

# Wiener Filtering 기법을 적용한 홈헬스케어용 심전도 신호 모니터링 시스템 구현

## Implementation of the ECG Monitoring System for Home Health Care Using Wiener Filtering Method

정도운\* · 김세진\*\*

Do-Un Jeong and Se-Jin Kim

### 요약

심전도(electrocardiogram, ECG)는 심장의 수축과 이완에 따라 체표면에서 측정 가능한 생체전기신호이며, 환자의 심장 상태와 일반적인 건강 정보를 제공하므로 건강모니터링을 위한 중요한 지표로서 인식된다. 심전도신호에는 전원잡음, 근잡음 등과 같은 고주파 잡음과 동잡음과 같은 저주파 잡음이 포함되는 경우가 많다. 하지만 심전도로부터 잡음을 제거하는 것은 쉽지 않으며, 필터링 결과는 심전도신호의 외곡을 초래할 수도 있다. 본 연구에서는 일상생활 중 건강모니터링용으로 사용하기 위해 동잡음에 강인한 소형의 저전력 심전도측정 시스템을 구현하였다. 심전도 모니터링 시스템은 심전도 증폭기, 마이크로프로세서, 블루투스모듈, 모니터링 프로그램 등으로 구성하였다. 심전도증폭기는 저전력 계측용 증폭기를 이용하여 설계 및 구현하였으며, 증폭기로부터 데이터를 수집하여 신호 처리하고 무선전송 하기위해 마이크로프로세서를 사용하였다. 그리고 마이크로프로세서로부터 PC로 데이터를 전송하기 위해 블루투스 모듈을 사용하였다. 구현된 시스템의 성능 평가를 위하여 적응필터 성능평가 시뮬레이션을 수행하였으며, 실제 동잡음 환경에서 신호측정 및 잡음제거 실험을 수행하여 잡음제거 특성을 평가하였다.

### Abstract

The ECG is biomedical electrical signal occurring on the surface of the body due to the contraction and relaxation of the heart. This signal represents an extremely important measure for health monitoring, as it provides vital information about a patient's cardiac condition and general health. ECG signals are contaminated with high frequency noise such as power line interference, muscle artifact and low frequency noise such as motion artifact. But it is difficult to filter noise from ECG signal, and errors resulting from filtering can distort a ECG signal. The present study implemented a small-size and low-power ECG measurement system that can remove motion artifact for convenient health monitoring during daily life. The implemented ECG monitoring system consists of ECG amplifier, a low power microprocessor, bluetooth module and monitoring program. Amplifier was designed and implemented using low power instrumentation amplifier, and microprocessor was interfaced to the ECG amplifier to collect the data, process, store and feed to a transmitter. And bluetooth module used to wirelessly transmit and receive the vital sign data from the microprocessor to an PC at the receiving site. In order to evaluate the performance of the implemented system, we assessed motion artifact rejection performance in each situation with artificially set condition using adaptive filter.

**Keywords** : ECG, Adaptive filter, LMS, Wiener filtering, Motion artifact

## I. 서론

\* 동서대학교 컴퓨터정보공학부

\*\* 동서대학교 디자인 & IT전문대학원

논문 번호 : 2008-1-9      접수 일자 : 2008. 3. 11

심사 완료 : 2008. 4. 11

\* 본 연구는 산업자원부와 한국산업기술재단의 지역혁신인력양성사업으로 수행된 연구 결과임.

첨단 의료기기의 개발 및 의료기술의 향상에 따라 질병의 조기진단 및 치료에 따른 질병의 완치율이 높아지고 있으며, 삶의 질 또한 급격하게 향상되고 있다. 2004년도 우리나라 65세 이상 인구는 약 410만 명으로 전체 인구의 약 8.7%를 차지하며, 이미 UN이 지정한 고령화사회를 지나 고령사회로 이행중이다[1]. 인구의 고령화화 더불어 의료관련 기술의 발전에 의해 의료패러다임의 변화가 가속화되고 있다.

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 구애받지 않고 언제, 어디서나 자신의 건강정보를 모니터링하여 건강관리를 수행하기 위한 다양한 연구들이 시도되고 있다.

유비쿼터스 헬스케어 분야는 전 세계적으로 도입 단계이며, 유럽, 일본, 미국 등 선진국에서는 정부 주도로 산, 학, 연들이 연계된 프로젝트를 중심으로 급속히 성장하고 있다. 미국 하버드 대학교는 'CodeBlue project'를 통해 응급상황 및 환자 이송 중에 원격 생체신호 모니터링이 가능하도록 초소형 생체신호 계측기술과 무선 센서네트워크 기술을 개발 중이며[2], 유럽에서 Philips, HP 등 IT 글로벌 기업들의 기술지원을 받아 'MobiHealth Project[3]'를 수행 중이다. 'MobiHealth Project'는 생체신호를 계측하여 원격지에서 모니터링 하는 모바일 헬스케어 분야를 연구하고 있다. 그리고 유럽에서는 EU FP5 IST프로그램의 지원을 받아 착용형 다중생체 신호 모니터링 시스템을 개발하는 AMON(the advanced care and alert portable telemedical monitor)프로젝트가 추진되고 있다[4]. 이외에도 무선통신기술을 적용하여 다양한 생체신호를 모니터링하는 연구들이 수행되었다[5-7]. 특히 최근에는 무선센서네트워크 기술을 헬스케어분야에 적용하여 신체영역통신망을 구축하고 초저전력 무선통신에 의해 건강정보를 모니터링하는 연구들이 활발하게 수행되고 있다[8-9].

생체신호의 모니터링에 있어 신호에 포함된 잡음의 제거는 무엇보다 중요하다. 특히 생체신호와 대역이 중첩되는 경우 일반적인 디지털 필터링 기법을 적용할 경우 유효정보를 포함하는 생체신호의 왜곡 가능성이 있으며, 이때 적응신호처리 기법이 유용하게 사용될 수 있다. 적응신호처리 기법을 이용하여 생체신호로부터 대역폭이 중첩되는 잡음성분의 제거를 위한 연구로서 뇌파로부터 ECG신호의 간섭제거를 위한 연구[10], ICG(impedance cardiography)에서 호흡에 의한 기저선 변화 제거에 관한 연구[11], 산모의 ECG로부터 태아의 ECG를 추출하기 위한 연구[12], 전원잡음의 제거, 임피던스 호흡측정기에서의 ECG 간섭 제거 등에 관한 많은 연구들이 활발하게 수행되고 있다.

본 연구에서는 가정 내에서 보다 편리하게 생체신호모니터링을 수행하기 위해 많은 건강정보를 포함하고 있으며, 범용적인 건강모니터링에 활용 가능한 심전도신호를 모니터링 할 수 있는 시스템을 구현하였다. 또한 기존 병원에서 정적인 자세에서의 생체신호 계측에서 진일보하여 독서, TV 시청 등 가벼운 움직임이 수반되더라도 신호의 계측이 가능하도록 적응신호처리 기법을 적용하여 동잡음 특성에 강인한 시스템을 설계 및 구현하였다. 또한 가정 내에서 이동의 편리성을 고려하여 소형의 무선계측 시스템을 구현하였으며, 시스템 자체에 디스플레이장치를 부착하여 계측된 심전도 신호를 실시간으로 모니터링 할 수 있도록 하였다. 그리고 심전도 계측시스템으로부터 측정된 신호를 PC상에 저장 및 디스플레이 할 수 있도록 모니터링 프로그램을 구현하였다.

## II. 시스템 구현

### 2.1. 심전도 신호

심전도 신호는 심장 내에 존재하는 특수 흥분전도시스템에 의해 심장을 구성하는 심근이 규칙적으로 수축과 이완 작용을 수행함에 따라 발생하는 생체 전위이며, 이러한 전기·생리학적인 기전에 의해 발생한 전기적인 신호를 체외의 전극을 이용하여 측정된 파형을 심전도라 한다. 일반적으로 심전도는 P파, QRS군, T파 등으로 구성된다. 먼저 P파는 심방의 수축 시에 발생하며, QRS군은 심실의 수축 시에 발생한다. 그리고 심실의 이완 시에는 T파가 발생하며, 심방의 이완 시에 발생하는 파는 심실의 수축 시 발생하는 파와 거의 중첩되기 때문에 측정이 되지 않는다. 심전도 파형의 일례와 진단 및 건강 모니터링을 위해 심전도 파형으로부터 추출 가능한 여러 가지 파라미터를 그림 1에 나타내었다.

이러한 심전도신호는 정상적인 경우 거의 일정한 주기를 가지며 규칙적인 리듬으로 발생한다. 따라서 심전도신호의 각 파형들을 분석하여 심장의 이상 유·무와 병변 부위를 추측할 수 있으며, 심장의 병리·생리학적인 메커니즘 추정과 여러 가지 심질환의 진단에 많이 활용되고 있다. 일반적으로 진단용으로 사용하기 위한 심전도의 대역폭은 0.05 ~ 100Hz이며, 환자모니터링 또는 헬스케어용으로 사용할 때는 0.05 ~ 35Hz대역을 사용한다[13]. 하지만 이러한 심전도의 대역은 60Hz전력선 잡음, 호흡에 의한 기저선 변동, 각종 전자장치로부터의 고주파 잡음, 심전도 계측 시 움직임에 따른 피부와 전극사이 임피던스 변화에 따른 동잡음, 근육의 활동에 따른 근전도신호 등의 대역과 중첩될 수 있다.

