

무구속 전극을 이용한 의자형 심전도 모니터링 시스템의 구현 및 평가

Implementation and Evaluation of Chair-type ECG Monitoring System using Unconstraint Electrode

노윤홍*, 정도운*

Yun-Hong Noh, Do-Un Jeong

요 약

본 연구에서는 현대인들의 일상생활 중 대부분의 시간을 보내는 좌식생활 중에 무구속적으로 장시간 심장활동상태를 모니터링하기 위한 의자형 무구속 심전도 모니터링 시스템을 설계 및 구현하였다. 구현된 시스템은 옷을 입은 상태에서도 측정이 가능하며, 동잡음에도 비교적 강한 장점을 가진다. 이를 위하여 의자의 등받이 부분에 무구속 전극을 배치하였으며, 미세한 생체신호를 증폭하고, 측정 시 발생 할 수 있는 동잡음 및 기저선의 변화, 상용전원에 의한 전원잡음을 제거하기 위하여 증폭기 및 필터를 설계하였다. 또한 제어부와 무선전송부를 구현하여 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하고 생체신호를 PC와 스마트폰으로 전송함으로써 일상생활 중 지속적인 심장활동 상태의 모니터링이 가능하다. 구현된 시스템의 성능을 평가하기 위하여 Ag/AgCl 전극을 사용한 시스템과 비교 실험을 수행하였으며, 실험 결과 구현된 시스템의 무구속적으로 심장활동 상태 모니터링이 가능함을 확인하였다.

ABSTRACT

In this study, we implemented an unconstraint ECG monitoring system on a chair. Nowadays, modern people spend most of their time sitting on the chair. Therefore, it is necessary to have an unconstraint ECG monitoring system that can be used for a long time. The implemented system can perform measurement even with clothes on and it has great advantage on motion artifacts. A pair of unconstraint electrodes are placed on the back of the chair. Amplifier and filters are designed to remove motion artifacts, The baseline noise and power line noise are filtered and very low level of bio-signal is amplified to give a final measurement. Control unit and wireless transmission unit are implemented. Analog signal is converted into digital signal and transmits biological signal to the PC and the smart phone. Therefore continuous ECG monitoring in daily life is made possible. A comparison experiment between Ag / AgCl electrode and unconstraint electrode is conducted to evaluate the performance of the implemented system. As a result, we confirm our unconstraint system can be used for daily life ECG monitoring.

Keywords : *Smart-phone, ECG, Unconstrained Electrode, Chair-type, Realtime Monitoring*

I. 서 론

건강관리는 질병을 극복하기 위해 적절한 치료조치를 행하는 것과 항상 건강한 상태를 유지하기 위하여 지속적인 예방조치를 취하는 것으로 구분할 수 있다[1]. 이와 같은 이유로 현대 의료서비스에 대한 관심이 병원 치료 중심에서 예방 및 건강관리로 전환되고 있다. 이러한 의료서비스의 패러다

임의 변화로 인해 의료기술과 IT기술을 융합하여 시간과 장소에 구애받지 않고 지속적인 건강관리서비스를 수행할 수 있는 헬스케어 서비스가 부각되고 있다[1,2].

이를 위하여 일상생활 속에서 보다 편리하고 간편하게 생체신호를 모니터링하여 건강관리를 수행하기 위한 기술이 꾸준히 발전해 왔다. 특히, 심전도(electrocardiography, ECG)는 만성질환 중 하나인 심장질환의 진단에 있어 중요한 역할을 하는 생체신호로서, 심장질환에 대처하기 위한 방법으로 지속적인 심전도의 계측을 통해 건강상태를 모니터링 및 관리하는 것이 중요한 것으로 알려져 왔다. 기존에는 심전도 신호 모니터링의 필요성에 따라 24시간 이상 측정이 가능한 홀터(hoter)를 사용해 왔으나, 일상생활 중에 사용하기에는 어려움이 존재함으로써 착용의 편리성 및 휴대성을 확보하기 위한 연구들이 진행되었다.

* 동서대학교

투고 일자 : 2015.3.30

수정완료일자 : 2015.4.2

게재확정일자 : 2015. 5 .1

※ 본 논문은 동서대학교 유비쿼터스 어플라이언스 지역혁신센터(RIC) 및 2014년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업(No. 2013R1A1A2011905)으로 인한 결과물임을 밝힙니다.

