

이동평균필터와 적응신호처리를 이용한 휴대형 ECG 시스템 구현

김세진* · 정도운**

*동서대학교 디자인 & IT 전문대학원, **동서대학교 컴퓨터정보공학부

Implementation of the Portable ECG System Using Moving Average Filter and Adaptive Signal Processing

Se-Jin Kim* · Do-Un Jeong**

*Graduate School of Design & IT, Dongseo University

**Division of Computer Information Eng., Dongseo University

E-mail : sejinkims@gmail.com, dujeong@dongseo.ac.kr

요 약

본 연구에서는 생체신호 중 비침습적으로 측정이 가능하고 많은 건강정보를 포함하고 있는 ECG(electrocardiogram)신호를 일상생활 중 보다 편리하게 모니터링 할 수 있는 시스템을 구현하고자 하였다. 이를 위하여 벨트형 ECG전극 시스템을 개발하였으며, 배터리로 구동 가능한 초소형 저전력 ECG측정시스템을 구현하였다. 또한 측정된 ECG신호의 무선전송을 위하여 Zigbee호환 무선센서노드를 이용하여 초저전력 무선데이터 통신부를 구성하였고 PC상에서 ECG신호를 모니터링하기 위한 프로그램을 구현하였다. 그리고 ECG측정 시 움직임에 따라 발생하는 동잡음의 제거를 위하여 이동평균필터(moving average filter)를 이용하여 기저선 변화를 추출하였고 이를 적응필터의 참조신호로 사용하여 동잡음을 제거하였다. 실험 결과 본 연구에 의해 구현된 ECG전극 및 계측시스템을 통해 활동상태 에서도 ECG계측 가능성을 확인하였으며, 제안한 적응신호처리방법을 통해 활동 중 ECG측정에서 동잡음의 최소화가 가능함을 확인하였다.

키워드

ECG, Moving Average Filter, Adaptive Signal Processing, Ubiquitous Healthcare

1. 서 론

과거에는 질환을 조기에 진단하여 치료하기 위한 기술이 주류를 이루었으나 최근에는 자신의 건강상태를 수시로 모니터링 하여 항상 건강한 상태를 유지할 수 있도록 지원하는 의료기술들에 관심이 집중되고 있다. 특히 유비쿼터스 기술의 급부상과 더불어 헬스케어기술이 접목되어진 유비쿼터스 헬스케어기술에 의해 기존의 병원중심의 의료에서 일상생활 중 시간과 장소에 구애 받지 않고 언제, 어디서나 자신의 건강정보를 모니터링하여 건강관리를 수행하기 위한 다양한 연구들이 시도되고 있다.

유비쿼터스 헬스케어 분야는 전 세계적으로 도입 단계이며, 유럽, 일본, 미국 등 선진국에서

는 정부 주도로 산, 학, 연들이 연계된 프로젝트를 중심으로 급속히 성장하고 있다. 미국 하버드대학교는 'CodeBlue project'를 통해 응급상황 및 환자 이송 중에 원격 생체신호 모니터링이 가능하도록 초소형 생체신호 계측기술과 무선센서네트워크 기술을 개발 중이며[1], 유럽에서 Philips, HP 등 IT 글로벌 기업들의 기술지원을 받아 'MobiHealth Project[2]를 수행 중이다. 'MobiHealth Project'는 생체신호를 계측하여 원격지에서 모니터링 하는 모바일 헬스케어 분야를 연구하고 있다. 그리고 유럽에서는 EU FP5 IST프로그램의 지원을 받아 착용형 다중생체신호 모니터링 시스템을 개발하는 AMON(the advanced care and alert portable telemedical monitor)프로젝트가 추진되고 있다[3]. 이외에도 무선통신기술을 적용하여 다양한 생체신호를 모

니터링하는 연구들이 수행되었다. 특히 최근에는 무선센서네트워크 기술을 헬스케어분야에 적용하여 신체영역통신망을 구축하고 초저전력 무선 통신에 의해 건강정보를 모니터링하는 연구들이 활발하게 수행되고 있다.

본 연구에서는 일상생활 중 지속적인 건강모니터링을 위하여 벨트형 ECG전극 시스템을 개발하였으며, 배터리로 구동 가능한 초소형 저전력 ECG측정시스템을 구현하였다. 또한 측정된 ECG신호의 무선전송을 위하여 Zigbee호환 무선센서노드를 이용하였으며, PC상에서 ECG신호를 모니터링하기 위한 프로그램을 구현하였다.