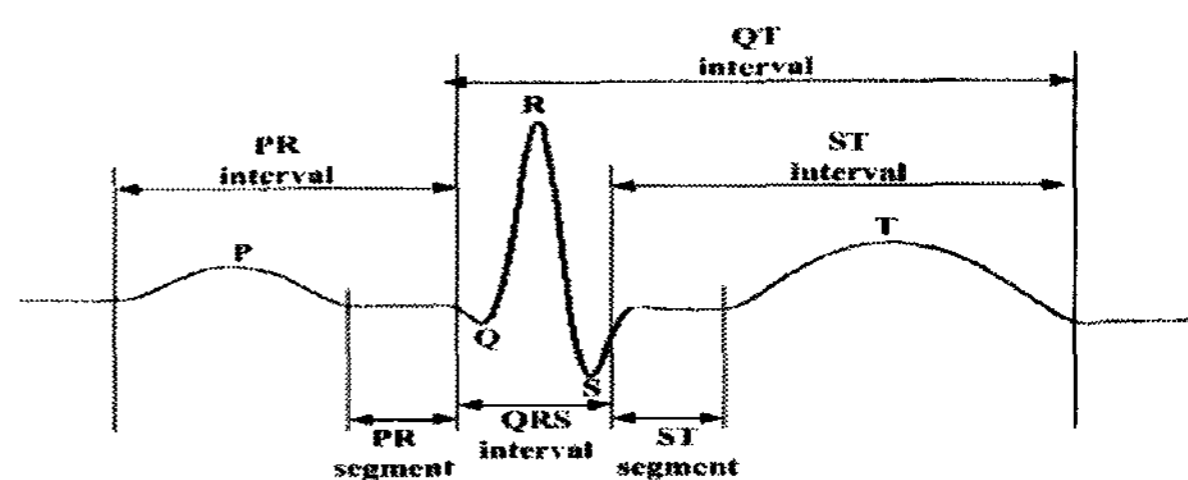


그림 1. 심전도의 구성

Fig. 13. Composition of the ECG.

일반적으로 심전도에 포함된 잡음성분의 제거를 위해서는 고역 통과필터와 저역통과필터 및 전원잡음의 제거를 위한 노치필터를 결합한 필터 셋을 활용한다. 하지만 이러한 필터 셋은 시간에 따라 잡음성분이 변화하는 경우, 특히 심전도 신호의 대역폭과 중첩되는 잡음은 제거가 어렵다. 호흡 및 동잡음에 의한 저주파성분의 잡음은 심전도 신호에서 0.8Hz 이하의 대역을 갖는 ST세그먼트와 중첩되는 경우가 발생하며, 저주파성 잡음의 제거를 위하여 차단주파수가 높은 고역통과필터를 사용하게 되면 심근허혈이나 심근경색의 임상적인 정보를 포함하고 있는 ST세그먼트가 왜곡되는 결과를 초래할 수 있다[14]. 특히 본 연구에서와 같이 정적인

자세가 아닌 가벼운 움직임을 수반하는 상태에서 측정하면 심전도 대역폭과 중첩되는 저주파 잡음은 더욱 증가하므로 움직임을 수반한 심전도 신호의 계측 시에는 기존에 활용되고 있는 심전도 처리기법과 차별화되는 신호처리기법이 필수적이다.

2.2. 심전도 계측시스템

본 연구에서는 기존 병원에서 수행했던 정적인 자세의 심전도 측정에서 진일보하여 가정 내에서 가벼운 움직임을 수반하는 경우에도 심전도 계측이 가능한 시스템을 구현하고자 하였다. 심전도 계측시스템의 구현에 있어 주요 고려사항으로는 동잡음의 제거 특성이 우수할 뿐만 아니라 가정 내에서 이동의 편리성을 고려하여 소형의 저전력 시스템을 구현하는데 중점을 두었으며, 시스템의 전체적인 구성을 그림 2에 나타내었다.

먼저 신체로부터 심전도신호를 계측하기 위하여 일반적으로 많이 사용하고 있는 상용 Ag-AgCl 전극을 사용하였으며, 심전도 유도법 중 LEAD I 방식을 사용하여 오른팔과 왼팔에서의 전위차를 검출하는 방식을 적용하였다. 또한 LEAD I 방식의 계측에 있어 오른다리 부착전극을 측정의 편리성을 고려하여 왼팔에 부착하여 심전도를 측정하도록 하였다.

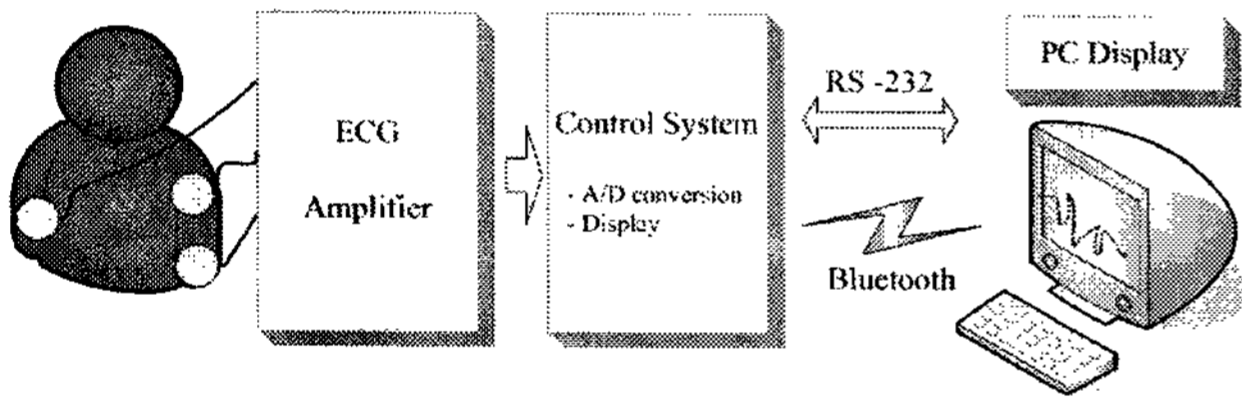


그림 2. 구현된 시스템의 구성도  
Fig. 14. Block diagram of the implemented system.

전극으로부터 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 피드백하는 반전 동상신호 구동회로를 적용하여 전극으로 유입되는 동

상신호를 최소화 하였다. 그리고 차단주파수가 0.05Hz인 고역 통과필터를 설계하여 심전도 신호에 포함된 기저선 및 저주파성부의잡음을 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 심전도신호를 검출 하였으며, 실제 구현된 심전도 계측 시스템의 PCB 사진 및 구성도를 그림 3과 4에 각각 나타내었다.

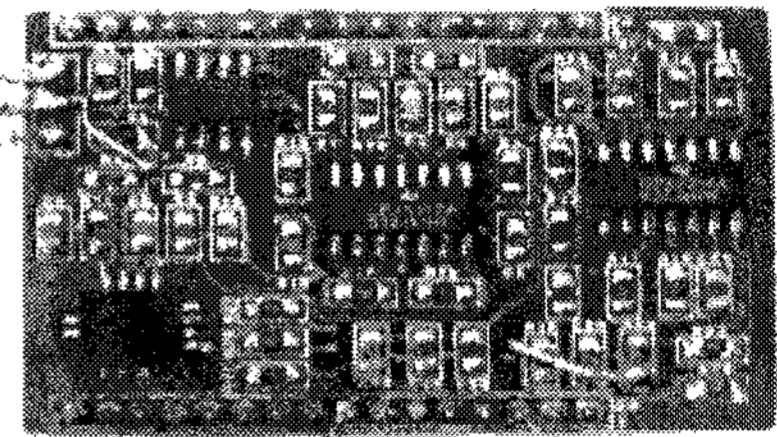


그림 3. 구현된 심전도 계측시스템  
Fig. 3. Implemented ECG measurement system.

심전도 계측부로부터 검출된 아날로그 심전도 신호를 디지털신호로 변환하여 디스플레이 및 PC로 전송하기 위하여 마이크로프로세서(ATmega128, Atmel Co., USA)를 이용한 제어시스템을 구성하였다. 먼저 제어시스템에서는 아날로그 심전도 신호를 초당 100번 샘플링 하였으며, 10-bit의 분해능으로 디지털 신호로 변환하였다. 그리고 디지털로 변환된 신호를 제어시스템 자체에서 모니터링이 가능하도록 그래픽 LCD를 이용한 디스플레이 장치를 구성하였다. 그리고 계측된 데이터를 PC로 전송하기 위하여 RS-232프로토콜을 이용한 유선 데이터전송과 소형의 블루투스 모듈(AirCode, Comfile Co, KOREA)을 이용한 무선 데이터 전송이 동시에 가능하도록 통신부를 구성하였다. 본 연구에서 적용한 블루투스 모듈은 양방향 실시간 데이터 통신이 가능하며, 2.4 GHz 대역의 고주파를 사용함으로써 전파의 간섭이 적고, 직렬통신 프로토콜을 지원하므로 시스템과 인터페이스가 용이한 특징이 있다.

RS-232 유선 또는 무선 전송된 심전도 신호를 PC상에서 처리하기위하여 Visual Studio2005를 이용한 모니터링 프로그램을 구현하였다. PC 모니터링 프로그램에서는 수신된 패킷의 오류검사 과정을 거친 후 심전도신호의 각 샘플 정보를 추출하였으며, 심전도신호의 각 샘플에 일련번호를 인가하고 PC모니터링 프로그램에서 이 일련번호를 검사함으로써 전송과정에서 발생할 수 있는

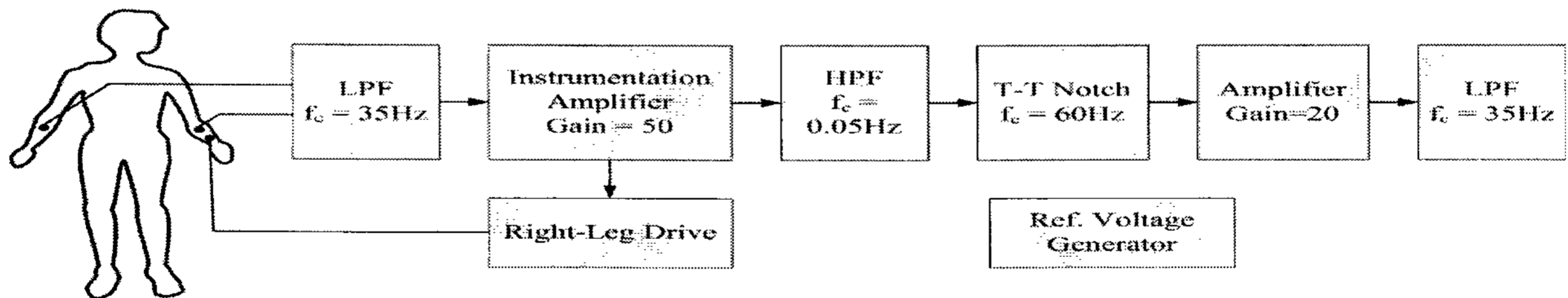


그림 4. 심전도 측정시스템의 구성도  
Fig. 4. Block diagram of the ECG measurement system.