기존의 연구에서는 주로 Ag/AgCl 전극을 몸에 부착하고 계측시스템의 소형화를 통한 착용형 시스템에 관한 연구가 진행되었으나[3], 필수적으로 Lead선을 사용해야 되는 한계가 존재한다. 이를 개선하기 위하여 패치형 또는 부착형의 계측시스템에 관한 연구가 진행되었으나[4], 이 또한 부착에 따른 불편함을 감수해야 된다. 따라서 최근에는 무구속적으로 심전도 또는 유사한 형태의 심장활동상태를 나타내는 생체신호를 계측하기 위한 연구가 진행되었다. 특히 심장의 탄도를 측정하기 위하여 무구속적으로 측정이 가능한 심탄도(ballistocardiography, BCG)는 전극을 몸에 부착할 필요가 없이 간편하게 건강정보의 모니터링이 가능하다. 이러한 심탄도를 측정하기 위하여 EMFi(electro mechanical film)센서, 로드셀(loadcell) 등 다양한 센서들을 의재[5]나 침대[6], 변기[7]에 내장하여 일상생활 중에 심탄도를 계측하는 여러 방법들이 연구되었다. 하지만 이러한 방법들은 고품질 생체신호 측정의 어려움으로 인해 실제 일상생활에 사용하기에는 많은 연구가 필요한 실정이다.

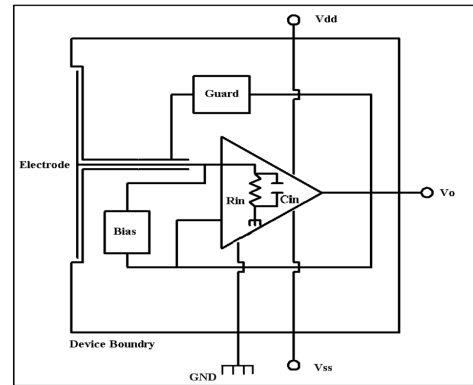
본 연구에서는 현대인들의 일상생활 중 대부분의 시간을 보내는 좌식생활 중에 무구속, 무자각 상태에서 장시간 심장활동상태를 모니터링하기 위한 의자형 무구속 심전도 모니터링 시스템을 설계 및 구현하였다. 구현된 시스템은 옷을 입은 상태에서도 측정이 가능하며, 동잡음에도 비교적 강한 장점을 가진다. 이를 위하여 의자의 등받이 부분에 무구속 전극을 배치하였으며, 미세한 생체신호를 증폭하고, 측정 시 발생할 수 있는 동잡음 및 기저선의 변화, 상용전원에 의한 전원잡음을 제거하기 위하여 증폭기 및 필터를 설계하였다. 또한 제어부와 무선전송부를 구현하여 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하고 생체신호를 PC와 스마트폰으로 전송함으로써 일상생활 중 지속적인 심장활동 상태의 모니터링이 가능하다.

II. 시스템 구현

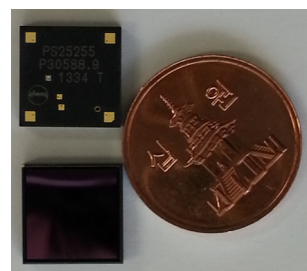
2.1 무구속 심전도 계측 센서

일반적으로 심전도를 측정하기 위해 주로 사용하는 전극으로는 몸에 부착하는 Ag/AgCl 전극을 사용한다. Ag/AgCl 전극은 비교적 신호가 정확하고, 낮은 동작 잡음과 높은 안정성 때문에 보통 널리 쓰이고 있다. 하지만 Ag/AgCl 전극은 전도성 젤을 이용해서 피부에 직접 부착하여 측정하기 때문에 옷을 입고 생활하는 일상생활 중에 사용하기 번거로울 뿐만 아니라 장시간 부착 시 피부에 문제가 생길 수 있어 일상생활 중 지속적인 모니터링을 수행하기에는 적합하지 않다.

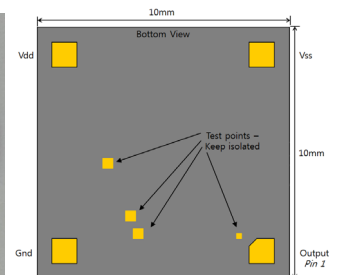
본 연구에서는 피실험자의 옷 위에서도 피부와 직접적인 접촉 없이 무구속으로 심전도 측정을 위하여 Plessey Semiconductors사에서 개발한 무구속 전극(PS25255, Plessey Semiconductors., British)을 사용하였다.



