

수정된 라플라시안 센서를 이용한 심박변이도 측정에 관한 연구

논 문

58-5-28

A Study on the Measurement of Heart Rate Variability using the Modified Laplacian Electrodes

이 충 근* · 신 항 식* · 김 홍 래** · 이 정 환§ · 김 용 준*** · 이 명 호†
(Chung-Keun Lee · Hang-Sik Shin · Hong-Rae Kim · Jeong-Whan Lee ·
Yong-Jun Kim · Myoung-Ho Lee)

Abstract - Heart Rate Variability(HRV) is a parameter that represents monitoring variability of time intervals between R-peak in electrocardiography. HRV serves to various applications, such as indices of autonomic functions, prediction of cardiac sudden death, assessment of stress and emotional, etc. However, as measuring R-peak in ECG needs at least 3-electrodes, and it is inconvenient for end users. In this paper, we suggested the modified laplacian electrodes for measuring HRV at one-point, which are produced by MEMS fabrication and have the two circular electrodes on the pad. For optimal position and direction, we performed an experiment that compared with pearson correlation coefficient and the amplitude of signals, between standard lead II and proposed electrodes. We analyzed the HRV parameters, such as standard deviation of the NN interval(SDNN), high frequency(HF), low frequency(LF), LF/HF ratio. The result showed that the average correlation coefficient and amplitude are 0.967 and 0.685 mVpp at the position 2. The coefficient correlation between the standard HRV and proposed electrode-HRV is 0.999

Key Words : Autonomic nervous assessment, Laplacian Electrodes, Heart Rate Variability,

1. 서 론

심전도는 심장의 전기적인 활동을 나타내는 파형으로, 심장 활동의 이상 유무를 판단하는 하나의 지표가 된다. ST 분절(S-T segment)의 변화나, 리듬의 안정성 및 심방의 조기 수축 등은 심전도를 이용한 형태학적 부정맥 진단의 대표적인 예이다. 심전도는 형태학적 분석에 의한 부정맥의 진단 이외에도 그 심박 변이도(Heart rate variability : HRV) 분석을 이용해 자율신경계의 분석, 급성 심근경색의 예후판정이나 심장급사 예견, 감성 및 스트레스 평가 등 다양한 분야에서 활용되고 있다[1-2]. 그러나 부정맥의 진단이 아닌 단순한 심박변이도 측정에도 심전도를 측정하는 3전극을 부착하는 기존의 시스템을 활용하고 있어 측정에 대한 접근성을 제한하고 있다.

전극의 수를 줄이는 방법으로 오른다리 구동회로를 제거한 2 전극(two lead) 방식의 심전도 측정과 대체적인 방법으로 PPG(Photoplethysmography)를 이용하여 맥박의 변이도를 분석하는 연구가 진행되었다[3-6]. 2전극 방식은 여전히 신체의 서로 다른 두 지점에 전극을 부착해야 하므로 신

체 활동의 제한이 따르게 되고, PPG를 이용하는 방식은 단일 센서로 신호를 측정하고 부착이 용이한 특성이 있지만, 특정 환경 내에서는 신뢰성에 한계가 있다[6-9]. PPG의 맥박 변화율을 이용한 방법은 심전도를 이용한 심박변이도 분석과 비교하였을 때, 건강한 사람들의 경우, 경향성은 유사한 것으로 보고가 되고 있으나 특정 질환이나 환경 내에서는 심박변이도 분석 파라미터인 standard deviation of the NN interval(SDNN), low frequency(LF), high frequency(HF), LF/HF 비 등의 수치가 상이한 값을 가지는 특성을 지닌다[6-9]. PPG는 심장의 맥동성 압력파가 대동맥 관맥으로부터 말초부위까지 전달되는 혈액의 양을 나타내는 지표인데, 그 전달과정에서 맥파전달시간(pulse transit time)이라고 하는 심장과 사지 혈액전달간의 지연시간을 가지고 있다. 맥파 전달시간은 혈관의 유순도에 비례하며 혈관의 길이, 단면적, 혈관벽의 특성에 영향을 받는다[10]. 또한 나이, 당뇨병, 수면, 심혈관계 질환, 호흡 등에 의해서도 영향을 받기 때문에 정확한 측정에는 다소 무리가 있다.

양극이 일체화된 하나의 센서에서 심장의 전위를 측정하는 방식 중에는 Bin He[11] 가 제안한 라플라시안 심전도 측정법이 있다. 이는 라플라스 변위법에 근거하여, 신체의 각 부분에서 링 형태의 전극을 통해 심장의 전기적 신호를 측정하여, 신체의 각 지점에서 심장전위지도(cardiac electrical activity map)를 판독하는 연구 방법으로, 신체 각 부분에서 심장의 전위를 측정할 수는 있으나, 심장의 모든 백터를 측정하기 때문에, 서로 다른 백터들끼리 신호를 상충시켜, 낮은 전위를 가지게 되어 높은 증폭율이 요구되며 전극의 크기가 Ag/AgCl 전극 보다 크다는 단점이 있다.

