

유비쿼터스 헬스 케어 적용을 위한 의자 부착형 무선 심전도 측정 시스템 구현

Implementation of Wireless ECG Measurement System Attaching in Chair for Ubiquitous Health Care Environment

예수영¹, 백승완², 김지철³, 전계록^{3,a}
(Soo-Young Ye¹, Seong-Wan Baik², Jee-Chul Kim³, and Gye-Rok Jeon^{3,a})

Abstract

In this study, ubiquitous health care system attaching in chair to monitor ECG for health care was developed at the unconsciousness state. The system conveniently and simple measured ECG at non-consciousness. We measured the contact impedance to skin-electrode of metal mesh electrodes of the system. Contact impedance enable the electrode to use for ECG measurement. The results are that the impedance of the metal mesh electrodes according to sizes is low when the size is 4 cm². As the result, when the size of the metal mesh electrode is 4 cm², the electrode is fit for ECG measurement. We can acquired by positing the arm on the metal mesh electrode. The ECG signal was detected using a high-input-impedance bio-amplifier, and then passed filter circuitry. The measured signal transmitted to a PC through the bluetooth wireless communication and monitored. Data of the non-constrained ECG system attaching in chair is noise-data when comparing metal mesh electrode with the Ag/Agcl electrode but the data is significant to monitor ECG for check the body state.

Key Words : Ubiquitous health care, Electrocardiogram (ECG), Metal mesh electrode, High-input-impedance bio-amplifier, Non-restrained biotelemetry

1. 서론

유비쿼터스 컴퓨팅기술과 헬스케어의 접목을 통해 언제 어디서나 시간과 장소에 구애받지 않고 지속적으로 건강관리를 할 수 있는 유비쿼터스 헬스케어 기술이 급부상하고 있다. 유비쿼터스 헬스케어의 가장 기본적인 조건은 기존의 의료진단방법과 차별화 하여 일상생활 중 편리하고 지속적으로 건강상태를 모니터링 하는데 있다. 이를 위하여 생체신호 측정 시 무구속 측정 방법이 각광을 받

고 있으며, 이는 비침습적 측정 방법보다 한 단계 진보된 개념으로서 일상생활에 불편이나 장애를 초래하지 않고 건강상태를 모니터링 하는 것이다.

특히, 발병 위험군, 고혈압, 당뇨와 같은 만성적 생활 습관성 질환자의 경우는 의료기관에서 검사를 받을 때 뿐만 아니라, 일상생활 속에서의 생체신호의 변화를 장기적으로 모니터링할 필요가 있다. 이 경우에 비침습적 방법이라 하더라도 전극이나 센서, 측정 데이터의 저장장치를 몸에 달고 생활하는 것은 불편하고 때로는 불가능한 경우가 많다. 따라서 피험자가 측정하고 있는지조차도 의식하지 못하는 무자각 측정과 장기간의 측정에도 불편을 최소화 하는 무구속 측정법이 필요하다. 즉 모니터링의 정확성 보다는 지속적인 모니터링이 요구되는 상황에서 유비쿼터스 헬스케어 기술은 부각될 수 있다[1].

이러한 유비쿼터스 환경에서 건강 상태를 모니

1. 부산대학교 의학전문대학원 BK21 고급의료인력양성사업단
2. 부산대학교 의학전문대학원 마취통증의학교실
3. 부산대학교 의학전문대학원 의공학교실
(부산시 서구 부민동3가 33-5 남경빌딩 3층)
a. Corresponding Author : grjeon@pusan.ac.kr
접수일자 : 2008. 6. 16
1차 심사 : 2008. 7. 3
심사완료 : 2008. 7. 18

터링 하기 위하여 다양한 생체신호계측 방법들이 시도되고 있다. 이러한 방법에는 크게 몸에 부착하는 착용센서 (wearable sensor)의 형태와 주변 사물에 센서를 부착하여 무자각상태에서 생체신호를 계측하는 환경센서 (environmental sensor 혹은 ambient sensor)의 형태로 구분할 수 있다[2,3]. 착용센서 형태의 시스템은 반지, 손목시계, 가슴 띠, 혹은 옷에 생체 신호 모니터링을 위한 센서를 내장하고, 계측된 신호를 유무선 통신방법을 통해 전송하여 지속적인 건강모니터링을 수행하는 방법이다[4].