(a) internal circuit of unconstraint electrode



(b) unconstraint electrode



(c) pin assignment for the unconstraint electrode

그림 1. 무구속 전극(PS25255)

Fig. 1. Unconstraint electrode(PS25255)

무구속 전극을 이용한 무구속 심전도 측정의 원리는 커패시터의 성질중 하나인 용량성 결합(capacitive coupling)으로, 두 전도성 표면(피부와 전극) 사이에 어떠한 유전체를 갖게 되면, 커패시터로 모델링이 가능한데, 이때 유전체를 사이에 두고 닿지 않는 두 전도성 표면에서 신호가 변위전류(displacement current)에 의하여 전달되는 현상이다. 즉, 독립된 공간에서 전·자기적(electromagnetic)으로 교류신호가 상호 전달되는 현상을 말한다[8]. 본 연구에서 사용된 무구속 전극을 그림 1에 나타내었으며, 특성을 표 1에 나타내었다.

표 1. 무구속 전극의 특성

Table 1. Electrical characteristics of unconstraint electrode

Characteristics	Value	Unit
Supply voltage	$\pm 2.4 \sim \pm 5.5$	V
Supply current	1.4	mA
Effective input resistance	20	G Ω
Effective input capacitance	15	pF
Voltage Gain	10	Av
Coupling capacitance	250	pF
Lower -3dB point	0.20	Hz
Upper -3dB point	20.0	kHz

무구속 심전도 계측 센서로부터 검출된 신호에서 심전도 신호를 추출하기 위한 회로를 설계 및 구현하였다. 먼저, 수 mV의 미세한 신호를 증폭하기 위하여 계측용증폭기(INA333, Burr Brown Co., USA)로 구성된 전치증폭부를 구성하였다. 이 계측용증폭기는 저전력, 최대 50uA의 낮은 오프셋 전압, 최대 5nA의 낮은 입력 바이어스 전류, 110dB의 CMRR(common mode rejection ratio), 입력단에 ± 40V 고전압 보호회로를 내장하고 있어 생체신호 계측용으로 적합하다. 또한 전극으로부터 유도된 기준전극(reference electrode ; -단자)과 활동전극(active electrode; + 단자)의 공통모드잡음(common mode noise)을 반전시킨 후, 접지인가를 통해 신체의 전위를 바꾸어 주는, 오른다리 구동회로의 액티브 그라운드(active ground)를 이용해 공통모드 잡음성분을 효과적으로 제거 하였다[9]. 또한, 계측용 증폭기에 포함된 상용전원에 의한 전원잡음을 제거하기 위해 60Hz의 차단주파수를 갖는 Twin-T notch filter를 설계하였다. 그리고 동잡음에 의한 기저선 변화 및 저주파 성분의 잡음을 제거하기 위해 0.05Hz의 2차 버터워즈 고역통과필터를 사용하였고, 미세한 신호를 증폭하기 위한 증폭회로와 고주파 잡음의 제거를 위해서 4차의 버터워즈 저역통과필터를 회로에 구성하였다.

위와 같은 필터를 통해 0.05 ~ 35Hz의 헬스케어 모니터링용 심전도 신호를 검출하였으며, 그림 2에는 심전도 계측 시스템의 구성도를 나타내었고, 표 2에는 계측 회로의 특성을 나타내었다.

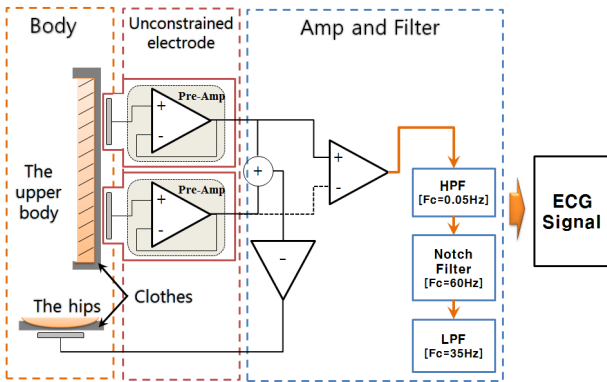


그림 2. 의자형 무구속 심전도 계측 회로의 구성도
Fig .2. Structure of chair-type unconstraint ECG measurement circuit

표 2. 무구속 심전도 계측 회로의 특성
Table 2. Characteristics of unconstraint ECG measurement circuit