데이터 누락을 방지하도록 하였다. 또한 모니터링 프로그램에서는 고역통과필터와 저역통과필터를 선택적으로 적용할 수 있도록 하였으며 그래프컴포넌트를 통해 계측된 심전도신호를 다양한 형태의 그래프로 실시간 디스플레이가 가능하도록 구성하였다. 또한 TCP/IP 프로토콜을 이용한 패킷 전송모듈 적용하여 향후 원격지에서 웹을 통한 실시간 심전도 모니터링이 가능한 모듈을 구현하였다. 본 연구에 의해 구현된 모니터링 프로그램의 구성도를 그림 5에 나타내었으며, 실제 구현된 모니터링 프로그램을 그림 6에 나타내었다.

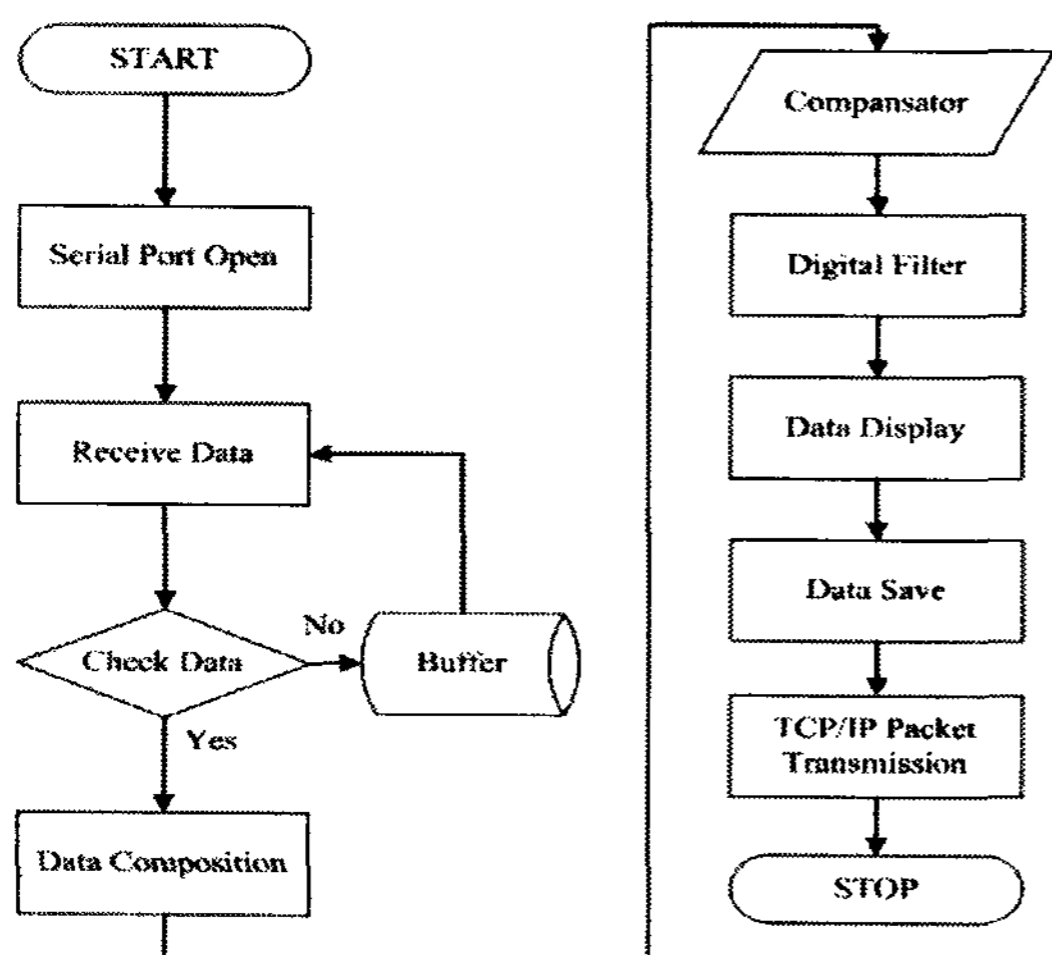


그림 17. 모니터링 프로그램의 구성도  
Fig. 5. Block diagram of the monitoring program.

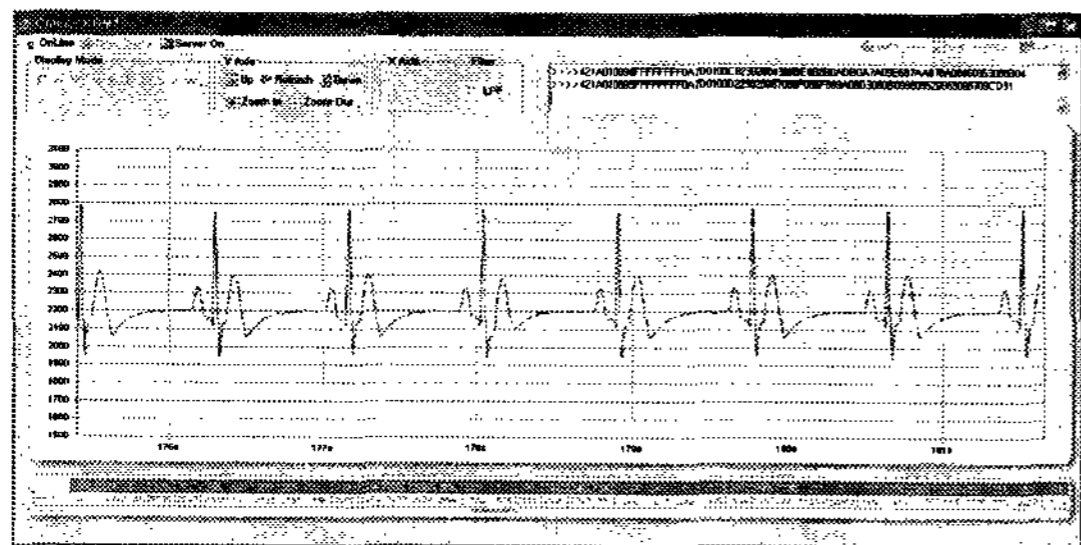


그림 18. 구현된 모니터링 프로그램  
Fig. 6. Implemented monitoring program.

### 2.3 적응신호 처리

일상생활 중 심전도 신호의 계측에 있어 동잡음의 제거는 무엇보다 중요하다. 하지만 동잡음은 일정한 패턴으로 발생하는 것이 아니라 활동상태에 따라 수시로 변화하는 특성이 있다. 이러한 특성 때문에 일반적인 필터링 기법을 이용해서 동잡음을 제거하는 것은 매우 어려운 난제로 인식되고 있다. 특히 동잡음 성분은 주로 저주파 성분들로 나타나며, 동잡음 제거를 위하여 차단주파수가 높은 고역통과필터를 적용하면 건강모니터링에 있어 중요한 지표로 인식되는 저주파대역의 유효한 심전도 신호성분을 왜곡하

는 결과를 초래한다. 본 연구에서는 일상생활 중 움직임에 따른 심전도신호의 동잡음을 보다 효율적으로 제거하기 위해 적응필터를 이용한 심전도 신호처리기법을 개발하고자 하였다.

적응 필터의 알고리즘은 크게 두 종류로 구분할 수 있다. 먼저 RLS(recursive least squares)알고리즘은 적응속도가 빠르고 잡음 제거 능력이 뛰어난 특징이 있지만 계산량이 많은 단점을 갖고 있다. 그리고 또 다른 적응필터 알고리즘으로 제곱 평균오차를 최소화 하는 계수를 반복적으로 구해가는 최급하강법(steepest decent method)이 있는데 이 알고리즘은 구조가 비교적 간단하고 적응필터의 구현을 위한 시스템 자원의 요구사항이 적은 특징이 있다. 본 연구에서는 향후 마이크로프로세서 등의 소형시스템에서도 구현 가능한 적응필터를 개발하고자 하므로 최급하강법을 적용한 알고리즘을 사용하였다.

이 최급하강법 알고리즘은 현재시점  $n$ 에서 추정된 계수  $h_k[n](k=0, 1, \dots, M)$ 에서  $n+1$  시점에서의 추정치  $h_k[n+1](k=0, 1, \dots, M)$ 를 다음과 같은 수식을 통해 반복적으로 계산하는 방법이다.

$$h_k[n+1] = h_k[n] - \mu \nabla_k[n] \quad (1)$$

여기서  $\nabla_k[n]$ 은  $n$ 시점에서의 오차 특성곡면의  $h_k[n]$  방향의 경사,  $\mu$ 는 수렴상수 즉, 스텝사이즈 정수이다.

