

정전 용량성 결합 전극을 이용한 웨어러블 심전도 측정 시스템 설계에 관한 연구

Study of the Wearable Electrocardiogram Measuring System using Capacitive-coupled Electrode

이 재 호* · 이 영 재* · 이 강 휘* · 강 승 진* · 김 경 남* · 박 희 정* · 이 정 환†
(Jae-Ho Lee · Young-Jae Lee · Kang-Hwi Lee · Seng-Jin Kang · Kyeong-Nam Kim · Hee-Jung Park · Jeong-Whan Lee)

Abstract - In this study, a new type of electrode device is implemented to measure the capacitance energy and interpret it as the ECG (Electrocardiogram) data. The main idea of this new electrode system is to estimate the capacitance on the skin by assembling a capacitive-coupled circuits and translate into the ECG signal. To measure the coupling energy and estimate the aquired data in terms of heart activity, the capacitive-coupled electrode is garmented with fabrics in the form of a chest band or a vest jacket. To compare the ECG data from the capacitive-coupled electrode with the conventional electrode(Ag-AgCl) system, the correlation coefficient between two signals is computed as 0.9517. Thus, we can conclude the fact that capacitive-coupled electrode system can measure a person's heart activity without any contact to his or her skin and can the interpreted as the ECG data

Key Words : : Capacitive-coupled electrode, ECG, Smoothing, Savitzky-Golay filter

1. 서 론

최근 심장 질환의 조기 검진과 예방의 중요성이 중요시 되면서 일상생활에서 개인의 건강을 모니터링 하기 위한 생체신호 모니터링 기술에 대한 연구가 다양하게 진행되어 왔다[1-3]. 이러한 측정 방법을 적용한 시스템들은, 일반적으로 임상에서 이루어지는 간헐적인 건강상태에 대한 측정과는 달리 지속적인 개인의 건강 상태를 모니터링 할 수 있고, 이에 따라 개인의 건강상태의 변화를 장기적인 관점에서 이상 변동을 확인 할 수 있다는 장점이 있다.

그러나, 일반적인 생체신호 모니터링 센서들은 장시간 몸에 부착해야하는데, 현재 일반적으로 생체신호 측정 전극용으로 사용하고 있는 은-염화은(Ag-AgCl) 전극의 경우, 사용자 입장에서 매번 부착해야 하는 점이나, 장시간 부착으로 인한 피부 반응 등, 다소 일상생활에서 사용상의 번거로움이 있다고 알려져 있다[4]. 임상에서 표준으로 사용하는 은-염화은 전극은 지난 수십 년에 걸쳐 인체에 대한 안전성이나 측정 신호의 특성에 대하여 연구 되고 있지만[5-7], 현재까지도, 장시간 부착에 따른 전극 젤의 건조화 현상으로 인한 측정 신호 질의 저하(deterioration), 피부 발진이나 가려움의 문제가 아직도 내재하고 있다. 근래 이러한 단점들을 보완

하기 위해 다양한 건식(dry-type)방식의 전극이나 비접촉식(non-contact) 방식의 전극들이 연구되고 있다[8-1], 아직 상용화까지는 더 많은 연구를 필요로 하고 있다.

이에, 본 연구에서는 기존 전극의 단점을 보완하기 방법으로, 정전 용량성 결합(Capacitive-coupling) 방식의 비접촉식 전극구현에 대하여 제안하고, 이를 이용하여 무구속적이며, 웨어러블(wearable)하면서 간편한 생체신호 모니터링 의복 구현과, 잡음신호에서 원래의 심전도 신호를 복원하는데 필요한 신호처리 알고리즘에 대하여 설명하고자 한다.

2. 웨어러블(Wearable) 생체신호 모니터링 시스템의 설계

2.1 비접촉 생체신호 측정 모듈의 설계

본 연구에서는 정전 용량성 전극의 유의성을 평가하기 위하여, 정전 용량성 전극을 구현 후 최종적으로 의복에 적용하여, 임상심전도 측정법으로 기록된 심전도와 비교평가를 수행하였다. 각각의 모듈은 소형화 작업을 통해 크기를 최소화 하며 불편함 없이 착용 가능하도록 설계하였다.

