

## Effects of Baseline Selection on Magnetocardiography: P-Q and T-P Intervals

Hyun Kyoon Lim<sup>\*</sup>, Hyukchan Kwon, Tae En Kim, Yong-Ho Lee,  
Jin-Mok Kim, In-Seon Kim, Kiwoong Kim, Yong Ki Park

*Korea Research Institute of Standards and Science*

### 심자도의 P-Q 구간과 T-P 구간에서 설정한 베이스 라인의 효과에 대한 연구

임현균<sup>\*</sup>, 권혁찬, 김태은, 이용호, 김진목, 김인선, 김기웅, 박용기

*한국표준과학연구원*

#### Abstract

The baseline selection is the first and important step to analyze magnetocardiography (MCG) parameters. There are no difficulties to select the baseline between P- and Q-wave peak (P-Q interval) of MCG wave recorded from healthy subjects because the P-Q intervals of the healthy subjects do not much vary. However, patients with ischemic heart disease often show an unstable P-Q interval which does not seem to be appropriate for the baseline. In this case, T-P interval is alternatively recommended for the baseline. However, there has been no study on the difference made by the baseline selection. In this study, we studied the effect of the different baseline selection. MCG data were analyzed from twenty healthy subjects and twenty one patients whose baselines were alternatively selected in the T-P interval for their inappropriate P-Q interval. Paired T-test was used to compare two set of data. Fifteen parameters derived from the R-wave peak, the T-wave peak, and the period,  $T_{\max/3} \sim T_{\max}$ , were compared for the different baseline selection. As a result, most parameters did not show significant differences ( $p > 0.05$ ) except few parameters. Therefore, there will be no significant differences if any one of two intervals were selected for the MCG baseline. However, for the consistent analysis, P-Q interval is strongly recommended for the baseline correction.

*Keywords* : Magnetocardiography, Coronary artery disease, baseline correction, ischemic heart disease

#### I. 서론

심자도(Magnetocardiography, 이후 'MCG'라 표

현함)는 허혈성 질환[1] 및 부정맥[2], 그리고 심근경색[3, 4]에 이르기까지 다양한 병증에 대한 진단 및 국지화에 우수한 능력을 지닌 진단 장비이다. 최근의 리뷰 논문들에서도 MCG 장비가 가지는 이러한 우수한 능력에 대하여 매우 희망적으로 평가하고 있다 [1]. 그러나 아직

<sup>\*</sup>Corresponding author. Fax : +82-42-868-5290  
e-mail : hlim@kriss.re.kr

까지 심자도 신호에 대한 분석 방법에 있어서 표준화가 이루어지지 않은 분야가 많은데, 그 중 하나가 R-파 정점을 기준으로 평균화된 데이터에 대하여 기준으로 삼는 일부 구간의 설정 방법이다 [5]. 일반적으로는 P-Q 구간이 가장 변화가 작아 이 구간을 전체 신호의 기준으로 잡고 있으나, 일부 환자의 MCG 데이터를 분석하다 보면, P-Q 구간이 매우 불안하거나 기저선(baseline)보다 큰 값이라서 이 구간을 선택할 경우 T-파 뒤 부분이 원래 신호 값보다 커지는 현상이 발생한다. 이 경우, T-P 구간을 잡도록 권유되고 있는데, 아직까지 이 두 가지 방식에 따라 결과가 얼마나 차이가 나는지를 확인한 연구는 없었다. 본 연구에서는 P-Q 기저선 보다는 T-P 기저선을 선택적으로 취하여 분석하였던 심장병 환자들에 대하여 다시 P-Q 기저선에 대한 변수 값을 구하고 두 방식에 따른 변수값의 차이를 비교하였다. 더불어 환자와 정상인에 대해서도 두 기저선에 따른 차이를 비교하였다.

