

휴대형 단말기용 심전도 신호의 잡음 제거 및 해석 방법

조신영*, 오세준**, 김상철*

*한국의국어대학교 컴퓨터공학과, **한국의국어대학교 디지털정보공학과

e-mail:chosin00@hotmail.com

A Method for Denosing and Analyzing ECG Signals for a Portable Device

Shin Young Cho*, Sejun Oh**, Sangchul Kim*

*Dept of Computer Science & Engineering, HUFS,

**Dept of Digital Information Engineering, HUFS

요 약

휴대형 심전도 단말기의 신호에서 잡음을 제거하고, 파형의 특징점을 찾아 임상파라미터를 추출하는 방법을 제안한다. 실험 결과, 본 방법으로 생성되는 심전도 형태와 임상 파라미터는 전문가의 소견으로 실제 사용상 만족할 만한 수준이었다. 우리의 조사에 의하면, 휴대형 단말기에서와 같이 잡음 수준이 높은 심전도 신호의 잡음 제거 및 해석에 대한 연구는 거의 발표된 적이 없다.

심전도, 잡음제거, 휴대형 단말기

1. 서론

컴퓨터와 통신의 기술의 발달로 언제 어디서나 진단, 치료, 상담 같은 의료 서비스를 받을 수 있는 u-헬스케어 서비스에 대한 관심이 최근 높아지고 있다[3,4,5]. 따라서, 국내외에서 u-헬스케어 기술 개발에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 우리는 심계질환자 또는 의심환자를 위한 심전도 및 혈류량 데이터를 측정하는 휴대형 단말기 및 관련 정보시스템을 개발하였다 [1]. 심전도와 혈류량은 심장 이상 있는 환자나 노인들의 건강 상태를 나타내는 중요한 지수이다. 심전도에서는 심박, 간접혈압 등 임상 정보뿐만 아니라 심장의 건강도, 스트레스 레벨 등의 생활 건강 정보도 얻을 수 있다. 혈류량 데이터는 심전도와 함께 혈압을 측정할 수도 있다.

본 논문에서는 우리가 개발한 휴대형 단말기에서 측정하는 심전도 신호의 잡음제거 및 신호해석 방법을 기술한다. 우리의 휴대형 단말기는 1-채널 심전도와 혈류량 신호를 동시에 측정할 수 있다. 심전도는 양손 및 한쪽 발에 금속단자를 대고 측정하기 때문에, 휴대형 단말기의 특성상 심전도 신호는 사람의 움직임 등에 의한 일정크기 이상의 잡음이 발생할 가능성이 높다. 반면에 혈류량은 손가락 끝에 집게형태의 센서단자를 부착하여 측정하므로 잡음의 세기가 미약하다.

우리의 심전도 잡음제거 방법은 단계별로 진행된다. 먼저, 측정된 신호의 세기를 기준신호 수준으로 조절하는 정규화 과정을 거친다. 그런 후, DWT(Discrete Wavelet

Transform)을 통해 얻어진 계수들부터 잡음 성분을 제거한다. 또한, 본 논문에서는 원신호의 미분신호를 이용하여 파형상 특징점을 추출하고 이를 바탕으로 맥박 같은 임상 파라미터를 추출하는 알고리즘도 제안한다.

본 논문에서 제안한 방법을 구현한 모듈은 우리의 휴대형 단말기의 소프트웨어에 통합되어 있다. 동일한 사람을 대상으로 유사한 환경에서 심전도를 측정한 결과, 우리의 단말기와 타사 휴대형 단말기의 신호는 유사하였다. 또한, 전문가의 소견으로 우리의 단말기로 측정한 임상 파라미터는 사용하기에 만족할 만한 수준이었다. 우리의 조사에 의하면, 휴대형 심전도 단말기를 위한 잡음 제거 및 해석에 대한 연구는 거의 발표된 적이 없다.

