

# 전원잡음과 기저선변동을 고려한 이동형 ECG 센서모듈 및 모니터링 시스템 구현

## Portable ECG Sensor Module and Monitoring System Implementation Considering Reduction of Powerline Noise and Baseline Wander

오도창\*, 최동혁, 이홍우  
(Do Chang Oh, Dong Hyuk Choi, and Hong Woo Lee)

**Abstract :** A portable ECG sensor module and monitoring system which has the powerline noise reduction and the baseline wander removal is proposed. A small-size ECG sensor H/W module with the 8-bits microprocessor is implemented. The ECG waveform can be inspected anytime with PDA in real time, and transmitted to the PC through wireless LAN. Portable ECG system can offer the environment that give the lasting medical service to the elderly and the long-time hospitalized patients at the wanted place, and the system can be attached to the chair, wheel chair, treadmill, elderly walker and used to monitor the health condition of man

**Keywords :** powerline noise reduction, baseline wander removal, ECG sensor module, PDA communication, portable ECG

### I. 서론

기존의 심전도(ECG: Electrocardiogram) 측정은 병원에서 환자를 대상으로 표준 12유도법을 이용하여 누워 있는 상태에서 측정하는 심전계가 대부분이다. Holter 심전계를 출발로 휴대형 심전계의 개발이 본격화 되어 일본, 유럽 등에서 지속적으로 개발되고 있으나, 대부분 착용시 활동이 불편하고, 통신장치의 구성이 완성되어 있지 않으며, 장치의 가격이 매우 고가이다. 일상생활 중 갑작스럽게 발병할 수 있는 심장질환을 조기에 예방하고, 이로 인한 후유증을 최소화하며 심지어는 사망하지 않도록 하기 위해서 휴대형 측정 시스템의 개발과 연속적인 관찰이 필요하다. 이를 위하여 잡음에 대하여 심전도의 측정이 신뢰성이 있는, 장시간 착용에도 불편함이 없는, 사용자의 심장상태를 실시간 모니터링 할 수 있는 시스템 개발이 요구된다. 이 때 중요하게 다루어져야 할 잡음들은 전원잡음(powerline noise), 기저선 변동(baseline wander) 잡음, 근육잡음(muscle noise), 활동잡음(movement noise) 등의 잡음제거 부분과 통신을 위한 인터페이스의 설계이다[1,2].

본 논문에서는 실시간으로 심장의 건강 상태를 모니터링 할 수 있는 이동형 ECG 측정 시스템 개발에 대해 다룬다. 본 논문을 통해 해결하고자 하는 방향은 크게 세 가지로 요약된다. 먼저 저가의 8bit 범용 마이크로프로세서를 이용하여 소형 ECG 센서 모듈을 개발하고자 한다. 두 번째로 이동환경에 적합하게 전원잡음, 기저선변동, 근육잡음, 활동잡음 등의 영향을 줄이는 필터의 설계인데, 현재는 전원잡

음과 기저선변동 만을 고려하고 향후 활동잡음 등으로 확장할 것이다. 세 번째로는 ECG 모니터링시스템의 구현이다. 이동환경에는 PDA나 휴대폰을 통해 모니터링하는 것과 네트워크 무선통신모듈을 설계하는 방법으로 생각해 볼 수 있으나 본 논문에서는 우선 PDA 및 wireless LAN을 통한 통신을 활용하는 방법으로 제안한다. 이러한 이동형 ECG 측정 시스템은 무선 센서 네트워크 모듈의 개발과 함께 장기 입원 환자 및 노인성 만성질환자들이 원하는 장소에서 지속적으로 의료 서비스를 지원 받을 수 있는 환경을 제공함으로써 개인과 국가의 의료비 재정 부담을 줄이고 환자의 의료 서비스를 획기적으로 개선할 수 있다. 또한 헬스장 운동기구에 부착, 휠체어에 부착, 보행기에 부착함, 또는 운동복 착용시 부착되는 형태 등으로 해서 환자 및 노약자와 일반인들도 자신의 건강을 체크하는데 사용 할 수 있다.

### II. ECG 신호 측정 모듈 개발

심전도란 심박동과 관련하여 나타나는 심장 내 전위 변화를 신체 표면의 특정 부위에 부착한 전극(electrode)을 부착하여 심전도 측정 장비에 연결하여 그림으로 기록 및 모니터링 한 것이다. 심전도는 진료 및 수술 중에 심장의 이상 유무 확인에 이용되며 협심증, 심근경색, 부정맥 등 심장질환의 진단에 중요한 자료로 활용되고 있다. 심장의 최초의 전기적 흥분(impulse)은 동방결절에서 시작하여 심방, 방실 결절, his bundle, bundle branch, purkinje fiber 순의 차례로 전달하면서 아래와 같은 과정을 만들게 된다[3].

