

심질환 진단을 위한 심자도 파라미터의 추출

전창익, 허 영, 김기욱, 한병희, 진승오, 장원석, 이현호
한국전기연구원 전자의료기기연구그룹
e-mail : cijeon@keri.re.kr

Estimation of MCG parameters for the diagnosis of heart diseases

Chang-Ik Jeon, Young Huh, Ki-Uk Kim, Byung-Hee Han, Seung-Oh Jin,
Won-Suk Chang, Hyun-Ho Lee
Electromagnetic Medical Device Research Group, KERI

Abstract

The electrical current generated by heart creates not only electric potential but also a magnetic field. We have observed electrophysiological phenomena of the heart by measuring tangential components of magnetocardiogram(MCG) using 61 channel superconducting quantum interference device(SQUID) system. In this paper, we developed a new analysis method, which is based on the theory of electromagnetic field. We show some differences of the current direction between the normal MCG and the abnormal(ischemic heart disease) MCG.

I. 서론

심자도(magnetocardiogram : MCG)는 심장의 전기적 특성에 의해 발생된 자장의 변화를 검출함으로써 심장 질환을 진단할 수 있는 효율적인 방법으로 인식되고 있다. 심자도는 카테터 삽입법에 의한 진단 방법과는 달리 비침습적(noninvasive)인 방법으로 측정이 가능하고 심전도보다 측정이 쉽다는 장점을 가지고 있다[1]. Baule와 Mc Fee(1963)에 처음으로 심장에서의 자장 신호를 검출하는데 성공하였으며, Cohen(1970)은 차폐실(shield room)에서 SQUID를 이용하여 실시간으로 MCG를 기록하는데 성공하였다. 이와같이 MCG를 이용한 심장 질환 진단의 활용에 대한 많은 연구가 진행되고 있으나 아직까지 임상적 지표로 활용 가능한 분석 기법이나 각종 심장 질환에 대한 데이터베이스가 불충분한 상태이다[2-4].

본 논문에서는 정상인 그룹과 허혈성 심질환을 갖는

환자 그룹에 대하여 인체의 정면 평면(frontal plane)상에 대표적인 단일 전류원이 있다는 가정을 한 후 다채널 심자도 신호로부터 전류원의 방향을 추정하는 방법과 심장 질환 진단에 활용 가능한 임상 지표의 추출 방법을 제안하였다.

II. 전처리

61채널 심자도 신호는 1Hz~50Hz의 디지털 대역 통과 필터링을 수행한 후 R파를 기준으로 전방향 300msec와 후방향 700msec로 1sec구간을 세그멘테이션 하게 된다. 세그멘테이션된 다채널 심자도 데이터는 R파를 기준으로 평균화 과정을 거쳐 신호대잡음비를 향상 시킨 후 파라미터 추출 과정을 거친다. 심자도 파라미터 추출과정은 검출이 용이한 P, R, T파를 먼저 검출하고, P파의 시작점, Q파의 시작점, S파의 끝점, T파의 끝점을 검출하게 되며, 심자도 파라미터 정의는 그림 1과 같다[5].

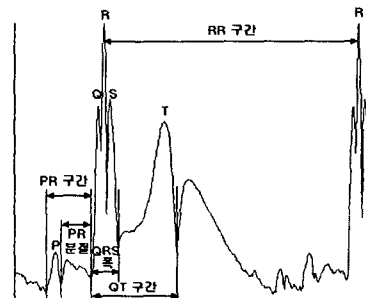


그림 1. 심자도 파라미터

III. 전류원 방향 추정

심자도의 각 특징점을 추출한 후 심질환 진단을 위한 전류원 방향은 다음과 같은 시점과 특정 분석 구간의 누적 자장값으로부터 추정한다.

- $B(\tau_P)$: P파의 시간 위치 자장값
- $B(\tau_R)$: R파의 시간 위치 자장값
- $B(\tau_T)$: T파의 시간 위치 자장값
- $B(\tau_{PQ})$: P파의 시작 시점부터 Q파의 시작 시점까지의 누적 자장값
- $B(\tau_{QR})$: Q파의 시작 시점부터 R파의 시간 위치까지의 누적 자장값
- $B(\tau_{RS})$: R파의 시간 위치로부터 S파의 끝점 위치까지의 누적 자장값
- $B(\tau_{ST})$: S파의 끝점 위치로부터 T파의 끝점 위치까지의 누적 자장값

전류원 방향 추정 방법은 유출자장을 '+'로 하고 유입자장을 '-'로 할 때 유출자장과 유입자장이 검출된 각 센서의 물리적 위치에 대한 중심점을 찾고 이를 잇는 직선으로부터 직교되는 방향을 추정한다. 이러한 방법은 단일 전류원이 존재한다는 가정하에 유출자장의 최대값과 유입자장의 최대값을 잇는 직선을 고려하여 전류원 방향을 추정하는 방법보다 센서의 개수가 제한되어 있을 경우 추정 오차를 줄일 수 있는 장점을 가질 수 있다.