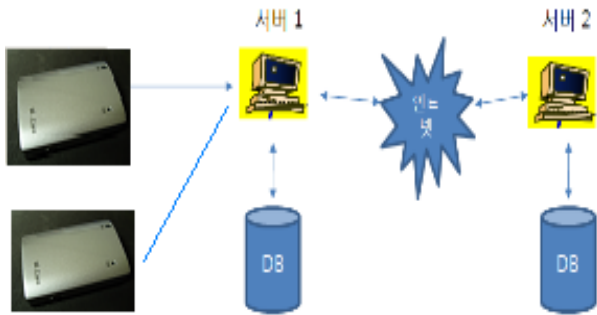
또한, 최근 u-헬스케어 또는 모바일 헬스케어 개념이 도입되면서 휴대형 생체신호 측정기에 대한 연구가 활발하지만 상용제품의 시장 출시가 시작되고 있다. 본 단말기의 사용자는 의사의 지시에 따라서 주기적으로 본 휴대형 단말기를 이용해서 심전도 및 혈류량 신호를 측정하게 되고, 담당의사는 환자의 생체 신호를 점검해서 이상이 발견시 환자를 호출하게 될 것이다. 우리의 조사에 의하면, 심계질환에 중요한 신호인 심전도와 혈류량 신호를 판독 가능한 수준으로 동시에 측정하는 휴대형 단말기는 아직 발표된 된 적이 없다.

2. 휴대형 단말기

본 장에서는 3장의 방법에 대한 이해를 높이기 위해서, 우리의 심전도 및 혈류량을 동시에 측정하는 휴대형 단말기의 구조 및 동작 원리를 기술한다. 세부적인 사항은 [1]을 참고하십시오

2.1 시스템 구성

그림 1은 우리가 개발한 심전도 및 혈류량 신호를 측정하고 관리하는 u-헬스케어 시스템의 구성을 보여준다. 사용자는 본 휴대형 단말기를 이용해서, 가정 및 의료센터 등의 시설 내에서 규칙적으로 심전도 및 혈류량을 측정하여, 주변 컴퓨터 (서버 1)에 전송하게 된다. 주변 컴퓨터는 생체신호 데이터를 의사의 컴퓨터 (서버 2)에 전송하게 된다. 심전도 신호는 의료 데이터 표준인 aECG 형식으로 데이터베이스에 저장된다. aECG 형식은 XML 포맷의 텍스트 파일로서, 의료표준을 지원하는 타 헬스케어 시스템과의 연동을 위해서 사용하고 있다. aECG 파일은 데이터베이스와는 별도로 저장되고, 데이터베이스에서는 파일 경로 정보만을 기록한다.



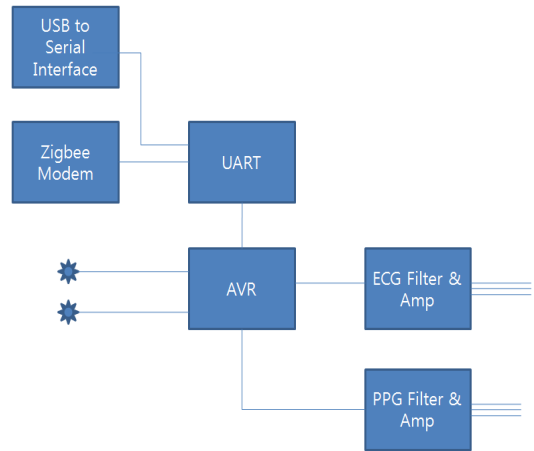
(그림 1) 본 단말기 기반의 u-헬스케어 서비스

2.2 기능 및 설계

본 단말기의 주요 부품은 MCU, 필터 및 앰프 회로, USB 인터페이스 회로 및 지그비 모듈이다. MCU는 3.3V의 저전력으로 동작하고, 내부에 플래시 메모리, EEPROM, RAM을 가지고 있다. 외부 메모리를 가지고 있지 않는 것은 단말기의 제조 단가를 낮추는 동시에 전력 소모량을 최소화하기 위함이다. 하드웨어를 운영하는 펌웨어는 MCU의 내장 메모리에 설치되어 동작한다. 사용자가 생체신호를 측정할 때 컴퓨터 서버가 다운되어 있거나 또는 외출 중에 단말기를 사용하는 경우를 위해서, 이런 경우에 측정된 데이터를 단말기의 플래시 메모리에 저장하는 기능도 제공한다.