Specific	Value
CMRR	110 dB
Gain	× 100
LPF	35 Hz
HPF	0.05 Hz
Twin-T Notch Filter	60 Hz

2.2 시스템 제어부

계측 시스템으로부터 검출된 심전도 신호를 디지털로 변환하여 전송하기 위하여 저 전력의 높은 성능을 낼 수 있는 ATMEL사의 ATmega8L 프로세서를 사용하여 구현하였다. ATmega8L 프로세서는 3.3V의 전압에서도 동작이 가능한 8-bit RISC 구조의 마이크로컨트롤러로써 8K Bytes 프로그램 메모리와 1K Byte 내부 메모리를 갖고 있다. 또한 6개의 10-bit ADC 채널을 가지고 있고 TQFP 32pin TYPE으로 크기가 매우 작아 초소형 심전도 계측 모듈을 개발하기 적합하다.

본 논문에서는 ADC를 위하여 무구속 심전도 신호를 ADC0 핀에 연결하였다. 아날로그 신호는 0.01ms의 주기로 발생하는 타이머 인터럽트가 발생하고 10bit 분해능을 갖는 ADC를 이용하여 값을 읽어오도록 설계였으며 250Hz의 샘플링을 갖는다. 구현된 시스템 제어부의 구성도를 그림 3에 나타내었다.

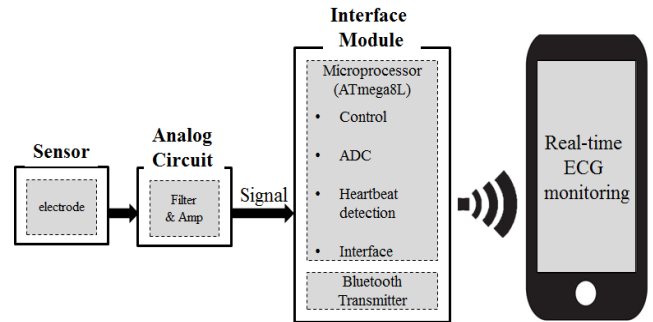


그림 3. 시스템 제어부의 구성도
Fig .3. Structure of control part

또한 시스템 제어부에서는 실시간으로 심박동을 검출하기 위한 심박 검출 알고리즘을 내장하였다. 먼저, 식 (1)의 8포인트 미분을 통해 심전도 계측 회로부에서 제거하지 못한 기저선 잡음 및 근잡음을 제거하였고, P파와 T파를 감소하고 R파의 기울기를 강조하였다.

$$y[n] = \frac{1}{8}(2x[n] + x[n-1] - x[n-3] - 2x[n-4]) \quad (1)$$

다음으로, 미분한 신호에서 QRS성분의 증폭 및 양의 수로 만들기 위해 심전도 신호를 제공한다. 강조된 QRS파에서 R파를 추출하기 위하여 아래 식을 통해 이동 평균 필터를 적용한다.

$$y[n] = \frac{1}{21} \left(\sum_{k=-10}^{10} x[n+k] \right) \quad (2)$$

앞의 과정을 통해 특징점이 강조된 신호에서 심박동을 검출하기 위하여 본 연구에서는 가변 문턱치를 적용하였다. 이 방법은 고정된 문턱치 값을 이용해 5개의 R피크 치를 계산하고, 이렇게 측정된 5개의 R피크 치에서 최댓값을 제외한

4개의 데이터 평균의 55%(실험에 따른 최적값)에 해당하는 문턱치 값을 다음 피크검출 문턱치 값으로 설정하였으며, 계산된 가변 문턱치 값을 포함한 5개의 문턱치 값을 반복적으로 계산하였다. 본 연구에서 적용한 가변 문턱치 값의 식은 아래와 같다.

$$Variable\ Th. = \frac{\sum_{t=t-4}^t (Rpeak_t) - Max(Rpeak)}{4} \times 0.55 \quad (3)$$

2.3 무선 전송부

본 연구에서는 MCU를 통해 디지털로 변환된 생체신호를 PC 및 스마트폰으로 전송하기 위하여 WiFi와 블루투스를 사용하였다. 먼저, WiFi모듈은 AP기능이 포함된 WiFi모듈(WIFI-RS232C, 한진데이터, Korea)을 사용하였다. 이 WiFi모듈을 통해 RS-232C를 지원하는 주변기기를 손쉽게 무선랜 네트워크에 접속할 수 있다. 또한 AP와 Adhoc모드를 동시에 지원 가능하며, IEEE802.11b/g를 지원한다. 그리고 블루투스 통신을 위해서 블루투스 모듈(HC-06, 우리디스플레이, Korea)을 사용하였다. 블루투스 모듈은 크기가 매우 작고, 저전력이며, 1,200bps ~ 115,200bps의 빠른 시리얼 통신 속도를 가진 모듈이다. 또한, 뛰어난 범용성을 지닌 2.4GHz 대역을 갖고 있다. 본 연구에서 사용된 Wifi 및 블루투스 모듈의 특성을 표 3에 나타내었다.

