

심전도와 맥파 신호 검출을 위한 일체형 센서 시스템의 구현

전계록¹, 정동근², 김기련³, 신범주^{4*}

¹부산대학교 의공학교실, ²동아대학교 의공학교실, ³(주)피지오랩, ⁴부산대학교 바이오메디컬공학과

The Development of Integrated Sensor System for Measuring Simultaneously ECG, PPG and PPW

Gye Rok Jeon¹, Dong Keun Jung², Gi Ryun Kim³ and Bum Joo Shin^{4*}

¹Department of Biomedical engineering, School of Pusan National University

²Department of Biomedical engineering, College of Medicine, Donga University,

³PhysioLab Co.

⁴Department of Biomedical engineering, College of Natural Resource and Life Sciences, Pusan National University

요 약 심전도와 맥파를 측정함으로써 구해질 수 있는 맥파전달시간은 심혈관계의 상태를 진단하기 위한 의미있는 지표가 된다. 그러나 맥파를 측정하는 동안 움직이거나, 측정 시에 가해지는 압력이 부정확할 경우, 잘못된 측정 결과를 얻을 수 있다. 이를 해결하기 위하여 본 논문에서는 심전도, 압력맥파 및 광전용적맥파를 동시에 측정할 수 있는 일체형 센서 시스템과 심전도를 지속적으로 측정할 수 있는 금속 전극을 개발하였으며, 실험을 통해 일체형 센서 시스템 및 금속 전극의 유용성을 입증하였다.

Abstract The pulse transit time(PTT), which is determined by measuring the electrocardiogram(ECG) and pulse wave, gives comprehensive information about the cardiovascular system. However, a little movement of body and/or inaccurate pressure applied to skin during the measurement of pulse wave leads to acquire incorrect results. To overcome such problem, we developed an integrated sensor system which makes it possible to measure ECG, pressure pulse wave(PPW) and photoplethysmograph(PPG) at the same time. Furthermore, we implemented a new metal electrode which enables to continuously measure ECG. We verified that both integrated sensor system and new electrode provide useful effect.

Key Words : Integrated Sensing System, ECG, PPG, PPW, PTT, PWV

1. 서론

인체의 상태를 비침습적(noninvasive)으로 관찰하기 위한 방법으로 인체 외부에 전극을 부착하여 필요한 생체 신호를 계속하는 방법을 사용할 수 있다. 이러한 계속방법은 간단하고 쉽게 사용할 수 있기 때문에 임상 진단 과정 뿐 아니라 건강검진 센터나 가정에서도 많이 이용되고 있다. 또한 비침습적 검사 방법은 간편하고 지속적인

로 사용할 수 있다는 장점으로 인해 휴대용 의료기기와 유·무선 네트워크를 연계한 원격 및 재택진료용 시스템에 많이 접목되고 있다[1].

심전도(ECG, electrocardiogram)는 심장의 활동과정에서 발생하는 전기적 신호를 피부를 통해 계속한 것이며, 심장의 상태를 판단하는 중요한 자료이다. 맥파(pulse wave)는 심장의 수축에 의해 박출되는 혈액이 동맥을 따라 흐를 때 발생하는 파형으로 혈관의 기계적 특성에 따

이 논문은 부산대학교 자유과제 학술연구비(2년)에 의하여 연구되었음

*교신저자 : 신범주(bjshin@pusan.ac.kr)

접수일 09년 01월 01일

수정일 (1차 09년 04월 29일, 2차 09년 05월 10일)

게재확정일 09년 05월 27일

라 변화한다. 따라서 ECG 및 맥파의 측정은 심장과 동맥 혈관계통의 상태를 파악할 수 있는 정보를 제공한다.

맥파를 비침습적으로 측정하는 방법 중 하나는 압력센서를 피부에 부착하고 혈관의 부위를 압박하여 측정하는 방법이며, 또 다른 방법인 광전용적맥파(PPG, photoplethysmograph)는 특정 파장대역의 빛을 인체에 조사하고 반사 또는 투과되는 빛의 양을 검출하여 측정한다. 그러나 이들 측정방법들은 피검자의 미세한 움직임이나 측정 시에 가해지는 압력에 따라 오류를 수반하는 문제점이 있다.

