

원격 건강 모니터링이 가능한 체스트 벨트형 심전도 측정 시스템 구현

노윤홍^{*}· 김세진^{**}· 정완영^{*}· 정도운^{*}

^{*}동서대학교 컴퓨터정보공학부, ^{**}동서대학교 디자인&IT전문대학원

Implementation of the Chest-belt Type ECG monitoring System for Remote Health Monitoring

Yun-Hong Noh^{*}· Se-Jin Kim^{**}· Wan-Young Chung^{*}· Do-Un Jeong^{*}

^{*}Division of Computer information Eng., Dongseo University,

^{**}Graduate School of Design & IT, Dongseo University

E-mail : dujeong@dongseo.ac.kr

요 약

착용형 컴퓨팅을 응용한 건강모니터링 분야는 급격한 성장이 이루어지고 있다. 본 연구의 목적은 유비쿼터스 헬스케어에 위해 착용형 ECG모니터링 시스템을 구현하는 것이다. 본 논문에서는 구현된 프로토타입의 착용형 건강모니터링 시스템의 계측성능, 무선전송, 계측된 ECG신호의 분석 등에 대해 기술하고자 한다. 구현된 하드웨어 시스템은 지그비 통신을 이용하여 무선으로 체스트 벨트타입의 센서에서 PC서버로 전송한다. 그리고 구현된 시스템을 이용하여 ECG 모니터링 테스트를 수행한 결과 원격 모니터링의 가능성을 확인하였다.

ABSTRACT

Wellness monitoring is a growing area that will benefit from the use of wearable computing systems. The purpose of this study is to implement the wearable ECG monitoring system for ubiquitous healthcare. This paper presents a prototype wearable wellness monitoring system capable of measuring, transmitting and analyzing continuous ECG data. The hardware system allows data to be transmitted wirelessly from chest belt type sensors to a server PC using Zigbee. We conducted experiments using the system for ECG monitoring and medical screening tests and present preliminary data and results.

키워드

Healthcare, Ubiquitous, Chest-belt ECG

1. 서 론

정보통신의 비약적인 발전과 더불어 보건의료에 대한 사회적 인식 변화는 의료서비스에 대한 개선 요구로 나타나고 있으며, 정보통신 기술의 결합을 통한 보건의료분야의 새로운 패러다임이 제시되고 있다. 이러한 패러다임은 진료중심의 의료에서 예방중심의 의료로, 질병관리 중심에서 건강관리 중심으로 변화하고 있다. 과거에는 질환을 조기에 진단하여 치료하기 위한 기술이 주류를 이루었으나 최근에는 자신의 건강상태를 수시

로 모니터링 하여 항상 건강한 상태를 유지할 수 있도록 지원을 하는 의료기술에 관심이 집중되고 있다[1].

특히 의료장비와 환자 진단에 있어서 가장 중요한 생체신호로 인식되고 있는 심전도는 심장활동에 관련된 여러 정보를 내포하고 있어 심장 질환이나 진단에 결정적 혹은 중요한 보조적 역할을 할 수 있다. 또한 예고 없이 발생하거나 악화되는 심장 질환은 환자의 생명에 치명적인 위협이 되고 있으며 이를 예방하기 위해 심장질환 보유 환자는 지속적인 건강상태의 모니터링이 필요

하다. 본 연구에서는 기존 병원 중심의 생체신호 계측에서 탈피하여 일상생활 중 편리하게 건강상태를 모니터링하여 지속적인 건강관리를 지원할 수 있는 심전도 모니터링 시스템을 구현하였다. 또한 일상생활 중 활동 간에도 생체신호의 모니터링이 가능하도록 동잡음에 강한 특성을 갖는 시스템을 구현하고자 하였다. 이를 위하여 Chest Belt형 심전도 계측 회로와 무선센서노드를 활용한 계측 및 전송 시스템과 PC에서 데이터를 수신하여 실시간 모니터링이 가능하도록 VisualStudio2005을 이용한 프로그램을 구현하였으며, 프로그램 내부적으로도 HPF 및 LPF를 설계하여 동잡음 및 기타 유입되는 잡음을 최소화하였다. 또한 원격지에서도 실시간 모니터링이 가능하도록 스마트클라이언트를 이용한 웹 모니터링 프로그램을 구현하였다.

