

안드로이드기반의 심전도(ECG, Electrocardiogram) 측정 시스템 설계

Design of ECG Measurement System based on the Android

김 용 식* 김 중 기**
Woong-Sik Kim Jong-Ki Kim

요 약

최근 생체신호 측정 기술의 비약적인 발전으로 기존 데스크톱 컴퓨팅 환경은 급속히 임베디드 시스템 기반의 환경으로 변화하고 있다. 이에 본 논문에서는 병원의 심전도 측정기기에 준하는 데이터의 정밀도를 가지는 안드로이드 기반 심전도 측정 시스템을 구현하였다. 대부분의 의료용 기기에서 가장 문제가 되는 것은 PC와의 연동을 위하여 별도의 통신 수단이 필요하지만 본 연구에서는 안드로이드가 포팅된 임베디드 시스템에서 사용하기 때문에 별도의 통신수단이 필요 없이 바로 심전도의 측정이 가능하다. 또한, 심전도 측정을 위한 앱(어플) 프로그램을 개발하여 보다 편리하고 간편하게 심전도를 측정 할 수 있도록 하였다.

ABSTRACT

As the recent advanced in BIO signal measurement technology, our computing platform is rapidly shifting from desktop PCs to Embedded System. Therefore, In this paper introduces an implementation of the same precision as a hospital ECG system on the Android. The most important fact of the hospital system is connectivity among the PC such as separate means of communication, we can eliminate the separate means of communication through the Porting Embedded System on Android that can be receive ECG signal directly. We also implementation ECG App on Android that can analyze and show the data result directly.

☞ keyword : ECG(심전도), BIO Signal(생체신호), Android(안드로이드), u-Healthcare(u-헬스케어), Measurement System(측정시스템)

1. 서 론

심전도(ECG)란 심장전기도의 약칭으로, ECG 또는 EKG로 약기한다. 어떠한 근육이 수축할 때에는 탈분극(depolarizaion)이라는 전기적 변화현상이 체표면에서 검지되게 된다[1]. 그리고 이러한 원리를 이용하여 심방근육의 연속적인 전기분극작용에 의한 결과로 인체표면에 부착시킨 두 전극간의 전위차, 또는 신체 표면상의 한 점의 전위변화를 기록계 또는 모니터상에 그려 낸 것이 ECG이다. ECG 검사는 일반적으로 심근의 이상이나 심실비대, 심장내의 전기적 흥분 부위의 이동, 흥분전도의 이상 등을 임상적으로 검사의 기능을 검사하는 중요한 수단이다[2]. 이와 같이 검출된 ECG 신호는 P,Q,R,S,T라는 이름으로 불리는 부분을 갖게 되며 이들의 크기, 간격, 형태, 주기 등이 ECG 신호 해석의 중요한 요소로 사

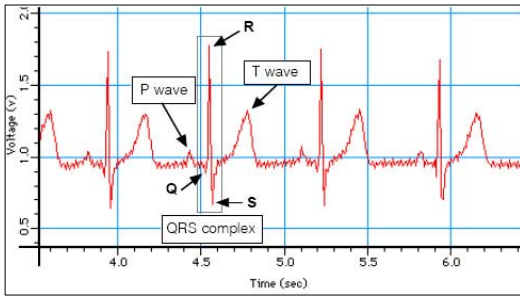
용되어 진다. 이와 같은 심전도 검사는 심장질환 검사의 한계를 가지나 검사의 실시가 간편하고 전혀 고통을 주지 않는 비침습적(noninvasive)이라는 장점 때문에 심장질환 진단 및 기능 평가에 대단히 중요한 검사법으로 이용되고 있다[3].

정상적인 심장은 수축할 때마다 미량의 활동전류를 내보낸다. 즉 심장 근육은 정지 상태에서 편극되어 있다. 세포막을 지나는 이온들이 비 균등하게 편중되어 있고 세포막의 바깥쪽에 양의 나트륨 이온의 과다는 세포막의 안쪽에 비해 양전하를 띠는 원인이 되어 셀의 안쪽 전위는 바깥쪽보다 약 90mV 작은 적위상태에 있다. 이 90mV 차이를 정지전위(Resting Potential)이라고 부른다. 전형적인 세포막은 비교적 나트륨을 투과시키지 않는 상태에 있으나, 어떤 나트륨 이온이 세포 내부로 이동하게 되면 셀 주변의 전기장 내에 변화(탈분극)을 일으킨다. 이것은 음에서 양이온으로의 셀 전위를 변화시키고 그 반대는 활동전위라 부르는 전압펄스가 존재한다. 근육세포에서 작용전위는 근육수축을 일으키게 되고, 이때 심장 전체에 대한 탈분극과 재편극의 영향은 피부표면상에서 측정될 수 있다[4].

