

심장의 전기활동 측정이 가능한 체중계 설계에 관한 연구

이강휘*, 강승진*, 김경남*, 민세동**, 최동학**, 이정환*†

*건국대학교 의학과

**순천향대학교 의료IT공학과

e-mail:kku99lkh@kku.ac.kr

A Study on the Weighing scales Design for Electrical Activity Monitoring of the Heart

Kang-Hwi Lee*, Seung-Jin Kang*, Kyung-Nam Kim*,
Se-Dong Min**, Dong-Hak Choi**, Jeong-Whan Lee*†

*Dept of Biomedical Engineering, Kon-Kuk University

**Dept of Medical IT Engineering, SoonChunHyang University

요 약

본 논문에서는 운동 전후 또는 심장 질환과 관련 있는 사용자가 체중을 측정하면서 동시에 심전도 신호를 측정하여 운동 부하에 따른 심장의 활동 상태를 모니터링 할 수 있는 장치를 고안하였다. 이를 위한 방법으로 체중계에 수정된 바이폴라 금속전극을 적용하여 표준사지 측정법을 이용하여 심장활동 신호를 측정할 수 있는 방법을 제안하였다. 체중계에서 심전도를 측정하기 위해 기존의 Ag-AgCl 전극이 아닌 금속 판 형태의 전극을 사용하였으며 이를 위해 입력 임피던스의 설계를 브릿지 형의 AC-Coupling 회로를 통해 높은 CMRR이 유지되도록 설계하였다. 또한 시시각각 변화하는 노이즈를 제거하기 위해 Savitzky-golay filter를 사용하였으며 이를 통해 Baseline wandering 이 제거된 최종 심장활동 신호를 획득하였다. R-peak 검출을 통해 기준신호와 심박수 및 Sensitivity의 비교평가를 수행하여 이 장치의 성능을 평가한 결과 심박 검출률의 평균 Sensitivity가 97.1%로 나타났다. 동작음 제거에 대한 알고리즘이 보다 최적화 되어 최종 출력 신호의 안정성이 향상 된다면 체중계를 통한 심박 검출의 가능성과 그 유효성이 충분할 것으로 사료된다.

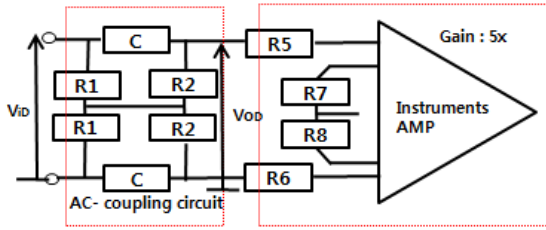
1. 서론

최근 식생활의 변화에 따라 운동 부족 및 고도 비만에 의해 심장 질환으로 인한 사망률이 지속적으로 증가 하고 있다. 그 중에서도 심근 경색과 같은 질환은 일상생활 중에 발생하여 응급 처치를 받지 못하여 사망하는 사례가 대부분이다[1]. 따라서 일상생활 중에 지속적으로 심장을 모니터링 할 수 있다면 심장 질환을 가지고 있는 환자뿐만 아니라 심장에 부하를 줄 수 있는 활동 중에도 사전에 급작스러운 심장의 병후를 예상할 수 있다.[2] 특히 최근에는 유-헬스케어 분야에서 심전도 신호와 각종 헬스케어 기기들간의 융합이 이루어지고 있다. 따라서 본 논문에서는 평상시 또는 운동 전후 체중을 측정하면서 동시에 심장활동 정보를 관리할 수 있도록 체중계에 바이폴라 금속 전극을 장착 하여 심장활동 상태를 모니터링 할 수 있는 장치를 고안하였다. 체중계의 특성상 금속전극을 사용하여 사용자의 발바닥 표면에서 심전도를 측정하였다. 따라서 기존에 사용하던 입력단의 임피던스를 금속 전극에 최적화하기 위한 설계를 제안하고 접지면 불균형에 의한 노이즈 현상을 Savitzky-golay filter을 적용하여 baseline wandering을 제거 하였으며 시간영역 분석법을 통해 심박을 검출하여 그 성능을 기준신호와 비교 평가 하였다.