심전도는 두 부위간의 전위차를 기록하는 양극유도에 의한 방법과 전극을 부착시킨 부위의 전극을 기록하는 단극유도에 의한 방법으로 기록된다. 보통 표준 12유도가 사용되는데 표준 12유도란 표준(양극)유도(I, II, III), 사지(단극)유도(aVR, aVL, aVF), 흉부(단극)유도(V1, V2, V3, V4, V5, V6)를 말한다. 본 논문에서는 12 유도법 중 표준유도(사지

\* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수 : 2006. 4. 7., 채택확정 : 2006. 7. 26.

오도창, 이홍우 : 건양대학교 전자정보공학과

(docoh@konyang.ac.kr/dhchoi@konyang.ac.kr/zu7979@nate.com)

최동혁 : 건양대학교 의공학과

※ 본 논문은 산업자원부 원격계측 TIC 공동연구과제에서 지원하여 연구하였음.

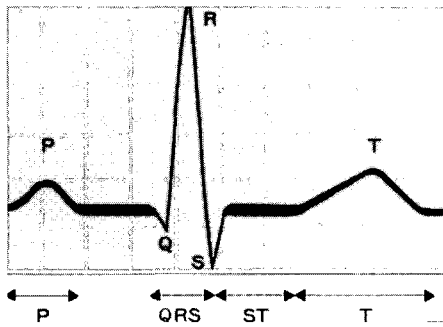


그림 1. 심전도 파형 및 P-QRS-T.  
Fig. 1. Electrocardiogram waveform and P-QRS-T.

유도) I을 사용하고 있으며 양쪽 팔을 이용하는 표준유도 I을 사용하므로써 표준유도 II에 비해 휴대용 측정의 편리성을 얻을 수 있다.

1. ECG 신호 측정 모듈

전극으로부터 측정된 심전도 신호는 0.1~150 Hz의 주파수 범위와 1~10mV 크기의 작은 신호이다. 이 작은 신호는 Instrumentation Amplifier를 사용하여 100배 증폭하게 된다. 그림 2에서 보듯이 하드웨어적으로 고역통과 및 저역통과 필터를 사용하므로써 측정 주파수대의 심전도 신호를 얻을 수 있다. 또한 HPF와 LPF의 차단주파수는 각각 0.1Hz와 150Hz로 결정하였다. 2차의 저대역필터 부분에서 추가적으로 약 10배 정도 증폭을 취해 주므로써 궁극적으로는 약 1,000배의 증폭이 이루어진다. 그러나 심장의 전기적 활동이 아닌 외부 노이즈에 의하여 심전도 측정 파형이 교란, 왜곡이 생길 수 있다. 노이즈의 원인으로 사용자의 신체활동에 의한 활동잡음, 근육잡음 및 기저선변동과 60Hz 전원 노이즈 등이 있으며, 이러한 노이즈 중 특히 호흡 등에 의한 기저선변동과 전원에 의한 60Hz잡음을 제거하는 신호처리 알고리즘을 제시하고 하드웨어적으로 구현하였다. 또한 신호처리보드의 마이크로프로세서(ATmega128)로부터 PDA와 통신하여 디스플레이 하며, 서버에 연결된 PC에서 심전도 파형을 모니터링 한다.

그림 2과 그림 3은 본 논문에서 개발된 ECG 측정 시스템의 하드웨어 블록 선도와 측정센서 모듈 및 전극을 나타내었다. 회로의 잡음을 줄이기 위해 생체신호전용 IC인 INA121 및 고성능의 op-amp(opa2277)를 사용하였고, 이를 PCB회로로 구현하였다. 이러한 IC들은 ±7V의 리튬 전원을 썼으며 CPU 구동을 위해 7805를 통하여 정전원 5V로 사용하였다. 따라서 기타 소자들을 포함하여 현재는 소형화 및 저전력의 문제는 적절히 고려되지 못한 상태이며, 시스템의 정밀도나 신뢰성을 기준으로 IC를 선정하여 설계된 engineering sample로 볼 수 있다. 전극은 기존의 회사 전극을 그대로 활용하였다. 그러나 실제 장시간 연속적인 측정이 가능하려면 wearable suit형태나 wrist watch형태로 변형하여야 할 것으로 판단된다.

2. 전원잡음(power line noise) 제거

60Hz 전원 노이즈로 인하여 ECG파형의 왜곡 및 정확한 파형 분석이 어렵게 된다. 아날로그 차동증폭기를 사용하여

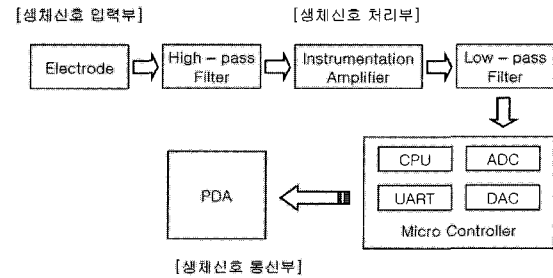


그림 2. 하드웨어 블록선도.  
Fig. 2. Hardware block diagram.