II. 휴대형 ECG 시스템 구현

1. 시스템 개요 및 벨트형 전극

본 연구에서는 벨트형 전극을 이용하여 보다 동잡음에 강하며, 이동 중에도 측정 가능한 ECG 측정 시스템을 구현하였다. 벨트형 전극을 통하여 계속된 ECG신호의 무선 전송을 위하여 센서네트워크 기술이 적용된 센서노드(TIP710 CM, Maxfor Co. Ltd., Korea)를 이용하였다. 계속된 ECG의 아날로그신호는 센서노드의 마이크로프로세서인 MSP430F1611의 내부 12bit A/D변환기를 이용하여 디지털 신호로 변환하였고 측정된 데이터를 PC상에서 실시간 디스플레이 및 데이터 저장과 신호분석을 위한 모니터링 프로그램을 구현하였으며, 전체적인 시스템의 구성을 그림 1에 나타내었다.

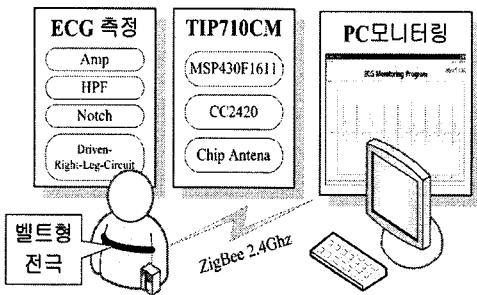


그림 1. 전체 시스템의 구성.

일반적인 ECG 측정에서는 피부와 전극의 밀착성을 유지하기 위하여 하이드로젤이 도포된 일회용 Ag-AgCl전극을 주로사용한다. 하지만 현재 사용되고 있는 일회용 전극의 경우 장시간 부착 시 하이드로젤에 의한 알레르기 반응의 유발 가능성이 있을 뿐만 아니라 땀에 의해 접착력이 변화되어 피부와 전극사이 임피던스 변화가 발생하고 이로 인해 신호의 재현성에 문제를 야기할 수 있다. 이러한 단점을 보완하기위해 가슴에 부착 가능한 벨트형 ECG 전극을 설계하였으며, 재사용이 가능한 금속전극을 적용하였다.

금속전극의 피부적합성을 높이기 위하여 황동전극에 은 도금처리를 하였다. 그리고 전극의 착용 편리성 및 전극과 피부사이 밀착도를 높이기 위해 길이 조절이 가능하고 탄력성을 갖는 재질을 이용하여 전극벨트를 제작하였다. 실제 제작된 벨트형 ECG전극을 그림 2에 나타내었으며, 상용 1회용전극과 본 연구에 의해 구현된 벨트형 전극의 특성비교를 위한 임피던스 분석결과를 그림 3에 나타내었다. 임피던스 분석을 위하여 SI1260(Solartron Co., USA)을 사용하였으며, ECG의 유효 주파수 범위를 고려하여 0 ~ 50 Hz사이의 주파수대역에서 임피던스를 분석하였다. 그 결과 20 ~ 100 kΩ의 임피던스 특성보였으며, 일회용 Ag-AgCl전극과 유사한 특성을 나타내었다.

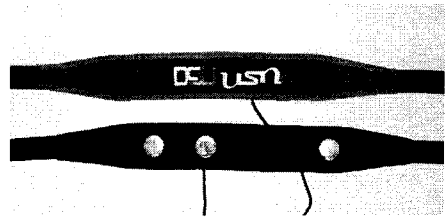


그림 2. 구현된 벨트형 ECG 전극

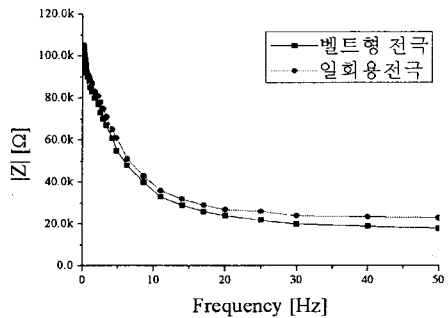


그림 3. 전극의 임피던스 특성곡선.

