

Source Current Reconstruction Based on MCG Signal

H. Kwon*, Y. H. Lee and J. M. Kim

Korea Research Institute of Standards and Science, Daejeon, Korea

Received 15 August 2002

심자도 신호를 이용한 전류원 재구성

권혁찬*, 이용호, 김진목

Abstract

When applying a SQUID system for diagnosing heart disease, it is informative to obtain the source current distributions from the measured MCG (magnetocardiogram) signals since the bioelectric activity in the heart is generally represented by distributed current sources. In order to estimate the primary current distribution in a heart, the minimum norm estimate was computed, assuming a source plane below the chest surface. In the simulation, current distributions, which were computed for the test dipoles, represented well the essential feature of the test-current configurations. Source current reconstruction was performed for MCG signal of a healthy volunteer, which was recorded using a 40-channel SQUID system in a magnetically shielded room. It was found that the obtained current distribution is consistent with the electrical activity in a heart.

Keywords : SQUID, MCG, minimum norm estimation, current reconstruction

I. 서 론

심장에는 전기 자극을 심근 세포에 전달하는 자극전도계가 있어 심장이 지속적으로 박동할 수 있게 해 주는데, 이로 인해 체표면에서 발생하는 전위차인 전기적 신호를 기록하는 것이 심전도이다. 반면에 이러한 전류에 의해 발생하는 자기신호를 체외에서 측정한 것이 심자도(magnetocardiogram; MCG)인데 그 크기가 지자기를 비롯한 주변의 잡음에 비해서 매우 작기 때문에 고감도 자기센서인 초전도 양자간섭장치 (Superconducting Quantum Interference Device; SQUID)를 사용해야 측정이 가능하다.

인체는 자기적으로 진공 상태와 같이 투명하기 때문에 심자도는 심전도와 달리 파형의 왜곡이 없이 심장의 전기적 활동에 대한 정보를 정확하게 제공해 줄 수 있고 측정 방법에 있어서도 비접촉이고 비파괴적인 장점을 가진다 [1].

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 알려져 있고 [2], [3] 심전도에서 확인이 되지 않는 심근허혈을 더욱 예민하게 진단할 수 있다는 보고들이 있다 [4].

심자도 신호는 심장 활동에 대한 시간적·공간적 정보를 제공함으로써 심장의 이상 유무 또는 이상 부위의 위치를 찾을 수 있다. 즉 심

*Corresponding author. Fax : +82 42 868 5290

e-mail : hckwon@kriss.re.kr

장의 기계적 활동은 심근 전류에 의해 제어되므로 다채널 SQUID 시스템으로 측정된 심자도의 공간적 분포로부터 심근 전류의 흐름을 분석하면 심장의 전기 생리학적인 활동의 이상을 찾을 수 있다. 뇌의 활동은 단일 쌍극자 전류원으로 잘 모델링되지만 심근 전류는 한번에 활성화되는 세포들이 넓게 분포되어 있는 경우가 많기 때문에 심장의 내벽 또는 외벽에 흐르는 전류의 분포로 해석하는 것이 유용한 경우가 많다.

한편 심자도는 검출코일의 방향에 따라 측정값이 달라지기 때문에 서로 다른 시스템의 파형을 단순히 비교하기는 어려운 경우가 있다. 즉, 현재 대부분의 시스템은 듀아 바닥에 수직인 자장 성분을 측정하기 때문에 전류원이 가장 센 곳의 바로 위에서 크기가 0 이지만, 본 연구에서와 같이 수평인 성분을 측정할 경우 크기가 최대가 된다. 심자도 기술은 아직 표준화가 되어 있지 않지만 재구성된 전류원을 이용하면 서로 다른 시스템에서도 파형의 비교가 가능해진다 [5].

본 연구에서는 평면형 40 채널 SQUID 시스템으로 측정된 심자도의 공간 분포로부터 심근 전류의 분포를 구하기 위하여 minimum norm estimation (MNE) 알고리즘을 이용한 전류원 재구성 기술을 이용하였다 [6]. 이때 실제에 가깝게 심장을 모델링하는 boundary element method (BEM)를 사용하면 계산의 정확도를 높일 수는 있겠지만 계산시간이 훨씬 길어지는 단점이 있다 [7]. 여기서는 horizontally layered conductor 모델을 적용하여 전류원이 가슴 아래에 있는 평면에 분포되어 있고 이에 접선인 성분의 방향만 가질 경우로 국한시켰다. 먼저 가상의 전류원에 대해 simulation 을 수행하여 재구성된 전류분포가 실제 전류원의 정보를 반영하는지를 확인하고, 실제로 측정된 심자도 신호를 이용하여 P-QRS-T 파에서 전류의 분포를 재구성하여 심장 활동과의 연관성을 살펴 보았다.