표 3. 무선통신 모듈의 특성

Table 3. Characteristics of wireless communication module

Model	HC-06	WIFI-RS232C	Unit
Data rate	1200 ~ 115200		bps
Frequency rage	2.40 ~ 2.48	2.412 ~ 2.484	GHz
Receiving sensitivity	-85	802.11b : -86 802.11g : -71	dB m
Transmit power	+6	802.11b : 18±2 802.11g : 15±1	dB m
Working distance	30	10	m
DC input	3.3 ~ 5	3.3	V
Power consumption (minimum)	40	300	mA

2.3 모니터링부

구현된 시스템에서 계측된 무구속 심전도를 스마트폰이나

PC에서 모니터링하기 위한 그림 4와 같이 모니터링 시스템을 구현하였다. 먼저, 모니터링에 사용된 스마트폰은 삼성에서 제작한 갤럭시 노트2(SHV-E250L)를 사용하였다. 갤럭시 노트2는 블루투스 4.0과 WiFi가 지원되며, 쿼드코어 CPU를 사용하여 초고속으로 데이터 처리가 가능하며, 20GB이상의 가용 내장 메모리 용량과 외장메모리를 사용할 수 있어 생체신호 데이터 저장에 적합하다. 갤럭시 노트2의 안드로이드 버전은 4.4.2이며, 커널 버전은 3.0.31-2029580이다. 계측 모듈에서 전송된 데이터 수신을 위하여 UUID(unique user identifier)를 Serial Port Profile로 설정하고, Android에서 제공하는 Bluetooth API와 WiFi API를 이용하여 계측 모듈의 블루투스모듈과 WiFi모듈에 연결하였다.

수신된 모든 계측 정보는 실시간으로 모니터링이 가능하며 현재 상태를 한눈에 알아볼 수 있도록 그래프로 표현하도록 하였다. 또한 모니터링과 동시에 스마트폰의 내장메모리 또는, 외장메모리에 계측된 생체신호 데이터를 선택하여 저장할 수 있도록 구현하였다. 또한 PC에 연결된 블루투스 및 와이파이 모듈을 통해 데이터를 수신할 수 있고, 수신된 데이터는 스마트폰 어플리케이션과 마찬가지로 실시간으로 그래프로 표현되고 데이터의 저장 및 재생이 가능하도록 프로그램을 구현하였다.

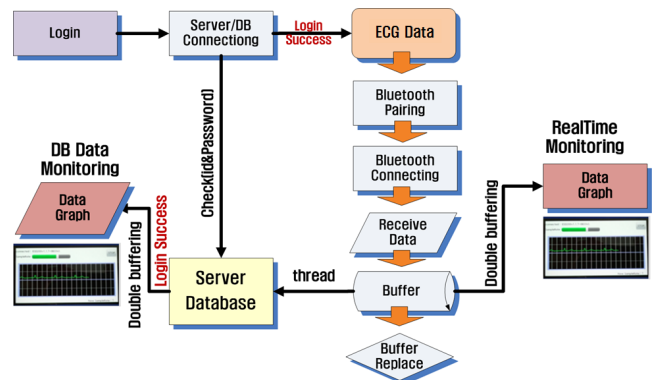


그림 4. 모니터링 시스템의 구성도
Fig. 4. Structure of monitoring system

IV. 실험 및 결과

4.1 시스템 구현결과

본 연구에서는 좌식생활 중에 무구속적으로 심장의 활동 상태를 모니터링 할 수 있는 의자형 무구속 심전도 모니터링 시스템을 구현하였다. 실제 구현된 시스템을 그림 5에 나타내었다. 그리고 계측시스템으로부터 측정된 생체신호를 PC 및 스마트폰에서 실시간으로 모니터링하기 위한 PC프로그램과 스마트폰 어플리케이션을 구현하였으며, 실제 모니터링화면을 그림 6에 나타내었다.