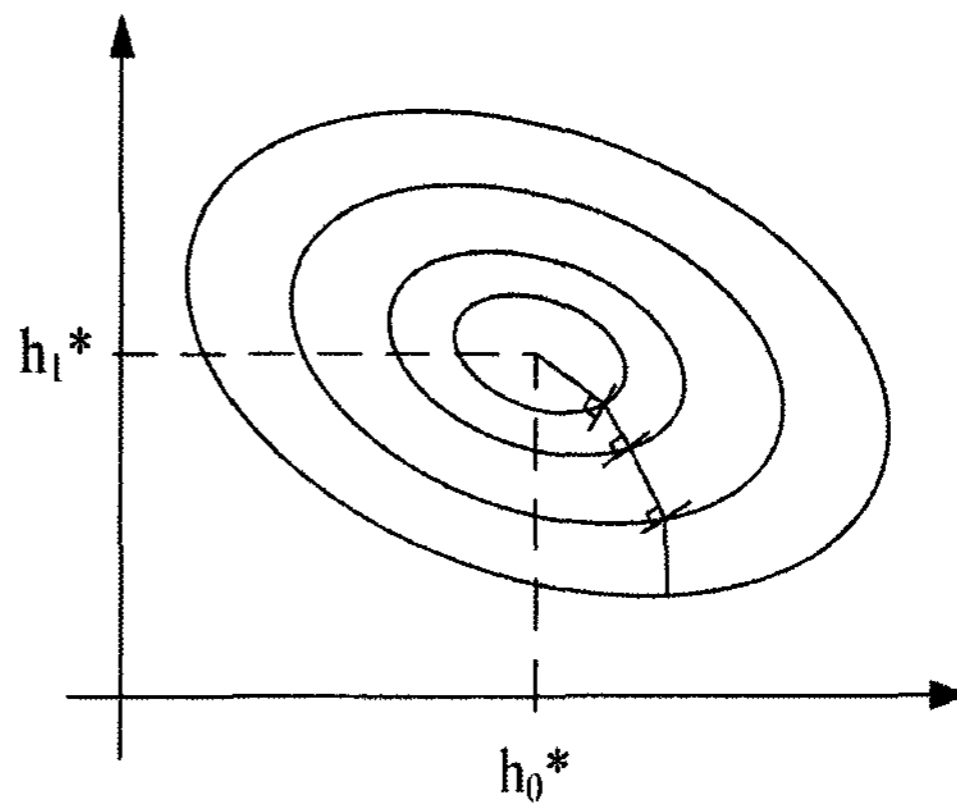


그림 7. 최급하강법의 의한 계수 갱신.  
Fig. 19. Renovation of the Coefficient using steepest decent method.

그림 7에 최급하강법에 의한 계수 갱신원리를 도시화 하여 나타내었으며, 여기서 등고선은 제곱 평균오차  $e$ 가 같은 점을 연결한 선이다. 또  $h_0^*, h_1^*$ 은  $e$ 를 최소화 하는 계수를 나타낸다. 수식 1을 통해 기울기변화를 추적하며 진행방향 변경( $\mu$ )을 충분히 작게 하면, 최종적으로 제곱평균오차  $e$ 가 최소가 되는 곳에서 수렴하는 특성을 갖게 된다. 본 연구에서는 최급하강법을 기초로 한 Wiener필터이론의 LMS(least mean square) 알고리즘을 이용하여 적응필터를 구현하였으며, 적용한 Wiener필터의 구조는 그림 8과 같다

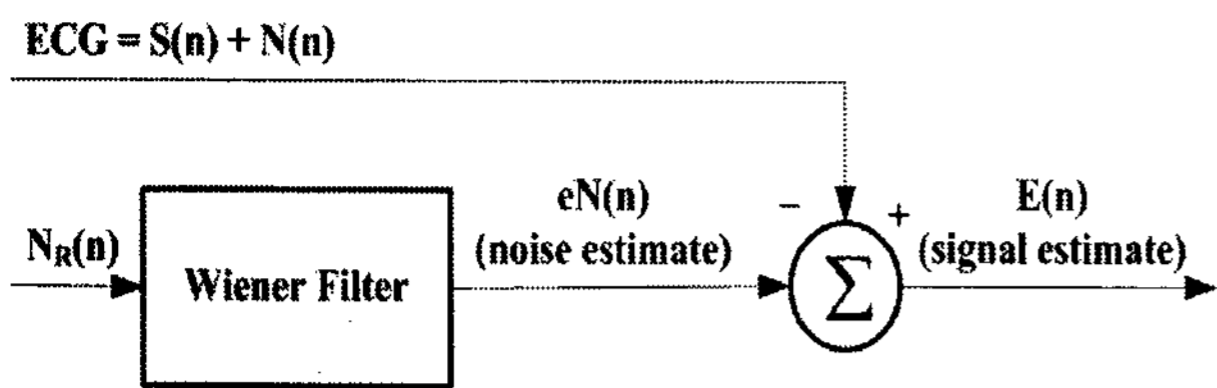


그림 8. Wiener필터의 구조  
Fig. 20. Construction of basic Wiener filter.

LMS적응필터는 주어진 필터계수에 기반 하여 최소평균자승 알고리즘으로 필터 계수를 반복적으로 조정하여 잡음 제거 또는 원하는 신호의 특성을 추정하는 기법이며, 필터의 출력은 다음과 같은 수식으로 나타낼 수 있다.

$$E(n) = S(n) + N(n) - eN(n) \quad (2)$$

$$eN(n) = \sum_{k=0}^L h_k N_R(n-k) \quad (3)$$

$$h_k(n+1) = h_k(n) + 2\mu E(n) N_R(n-k) \quad (4)$$

여기서  $S(n)$ 는 원신호이고  $L$ 은 차수,  $N(n)$ 은 잡음성분신호,  $N_R(n)$ 은 참조잡음신호,  $eN(n)$ 은 추정된 잡음신호이다. 그리고  $h_k(n)$ 는 필터계수,  $\mu$ 는 수렴상수이다.

적응필터에서 잡음  $N_R(n)$ 이 미약하나마 신호성분  $S(n)$ 을 포함하는 경우에는  $N(n)$ 의 제거뿐만 아니라  $S(n)$ 의 제거도 발생할 수 있다. 하지만 심전도 신호의 처리과정에서 고역통과필터를 이용하여 동잡음과 같은 저주파 대역을 제거할 경우 생기는 ST세그먼트의 왜곡 현상을 감소시키는 것이 가능하다.

### III. 실험 및 결과

#### 3.1 실험셋의 구성

본 연구에서는 가정에서 보다 편리하게 건강상태를 모니터링 하기 위해 비교적 편리하게 측정 가능하면서도 많은 건강정보를 포함하고 있는 심전도 계측시스템을 구현하였다. 또한 가벼운 움직임이 발생하더라도 심전도 신호의 모니터링이 가능하도록 적응필터를 이용한 동잡음 제거기법을 적용하였다. 구현된 계측시스템은 자체적으로 그래픽 LCD를 부착하여 계측과 동시에 신호의 모니터링이 가능하며, 블루투스 무선통신 또는 RS-232 직렬통신을 통해 PC로 데이터 전송이 가능하다. 본 연구에서 구현된 시스템의 성능평가를 위하여 상용 Ag-AgCl 전극과 LEAD I 방식의 심전도 유도법을 사용하였으며, 심전도 측정 시스템으로부터 계측된 데이터를 PC상으로 전송하여 다양한 데이터 분석을 수행하였다. 본 연구에 의해 실제 구현된 심전도 계측시스템을 이용한 실험셋을 그림 9에 나타내었다.

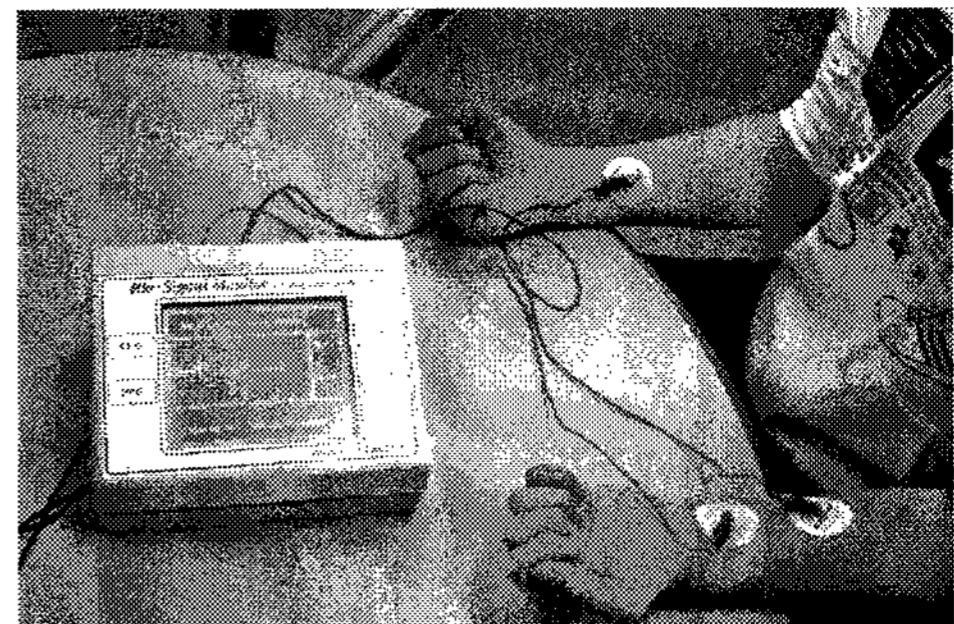
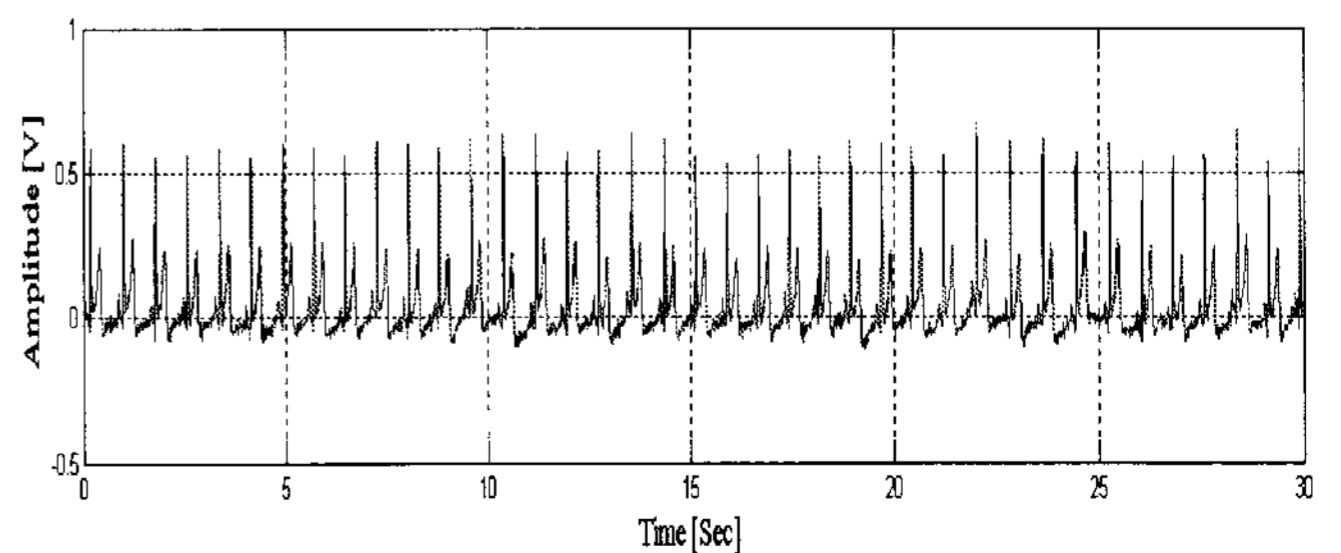