본 연구에서는 무자각 상태에서 심전도 신호를 계측하여 건강상태를 모니터링하기 위하여 의자 부착형 유비쿼터스 헬스케어용 심전도 계측시스템을 제안하였다. 또한 제안된 심전도 계측 시스템에 사용한 금속망 전극이 심전도 측정을 위한 전극으로 사용 가능한지의 여부 에 대한 타당성을 평가하기 위하여 피부-전극 접촉 임피던스를 측정하였다.

2. 연구 방법

본 연구에서는 편리하게 심전도 신호를 계측하여 건강상태를 모니터링하기 위해 의자 부착형 헬스케어용 심전도 계측시스템을 제안하였다. 일반적으로 심전도 측정 시 사용하는 일회용 은/염화은 전극을 금속망 전극으로 대체함으로써 전극의 짧은 수명과 피부 자극을 배제하였을 뿐만 아니라 전극의 재사용성과 측정의 편리성을 확보하였다. 그리고 금속망 전극으로부터 심전도 신호를 추출하기 위하여 입력 임피던스가 높은 전치증폭부를 구성하였으며, 신호의 필터링과 증폭을 위한 회로를 설계하고 구현하였다. 그리고 측정된 신호의 무선 전송을 위하여 블루투스 통신 모듈을 이용하여 PC 상으로 데이터를 전송하여 심전도 신호의 모니터링이 가능 하도록 시스템을 구성하였다. 본 연구에서 구현된 전체적인 시스템의 개요도는 그림 1과 같다.

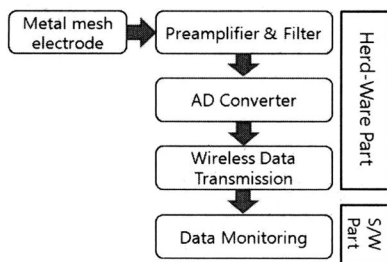


그림 1. 시스템의 전체 개요도.
Fig. 1. Block diagram of the system.

2.1 금속 망 전극(Metal mesh electrode)

심전도 신호를 기록하기 위한 전통적인 방법으로 전도성 젤이 부착된 일회용 은/염화은 전극을 주로 사용하고 있다. 전도성 젤은 전극을 피검자의 피부에 정확하게 고정시키고 피부-전극 접촉 임피던스를 감소시켜 심전도 측정을 용이하게 한다. 일회용 은/염화은 전극은 별도의 사전 준비작업 없이 바로 사용할 수 있으며 사후관리가 필요 없는 장점을 지니고 있으나, 장시간 부착할 경우 땀이나 젤에 의한 화학적 반응에 의해 피부에 자극을 유발하는 단점을 지닌다[5].

1970년대 Ko[6]에 의해 금속전극이 처음 소개된 이후로 전극 내장형 증폭기를[7] 포함하여 다양하게 특화된 심전도 시스템들이 많이 소개되었다. 특히 2000년에 Burkel[8] 등은 금속전극을 이용한 심전도 기록에 적합하고 임상적 목적에 적합한 신호를 제공할 수 있는 소형화되고, 경량이며, 배터리 소모가 적은 저가의 전치증폭기에 대한 연구를 보고하였다. 이후 Scilingo[9]는 은/염화은 전극의 단점을 제거하고 일상생활 속에서 장시간 심전도를 측정하기 위해 의류나 섬유로 된 심전도 전극이나 매우 높은 입력 임피던스를 가지는 전극을 설계하여 옷 위에 전극을 위치시키고 용량성 통로 (capacitive path)를 통해 심전도를 검출[10]하는 등 심전도 전극 시스템에 관한 연구가 많이 이루어져왔다. 그러나 대부분의 전극 시스템들이 각 개인 신체에 따라 전극 시스템을 제작하여야 하는 단점이 있다.

본 연구에서는 이러한 단점을 해결하기 위하여 약 직경 0.1 mm의 스테인레스 재질의 실로 제작한 금속망을 심전도 계측용 전극으로 사용하였다. 전극과 피부사이의 임피던스가 최소가 되면서 심전도 측정이 용이한 전극의 크기를 결정하기 위하여 피부-전극 접촉 임피던스를 측정하여 전극의 크기를 결정하였다. 본 연구에 적용한 금속망형 전극의 사진을 그림 2에 나타내었다.