압력맥파와 PPG를 동시에 측정할 경우 센서의 부착 및 가압 상태를 모니터링하고 센서의 동작 상태를 파악하여 분석에 적용할 수 있기 때문에 상기의 오류를 줄일 수 있다. 또 ECG와 맥파를 동시에 계측할 경우, 이를 통해 맥파전달시간(PPT, pulse transit time) 및 맥파전달속도(PWV, pulse wave velocity)를 계산할 수 있다. 이들 값은 동맥 혈관의 상태, 즉 신진성(distensibility), 경직성(stiffness), 유순도(compliance) 및 긴장성(tension)과 같은 동맥의 상태를 정확하게 진단하기 위한 중요한 지표가 된다. 따라서 심혈관계의 상태를 정확하게 관측하기 위해서는 ECG 계측과 인체의 동일부위에서 PPW와 PPG를 동시에 계측할 수 있는 피부부착용 일체형 시스템이 요구된다.

본 논문에서는 ECG, 압력맥파와 PPG 신호를 이용하여 비침습적인 방법으로 맥파전달시간 및 맥파전달속도를 측정할 수 있도록 구현한 일체형 센서 시스템과 일체형 센서 시스템을 지속적으로 부착할 수 있도록 하기 위해 개발된 새로운 금속전극에 대해 기술하고, 유용성을 검증한다.

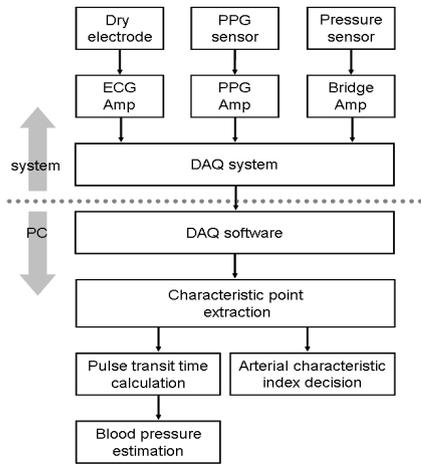
2. 관련 연구

X. Teng과 Zhang은 광전용적맥파 방법을 이용하여 비침습적으로 혈압을 잴 수 있는 방법을 제시하였다[5]. 그러나 X. Teng과 Zhang의 방법은 피검자의 미세한 움직임이나 측정 시에 가해지는 압력에 따라 오류를 수반하는 문제점이 있다. Gonzalez와 다수는 요골 동맥에서 PWV를 측정하는 방법을 제시하고 있다[4]. PWV는 동맥의 상태를 진단하기 위한 중요한 지표이다. 본 논문에서는 X. Teng과 Zhang이 제시한 방법의 문제점을 해결하고 정확한 혈압을 측정하기 위해서 ECG의 계측과 동일 부위에서 PPW, PPG와 PWV를 동시에 측정하는 방법을 제시한다.

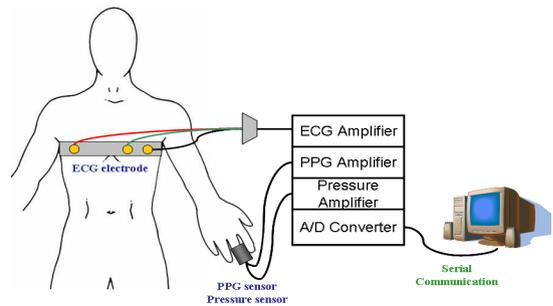
3. 시스템 설계 및 구현

3.1 시스템 구성

구현된 전체 시스템은 심전도, 압력맥파, PPG를 계측하기 위한 센서 시스템과 DAQ 시스템의 구성되며, 계측된 신호들을 이용하여 혈압 및 혈관특성지수를 추정하기 위한 소프트웨어 시스템으로 구성된다. 전체 구성은 그림 1과 같다.



