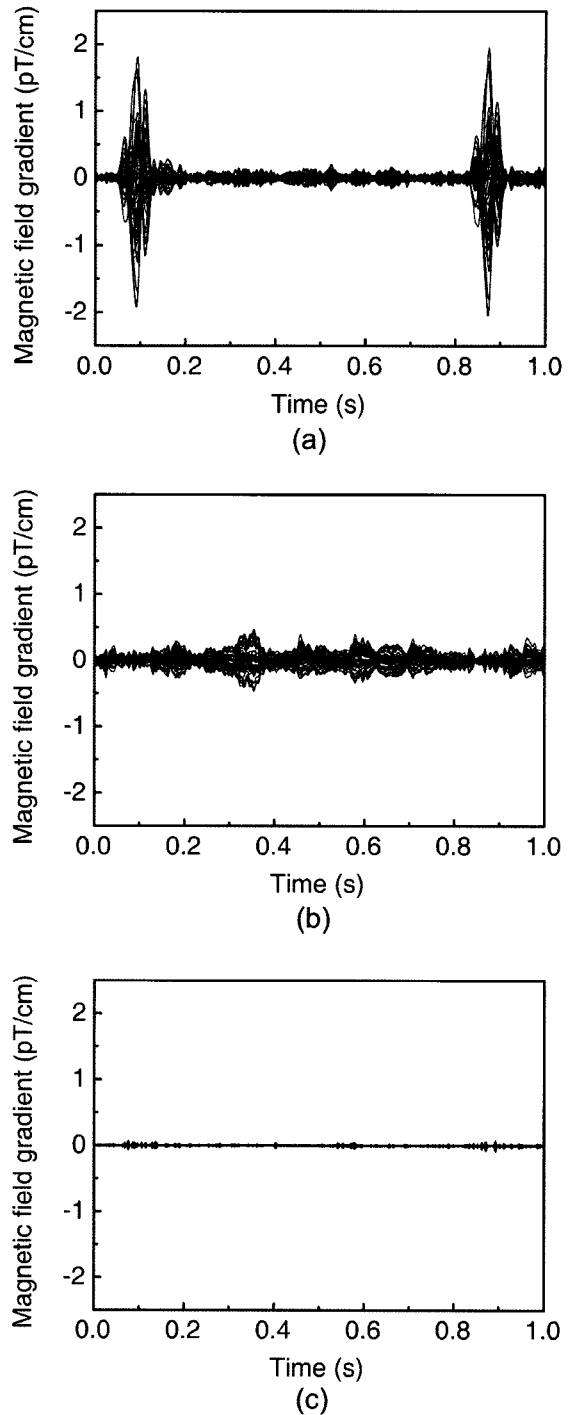


Fig. 5. ICA separation of the MCG of atrial flutter; (a) ventricular excitation (QRS), (b) flutter wave (f-wave), and (c) the rest small oscillation.

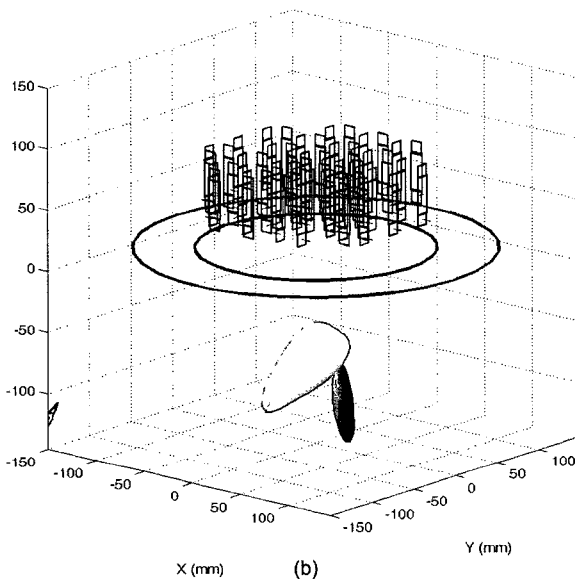
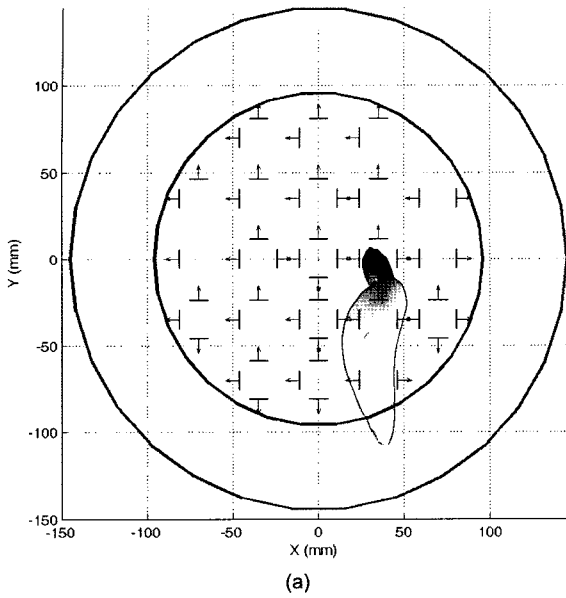


Fig. 6. sSAM visualization of the separated waveforms. The light structure indicates the current distribution from ventricular excitation and the dark structure is the current distribution from the atrial flutter. The concentric circles indicate the inner diameter and outer diameter of the MCG dewar, respectively. The SQUID sensors are indicated as well. (a) view angle from over the chest (b) view angle from the left flank of the patient.