II. 전류원 재구성 방법

1. minimum norm estimation

$z < 0$ 인 공간에서 전기전도도가 균일한 층으

로 구성된 도체내의 위치 \mathbf{r}_0 에 있는 쌍극자 전류원 $\mathbf{Q}(\mathbf{r}_0)$ 에 의해 도체 외부의 \mathbf{r} 에서 발생하는 자장 신호 \mathbf{B} 는 아래와 같이 계산된다 [8].

$$\mathbf{B} = \frac{\mu_0}{4\pi K^2} (\mathbf{Q} \times \mathbf{a} \cdot \mathbf{e}_z \nabla K - K \mathbf{e}_z \times \mathbf{Q}) \quad (1)$$

여기서 $\mathbf{K} = \mathbf{a}(\mathbf{a} + \mathbf{a} \cdot \mathbf{e}_z)$, $\mathbf{a} = \mathbf{r} - \mathbf{r}_0$, $\mathbf{a} = |\mathbf{a}|$ 이고, $\nabla K = (2 + \mathbf{a}^{-1} \mathbf{a} \cdot \mathbf{e}_z) \mathbf{a} + \mathbf{a} \mathbf{e}_z$ 이다. 만약 전류원의 분포가 $\mathbf{J}^p(\mathbf{r}_0)$ 이면 센서에서 측정되는 자장은 각 전류원에 의해 발생하는 자장의 선형적인 합으로 나타나므로 i 번째 채널에서 측정되는 신호 B_i 는 아래와 같이 표시된다.

$$B_i = \int \mathbf{L}_i(\mathbf{r}_0) \cdot \mathbf{J}^p(\mathbf{r}_0) dv \quad (2)$$

여기서 $\mathbf{L}_i(\mathbf{r}_0)$ 는 lead field라 부르며 $\mathbf{J}^p(\mathbf{r}_0)$ 가 단위 벡터일 때 i 번째 채널에서 각 방향의 민감도 분포를 의미하고, 이는 센서의 위치와 방향이 주어지면 Eq. (1)에 의해 계산된다.

다채널 시스템으로 측정된 자장 분포 B_i 로부터 $\mathbf{J}^p(\mathbf{r}_0)$ 를 구하는 것이 역문제인데, 유일해가 없기 때문에 전류원이 분포되어 있는 유한 공간을 가정하고 해를 구하는 것이 보통이다. 먼저 가상의 전류원면에 분포되어 있는 m 개의 쌍극자 전류원 \mathbf{J} 에 대해 n 개의 센서 위치에서의 lead field \mathbf{L} 과 측정된 자장 \mathbf{B} 를 이용하여 $\mathbf{B} = \mathbf{L}\mathbf{J}$ 형태의 행렬식을 만들 수 있는데 \mathbf{B} 는 $n \times 1$, \mathbf{L} 은 $n \times 3m$, \mathbf{J} 는 $3m \times 1$ 행렬이 된다. 일반적으로 \mathbf{L} 의 역행렬은 존재하지 않으므로 \mathbf{L} 을 $\mathbf{L} = \mathbf{U}\mathbf{A}\mathbf{V}^T$ 로 특이값 분해(singular value decomposition)한 다음 의사 역행렬(pseudoinverse matrix) $\mathbf{L}^- = \mathbf{V}\mathbf{A}^{-1}\mathbf{U}^T$ 을 구하고 $\mathbf{J} = \mathbf{L}^-\mathbf{B}$ 에서 \mathbf{J} 를 구한다. 이때 \mathbf{J} 는 잡음에 민감하기 때문에 특이값이 작은 것은 제외해야 하는데 너무 많이 제외할 경우 자장 신호의 정보를 충분히 사용하지 못하기 때문에 $\mathbf{A}^{-1} = \text{Diag}\{\lambda_1^{-1}, \lambda_2^{-1}, \dots, \lambda_k^{-1}, 0, \dots, 0\}$ 이 되도록

적절한 k 를 결정한다. 여기서 λ_i 는 \mathbf{L} 의 특이 값이 감소하는 순서이다. 이렇게 구한 전류 분포 \mathbf{J} 에 대해 검출 코일의 배열이 다른 시스템에서 예상되는 신호 \mathbf{B}' 를 계산하기 위해서는 다른 시스템에 대한 lead field \mathbf{L}' 을 구한 다음 $\mathbf{B}' = \mathbf{L}'\mathbf{J} = \mathbf{L}'\mathbf{L}\mathbf{B}$ 와 같이 계산한다.