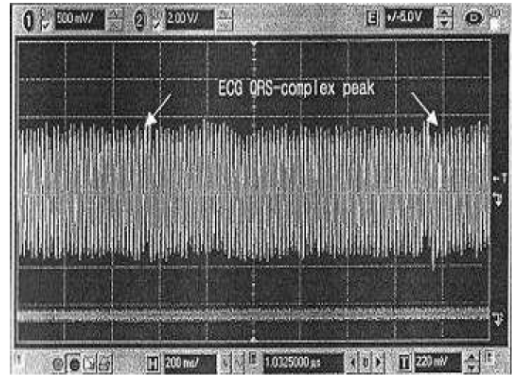
* 정 회 원 : 건양대학교 전자정보공학과 교수
wskim@konyang.ac.kr

** 정 회 원 : 건양대학교 정보보호학과 교수(교신저자)
jkkim@konyang.ac.kr

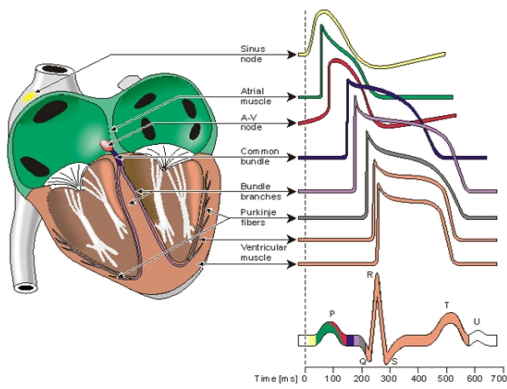
[2011/12/21 투고 - 2011/12/23 심사 - 2012/01/17 심사완료]



(그림 1) 전형적인 심전도 그래프



(그림 3) Raw ECG신호



(그림 2) 심장 해부도 및 일반적인 ECG 파형

ECG의 한 부분은 전기적인 변화를 나타내지 않는 평평한 직선을 보여주는데 이 직선을 등전선(isoelectric line)이라고 부른다. 이 직선으로부터 편차는 심장 근육의 전기적인변화를 나타내며, ECG에서 등전선으로부터 첫 번째 편차는 다시 등전선으로 돌아오는 상황플스이다. 이것이 'P'파이며 약 0.04초간 지속된다. P파는 심방의 탈분극에 기인하고 심방의 수축과 연관된다. 방실계가 탈분극 된 후 'Q'파라고 불리는 하향플스가 존재한다. 짧은 'Q'파 후에 'R'파 라고 불리는 급격한 상승파가 있고 연이어 강한 하향 'S'파 가 뒤따른 다음 등전선으로 돌아가게 된다. 이 세 개의 파동을 모두 'QRS complex'라고 부른다[5].

이러한 복합곡선은 심실의 수축과 연관된 탈분극에 기인한다.

짧은 주기의 시간 후에 수축작용에 포함되어있는 나트륨과 칼슘이온은 나트륨-칼슘펌프를 포함하는 과정에서 원래위치로 돌아간다. 이러한 이온의 운동은 상향파를 만들어내고 다음 등전선으로 돌아온다. 이 상향파를 'T'파'라 부르며 심실의 재편극을 나타낸다. 심방은 QRS

complex 동안 재 편극 되고 따라서 이러한 재편극 과정은 분리되어 측정할 수 없다. 'P'파'에서 'T'파'까지의 과정이 심장박동 주기를 나타낸다.