[그림 1] 비침습적 혈압 및 혈관특성지수를 추정하기 위한 시스템의 블럭다이어그램



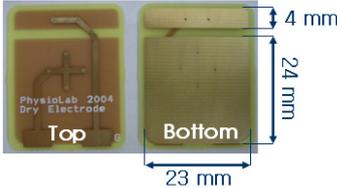
[그림 2] 심전도 전극과 압력맥파 및 광전용적맥파 센서의 부착

PTT를 정확하게 측정하기 위해서는 센서 시스템의 필터 특성과 더불어 센서의 부착이 중요하다. 센서 부착은 피검자에게 편한 자세를 제공할 수 있어야 하고, 장시간 부착 시 피부자극을 최소화시켜야 한다. 이를 위해 그림 2와 같은 센서 부착 방법을 제안하였다. 심전도 측정을 위한 전극은 가슴, 압력맥파 및 PPG 센서는 일체형으로 손가락에 부착하기 위하여 벨트를 이용하였다.

3.2 하드웨어 구성

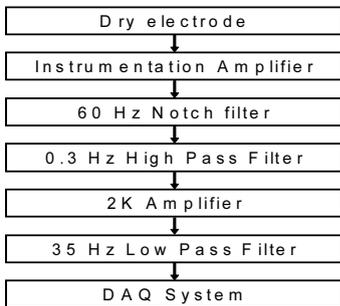
3.2.1 심전도 시스템

ECG 측정을 위해 전도성 젤이 부착된 일회용 은/염화 은(Ag/AgCl) 전극을 많이 사용한다. 이 같은 일회용 전극은 지속적인 심전도 측정이 요구되는 경우 경제적인 측면뿐만 아니라 땀이나 젤에 의한 화학적 반응에 의해 피부 자극을 유발할 수 있는 단점을 지니고 있다[2].



[그림 3] 금속전극의 외형

본 연구에서는 이러한 단점을 해결하기 위하여 재사용이 가능한 소형 생체전위용 금속전극을 제작하였다. 제작된 금속전극의 외형은 그림 3과 같다. 금속전극은 24 × 23 mm의 크기로서 에폭시 판에 금(Au)으로 도금되었으며, 1~50 Hz 주파수 범위에서 피부-전극 접촉 임피던스가 40~450 kΩ인 특성을 지닌다. 금속전극에 심전도 리드선의 접합은 황동으로 구성된 패드에 납땜으로 연결하였다. 전극의 부착은 이동 시에도 부착가능토록 하기 위해 벨트를 이용한다.



[그림 4] 심전도 신호 증폭 및 필터의 구성도

본 연구에 의해 제작된 심전도 신호의 증폭 및 필터부의 구성도는 그림 4와 같다.

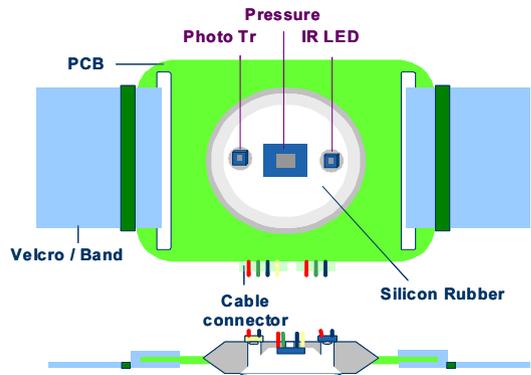
3.2.2 맥파 시스템

제작된 일체형 맥파 센서의 외형과 구조를 각각 그림 5 및 그림 6에 나타내었다.



[그림 5] 제작된 일체형 맥파 센서의 외형

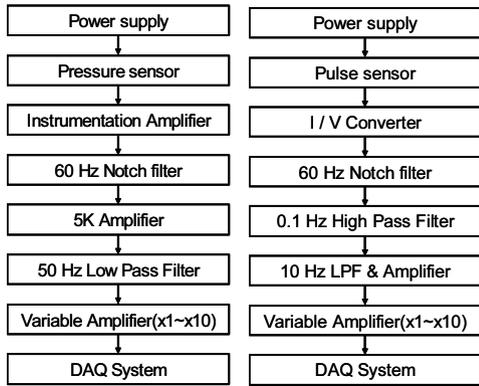
압력맥파 신호를 측정하기 위하여 반도체 스트레인지지 방식을 적용한 직경 10 mm의 압력센서(MPX2040D, Motorola)를 피부 부착면과 평행한 방향으로 장착하였다. 그리고 PPG 신호를 측정하기 위하여 반사형 PPG 센서를 구성하였다. 적외선 발광 다이오드(ET-23G, Kodenshi Co., KOREA)와 수광 소자인 광 트랜지스터(ST-23G, Kodenshi Co., KOREA)를 사용하였고, 이들 소자들을 압력맥파 센서의 양 옆에 위치하도록 설계하였다.