2. ECG 측정 시스템

ECG는 비침습적으로 비교적 편리하게 측정이 가능하고 많은 건강정보를 포함하고 생체신호이다. 벨트형 ECG전극으로부터 유도된 신호의 검출을 위하여 1차 저역통과필터와 계측용증폭기(INA118, Burr-Brown Co., USA)로 구성된 전치증폭부를 구성하였다. 전치증폭부에 적용한 계측용 증폭기는 낮은 오프셋전압과 110dB이상의 동상신호제거비(common mode rejection ratio, CMRR), 높은 입력임피던스, 저전력 및 저전압 단전원 동작이 가능하고 입력단에 ± 40V 고전압 보호회로를 내장하고 있어 생체신호 계측용으로 유용하게 활용할 수 있다. 또한 전극으로부터 유도된 양극과 음극의 중간전압을 검출하여 피드

백하는 반전 동상신호 구동회로를 적용하여 전극으로 유입되는 동상신호를 최소화 하였다. 그리고 차단주파수가 0.05Hz인 고역통과필터를 설계하여 ECG 신호에 포함된 기저신 및 저주파성분의 잡음을 제거하도록 하였고, 상용전원에 의한 전원잡음의 제거를 위하여 60Hz의 차단주파수를 갖는 트윈티노치필터(Twin-T notch filter)를 설계하였다. 그리고 신호증폭회로와 35Hz의 차단주파수를 갖는 2차 버터워즈 저역통과필터를 설계하여 최종 아날로그 ECG신호를 검출하였으며, 실제 구현된 ECG 계측 시스템의 사진을 그림 4에 나타내었다.

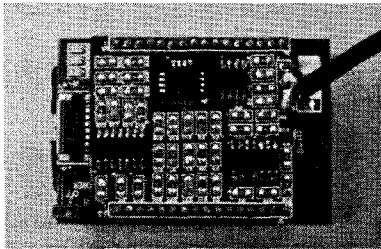


그림 4. 구현된 ECG 계측시스템.

측정된 ECG 신호를 무선으로 전송하기 위하여 Zigbee호환의 무선센서노드인 TIP710CM (Maxfor, Co., Korea)을 사용하였다. 이 센서노드는 Moteiv사의 telos 플랫폼을 기반으로 설계되었으며, TI사의 저전력 마이크로프로세서인 MSP430F1611에 의해 제어된다. MSP430F1611 프로세서는 1.8V 정도의 저전압에서도 동작이 가능한 16-bit RISC 구조의 마이크로프로세서로서 내부에 48KB의 프로그램 메모리와 10KB의 메모리를 갖고 있다. TIP710CM의 마이크로 컨트롤러인 MSP430F1611의 ADC를 이용하여 아날로그인 ECG 신호를 1초당 100회 샘플링하여 12bit의 디지털 신호로 변환한 후 PC측의 또 다른 센서노드로 무선 전송하도록 설계하였다.

무선 전송된 ECG 신호를 PC상에서 처리하기 위하여 Visual Studio2005를 이용한 모니터링 프로그램을 구현하였다. PC 모니터링 프로그램에서는 수신된 패킷의 오류검사와정을 거친 후 ECG신호의 각 샘플 정보를 추출하였으며, ECG 신호의 각 샘플에 일련번호를 인가하고 PC모니터링 프로그램에서 이 일련번호를 검사함으로써 전송과정에서 발생할 수 있는 데이터 누락을 방지하도록 하였다. 또한 모니터링 프로그램에서는 고역통과필터와 저역통과필터를 선택적으로 적용할 수 있도록 하였으며 그래프킴포넌트를 통해 계측된 ECG신호를 다양한 형태의 그래프로 실시간 디스플레이가 가능하도록 구성하였다. 본 연구의 시스템 구현에서 ECG 계측시스템, 무선센서노드 그리고 PC모니터링 프로그램에서의 일련의 데이터 처리과정을 그림 5에 나타내었다.

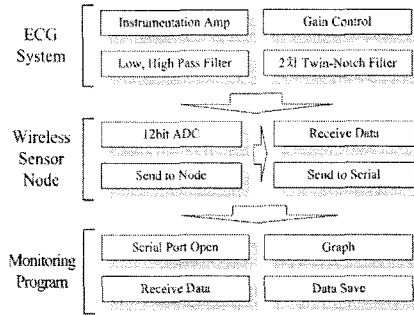


그림 5. 휴대형 ECG시스템에서의 신호처리.