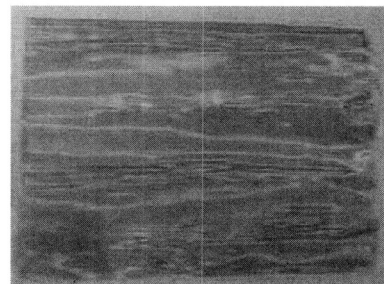


그림 2. 금속망 심전도 전극.
Fig. 2. The metal mesh electrode.

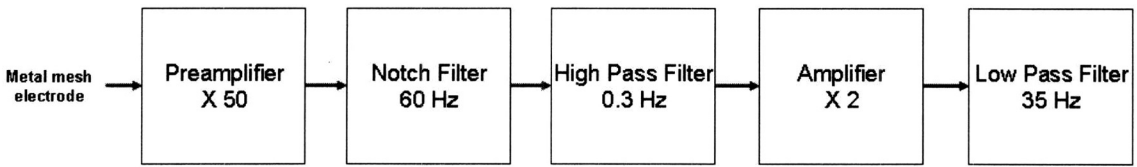


그림 3. 심전도 측정을 위한 전자회로 구성도.

Fig. 3. Block diagram of electronic circuit for ECG measurement.

2.2 전치 증폭 및 필터링(Preamplifier and filter)

피부 표면에서 측정되는 심전도 신호는 피검자에 따라 차이를 보이지만 대개 1mVp-p 정도의 미약한 신호이다. 이 신호에는 순수한 심전도 신호뿐만 아니라 심장 이외의 근육 등의 생체 흥분조직에서 발생하는 신호, 주변 환경의 부유용량을 통한 접촉, 장비 내부에서 발생하는 원하지 않는 신호 등 많은 노이즈 성분이 유입된다. 따라서 증폭기와 필터링 등의 신호 처리과정이 필요하다. 급속망에서 검출한 심전도 신호는 전계효과 트랜지스터(field effect transistor, FET) 타입의 계측용 증폭기를 사용하여 구성하였다.

생체계측용 증폭기 다음에 노치필터를 사용하였다. 고입력 임피던스를 가지는 차동증폭기 특성으로 인해 유도선을 따라 유입되는 60 Hz 동상 신호를 초단부에서 제거하였다. 그리고 베이스라인의 변동을 감소하기 위해 0.3 Hz 고역통과필터를 사용하였다. 또한 35 Hz 저역통과필터를 이용하여 고주파잡음을 제거하여 심전도 파형의 관심 주파수 범위 이외의 노이즈를 제거하였다.

본 연구에 의해 제작된 심전도 신호의 증폭 및 필터부의 구성도를 그림 3에 나타내었다.

2.3 아날로그-디지털 변환(AD converter)

측정된 아날로그 심전도 신호를 컴퓨터에서 분석 가능한 디지털 신호로 변환하기 위하여 A/D 변환부를 구성하였다. 아날로그 심전도 신호를 디지털 신호로 변환하기 위하여 범용으로 사용하고 있는 마이크로프로세서와 주변장치 인터페이스가 내장된 AVR을 사용하였다. 본 연구에서 사용한 AVR은 아날로그-디지털 변환 (AD convertor)과 플래쉬 메모리 (flash memory)가 내장되어 있고 시리얼 통신이 가능하여, 하나의 마이크로프로세서에서 A/D 변환 및 시리얼 통신이 가능하다.

본 연구에 의해 구현된 데이터 획득 시스템은 센서부, A/D 변환부와 무선 통신부로 구성하였다.

이들 중 A/D 변환부는 심전도 계측 시스템에서 획득한 신호를 1,000 samples/sec로 샘플링한 후 10 bit로 양자화 하였으며, 측정 범위는 ±2.5 V로 하였다. 전송은 비동기식 방식으로 3 byte Hex 코드를 초당 19,200 bps 속도로 전송하였다.

구현된 A/D 변환부의 시스템 구성도를 그림 4에 나타내었다.

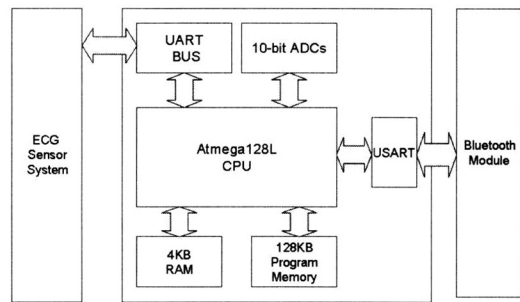


그림 4. 구현된 하드웨어 블록도.