생체 신호 측정할 때, 전문 케이블 전극을 사용하는 경

우, 심전도는 패드형 전극을, 혈류량은 집게형 전극을 사용한다. 사용되는 전극이 상이한 이유는 생체신호의 특성이 서로 달라 측정방법이 다르기 때문이다.



(그림 2) 단말기의 하드웨어 구성

생체신호 측정을 위한 아날로그 회로는 주 회로기관과 완전히 독립된 전원을 가진 영역으로 설계되었으며 생체신호의 전압범위인 0.1V를 측정하기 위하여 미세한 전압신호를 차동증폭과 반전증폭회로를 이용하여 증폭하였다. 증폭된 생체신호는 MCU의 ADC채널에 입력되는데 MCU는 이를 230샘플/초로 데이터를 취득한다. 취득한 데이터는 상당한 잡음(noise)을 내재하고 있으며 이를 해결하기 위하여 8개의 샘플을 이용하여 이동평균필터(Moving Average Filter)를 이용하여 잡음을 제거한다. 자세한 방법은 3장에서 기술한다.

2.3 단말기 펌웨어 동작 원리

하드웨어 필터로 잡음이 제거된 생체신호 데이터를 PC 측에 전달하기 위하여 2개의 데이터 전송경로가 존재하며 USB를 이용한 유선 전송과 지그비 모듈을 이용한 무선 전송이 있다. USB 연결이 되어 있지 않는 경우에만 무선으로 데이터를 전송한다. 무선 전송의 경우 컴퓨터 서버가 지그비 네트워크의 코디네이터 역할을 수행하여 다수의 단말기와 데이터를 송수신 할 수 있다.

단말기의 전원이 켜진 후, 단말기의 기본적인 동작은 다음과 같다.

(Step 1) 플래시 메모리에 저장된 데이터가 있는 지를 검사한다. 참고로, 저장된 데이터는 전에 측정되었지만 컴퓨터 서버에 전송되지 못한 값들이다.

(Step 2) (1)의 결과가 Yes라면, 'Ready'를 컴퓨터서버

에 보내면서 'Go'를 기다린다. 'Go'가 도착하면 저장된 데이터를 컴퓨터 서버에 'Stop'가 도착할 때까지 보낸다. 'Stop'가 도착하면 (3)으로 간다.

(Step 3) 'ReadyA'를 컴퓨터 서버에 보내면서 'Go'를 기다린다. 일정 시간내에 'Go'가 도착하면 (4)로 가고, 그렇지 않다면 데이터를 플래시 메모리에 저장한 후, (1)로 간다. 일정시간은 사용자가 설정가능한 동작 변수이다.

(Step 4) 심전도 및 혈류량 신호를 측정하면서 'S'가 도착하기 전까지 데이터를 컴퓨터 서버에 보낸다.

3. 생체신호의 잡음제거

심전도 신호는 일반적으로 0.05Hz에서 100Hz까지의 주파수 대역을 가지고 있다. 단말기 하드웨어에서는 측정 신호에서 일차적인 잡음을 제거하기 위해서, 이 주파수 대역의 신호 성분만 남도록 필터링을 거치게 된다.

심전도 계측 시 잡음은 크게 세 가지 종류로서, 전원 잡음, 기저선 변동 (baseline wandering) 잡음 및 근 잡음 (muscle noise)로 이루어진다. 전원잡음은 전원과 관련되는 잡음으로서, 우리의 단말기 하드웨어에서는 적절한 필터를 사용해서 차단한다. 기저선 변동 잡음은 사람의 호흡과 가장 관련이 있고, 근 잡음은 사람 근육의 떨림, 측정 단자와 피부 사이의 접촉 상태 변화 등과 관계가 있다. 기저선 변동 잡음은 심전도의 P 및 T 파형과 주파수대역이 겹친다. 근 잡음은 5 Hz이상의 고주파로서 주로 심전도의 QRS 파형과 주파수대역이 겹친다. 이런 이유에서 이들 잡음은 제거하기가 어렵고, 지금까지 적지 않은 연구들이 진행되고 있지만, 만족할 만한 수준의 잡음 제거 해법은 아직까지 발표되고 있지 않다.