2.1.1 정전 용량성 결합 전극 설계

정전 용량성 결합이란 캐패시터의 성질중 하나로, 두 전도성 표면 사이에 어떠한 공기를 포함한 어떠한 유전체라도 갖게 되면, 캐패시터로 모델링이 가능하다. 이때 유전체를 사이에 두고 직접적으로 접촉하지 않은 두 전도성 표면에서

† Corresponding Author : Dept. of Biomedical Engineering, Konkuk University, Korea.

E-mail: jwlee95@kku.ac.kr

* Biomedical Engineering, Konkuk University, Korea.

Received : March 11, 2014; Accepted : September 26, 2014

변위전류(displacement current)에 의하여 신호가 전달되는 현상 즉, 독립된 두 공간에서 전자기학적으로 교류 신호가 상호 전달되는 현상을 정전 용량성 결합이라 한다. 그림 1은 피부와 전극 사이의 정전 용량성 결합을 간단하게 나타내었다. 캐패시터의 양 금속판은 용량성 결합 전극의 전극과 피부로 볼 수 있고, 캐패시터의 유전체는 전극과 피부 사이의 의복 및 공기로 볼 수 있다. 이에 따라 피부에서의 생체신호가 전극으로 결합 되는 현상을 이용하여 심전도 신호를 측정하게 된다. 본 논문 에서는 이와 같이 나온 심전도 신호를 정전 용량성 결합 심전도(Capacitive Coupled ECG : CCE)라고 정의한다.



그림 3 구현된 정전용량 결합 전극의 외형 및 크기
Fig. 3 design and size of the capacitive-coupled electrode

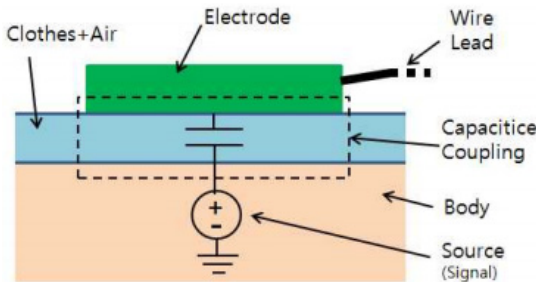


그림 1 정전 용량 결합의 모델링
Fig. 1 modeling of capacitive-coupling

정전용량 결합성 전극 모듈의 전체 블록다이어그램 구성은 그림 2와 같다. 신호 측정을 위한 센싱 전극판(Sensing plate)에서 검출된 신호를 고역통과필터(high pas filter)(cut-of frequency : 0.72Hz)를 통과 시킨 후, 신호 버퍼(voltage follower)를 거쳐 일반 심전도 신호 증폭단에서 받을 수 있도록 설계 되었다.

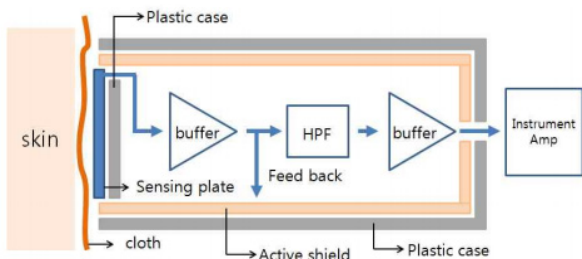


그림 2 전극 내부 블록다이어그램
Fig. 2 A block diagram of the internal electrode

그림 3은 실제 구현된 정전용량성 전극 모듈의 사진으로, 크기는 4 x 4 x 2(cm)정도의 직육면체 의 모양을 하고 있다. 전극의 기본 구조는 검정 플라스틱 재질의 케이스를 사용하였고, 측정판과 쉴드는 두께 0.07 ± 0.01(mm)의 동박테이프(Coper tape)를 사용하였다. 측정판은 뚜껑형태의 플라스틱 뚜껑 바깥쪽에 동박테이프를 붙여 만들었고,

쉴드는 케이스 내부에 동박테이프를 붙여 만들었다. 전극 모듈을 구성하는 모든 케이블은 쉴드 처리가 되어있는 생체 신호 계측용(Conductor Size AWG : 28AWG, Cable Type : Braided Shield, Conductor Material : Coper, Capacitance : 131pF/m)으로 사용하였다.