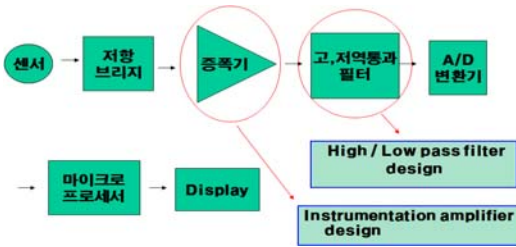
본 논문에서는 ECG 생체신호를 전문적인 병원용 의료시스템 대신에 개인이 개별적으로 소지하고 있는 안드로이드가 포팅된 모바일 스마트기기에 구현함으로써 간편하게 생체신호 측정 및 분석이 가능하도록 하여 유비쿼터스 환경에서 효과적으로 질병을 예방할 수 있도록 하였다.

또한, 데이터를 분석할 수 있는 앱 소프트웨어를 개발함으로써 유비쿼터스 환경에서 효과적으로 활용할 수 있는 u-Healthcare 시스템을 설계하였다.

2. 본 론

일반적으로 사용하는 측정 모듈에서 측정한 심전도 측정모듈에서는 3-채널 ECG를 측정한다[6]. 표준 12채널 ECG에서는 사지와 가슴에 전극을 부착하고 신호를 측정한다. 그러나 측정모듈에서는 양 팔과 왼쪽 다리의 접촉되는 면을 통하여 전달되는 전위의 차를 증폭하고 필터를 통과시켜 ECG 파형을 측정하였다. 다음 (그림 3)은 오실로스코프로 실제 측정한 ECG 신호를 보인다.

위의 그림에서 보면 60Hz 전원 noise에 심전도 파형이 파묻혀 QRS-complex의 피크와 전체적인 윤곽만 나타나는 것을 볼 수 있다. 따라서 심전도 신호로부터 깨끗한 ECG 신호를 유도하기 위해서는 적절한 필터를 구현하는 것이 필요하다[7]. 본 논문에서는 깨끗한 ECG 신호를 측정하기위하여 잡음(Noise) 제거를 위한 필터구현을 3단계로 진행하였다. 먼저 전원 잡음을 제거하기 위하여 Band



(그림 4) 심전도 측정 모듈 블록도

Rejection 필터를 사용하였으며, 다음으로 잡음 제거를 위하여 Low Pass 필터를 적용 하였고, 마지막으로 DC 성분 의 노이즈 필터링을 위하여 High Pass 필터를 적용하여 실험 하였다.

본 연구에서 실험하는 심전도 측정 모듈은 심전도 신호를 센서부에서 측정하여, 저항 브리지, 증폭기, 고,저역 통과 필터, A/D 변환기를 거쳐 마이크로 프로세서에서 결과 값을 구하여 디스플레이 장치에 출력한다. 이때, 증폭기 부분과 고, 저역통과 필터에서 잡음을 필터링하여 보다 정확한 심전도 신호를 얻게 된다.

심전도의 검출은 인체에 연결된 3개의 Electrode로부터 생체신호를 입력받는 부분이 포함되며, RC 적분회로, 전압이득을 1로 하면서, 전류 및 임피던스를 최대로 증대시키기 위한 회로, 입력받은 생체신호를 증폭시키기 위한 11의 Gain을 갖는 Instrumentation amplifier가 검출부의 전반부에 포함된다. 검출부의 후반부에는 임상에서 사용하는 심전도 회로가 일반적으로 0.1Hz부터 100Hz까지의 신호를 사용하므로 이를 필터링하기 위한 High Pass Filter와 Low Pass Filter를 구현하였다. 또한 60Hz의 전원 Noise를 제거하기 위한 회로가 포함되었다.

3. 실험 및 결과

3.1 노이즈 필터링

본 모듈에서는 DIRECT FORM-II의 형태로 2차의 IIR(Infinite Impulse Response) 필터를 구현하였으며 N차의 차수를 가지는 시스템 전달함수는 식 1과 같이 나타낼 수 있다.

$$H(z^{-1}) = \frac{Y(z^{-1})}{X(z^{-1})} = \frac{b_0 + b_1z^{-1} + b_2z^{-2} + b_Nz^{-N}}{1 - a_1z^{-1} + a_2z^{-2} + a_Nz^{-N}} \quad (식 1)$$

식 1의 분자와 분모에 각각 $X(z^{-1})$ 을 곱하고 Inverse Z-transform을 취하면 식 2와 같다.

