Progress in Superconductivity Vol.10 No.1 pp. 1-5 31 October 2008

Effect of the Sensor Location on Magnetocardiography

Hyun Kyoon Lim, Kiwoong Kim, Hyukchan Kwon, Yong-Ho Lee

Korea Research Institute of Standards and Science, Daejeon, Korea

Received 11 Jul 2008

심자도 센서의 위치 효과에 대한 연구

임현균, 김기웅, 권혁찬, 이용호

Abstract

Magnetocardiography (MCG) is a non-contact, non-invasive, and harmless diagnostic tool to detect the abnormal electrical conductivities of the heart caused by the various coronary artery disease or cardiac muscular disease. The purpose of this study is to identify whether MCG signals and MCG parameter values vary depending on the location of sensor assembly. It will be an important reference for the standard measurement. Four healthy male subjects (33.3±6.3 years) participated in this study. Basal recording was made at 20 mm apart from the chest surface. All subjects were requested to take a regular breathe while MCG was taken. The gap between the chest surface and the bottom of the sensor assembly was 20, 40, 60, and 80 mm. Recording was made using 64 channel MCG system (Axial type, first order gradiometer) developed by Korea Research Institute of Standards and Science (KRISS). After resting for two minutes in a supine position on the bed in magnetically shielded room, MCG were recorded for 30 s. As the sensor location is getting away from the chest surface signal, the amplitude of R and T wave peak decreases to 70% (at 40 mm gap), 50% (at 60 mm), and 37% (at 80 mm) of the reference strength measured ($y = 1.3903e^{-0.0169x}$, $R^2 = 0.99$; where y=amplitude remained after reduction, x=distance between chest surface and sensor location). The regression equations may be used as a good reference to calculate how much strength will be decreased by the distance. In MCG parameters, most values of parameters were decreased as the gap was increased. As an example, the current moment at T-wave peak reduced to 52% (at 40 mm gap), 33% (at 60 mm), and 19% (at 80 mm). However, the difference caused by the gap could be reduced by considering the distance when the MCG parameters were calculated. The study results can be used as a useful reference to design the baseline and the sensor location.

Keywords : Magnetocardiography, SQUID, Sensor assembly location, Magnitude, Map

*Corresponding author. Fax : +82 42 868 5290
e-mail : hlim@kriss.re.kr

I. 서론

심자도(magnetocardiography, MCG)는 SQUID (Superconducting Quantum Interference Device) 센서를 이용하여 심장의 미세한 자기장을 측정하는 장치이다 [1-4]. 수십 μT인 지구 자기장에 비하여 심장에서 나오는 자기장 신호의 크기는 수십 pT의 범위이다. 또한 심장의 미약한 자기 신호는 주변 환경에서 발생하는 여러 잡음에 의하여 영향을 받게 된다 [5]. SQUID 센서 자체의 감도, 자기차폐실의 차폐성능, 미분계인 경우 검출코일간의 간격, 그리고 센서와 신호원과의 거리 등이 신호대 잡음비 성능에 중요한 영향을 미치는 사항들이다 [3]. 이들 중에서 신호원인 심장과 센서의 거리에 따른 차이도 매우 중요한 역할을 하게 된다. 특히 젊은 사람들에 비하여 심근경색이 많이 발생하는 중장년층 이후의 신체상태는 매우 다르다.

2004년도 산업자원부에서 발간된 한국인 인체치수 보고서에 따르면 [6], 20대 남성의 가장 작은 젖가슴 두께(bust depth)는 177 mm (1st %ile)이고 60대 이후 남성은 288 mm (99th %ile)까지 커진다. 더욱이 여성의 경우는 가장 큰 경우는 60대 이후에서 측정되고, 331 mm (99th %ile)이다. 성인에 있어서 가장 작은 경우와 큰 경우의 두께 차이는 154 mm이다. 심자도는 위를 보고 누운 상태에서 측정하므로, 심장의 위치가 몸통의 중앙에 위치한다고 가정하면, 가장 두꺼운 사람과 얇은 사람 간에는 77 mm의 차이가 발생하고, 누운 상태에서 흉곽이 옆으로 퍼져 차이가 더 줄어든다고 하더라도 50 mm 정도의 차이가 발생할 수 있다.