2. 본론

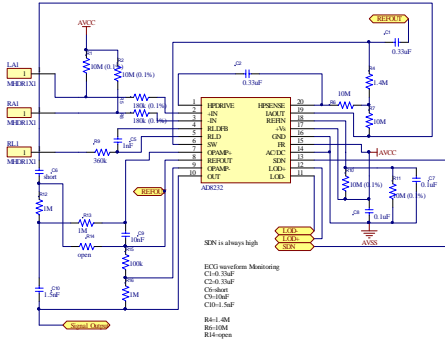
2.1 심전도 측정 회로의 설계

본 논문에서는 체중계에서 심장활동 신호를 획득하기 위해 Analog Device 사의 Single Lead, HeartRate Moinitor AD8232 칩을 사용하여 생체 전위의 입력 신호를 증폭하는 회로를 (그림 1)(그림 2)와 같이 설계하였다. 그리고 (그림 3)와 같이 심전도 측정 모듈을 제작하여 실험하였으며, 기준 신호의 수집은 biopack (mp 150) 심전계 모듈을 사용하였다. 입력부에는 기저선 변동을 제거하기 위한 AC-Coupling회로가 설계되었다 [3][4]. 일반적으로 AC-C oupling을 위한 회로는 Bypass 용 커패시터와 저항이 병렬로 연결되도록 설계 되나 이러한 방법은 접지를 통해 CMRR이 낮아지는 결과를 초래한다. 따라서 높은 CMRR을 유지하기 위해 브릿지(Bridge) 형의 AC- Coupling 회로를 사용하였다. AC-Coupling 회로의 전달함수 G_{dd} 는 차동 출력 V_{od} 와 차동 입력 V_{id} 의 라플라스 변환으로 수식 (1)과 같다.



(그림 1) AC-Coupling 입력단의 설계

$$Gdd(s) = \frac{sR2C}{1+sR2C} \quad (1)$$



(그림 2) 생체 전위 측정을 위한 마이크로 칩의 회로도

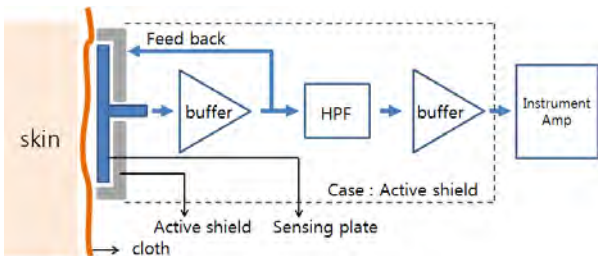


(그림 3) 제작된 심장활동 측정 모듈

표준사지 유도도를 위한 쌍극유도는 왼발과 오른발을 기준으로 생체 전위차를 측정하였으며 오른 다리 구동 회로는 오른발 발꿈치 부분의 전극패드를 사용하였다.

2.2 체중계에 장착된 심장활동 측정 모듈

금속 전극 및 신호 입력단의 블록 다이어그램 구성은 (그림 4)와 같으며, 신호 측정을 위한 센싱전극판(sensing plate)에서 받은 신호를 고역통과필터(high pass filter) (cut-off frequency : 0.72Hz)를 통과 시킨 후, 신호 버퍼(voltage follower)를 거쳐 심전도 측정 IC로 입력 되도록 설계하였다.



(그림 4) 금속 표면전극을 위한 블록다이어그램

측정에 필요한 전극패드는 왼발(LL; Left Leg,+), 오른발(RL: Right Leg,-), 오른다리(Right Leg-Driven: RLD)으로 총 3개의 전극으로 측정하였다. 여기서 LL과 RL 전극은 표면 금속 전극을 사용하였고, RLD 전극은 입력 전극이 아닌 사람 몸으로 Feedback 되는 출력 전극으로 LL, RA 전극과는 달리 별도 회로 없이 오른발 발꿈치 부분의 전극을 사용하였다. 최종 시스템의 구성은 (그림 5)와 같이 구성 되었으며 표준 심전도 신호와의 비교를 위해 Biopac(MP150 BIOPAC System Inc. CA. USA)의 무선 심전계를 사용하여 표준양극사지유도법 중 Lead II 방법으로 기준 신호(비교 신호)를 측정하였다.