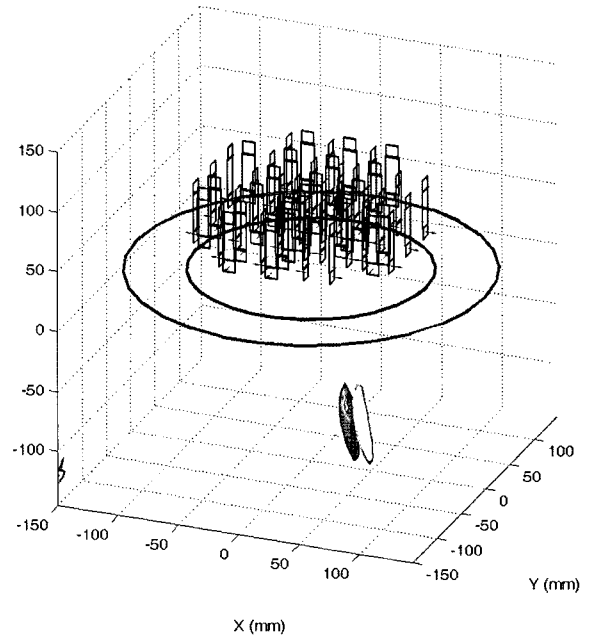


Fig. 7. sSAM visualization of the position difference of the flutter source from inclusion of the small oscillation wave. The dark structure indicates the current source calculated only from the flutter wave, and the light structure indicates the current source from the flutter plus small oscillation wave.

곳을 찾음으로써, 회귀성 심근 흥분이 발생하는 위치를 추정할 수 있다는 가능성을 보았다.

VII. 결 론

우리는 본 연구에서 고감도 64채널 SQUID 심자도 시스템을 개발하여, 미약한 신호크기를 보이는 심방성 부정맥을 측정 및 분석하였다. 자기차폐실 내에서 측정된 장치의 잡음수준은 1 Hz에서 약 $10 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$, 10 Hz에서 $5 \text{ fT}/\sqrt{\text{Hz}}$ 으로 세계 최고수준이고, 깊은 전류원 측정에 적합한 점선성분측정 방식을 채택함으로써, 심방 심근의 흥분에서부터 발생하는 자기장을 평균화 방법 없이 단일측정 데이터로부터 분석할 수 있었다. 한편, 환자의 양와위와 복와위 상태에서 각각 심자도 측정을 하여 심방신호의 크기를 비교함으로써, 심방신호 측정에 있어서도

통상의 양와위 측정이 유리함을 보였다. 심방 조동을 앓고 있는 환자의 데이터로부터 조동파의 원인을 국지화하기 위해서 3차원 전류분포 시각화 기술인 sSAM을 개발하였고, 이 기술을 사용하여 불규칙한 심실흥분을 유발시키는 조동파의 원인 전류를 공간상에 국지화하였다. 또한, 미세파동에 의한 조동파 원인 전류의 위치 변화를 보임으로써, 미세회귀전류의 위치 국지화의 가능성을 보였다.

현재 개발된 sSAM모듈은 64채널 심자도 임상분석 소프트웨어인 KRISSMCG64T에 포함되어 있다.

장래, sSAM의 결과와 환자의 흉부 MRI혹은 CT와 결합하여 표시한다면 이상 전류원의 정확한 해부학적 위치를 파악하는 것이 가능할 것이고, 실제 임상시술에 도움을 줄 수 있을 것으로 전망한다.

References

- [1] J. Vrba, "Multichannel SQUID biomagnetic systems", in Applications of superconductivity, eds. H. Weinstock, Dordrecht, Kluwer Academic Publishers, 61-138 (2000).
- [2] J. W. Park and F. Jung, "Qualitative and Quantitative Description of Myocardial Ischemia by means of Magnetocardiography", Biomed. Technik, **49**, 267-273 (2004).
- [3] P. Takala, et al., "Heart rate adjustment of magnetic field map rotation in detection of myocardial ischemia in exercise magnetocardiography", Basic Res. Cardiol., **97**(1), 88-96 (2002).
- [4] S. M. Prasad, et al., "The Cox maze III procedure for atrial fibrillation: Long-term efficacy in patients undergoing lone versus concomitant procedures", J. Thorac. Cardiovas. Surg., **126**(6), 1822-1827 (2003).
- [5] T. Nitta, H. Ohmori, S. Sakamoto, Y. Miyagi, S. Kanno, and K. Shimizu "Map-guided surgery for atrial fibrillation", J. Thorac. Cardiovas. Surg. **129**(2), 291-299 (2005).
- [6] K. Kim, Y. H. Lee, H. Kwon, J. M. Kim, I. S. Kim and Y. K. Park, "Optimal Sensor Distribution for Measuring the Tangential Field Components in MCG," Neurology and Clinical Neurophysiology, **60** (2004).
- [7] K. Kim, Y. H. Lee, H. Kwon, J. M. Kim, I. S. Kim, Y. K. Park, and K. W. Lee, "Design of a SQUID Sensor Array Measuring the Tangential Field Components in Magnetocardiogram", Progres. Supercon., **6**(1), 56-63 (2004).
- [8] Y. H. Lee, J. M. Kim, K. Kim, H. Kwon, I. S. Kim, Y. K. Park, Y. G. Ko and N. Chung, "Tangential Cardiomagnetic Field Measurement System Based on Double Relaxation Oscillation SQUID Planar Gradiometers", IEEE Trans. Appl. Supercond., **15** (2), 648-651 (2005).
- [9] S. E. Robinson and J. Vrba, "Functional Neuroimaging by Synthetic Aperture Magnetometry (SAM)", Proc. 11-th Int. Conf. on Biomagnetism (Biomag'98), 302-305 (1998).
- [10] J. F. Cardoso, "High-order contrasts for independent component analysis", Neural Computation, **11**, 157-192 (1999).