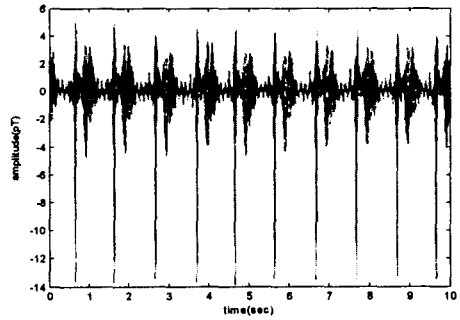
IV. 실험 방법

심자도 신호의 기록은 61채널 LTc-dc SQUID 기반의 심자도 측정 시스템(Eagle Tech.사)을 통하여 이루어졌다. 샘플링 주파수는 500Hz로 하였고, 아날로그 필터 설정은 차단 주파수가 1Hz인 고역통과 필터, 100Hz인 저역통과 필터, 60Hz의 대역저지 필터를 동작 시켰다. 전체 데이터 기록 시간은 10sec로 하였고, 정상인 그룹 4명과 허혈성 심질환 환자 그룹 4명에 대하여 데이터를 확보하였다. 이득 설정은 입력 이득은 10, 출력 이득은 5로 하였다. 그리고 모든 주파수 대역에 대하여 40dB 이상이 보장되는 자기 차폐실 내에서 심자도 신호는 기록되었다.

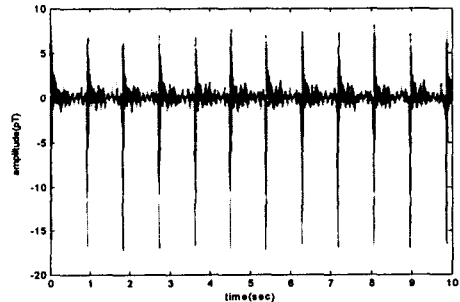
V. 결과 고찰

그림 2(a)-(b)는 각각 전형적인 정상인 심자도 신호

와 허혈성 심질환 환자의 심자도 신호를 보여주고 있다. 허혈성 심질환 환자의 경우 특징은 ST 분절에서 두드러진 차이를 볼 수 있으며, 이는 심전도에서와 유사하다.



(a)



(b)

그림 2. 전형적인 심자도 신호 (a) 정상인 (b) 허혈성 심질환 환자

그림 3(a)-(d)는 다채널 심자도 신호에서 R파를 기준으로 평균화 과정의 수행 전·후를 보여주고 있다. 그림 3(a)는 정상 심자도 신호에서 임의의 구간에 대한 평균화전의 파형이며, 그림 3(b)는 평균화후의 파형을 보여주고 있다. 마찬가지로 그림 3(c)는 허혈성 심질환 환자의 심자도 신호에서 임의의 구간에 대한 평균화전의 파형이며, 그림 3(d)는 평균화후의 파형을 보여주고 있다. 이와 같이 평균화 과정의 수행은 심자도 신호의 신호대잡음비 특성을 향상시킴을 알 수 있다.

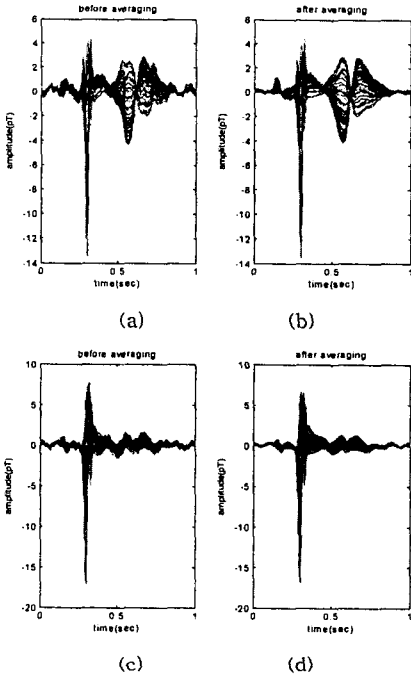


그림 3. 평균화 전·후의 심자도 파형 (a) 정상인 심자도의 평균화 전 (b) 정상인 심자도의 평균화 후 (c) 허혈성 심질환 심자도의 평균화 전 (d) 허혈성 심질환 심자도의 평균화 후