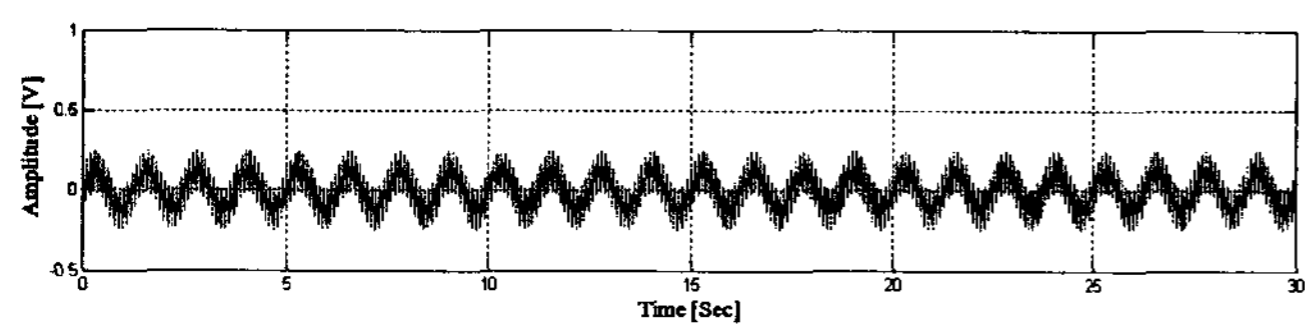
그림 9. 실험셋의 구성  
Fig. 21. Composition of experimental set.

#### 3.2 적응필터 성능평가

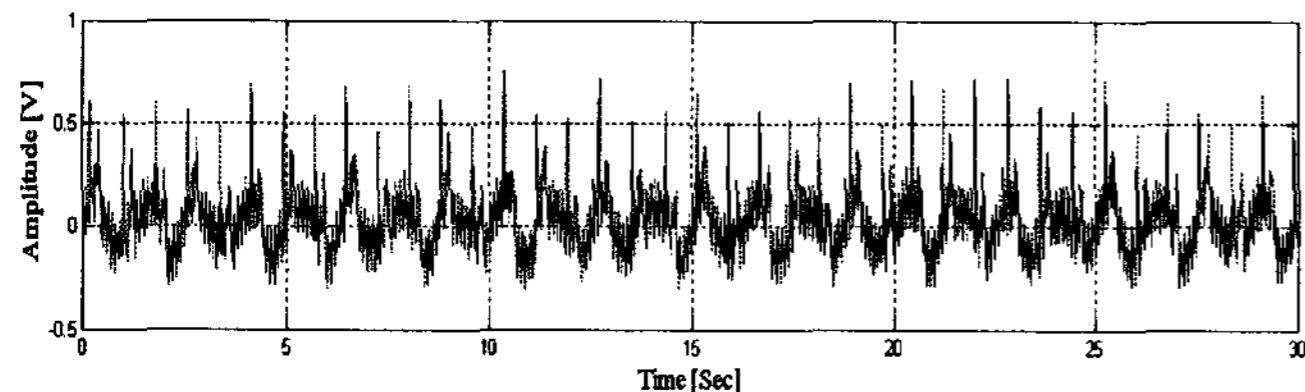
동잡음의 제거를 위한 적응필터의 성능평가를 위해 다음과 같은 실험을 수행하였다. 먼저 정적인 자세에서 LEAD I법을 적용하여 동잡음이 없는 심전도 신호를 계측하여 그 결과를 그림 10의 (a)에 나타내었다. 그리고 심전도의 ST세그먼트 대역과 중첩되는 인위적인 동잡음 신호로서 0.8Hz 저주파신호를 생성하였고, 일반적으로 심전도 대역에 포함되는 10Hz, 20Hz, 30Hz의 임의의 잡음신호를 생성하여 그림 10의 (b)에 나타내었다. 그림 10의 (c)에는 원 심전도 신호와 잡음신호를 중첩한 결과를 나타내었다. 동잡음으로 간주 할 수 있는 0.8Hz 잡음신호를 제거하기 위해서는 고역통과필터의 차단주파수를 증가시키는 것이 일반적인 방법이다. 하지만 고역통과필터의 차단주파수를 증가시키면 동잡음 성분뿐만 아니라 심전도 신호에서 상대적으로 저주파 성분인 ST세그먼트의 왜곡을 초래하게 된다. 실제 1Hz의 차단주파수를 갖는 고역통과필터와 일반적으로 진단용이 아닌 모니터링 용 심전도의 계측에서 유효심전도 대역으로 판단하는 35Hz의 차단주파수를 갖는 저역통과필터를 적용한 결과를 그림 10의 (d)에 나타내었다. 저주파성분에 의한 심전도 신호의 기저선 변화는 제거되었지만 ST세그먼트의 왜곡이 예상되며, 10Hz, 20Hz, 30Hz의 잡음성분에 의해 심전도의 판별이 불가능함을 확인 할 수 있다. 본 연구에서 제안한 LMS알고리즘을 사용하고, 필터차수 2차, 수렴상수 0.2를 적용한 적응필터를 이용하여 잡음을 제거한 결과를 그림 10의 (e)에 나타내었다. 그리고 원 심전도 신호와 적응필터를 적용한 신호의 차를 그림 10의 (f)에 나타내었다.



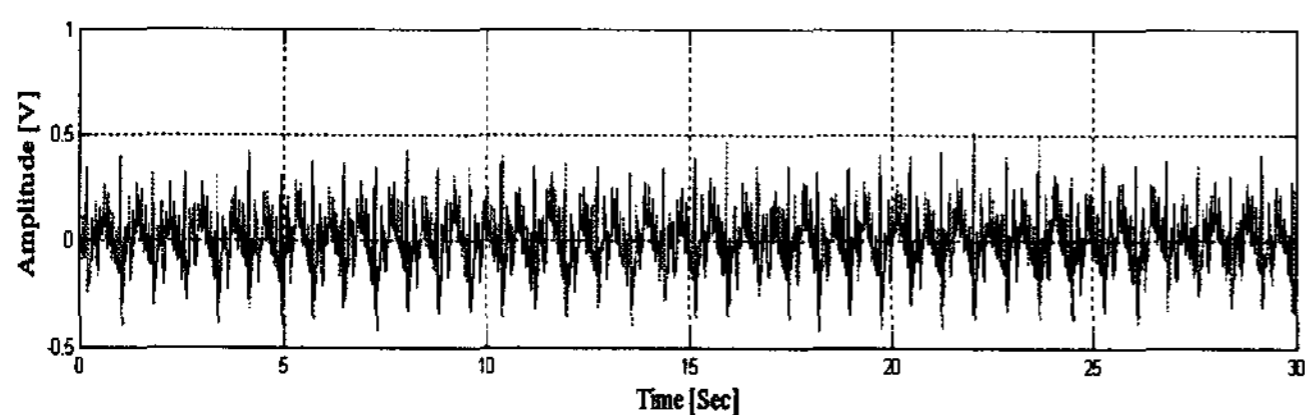
(a) Original ECG signal



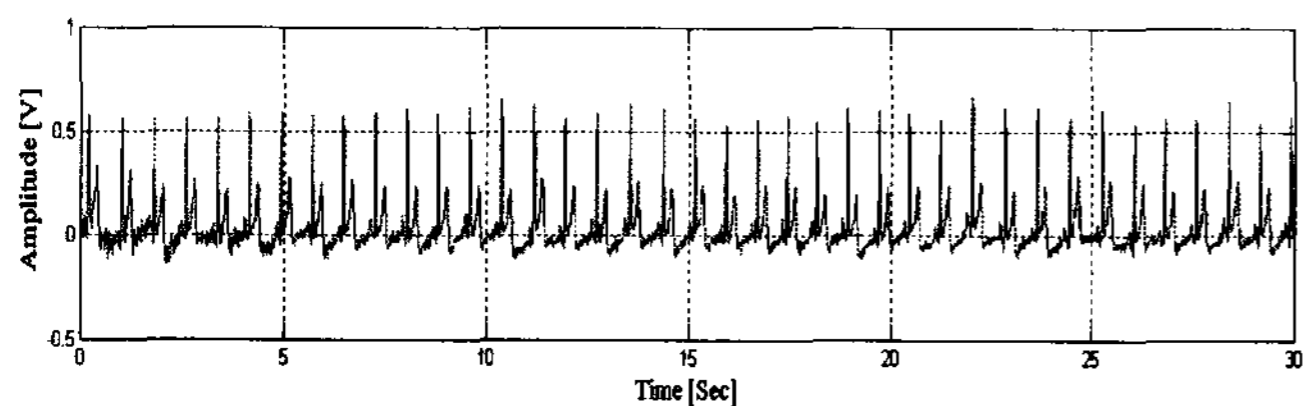
(b) Noise signal(0.8, 10, 20, 30Hz)