III. 적응 신호 처리

일상생활 중 ECG 신호의 계측에 있어 동잡음의 제거는 무엇보다 중요하다. 하지만 동잡음은 일정한 패턴으로 발생하는 것이 아니라 활동 상태에 따라 수시로 변화하는 특성이 있다. 이러한 특성 때문에 일반적인 필터링 기법을 이용해서 동잡음을 제거하는 것은 매우 어려운 난제로 인식되고 있으며, 저주파 성분의 동잡음 제거를 위하여 차수가 높은 고차의 필터를 적용하면 건강 모니터링에 있어 중요한 지표로 인식되는 유효한 대역의 ECG 신호성분을 왜곡하는 결과를 초래한다.

본 연구에서는 이러한 동잡음의 효율적 제거를 위하여 적응필터를 적용한 신호처리방법을 개발하고자 하였다. 적응필터란 입력신호의 변화나, 환경의 변화 또는 원하는 출력 특성의 변화에 따라 스스로 자신의 특성을 변화시키는 능력을 가지고 있어서, 항상 최적의 원하는 결과를 얻고자하는 방향으로 동작하는 필터이다[8]. 이러한 적응필터에 대한 연구는 현재 많은 연구가 진행되고 있다.

본 연구에서는 최급하강법을 기초로 한 Wiener 필터이론의 LMS(least mean square) 알고리즘을 이용하여 적응필터를 구현하였으며, LMS적용필터는 주어진 필터계수에 기반 하여 최소평균자승 알고리즘으로 필터 계수를 반복적으로 조정하여 잡음 제거 또는 원하는 신호의 특성을 추정하는 기법이며, 시스템의 출력은 다음과 같은 수식으로 나타낼 수 있다.

$$E(n) = S(n) + N(n) - eN(n) \quad (1)$$

여기서 $S(n)$ 는 원신호이고 $N(n)$ 은 잡음성분신호, $eN(n)$ 은 적응필터의 결과를 나타낸다. 만약 잡음성분신호 $N(n)$ 과 적응신호의 결과가 같다면 최적의 결과인 $S(n)$ 성분만이 출력될 것이다. 필터계수 h_k 는 아래의 식으로 구할 수 있다.

$$h_k(n+1) = h_k(n) + 2\mu E(n)N_R(n-k) \quad (2)$$

여기서 $N_R(n)$ 은 참조잡음신호, $eN(n)$ 은 추정된 잡음신호이다. 그리고 $h_k(n)$ 는 필터계수, μ 는 수렴상수이다. 적응필터에서 잡음 $N_R(n)$ 이 미약하나마 신호성분 $S(n)$ 을 조금 포함하는 경우에는 $N(n)$ 의 제거뿐만 아니라 $S(n)$ 의 제거도 발생할 수 있다. 하지만 ECG 신호의 처리과정에서 고역 통과필터를 이용하여 동잡음과 같은 저주파 대역을 제거할 경우 생기는 ST세그먼트의 왜곡 현상을 현저히 감소시키는 것이 가능하다.

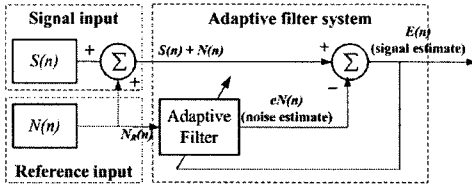


그림 6. 적응필터 구성도

III. 실험 및 결과

1. 실험 시스템 구성

구현된 벨트형 ECG 측정시스템을 이용하여 표준사지 유도법 중 LEAD1법을 적용하여 ECG 신호를 계측하였다. 먼저 본 연구에서 제안한 적응필터의 성능평가를 위하여 구현된 시스템을 이용하여 ECG 신호를 계측하였으며, 신호분석을 위하여 Matlab2006(Mathwork Co., USA)을 이용하였다. 벨트형 ECG 전극으로부터 ECG신호를 추출하여 PC측으로 무선으로 전송하고 PC상에서 신호를 디스플레이 할 수 있도록 실험셋을 구성하였으며, 구성된 실험셋을 그림 7에 나타내었다. 그리고 본 연구에 의해 구현된 실험셋을 이용하여 ECG 신호를 계측한 일례를 그림 8에 나타내었다.