2.3 필터의 설계

일반적으로는 디지털 저역통과필터나 이동평균필터를 많이 사용하지만, 이러한 필터들은 심전도 신호의 피크(peak)성분도 감쇄시킨다는 단점이 있다. 본 연구에서는 사용한 Savitzky-golay filter는 원 신호에서 노이즈 성분은 제거하며 피크성분을 복원하기 때문에 저역통과 필터와 이동평균 필터가 갖는 평활화(flattening)와 확장(widening)의 단점을 보완하였다[5].

일반 등간격 샘플 데이터 $f_n(n=1, \dots, M)$ 은 식(2)과 같은 필터 형식으로 나타낼 수 있다.

$$h_k = \sum_{j=-n_L}^{n_R} c_j f_{k+j} \quad (2)$$

n_L 은 k번째 데이터를 중심으로의 좌측 샘플 수, n_R 은 우측의 샘플 수를 의미한다. c_n 은 필터 계수로 신호의 특징을 잘 보존 하면서 잡음을 제거할 수 있는 Savitzky-golay filter의 계수를 찾아야 한다. 이를 위하여, 주어진 샘플 (n_L+n_R+1) 에서, k번째 샘플을 중심으로 선형회귀다항식(linear regression of a polynomial)의 계수가 되는 c_n 을 찾아, $1 \sim M$ 샘플들을 모두 이 다항식으로 평가하는 것이다. 선형회귀다항식은 식(3)과 같으며 $-n_L \leq j \leq n_R$ 에서 f_{k+j} 에 대한 선형회귀다항식의 계산을 배열형태로 표현하면 식(4)과 같이 표현할 수 있다.

$$p(x) = a_0 + a_1(x - x_k) + a_2(x - x_k)^2 + \dots + a_m(x - x_k)^m \quad (3)$$

$$\vec{A} \cdot \vec{a} = \begin{pmatrix} 1 & (x_{k-n_L} - x_k) & (x_{k-n_L} - x_k)^2 & \dots & (x_{k-n_L} - x_k)^m \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & (x_{k-1} - x_k) & (x_{k-1} - x_k)^2 & \dots & (x_{k-1} - x_k)^m \\ 1 & 0 & 0 & \dots & 0 \\ 1 & (x_{k+1} - x_k) & (x_{k+1} - x_k)^2 & \dots & (x_{k+1} - x_k)^m \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 1 & (x_{k+n_R} - x_k) & (x_{k+n_R} - x_k)^2 & \dots & (x_{k+n_R} - x_k)^m \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_0 \\ a_1 \\ a_2 \\ \vdots \\ a_m \end{pmatrix}$$

$$= \begin{pmatrix} f_{k-n_L} \\ \vdots \\ f_{k-1} \\ f_k \\ f_{k+1} \\ \vdots \\ f_{k+n_R} \end{pmatrix} \equiv \vec{f} \quad (4)$$

m차 선형회귀다항식의 계수 \vec{a} 의 전체가 아닌 $p(x_k) = a_0$ 인 첫 번째 행(0th Row)만 필요하게 되고 식 (5)로 표현 가능하다.

$$p(x_k) = a_0 = [(\vec{A} \cdot A)^{-1} \cdot (\vec{A}^T \cdot \vec{f})]_{(row0)} \quad (5)$$

$$= \sum_{j=1}^{m+1} [(\vec{A} \cdot A)^{-1}]_{0j} [\vec{A} \cdot \vec{f}]_j$$

$$= \sum_{j=1}^{m+1} [(\vec{A} \cdot A)^{-1}]_{0j} \sum_{k=1}^{m+1} [\vec{A}]_{jk} [\vec{f}]_k$$

식 4의 관점을 바꿔 선형회귀다항식의 계수 c_n 은 샘플 데이터 벡터 \vec{f} 를 단위 벡터 e_n 으로 대치하였을 때의 계수 a_0 와 같다 따라서 식 (6)와 같이 계산될 수 있다.

$$c_n = \sum_{j=1}^{m+1} [(\vec{A}^T \cdot A)^{-1}]_{0j} \sum_{k=1}^{m+1} [\vec{A}^T]_{jk} [e_n]_k \quad (6)$$

$$= \sum_{j=1}^{m+1} [(\vec{A}^T \cdot A)^{-1}]_{0j} \vec{A}_{nj}$$

최종적으로 식 (6)을 이용하여 계수들을 계산하여 식 (2)와 같은 형태로 계산해주면 된다.