* 정 회 원 : 연세대 공대 전기전자공학과 박사과정

** 준 회 원 : 연세대 공대 기계공학과 석사과정

*** 정 회 원 : 연세대 공대 기계공학과 부교수

§ 정 회 원 : 건국대 공대 의학공학부 조교수

† 교신저자, 시니어회원 : 연세대 공대 전기전자공학과 정교수

E-mail : klee@klee.or.kr

접수일자 : 2008년 12월 15일

최종완료 : 2009년 4월 14일

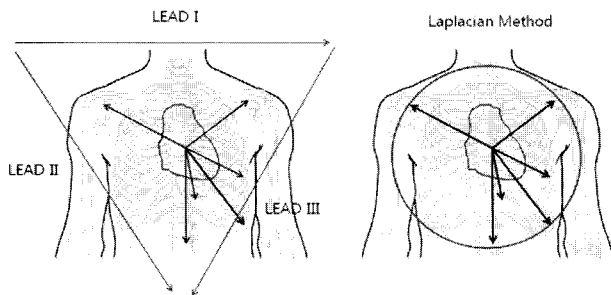
Tadahiro[13]은 심장전위지도 목적이 아닌 임상용 심전도의 용도로도 사용이 가능함을 증명하기 위해, 유의성분석을 시도하였고, Lu 및 Tarjan[14]는 청진기 형태로 제작하여 피험자의 몸에 가져다 붙여, 순시 획득(directly obtained)되는 라플라시안 심전도 시스템을 제시하였으나, 크기가 상용전극보다 크고 접촉성이 없어 일시적 평가 이외에는 사용에 한계가 있다. Walt 및 Tan[15]는 크기를 줄이고 구조를 변형하여 제작하였으나, 그 크기가 상용전극과 다를 바 없고 신체 접촉부위가 모두 강직한 PCB 기판으로 제조되었기 때문에 피험자에게 위화감을 줄 수 있다.

따라서, 본 논문에서는 심장의 벡터들이 상충되어 신호가 작아지는 단점과 3 전극 방식의 측정에 따른 접근적 제한성, 기존 강직한 PCB 기판 방식 전극의 보완 및 전극의 크기로 인한 시스템의 접근성을 높이기 위해 MEMS 기술을 활용하여 기존전극(3 x 3 cm)의 1/3 (1 x 1 cm) 크기를 지니는 유연한 라플라시안 전극을 개발하였다. 제안된 전극을 사용해 측정된 신호를 표준 심전도 유도 방식(lead II)과 상관성 및 형태학적 비교를 하여 최적 위치 및 전극의 방향을 결정하였으며, 표준 심박변이도의 분석 성분과 비교 평가하였다.

2. 수정된 라플라시안 전극 이론 및 전극의 제작

2.1 ECG 측정을 위한 라플라시안 전극 이론

심장의 전기적인 활동이 벡터 신호로 체표면에 나타나며, 이를 차동 증폭하는 방법이 표준 양극성 유도(bipolar lead) 심전도이다. 그림 2-1(a)은 표준 양극성 유도 측정법으로서 심장의 여러 전기적 벡터값 중 한 방향에 대해서만 증폭하여 신호를 얻는 방식으로 벡터의 방향은 심장을 중심으로 전방위로 향하게 된다.

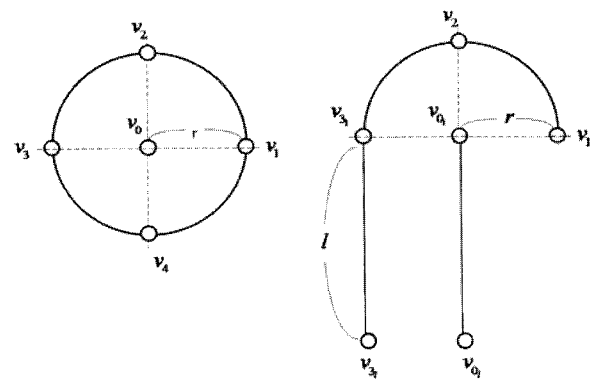


(a) 표준 사지 유도법 (b) 라플라시안 측정법

그림 2-1 심전도 측정에 대한 개념도

Fig. 2-1 Conceptual diagram of ECG measurement

그림 2-1(b)은 라플라시안 방식을 나타낸 것으로, 심전도의 모든 벡터를 수용하는 특성을 가졌다. 이에 대한 이론적인 근거는 그림 2-1(a)와 같다.