## II. 측정 및 분석 방법

### 1. 피시험자

본 시험은 세브란스 병원의 기관 IRB에서 승인한 모든 임상시험에 대한 프로토콜을 준수하였다. 20명의 정상인은 심장병력이 없고, 현재 어떤 심장병에 관련된 약을 먹거나, 통증이 없는 20대 초반의 남성들로 본 시험에 자원한 사람들이었다(평균연령=26.3±4.9세). 정상 대조군의 심전도는 모두 정상이었다. 21명의 환자군은(평균연령=59.5±10.9세) 남자 8명, 여성 13명으로 병명은 협심증(6명), 흉통(4명), 방실차단(2명), 심방세동(2명), 심근경색(3명), 기타 심장병 4명이었다. 또 다른 경우인 동물실험에서 얻은 심자도 데이터에 대해서도 비슷한 경향을 보이는지 2회의 경우에 대해서 각각 다른 기저선을 선택하여 그 값의 차이를 분석하였다. 동물실험에 쓰인 돼지는 50 kg(5개월) 수태지 두 마리였다. 돼지의 경우 심장의 관상동맥 중 좌

전하행가지(left anterior descending, LAD)의 하단부를 90% 이상 조여, 심각한 급성 허혈을 유발시킨 상태의 전반부 T-P 구간(P파 이전)과 후반부 T-P 구간(T파 종료 후) 세 구간을 비교하였다.

### 2. 심자도 장치

본 연구에 사용된 심자도 장치는 한국표준과학연구원에서 개발되고 연세의료원 심장혈관병원에 설치되어 있는 64 채널 장치이다. 본 장치는 DROS(double relaxation oscillation superconducting quantum interference device) 센서로서, 평면형 일차 미분계 센서타입이다 [6]. 이 장치는 가습표면의 접선성분을 측정하는 방식을 사용하고 있으며, 0.1 Hz의 고주파 통과 필터 및 100 Hz의 저주파 통과 필터, 그리고 60 Hz의 노치 필터를 사용하고 있다. 모든 MCG 측정은 자기 차폐실에서 이루어졌는데, 차폐 시스템의 평균 잡음 스펙트럼 밀도 특성은 10 fT/√Hz(@1 Hz) 및 5 fT/√Hz(@ 100 Hz)였다. 모든 MCG 신호는 기저선 교정 및 30초간 측정된 R-파를 기준으로 평균한 값을 분석에 사용하였다.

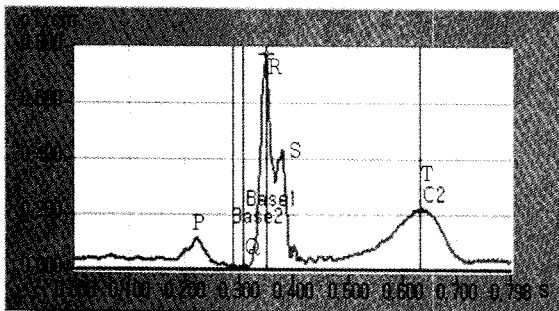
### 3. 심자도 변수

본 해석에 사용된 심자도 변수는 R-파 정점에서 유도된 5개 변수, T-파 정점의 5개의 변수가 사용되었다. 변수의 종류는 최대전류크기(maximum current moment, MCM), 최대전류각도(angle of the maximum current, CA), 자기맵각도(field map angle, FMA), 극간 거리(pole distance, PD), 그리고 최대/최소 극 크기비(maximum to minimum ratio, MMR)이다. 또한 심근 허혈에 많이 사용되는  $T_{\max/3} \sim T_{\max}$  구간에서 유도된 5개 변수들, 즉 최대자기맵각도(map angle maximum, MAMx), 최소자기맵각도(map angle minimum, MAMn), 최대전류각도(current angle maximum, CAMx), 최소전류각도(current angle minimum, CAMn), 최대각도변화(current angle dynamics, CAD)가 추가로 사용되었다. 이전 연구 [7]에서 피시험자 본인의 단기간(short-term reproducibility,

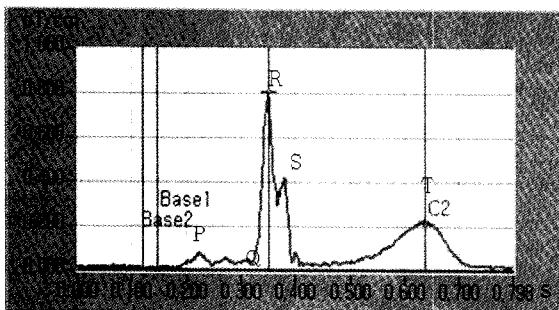
within 5 min) 재현성이 낮다고(intraclass correlation coefficient  $< 0.7$ ) 판정되었던 변수들인 거리변화(distance dynamics, DD)와 자기맵각도변화(map angle dynamics, MAD)는 본 분석에서 제외되었다.