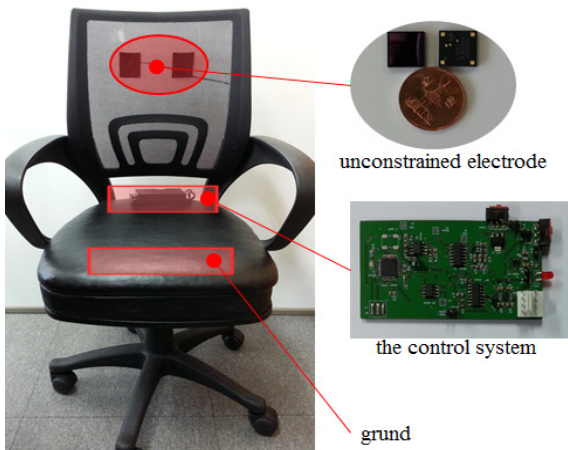
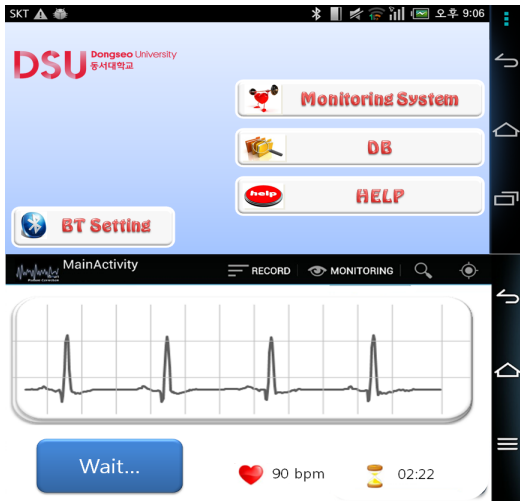


그림 5. 구현된 무구속 심전도 계측 의자
Fig. 5. Implementation results of unconstrained ECG measurement chair



(a) smart-phone monitoring application

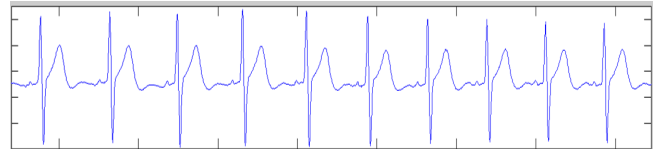


(b) PC monitoring program
그림 6. 모니터링 시스템의 실행결과

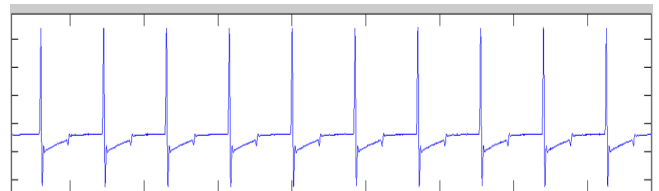
Fig.6. Implementation results of monitoring system

4.2 무구속 심전도 모니터링 시스템의 성능평가

본 연구에서 구현된 무구속 심전도 모니터링 시스템의 성능을 평가하기 위하여 Ag/AgCl전극을 사용한 심전도 계측 시스템과 동시 측정을 통하여, 상관계수(correlation) 및 Bland Altman분석을 수행하였다. 이를 위하여 피검자 5명을 대상으로 동시 계측을 수행하였으며, 그림 7에 계측 결과의 일례를 나타내었으며, 그림 8에 10분 동안의 심박동수 변화를 나타내었다.

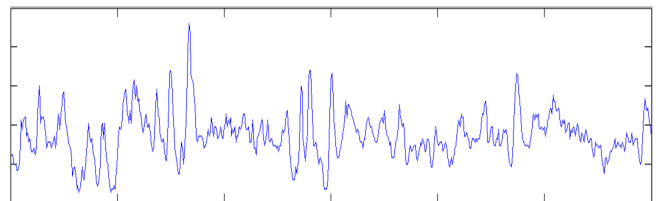


(a) The example of ECG using Ag/AgCl electrode

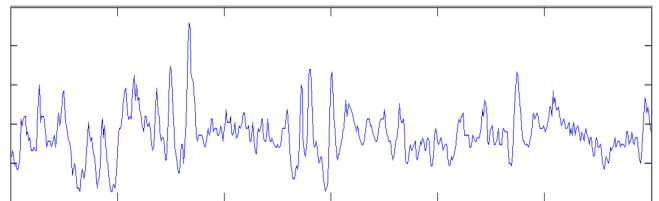


(b) The example of ECG using unconstraint electrode

그림 7. 심전도 및 심탄도 측정 결과 비교
Fig. 7. The comparison of each ECG measurement results



(a) The results of heartrate variability using Ag/AgCl electrode



(b) The results of heartrate variability using unconstrained electrode

그림 8. 심박수 변화 계산 결과 비교
Fig. 8. The comparison of each heartrate variability calculation results