(a) 전통적 방법 (b) 수정된 라플라시안 방법

그림 2-2 전통적 방법과 제안된 라플라시안 전극의 배치

Fig. 2-2 Arrangement of the classical laplacian and the proposed laplacian electrodes

그림 2-2(a)는 전통적인 라플라시안 전극의 배치도이다. 라플라시안 전압 측정은 중심의 v_0 와 v_{1-4} 의 평균 전압과의 차이를 증폭하는 것으로 이의 수학적으로 나타내면 아래식(2-1), 식(2-2), 식(2-3)과 같다.

$$\Delta v_0 = \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} \tag{2-1}$$

$$\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} = \frac{[(v_1 - v_0)/r - (v_0 - v_3)/r]}{r} \tag{2-2}$$

$$\frac{\partial^2 v}{\partial y^2} = \frac{[(v_2 - v_0)/r - (v_0 - v_4)/r]}{r} \tag{2-3}$$

식(2-1)에 식(2-2)와 식(2-3)을 대입하면 식(2-4)와 같이 간략히 나타낼 수 있다.

$$\Delta v_0 \cong \frac{4}{r^2} \left(\frac{1}{4} \sum_{i=1}^4 v_i - v_0 \right) \tag{2-4}$$

2.2 제안된 전극의 설계

식(2-4)를 보면 라플라시안 전위 값은 전극간의 거리에 반비례하여, 전극간의 좁은 간격에도 신호측정이 가능함을 알 수 있으나, 식(2-2)와 식(2-3)을 보면 원형 구조의 경우, 서로 다른 방향의 벡터들은 상충되어 신호가 작아지게 된다. 이를 개선하기 위해서, 그림 2-2(b)와 같이 막대기(bar) 형태의 전극을 추가하였다. 그 결과 v_4 는 없어지게 되고, 전극은 v_3 와 v_0 의 지점에서부터 전극 길이 l 까지 형성된다. 막대전극이 길이 l 내에서 전극이 j 지점으로 구성되어진다고 할 때, 이때 막대(bar) 형태의 전극의 전압은 v_3 와 v_4 의 전위차들의 총합으로 구성된다. 이와 같이 수정하였을 때, 식(2-4)는 식(2-5)와 같이 수정된다.

$$\Delta v_0 \cong \frac{3}{r^2} \left(\frac{1}{3} \sum_{i=1}^3 v_i - v_0 \right) + \frac{1}{r^2} \sum_{j=1}^l (v_{3j} - v_0) \quad (2-5)$$

막대형태의 전극이 있을 경우, 기존 센서의 전위 방향에 따른 상층성을 상쇄하고, 고리 형태의 구조는 신체 각 부분에서 특정 방향의 심장 전위를 측정하게 된다. 바 전극의 길이 l 은 선험적(empirical)으로 제조하였다.

2.3 전극의 제작

수정된 라플라시안 전극은 그림 2-3(a) 과정을 통해 완성된다. 제안된 전극은 폴리이미드를 기판 및 절연층으로 이용하였고, 그림 2-3(a)는 단순화된 제작과정을 나타낸다. 4인치 실리콘 웨이퍼에 열산화반응(thermal oxidation)을 통해 1 μm 두께의 실리콘산화막(SiO2)을 형성하고 폴리이미드 전구체 (PI2611, HD Microsystems, USA)를 실리콘 웨이퍼에 5 ml 부은 뒤, 다음의 조건으로 500 rpm (10 초), 1000 rpm (45 초)으로 회전도포(spin coating)했다. 폴리이미드에 있는 용매를 제거하기 위해 65 °C 에서 5시간 동안 열경화(thermal curing)를 실시했으며, 20 μm 두께의 폴리이미드 기판을 형성하기 위해서 폴리이미드 전구체를 실리콘 웨이퍼에 5 ml 붓고, 500 rpm (10초), 1500 rpm (45초)으로 회전도포 하였다. 폴리이미드에 있는 용매를 제거하기 위해 65 °C 에서 5시간, 250 °C 에서 4 시간의 열경화를 실시하였다. 이후 ECG 전극 패턴을 구하기 위해, 직류 제거가공(DC sputtering)을 통하여 300 Å 크롬과 2 μm 구리를 증착한 뒤, AZ7220 감광재(photoresist)를 이용하여 광식각(photolithography)을 실시하였다. 전극 패턴이 완성된 후에는 1 μm 두께의 실리콘 산화막(SiO2)을 50% HF(불산)을 이용하여 제거하여 그림 2-3(b)와 같이 전극을 완성하였다.

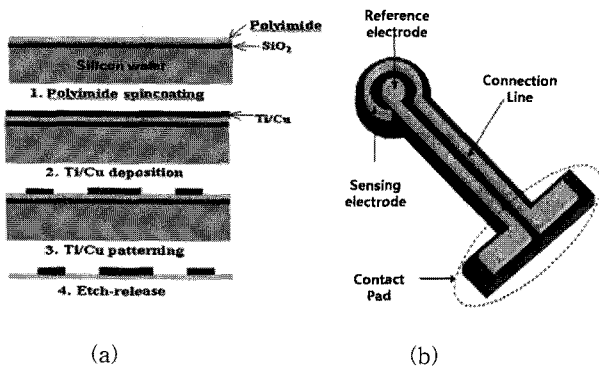


그림 2-3 폴리이미드 기반의 라플라시안 전극 제작 공정 및 전극

Fig. 2-3 Manufactured proposed laplacian electrodes based on polyimide

제안된 센서에 구리 전극을 증착한 이유는 양전극과 음전극의 센서의 면적이 서로 다르기 때문에, 임피던스 불일치로 인해 신호대잡음비(signal to noise ratio: SNR)를 악화시킬 수 있으므로, 고유저항값이 낮은 구리를 사용하여 임피던스 불일치를 최소화하였다. 표 2-1은 제안된 전극과 표준

Ag/AgCl 전극과의 규격을 비교하였다. 제안된 센서가 전극의 크기나 저항 특성, 신호측정에 필요한 전극 간격 등이 표준 Ag/AgCl 보다 수치가 낮은 특성이 있음을 알 수 있다.