#### 4. 기저선 선정

기저선은 R-파 정점을 기준으로 평균된 데이터의 P-Q 구간 상에서 10~30 ms 구간을 잡는 것을 “기본 기저선” 교정으로 하였고, T-P 구간에서 10~30 ms를 잡는 것을 “선택적 기저선”으로 하였다. 정상인과 환자 데이터는 P-Q 구간(Fig. 1(a), 영어로 Base1과 Base2로 표시한 부분) 및 T-P 구간(Fig. 1(b), Base1과 Base2로 표시한 부분)에 기저선을 선택한 후 그 차이를 통계적으로 비교하였다. 본 분석에 있어서 분석자는 분석 내용을 모른 상태(abstractor blinded)에서 변수 값을 추출하게 하였다.



(a)



(b)

Fig. 1. Baseline selection. In general, P-Q interval (a) is selected. However, T-P interval is selected alternatively when ST segment or the wave post T-wave is floated (b).

#### 5. 통계분석

기저선을 P-Q 구간에서 잡아 추출한 변수들과 T-P 구간에서 잡아 추출한 변수들은 대응표본 T 검정(Paired t-test)을 사용하여 두 가지 방식으로 구한 변수들의 차이의 유의성( $p < 0.05$ )을 구하였다(SPSS Ver. 12 사용). 또한 두 가지 방식으로 구한 변수들의 상관계수를 구하여 두 변수값들의 상관성을 알아보았다.

### III. 결과 및 토의

#### 1. 정상인의 비교

정상인의 경우 기저선을 P-Q에 잡은 경우와 T-P에 잡은 세 개의 변수에서 유의한 차이를 보였고( $p < 0.05$ ), 그 외 변수에서는 유의한 차이가 없는 것으로 드러났다( $p > 0.05$ ) (Table 1 참조). 통계적으로 유의한 차이가 있다고 분석된 변수는 R\_MCM, R\_MMR, T\_MMR 이었다( $p < 0.05$ ). 그러나 두 가지 방법에 따른 유의한 차이가 있다고 분석된 변수들의 분포를 그려보니, 데이터의 분포는 매우 일관되게 동일한 값으로 나타났다(Fig. 2 참조). 더욱이 상관성 분석에서 R\_MCM, R\_MMR, T\_MMR의 상관관계가 0.99 이상으로 나타났다. 따라서 변수값들은 어디에서 기저선을 잡아도 동일하다고 판정된다.

#### 2. 환자의 비교

환자의 경우는 오히려 정상인보다 더 동일한 변수값을 보였는데, 열다섯 개의 변수들은 어디에 기저선을 잡아도 유의한 차이를 보이지는 않았다( $p > 0.05$ ). 두 기저선의 선택에 따른 각 변수들의 평균값과 표준편차는 크게 다르지 않았다 (Table 2 참조). 그러나 다음과 같은 경우 분석에 있어서 주의가 요구된다. (1) R파에 비해 T파가 매우 작은 경우, (2) T파가 절대적으로 작은 경우 혹은 거의 없는 경우, (3) T파의 자기맵 혹은 전류맵에 이미 3개 이상의 극을 갖고 있어 자동으로 주요 극을 찾기 어려운 경우, (4) P파가 없거나 구별이 어려운 경우 등은 특별한 관심을 가지고 변수계산이 정확한지 수

Table 1. Average and standard deviation of young healthy subjects. The number 1 following the parameter name is for P-Q baseline and the number 2 is for T-P baseline. Where “R\_” is for the parameters derived from the R-wave peak, “TT\_” for  $T_{\max/3} \sim T_{\max}$ , and “T\_” for T-wave peak. In addition, the symbols, \* and \*\*, are for  $p < 0.05$  and  $p < 0.01$ , respectively.