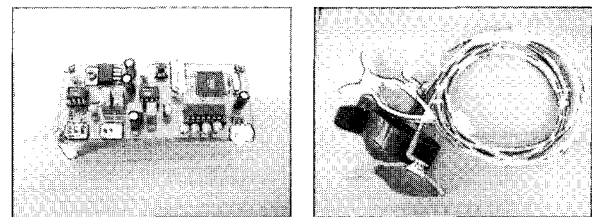


그림 3. 개발된 이동형 ECG 측정 시스템 및 사용된 전극.  
Fig. 3. The developed portable ECG system and electrodes.

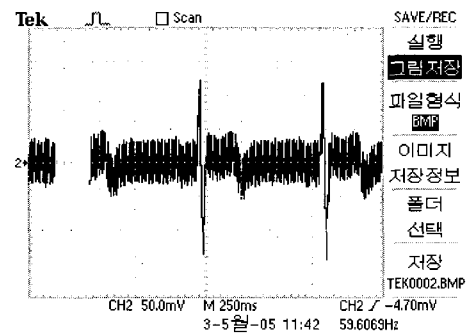


그림 4. 60Hz 전원 노이즈가 섞인 ECG 파형.  
Fig. 4. ECG waveform with 60Hz powerline noise.

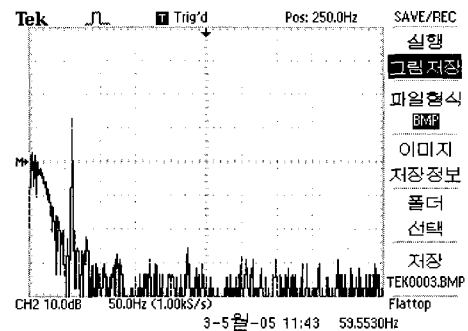


그림 5. 측정된 ECG 파형의 FFT.  
Fig. 5. Fast fourier transform of measured ECG waveform.

60Hz의 노이즈를 완벽하게 제거하는데 어려움이 있다. 즉 아날로그 회로로부터 제거 후에도 그림 4 및 그림 5와 같은 60Hz 부근의 잡음이 섞여 있음을 알 수 있다.

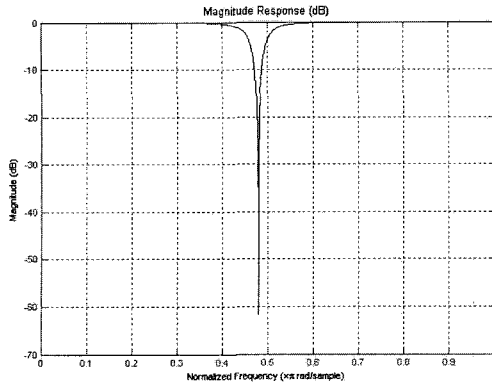


그림 6. Matlab로 구현한 IIR notch filter.  
Fig. 6. IIR notch filter designed using matlab.

본 논문에서는 이러한 60Hz 부근의 전원잡음제거에 Notch 필터를 사용한다. Notch 필터는 특정 영역의 주파수 성분을 제거하는 필터이며 이 잡음을 제거할 경우 잡음외의 다른 부분에는 거의 영향을 주지 않아야 한다[4]. 한편 IIR 필터(Infinite Impulse Response Filter)는 동일한 필터 차수에 대해 FIR 필터(Finite Impulse Response Filter)보다 주파수 응답이 우수하다. 반면에 극점 영역의 위치에 따라 필터의 안정성을 보장할 수 있도록 설계하여야 하고 비선형적인 위상 특성을 가지고 있다.

LTI(Linear Time Invariant) 시스템의 동적특성을 나타내는 이산방정식은 매우 중요하다. 이산방정식으로부터 시스템의 고유특성인 임펄스 응답을 구할 수 있고, 입력과 출력의 관계인 전달함수, 즉 필터를 구할 수 있다. 일반적인 이산방정식은 다음과 같이 구할 수 있다.

$$y[n] = \sum_{k=1}^N a_k y[n-k] + \sum_{k=0}^M b_k x[n-k] \quad (1)$$

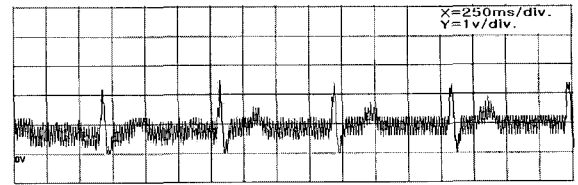
(1)에서 출력을 입력으로 나누면 IIR 필터의 전달함수를 구할 수 있다.