$$y(n) = b_0x(n) + b_1x(n-1) + b_2x(n-2) \quad (식 2)$$

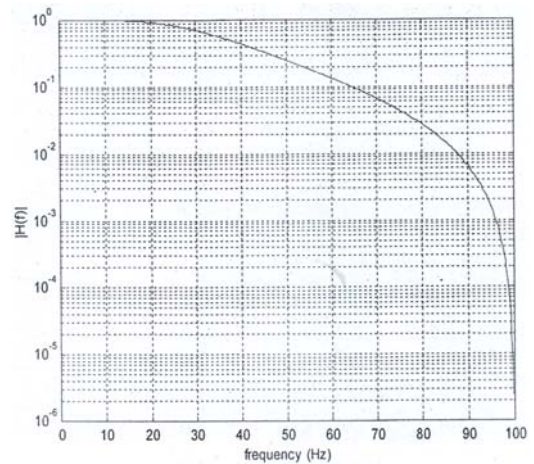
$$u(n) = a_0x(n) + a_1x(n-1) + a_2x(n-2)$$

식2에서의 계수들은 MATLAB을 이용하여 구한다. (그림 5)에서는 샘플링 주파수가 200 Hz 일 때 차단 주파수가 30Hz인 2차 Butterworth IIR filter의 주파수 특성을 보인다. I의 계수수가들은 다음과 같이 주어진다[8].

$$b = [b_0 \ b_1 \ b_2] = [0.1311 \ 0.2622 \ 0.1311]$$

$$a = [a_0 \ a_1 \ a_2] = [1.0000 \ -0.7478 \ 0.2722]$$

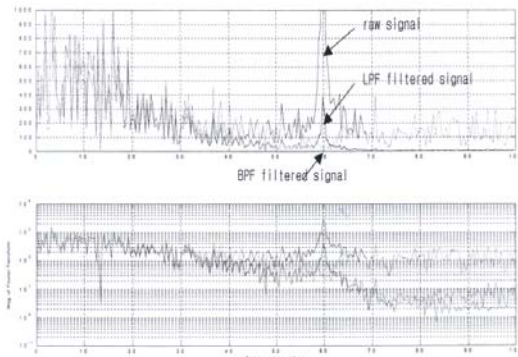
위의 계수값 들은 실수이다. 실수연산을 통하여 IIR 필터를 구현하면 MCU에서 메모리 사용량이나 처리시간 등의 부하를 감당하기가 힘들다. 약간의 오차가 있더라도 (표 1)에서와 같이 Left/Right Shift를 이용하여 계수 값들을 근사화하여 구현하였다.



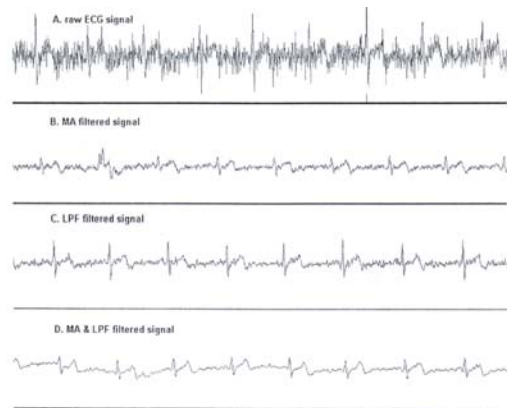
(그림 5) Butterworth Filter의 주파수 특성 (차단주파수 = 30 Hz, 샘플링주파수 = 200 Hz)

(표 1) IIR LPF의 실제 구현

```
//org 0x1800
long int IIR_LPF2(long int Us)
{
    long int Ys, temp = 0;
    //IIR 2nd order LPF (Fs=200Hz, Fc=30Hz)-->Success
```



(그림 6) Raw 심전도 신호와 필터링 된 신호

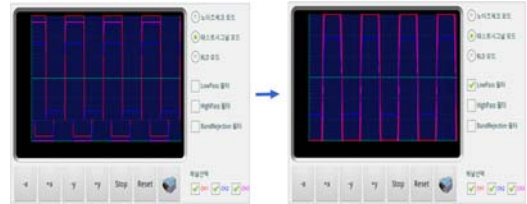


(그림 7) 시험용 보드에서의 필터 test

LPF의 설계에서와 같은 방법으로 60Hz NF(Notch Filter)를 구현한다[9]. (그림 6)에서는 raw ECG 신호와 필터링 된 ECG 신호의 주파수 특성을 보인다. 60 Hz noise 성분이 raw 신호에서는 매우 크게 나타나는 것을 볼 수 있다. IIR LPF를 통과한 신호의 주파수 특성을 보면 60 Hz noise가 많이 감소했음을 볼 수 있다. 그러나 다른 주파수에 비해 매우 크게 남아있는 것을 알 수 있다. 2차의 60 Hz notch filter를 통과시켰을 경우에는 60 Hz 성분이 매우 줄어든 것을 볼 수 있다.