기저선 변동과 근 잡음을 제거하는 방법은 다음과 같다:

- Step 1. 심전도 신호 S를 정규화 한다.
- Step 2. 정규화된 심전도 신호 S'를 DWT로 변환한다.
- Step 3. 각 계수 D_j 에 대해서, T_j 가 $|D_j|$ 보다 크면 D_j 는 $\text{sgn}(D_j)(|D_j| - T_j)$ 으로, 아니면 0으로 하고 이를 D'_j 라고 한다.
- Step 4. D'_j 들로부터 심전도 신호를 IDWT를 이용해서 복원한다.

Step 1에서는 심전도 신호를 DWT로 변환하고, 각 단계별로 계수들의 평균값이 기준값과 유사하도록 계수 값에 일정한 값을 곱하여 조절한 후, IDWT로 복원한다. 기준값이란 움직임과 호흡의 영향을 최소화한 채 측정된 기준 신호 (기준신호)로부터 계산한 값을 말한다. Step 2에서 4까지는 차수가 4인 코이플렛 웨이블릿을 사용하고 기존 연구 [2,5]를 기반으로 하고 있다. Step 2는 각 레벨에 대해서 수행되고, T_j 는 레벨 j의 계수들에 대한 임계값이다. 기존 방법과는 달리, 우리의 방법에서는 T_j 를 다음 같이 계산 한다:

$$T_j = \alpha(\text{기준신호의 임계값}) + \beta(S' \text{의 임계값})$$

기준신호에 대한 임계값과 측정신호 S'에 대한 임계값은 기존 연구의 방법으로 구한다. α 와 β 는 실험적으로 구해진다.

휴대형 단말기로 신호를 측정할 때 조용히 누워있는 자세가 아닌 경우가 많으므로, 측정단자와 신체간의 접촉 정도가 달라질 가능성이 높다. 이런 점은 매순간 측정 신호의 세기를 변경시켜 전체 신호의 세기에 변이가 발생하게 된다. 우리의 경우, 주로 앞의 Step 1이 이런 변이를 보정하는 효과가 있다.

4. 심전도 신호의 해석

심전도 신호는 P, Q, R, S, T라는 파형으로 구성되어 있다. 각 파형의 정점은 다음과 같이 찾는다.

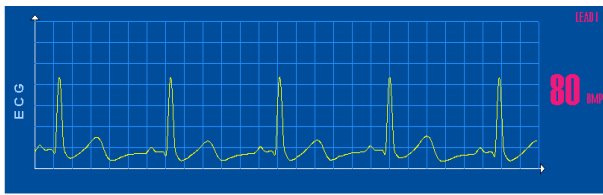
- Step 1. 로우패스 필터로 잡음을 제거한다.
- Step 2. 1차 미분을 실시하고, 2차 미분을 실시한다.
- Step 3. 신호값이 0보다 작은 영역에서 지역 최소점을 찾아, R을 구한다.
- Step 4. 1차 미분 신호에서, R 위치에서 음의 방향으로 가면서제로 크로싱되는 위치들을 찾아서, P 및 Q를 구한다.
- Step 5. 1차 미분 신호에서, R에서 양의 방향으로 가면서제로 크로싱되는 위치들을 찾아서, S 및 T를 구한다.

P, Q, R, S, T 파형의 정점을 구한 후, 시작점과 끝점을 구한다. 한 파형의 시작점과 끝점은 원 신호에서 신호 값이 기저선으로부터 이탈되기 시작하는 지점이라는 특성이 있다. 이런 특성을 이용하여 이들 지점을 찾는다. 심전도

신호의 특징점들을 찾고 나면, 이들을 이용해서 유용한 임상파라미터를 추출한다. 이들 파라미터에는 맥박, PR 간격, QRS 기간, QT, QTc 등이 포함된다.