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_M z^{-M}}{1 - a_1 z^{-1} - a_2 z^{-2} - \dots - a_N z^{-N}} \quad (2)$$

Matlab에서 iirnotch 명령어와 대역폭과 차단주파수 및 차단주파수간의 넓이를 나타내는 변수들, 각각  $bw$ 와  $\omega_0$ 와  $Q$ 를 설정해서 IIR 필터를 구현할 수 있다. 그림 5에서 보듯이 전원잡음은 정확히 60Hz가 아니라 대략 58-61Hz 사이에 분포되어 있다. 따라서 notch 필터의 형태 또한 대역폭을 좀 넓게 잡아 주어야 전원잡음이 잘 제거됨을 알 수 있었다.

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{0.9298 + (-0.1168)z^{-1} + 0.9298z^{-2}}{1 + (-0.1168)z^{-1} + 0.8595z^{-2}} \quad (3)$$

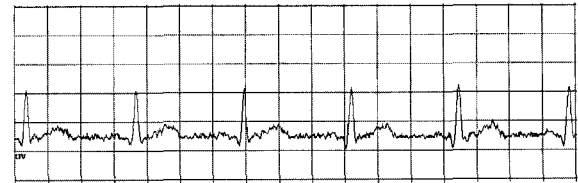
그림 6은  $Q = 10$ 으로 두고 matlab으로 구한 (3)의 notch 필터 특성이다. 그림 7은  $Q=1, 10, 100$ 의 경우에 matlab을 활용하여 설계된 IIR Notch Filter를 실제 cpu에 탑재하여 실행된 ECG 파형을 나타낸다. 여기서 그래프는 실시간으로 측정된 실험 결과이므로 각 그래프간에 R-R interval의 차이가 있을 수 있다.



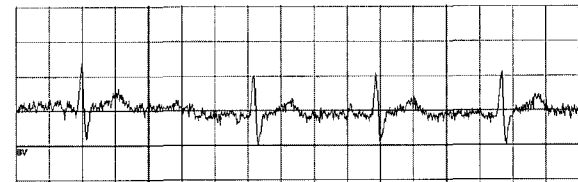
(a) Notch 필터 통과 전 파형



(b) Notch 필터 통과 후 파형(Q=1)



(c) Notch 필터 통과 후 파형(Q=10)



(d) Notch 필터 통과 후 파형(Q=100)

그림 7. 60Hz가 섞인 ECG 파형에서 IIR Notch Filter를 사용하여 60Hz 전원 노이즈를 제거한 파형.

Fig. 7. The ECG waveform which 60Hz powerline noise is removed using the IIR notch filter.

로 측정된 실험 결과이므로 각 그래프간에 R-R interval의 차이가 있을 수 있다.

### 3. 기저선 변동(baseline wander) 제거

심전도 측정 장치에서 받은 데이터를 1000개 단위로 기저선 변동 제거 알고리즘에 적용시킨 후 데이터를 선형 그래프로 PDA나 PC에 출력하게 된다. 기저선 변동은 주로 환자의 호흡이나 움직임에 의한 것으로(그림 8) 신호를 자동 해석하거나, 전문의가 심전도 신호를 분석할 때 오류를 가져오기 때문에 반드시 제거 되어야 한다. 기저선 변동 제거에는 크게 세 가지 방법이 있는데 그 중 첫 번째는 기저선 변동은 대부분 저주파로 구성되어 있기 때문에 wavelet이나 고주파 필터를 사용하여 저주파성분을 제거하는 방법이다[5]. 그러나 저주파를 제거하면 심전도 신호 자체의 저주파 성분에 왜곡이 나타나는 단점이 있다. 두 번째 방법은 입력 QRS complex로부터 median beat를 구하고 이를 주기적으로 갱신하여 신호에서 QRS complex를 검출하고 QRS complex를 제거한 후 남은 신호에서 기저선 변동 및 다른 잡음을 제거하는 것이다[6]. 이 방법은 median beat를 안정

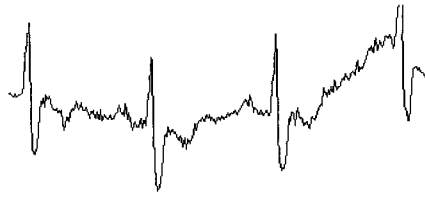


그림 8. 기저선 변동이 있는 심전도 신호.  
Fig. 8. ECG signal with baseline wander.