신호의 jittering을 감소하기 위하여 MA(Moving Average) 필터를 설계한다. N차 MA 필터는 식 3과 같이 표현된다 [11].

$$y(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N u(n-k) \quad (식 3)$$



(그림 8) Low Pass 필터 적용화면

(그림 7)에서는 실제로 실험용 보드에서 필터링 된 신호를 보인다. (그림 7)의 A는 raw ECG 신호를 나타낸다. (그림 7)의 B는 MA 필터를 통과한 ECG 신호이다. (그림 7)의 C에서는 앞서 설계한 2차 IIR LPF를 거친 ECG 신호를 보인다. (그림 7)의 D에서는 MA 필터와 LPF를 모두 통과시킨 신호를 보인다. QRS의 피크값은 줄었으나 Noise 성분이 매우 감소한 것을 확인할 수 있다.

지금까지 2차 IIR 필터의 설계 예를 보였으며, 그 이상의 차수에 대한 필터설계도 동일하게 할 수 있다. 고차 필터를 사용할 경우에는 MCU에 과다한 부하가 걸리게 된다. Noise 제거 성능과 MCU에 걸리는 부하 사이에 Trade-off가 필요하다.

3.2 구현 결과

본 시스템은 센서모듈, 메인모듈, 안드로이드기반 앱 프로그램의 3가지로 구현 되었다.

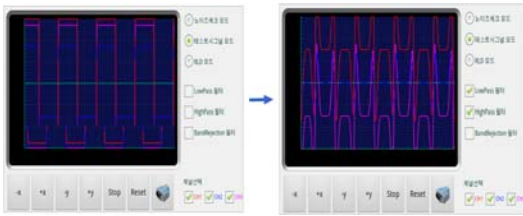
먼저 센서모듈은 인체로부터 ECG 신호를 측정한다. 측정된 ECG 신호는 메인 모듈로 전송되어 각종 잡음 제거 및 필터를 통하여 처리 가능한 신호형태로 변환 된 후에 앱 프로그램을 통하여 스마트 모바일 기기에 출력된다.

본 화면은 안드로이드의 개발도구인 이클립스의 스마트폰 화면 캡처 기능인 DDR을 사용하여 심전도의 실험 결과를 나타내었다. (그림 8)은 심전도 신호를 안드로이드 기반의 임베디드 보드에서 실험한 결과이다.

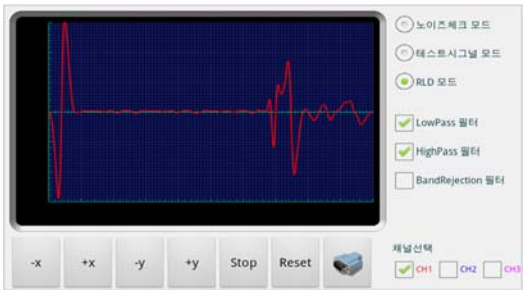
(그림 8)의 좌측 신호는 필터를 적용하기 전의 파형이고, (그림 8)의 우측 화면은 심전도의 파형에 Low Pass 필터를 적용하여 출력한 예이다.

(그림 9)는 high Pass 필터를 적용한 예이다. 채널 1, 2, 3에서 필터가 적용되어 깨끗한 심전도 신호가 출력 되는 것을 볼 수 있다.

(그림 10)은 완성된 심전도 화면이다. 앞에서 설명한 필터를 적용하여 보다 의미 있는 심전도의 데이터가 출력되었다.



(그림 9) High Pass 필터 적용



(그림 10) 안드로이드 기반 임베디드 보드의 심전도 측정 화면

4. 결론 및 향후 과제

본 연구에서는 심전도의 정확한 측정을 위하여 심전도(ECG) 신호를 측정하는 시스템에서 측정센서의 노이즈에 의한 오차를 줄이기 위하여 Low Pass Filter, High Pass Filter, 전원 Noise를 제거하기 위한 필터회로를 구현하였다.