본 연구에서는 동일한 피시험자를 대상으로 신호원과 측정 센서 거리를 달리하여 심자도의 신호크기가 얼마나 변화가 발생하는지, 그리고 계산된 변수들의 차이는 얼마나 영향을 받는지 분석하였다.

II. 방법

심자도 및 측정 한국표준과학연구원 의료계측연구단에 설치된 64 채널(축방향 일차 미분계 센서형태)의 심자도가 사용되었다. SQUID 센서는 한국표준과학연구원에서 개발한 DROS(double relaxation oscillation superconducting quantum interference device)가 사용되었다 [7]. 자기 차폐실의 잡음 스펙트럼 밀도특성는 10 fT/√Hz @ 1 Hz 그리고 5 fT/√Hz @ 100 Hz 이다. 모든 신호는 30초간 측정된 값을 R-파를 중심으로 평균하여 사용하였다. 피시험자들이 정상호흡을 하는 상태에서 가슴상단에서 20 mm 떨어진 지점을 기본 높이로 하여, 40 mm, 60 mm, 80 mm 높이로 피시험자는 자세를 바꾸지 않고 냉각용기 바닥면과 피시험자의 가슴상단 거리를 멀어지게 하면서 측정하였다.

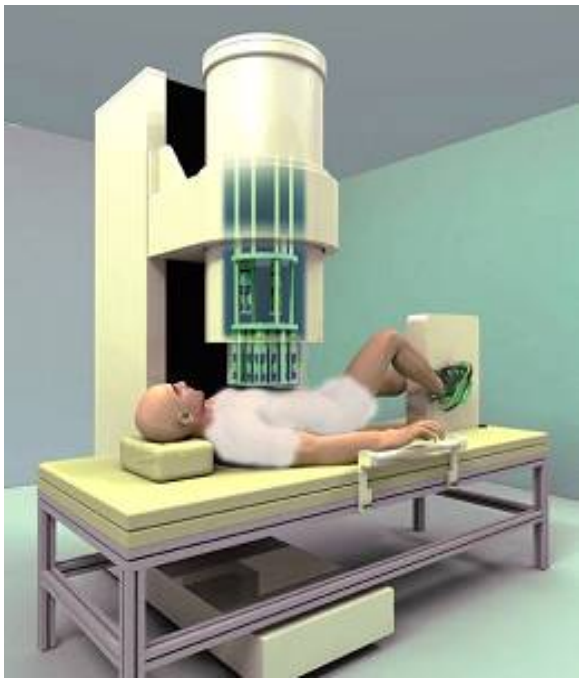


Fig. 1. Sensor location while MCG is taken from a subject. The altitude of the sensor assembly was changed from 20 to 80 mm to examine the MCG signal difference.

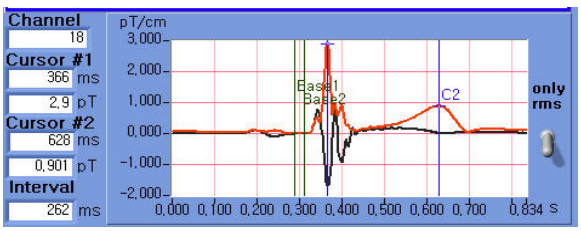
피시험자 본 시험은 시험에 자원한 4명의 남자 정상인들을 대상으로 분석되었다(나이: 33.3±6.3 세, 젖가슴 두께: 235±28 mm). 피시험자 모두 과거나 최근까지 심장에 이상이 없었고, 대사증후군(고지혈, 당뇨, 고혈압)이 없는 사람들이었다.