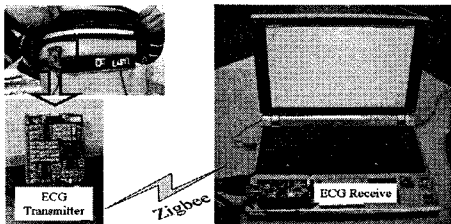


그림 7. 무선 ECG계측 실험셋.

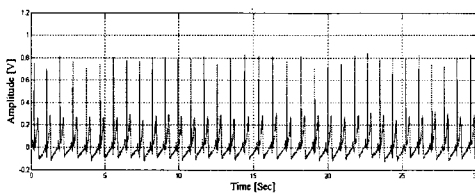
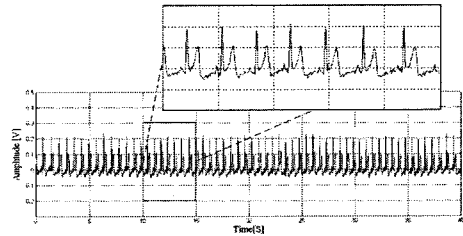


그림 8. ECG 계측의 일례.

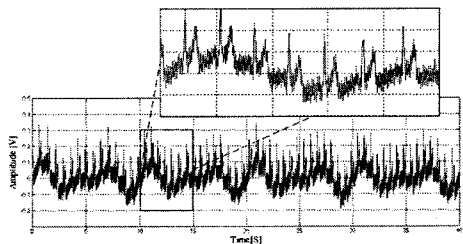
2. 적응필터 특성평가

본 연구에서 제안한 적응필터의 성능평가를 해 다음과 같은 실험을 수행하였다. 먼저 정적인 자세에서 벨트형 ECG 측정시스템을 이용하여 동잡음이 없는 ECG 신호를 계측하여 그 결과를 그림 9의 (a)에 나타내었다. 그리고 동잡음이 없는 ECG신호에 인위적인 동잡음으로서 0.05Hz와 30Hz 잡음을 첨가를 첨가한 신호를 그림 9의 (b)에 나타내었다. 일반적으로 동잡음 성분을 제거하는 방법인 1Hz의 고역통과필터, 6차 버터워즈필터를 이용한 필터링 결과를 (c)에 나타내었다. 이 경우 1Hz이상의 잡음성분을 제거하지 못하였으며, ECG 신호 중 1Hz이하의 성분이 왜곡된 것을 확인 할 수 있었다.

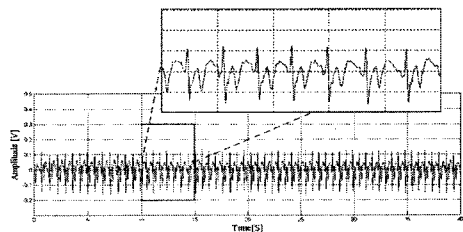
본 연구에서 제안한 적응필터알고리즘을 사용하고, 필터차수 2차, 수렴상수 0.2를 적용한 적응필터를 이용하여 잡음을 제거한 결과를 그림 9의 (d)에 나타내었다. 그리고 원 ECG 신호와 적응필터를 적용한 신호의 차를 그림 9의 (e)에 나타내었다. 그림 9의 (e)에서 확인 할 수 있듯이 필터의 적응이 진행 될수록 오차가 작아지는 것을 확인 할 수 있다.