표 2-1 제안된 라플라시안 전극과 Ag/AgCl 전극간의 비교
Table 2-1 Comparison specifications of the proposed laplacian electrodes and the commercial product

| Parameter | 제안된 laplacian 전극 | Ag/AgCl(3M product, USA) |
|-----------|--|--------------------------|
| 저항 | Cathode : 647.79 Ω @DC Anode : 648.9 Ω @ DC | Ag/AgCl : 45 kΩ @ 10 Hz |
| 크기 | 0.8 x 1.2 cm | 3 cm(diameter) |
| 전극간의 거리 | 0.1 mm | > 3 cm |
| 두께 | 5 μm | 0.8 cm |

3. 실험 및 결과

3.1 표준사지 유도와의 비교 평가

제안된 센서의 최적 위치 및 전극 방향 분석을 위해 표준 양극성 유도법 중 가장 큰 신호를 지니는 표준사지 유도와의 비교 평가하였다. 심박변이도 분석에서는 심박의 변동을 측정하기 위해, 표준 양극성 유도를 통해 심전도 신호를 측정하는데, 이 중 표준사지 유도가 가장 큰 신호를 가져, QRS complex 검출에 용이하므로 가장 많이 사용 되어진다. 제안된 전극은 방향성을 지니므로, 최적 위치 및 전극의 방향을 찾기 위해, 참고문헌 [1] 에서 권고하는 심전도 측정 위치에서 기존 표준사지 유도를 측정하면서, 제안된 전극의 위치와 방향을 수정해 가면서 1 분간 신호를 측정 한 뒤에 Pearson 상관계수와 진폭, QRS complex의 길이 등을 측정하였다. 전극의 위치는 그림 3-1(a)와 같이 기존 표준사지 유도의 양극과 음극을 하나의 직선으로 그은 다음, 4 등분하여 위치 1, 2, 3으로 설정하였으며, 각 위치에서 그림 3-1(b)와 같이 8 방향으로 바꾸어 가면서 신호를 측정하였다.

표준사지 유도과 제안된 전극을 통한 신호측정은 모두 Biopac 사의 심전도 측정 모듈(ECG100C, Biopac, USA)을 통해 2,000 배 증폭하였으며, 1 ksps(kilo sampling per second) 로 측정하였으며, 신호처리는 Matlab(Mathworks, USA)을 통해 수행하였다. 신호처리는 노이즈 제거함과 동시에, 디지털 필터로 인한 신호의 지연효과를 최소화하기 위하여, 0.5 에서 35 Hz 의 대역폭을 가지는 영위상 대역 통과 필터(zero phase filter)를 설계하여 전처리 과정을 수행하였다. 전처리 과정을 거친 뒤에 Pan-Tompkins QRS 검출 알고리즘[12]을 통해 R파의 신호를 검출하였으며, R 파를 기준으로 각 125 ms 이내의 영역에서 국소 최소값(local minima) 을 측정하여 각 Q 파와 S 파의 위치를 측정하였다.

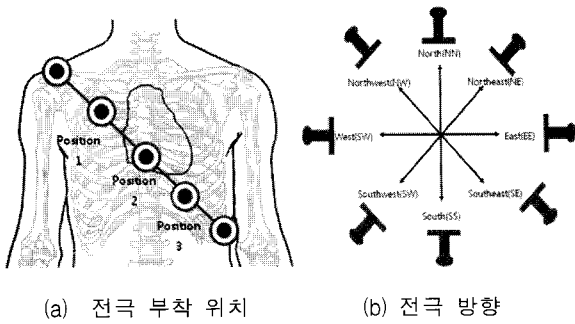


그림 3-1 제안된 전극의 측정 위치 및 전극 방향
 Fig. 3-1 Position and direction of the proposed electrodes

그 뒤에, 신호 검출의 용이성을 위해 R 파와 S 파간의 진폭을 측정하고, Pearson 상관성에 영향을 미치는 요소의 분석을 위해 S 파와 Q 파간의 시간차를 계산하여 QRS complex의 구간을 측정하였다. 또한, 각 제안된 전극에서 측정된 신호와 표준사지 유도 신호간의 Pearson 상관계수를 도출하여 유사도를 분석하였다.