먼저, 상관계수는 Ag/AgCl 전극에서 계측된 심전도와 무구속 전극으로 계측된 심전도의 유사성을 확인하기 위하여 사

용되었으며, 상관계수를 구하기 위한 수식은 식 (4)과 같다.

$$r = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sigma_X \sigma_Y} \quad (4)$$

여기서 r 은 상관계수이며, \bar{X}, \bar{Y} 는 X, Y 의 평균값, σ_X, σ_Y 는 X, Y 의 표준편차를 의미한다. 표 4는 5명의 피실험자의 분석결과를 나타낸 것이다. 실험결과를 살펴보면 무구속 심전도는 Ag/AgCl전극으로 측정된 심전도와 평균 0.96 이상의 높은 상관관계를 가지는 것을 볼 수 있다.

표 4. 전극에 따른 상관계수 분석결과

Table 4. Results of correlation analysis for electrode

Subject	Results of Correlation Analysis
1	0.964
2	0.951
3	0.959
4	0.961
5	0.966
Avg.	0.960

다음으로 성능 평가를 위하여 Bland Altman plot을 수행하였다. Bland Altman plot은 두 가지 측정방법에서 구해진 데이터의 오차를 보다 편리하게 판별하기 위한 그래프로서 가로축은 두 데이터의 평균값을 나타내고 세로축은 두 데이터의 차이를 나타낸 것이다. 그리고 세로축에서 차이의 평균 분포를 보기 위해 일치의 한계범위(limits of agreement)를 계산하는데, 평균±표준편차의 1.96배(mean bias±1.96SD)로 표현한다. 실험결과를 그림 9에 나타내었으며, 높은 유사성을 가지는 것을 확인하였다.

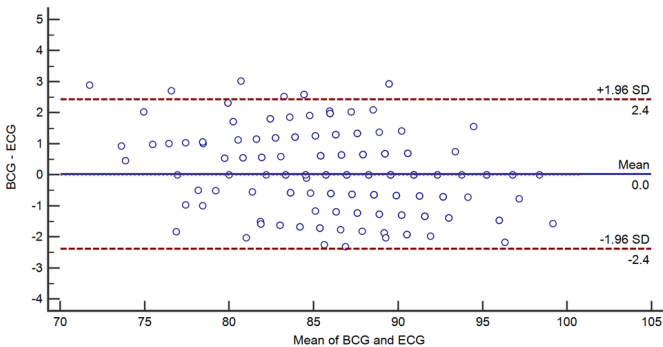


그림 9. 심박동에 대한 Bland Altman 분석 결과.

Fig 9. Results of Bland Altman analysis for heart rate

마지막으로, 피실험자를 대상으로 10분간 동시계측 후 피

크검출 결과를 비교하였다. 이때 피크검출 정확도는 다음과 같은 수식으로 나타낼 수 있다.

$$Accuracy(\%) = \frac{TP}{TP+FP+FN} \times 100 \quad (5)$$

여기서, TP(true positive)는 Ag/AgCl전극을 사용한 심전도로부터 검출된 심박동수를 의미하며, FP(false positive)는 무구속 심전도에서 계산된 심박동수이며, FN(false negative)는 심박동 검출이 누락된 오류를 의미한다. 표 5의 피크검출 결과를 살펴보면, 피크검출 성공률은 평균 96.8으로 나타났다. 이는 본 연구에 의해 구현한 의자형 무구속 심전도 모니터링 시스템이 무구속 건강모니터링에 유용하게 활용될 수 있음을 보여준다.