2.1.2 심전계 모듈의 구현

심전계는 심장의 활동에 의해서 발생하는 생체 전기를 검출하여 기록하는 장치로 그림 4와 같이 구성 되어 있다. 심장 활동으로 일어나는 신호의 대역은 0.1 ~ 20Hz 정도이며, ECG 신호중 가장 큰 R파의 전위 값은 1 mV 정도로 매우 작은 신호인데[13], 이러한 신호를 측정하여 증폭하기 위해서는 입력 임피던스와 동상잡음제거율(Common-Mode Rejection Ratio; CMRR)이 높은 OP-amp와 심전도 신호 주파수 대역에 최적화된 필터 구성이 필요하다.

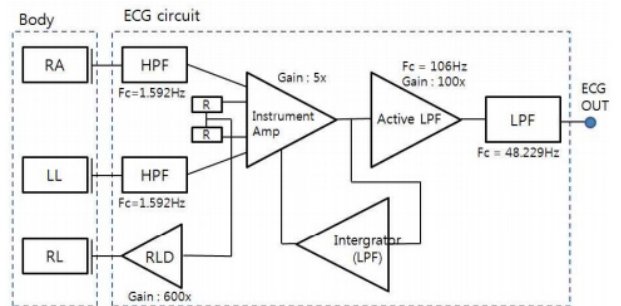


그림 4 심전계 내부 블록다이어그램
Fig. 4 A block diagram of the ECG circuit

심전도 측정 시 움직임에 의한 동잡음이 섞이게 되면 신호의 기저선이 변하면서 신호가 왜곡되어 3.3V 혹은 0V와 같은 바이어스 전압으로 포화되는 현상이 발생하는데, 이러한 현상을 막기 위해 생체신호 입력단에 고역통과필터를 배치하였다. 특히 웨어러블 환경에서의 심전도 측정은 동잡음에 더 취약하기 때문에 일반 심전도보다 차단 주파수를 높게 설정하였다. 본 연구에서는 고역통과 필터의 차단 주파수를 1.592Hz로 설정하였다.

생체신호를 차동 증폭하기 위해 계장 증폭기(Instrument Amplifier)를 적용 했으며, 높은 동상잡음제거율과, 낮은 오프셋 전류(10μV (max), 낮은 오프셋 전류 변이(0.4μV/°C (max) 특성을 가지는 INA326(TI, Precision, Rail-to-Rail I/O INSTRUMENTATION AMPLIFIER)를 채택하여 구현하였다. 또한 단일 전원 구동이 가능하여 배터리 구동 시 회로구성이 간단한 장점이 있다.

최종 출력단의 저대역 통과 필터는 동적 저대역 필터(Active Low Pas Filter)와 수동 저대역 필터(Passive Low

Pass Filter)로 구성된다. 동적 저대역 통과 필터(Active Low Pass Filter)는 낮은 오프셋 전압($5\mu V$ (max)), 과 거의 제로에 가까운 오프셋 전류전이 ($0.05\mu V/^{\circ}C$ (max))를 가지며, 단일 전원 구동의 특성을 갖는 증폭기(OPA235(TI, SINGLE-SUPPLY CMOS OPERATIONAL AMPLIFIERS Zero-Drift Series))를 사용하였고, 주파 대역의 신호를 20배 증폭하도록 하였다.

필터는 고역통과필터와 저역통과필터로 구성되어있으며, 최종적으로 1Hz ~ 40Hz 대역의 심전도를 검출 할 수 있도록 구성하였다.