또한, 간편한 사용을 위하여 모바일 스마트기기에서 사용이 가능한 안드로이드가 포팅된 임베디드시스템에서 심전도를 측정하기 위한 심전도 측정 앱(어플)을 구현을 개발하여 실행결과를 나타내었다.

이는 단순히 안드로이드연동 심전도 측정 시스템뿐만 아니라 여러 통신 기기와 방법을 통한 진정한 유비쿼터스 진단을 할 수 있다는 의미를 가진다. 또한, USN 기반의 시스템과 연동을 통하여 낮은 비용으로 효과적인 진단 서비스를 할 수 있다는 장점이 있다.

본 시스템은 안드로이드를 기반으로 통신 수단을 이용하여 데이터를 전송 할 수 있기 때문에 향후 사용자의

정보를 보호할 수 있는 정보보안 방법도 동시에 연구되어야 할 것이다.

참고 문헌

- [1] 장원석, 김남현, 김응석, 전대근, “심초음파용 실시간 심전도 QRS 검출 모듈에 관한 연구”, 전자공학회지, 제47권 제3호, pp40-47,2010
- [2] 김태훈, 김성완, 류춘화, 윤병주, 김정홍, 최병재, 박길흠, “곡률을 이용한 특징점 기반 심전도 신호 압축”, 한국퍼지 및 지능시스템 학회지 20(5), pp624-630, 2010
- [3] 장운석, 김보연, “ZigBee USN 기반의 무선 ECG 측정 시스템”, 정보처리학회논문지 C, 제18-C권, pp195-198, 2011
- [4] 방부강, “스마트 홈 환경 구축을 위한 블루투스 기반 유비쿼터스 건강 모니터링 시스템”, 서울산업대학교 석사학위논문,2006
- [5] 김태문, “심장 박동 변이를 이용한 Ubiquitous 건강관리 시스템 개발”, 인제 대학교 석사학위 논문, 2007
- [6] 장준근, “PDA 기반의 휴대용 생체신호 측정 시스템 개발에 관한 연구”, 명지대학교 석사학위 논문, 2004
- [7] 윤찬영, “USN 환경에서 U-Healthcare Monitoring System 구현”, 광운대학교 박사학위논문, 2006
- [8] R. Nandi, S. K. Sanyal, T. K. Bandyopadhyay, “Third order lowpass Butterworth filter function realisation using CFA”, International Journal of Electronics Vol. 95 No. 4, pp313-318p, 2008
- [9] 남윤호, 장동원, 김경석, “전력선 통신 시스템을 위한 고성능 Notch Filter 알고리즘 구현”, 한국인터넷방송통신학회 논문지 제10권 제3호, pp159-166, 2010
- [10] 김세진, 정도운, “이동평균필터와 적응신호처리를 이용한 휴대형 ECG 시스템 구현”, 한국해양정보통신학회 2008년도 춘계종합학술대회, pp989-993 A, 2010]

● 저 자 소 개 ●



김 웅 식(Woong-Sik, Kim)

1988년 단국대학교 전자계산학과(이공학사)
1990년 인하대학교 정보공학과(공학석사)
2007년 인하대학교 컴퓨터정보공학과(공학박사)
1996년 6월~2002년 1월 (주) 한국정보통신 개발팀장.
2002년 2월~2005년 3월 (주) 씨크룹 전자통신사업본부 이사.
2005년 4월~2006년 3월 ETRI IT-SoC 사업단 책임 연구원.
2006년 3월~현재 건양대학교 전자정보공학과 교수.
관심분야 : 임베디드시스템, 패턴인식, SoC설계
E-mail : wskim@konyang.ac.kr



김 종 기 (Jong-Ki Kim)

1977년 인하대학교 수학과 졸업(이학학사)
1982년 인하대학교 대학원 수학과 졸업(이학석사)
1992년 인하대학교 대학원 수학과 졸업(이학박사)
1993~현재 건양대학교 정보보호학과 교수
관심분야 : 데이터베이스, 센서 네트워크, 보안, 정보보호 및 암호, 인터넷 윤리 etc.
E-mail : jkkim@konyang.ac.kr