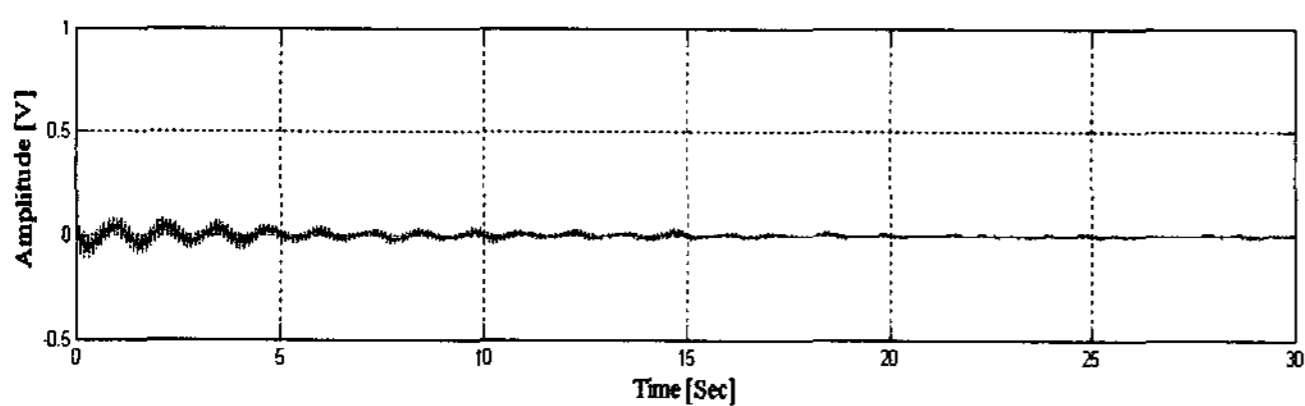
(c) Original ECG + Noise



(d) Output of the general digital filter(1~35Hz)



(e) Output of the adaptive filter



(f) Output error of the adaptive filter

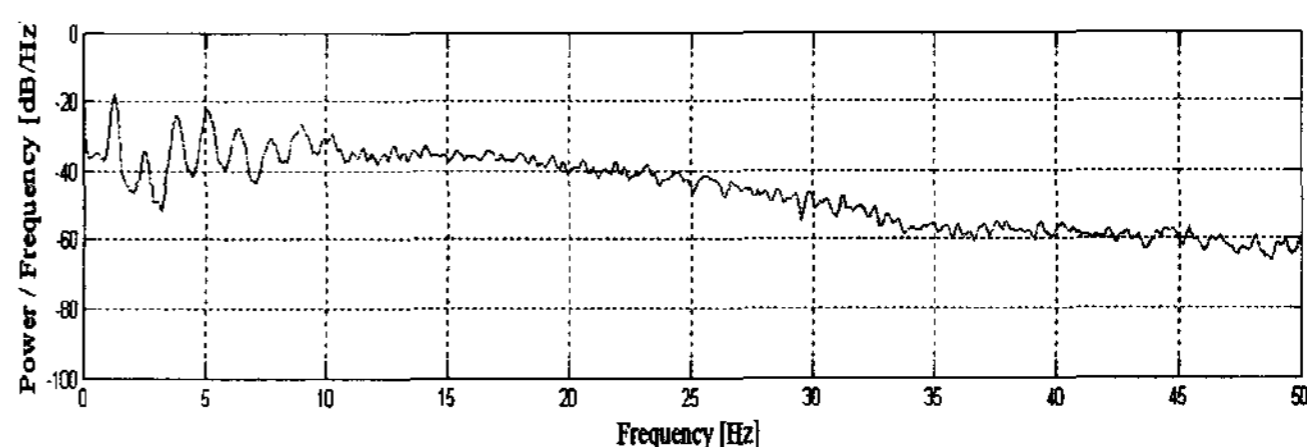
그림 10. 적응필터를 이용한 심전도 신호처리 결과

Fig. 10. Results of the ECG signal processing using adaptive filter.

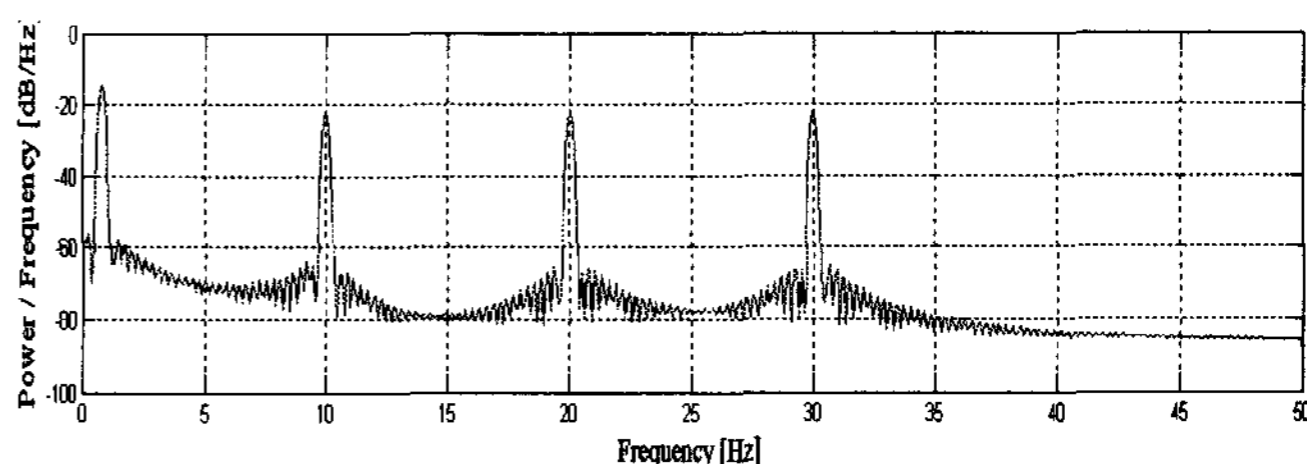
구현된 적응필터의 성능을 보다 객관적으로 평가하기 위하여 그림 10에 나타낸 각각의 파형에 대한 PSD(power spectral density)를 계산하였으며, 그 결과를 그림 11에 나타내었다. 그림 11의 (a)는 원 심전도신호의 PSD이며, (b)는 0.8Hz, 10Hz, 20Hz, 30Hz잡음성분의 PSD, (c)는 원 심전도신호에 잡음성분을 인가한 신호의 PSD결과이다. 일반적인 디지털 필터를 사용한 신호처리 결과를 그림 11의 (d)에 나타내었으며, 그림에서 확인 할 수 있듯이 0.8Hz 대역에서 주파수 성분의 외곡과 0.8Hz, 10Hz, 20Hz, 30Hz의 잡음성분이 존재함을 확인 할 수 있다. 그림 11의 (e)에

본 연구에서 제안한 적응필터를 거친 심전도신호의 PSD를 나타내었으며, 실험결과에서 확인 할 수 있듯이 각 신호의 PSD 비교분석을 통해 본 연구에서 적용한 적응필터의 잡음제거 성능을 확인 할 수 있다. 본 연구에 의해 구현된 적응필터를 통해 ST세그먼트와 주파수 대역이 겹치는 저주파 동잡음의 제거뿐만 아니라 심전도 대역과 중첩되는 다양한 잡음의 제거에 본 연구에서 제안하는 적응필터가 유용하게 사용될 수 있음을 보여준다.

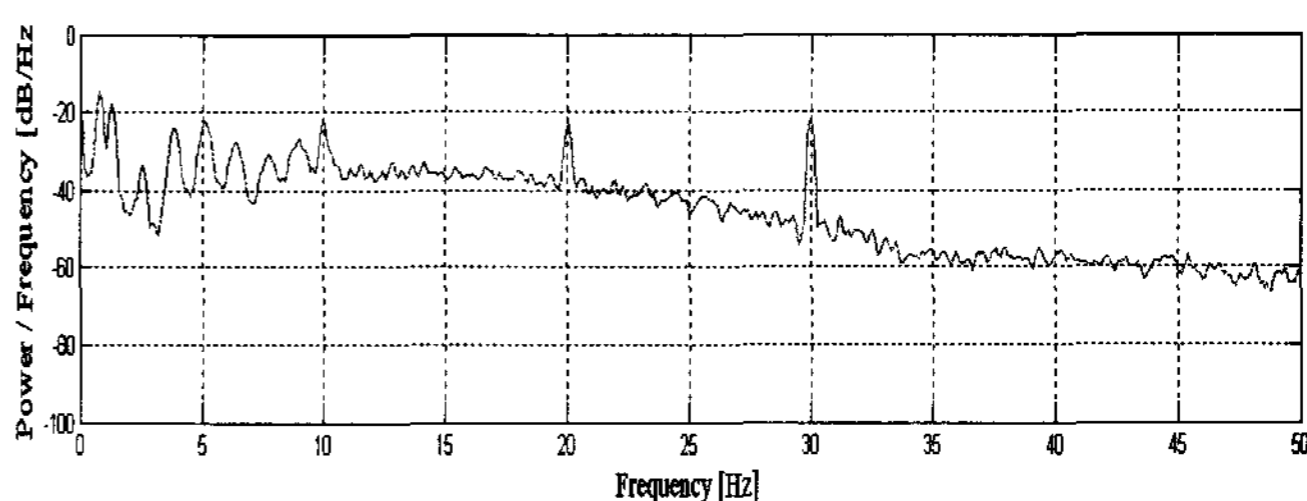
본 연구에서 제안한 적응필터의 동잡음제거 성능을 보다 정량화하여 평가하기 위해 건강한 20대 대학생 7명을 대상으로 심전도 LEAD1법으로 각각의 피험자에 대해 5회씩 반복 측정을 수행하여 총 35개의 심전도 데이터를 획득하였다. 획득한 심전도 데이터에 상기에 기술한 방식과 동일하게 0.8Hz, 10Hz, 20Hz, 30Hz의 인위적인 잡음신호를 인가하였고, 잡음이 포함된 신호를 일반적인 디지털필터와 적응필터를 적용하여 신호처리 하였다. 그리고 각각의 결과에 대해 PSD분석을 수행하였고, PSD결과로부터 심전도의 ST세그먼트 대역으로 판단할 수 있는 0.05 ~ 0.8Hz 대역의 PSD합을 계산하여 그 결과를 그림 12에 나타내었다. 그림 12를 살펴보면 적응필터를 적용한 경우의 PSD합은  $290 \pm 21$  dB/Hz로서 원 심전도 신호의 PSD합인  $293 \pm 9$  dB/Hz 와 비슷한 PSD합을 관찰 할 수 있으며, 이는 저주파 동잡음이 유입되어 ST세그먼트 대역의 PSD합( $231 \pm 28$  dB/Hz)이 크진 경우와 동잡음의 제거를 위해 고역통과필터 차단주파수를 높여 저주파성분의 외곡이 발생한 PSD합( $425 \pm 27$  dB/Hz)과는 확연히 차별화된 결과를 보여준다.