II. 본 론

1. 벨트형 심전도 측정 전극

일반적으로 임상에서 심전도를 측정하기 위하여 전도성 젤이 부착된 일회용 은/염화은전극을 많이 사용하고 있다. 왜냐하면 심전도 측정을 위해 별도의 사전 준비작업 없이 접착성이 있는 전극을 신체에 부착함으로써 바로 심전도의 측정이 가능한 장점을 지니고 있기 때문이다. 그러나 장시간 혹은 지속적인 심전도 측정이 요구되는 경우 일회용 전극의 사용은 비경제적이며, 땀이나 젤에 의한 화학적 반응에 의해 피부에 자극을 유발시킬 가능성도 있다. 본 연구에서는 이러한 단점을 해결하기 위하여 재사용이 가능한 금속전극을 적용하였으며, 생체적합성 및 전극성능의 향상을 위하여 황동전극에 은을 도금하여 전극을 제작하였다. 그리고 제작한 전극을 탄력성을 갖는 가슴벨트에 부착함으로써 착용의 편리성을 확보하였으며, 또한 인체의 움직임에 따른 피부표면과 전극사이의 밀착성을 높임으로써 움직임에 따른 동잡음을 최소화 하였다. 본 연구에 의해 구현된 가슴벨트 착용형 심전도 전극시스템을 그림 1에 나타내었다.

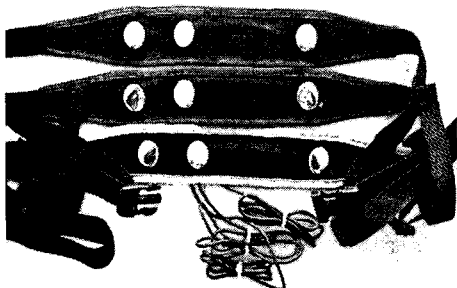


그림 1. 가슴벨트 착용형 심전도 전극시스템.

2. 심전도 측정회로 구현

피부표면에서 측정되는 심전도 신호는 대략 1mV 정도의 미약한 신호이다. 그리고 이 신호는 심전도 신호뿐만 아니라 측정부위의 근육 등의 생체 흥분조직에서 발생하는 신호, 주변 환경의 부유용량을 통한 신호접속, 각종 전자장비에서 발생하는 원하지 않는 신호 등 많은 노이즈 성분을 포함하고 있다. 따라서 미약한 신호를 증폭하면서 원하는 심전도 신호만을 추출하기 위한 심전도 신호처리회로를 설계하였다.

먼저 전지증폭부에서는 114dB의 동상제거비(CMRR)를 지니는 계측용 증폭기(INA326, Texas Instruments Co., USA)를 사용하였다. 계측용 증폭기의 입력임피던스는 약 10^{10} 이며, 단일전원에 의해 동작이 가능한 저전력 증폭기이다. 입력 임피던스가 매우 높은 증폭기를 사용함으로써 피부와 전극사이의 접촉임피던스로부터 유발되는 문제점의 보완이 가능하다. 즉, 계측용 증폭기의 높은 입력 임피던스는 유도선을 따라 유입되는 입력 전류를 감소시켜 전극과 피부사이에서 발생하는 피부 접촉 전압을 감소시키며 전류로 인한 전극의 분극화 현상을 제거할 수 있다. 또한 차동 특성으로 인해 유도선을 따라 유입되는 동상 신호, 즉 전원선과 유도선 사이의 유도결합을 통한 60 Hz 동상 신호를 초반부에서 제거할 수 있는 장점이 있다. 필터부로는 60 Hz 전원잡음을 제거하기 위해 2차의 트윈티(twin-T) 60 Hz 노치 필터를 설계하였고, 필터의 Q값의 가변이 가능하도록 설계하였다. 또한 동잡음의 제거와 기저선 변동을 최소화 하기 위하여 가변이 가능한 고역 통과필터를 설계하였으며, 35 Hz의 차단주파수를 갖는 버트워즈 2차 저역통과필터를 설계하였다. 그리고 심전도 신호의 증폭을 위해 약 1000의 이득을 갖는 다단증폭 회로를 설계하였다. 본 연구에 의해 구현된 심전도 측정회로의 구성도를 그림 2에 나타내었다.