변수 분석 센서 높이의 변화에 따른 R-파, T-파의 크기(amplitude)를 분석하였다. 또한 T파에서 14개의 변수들에 대하여 높이에 따라 어떻게 계산되는지 알아보았다. 더불어 심장의 신호원과 측정 센서와의 거리 차이를 고려하여 변수값을 계산하는 것이 얼마나 변수계산에 있어서 오차를 줄일 수 있는지도 분석하였다. 여기서 R파는 심실의 탈분극(depolarization)을 의미하고 심장의 운동에서는 심실이 수축되었을 때 측정되는 가장 크기가 큰 파형을 의미한다 (Fig. 2에서 붉은 선의 가장 높은 파). 그리고 T파는 심실의 재분극(repolarization)을 의미하고, 심장의 심실이 이완되었을 때 측정되는 일반적으로 두번째로 크기가 큰 파형이다 (Fig. 2에서 두번째 키 큰 파).

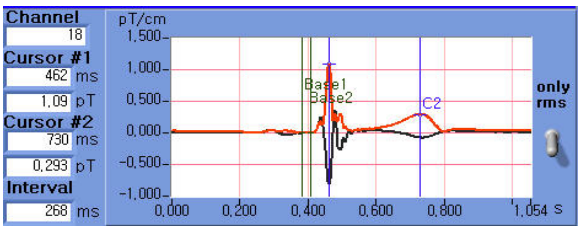
III. 결과 및 토의

1. R 파와 T 파의 크기 비교

측정결과 R파와 T파의 크기는 측정면이 피시험자 가슴에서 멀어질수록 감소하는 것으로 드러났다. 한 피시험자의 경우 R파의 크기가 3 pT에서 1 pT로 작아졌다(Fig. 2). 이 같은 감소 경향은 4명 모두에서 비슷하게 나타났다.



(A)



(B)

Fig. 2. Wave amplitude at R- and T-wave peak recorded at 20 mm (A) and 80 mm (B).

R과 T파의 크기를 분석한 결과 20 mm 떨어진 초기상태보다 80 mm 떨어진 상태에서 최초 신호의 크기보다 38 % 이하로 줄어드는 것을 알 수 있었다. 40 mm에서 처음 크기의 70%, 60 mm에서 50%, 그리고 80 mm에서 사람에 따라 32-40 % 수준으로 감소되었다(Fig. 3). 대부분 T 파와 R파의 감소가 동일한 비율로 이루어졌고, 80 mm 차이에서 T파의 감소보다는 R파의 감소가 조금 더 컸다. 감소율에 대한 회귀방정식은 식 (1)과 같이 정의되었다. 이 수식을 이용하면 센서와 가슴표면간의 기준 거리인 20 mm를 기준으로(=100%), 이 거리보다 작아지거나 커졌을 때 측정될 신호의 크기가 얼마나 변화되는지 예측할 수 있다. 사용된 4개의 점은 4명의 피시험자의 값을 평균하여 사용하였고, 피시험자간 측정값의 변동은 3.5% 이하였다.

$$y = 1.3903e^{-0.0169x} \ (R^2 = 0.999) \qquad (1)$$

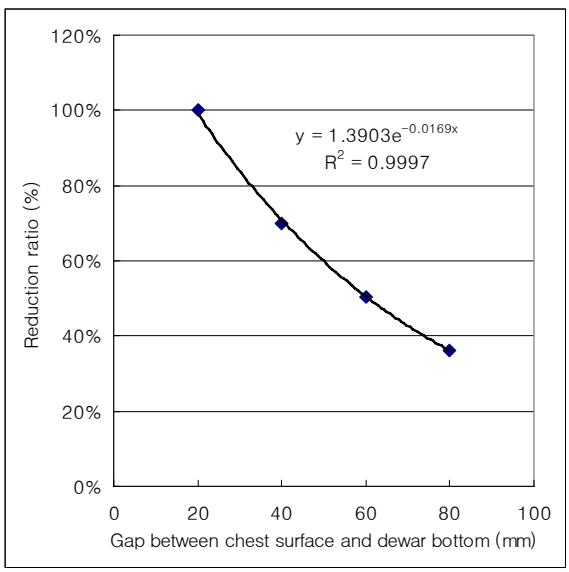


Fig. 3. Reduction ratio of R- and T-wave amplitude.