3.2 심박변이도 측정

3.1절의 실험을 통해 최적 위치 및 전극의 방향에 대해서

관찰한 뒤, 20대 이후의 건강한 남성 7명(29±2세) 을 대상으로 심박변이도를 분석하였다. 5분 동안 표준사지 유도와 제안된 전극에서 각각 심전도를 측정하였고, 이 데이터를 바탕으로 심박변이도 분석 파라미터인 SDNN, LF, HF, LF/HF 성분을 산출하여 비교하였고, 집단간의 평균값의 차이를 비교하는 t-test와 샘플간의 상관성을 pearson 상관계수와 수행하여, 심박변이도 분석을 위한 제안된 전극의 성능을 관찰하였다.

3.3 실험 결과

최적 위치 및 방향 결정 실험을 분석하기 위해서 위치별, 방향별 분석을 실시하였다. 제안된 전극을 이용해 측정된 심전도는 위치 3의 남쪽(SS)과 서쪽(WW)을 제외하고 모든 부위에서 측정되었으며, 결과는 아래 그림 3-2와 표 3-1에 나타내었다. 상기의 두 방향에서 일시적인 측정은 가능했으나, 호흡에 의한 체면적의 변화가 전극과 시스템간의 결합부위(sensor-system interface)의 안정성을 훼손시켜, 신호 측정이 불안정하였다. 그림 3-2는 위치와 방향에 따른 심전도 신호의 모양을 나타낸 것이며, 표 3-1은 이에 대한 정량적인 분석표이다. 전체적으로는 신호가 표준사지 유도 보다

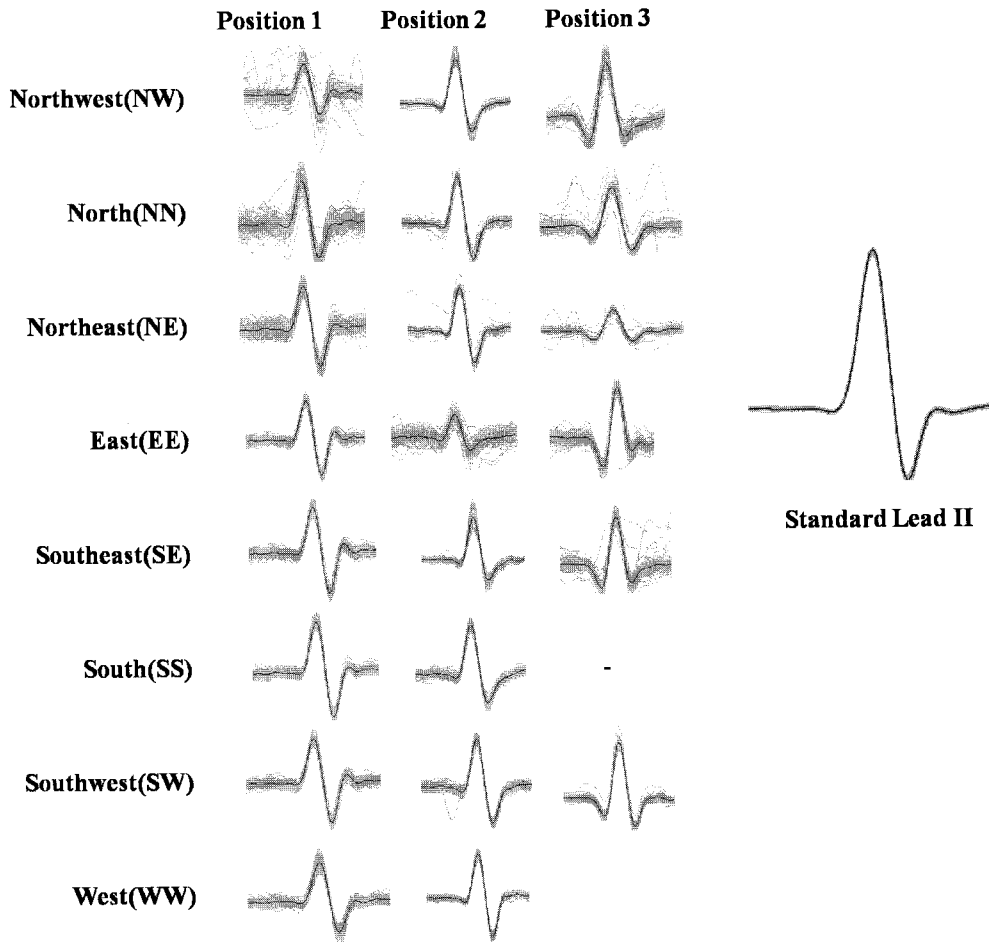


그림 3-2 위치/방향에 따른 제안된 전극에서 측정된 심전도 신호
 Fig. 3-2 ECG in the proposed electrodes by the positions/directions