2.1.2 측정 의복 구성

심전도 측정을 위해 전극 구성을 유도II 방식을 사용했으며, 측정 전극 구성은 그림 5에 나타난 것처럼, 왼발(LL; Left Leg,+), 오른팔(RA: Right Arm,-), 오른다리 구동(Right Leg-Driven: RLD)으로 총 3개의 전극으로 구성되어 측정하였다. 여기서 신호의 입력인 왼팔과 오른팔 전극은 본 연구에서 개발된 전극을 이용하였고, 신호의 출력인 오른다리 구동은 24cm x 21cm 크기의 전도성 직물 시트를 이용하여 오른다리 구동의 정전 용량성 결합을 최대화 할 수 있도록 하였다.

생체신호의 양자화를 위하여 Biopac-150(Biopac systems,

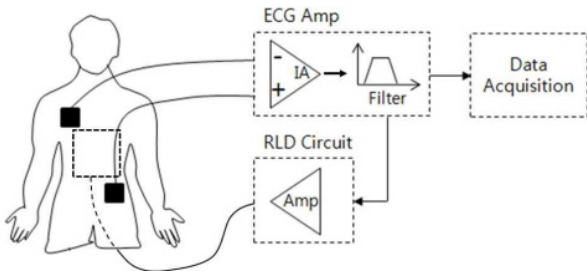


그림 5 측정 전극 구성
Fig. 5 Measuring electrode configuration



그림 6 의복 구조 및 디자인
Fig. 6 Clothing construction and design

Inc, Data Acquisition Hardware)을 이용하여 데이터를 1kHz로 샘플링하여 측정 및 저장을 했으며, 일반 심전도와 비교를 위해 기준 신호로 심전도는 Biopac사의 무선 심전계(BN-RSPEC)를 사용했다.

본 연구에서 제안한 정전용량 결합 전극을 사용하여 심장의 전기적 활동을 보다 안정적으로 검출하기 위해서는 전극 모듈과 신체가 최대한 가깝게 배치되어야 한다. 따라서 입기 편리하면서 타이튼한 구조로 제작 가능한 조끼(vest) 형태로 의복을 적용하였으며, 그림 6은 실험에서 사용한 조끼와 전극의 위치를 보여준다. 조끼는 탄성이 있는 스팅덱스(spandex) 재질로 제작하였으며, 실험은 그림 7과 같이 구성하여 실험하였다.

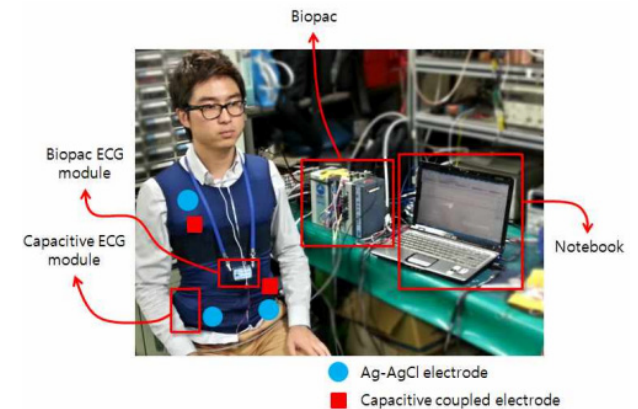


그림 7 ECG와 CCE 계측을 위한 실험 모습
Fig. 7 experiment image for measurement of ECG and CCE

2.2 정전용량 결합 전극 신호의 디지털 신호처리

본 연구에서 제안한 정전용량 결합 전극을 이용하여 측정된 심전도는 동작과 전원 에 의한 노이즈를 포함하고 있다. 이러한 노이즈를 제거하기 위해 아날로그 필터를 사용하지만 완전한 감쇄특성의 한계가 있다. 그래서 데이터 양자화 후 디지털 필터를 이용하여 전원잡음 제거와 평활화(smoothing) 처리를 그림 8과 같이 순차적으로 진행하게 된다.



그림 8 디지털 신호처리 과정
Fig. 8 Digital signal processing sequence

2.2.1 평활화(smoothing)을 위한 SG필터 (Savitzky-golay filter)의 구현

일반적으로는 디지털 저역통과필터나 동평균필터(moving average filter)를 많이 사용하지만, 이러한 필터들은 심전도 신호의 피크(peak)성분도 감쇄시킨다는 단점이 있다. 본 연

구에서 사용한 SG filter는 원 신호에서 노이즈 성분은 제거하며 피크성분을 복원하기 때문에 저역통과 필터와 이동평균 필터가 갖는 평활화(flattening)와 확장(widening)의 단점을 보완하였다[11].