신호의 크기가 줄어드는 양상을 회귀 방정식으로 추정하는 과정에서 선형 1차 함수로 가정하여도 높은 결정계수(R^2=0.97) 값을 보이는 회귀 방정식을 구할 수 있었으나 지수 함수로 가정했을 때 가장 높은 결정계수 값(R^2=0.99)을 보였다. 더

욱이 센서 측정면과 가슴상단이 멀어져도 감소비율은 선형으로 줄지는 않고 수렴할 것이고, 5 mm 이하로 더 낮추어도 수렴할 것이다. 식 (1)에 의하면 측정면과 가슴간격이 1 mm가 되면 20 mm (=100 %)를 기준으로 신호강도가 37% 증가하였고, 200 mm에서 95%까지 감소하는 것으로 계산되었다.

추가적으로 관찰된 특이한 사항은 센서가 멀어지면 크지는 않지만 R파와 T파의 발생 지점간 거리도 멀게 측정된다는 점이다. 80 mm 떨어진 경우 4 ~ 8 ms 늦게 T-wave peak가 발생하는 것처럼 측정되었다.

2. 파라미터 분석

파라미터에 있어서도 T파 정점에서 최대 전류원의 크기(T_MCM)와 같은 크기를 나타내는 변수는 앞에서 분석된 R파와 T파처럼 100% (20 mm) - 52% (40 mm) - 33% (60 mm) - 19% (80 mm)의 크기로 줄어들었다(TT_CMD도 비슷한 경향을 보였다). ST-T 구간에서 "변화율"을 나타내는 변수(TT_CAD)의 경우 반대로 작아지지 않고 커지는 경향을 보였다; 100% (20 mm) - 192% (40 mm) - 155% (60 mm) - 982% (80 mm). 이러한 형상은 정해진 조건에 맞추어 자동으로 프로그램상에서 감지하는 기능이 신호원이 멀어짐에 따라 동일하게 한 개의 최대 전류원을 감지하는 것이 아니라 여러 개의 전류원이 번갈아 감지되면서 일관성이 사라져 발생되는 오차라고 추정된다(TT_CAMx도 비슷한 경우이다). 측정센서로부터 신호원이 멀어지는 경우 (> 60 mm) 이러한 오류가 발생할 수 있으므로 특별히 주의가 요구된다. 앞에서 언급된 네 개의 변수들 이외에서는 최대 차이는 1%~30% 정도의 차이가 발생하는 것으로 분석되었다 (Table 1 참조).

위에서 언급된 문제들의 일부분은 신호원과 센서와의 거리를 미리 변수 계산에 고려하여 계산하게 되면 오차를 줄일 수 있었다. 특히 882%의 차이를 보였던 TT_CAD의 경우 센서원의 거리를 고려하고 계산한 경우 95% (40 mm) - 108% (60 mm) - 96% (80 mm)로 되어, 거의 차이가 없게 계산됨을 알 수 있었다. 변화율(dynamics)을 나타내는 변수들(TT_CAD, TT_DD, TT_RD)이 자동으로 최대 값을 선정하는데 있어서 앞에서 지적한 비슷한 문제를 일으켜 계산상의 오류를 비슷하게 범하여 128%, 159%, 236%의 차이를 보였다. 그 외 변수에 있어서는 0% - 16% 정도의 오차를 보여서 비교적 신호원이 멀어져 있어도 오차를 많이 줄이고 있음을 알 수 있었다.

Table 1. Parameter values at the distance of 20 mm and 80 mm and their difference.