Fig. 4. The implemented hardware converter.

2.4 데이터 무선 전송(Wireless data transmission)

본 연구에서는 AVR에서 A/D 변환된 후 출력되는 신호를 범용 비동기화 송수신기 (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter, UART) 포트를 통해 블루투스 모듈의 시리얼 포트에 전송되고, 이 블루투스 모듈에서 PC에 연결된 블루투스 모듈과 무선 전송을 한다. PC에서는 블루투스 모듈과 시리얼 통신을 통해 데이터를 전송 받는다.

통신부는 PC와 원활한 인터페이스를 위해 블루투스 무선통신 모듈을 이용하여 구성하였다. 본 연구에 적용한 블루투스 모듈(Promi-SD101, 이니티움(주), Korea)을 이용하였다.

2.5 데이터 모니터링(Data monitoring)

심전도 신호 측정 시스템에서 계측된 심전도 파

형은 아날로그-디지털 변환부와 블루투스 무선 통신 모듈을 통해 PC로 전송된다. 전송된 신호는 PC에 디스플레이되고 저장 된다. 본 연구에서 사용한 데이터 획득 소프트웨어는 LabView 7.1을 이용하여 프로그래밍 하였다. 먼저 시리얼 포트의 연결을 설정을 하고 I/O 버퍼 설정부, 데이터 처리부 저장, 신호처리, 디스플레이 (display)부로 구성되어 있다. 초당 전송속도는 19,200 bps로 설정되어 있으나 최대 128,000 bps까지 가능하다. 실제 구현된 프로그램을 그림 5에 각각 나타내었다.

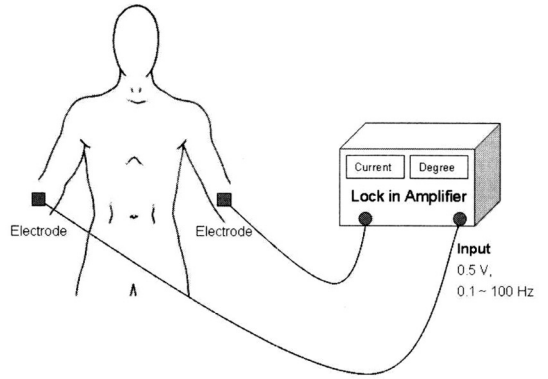


그림 6. 피부-전극 접촉 임피던스 측정 방법.

Fig. 6. The measurement method of the contact impedance between skin and metal mesh electrode.

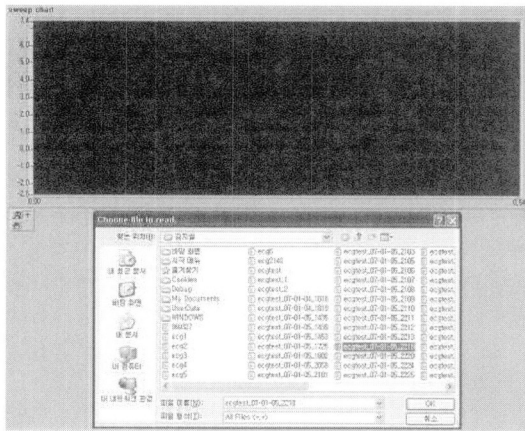


그림 5. PC 프로그램으로 구현한 저장 파일 불러 오기 및 재생.

Fig. 5. File loading and reviewing parts implemented by PC program.

3. 실험 결과

3.1 금속망형 전극의 성능 평가

금속망형 전극을 심전도 전극으로 사용 가능 여·부에 대한 타당성을 평가하기 위하여 피부-전극 접촉 임피던스를 측정하였다. 크기 1 cm², 4 cm²의 금속망과 상용 일회용 은/염화은 전극의 피부-전극 접촉 임피던스의 비교는 그림 6과 같은 방법으로 수행하였다.