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

$$h_k = \sum_{j=-n_L}^{n_R} c_j f_{k+j} \quad (1)$$

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 SG 필터의 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 ~ M 샘플들을 모두 이 다항식으로 평가하는 것이다. 선형회귀다항식은 식(2)와 같으며 $-n_L \leq j \leq n_R$ 에서 f_{k+j} 에 대한 선형회귀다항식의 계산을 배열형태로 표현하면 식 (3)과 같이 표현할 수 있다.

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

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

$$= \begin{pmatrix} f_{k-n_L} \\ \vdots \\ f_{k-1} \\ f_k \\ f_{k+1} \\ \vdots \\ f_{k+n_R} \end{pmatrix} \equiv \vec{f} \quad (3)$$

m차 선형회귀다항식의 계수 \vec{a} 의 전체가 아닌 $p(x_k) = a_0$ 인 첫 번째 행(0th Row)만 필요하게 되고 식 (4)로 표현 가능하다.

$$p(x_k) = a_0 = [(\vec{A} \cdot \vec{A})^{-1} \cdot (\vec{A}^T \cdot \vec{f})]_{(row 0)} \quad (4)$$

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

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

식 4의 관점을 바꿔 선형회귀다항식의 계수 c_n 은 샘플 데이터 벡터 \vec{f} 를 단위 벡터 e_n 으로 대체하였을 때의 계수 a_0 와 같다 따라서 식 (5)와 같이 계산될 수 있다.

$$c_n = \sum_{j=1}^{m+1} [(\vec{A} \cdot \vec{A})^{-1}]_{0j} \sum_{k=1}^{m+1} [\vec{A}]_{jk} [e_n]_k \quad (5)$$

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

최종적으로 식 (4)을 이용하여 계수들을 계산하여 식 (1)와 같은 형태로 계산해주면 된다.

본 연구에서는 전원잡음과 주변의 잡음을 고려하여 실험적으로 차수를 3, 윈도우 길이를 21로 설정하여 분석하였고, 그림 9는 이때의 SG 필터의 주파수 응답을 나타내고 있다.

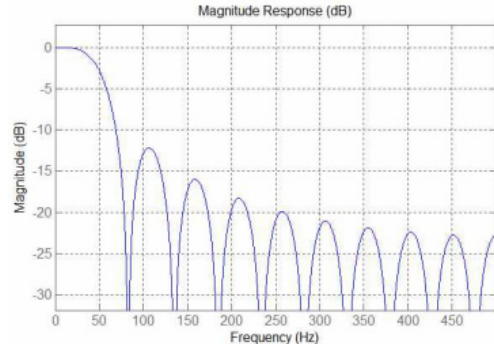


그림 9 SG 필터의 주파수 특성
Fig. 9 frequency characteristics of Savitzky-golay filter

2.2.2 대역 소거 필터

정전용량성 결함으로 측정된 심전도 신호는 60Hz에 취약하기 때문에 디지털 필터를 이용하여 전원 노이즈를 제거할 필요가 있다. 따라서, 본 연구에서는 전원 잡음 필터로서, 1차의 IIR Butter worth 필터 (차단 주파수=59~61Hz)를 대역소거필터(Band-stop filter)로 사용하였다. 필터의 주파수 응답은 다음의 그림 10과 같다.