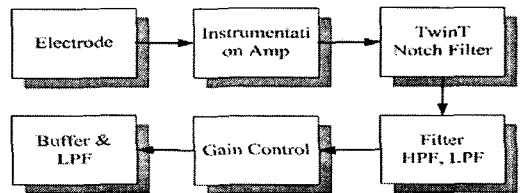


그림 2. 심전도 측정회로의 구성도.

3. 생체신호 무선전송 시스템

심전도 처리 회로로부터 계측된 데이터를 무선으로 전송하기 위하여 IEEE 802.15.4 센서네트워크기술에 기반한 Zigbee 호환 무선 센서노드(TIP710CM, Maxfor Co., Korea)를 이용하였다. 이 센서노드는 Moteiva사의 telos 플랫폼을 기반으로 설계되었으며, TI사의 저전력 마이크로프로세서인 MSP430F1611에 의해 제어된다.

MSP430F1611 프로세서는 1.8V 정도의 저전압에서도 동작이 가능한 16bit RISC 구조의 마이크로프로세서로서 내부에 48KB의 프로그램 메모리와 10KB의 메모리를 갖고 있다[2]. 또한 외부에 1MB의 플래시메모리를 통해 다양한 응용분야에 활용이 가능하다. 본 연구에서는 MSP430F1611 내부에 내장된 10-bit 분해능의 A/D변환기로 초당 100회의 데이터 샘플링을 통해 심전도 측정회로로부터 출력되는 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하였다. TIP710CM 센서노드는 초저전력 무선통신을 위해 Zigbee호환의 2.4G대역을 사용하고, 칩의 주변 인터페이스회로가 간편한 무선통신칩(CC2420, Chipcon Co. Ltd., USA)을 사용하고 있다. 그리고 안정적인 무선송수신을 위하여 세라믹 칩 안테나를 적용하고 있다. 또한 PC와의 인터페이스를 위해 탈부착이 가능한 USB 또는 RS-232형태의 통신방식을 지원하는 인터페이스 보드를 지원하여 다양한 응용에 편리하게 사용할 수 있다.

4. 실시간 모니터링 프로그램 구현

센서보드를 통해 계측된 신호를 PC상에서 수신하여 디스플레이, 데이터 저장, 신호분석 등의 처리를 위하여 VisualStudio2005를 이용한 모니터링 프로그램을 구현 하였다. 센서노드와 모니터링 프로그램간의 데이터 송수신을 위한 데이터 포맷은 총 36byte로 구성되었으며, 10byte의 헤드 정보와 26byte의 메시지정보로 구성되어있다. 먼저 헤드정보에서 Length는 메시지 정보의 길이를 나타내며, Addr는 목적지 주소, Group은 그룹 ID 정보를 나타낸다. 그리고 메시지정보에서는 노드의 ID, 샘플 수, 채널 그리고 실제 전송하고자 하는 데이터 20byte로 구성되어있다. 본 연구에 적용한 센서노드와 모니터링 프로그램간의 데이터 포맷을 그림 3에 나타내었다.