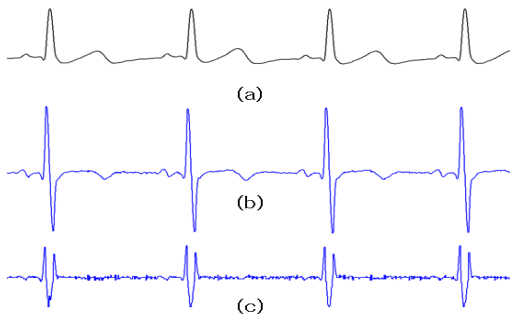
5. 구현 및 실험

단말기의 마이크로프로세서는 Atmel사의 ATMEGA168를 사용하고, 무선 지그비 모뎀은 Philcom사의 EZBee-U100를 탑재하고 있으며, USB 통신은 FTDI사의 FT232를 사용하였다. 소프트웨어 개발 환경은 HPinfotech사의 CodeVisionAVR 컴파일러 2.04를 사용하였다.

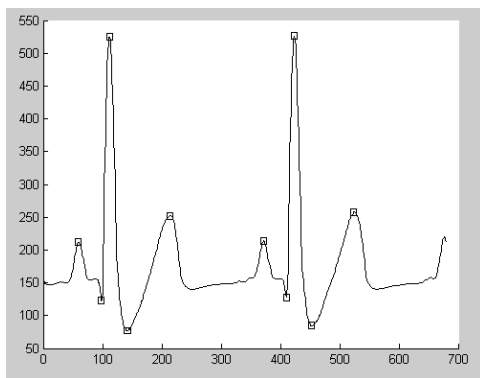


(그림 3) 신호 화면

앞에서 기술한 잡음 제거 및 해석 알고리즘은 VC++로 구현되어, 우리의 생체 데이터 관리 소프트웨어에 통합되어 있다. 알고리즘의 고안과 성능실험 과정에서는 MATLAB을 이용하였다.



(그림 4) 신호 예제



(그림 5) 특징점 추출

우리의 단말기에서 측정된 잡음이 있는 신호로부터 잡음을 제거하면, 일반적으로 그림 3와 같은 신호를 얻게 된다. 그림 4은 원 신호(a), 1차 미분신호(b), 2차 미분신호(c)를 보여주고 있다. 그림 5는 앞의 알고리즘으로 발견한 파형의 정점을 보여 준다.

동일한 사람을 대상으로 잡음제거를 거친 우리의 휴대형 단말기의 신호와 타 상용 단말기의 신호와 비교하였을 때, 거의 동일함을 알 수 있었다. 본 논문에서 제안한 심전도 신호 해석 방법을 통해서 구한 임상파라미터에 대한 전문의 소견은 만족할 만한 수준이었다. 또한, 본 논문의 잡음 제거 방법은 원 신호에 인위적으로 투입한 잡음을 충분히 제거하는 효과를 보였다.

6. 결론

본 논문에서 휴대형 심전도 단말기로 측정된 신호로부터 잡음을 제거하고, 특징점을 찾아 임상파라미터를 추출하는 방법을 제안하였다. 실험 결과, 본 방법으로 생성되는 심전도 파형과 임상 파라미터는 전문가의 소견으로 사용상 만족할 만한 수준이었다.

참고문헌

- [1] 오세준의 3, u-헬스케어용 휴대형 심전도 및 혈류량 측정기 설계 및 구현, 한국통신학회 학술발표대회, 2010.2
- [2] G. U Reddy, et. al, "심전도 De-Noising using improved thresholding based on Wavelet transforms," IJSNS, Vol 9, No 9, Sept. 2009
- [3] T.R.F Fulford-Jones, et.al , "A portable, low-power, wireless two-lead EKG system," 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, September 2004.
- [4] 대구경북과학기술연구원, "국내의 u-Health Trend와 비전," u-Health 산업활성화포럼, 2008.
- [5] 김세진, 정도운, "이동평균필터와 적응신호처리를 이용한 휴대형 ECG 시스템 구현," 한국해양정보통신학회 종합학술대회, 2008.