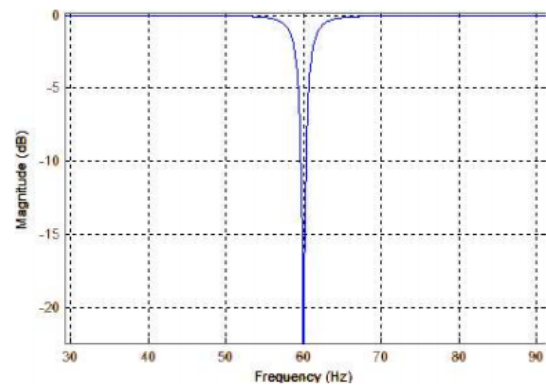


그림 10 대역소거필터의 주파수 특성
Fig. 10 frequency characteristics of Band-stop filter

3. 결 과

대역소거 필터와 SG 필터의 성능 분석을 위해 그림 11과 같이 PR분절(segment)에서의 노이즈 크기와 R과 피크 크기를 이용하여 필터 적용 전후 각각의 신호잡음비 (signal-to-noise ratio; SNR)를 구했다. 본 연구에서 정의한 SNR은 식(6)과 같이 정의하였다[14].

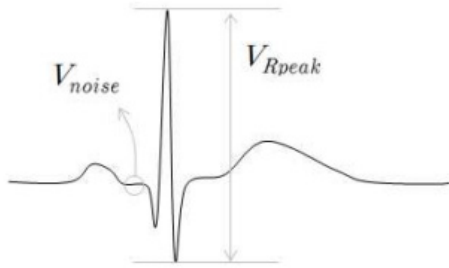


그림 11 대역소거필터의 주파수 특성
 Fig. 11 position of signal source for SNR calculation

$$SNR_{dB} = 20 \log \frac{V_{Rpeak}}{V_{noise}} = 20 \cdot \log(SNR) \quad (6)$$

정전 용량성 결합전극으로 측정된 CCE와의 비교를 위한 임상 ECG는 그림 12와 같이 측정 되었으며, 정전 용량성 결합 전극으로 측정할 가공하지 않은 상태의 CCE 파형은 그림 13과 같다. ECG와 CCE가 심방의 활동을 나타내는 P파와 심실의 전도(탈분극)과 재분극을 나타내는 QRS파 및 T파의 위치에서 비슷한 양상을 가지는 것을 확인 할 수 있다.

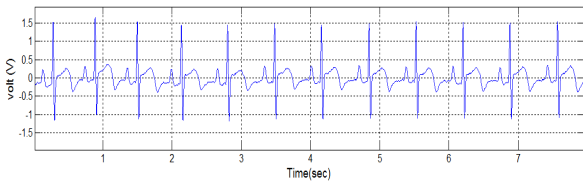


그림 12 biopac으로 측정된 임상 ECG 신호
 Fig. 12 measured ECG by biopa

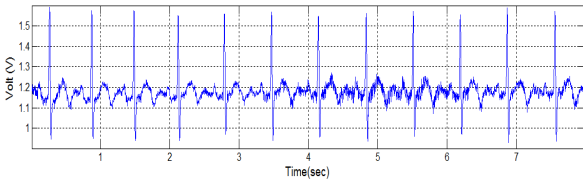


그림 13 정전용량 결합 전극을 이용한 심전도 파형(원 신호)
 Fig. 13 Raw CCE signal

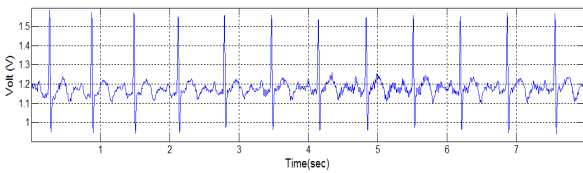


그림 14 SG 필터와 대역소거 필터를 사용한 CCE
 Fig. 14 CCE using Savitzky-golay filter and band-stop filter

정전용량성 결합 전극으로 측정된 CCE와 Ag-AgCl 전극으로 측정된 ECG 각각의 평균 파형을 구하기 위해 SG 필터를 적용하고, PQRST를 성분을 갖는 CCE 10개 세트를 R-peak 기준으로 정렬 후 평균을 측정하여 그림 15에 나타내었다.