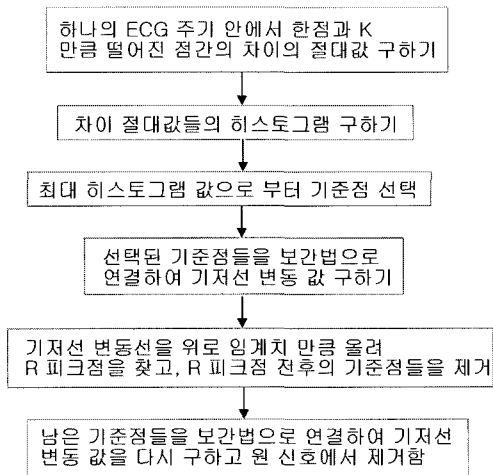


그림 9. 기저선 변동 제거 과정.  
Fig. 9. The procedure of baseline wander removal.

적으로 갱신하는 것이 어렵다. 세 번째는 모폴로지(morphology)를 이용하는 방법으로 반복적 확장/축소에 의해 심전도의 QRS complex를 검출하고 원 신호에서 QRS complex를 제거하여 기저선 변동을 찾는 방법이다[7]. 이 방법은 기저선이 급격하게 변하는 경우 신호 왜곡이 발생하는 단점이 있다.

본 논문에서는 위의 문제를 해결하고자 한 주기 심전도 신호 중 변화 정도가 균일한 부분을 통계적으로 찾아내고 이 부분을 보간법으로 연결하여 기저선 변동을 찾아 제거하여 기저선 변동이 천천히 변하는 경우나 급격하게 변하는 경우에 상관없이 처리하고자 한다. 그림 9에는 기저선 변동 제거 방법을 flow-chart로 보여준다.

• 기저선 변동 제거 알고리즘

- ① 다음 그림에서처럼 하나의 심전도 주기 안에서 한 점의 값과 K 만큼 떨어진 점간의 값 차이의 절대값을 구한다.
- ② 하나의 심전도 신호 주기에 대해 이 차이 절대값들의 분포도(히스토그램)을 구한다. 이 분포도 값들 중 최대값(최대 빈도)을 찾는다. 이 최대값을 가지는 절대값을 찾아내고 이 절대값을 가지는 점들을 검출해낸다. 이 점들을 기준점이라고 한다. 아래 그림에서 보듯이 완만한 경사지는 경우가 기울기에 해당되는 차이의 빈도가 최대로 선택된다. 경사가 급한 기저선 변동의 경우로 완만한 경우에 비해 이 기울기에 해당되는 차이의 빈도가 오른쪽에 위치한다.
- ③ 위 절차 1,2를 여러 주기에 대해 반복 수행하고 검출된 다수의 기저선 변동을 반영하는 기준점들을 보간법으로

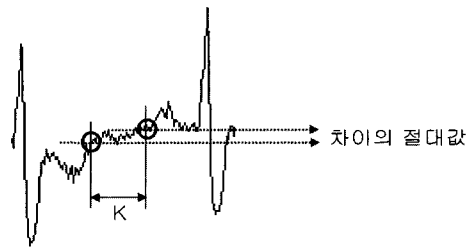
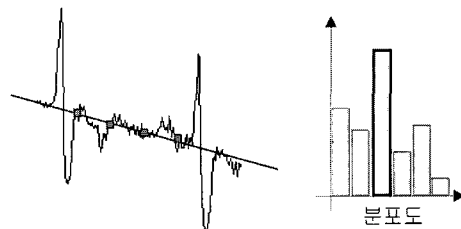
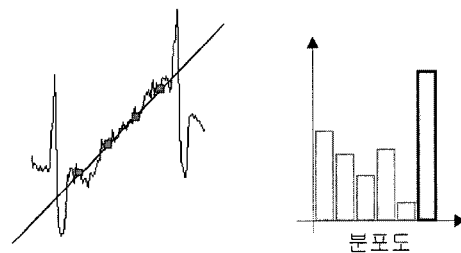


그림 10. 한 주기에서 차이의 절대값.  
Fig. 10. The absolute value of difference in one period.



(a) 완만한 경사를 가지는 경우



(b) 급격한 경사를 가지는 경우

그림 11. 최대 빈도값을 가지는 기준점 검출.  
Fig. 11. Detect of reference point with maximum frequency.

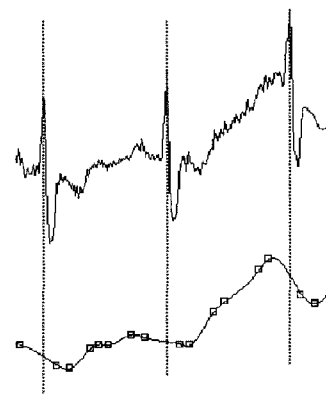


그림 12. 보간법으로 얻어진 기저선 변동.  
Fig. 12. The baseline wander obtained by interpolation.

연결하여 기저선 변동을 구한다(그림 12).