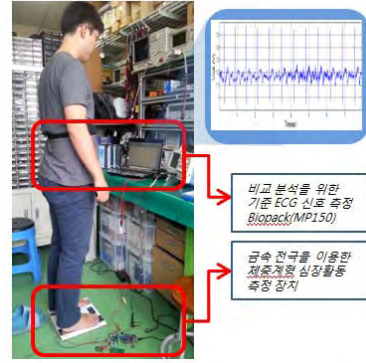
2.4 실험 및 방법

실험을 위한 대상은 심장병력이 없는 5명의 피험자가 참여 하였으며 추가적으로 적응필터의 성능을 확인 하기 위해 인위적으로 노이즈(동잡음)를 발생시켜 신호를 반복 측정하여 분석하였다.(그림 5) 본 실험에서의 입력 $x(n)$ 은 동상신호이며, 요구하는 신호 $d(n)$ 은 동잡음이 섞인 ECG 신호이다. $x(n)$ 과 $d(n)$ 을 통해 얻은 출력값 $y(n)$ 은 원신호에서 없애고자 하는 노이즈 성분이다.

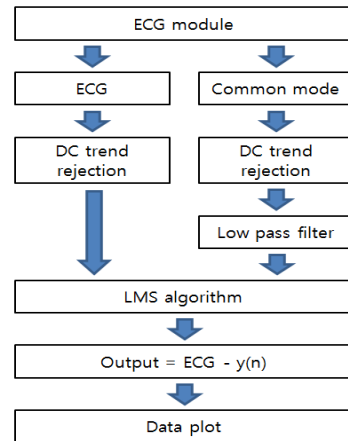
따라서 최종 ECG 신호는 동잡음으로 인한 baseline wandering 현상을 제거한 신호로 수식은 다음과 같다.

$$\text{Output ECG data} = \text{ECG data} - y(n) \quad (7)$$

LMS 알고리즘 적용을 위해 (그림 6)와 같은 과정이 수행되었다. LMS 알고리즘 적용 전 각각의 신호에서 DC 성분을 제거하였고, common mode의 경우는 low pass filter를 거쳐 LMS알고리즘에 적용시켰다. 그리고 앞서나온 수식 (7)과 같이 ECG 데이터에서 $y(n)$ 을 빼서 최종 Output을 얻었다.



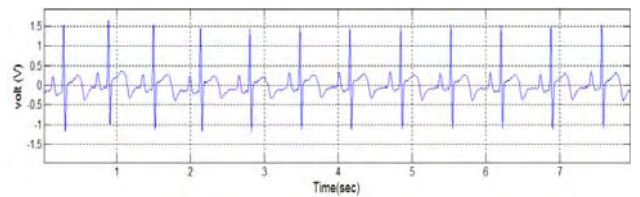
(그림 5) 신호의 측정을 위한 실험 환경



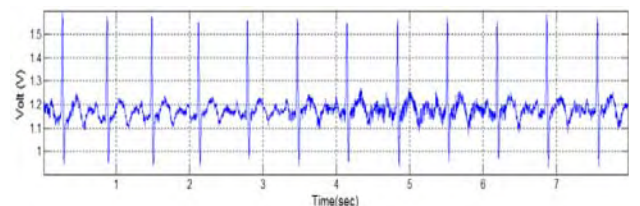
(그림 6) LMS 알고리즘을 적용한 데이터 처리과정

2.5 결과

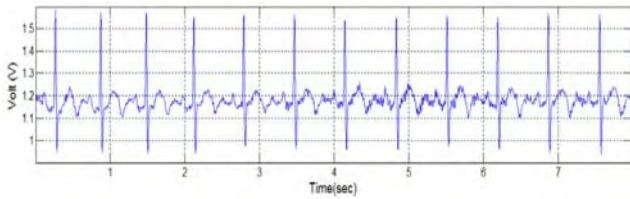
실험 결과 금속 전극을 사용한 체중계형 심전계를 이용하여 측정된 ECG 신호는 (그림 7)의 (b)로 측정되었다. 기저선의 큰 변화는 보이지 않지만 외부 노이즈가 신호에 실려 있는 것을 확인 할 수 있다. (그림 7)의 (c) 신호는 Savitzky-golay filter를 적용하여 피크 전압의 감쇄 없이 고주파 노이즈가 상쇄 되어 나타나는 것을 볼 수 있다.