그림 4(a)-(d)는 각각 정상인과 허혈성 심질환 환자의 심자도에 대한 자장맵을 보여주고 있다. '+' 표시는 유출자장의 중심점을 나타내고, '-' 표시는 유입자장의 중심점을 나타낸다. 두 중심점을 잇는 직선에 직교한 방향을 단일 전류원의 방향으로 추정할 수 있다. 그리고 그림 4에서 x-y축은 SQUID 센서의 실제 물리적 거리를 나타내며, 원형으로 표시된 61개의 2차원 평면에서의 SQUID 센서 위치를 확인할 수 있으며, 원형안의 수치는 센서의 채널번호이다.

그림 4에서 기준 전류방향 3시를 0도, 6시를 -90도, 12시를 90도, 9시를 ± 180 도라고 가정하자. 이때 $B(\tau_T)$ 의 자장맵인 그림 4(a)와 그림 4(b)는 각각 전류방향이 약 -40도, 약 -50도 정도로 추정이 가능하다. 그리고 $B(\tau_T)$ 의 자장맵인 그림 4(a)와 그림 4(b)는 심실의 재분극에 의해 나타나는 T파의 위치에서 계산된 것이며, 각각의 전류원의 방향은 정상인 그룹과 허혈성 심질환 환자 그룹에서 비슷하게 나타났다.

$B(\tau_{ST})$ 의 자장맵인 그림 4(c)와 그림 4(d)는 S파가 끝나는 시간 위치에서 T파가 끝나는 시간 위치까지의

누적된 자장값을 이용하여 계산된 것으로 정상인 그룹과 허혈성 심질환을 갖는 그룹과의 뚜렷한 차이를 보였다.

허혈성 심질환을 갖는 환자의 경우 심전도에서 중요한 판단 기준으로 ST분절의 하강과 ST분절의 상승을 가지고 판정함을 감안하면 심자도에서도 마찬가지로 ST분절에서의 정보가 중요한 요소가 될 수 있음을 말한다. 그리고 이러한 특성이 그대로 심자도에서 반영되어 있음을 확인할 수 있었다.

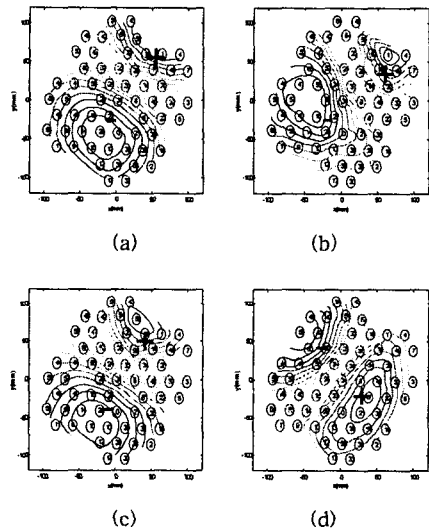


그림 4 자장맵 (a) 정상인의 경우 $B(\tau_T)$ 의 컨투어맵, (b) 허혈성 심질환 환자의 경우 $B(\tau_T)$ 의 컨투어맵, (c) 정상인의 경우 $B(\tau_{ST})$ 의 컨투어 맵, (d) 허혈성 심질환 환자의 경우 $B(\tau_{ST})$ 의 컨투어맵.

표 1은 정상인 그룹(그림 1)과 허혈성 심질환의 환자 그룹(그림 2)을 대상으로 각각 4명에 대한 전류원 방향 추정 결과를 정리한 것이다. 앞서도 언급하였듯이 허혈성 심질환을 갖는 경우 심전도와 심자도에서 ST분절에서 정상인과 뚜렷한 차이를 보이고 있음을 확인할 수 있다. 특히, 중요한 진단을 위한 중요한 지표로서 T파의 위치에서 추정된 전류원 방향 $\theta_{B(\tau_T)}$ 와 S파가 끝나는 시간 위치와 T파가 끝나는 시간 위치의 누적 자장값에 의해 계산된 전류원 방향 $\theta_{B(\tau_{ST})}$ 의 편차에 있어서 정상인 그룹은 거의 없으나 허혈성 심질환을 갖는 환자 그룹의 경우 많은 편차를 가지고 있음을 확인할 수 있다.