[그림 6] 압력맥파 센서와 PPG 센서를 통합한 일체형 맥파 센서의 구조

그림 6에서 볼 수 있듯이 압력맥파 센서와 PPG 센서를 PCB 기판에 배열하여 일체형 센서를 제작하였으며, 컨넥터와 벨트를 이용하여 리드선의 연결 및 피부 부착이 용이하도록 하였다. 그리고 센싱 소자들과 피부 접촉면 사이에는 적외선 투과 및 압력 전달이 가능하도록 하기 위하여 실리콘 고무(KE441K-T, Shin-Etsu Co., JAPAN)를 주입하여 경화시켰다.

압력맥파 신호의 증폭기 및 PPG 신호 계측 과정을 그림 7(a)에 나타내었다.



(a) 압력맥파 신호 (b) PPG 신호
 [그림 7] 신호의 증폭 및 필터부의 구성도

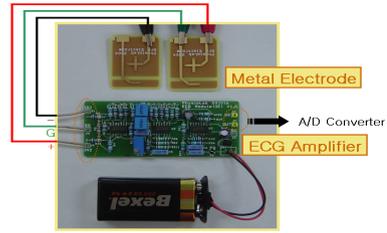
압력 신호는 비전기적 신호이므로 이를 측정하기 위해서 일반적으로 스트레인게이지(strain gage) 형태의 압력 센서를 사용하며 브릿지 회로를 구성하여 압력을 측정하고 있다. 브릿지 회로에서 발생하는 전압 신호는 크기가 작기 때문에 신호를 전달하는 신호선의 용량 결합 및 신호선의 흔들림 현상, 피검자의 움직임에 의한 잡음이 발생하여 압력 신호에 혼입되며, 이러한 잡음의 영향을 감소하기 위하여 고입력 임피던스를 내장한 계측용 증폭기를 사용하였다. 또한 전원선에 혼입되는 잡음과 상기에서 언급한 기타 잡음들을 제거하기 위하여 50 Hz 저역통과 필터 및 60 Hz 노치 필터를 구성하였다.

광센서에 전압을 인가하면 발광다이오드에서 발생한 930 nm의 광이 조직에 주사되고, 조직을 통과한 수광부인 광 트랜지스터에서 검출된다. 광 트랜지스터에서 검출되는 광량은 전류이기 때문에 이를 전압으로 변환하는 전류-전압 변환기를 거쳐 PPG 신호를 계측할 수 있다.

4. 실험 및 결과

4.1 금속전극의 유용성 평가

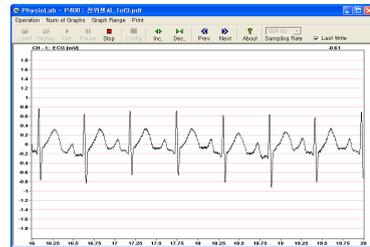
본 논문의 금속전극의 유용성을 평가하기 위하여 소형 심전도 신호 증폭기를 이용하여 전극 크기 및 전극 부착 위치에 따른 전극-피부간 접촉 임피던스를 평가하였다. 이를 위해 사용된 소형 심전도 신호 증폭기는 금속전극용 고입력 임피던스 차동 증폭기이며, 전원은 9 V 저전력, 동상제거비는 85 dB인 높은 CMRR, 신호잡음비(SNR, signal to noise ratio)는 49.6 dB로 저잡음 특성을 지니도록 설계되었다. 설계된 금속전극과 소형 심전도 신호 증폭기의 외형은 그림 8과 같다.