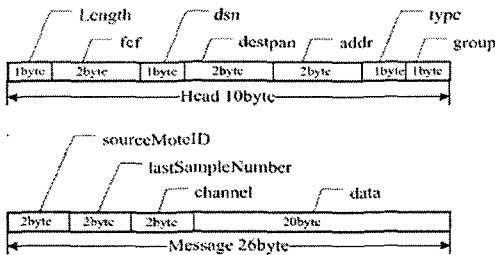


그림 7. 무선통신을 위한 데이터 포맷.

센서보드로부터 전송된 데이터를 PC 또는 원격지에서 웹을 통해 모니터링 하기 위하여 원품형태의 PC모니터링 프로그램과 웹품형태의 원격지 프로그램을 구현하였다. 먼저 PC모니터링 프로그램에서는 PC에 연결되어진 무선센서노드의 수신부에서 직렬포트로 전송되는 데이터를 한 바이트씩 수신하며, 센서노드의 데이터 포맷과 동기적

으로 버퍼에 저장되어 하나의 패킷을 구성한다. 한 패킷은 심전도 신호의 10개 샘플 정보를 포함하고 있으며, 각 샘플을 추출하여 디지털 LPF와 HPF알고리즘을 적용하여 신호에 포함된 잡음을 제거하도록 프로그램을 구성하였다. 그리고 필터 알고리즘을 적용한 데이터를 실시간 디스플레이 하기 위하여 원품 그래프 컴포넌트를 통해 다양한 형태의 그래프 표시가 가능하도록 구성하였으며, 파형의 확대와 축소뿐만 아니라 다양한 형태의 파형정보를 시각적으로 확인 할 수 있도록 구성하였다. 그리고 원격지에서 웹을 통한 실시간 심전도 모니터링을 위하여 TCP/IP 소켓 프로그래밍을 이용하여 원격지로 데이터를 전송하도록 프로그램을 구성하였다. 원격지 모니터링 프로그램은 .Net Framework 2.0에서 지원하는 스마트 클라이언트를 이용하여 구현하였다. 이를 통해 원품형태의 프로그램을 웹상에서 구동가능하고 기존 ActivX보다 비용 및 보안성 측면에서 장점을 갖는다. 본 연구에 의해 구현된 모니터링 프로그램의 구성도를 그림 4에 나타내었고, 스마트클라이언트의 설계 구조를 그림 5에 각각 나타내었다.

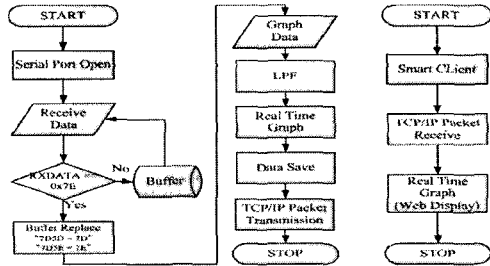


그림 4. 모니터링 프로그램의 구성도.



그림 5. 스마트클라이언트의 설계 구조.

III. 실험 및 결과

1. 벨트형 심전도 전극의 임피던스 특성

본 연구에 의해 구현된 벨트형 심전도 전극의 성능평가를 위하여 상용 심전도 전극인 일회용은/염화은 전극과의 임피던스 특성을 비교하였다. 본 연구에서 제작한 전극의 전극-피부간 접촉 임피던스 변화를 관찰하기 위하여 흉부의 동일한 위치에 전극을 각각 부착한 후 임피던스측정기(SI 1260, Solartron Co., USA)를 이용하여 전극-피부간 접촉 임피던스를 측정하였다. 측정 결과 주파수에 따른 피부-전극 간 접촉 임피던스의 변화 특성은 그림 4와 같이 나타났다. 이 때 분석

주파수 범위는 심전도 신호의 주파수 범위를 고려하여 0.1Hz - 50 Hz로 설정하였다. 제작된 전극을 이용한 분석 결과, 피부-전극 접촉 임피던스는 20 - 100 kΩ인 특성을 지닌다. 이는 상용화된 일회용 은/염화은 전극과 유사한 특성을 나타내는 것이며, 기존 일회용 상용전극을 대치하여 사용할 수 있음을 나타낸다.