2. 심자도 측정

40 채널 SQUID 시스템을 이용하여 26세의 건강한 남자의 심자도 신호를 자기 차폐실 내에서 측정하였다. 자장 센서로 DROS (Double Relaxation Oscillation SQUID)를 이용하는 이 시스템은 Fig. 1과 같이 듀아 바닥에 평행한 두 직교 성분을 측정하는 각 20개씩의 검출코일이 약 25 mm 간격으로 배치되어 있어 측정면적은 각 변이 100 mm 정도인 사각형이다. 미분형 검출코일의 baseline은 40 mm이고 아래 검출코일의 중심은 듀아 바깥면에서 24 mm 떨어져 있다 [9]. 피측정자가 듀아 밑에 똑바로 누운 상태에서 센서가 대략적으로 심장 위에 놓이도록 하였다. 심자도 신호는 60 Hz 제거 필터와 0.3~100 Hz 대역투과 필터를 거친 후 500 Hz의 샘플링 주파수로 수집하였다. 측정된 심자도 신호는 가산 평균을 하지 않고 실시간으로 측정된 결과를 그대로 사용하였으며 P 파와 QRS 파 사이의 평탄한 부분을 기저선으로 사용하였다.

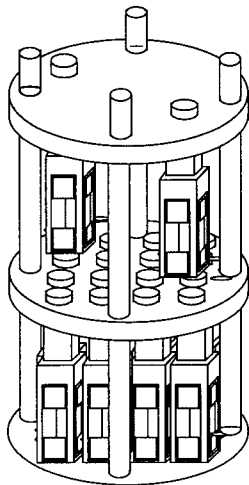


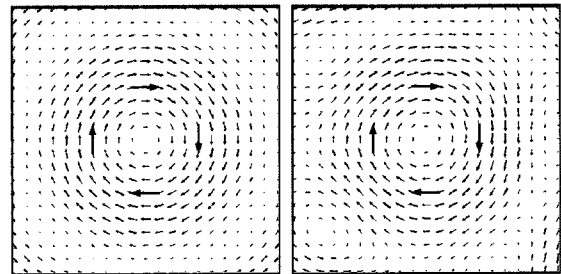
Fig. 1. Structure of the SQUID insert [9].

3. simulation

재구성된 전류원의 분포가 실제의 전류 흐름을 어느 정도 반영하는지 알기 위해 임의의 전류원에 대해 simulation을 수행하였다. 센서 아래 85 mm 위치에 4개의 쌍극자 전류원이 있을 때 Eq. (1)에 따라 40 채널에서의 자장을 계산하고 여기에 가우시언 잡음을 더한 다음 이로부터 역으로 전류원의 분포를 재구성하였다. 각 채널에 더해진 잡음의 크기에 따른 전류원의 분포를 비교하였다.

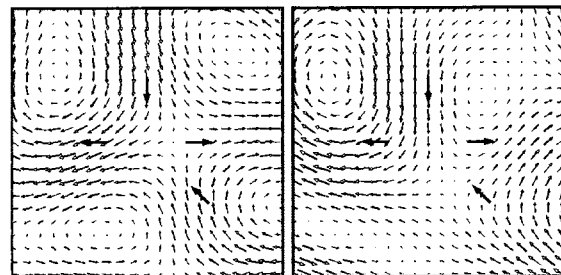
III. 결과 및 논의

Fig. 2는 쌍극자가 모두 시계 방향으로 향하고 있을 때, 잡음이 없는 경우와 100 fTrms의 잡음이 있는 경우에 4개의 쌍극자 전류원로부터의 자장 신호를 이용하여 재구성된 전류의 흐름을 나타낸 simulation 결과이다. 전류원은 100 mm x 100 mm 평면에 있는 441개의 격자



(a) without noise (b) noise:100 fTrms

Fig. 2. Simulation results of current reconstruction for 4 test dipoles. (a) without noise, (b) with rms noise of 100 fT.