| R_  | MCM1** | MCM2** | CA1   | CA2   | FMA1  | FMA2  | PD1   | PD2   | MMR1** | MMR2** |
|-----|--------|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|--------|--------|
| AVE | 274.4  | 278.5  | 42.0  | 43.3  | -57.4 | -57.3 | 139.7 | 139.9 | 0.43   | 0.43   |
| SD  | 129.4  | 132.3  | 18.9  | 18.8  | 22.1  | 22.1  | 16.2  | 17.6  | 0.08   | 0.08   |
| TT_ | CAMx1  | CAMx2  | CAMn1 | CAMn2 | CAD1  | CAD2  | MAMx1 | MAMx2 | MAMn1  | MAMn2  |
| AVE | 41.8   | 39.0   | 26.2  | 27.0  | 8.6   | 8.5   | -54.1 | -55.2 | -62.6  | -66.3  |
| SD  | 18.1   | 19.6   | 17.0  | 17.1  | 19.1  | 7.4   | 11.5  | 13.6  | 20.8   | 13.9   |
| T_  | MCM1   | MCM2   | CA1   | CA2   | FMA1  | FMA2  | PD1   | PD2   | MMR1** | MMR2** |
| AVE | 98.8   | 109.1  | 32.6  | 32.5  | -60.8 | -60.0 | 136.4 | 137.1 | 0.84   | 0.81   |
| SD  | 48.3   | 67.4   | 15.5  | 15.9  | 14.4  | 13.8  | 12.4  | 11.0  | 0.25   | 0.25   |

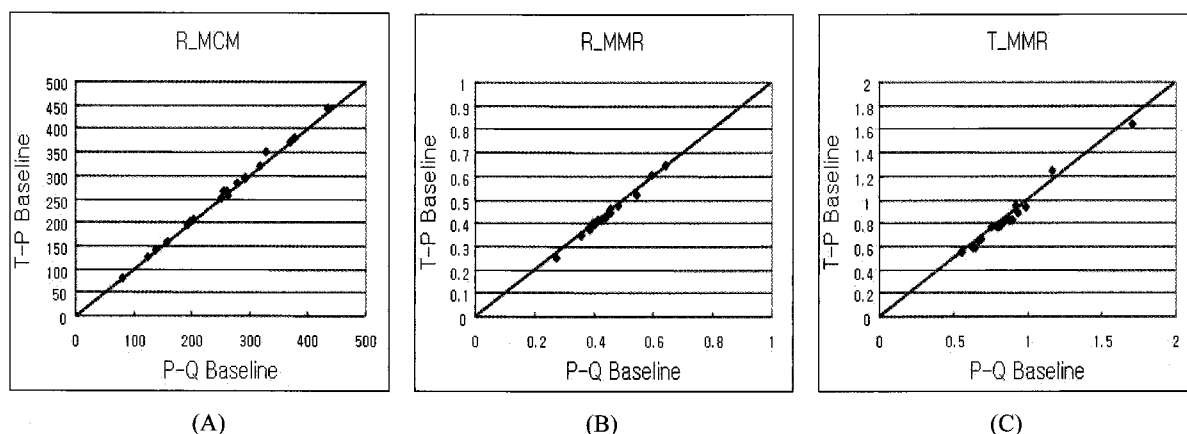


Fig. 2. Distribution of parameter values plotted using P-Q and T-P baseline selection. X-axis is for the values calculated from P-Q baseline and Y-axis for T-Q baseline: (A) maximum current moment at R-wave peak (R\_MCM); (B) The maximum to minimum ratio of negative and positive poles at R-wave peak (R\_MMR); (C) The maximum to minimum ratio of negative and positive poles at T-wave peak (T\_MMR). The 45 degree dotted lines are for easy of readers' interpretation.

Table 2. Average and standard deviation of ischemic heart patients. The number 1 following the parameter name is for P-Q baseline and the number 2 is for T-P baseline. Where “R\_” is for the parameters derived from the R-wave peak, “TT\_” for  $T_{\max/3} \sim T_{\max}$ , and “T\_” for T-wave peak. No significant difference was found.