피부-전극 접촉 임피던스는 락-인 증폭기 (lock in amplifier, SR830, Stanford Research Systems, U.S.A)을 사용하여 측정하였다. 이를 위하여 기준 전압 0.5 V를 인가하여 0.1~100 Hz의 주파수 변화에 따른 출력 전류를 측정하여 구하였다. 전극은 표준사지 유도법 I (lead I)에 따라 양팔에 부착하

였고, 주파수 마다 5번 측정하여 각각의 평균을 구하였다. 측정 결과 금속망 전극의 면적이 1 cm²인 경우 약 2 MΩ~26 MΩ, 4 cm²인 경우 450 kΩ~7 MΩ로 측정되었고, 상용 은/염화은 전극은 530 kΩ~13 MΩ의 임피던스 변화를 나타내었다. 따라서 측정 주파수 대역이 0.1~100 Hz에서는 금속망의 크기가 4 cm² 일 때 상용 일회용 은/염화은 전극보다 임피던스가 낮게 측정되었다. 그림 7은 심전도의 P파, T파, QRS파의 주파수 대역인 0~35 Hz 사이에서의 각 전극 임피던스를 비교한 것이다.

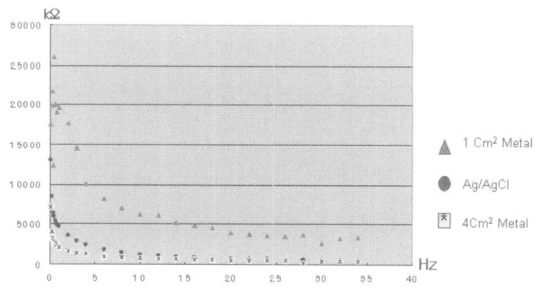


그림 7. 0~35 Hz 주파수 대역에서 금속망 전극과 상용 은/염화은 전극의 피부 임피던스.

Fig. 7. The skin impedance of metal mesh and Ag/AgCl electrode in 0~35 Hz frequency bandwidth.

표 1에서 0~20 Hz 사이에서 크기 4 cm² 금속망이 은/염화은 전극보다 임피던스가 낮아 심전도

신호의 왜곡을 줄일 수 있음을 보여준다. 그림 8는 은/염화은 전극과 4 cm² 금속망 전극을 사용하여 측정 한 심전도 파형을 보여준다.

표 1. 은/염화은 전극과 금속망의 피부-전극 임피던스 측정치 비교.

Table 1. The comparison of measured contact impedance between skin-electrode of metal mesh and Ag/AgCl electrode.

Frequency (Hz)	Impedance(kΩ)		
	1 cm ² Metal Mesh	4 cm ² Metal Mesh	Ag/AgCl
0.1	17,593.24	7,217.09	13,100.44
0.2	19,888.62	4,034.86	8,469.14
0.5	26,068.82	2,561.21	6,021.67
1	19,561.82	2,142.24	4,784.68
5	8,188.66	985.10	1,856.65
10	6,242.19	815.66	1,267.42
15	4,844.96	657.23	893.01
20	4,012.19	552.60	701.09
25	3,497.48	496.48	632.03
30	2,686.72	476.48	525.28
35	3,310.82	471.62	554.36

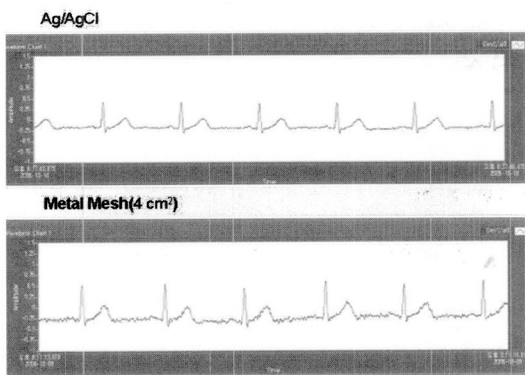


그림 8. 크기 4 cm² 금속망과 은/염화은 전극으로 측정 한 심전도 신호.

Fig. 8. The measured ECG signal by 4 cm² metal mesh and Ag/AgCl electrode.

4 cm² 금속망으로 측정 한 파형에서 전극을 통해 유입되는 노이즈 성분으로 인한 신호 왜곡이 생겼던 것을 알 수 있지만 P파와 QRS파, T파의 구분은 가능한 것을 보여준다.

3.2 시스템 구현 및 데이터 획득

제작된 의자부착형 심전도 전극을 의자에 부착한 사진은 그림 9와 같다.

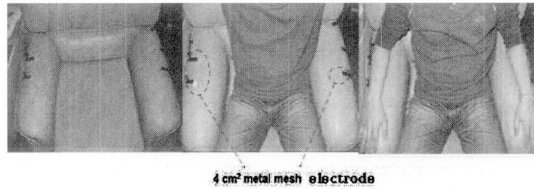


그림 9. 의자부착형 심전도 전극을 의자에 부착한 사진.