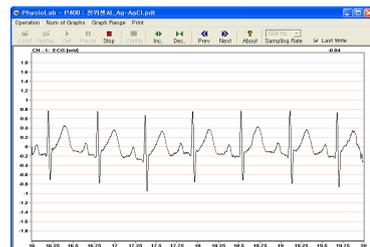
[그림 8] 금속전극과 심전도 신호 증폭기 외형

금속전극의 유용성 평가를 위하여 세 가지 실험을 수행하였다. 첫째, 전극의 크기가 심전도 신호의 측정에 미치는 효과를 관찰하기 위하여 금속전극 12×12 mm², 18×18 mm², 24×23 mm²와 은/염화은 전극 16×16 mm²를 이용한 심전도 신호를 계측하였다. 계측한 결과 파형에 대해 금속전극 12×12 mm²와 은/염화은 전극 16×16 mm²의 계측 결과를 그림 9에 나타내었다. 그림 9에서 알 수 있듯이 계측된 심전도 파형은 신호의 왜곡이 발생하지 않았다.

둘째, 상용 심전도 전극인 일회용 은/염화은 전극과 크기별 금속전극의 전극-피부간 접촉 임피던스 변화를 관찰하기 위하여 양 팔의 동일한 위치에 전극을 부착한 후 임피던스측정기(SI 1260, Solartron Co., USA)를 이용하여 전극-피부간 접촉 임피던스를 측정하였다. 측정결과 주파수에 따른 피부-전극간 접촉 임피던스의 변화 특성은 그림 10과 같으며, 이를 정리하여 표 1에 나타내었다. 이 때 분석 주파수 범위는 심전도 신호의 주파수 범위를 고려하여 0.1 Hz - 50 Hz로 설정하였다.

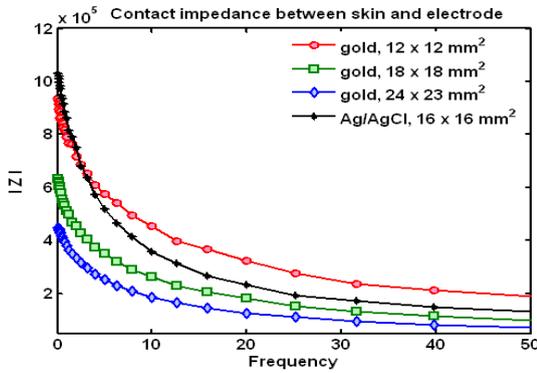


(a) 금속전극 12 × 12 mm²



(b) Ag/AgCl, 16 × 16 mm²

[그림 9] 크기별 금속전극과 은/염화은 전극을 사용하여 측정된 심전도 신호



[그림 10] 크기별 금속전극과 상용 은/염화은 전극의 주파수 영역에 따른 전극-피부 접촉 임피던스의 변화 특성

[표 1] 크기별 금속전극과 상용 은/염화은 전극의 주파수 영역에 따른 전극-피부 접촉 임피던스의 변화 특성

| Freq (Hz) | Metal electrode | | | Ag/AgCl |
|-----------|-----------------|----------|----------|----------|
| | 12×12mm² | 18×18mm² | 24×23mm² | 16×16mm² |
| 0.1 | 937 kΩ | 635 kΩ | 447 kΩ | 1,030MΩ |
| 1 | 793 kΩ | 514 kΩ | 380 kΩ | 862 kΩ |
| 3 | 655 kΩ | 406 kΩ | 297 kΩ | 636 kΩ |
| 10 | 454 kΩ | 263 kΩ | 186 kΩ | 358 kΩ |
| 20 | 323 kΩ | 182 kΩ | 127 kΩ | 232 kΩ |
| 30 | 236 kΩ | 133 kΩ | 96.4 kΩ | 172 kΩ |
| 40 | 213 kΩ | 117 kΩ | 80.7 Ω | 148 kΩ |
| 50 | 190 kΩ | 98.8 kΩ | 70.3 Ω | 131 kΩ |

그림 10 및 표 1에서 알 수 있듯이 분석 주파수가 낮을수록 전극-피부간 접촉 임피던스는 상승하였으며, 금속전극 중에는 크기가 가장 작은 12 * 12 mm² 크기의 금속전극이 접촉 임피던스가 가장 높았다.