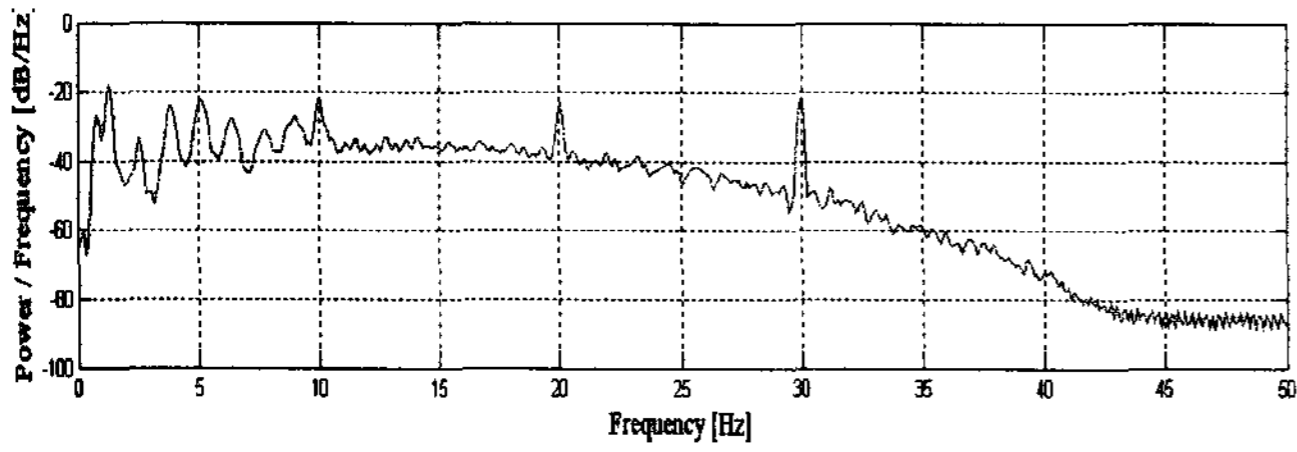
(a) Original ECG signal



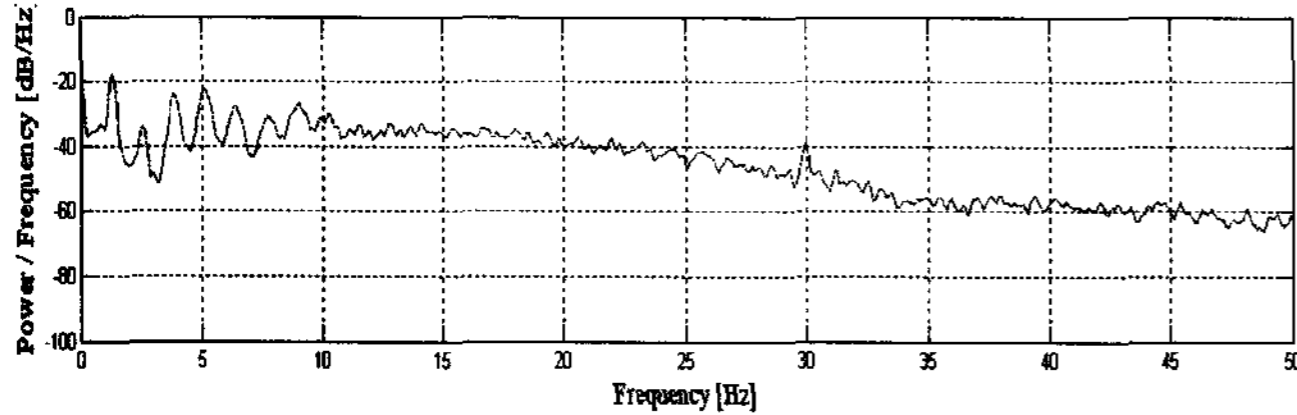
(b) noise signal



(c) original ECG + noise



(d) Output of the general digital filter(1~35Hz)



(e) Output of the adaptive filter

그림 11. PSD분석을 통한 심전도 신호처리결과

Fig. 11. Results of the ECG signal processing through PSD analysis.

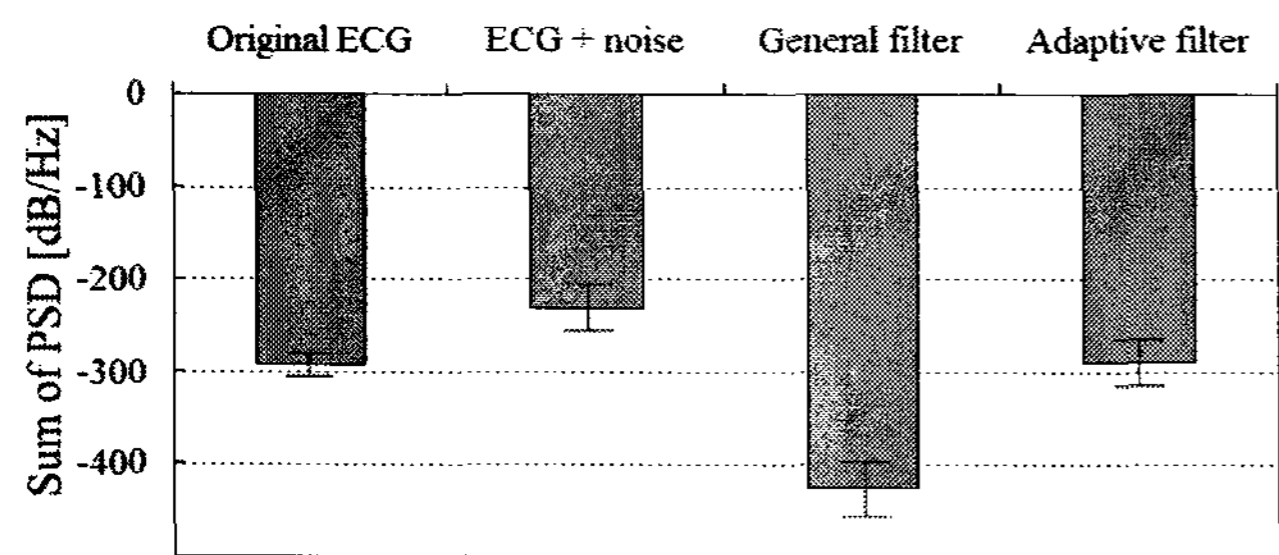


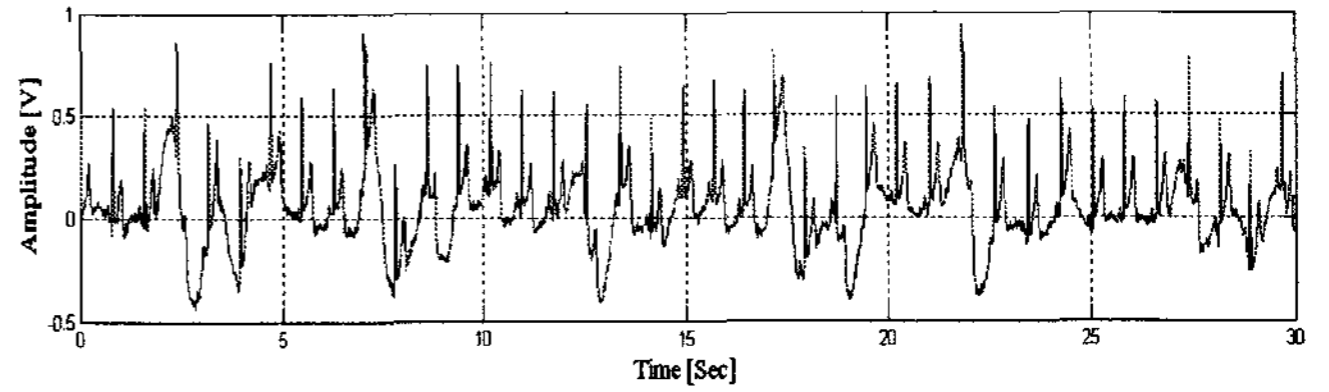
그림 12. PSD 분석결과(0.05~0.8Hz)

Fig. 12. Results of the PSD analysis(0.05~0.8Hz).