- ④ 절차 3에서 구한 기저선 변동값으로부터 위로 주어진 임계치 만큼 이동시키고, 이동시킨 기저선 변동값과 원 심전도 신호와의 교차점을 구한다. 시작 교차점과 종료 교차

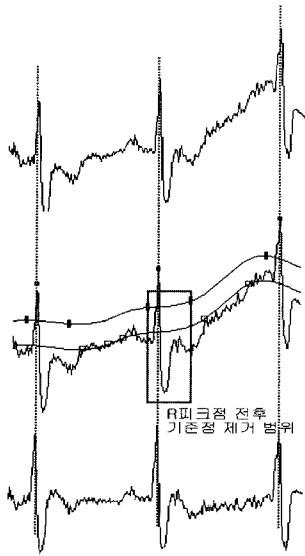


그림 13. 기저선변동이 제거된 심전도 신호.  
Fig. 13. The baseline wander removed ECG signal.

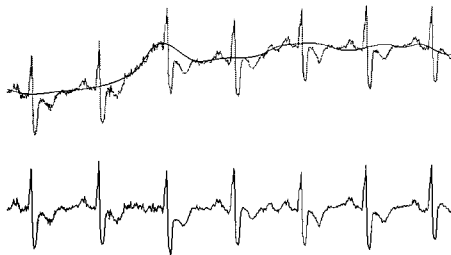


그림 14. 기저선 변동 제거 결과.  
Fig. 14. The result of baseline wander removal.

점사이에서 최대값을 구하면 이 최대점을 가지는 점이 R 피크점이 된다. 이 R 피크점으로부터 이전, 이후 주어진 범위를 설정하여 이 범위 안에 들어가는 기준점들은 제거한 후 다시 보간법으로 기저선 변동을 찾아낸 후 원 신호에서 제거 한다(그림 13). 이렇게 하는 이유는 R 피크점 주변의 기준점들은 변동이 심해 기저선 변동을 잘 나타내지 못하기 때문이다.

이 방법의 효과는 심전도 신호의 일반적 기저선 변동 및 급격한 변동을 효과적으로 제거하기 위해 한 주기 심전도 신호 안에서 통계적 방법으로 기저선 변동에 해당되는 검출점을 찾고, R 피크점 주변의 검출점들은 제거함으로써 보다 강건한 기저선 변동을 찾는 것이 가능하며, 기저선 변동이 천천히 변하는 경우나 급격하게 변하는 경우에 상관없이 처리된다. 또한 한 주기 심전도 신호 안에서 통계적 방법으로 기저선 변동에 해당되는 검출점을 찾고 현재 주기의 전후 한 주기로부터 기저선 변동을 보간법에 의해 찾게 되므로 최대 시간 지연은 하나의 R-R 구간이 되므로 실시간 적용이 가능하다. 일반적으로 기저선 변동은 호흡과 호흡에 의한 전극 변위에 의해 발생되며 본 논문에서와 같이 이동형의 경우 전극 변위의 영향은 더욱 커서 기저선 변동의 주파수 대역은 매우 넓어지며 기존 단일 차단 주파

수를 가지는 고주파 필터로 제거하기에는 제한이 많다. 그러나 본 논문의 통계적 방법은 매 주기마다 기저선 변동값을 추정하고 이를 보간법으로 연결하여 처리하므로 넓은 주파수 대역을 가지는 기저선 변동에 보다 유용하며, 대신에 계산량 부담이 크다.

실제 class 1 MIT-BIH noise stress test database로부터 ECG sample을 얻어서 제안한 기저선 변동알고리즘을 적용하여 구한 ECG 실험 파형이 아래 그림에 나타나 있다.

III. PDA 및 PC와의 통신

1. PDA와 통신

PDA에서의 프로그램은 크게 5가지 기능을 가지고 있다. 심전도계로부터 RS-232를 통해 전송되는 데이터를 수신하고, 수신된 데이터를 보간법을 적용한 이후의 데이터를 가지고서, PDA화면에 선형그래프로 출력을 하게 된다.

수신된 데이터를 zlib 라이브러리를 사용하여 무손실 압축 후에 무선랜으로 연결된 TCP/IP를 통하여 압축데이터를 PC로 전송한다. PDA는 심전도 센서로부터 RS-232C를 이용하여 데이터를 전송 받는다. PDA에서 데이터 출력은 아래의 그림 16에 나타나 있다. 출력 화면에서의 격자의 간격은 세로축은 전압축으로 0V에서 5V의 범위로 1V 간격의 격자이다. 가로축은 시간축으로 0.25초의 간격을 가진다.