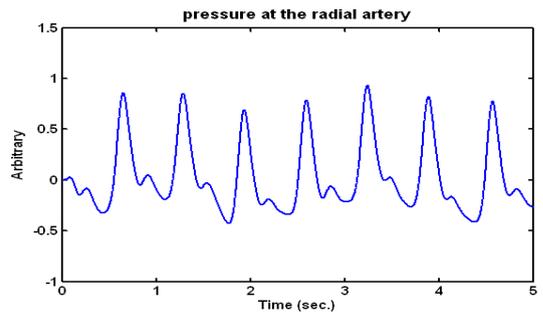
[그림 11] 전극 위치에 따른 심전도 파형

셋째, 심전도 전극의 부착 위치에 따른 심전도 신호 파형의 변화 양상을 관찰하였다. 이를 위해 심전도 전극을 팔과 흉부에 각각 부착한 후 동시에 계측하였으며, 측정된 결과를 그림 11에 나타내었다. 그림 11에서 알 수 있듯이 흉부에서 측정된 채널 2의 심전도 신호가 손목에서 측정된 채널 1의 심전도 신호보다 2배 정도 진폭이 높게 측정되었으나 심전도 파형에는 큰 차이가 없었다. 왜냐하면 심전도는 심장의 전기적 활동을 체표면에서 측정된 신호이므로 심장 근처에서 측정된 심전도 신호가 신체의 타 부위에서 측정된 신호보다 진폭이 크게 측정되기 때문이다.

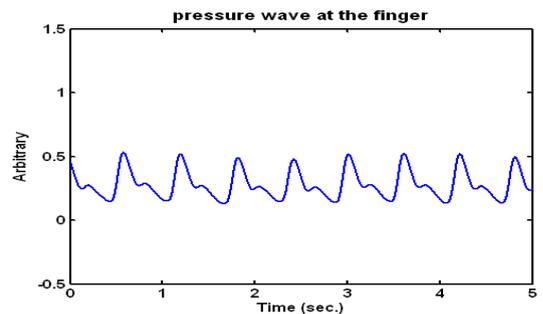
4.2 일체형 센서의 유용성 평가

압력맥파 및 PPG 신호 검출용 일체형 센서의 유용성을 평가하기 위하여 요골동맥과 손가락에서 다음의 평가 실험을 수행하였다.

첫째, 일체형 센서 중 압력맥파 센서만을 이용하여 요골동맥과 손가락에서 압력맥파 신호를 계측하였으며, 이를 그림 12에 나타내었다. 압력맥파 신호의 모양은 측정 부위에 따라 다소 상이하며, 혈관에 흐르는 혈액의 양이 많으면 많을수록 압력맥파 신호의 진폭이 높게 측정됨을 관측할 수 있다.



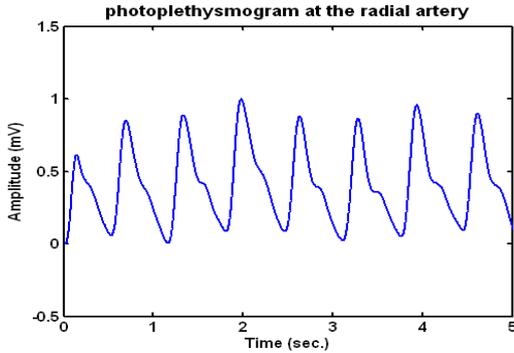
(a) 요골동맥에서 계측된 신호



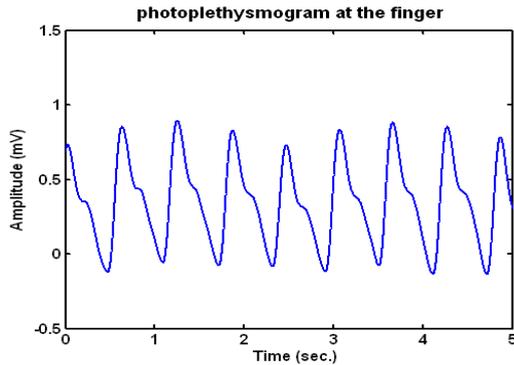
(b) 손가락에서 계측된 신호

[그림 12] 요골동맥과 손가락에서 계측된 압력맥파 신호

둘째, 일체형 부착형 센서 중 PPG 센서를 이용하여 요골동맥과 손가락에서 PPG 신호를 검출하였으며, 결과를 그림 13에 나타내었다. PPG 센서는 비접촉성이지만 인가되는 압력의 정도 및 센서의 부착 위치에 따라 PPG 신호의 형태가 변화되는 양상을 나타내었다.