(a) noise:100 fTrms (b) noise:400 fTrms

Fig. 3. Simulation results of current reconstruction for 4 test dipoles. (a) rms noise:100 fT, (b) rms noise: 400 fT.

에서 계산되었다. 잡음이 있는 경우에도 재구성된 전류의 분포는 실제 전류의 흐름을 잘 반영하고 있음을 알 수 있다. 여기서 화살표는 전류의 방향과 크기를 나타내며 진하게 표시된 부분은 실제 전류원의 위치와 방향을 나타낸다. 잡음이 있는 경우, 특이값을 제한하는 k 는 5-21 범위에서 거의 유사한 패턴을 보였다. Fig. 3은 전류원이 서로 직각이거나 45° 로 반대 방향을 향하고 있을 때로서 잡음의 크기가 100 fTrms 인 경우와 400 fTrms인 경우이다. 서로 직각인 경우는 실제의 전류 흐름을 비교적 잘 반영하고 있으나 오른쪽에 있는 두 전류원은 서로 방향이 달라 상쇄되는 부분이 있기 때문에 실제보다 약간 왜곡된 패턴을 보였으나 전체적인 전류 분포는 실제의 전류 분포를 잘 반영하고 있다. 한편 실시간으로 측정할 경우 시스템의 잡음은 약 100 fT인데 비해 이보다 4 배 정도 큰 잡음이 있어도 전류원 분포를 재구성하는데 미치는 영향은 매우 작음을 알 수 있다. 다만 잡음이 클수록 k 는 작아지기 때문에 400 fTrms의 잡음을 갖는 경우 k 는 5-15의 값에서 안정된 패턴을 보였다. 이 결과로부터 전류 분포의 계산 과정이 정상적으로 동작함을 확인할 수 있다.

Fig. 4는 측정된 심자도 신호의 rms 파형이고 Fig. 5는 P-QRS-T 파에서의 전류 분포를 재구성한 결과이다. 심장의 위치를 정확하게 표시하기는 어려우나 그림의 왼쪽이 우심방 또는 우심실이고 위쪽이 머리 방향이다. 전류원은 측정면보다 80 mm 아래 있는 120 mm x 120 mm 평면에 있는 625 개의 격자에서 계산하였다.

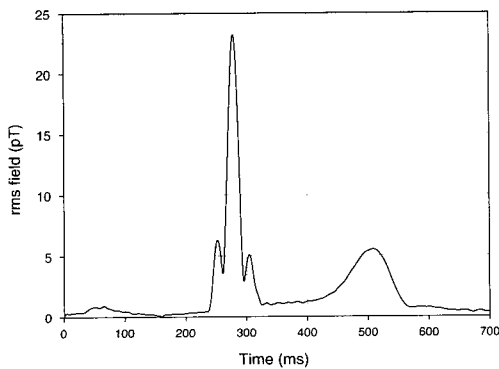
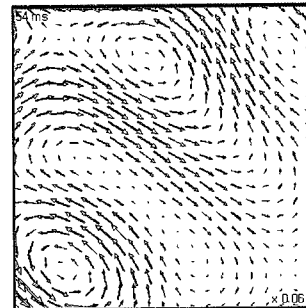
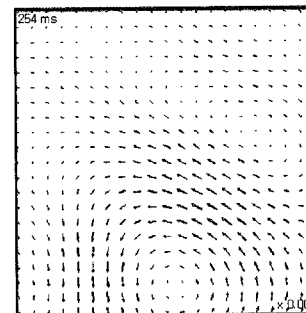


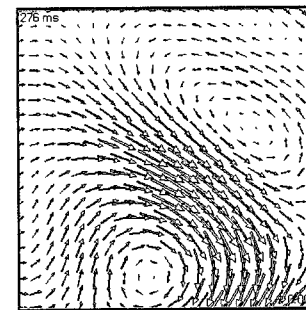
Fig. 4. Rms waveform of the measured MCG signals.



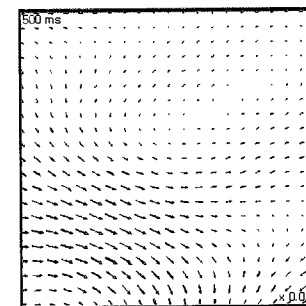
(a) 54 ms



(b) 254 ms



(c) 276 ms



(d) 500 ms

Fig. 5. Reconstruction of current distribution at various time instants in an area of 100 mm x 100 mm. Arrows were drawn to the scale indicated by the number in the right bottom side.