| R_  | MCM1  | MCM2  | CA1   | CA2   | FMA1  | FMA2  | PD1   | PD2   | MMR1  | MMR2  |
|-----|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| AVE | 198.3 | 206.1 | 47.1  | 47.1  | -43.8 | -50.5 | 142.8 | 144.1 | 0.54  | 0.52  |
| SD  | 113.5 | 119.9 | 29.7  | 31.2  | 26.4  | 24.7  | 14.1  | 15.0  | 0.19  | 0.19  |
| TT_ | CAMx1 | CAMx2 | CAMn1 | CAMn2 | CAD1  | CAD2  | MAMx1 | MAMx2 | MAMn1 | MAMn2 |
| AVE | 39.8  | 42.4  | 1.6   | 6.4   | 38.9  | 37.6  | 21.4  | 23.7  | -20.6 | -18.9 |
| SD  | 94.4  | 95.1  | 87.6  | 90.7  | 53.1  | 61.6  | 84.8  | 84.4  | 86.3  | 90.7  |
| T_  | MCM1  | MCM2  | CA1   | CA2   | FMA1  | FMA2  | PD1   | PD2   | MMR1  | MMR2  |
| AVE | 68.1  | 70.2  | 17.1  | 34.6  | 10.7  | 10.3  | 133.3 | 132.7 | 1.14  | 1.15  |
| SD  | 50.5  | 49.9  | 94.0  | 90.2  | 87.6  | 86.7  | 18.9  | 19.9  | 0.69  | 0.76  |

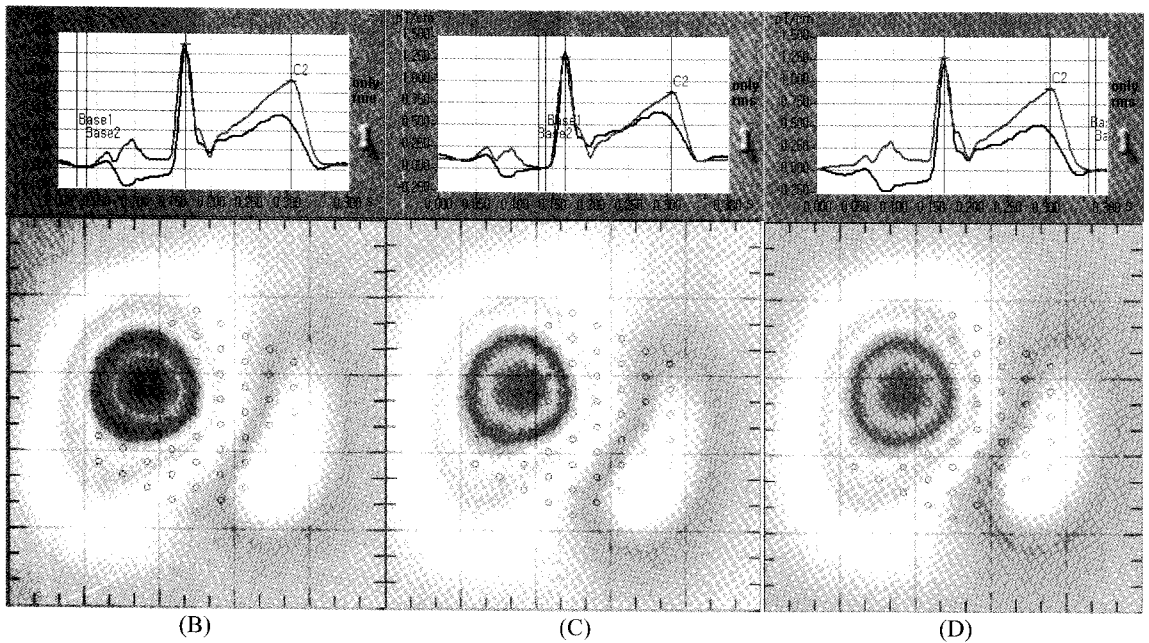
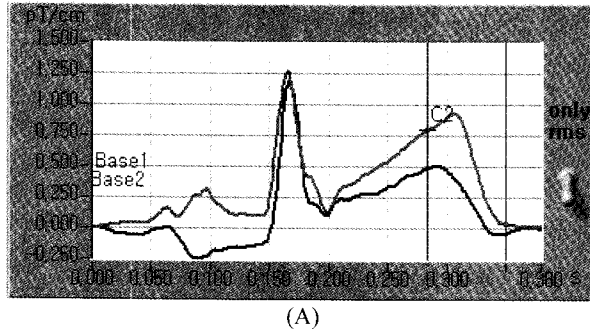


Fig. 3. Magnetic field map patterns at T-wave peak of a pig; Before baseline selection (A), T-P front side (B), P-Q (C), and T-P rear side (D). Field map patterns are very similar and parameter values calculated from different baseline selection were consistent and similar to each other.