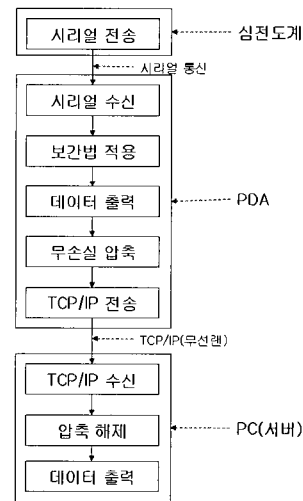


그림 15. PDA 처리 과정.  
Fig. 15. Procedure of PDA processing.

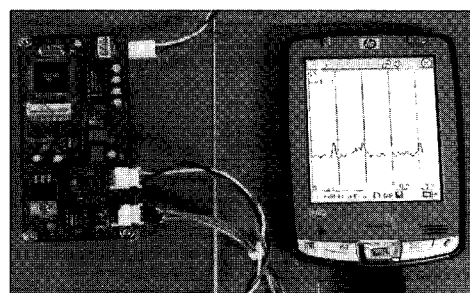


그림 16. PDA에서 측정된 ECG 파형.  
Fig. 16. ECG waveform measured on PDA.

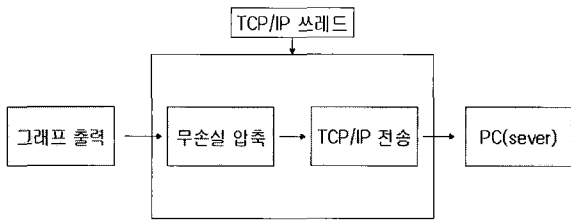


그림 17. 압축/전송 스레드.

Fig. 17. Compression/transmission thread.

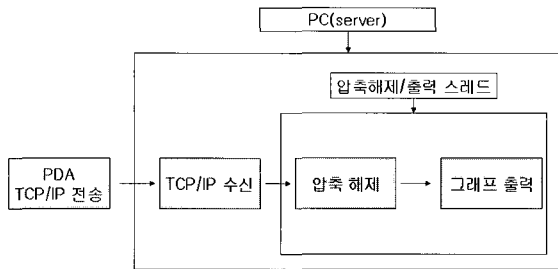


그림 18. PC와의 통신 구성도.

Fig. 18. Communication block diagram with PC.

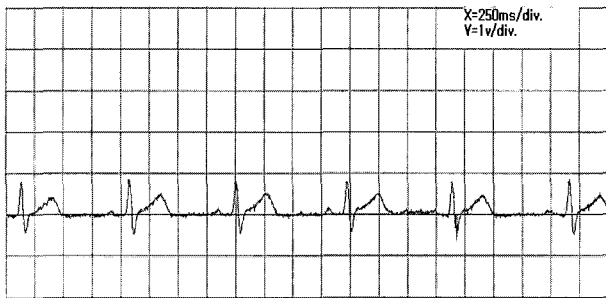


그림 19. PC에서의 ECG 파형.

Fig. 19. ECG waveform in PC.

2. 무손실 압축 및 PC(sever)와의 통신

데이터량을 줄이기 위해 zlib 라이브러리를 사용하여 무손실 압축을 하였다. 또한 gzip 압축을 하여 1.5:1 정도의 압축효율을 보여준다. 압축/전송 스레드에서는 그래프 출력한 후에 데이터를 200개 단위로 압축을 한 후, PC에 전송을 하게 된다.

PDA(client)와 PC(server)간의 데이터 전송은 무선 랜을 이용하며 TCP/IP를 통신을 한다. PC(server)에서는 PDA에서 TCP/IP로 전송한 데이터를 수신하고, 이 수신한 데이터를 압축 해제하여 이 데이터를 다시 PC에 선형그래프로 출력하는 기능을 가진다.

앞에서 설계된 센서보드 및 PDA와 wireless LAN통신을 거쳐 PC에 ECG 파형을 나타낸 그림 20에서 확인할 수 있듯이 결과적으로 전원잡음과 기저선변동의 영향이 거의 없는 ECG 파형을 얻을 수 있었다.