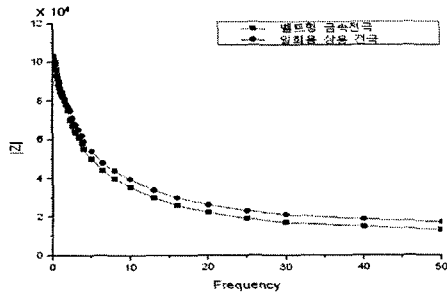


그림 5. 벨트형 심전도 전극의 임피던스 특성.

2. 구현된 심전도 계측 시스템

본 연구에서는 일상생활 중 착용이 가능한 벨트형 심전도 측정시스템을 구현하였다. 실제 구현된 벨트형 심전도 측정시스템을 착용한 사진을 그림 6에 나타내었으며, 심전도 측정을 위한 시스템 및 무선송수신을 위해 적용한 무선센서노드를 그림 7에 나타내었다.



그림 6. 구현된 벨트형 심전도 측정시스템.



그림 7. 무선센서노드 및 심전도 계측 시스템.

3. 모니터링 프로그램

심전도 계측시스템으로부터 무선전송된 신호를 PC 또는 원격지에서 웹을 통해 모니터링하기 위한 프로그램을 구현하였다. 이를 위해 VisualStudio2005를 이용한 원본형태의 PC 또는 서버용 모니터링 프로그램과 원격지 PC에서 모니터링 하기 위하여 웹폼 형태의 모니터링을 구현하였다. 실제 구현된 서버용 모니터링 프로그램을 그림 8에 나타내었으며, 웹을 통한 원격지 모니터링 프로그램을 그림 9에 각각 나타내었다.

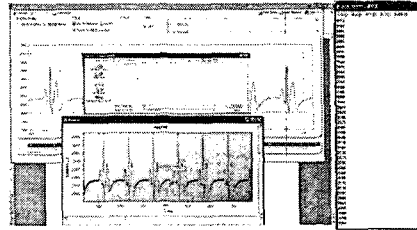


그림 8. 서버용 모니터링 프로그램.

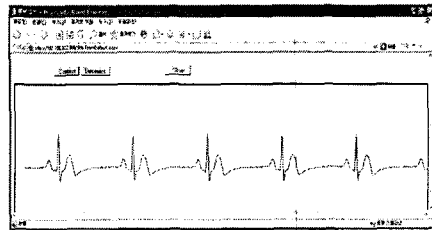


그림 9. 웹 모니터링 프로그램.

IV. 결론

본 연구에서는 일상생활 중 편리하게 심전도 신호를 모니터링 하여 지속적인 건강관리를 지원할 수 있는 심전도 측정시스템을 구현하였다. 본 연구에서 제안한 벨트형 심전도 전극의 특성평가 결과 일반 상용 전극과 유사한 임피던스 특성을 보였으며, 무선센서네트워크 기술을 적용한 무선 심전도 측정시스템을 통해 일상생활 중 지속적인 심전도 모니터링이 가능함을 확인하였다. 하지만 보다 편리한 건강모니터링을 위하여 무구속 무자각 계측의 필요성을 절감하였으며, 보다 편리하게 생체신호를 모니터링 할 수 있는 다양한 시도가 필요하리라 판단된다.

감사의글

본 연구는 산업자원부의 지역혁신 인력양성사업의 연구결과로 수행되었음.

참고문헌

[1] 통계청, 장래인구 추계결과, 2004.
 [2] http://www.maxfor.co.kr/maxfor/gnu3/images/TIP7xx.Series.Manual_ver1.2.pdf
 [3] M. J. Burke and D. T. Gleeson, "A micropower dry-electrode ECG preamplifier", IEEE Trans. BioMed. Eng., Vol. 47, No. 2, pp. 155-162, 2000.
 [4] J.G. Webster, Medical Instrumentation, Wiley, NewYork, 1998.