표 1. 심자도 전류원 위치 파라미터 추출(그룹 1 : 정상인 그룹, 그룹 2 : 허혈성 심질환 환자 그룹, [평균(각도)±표준편차])

파라미터	그룹 1	그룹 2
$\theta_{B(\tau_P)}$	-61.85±11.4	-29.88±6.3
$\theta_{B(\tau_R)}$	-39.98±7.5	-28.45±16.3
$\theta_{B(\tau_T)}$	-38.72±4.3	-48.74±8.5
$\theta_{B(\tau_{PQ})}$	106.56±28.7	108.15±41.6
$\theta_{B(\tau_{QR})}$	-77.14±33.5	-27.82±29.7
$\theta_{B(\tau_{RS})}$	49.53±28.4	-55.80±22.8
$\theta_{B(\tau_{ST})}$	-44.55±13.9	7.5±84.1

표 2는 표 1에서 정상인 그룹과 허혈성 심질환 환자 그룹을 분류하는데 가장 유효하다고 판단되는 심자도 파라미터의 비율을 나타내었다. 이는 T파의 정점 시간 위치 자장값으로부터 추출된 전류원 방향 $\theta_{B(\tau_T)}$ 를 기준으로 하여 S파의 끝점 위치로부터 T파의 끝점 위치까지의 누적 자장값으로부터 추출된 전류원 방향 $\theta_{B(\tau_{ST})}$ 와의 차이의 비율로 계산하였다. 정상인 그룹의 경우 편차를 감안하여 계산된 비율의 크기는 0.5 보다 작은 값을 갖은 반면, 허혈성 심질환 환자그룹은 0.9 보다 큰 값을 나타내었다.

표 2. 심자도 파라미터의 비율(그룹 1 : 정상인 그룹, 그룹 2 : 허혈성 심질환 환자 그룹, [평균±표준편차])

파라미터	그룹 1	그룹 2
$(\theta_{B(\tau_T)} - \theta_{B(\tau_{ST})}) / \theta_{B(\tau_T)}$	-0.13±0.29	1.02±2.29

V. 결론

본 논문에서는 61채널 심자도 신호로부터 전처리 과정으로 디지털 대역 필터링과 평균화 기법을 적용하여 신호대잡음비를 향상시켰다. 향상된 심자도 신호는 자동 파라미터 추출 알고리즘을 적용하여 각 파의 시간 위치 검출 정보를 이용하여 3개의 심자도 파형(P파, R파, Q파)의 정점 위치에 대한 자장값을 이용하여 전류원의 방향을 추정과 4개의 심자도 파형 구간에 대한 누적 자장값의 자장값을 이용하여 전류원의 방향을 추정하여 정상인 그룹 4명과 허혈성 심질환을 갖는 환자 그룹 4명에 대하여 특성 분석을 수행하였다.

분석 결과 정상인 그룹은 추정된 전류원 방향의 편

차가 적은 반면 허혈성 심질환 환자 그룹은 편차가 컸으며, 특히 T파의 위치에서 추정 전류원 방향과 S파가 끝나는 시간 위치에서 T파가 끝나는 시간 위치에서의 전류원 방향의 편차가 두 그룹 사이에 뚜렷한 차이를 보였다. 따라서 제안된 방법은 심질환 진단을 위한 지표로 많은 활용이 기대된다.

참고문헌

- [1] L.Link, P.Endt, U.Steinhoff, P.Goedde and L.Trahms, "Analysis of QRS shape variability and short-term heart rate variability of CAD patients," *Computers in Cardiology* pp. 13-16, Sept. 1998.
- [2] K. Okajima, T.Komuro, N.Harada, A.Adachi, M.Ueda, A.Kandori, G.Uehara and H.Kado, "A 64-channel DC-SQUID magnetometer system," *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*, vol. 3, pp. 1494-1497 1993.
- [3] M. Sato, Y. Terada, T.Mitsui, T. Miyashita, A. Kandori and K. Tsukada, "Detection of myocardial ischemia by magnetocardiogram using 64-channel SQUID system," *Proceedings of 12th International Conference on Biomagnetism*, pp. 523-526, Helsinki, Finland, 2000.
- [4] W.C. Chen, Q.S. Yang, G.H. Chen, L.H. Zhang, J. Feng, X.G. Huang, Y.P. Liu and Z.Q. Wang, "Parametric analysis of MCG wave sets in Chinese," *Proceedings of 13th International Conference on Biomagnetism*, pp. 566-567, Jena, Germany, 2002.
- [5] 전창익, 허영, 김기욱, 진승오, 장원석, 이현호, "다채널 심자도 신호의 파라미터 추출에 관한 연구," *제16회 신호처리합동학술대회*, p.212, 2003.

본 연구는 산업자원부 차세대 신기술 개발사업의 지원으로 수행하였음.