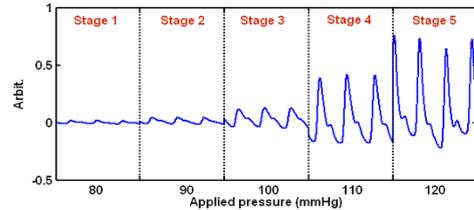
(a) 요골동맥에서 계측된 신호



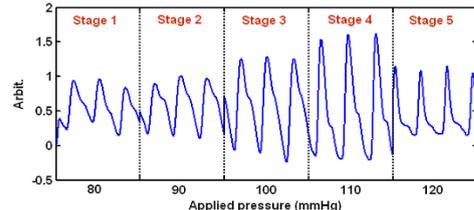
(b) 손가락에서 계측된 신호

[그림 13] 요골동맥과 손가락에서 계측된 PPG 신호

셋째, 일체형 센서를 부착한 후 센서의 피부 가압에 따른 압력맥파 및 PPG 신호의 변화 양상을 관찰하였다. 일체형 센서를 손가락에 고정시키고 피부에 인가시키는 압력을 조정하기 위하여 벨트를 제작하였다. 피부에 인가되는 압력은 5 단계로 구분, 즉 80 mmHg에서부터 120 mmHg까지 10 mmHg 간격으로 변화시키면서 압력맥파와 PPG 신호를 계측하였다. 그리고 피부에 인가시키는 압력을 계측하기 위하여 압력맥파 증폭 및 필터부의 출력을 수은주 혈압계의 컵에 연결하여 측정하였다. 피부에 인가하는 압력의 변화에 따른 압력맥파 신호의 변화 양상을 그림 14의 (a), PPG 신호를 그림 14의 (b)에 나타내었다.



(a) Pressure pulse wave



(b) Photoplethysmogram

[그림 14] 일체형 센서가 피부에 인가하는 압력 변화에 따른 압력맥파 및 PPG 신호의 형태 변화

그림 14는 피부에 인가하는 압력이 증가될수록 압력맥파 및 PPG 신호의 진폭과 파형이 변화함을 나타낸다. PPG 신호의 변화 양상은 다음과 같다. 일체형 센서로부터 계측된 PPG 신호의 진폭은 피부에 인가되는 압력이 80 mmHg인 1 단계에서부터 110 mmHg인 4 단계까지는 압력의 증가에 따라 PPG 신호도 증가한다. 그러나 피부에 인가하는 압력이 120 mmHg인 5 단계에서는 PPG 신호가 감소하는 양상을 나타냄을 볼 수 있다. 5 단계에서 PPG 신호의 감소하는 현상은 피부에 인가하는 압력에 의해 혈관 내부의 혈류 흐름을 부분적으로 차단함으로써 나타난 현상으로 판단된다.

이러한 실험 결과는 정확한 PPG 신호의 계측과 분석을 위해서는 PPG 센서가 피부에 인가하는 압력을 반드시 고려하여야 함을 의미한다. 아울러 피부에 인가하는 압력의 변화에 따른 PPG 신호의 형태 변화, 즉 변곡점의 위치 이동 및 변곡점의 수 등에 대한 분석도 고려하여야 함을 나타낸다. 따라서 본 논문의 일체형 센서 시스템은 기존의 ECG와 PPG를 이용한 시스템보다 정확한 계측이 가능함을 의미한다.

5. 결론

본 논문에서는 ECG 및 압력맥파와 PPG 신호를 이용하여 비침습적인 방법으로 맥파전달시간 및 맥파전달속도를 측정할 수 있도록 일체형 센서 시스템과 새로운 금속전극을 개발하고, 실험을 통해 유용성을 검증하였다.

본 논문에서 제안하는 새로운 금속전극은 12×12 mm의

면적으로도 심전도 측정이 가능함을 볼 수 있었고, 금속 전극을 흉부, 팔 등 계측의 편이성에 따라 신체의 다양한 부위에 부착하더라도 PTT 연산을 위한 R 정점의 검출이 가능함을 알 수 있었다. 이 같은 결과는 기존 일회용 은/염화은(Ag/AgCl) 전극에 비해 피부 자극을 줄여 지속적 착용 가능하며 다양한 부위에 부착할 수 있다는 장점을 제공한다.