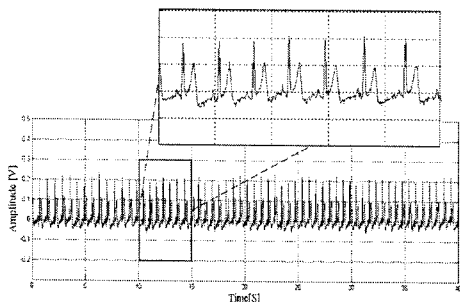
(a) 원 ECG신호



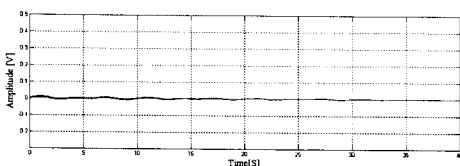
(b) 원 ECG + Noise



(c) 일반적인 디지털 필터링 결과



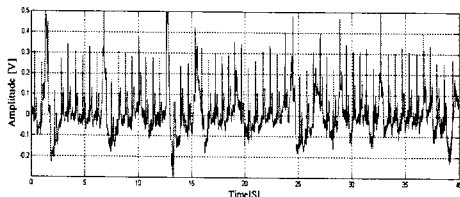
(d) 제안하는 적응필터 적용 결과



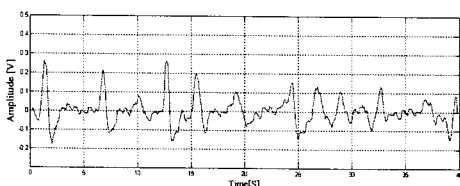
(e) 원신호와 적응필터결과 오차
그림 9. 적응필터 성능평가 결과.

3. 동잡음 제거성능

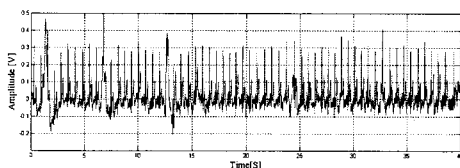
실제 활동상태에서 동잡음 제거 성능평가를 위하여 인위적인 움직임을 유발하고 이때 동잡음이 포함된 ECG신호를 계측하여 그 결과를 그림 10의 (a)에 나타내었다. 그림 10의 (a)로부터 동잡음에 의한 기저선 변화를 추출하기 위하여 50샘플 이동평균필터를 적용한 결과를 그림 10의 (b)에 나타내었다. 그리고 이동평균필터링을 수행한 결과를 참조신호로 하여 동잡음을 제거한 ECG신호의 일례를 그림 10의 (c)에 나타내었다. 에 의한 평균이동 결과 동잡음 성분을 추출한 결과이다. 그리고 (c)는 본 논문에서 구현한 적응필터를 이용하여 필터링한 ECG 신호를 나타내었다. 실험결과 동잡음에 의한 기저선 변화가 확연히 감소한 것을 확인할 수 있다.



(a) 동잡음 ECG



(b) 이동평균 필터링 결과



(c) 제안하는 적응필터 적용 결과
그림 10. 동잡음 제거성능 평가 결과.

IV. 결 론

본 연구에서는 움직임을 수반하더라도 ECG신호를 측정할 수 있도록 뱃트형 전극을 이용한 ECG 계측 시스템을 구현하였다. 그리고 움직임에 의해 ECG 대역과 중첩되는 동잡음이 발생하더라도 효율적인 신호처리를 수행할 수 있는 적응필터를 구현하였다. 구현된 시스템의 성능평가에서 실제 움직임을 유발한 상태에서의 잡음제거 성능은 인위적인 잡음을 인가하여 시뮬레이션 했을 때 보다 많은 잡음을 포함하고 있었다. 이는 움직임에 따라 동잡음의 패턴이 지속적으로 변화함에 따라 필터의 적응과정에서 발생하는 잡음으로 판단된다.

향후 연구에서는 시간에 따라 변화하는 동잡음 특성을 반영하여 적응속도와 잡음제거성능을 향상시키기 위한 지속적인 연구가 필요할 것으로 사료되며, 이를 위해 움직임에 따른 가속도를 계측하고 가속도 변화로부터 동잡음 변화 특성을 추정하는 능동적 동잡음 제거기법에 관한 연구를 수행하고자 하며, 다양한 적응필터간의 특성평가를 통해 동잡음 제거를 위한 최적의 신호처리 기법을 개발하고자 한다.

감사의글

본 연구는 산업자원부와 한국산업기술재단의 지역혁신인력양성사업으로 수행된 연구결과임

참고문헌

- [1] T. R. F. Fulford-Jones, G. Wei, and M. Welsh, "A portable, low-power, wireless two-lead EKG system", *26th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, September 2004.
- [2] The MobiHealth Project. Innovative gprs/umts mobile services for applications in healthcare. <http://www.mobihealth.org/>.
- [3] U. Anliker et al, "AMON: A wearable multi parameter medical monitoring and alert system", *IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 8, No. 5, pp.415-427, December 2004.