표 3-1 위치와 방향에 따른 제안된 전극 심전도 신호와 표준사지 유도 방식과의 비교

Table 3-1 Comparison of the lead II and ECG in the proposed electrodes by position/direction

| | Position 1 | | | Position 2 | | | Position 3 | | |
|---------|----------------------|------------------|------------------|----------------------|------------------|------------------|----------------------|------------------|------------------|
| | Pearson Correlation* | Amplitude (mVpp) | QRS duration(ms) | Pearson Correlation* | Amplitude (mVpp) | QRS duration(ms) | Pearson Correlation* | Amplitude (mVpp) | QRS duration(ms) |
| NW | 0.973 | 274 ± 28 | 52 ± 2.436 | 0.9794 | 624 ± 98 | 53 ± 0.890 | 0.905 | 209 ± 44 | 58 ± 1.228 |
| Lead-II | | 2,514 ± 33 | 57 ± 0.695 | | 2,509 ± 38 | 57 ± 0.682 | | 2,894 ± 42 | 57 ± 0.588 |
| NN | 0.960 | 627 ± 101 | 46 ± 1.685 | 0.9609 | 1,140 ± 91 | 52 ± 2.027 | 0.9657 | 375 ± 24 | 53 ± 1.379 |
| Lead-II | | 2,370 ± 57 | 56 ± 0.890 | | 2,433 ± 38 | 57 ± 0.797 | | 2,656 ± 45 | 57 ± 0.638 |
| NE | 0.950 | 152 ± 13 | 47 ± 1.196 | 0.9657 | 509 ± 25 | 52 ± 1.425 | 0.9188 | 383 ± 33 | 53 ± 1.709 |
| Lead-II | | 2,424 ± 54 | 56 ± 0.816 | | 2,48 ± 0.044 | 57 ± 0.781 | | 2,560 ± 64 | 58 ± 3.092 |
| EE | 0.942 | 208 ± 16 | 47 ± 0.663 | 0.9632 | 121 ± 20 | 55 ± 2.929 | 0.7537 | 120 ± 9 | 56 ± 2.619 |
| Lead-II | | 2,479 ± 33 | 57 ± 0.602 | | 2,420 ± 40 | 56 ± 0.946 | | 2,642 ± 35 | 58 ± 0.710 |
| SE | 0.961 | 119 ± 20 | 45 ± 1.636 | 0.9802 | 407 ± 84 | 54 ± 1.739 | 0.8997 | 146 ± 14 | 53 ± 1.709 |
| Lead-II | | 2,461 ± 40 | 57 ± 0.716 | | 2,385 ± 83 | 56 ± 1.210 | | 2,641 ± 84 | 58 ± 2.968 |
| SS | 0.953 | 500 ± 32 | 52 ± 2.268 | 0.9702 | 474 ± 38 | 55 ± 1.882 | - | - | - |
| Lead-II | | 2,444 ± 38 | 57 ± 0.719 | | 2,517 ± 48 | 57 ± 0.605 | | - | - |
| SW | 0.948 | 228 ± 47 | 53 ± 2.430 | 0.9671 | 649 ± 35 | 53 ± 1.735 | 0.9598 | 650 ± 39 | 53 ± 1.032 |
| Lead-II | | 2,482 ± 46 | 57 ± 0.719 | | 2,544 ± 77 | 57 ± 0.848 | | 2,895 ± 44 | 57 ± 0.882 |
| WW | 0.971 | 326 ± 52 | 52 ± 2.505 | 0.9477 | 1,558 ± 114 | 51 ± 1.057 | - | - | - |
| Lead-II | | 2,456 ± 25 | 57 ± 0.876 | | 2,522 ± 50 | 57 ± 0.685 | | - | - |
| Mean | 0.957 | 304 ± 176 | 49.25 ± 3.284 | 0.967 ± 0.009 | 685 ± 454 | 53.13±1.458 | 0.9 ± 0.077 | 314 ± 199 | 54.33±2.16 |
| Value | ± 0.009 | 2,453 ± 43 | 56.75 ± 0.463 | | 2,476 ± 57 | 56.75±0.143 | | 2,715 ± 143 | 57.5±0.548 |

* p < 0.0005

작게 측정되었고, 부착위치에 따라 QRS 구간 길이가 달라지는 특성이 관찰되었다. 전위 및 QRS 구간 길이의 분산도 표준사지 유도 보다 크게 나왔는데 이는, 위와 같이 호흡에 따른 체면적의 변화가 제안된 전극의 접촉성을 떨어뜨리기 때문으로 판단된다.

위치군으로 비교를 하게 되면, 신호의 형태학적 유사도를 관찰하는 pearson 상관계수는 위치 2(0.967 ± 0.009), 위치 1(0.957 ± 0.009), 위치 3(0.9 ± 0.077)의 순서대로 나타났다. 위치 2가 위치 3과 위치 1보다 상관성이 높게 나오는 이유는, 위치 3은 심실 아래쪽에 위치하게 되어, 심실의 활동에 많은 영향을 많이 받게 되며, 위치 1의 경우에는 심방과 심실과 떨어져 있기에 때문에, 심실의 신호의 영향력은 다소 낮아져 QRS 구간이 다른 위치에 비해 좁아지는 것을 관찰할 수 있다. 신호의 크기도 역시 위치 2가 평균 685 ± 454 mVpp 로 다른 위치로 가장 큰 전위값을 나타냈다.