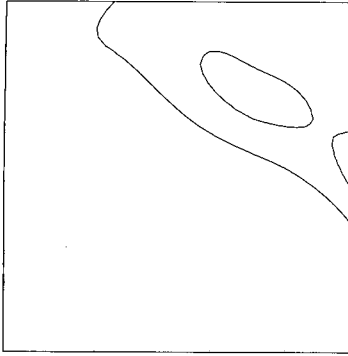


Fig. 6. Magnetic field map at R peak of the MCG signals normal to the dewar bottom.

Fig. 5(a)는 SA node에서 발생한 impulse가 심방을 탈분극시키는 P파에서의 전류 분포로서 SA node가 위치한 우심방에 전류 밀도가 높은 것을 보여준다. Fig. 5(b)와 (c)는 QRS 파에서의 전류 분포로서 우심실이 먼저 탈분극되고 나중에 좌심실이 탈분극되기 때문에 전류의 방향이 바뀌어짐을 볼 수 있다. Fig. 5(d)는 심실의 재분극이 진행되는 T 파에서의 전류 분포로 정상적인 경우 QRS 파와 같은 전류 방향을 보여야 한다.

Fig. 6은 듀아 바닥에 수직인 성분의 심자도 신호를 측정했을 때 R peak에서의 등자장곡선이다. 이는 한 개의 SQUID로 위치를 바꾸어가며 여러 번 측정한 것이다. 이때는 전류원의 양쪽에 자장의 최대 및 최소값이 나타나므로 추정되는 전류 분포는 Fig. 5(c)와 잘 일치함을 알 수 있다. 또한 위에서 구한 전류 분포로부터 계산된 파형과도 잘 일치함을 확인하였다.

IV. 결 론

40 채널 SQUID 시스템으로 심자도를 측정하고 이로부터 심장의 전기 생리학적 활동을 이해하기 위한 전류원 재구성 기술을 개발하였다. 전류원 분포를 구하기 위해 minimum norm estimation을 이용하였으며 simulation을 통해 계산 결과의 유용성을 확인하였다. 실제 심자도 신호에 대한 전류원 분포는 심장의 활동에 따른 전류 변화를 잘 나타내었다. 본 연구 결과로 앞으로 40 채널 시스템을 임상적으로 활용 할 수 있게 되었고, 센서 배열이 다른 시스템에서의

측정 결과도 서로 비교할 수 있게 되었다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부 선도기술·의료공학 기술개발사업 (HMP-98-G-1-004-A)의 지원에 의하여 수행되었습니다.

참고문헌

- [1] G. Stroink, W. Moshage and S. Achenbach, "Cardiomagnetism," in Magnetism in medicine, eds. W. Andrä and H. Nowak, Berlin, Wiley-VCH, 136-189 (1998).
- [2] M. Makijarvi *et al*, "Magnetocardiography: supra-ventricular arrhythmias and preexcitation syndromes," Eur. Heart J., 14, 46-52 (1993).
- [3] W. Moshage, S. Achenbach, K. Gohl and K. Bachmann, "Evaluation of the non-invasive localization accuracy of cardiac arrhythmias attainable by multichannel magnetocardiography (MCG)," Int. J. Card. Imaging, 12, 47-59 (1996).
- [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] M. Burghoff, J. Nenonen, L. Trahms and T. Katila, "Conversion of Magnetocardiographic Recordings Between Two Different Multichannel SQUID Devices," IEEE Trans. Biomed. Eng., 47, 869-875 (2000).
- [6] M. Hämäläinen and R. Ilmoniemi, "Interpreting magnetic fields of the brain: minimum-norm estimates," Med. & Biol. Eng. & Comput., 32, 35-42 (1994).
- [7] J. Nenonen, M. Hämäläinen and R. Ilmoniemi, "Minimum-norm estimation in a boundary-element torso model," Med. & Biol. Eng. & Comput., 32, 43-48 (1994).
- [8] J. Savas, "Basic mathematical and electro-magnetic concepts of the biomagnetic inverse problem," Phys. Med. Biol., 32, 11-22 (1987).
- [9] Y. H. Lee *et al*, "Construction of a 40-channel SQUID System and Its application to Neuromagnetic Measurements," Progress in Superconductivity, 2, 20-26 (2001).