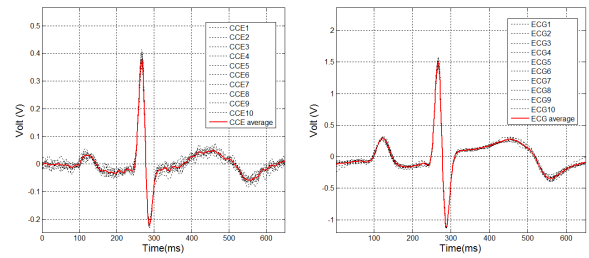


그림 15 CCE(좌)와 ECG(우)의 평균 파형
 Fig. 15 Average signal of CCE(left) and ECG(right)

그림 15에서 구한 평균 파형을 이용하여 그림 16과 같이 R-peak 기준으로 정렬 후 상관관계를 분석 했다. 이때 상관 계수(pearson correlation coefficient)는 0.9517로 높은 상관관계를 보였으며, 실제 체 표면에서 측정된 심전도 신호의 임상적 의미를 CCE파형에서도 유추할 수 있다는 것을 보여준다. 또한 구간별 파형을 각각 비교해 보아도 높은 상관계수를 나타내는데, 저주파 성분의 감쇄로 인한 파형의 축소 현상은 있지만, 파형의 형태가 비슷하기 때문으로 보인다. P파 구간과 T파 구간에서 22~45% 가량 감쇄된 모습을 보였다.

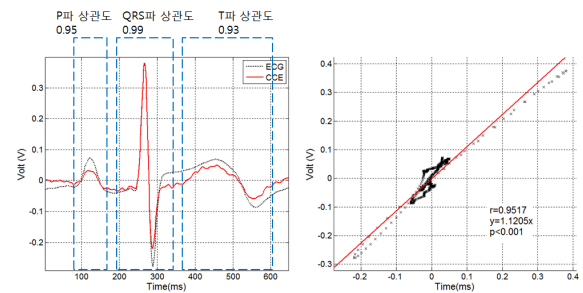


그림 16 ECG와 CCE 비교
 Fig. 16 compare CCE and ECG

3. 결 론

본 연구에서 기존 습식형 전극의 문제점을 보완하기 위하여, 비접촉 측정방식인 정전 용량성 결합전극을 구현하여 심장의 전기활동을 반영하는 생체신호인 심전도를 측정해보았으며, 실험 결과 38dB의 SNR을 가지는 CCE 측정 모듈을 구현하였으며 임상 표준 전극의 구성으로 측정된 ECG와 0.9517의 높은 상관도를 가진다는 것을 확인 할 수 있었다. 그러나 아직까지도 피검자의 움직임과 전극의 밀착 성능 및 외부 잡음으로 인하여 측정된 생체신호에 잡음이 삽입되고, 또한 간헐적으로 전원 잡음이 다소 많이 끼는 경향이 있는데 이를 방지할 최적의 RLD의 면적과 증폭도를 찾거나, 노이즈 제거를 위한 신호를 인체로 피드백 해줄 수 있는 방법을 모색해야 할 것 같다. 추가적으로 사각형 타입의 전극은 센싱관이 측정 표면에 일정하게 붙지 않고 모서리 부분이 뜨는 경향이 있었다. 이점을 보완하기 위해서는 전극을 다각형 또는 원형으로 디자인해야 할 것으로 보인다.

감사의 글

본 연구는 교육부와 한국연구재단의 지역혁신인력양성사업으로 수행된 연구결과임 (No.2012H1B8A2025502)