표 5. Ag/AgCl ECG와 무구속 ECG의 심박수 검출 결과

Table 5. Results of heart rate detection in unconstrained ECG

Subject	T.P (ECG)	Peak (u-ECG)	Error			Accuracy[%]
			F.P	F.N	Total Error	
1	789	792	14	11	25	96.9
2	844	851	15	8	23	97.3
3	729	719	12	15	27	96.4
4	708	718	13	15	28	96.2
5	736	729	12	10	22	97.1
Average						96.8

VI. 결론

본 연구에서는 현대인들의 일상생활 중 대부분의 시간을 보내는 좌식생활 중에 무구속, 무자각 상태에서 장시간 심장활동상태를 모니터링하기 위한 의자형 무구속 심전도 모니터링 시스템을 설계 및 구현하였다. 구현된 시스템은 옷을 입은 상태에서도 측정이 가능하며, 동잠음에도 비교적 강한 장점을 가진다. 이를 위하여 의자의 등받이 부분에 무구속 전극을 배치하였으며, 미세한 생체신호를 증폭하고, 측정 시 발생할 수 있는 동잠음 및 기저선의 변화, 상용전원에 의한 전원잡음을 제거하기 위하여 증폭기 및 필터를 설계하였다. 또한 제어부와 무선전송부를 구현하여 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하고 생체신호를 PC와 스마트폰으로 전송함으로써 일상생활 중 지속적인 심장활동 상태의 모니터링이 가능하다.

구현된 시스템의 성능을 평가하기 위하여 기준이 되는 Ag/AgCl 전극을 사용한 심전도와 동시계측 실험을 수행하였으며, 각 신호 및 검출된 심박동과의 유사성을 확인하기 위한 실험을 수행하였다. 실험결과 높은 상관계수와 유사성을 확인하였으며, 심박동 검출의 유용성을 확인하였다. 따라서 본 연구에 의해 구현한 의자형 무구속 심전도 모니터링 시스템이 무구속 건강모니터링에 유용하게 활용될 수 있음을 보여준다.

향후연구에서는 구현된 시스템을 기반으로 자세에 따른 심장활동상태 및 의복의 소재 특성에 따른 분석에 관한 추가적인 연구를 수행하고자 한다.

참 고 문 헌

[1] 지역별 건강수명의 형평성 분석과 정책과제, 한국보건사회연구원, 2011.

[2] 김창수, “헬스케어 서비스 및 실용화 동향 IoT 활용해다 양한시스템으로시장확대”, electronic science, 2014.

[3] Nemati, Ebrahim, M. Jamal Deen, and Tapas Mondal. “A wireless wearable ECG sensor for long-term applications.” Communications Magazine, IEEE, vol. 50, no. 1, pp.36-43, 2012

[4] Yan, L., Yoo, J., Kim, B., & Yoo, H. J., “A 0.5-V 12-W wirelessly powered patch-type healthcare sensor for wearable body sensor network”, Solid-State Circuits, IEEE Journal of, vol. 45, no. 11, pp.2356-2365, 2010.

[5] A. Arcelus, M. Sardar and A. Mihailidis, “Design of a capacitive ECG sensor for unobtrusive heart rate measurements”, IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference, pp. 407-410, 2013.

[6] S. Junnila, A. Akhbardeh, L. C. Barna, I. Defee, and A. Varri, “A wireless ballistocardiographic chair,” in Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS’06. 28th Annual International Conference of the IEEE, 2006, pp. 5932-5935.

[7] J. Alametsä, E. Rauhala, E. Huupponen, A. Saastamoinen, A. Värri, A. Joutsen, et al., “Automatic detection of spiking events in EMFi sheet during sleep” Medical engineering & physics, vol. 28, pp. 267-275, 2006.

[8] 이재호, 이영재, 임민규, 박희정, 이정환, “이용량성 결합 (Capacitive coupling)을 이용한 비접촉 생체전위 측정 전극 개발”, 대한전기학회, 2013.

[9] B. B. Winter and J. G. Webster, “Driven-right-leg circuit design”, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-30, pp. 62-66, 1983.



노 윤 홍 (Yun-Hong Noh)

2008년 2월 동서대학교 정보네트워크공학과 (공학사)
 2010년 2월 동서대학교 유비쿼터스IT(공학석사)
 2013년 2월 동서대학교 유비쿼터스IT(공학박사)
 2013년 9월-현재 동서대학교 BK21플러스 박사후과정

※주관심분야 : 생체 계측 시스템, 생체신호처리



정 도 운 (Do-Un Jeong)

正會員
 2000년 2월 동서대학교 전자공학(공학사)
 2002년 2월 부산대학교 의공학(공학석사)
 2005년 8월 부산대학교 의공학(공학박사)
 2005년 3월-현재 동서대학교 컴퓨터정보공학부 부교수

※주관심분야 : 생체계측, 신호처리, 헬스케어