구현된 압력 센서를 이용하여 요골동맥과 손가락에서 간편하게 맥파를 검출할 수 있음을 확인하였으며, 또 이를 이용하여 PPG 센서가 피부에 인가하는 압력을 조절함으로써 기존 방법에 비해 보다 정확한 PPG 신호의 계측이 가능할 뿐 아니라 피검자가 움직이더라도 측정이 가능함을 알 수 있었다.

이 같은 결과들을 바탕으로 본 논문에서 제안하는 일체형 센서 시스템과 금속전극이 이동성이 보장되어야 하는 u-Health 환경에서 정확한 심혈관계 정보를 얻기 위하여 유용하게 사용될 수 있음을 확인할 수 있었다

참고문헌

[1] Hung, K.; Zhang, Y.T.; Tai, B., "Wearable medical devices for tele-home healthcare", Engineering in Medicine and Biology Society, vol. 2, pp.5384-5387, 2004.

[2] John G.F. Cleland, Amala A. Louis, Alan S. Rigby, Uwe Janssens, Aggie H.M.M. Balk, "Noninvasive Home Telemonitoring for Patients With Heart Failure at High Risk of Recurrent Admission and Death", J. Am Cardiol, vol. 45, pp.1654-1664, 2005.

[3] S.Y., K., "Unconstrained and non-invasive measurement of heart-beat and respiration periods using a phonocardiographic sensor", Medical and Biological Engineering and Computing, vol. 40, no. 2, pp.246-252, 2006.

[4] R. Gonzalez, O. Morales, J Delgado, JM Padilla, JM Ferrero, J, Saiz, "Automatic Brachial Ankle Pulse Wave Velocity Measurements for Vascular Damage Assessments", Computers in Cardiology pp173-176, 2008.

[5] X. Teng and Zhang, "Continuous and noninvasive estimation of arterial blood pressure using photoplethysmographic approach", Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2003.

[6] G. E. Bergey, R. D. Squires, and W. C. Sipple, "Electrocardiogram recording with pastless electrodes", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-18, pp.206-211, 1970.

[7] Y. Tardy, P. P. Vieyres and J. J. Meister, "Assessment of the true pulse-wave velocity over the physiological pressure

range", Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, vol.12, no.4, pp. 1817-1818, 1990.

[8] N. V. Thakor, J. G. Webster and W. J. Tompkins, "Optimal QRS detector", Medical and Biological Engineering, vol. 21, no. 3, pp. 343-350, 1983.

전 계 록(Gye-Rok Jeon)

[정회원]



- 1982년 2월 : 부산대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
- 1993년 2월 : 동아대학교 대학원 전자공학과 (공학박사)
- 1985년 3월 ~ 현재 : 부산대학교 의과대학 교수

<관심분야>

의용계측, 영상신호처리, 생체시스템 모델링

정 동 근(Dong-Keun Jung)

[정회원]



- 1991년 2월 : 부산대학교 의과대학 (의학석사)
- 1993년 8월 : 부산대학교 의과대학 (의학박사)
- 1997년 5월 ~ 현재 : 동아대학교 의과대학 교수

<관심분야>

생체임피던스, 생체신호계측, 생리학

김 기 련(Gi-Ryon Kim)

[정회원]



- 2001년 2월 : 부산대학교 의공학 협동과정 (공학석사)
- 2005년 8월 : 부산대학교 의공학 협동과정(공학박사)
- 2005년 1월 ~ 현재: (주)피지오 랩 대표이사

<관심분야>

신호처리, 생체계측, 센서시스템

신 범 주(Bum Joo Shin)

[정회원]



- 1991년 2월 : 경북대학교 대학원 컴퓨터공학과 (공학석사)
- 1998년 8월 : 경북대학교 대학원 컴퓨터공학과(공학박사)
- 1987년 3월 ~ 2002년 2월 : 한국전자통신연구원 책임연구원
- 2006년 3월 ~ 현재 : 부산대학교 바이오메디컬공학과 부교수

<관심분야>

센서시스템, 메디컬 응용 소프트웨어