Fig. 9. A photography of ECG eletrode attached on a sofa.

심전도 계측을 위한 모듈과 무선 전송 모듈의 사진을 그림 10 나타내었다.

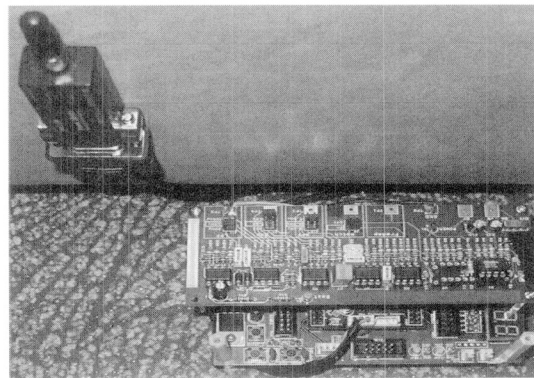


그림 10. 제작된 시스템의 하드웨어부.

Fig. 10. The hardware part of producted system.

4. 결론 및 고찰

본 연구에서는 유비쿼터스 헬스케어 를 위해 일상에서 보다 편리하게 심전도 신호를 계측하여 건

강상태를 모니터링 하는 의자부착형 심전도 계측 시스템을 구현하였다.

무구속의 환경센서의 형태로 심전도 신호를 계측하기 위하여 의자에 금속망 전극을 부착하였다. 크기별 금속망 전극의 임피던스 분석 결과 금속망의 크기가 4 cm² 일때 전극이 상용 은/염화은 전극보다 낮은 임피던스 특성을 보였다. 따라서 금속망의 크기가 4 cm²인 전극이 의자부착형 심전도 신호 측정용 전극으로 사용 가능함을 확인할 수 있었다.

제작된 무구속 의자부착형 심전도 계측 시스템은 피검자가 인식 못하는 상황에서 편리하고 간편하게 심전도 신호를 측정할 수 있었다. 금속망 전극위에 팔을 위치시키므로 일반적으로 사용하는 염화/은 전극보다는 노이즈가 다소 나타나지만 일상생활 중 건강상태를 체크할 수 있는 의미있는 데이터를 얻을 수 있었다.

향후 본 연구의 결과를 토대로 심전도뿐만 아니라 다양한 생체신호를 계측하고 계측된 신호의 무선전송, 신호처리 및 분석 알고리즘에 관한 연구를 지속적으로 수행한다면, 다양한 형태의 유비쿼터스 헬스케어 모니터링 시스템의 개발이 가능할 것으로 사료된다.

감사의 글

본 논문은 과학재단 특정기초 연구과제(R01-2007-000-20260-0)에 의해 지원되는 연구비로 수행하였습니다.

참고 문헌

[1] 지영준, "무구속 생체신호 측정 기술의 현황과 전망", 전자공학회지, 32권, 12호, p. 56, 2005.

[2] 이충희, "생체신호계측 기술 정책", 기술동향 분석보고, 한국과학기술정보연구원, 2003.

[3] G. Troster, "The Agenda of Wearable Healthcare", IMIA Yearbook of Medical Informatics, 2005.

[4] I. Korhonen, J. Parkka, and M. V. Gils, "Health Monitoring in the of the Future", IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, p. 66, 2003.

[5] G. E. Bergey, R. D. Squires, and W. C. Sipple, "Electrocardiogram recording with pastless electrodes", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-18, p. 206, 1971.

[6] W. H. Ko, M. R. Neuman, R. N. Wolfson, and E. T. Yon, "Insulated active electrodes", IEEE Trans. Ind. Elect. Contr. Instrum., Vol. IECI-17, p. 195, 1970.

[7] C. Gondron, E. Siebert, P. Fabry, E. Novakov, and P. Y. Gumery, "Non-polarisable dry electrode based on NASICON ceramic", Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 33, p. 452, 1995.

[8] M. J. Burke and D. T. Gleeson, "A micropower dry-electrode ECG preamplifier", IEEE Trans. BioMed. Eng., Vol. 47, No. 2, p. 155, 2000.

[9] E. P. Scilingo, "Performance evaluation of sensing fabrics for monitoring physiological and biomechanical variables", IEEE Trans, BioMed, Vol. 9, No. 3, 2005.

[10] Y. K. Lim, K. K. Kim, and K. S. Park, "The ECG Measurement through Clothes with Capacitive Electrodes", in 6th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering, 2005.