방향 별 분석을 수행하기 위해, 신호가 측정되지 않은 남

쪽(SS) 및 서쪽(WW) 방향에서 신호를 제외한 채, 방향별 평균값을 구하였다. 이 경우, 전극의 방향을 북쪽 방향(NN)으로 두게 되었을 때, 상관성은 평균 0.963으로 가장 큰 상관성을 지니고 있으며, 진폭도 714 mVpp 로 가장 큰 전위값이 관찰되었다. 따라서, 심박변이도 분석을 위한 최적 위치와 방향은 본 연구에서는 위치 2와 전극 방향을 북쪽(NN)으로 하였을 때, 가장 최적화 된 것으로 분석되었으며, 분석된 위치와 방향으로 전극을 부착을 하여 심박변이도 분석을 시도하였다.

표 3-2는 표준사지 유도에서 측정된 심박변이도 파라미터와 제안된 전극에서 측정된 심전도에서 추출한 심박변이도를 비교한 것이다. t-test에서는 SDNN 파라미터가 0.878로 다른 파라미터에 비해 다소 낮은 값이 나왔으며, 주파수 영역 파라미터인 LF, HF, LF/HF가 각각 0.999, 0.953, 0.979로 1에 근접한 값이 나왔으며, 1에 가까이 나오므로써 제안된 전극에서 측정된 심전도에서 추출한 심박변이도

표 3-2 표준사지 유도와 제안된 전극에서 측정된 심박변이도 비교

Table 3-2 Comparison of Heart rate variability in the lead II and in proposed electrodes

| | SDNN | | LF | | HF | | LF/HF | |
|----------------------------------|--------|--------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| | STD | LPC | STD | LPC | STD | LPC | STD | LPC |
| Sub 1 | 0.0327 | 0.0327 | 0.03678 | 0.03680 | 0.01399 | 0.01411 | 2.62809 | 2.60735 |
| Sub 2 | 0.0640 | 0.0641 | 0.04367 | 0.04365 | 0.01821 | 0.01866 | 2.39744 | 2.33889 |
| Sub 3 | 0.0463 | 0.0464 | 0.01253 | 0.01252 | 0.02522 | 0.02559 | 0.49672 | 0.48904 |
| Sub 4 | 0.0427 | 0.0428 | 0.00639 | 0.00639 | 0.01124 | 0.01135 | 0.56870 | 0.56295 |
| Sub 5 | 0.0363 | 0.0296 | 0.03849 | 0.03846 | 0.01511 | 0.01510 | 2.54712 | 2.54792 |
| Sub 6 | 0.0212 | 0.0213 | 0.02355 | 0.02417 | 0.00395 | 0.03894 | 5.96886 | 6.20773 |
| Sub 7 | 0.0226 | 0.0232 | 0.02372 | 0.2322 | 0.00455 | 0.06776 | 5.20920 | 3.42721 |
| t-test | 0.872 | | 0.999 | | 0.953 | | 0.979 | |
| Pearson Correlation Coefficient* | 0.948 | | 0.999 | | 0.999 | | 0.999 | |

* p < 0.0005

가 높은 표준 방법과 비교할 때 높은 상관성을 지녀, 심박변이도 분석을 위해 기존의 Ag/AgCl 전극을 대체할 수 있음을 확인 하였다.