(a)기준신호(Biopac) 심전계로 측정된 ECG



(b)금속 전극의 체중계형 심전계로 측정된 ECG



(c) Savitzky-golay filter를 적용한 체중계형 심전계 ECG (그림 7) 기준 신호와 측정신호의 비교 및 필터를 사용한 결과

최종 출력 신호의 R-Peak 검출에 따른 심박수를 민감도 (Sensitivity)로 나타내었다.(표 1) 민감도(Sensitivity)는 아래의 식(8)에 따라 계산하였으며 입력 신호는 필터링을 거친 체중계형 심전계 ECG 신호를 사용하였다.

$$Sensitivity = \frac{TP}{TP + FN} \times 100 \quad (8)$$

<표 1> 심박 신호의 검출

시험자	TP	FN	Sensitivity(%)
1	75	2	97.4
2	84	3	96.5
3	67	1	98.5
4	87	4	95.6
5	80	2	97.5
평균	78.6	2.4	97.1

3. 결론

본 논문에서는 기존의 심전도 측정회로를 체중계에 적용하기 위해 바이폴라 급속 전극을 사용하여 입력임피던스를 최적화 하고 심장활동 신호의 유의성을 판단하기 위해 표준 심전도 신호와 동시에 심장활동을 측정하여 이를 비교 분석하였다. 제안한 급속전극을 사용하기 위해 AC-Coupling 회로와 필터를 이용하여 호흡잡음과 전원잡음을 제거 하였으며 동상신호를 이용해 SNR을 높이고 Savitzky-golay filter를 적용하여 ECG신호의 동잡음 노이즈를 제거하여 최종 신호를 검출하였다. 체중계에서 측정된 심전도 데이터는 신호처리를 과정 및 동상모드 LMS 적용기법을 통해 보다 안정된 심전도 신호를 얻을 수 있었다. 결과적으로 R-Peak 검출을 통한 심박수 측정으로 발바닥 표면에서도 기존 심전도 파형을 찾고 이를 신호처리를 통해 생체 신호로 활용할 수 있음을 볼 수 있었다.

실험 과정에서 호흡으로 인한 기저선 변동, 근전위의 증가 또는 땀이나 수분으로 인해 전극과 피부와의 접촉력이 약화되어 발생하는 임피던스의 불균형으로 인해 다소 불안정한 신호가 출력되는 현상이 발생하였다. 따라서 일상생활에서 발생할 수 있는 동잡음을 최소화하기 위해 급속 패드의 접지 면을 최적화 하고 생체 신호 처리 기법을 이용하여 필터 수행 능력을 보강하여 측정 실험을 수행하면 더욱 신뢰성 있는 심전도 신호를 측정, 비교 분석 할 수 있을 사료된다. 또한 체중계에서 보다 신뢰성 있는 심장활동 모니터링 기능을 수행하기 위해서는 다양한 생체 신호

처리 기법을 적용하여 외부 잡음을 최소화 시키고 실제 임상 실험을 통해 많은 데이터를 수집하여 통계적인 수치로 환산하여 정규화 된 심전도 데이터베이스를 구축해야 할 것으로 사료된다.[6]

[감사의 글]

본 연구는 미래창조과학부 및 정보통신기술진흥센터의 ICT융합고급인력과정지원사업의 연구결과로 수행되었음 (IITP-2015-H8601-15-1009)

참고문헌

- [1] 지경용 외 14인, “유비쿼터스 시대의 보건의료”, u-Health 서비스와 솔루션, 35p-84p, 2005.
- [2] John G. Webster, “Medical Instrumentation: Application and Design,” Wiley, 1998.
- [3] T. Maruyama, M. Makikawa, “ECG Measurement Using Capacitive Coupling Electrodes for Man-Machine Emotional Communication,” 2007 IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering, pp. 378-383, 2007
- [4] J. Alihanka and K. Vaahtoranta, “A static charge sensitive bed. A new method for recording body movements during sleep,” Electroencephalogr. Clin Neurophysiol., vol. 46, pp. 731-4, 1979.
- [5] Ronald W. Schafer, “What Is a Savitzky-Golay Filter,” IEEE SIGNAL PROCESSING MAGAZINE, pp. 111~117, July 2011
- [6] Willis j. Tompkins, “Biomedical Digital Signal Processing”, Prentice-Hall International, 1993.