Parameters	T_MCM	T_CA	T_MA	T_PD	T_MMR	TT_CMD	TT_CAMx
20 mm	75.1	30.9	−66.8	152.3	0.54	17.5	37.8
80 mm	14.6	26.8	−57.9	188.6	0.48	3.6	62.4
Difference	81%	14%	13%	−24%	12%	79%	−65%
Parameters	**TT_CAMn**	**TT_CAD**	**TT_MAMx**	**TT_MAMn**	**TT_MAD**	**TT_DD**	**TT_RD**
20 mm	30.9	4.1	−56.3	−66.8	10.4	17.0	0.11
80 mm	21.7	40.6	−57.9	−66.0	8.0	17.2	0.09
Difference	30%	−882%	−3%	1%	23%	−1%	18%

Where Difference = [Parameter value (at 80 mm) - Parameter value (at 20 mm)]/ [Parameter value (at 80 mm)] X 100. Parameters in gray color were measured from the period, $T_{1/3}$~T_{max} (TT_). Other five parameters were measured from T-wave peak(T_). Abbreviations: MCM=Maximum Current Moment; CA=Current angle; MA=Map angle; PD=Pole distance; MMR=Max/Min ratio; CMD=Current moment dynamics; CAMx=Current angle maximum; CAMn=Current angle minimum; CAD=Current angle dynamics; MAMn=Map angle maximum; MAMn=Map angle minimum; MAD=Map angle dynamics; DD=Distance dynamics; RD=Ratio dynamics

IV. 결론

본 연구에서는 피시험자의 심장 신호원과 측정 센서간의 거리가 멀어졌을 때 발생 할 수 있는 오차를 계산하고 그 양을 계산하였다. 비록 직접적인 신호원과 센서까지의 거리 측정에 의한 결과는 아니지만, 연령에 따른 흉곽의 두께에 의해 신호가 얼마나 변할 수 있는지 알게 되었다. R파와 T파의 웨이브의 크기는 신호원의 거리가 멀어질 때 매우 급격하게 줄어들었고, 본 연구에서 제시된 회귀방정식으로 거리차이로 인하여 감소되는 양을 미리 알 수 있게 되었다. 가슴 표면에서 40 mm 이상 떨어지는 경우는 신호의 크기가 30% 이상 줄어들므로 되도록 가깝게 측정하는 것이 좋다. 변수 계산에 있어서 발생되는 문제는 전류원의 거리를 미리 계산에 포함시켜 계산하는 경우 오차를 줄이는 효과가 있는 것으로 드러났다. 그러나 가장 큰 전류원을 찾아내고, 그 크기나 각도를 계산하는 것에는 거리가 멀어질수록 오차가 커지고 정확성이 떨어지므로 흉곽이 비정상으로 크거나 고도비만인 사람들의 경우 이러한 특성을 고려하여 분석해야 할 것이다.

References

[1] R. Fenici, D. Brisinda, and A. M. Meloni. "Clinical application of magnetocardiography," Expert Rev Mol Diagn, 5, 291-313 (2005).

[2] 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," Neurol Clin Neurophysiol, 2004, 60 (2004).

[3] Y. H. Lee, K. Kim, J. M. Kim, H Kwon, K. K. Yu, I. S. Kim, and Y. K. Park. "A Low-noise Multichannel Magnetocardiogram System for the Diagnosis of Heart Electric Activity," J Biomed Eng Res, 27, 154-163 (2006).

[4] I. Tavarozzi, S. Comani, C. Del Gratta, G. L. Romani, S. Di Luzio, D. Brisinda, S. Gallina, M. Zimarino, R. Fenici, and R. De Caterina. "Magnetocardiography: current status and perspectives. Part I: Physical principles and instrumentation," Ital Heart J, 3, 75-85 (2002).

[5] K. Kobayashi, K. Yamazaki, Y. Uchikawa, T. Simizu, K. Nakai, K. Kawazoe, H. Izumoto, and M. Yoshizawa. "Magnetic noise rejection in the MCG using independent component analysis," Neurol Clin Neurophysiol, 2004, 105 (2004).

[6] The 5th Anthropometric Survey of Korea, Ministry of Commerce Industry and Energy, editor. (2004).

[7] Y. H. Lee, J. M. Kim, K. Kim, H Kwon, K. K. Yu, I. S. Kim, and J. C. Park. "64-channel magetocariogram system based on double relaxation oscillation SQUID planar gradiometers," Supercond Sci Technol, 19, S284-S288 (2006).