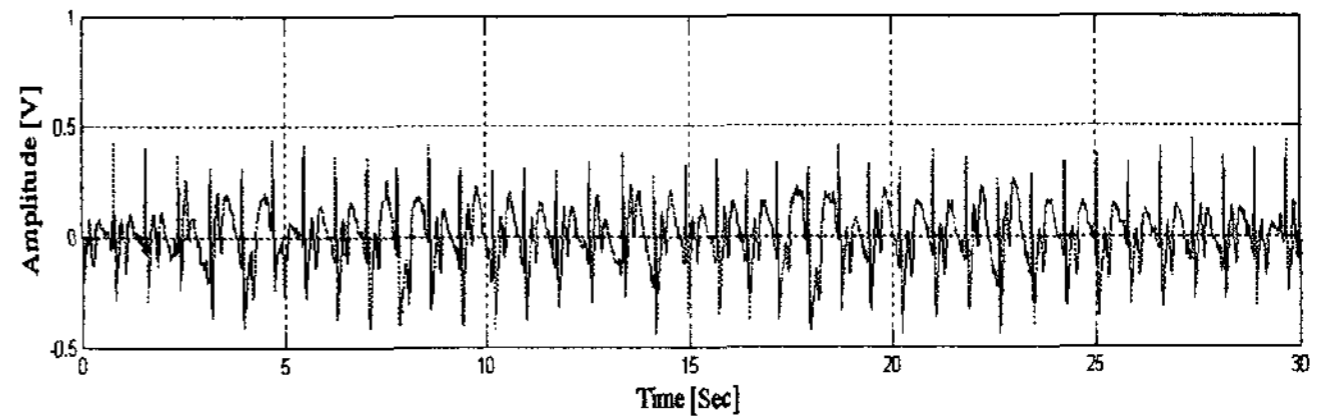
### 3.3 동잡음 심전도 계측평가

본 연구에서 제안한 동잡음 제거를 위한 적응필터의 실제 적용 가능성을 평가하기 위해 시간에 따라 잡음성분의 특성이 변화되는 인위적인 동잡음 환경에서 심전도 신호를 측정하고 적응필터를 적용하여 성능평가를 수행하고자 하였다. 이를 위하여 건강한 20대 대학생을 대상으로 편안하게 의자에 앉은 상태에서 독서를 하는 상태에서 페이지를 넘기는 인위적인 동잡음 상황을 연출하였으며, 이때 LEAD1법으로 심전도 신호를 계측하여 그 결과를 그림 13의 (a)에 나타내었다. 그림 13의 (a)를 살펴보면 페이지를 넘길 때 팔의 움직임에 따라 동잡음 신호가 많이 유입되었음을 확인할 수 있다. 심전도의 ST세그먼트와 중첩되는 동잡음의 제거를 위하여 차단주파수가 높은 고역통과필터를 적용한 결과를 그림 13의 (b)에 나타내었으며, 차단주파수가 높은 고역통과필터를 적용함에 따라 심전도 신호의 왜곡이 발생하였음을 확인할 수 있다. 본 연구에서는 동잡음 제거 시 심전도 신호 왜곡의 최소화를 위해 적응필터를 제안하였으며, 본 연구에서 제안한 적응필

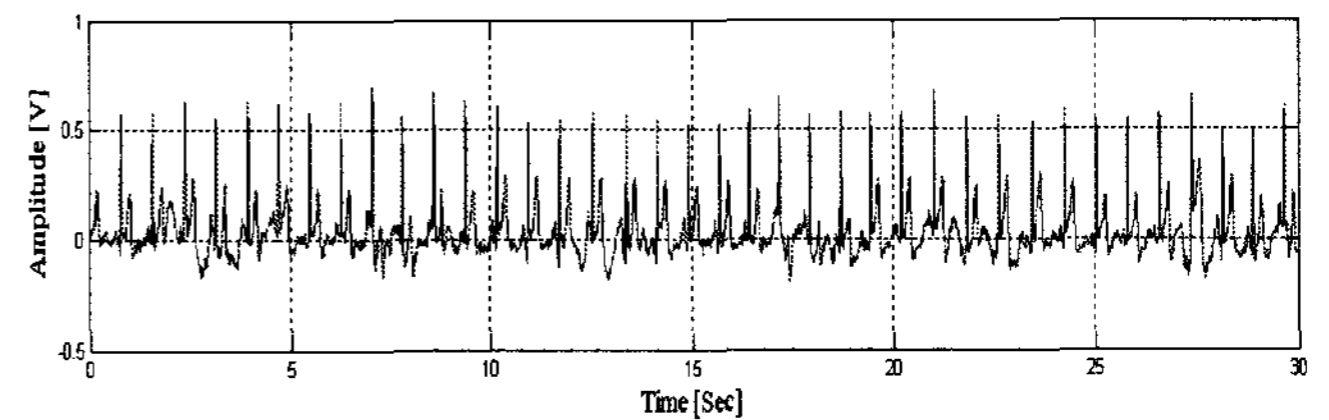
터를 실제 시간에 따라 변화하는 동잡음 환경에 적용하여 필터링을 수행한 결과의 일례를 그림 13의 (c)에 나타내었다.



(a) Measured ECG signal



(b) Output of the general digital filter(1~35Hz)



(c) Output of the adaptive filter

그림 13. 동잡음 심전도 신호처리 결과

Fig. 13. Results of the ECG signal processing including the motion artifact.

## IV. 결론

본 연구에서는 가정 내에서 지속적인 건강상태의 모니터링이 가능하고, 가벼운 움직임을 수반하더라도 심전도 계측이 가능한 시스템을 구현하고자 하였다. 이를 위하여 소형의 실시간 심전도 모니터링이 가능한 무선계측 시스템을 구현하였다. 특히 본 연구에서는 정적인 자세가 아닌 가벼운 움직임을 수반하더라도 심전도의 모니터링이 가능하고, 심전도 신호의 주파수 대역과 중첩되는 잡음이 발생하더라도 효율적인 신호처리를 수행할 수 있는 적응필터를 구현하였다. 그리고 구현된 시스템 및 Wiener필터의 성능을 평가하기 위하여 인위적인 잡음신호를 인가하고 일반적인 디지털필터와 적응필터를 적용하여 신호처리를 수행 후 각각의 결과에 대해 PSD분석을 수행하였다. PSD를 분석한 결과로부터 심전도의 ST세그먼트 대역으로 판단할 수 있는 0.05 ~ 0.8Hz 대역의 PSD합을 비교분석한 결과 적응필터를 적용한 경우의 PSD합은  $290 \pm 21$  dB/Hz로서 원 심전도 신호의 PSD합인  $293 \pm 9$  dB/Hz와 비슷한 수치를 보였다. 이는 본 연구에서 제안한 적응필터를 통해 심전도 신호와 대역이 중첩되는 잡음 제거가 가능함을 보여준다. 하지만 실제 동잡음 심전도 계측평가에서는 인위적인 잡음

신호를 생성하여 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 측정하고 가속도 변화로부터 동잡음 변화 특성을 추정하는 능동적 동잡음 제거기법에 관한 연구를 수행하고자 하며, 다양한 적응필터 간의 특성평가를 통해 동잡음 제거를 위한 최적의 신호처리 기법을 개발하고자 한다.

### 참 고 문 헌

- [1] 고령화 사회의 복지기술. KISTI 한국과학기술정보 연구원 2005. 12.
- [2] 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.
- [3] The MobiHealth Project. Innovative gprs/umts mobile services for applications in healthcare. <http://www.mobihealth.org/>.
- [4] 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.
- [5] S. Pavlopoulos, E. Kyriacou, A. Berler, S. Dembeyiotis, and D. Koutsouris., "A novel emergency telemedicine system based on wireless communication technology ambulance", *IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 2, No. 4, pp. 261 - -267, December 1998.
- [6] E. Jovanov, A. O'Donnell, D. Raskovic, P.G. Cox, R. Adhami, and F. Andrasik., "Stress monitoring using distributed wireless intelligent sensor system", *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, pp. 49 - -55, May 2003.
- [7] M. Akay, M. Sekine, T. Tamura, Y. Higashi, and T. Fujimoto., "Unconstrained monitoring of body motion during walking", *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, pp. 104-109, May 2003.
- [8] Jovanov, E., Milenkovic, A., Otto, C., and de Groen, P.C., "A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation", *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, Vol. 2, No. 6. March 2005.
- [9] Lorincz, K et al, "Sensor Networks for Emergency Response: Challenges and Opportunities", *IEEE Pervasive Computing, Special Issue on Pervasive Computing for First Response*, Vol. 3, No 4, October 2004.
- [10] Mejia-García J H, Martínez-de-Juan J L, Sáiz J L, García-Casado J and Ponce J 2003 Adaptive Cancellation of the ECG Interference in External Electroenterogram Proc. 25th Annual Int.Conf. IEEE/EMB (Cancun Mexico 2003).
- [11] Pandey V K and Pandey P C 2005 Cancellation of Respiratory Artifact in Impedance Cardiography, Proc Annual Int. Conf. IEEE, Engineering in Medicine and Biology(Shanghai, China 2005).
- [12] Soria E, Martínez M, Calpe J, Guerrero J F and Serrano A J 1999 A new recursive algorithm for extracting the fetal ECG. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica* 15 135-139
- [13] Ju-Woo Lee and Gun-Ki Lee, "Design of an Adaptive Filter with a Dynamic Structure for ECG Signal Processing, *International Journal of Control, Automation, and Systems*, Vol. 3, No. 1, pp. 137-142, March 2005.
- [14] 박광리, 이경중, 이병채, 정기삼, 윤형로, "스트레스 심전도의 근잡음 제거를 위한 Wavelet Interpolation Filter의 설계", *J Biomed Eng.*, Vol. 21, No. 5, pp. 495-503, 2000.



정 도 운 (Do-Un Jeong)

2000년 2월 동서대학교 전자공학(공학사)  
 2002년 2월 부산대학교 의공학(공학석사)  
 2005년 8월 부산대학교 의공학(공학박사)  
 2005년 3월 ~ 현재 동서대학교 컴퓨터정보공학부 전임강사

※주관심분야 : 생체계측, 신호처리, u-헬스케어



김 세 진 (Se-Jin Kim)

2007년 2월 동서대학교 정보통신(공학사)  
 2007년 3월 ~ 현재 동서대학교 디자인&IT대학원 유비쿼터스IT학과 석사과정

※주관심분야 : 신호처리, u-헬스케어