4. 결 론

본 연구에서는 심박변이도 분석의 접근성을 높이기 위한 초소형 시스템을 개발하기 위하여, MEMS 공정의 초소형 라플라시안 ECG 전극을 개발하였고, 이를 표준 심전도 측정법인 표준사지 유도 와 비교하여 심전도 측정의 유의성을 증명한 뒤, 심박변이도 분석을 시도하여 관찰하였다. 호흡에 의한 체면적의 변화가 작은 위치 1과 2에서는 모든 방향에서 안정되게 측정되었으며, 체면적의 변화가 큰 위치 3에서는 안정된 신호를 측정하기가 어려웠으며, 특히 전극의 남쪽 및 서쪽 방향에 대해서는 측정이 불가능하였다. 이는 체면적의 변화가 큰 장소에서는 사용의 제한이 따라오는 것을 뜻하지만, 안정적인 위치 2와 위치 3에서는 pearson 상관계수가 각 0.967 ± 0.009 , 0.957 ± 0.009 의 높은 유의성을 지니는 심전도 신호가 측정되었고, 표준 전극을 이용한 심박변이도 분석 비교에서도 거의 차이가 없으므로, 제안된 센서를 활용한 심박변이도 분석은, 안정된 상태에서 기존 분석방법과 차이가 없었다. 본 연구의 단점을 보완하기 위해서는 전극의 안정적인 부착을 위해, 피부와 전극, 전극과 시스템 간의 결합(interface)에 대해 많은 연구가 필요로 할 것으로 보인다. 이동 중이나 일상생활 중에 측정하기 위해서는 순시적인 체표면의 변화, 활동에 따른 동잡음 유입, 피부 전극 간의 접촉력 약화 등에 의해 신호대잡음비가 떨어지기 때문이다. 또한 임상적 심전도와 부정맥 패턴에 대해 비교 연구를 진행한다면, 기존의 3전극 방식의 심전도 검사 시스템을 대체할 수도 있을 것이다. 따라서, 제안된 전극과 인체 사이의 인터페이스에 대한 연구와 부정맥 진단 등의 임상적 비교 분석이 추가되어 진행 되어 진다면, 일상생활이나 체육 활동 시에도 임상적으로 활용이 가능한 u-Health 심박변이도 분석 진단 시스템으로도 활용이 가능하리라 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] European task force team, "Heart Rate Variability," European Heart Journal, pp.354-381, 1996
- [2] HeartMath research center, "Autonomic Assessment Report : A Comprehensive Heart Rate Variability Analysis," HeartMath Research Center, 1996
- [3] Nitish V. Thakor and John G. Webster, "Ground-Free ECG Recording with Two Electrodes," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.27, pp.699-704, 1980
- [4] Dobrev D. Petkov, et al, "Two-electrode Low Supply Voltage Electrocardiogram Signal Amplifier," Medical and Biological Engineering and Computing, Vol.42, pp.140-118, 2004
- [5] Sheng Lu, et al, "Can Photoplethysmography Variability Serves an Alternative Approach to Obtain Heart Rate Variability Information?," Journal of Clinical Monitoring and Computing, Vol.22, pp.23-29, 2007
- [6] John Allen, "Photoplethysmography and its Application in Clinical Physiological Measurement," Physiological Measurement, Vol.28, pp.R1-R39, 2007
- [7] Meir Nitzan, et al, "The Variability of the Photoplethysmographic Signal - a Potential Method for the Evaluation of the Autonomic Nervous System," Physiological Measurement, Vol.19, pp.93-102, 1998
- [8] Nicholas D. Giardino, et al, "Comparison of Finger Plethysmograph to ECG in the Measurement of Heart Rate Variability," Psychophysiology, Vol.39, pp.246-253, 2002
- [9] Robert Rauh, et al, "Comparison of Heart Rate Variability and Pulse Rate Variability Detected With Photoplethysmography," Optical Technologies in Biophysics and Medicine, SPIE, Vol.5474, pp.115-126, 2004
- [10] 최병철, "광전용적맥파를 이용한 맥파전달시간 시스템 구현 및 평가," 공학박사학위 논문, 부산대학교, 2004
- [11] Bin He, "Principles and Applications of the Laplacian Electrocardiogram," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.16, pp.133-138, 1997
- [12] Pan Jaipu, Wills J. Tompkins, "A Real-time QRS Detection Algorithm," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.3, pp.230-236, 1985
- [13] Tadahiro Asaishi, "Measurement of ECGs and Development of an Ambulatory Device for ECG Monitoring Based on Laplacian Method," Tokyo Denki Univ, the M.S Dissertation, 2000
- [14] Chih-Cheng Lu, Peter P. Tarjan, "Pastelss, Active, Concentric Ring Sensors for Directly Obtained Laplacian Cardiac Electrograms," Journal of Medical and Engineering, Vol.22, pp.199-203, 2002
- [15] Besio Walt, Chen Tan, "Tripolar Laplacian electrocardiogram and moment of activation isochronal mapping," Physiological Measurement, Vol.28, pp.515-529, 2007

저 자 소 개



이 충 근 (李 忠 根)

연세대학교 의용전자공학과 졸업(2002).
연세대학교 전기전자공학과 대학원 석사
(2004), 동 대학원 박사과정.
관심분야: Biomedical signal processing,
neural interface, e-Health System



이 정 환 (李 定 桓)

1992년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동
대학원 석사(1994), 동대학원 박사(2000).
2004년~현재 건국대학교 의학공학부 조
교수.
관심분야: Biomedical Instrumentation &
Signal Processing, Ubiquitous
Healthcare Service & Technology



신 항 식 (申 伉 植)

연세대학교 기계전자공학부 졸업(2003).
동 대학원 석사(2005), 동 대학원 박사과정.
관심분야: Biomedical Modelling and
signal processing, e-Health System



김 용 준 (金 庸 準)

연세대학교 전자공학과 졸업(1987)
미주리-콜럼비아대학교 전자공학과 석사
(1989)
조지아공대 전자공학과 박사(1997)
삼성전자 R&D 센터 근무(1996~2000)
연세대학교 기계공학부 부교수(2000~현
재)
관심 분야: Micro sensors and packaging



김 흥 래 (金 弘 來)

연세대학교 전기전자공학과 졸업(2007)
연세대학교 대학원 기계공학과 석박사
통합과정(2007~현재)
관심분야: Micro-sensors



이 명 호 (李 明 鎭)

연세대학교 전기공학과 졸업(1972). 동
대학원 석사(1975), 동 대학원 박사(1978).
University of Wisconsin -Madison, 객
원교수(1984-1985).
연세대학교 전기전자공학과 정교수(1980
년~현재).
관심분야: Medical Electronics &
Information, e-Health & u-Health
System, Biomedical Signal Processing.