작업으로 검토되어야 한다.

### 3. 돼지 심자도

돼지의 경우에서도 두 마리 모두 구간을 어디에 설정하더라도 자기장맵의 형태나 이로부터 도출된 변수들의 값은 분석결과 매우 비슷하였다. 허혈이 심각한 경우, 기준 설정 구간이 달라지면 분석자의 눈에는 심자도 파형이 매우 달라지는 것처럼 보이지만 실제 값들은 유의하게 다르지 않았다. 아래 Fig. 3-A는 기저선 설

정의의 그림이고, T-P 앞부분 (3-B), P-Q 구간 (3-C), 그리고 T-P 후반부(3-D)에 대한 각각의 파형 및 자기장맵의 변화이다. 서로 다른 기저선을 택하여도 변수값은 동일하였다.

### IV. 결론

심자도의 분석에 있어서 파형의 기준을 잡아주는 기저선 설정은 매우 중요한 초기 분석과

정이다. 본 연구에서는 20명의 정상인과 21명의 환자, 그리고 두 마리의 돼지를 이용하여 정상상태, 미약한 허혈 상태, 그리고 급성 허혈 상태에 대하여 기저선 설정에 따른 심자도 변수, 자기장 맵 등의 변화를 살펴보았다. 정상인의 경우 최대 전류크기를 나타내는 변수인 MCM(maximum current moment)와 최대/최소 극 크기비 변수인 MMR(max/min ratio)에서 차이를 보이기는 하였지만, 그 차이는 매우 작았고, 대부분의 변수 값들은 어느 구간을 잡아도 크게 다르지 않았다( $p>0.05$ ). 환자의 경우도 모든 변수에서 통계적으로 유의한 차이가 없다고 분석되었다. 따라서 분석자는 어디에 기저선을 잡아도 변수값 계산에는 크게 차이가 나지는 않겠지만, 일반적으로 많이 잡고 있는 P-Q 구간을 기저선으로 선정하는 것이 가장 일관된 결과를 얻을 수 있을 것이다.

## References

- [1] R. Fenici, D. Brisinda, and A. M. Meloni. "Clinical application of magnetocardiography," *Expert Rev Mol Diagn*, 5, 291-313 (2005).
- [2] S. Yamada, I. Yamaguchi. "Magnetocardiograms in clinical medicine: unique information on cardiac ischemia, arrhythmias, and fetal diagnosis," *Intern Med*, 44, 1-19 (2005).
- [3] D. K. Slater, M. A. Hlatky, D. B. Mark, F. E. Harrell, Jr., D. B. Pryor, and R. M. Califf. "Outcome in suspected acute myocardial infarction with normal or minimally abnormal admission electrocardiographic findings," *Am J Cardiol*, 60, 766-770 (1987).
- [4] H. K. Lim, N. S. Chung, K. Kim, Y. G. Ko, H. C. Kwon, Y. H. Lee, J. M. Kim, B. Y. Jung, J. B. Kim, K. K. Yu, J. R. Cho, I. S. Kim, and Y. K. Park. "Can magnetocardiography detect patients with non-ST-segment elevation myocardial infarction?," *Ann Med*, In press, (2007).
- [5] P. Takala, H. Hanninen, J. Montonen, M. Makijarvi, J. Nenonen, L. Toivonen, and T. Katila. "Beat-to-beat analysis method for magnetocardiographic recordings during interventions," *Phys Med Biol*, 46, 975-982 (2001).
- [6] Y. H. Lee, J. M. Kim, K. Kim, H. Kwon, K. K. Yu, I. S. Kim, and J. C. Park. "64-channel magnetocardiogram system based on double relaxation oscillation SQUID planar gradiometers," *Supercond Sci Technol*, 19, S284-S288 (2006).
- [7] H. K. Lim, N. Chung, K. Kim, Y. G. Ko, H. Kwon, Y. H. Lee, J. B. Kim, J. R. Cho, J. M. Kim, I. S. Kim, and Y. K. Park. "Reproducibility of quantitative estimate of magnetocardiographic ventricular depolarization and repolarization parameters in healthy subjects and patients with coronary artery disease," *Ann Biomed Eng*, 35, 59-68 (2007).