References

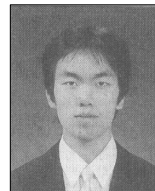
- [1] M. Ishijima, "Monitoring of electrocardiograms in bed without utilizing body surface electrodes," IEEE Trans. Biomed Eng. , vol. 40, p. 593-4, 1993.
- [2] Alihanka and K. Vahtoranta, "A static charge sensitive bed. A new method for recording body movements during slep," Electroencephalogr.Clin Neurophysiol. , vol. 46, p. 731-4, 1979.
- [3] T. Tamura, T. Togawa, M. Ogawa, and M. Yoda, "Fuly automated health monitoring system in the home," Med Eng. Phys., vol. 20, p. 573-9, 1998.
- [4] Ha-Chul Jung, Jin-He Mon, Dong-Hyun Baek, Jae-He Le, Yon-Young Choi, Joung-Sok Hong, "CNT/PDMS Composite Flexible Dry Electrodes for Long-Term ECG Monitoring," IEEE Trans. Biomed Eng. , vol. 59, NO. 5, MAY 2012.
- [5] A. Searle and L. Kirkup, "A direct comparison of wet, dry and insulatingbioelectric recording electrodes," Physiological Measure., vol.21, no. 2, p. 271, 2000.
- [6] E. Huigen, A. Peper, and C. A. Grimbergen, "Investigation into the origin of the noise of surface electrodes," Med. Biological Eng. Comput., vol. 40, no. 3, p. 32 - 38, 2002.
- [7] M. Spach, R. Bar, J. Havstad, and E. Long, "Skin-electrode impedaceand its efect on recording cardiac potentials," Circulation, vol. 34, p. 649 - 656, 1996.
- [8] T. Maruyama, M. Makikawa, "ECG Measurement Using Capacitive Coupling Electrodes for Man-Machine Emotional Communication," 207 IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering, p.378-383, 2007.
- [9] J. Alihanka and K. Vaahtoranta, "A static charge sensitive bed. A new method for recording body movements during slep," Electroencephalogr. Clin Neurophysiol., vol. 46, p. 731-4, 1979.
- [10] T. Tamura, T. Togawa, M. Ogawa, and M. Yoda, "Fuly automated health monitoring system in the home," Med Eng. Phys., vol. 20, p. 573-9, 1998.
- [11] K. Watanabe, T. Watanabe, H. Watanabe, H. Ando, T. Ishikawa, and K. Kobayashi, "Noninvasive measurement of heartbeat, respiration, snoring and body movements of a subject in bed via a pneumatic method," IEEE Trans. BIOMEDICAL ENGINEERING.
- [12] Ronald W. Schafer, "What Is a Savitzky-Golay Filter?," IEEE SIGNAL PROCESSING MAGAZINE, p.11~17, July 201.
- [13] Byungchae Le, Geon Hahm, Youngil Jun, Kwangchol Choi, Keunho Choi, Wonky Kim, Junso Kim, Kisam Jeong, Jeongwhan Le, MyoungHo Le, George wright, David Cochlan, "Development of a 12 Chanel Interpretive Electrocardiograph," The Korean Society of Medical Biological and Enginerig, no.1, p.41-414, 1997.
- [14] G. Clifford, F. Azuaje, P. McShary, "Advanced methods and tols for ECG data analysis," Norwood, 2006

저 자 소 개



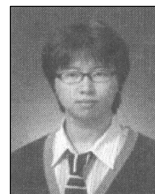
이 재 호(Jae-Ho Lee)

2012년 건국대학교 의학공학부 졸업
 2012년 동대학교 의학공학부 석사
 2014년 ~ 현재 (주)인바디 연구원



이 영 재(Young-Jae Lee)

2008년 건국대학교 의학공학부 졸업
 2010년 동대학원 의학공학부 석사
 2010년 ~ 현재 동대학원 박사과정



이 강 휘(Kang-Hwi Lee)

2007년 건국대학교 의학공학부 졸업
 2009년 동대학원 의학공학부 석사
 2009년 중외메디칼 의료기기 연구원
 2014년~현재 건국대학교 의학공학과 박사과정



강 승 진(Seng-Jin Kang)

2014년 건국대학교 의학공학부 졸업
 2014년 동대학교 의학공학부 석사과정



김 경 남(Kyeung-Nam Kim)

2014년 건국대학교 의학공학부 졸업
2014년 동대학교 의학공학부 석사과정



박 희 정(Hee-Jung Park)

2012년 건국대학교 의학공학부 졸업
2014년 동대학교 의학공학부 석사



이 정 환(Jeong-Whan Lee)

1992년 연세대학교 전기공학과 졸업
1994년 동대학원 석사
2000년 동대학원 박사
2004년~현재 건국대학교 의학공학부 교수