IV. 결론

본 논문에서는 실시간으로 심장의 건강 상태를 모니터링

할 수 있는 이동형 ECG 측정 시스템 개발 및 power line noise와 baseline wander 제거 알고리즘에 관해 논하였다. 이를 위해 먼저 저가의 8bit 범용 마이크로프로세서를 이용하여 소형 ECG 센서 모듈을 개발하였다. 이것은 시스템의 정밀도나 신뢰성을 기준으로 IC를 선정하여 설계된 초기의 프로토타입 샘플이고, 향후 제품화를 위해서는 저전력, 소형화를 고려하여 3V 전원을 사용하고자 하며 단극성 3V 전원용 instrumentation amp 및 op-amp와 AVR 칩을 선정하고자 한다. 두 번째로 이동환경에 적합하게 전원잡음, 기저선변동의 영향을 줄이는 디지털필터를 설계하였으며 향후 활동잡음의 영향을 줄이는 방향으로 확장할 것이다. 실제로 이동환경에서의 측정도 표준유도 중 한 가지 유도법만을 쓰는 방법으로는 정확한 심전도의 검출을 기대하기는 힘들다. 따라서 이러한 잡음영향의 제거도 ECG로부터 추출하려는 파라미터의 종류에 따라 그 정확성 요구가 달라진다. ECG의 P-QRS-T파형으로부터 duration, interval, amplitude 등 여러 가지 파라미터를 유도할 수 있지만 현재의 이동환경에서는 부정맥과 심근허혈 혹은 경색 등의 임상적 심장소견과 R-R variability(심박간격 변화율)과 HRV(Heart Rate Variability: 평균심박동수 변이율) 및 power spectrum을 통한 교감/부교감 자율신경계의 초보적 진단을 목표로 하는 것이 좋을 것으로 보인다. 세 번째로는 ECG 모니터링시스템의 구현이다. 이동환경에는 PDA나 휴대폰을 통해 모니터링하는 것과 네트워크 무선통신모듈을 설계하는 방법으로 생각해 볼 수 있으나 본 논문에서는 우선 PDA 및 wireless LAN을 통한 통신을 활용하는 방법으로 제안하였다. 따라서 향후 사용자의 착용 편의성과 거부감을 최소화 하기 위하여 사용 전극의 무선화와 측정 시스템의 소형화 개발에 지속적인 연구가 필요하겠다. ‘이동형 ECG 측정 시스템’은 장기 입원 환자 및 노인성 만성질환자들이 원하는 장소에서 지속적으로 의료 서비스를 지원 받을 수 있는 환경을 제공하고 또한 헬스장 운동기구에 부착, 자동차 핸들에 부착 등으로 해서 일반인들도 자신의 건강을 체크하는데 사용할 수 있을 것으로 보인다.

참고문헌

- [1] J. Lambourn, "Portable ECG logger," *Ph.D. Dissertation, Department of Electrical and Computer Engineering, University of Queensland*, Oct. 2003.
- [2] C. J. Harland, T. D. Clark, and R. J. Prance, "Electric potential probe-new directions in the remote sensing of the human body," *Measurement Science and Technology*, vol. 13, pp. 163-169, 2003.
- [3] J. Enderle, *Introduction to Biomedical Engineering*, San Diego, Calif.: Academic Press, 2000.
- [4] C. C. Tseng and S. C. Pei, "Stable IIR notch filter design with optimal pole placement," *IEEE Trans Signal Processing*, vol. 49, no. 11, pp. 2673-2681, November 2001.
- [5] D. Cuesta-Frau, D. Novak, V. Eck, J. C. Pérez-Cortés, and G. Andreu-García. "Electrocardiogram baseline

removal using wavelet approximations," *In BIOSIGNAL 2000*, pages 18-20, Brno (Czech Republic), 2000.

- [6] W. Kaiser and M. Findeis, "Novel signal processing method for Exercise ECG," *International Journal of Bioelectro-magnetism*, no. 1, vol. 2, 2000.

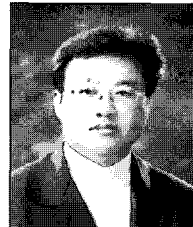
- [7] S. H. Oguz and M. H. Asyali, "A morphology based algorithm for baseline wander elimination in ECG records," *Proceedings of the 1992 International Bio-medical Engineering Days*, pp. 157-160, 1992.



**오도창**

1991년 경북대 전자공학과(학사). 1993년 경북대 대학원 전자공학과(석사). 1997년 경북대 대학원 전자공학과(박사). 1997년 3월~1997년 8월 창원대학교 국책초빙교수. 1997년 8월 현재 건양대학교 전자정보공학과 부교수. 관

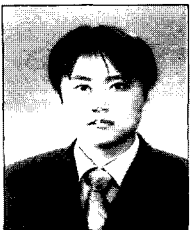
심분야는 강인제어, 모델 및 제어기 차수축소, 시간지연 시스템, 퍼지제어, 산업응용제어, 생체계측시스템 등.



**최동혁**

1986년 연세대 전자공학과 학사. 1988년 연세대 대학원 전자공학과 석사. 1993년 연세대 대학원 전자공학과 박사. 1993년 3월~2006년 2월 건양대학교 컴퓨터공학과 부교수. 2006년 3월 현재 건양대학교 의공학과 교수. 관심

분야는 영상처리, 패턴인식, 생체신호처리 등.



**이흥우**

2005년 건양대 전자정보공학과 학사. 현재 동 대학원 정보전자공학과 석사과정. 관심분야는 생체신호처리, 디지털 신호처리 등.