

스마트폰 연동 생체신호 왜곡보정을 위한 디지털 필터 설계 및 구현

Suppression of Noisy Characteristics of Biosignals by Implementing Digital Filters with an Android Smartphone Platform

김 정 환* · 김 경 섭† · 신 승 원** · 김 현 태*** · 이 정 환§ · 김 동 준§§
(Jeong-Hwan Kim · Kyeong-Seop Kim · Seung-Won Shin · Hyun-Tae Kim ·
Jeong-Whan Lee · Dong-Jun Kim)

Abstract - In this study, the novel digital filtering algorithms are implemented to suppress the noisy characteristics embedded in ambulatory electrocardiogram signals by an android smartphone platform. With this aim, Graphical User Interface (GUI) is designed and implemented by utilizing multithread-Java programming to realize Finite Impulse Response and Infinite Impulse Response filter. With simulating our implemented digital filters built in an android smartphone, we can find the fact that we can efficiently suppresses the noisy characteristics due to baseline wandering and 60 Hz powerline source fluctuations especially in electrocardiograms.

Key Words : ECG, Smartphone, FIR filter, IIR filter

1. 서 론

최근 스마트폰의 보급으로 네트워크 통신기술이 한층 더 성장되었으며, U-healthcare의 기술과 접목하여 다양한 의료 서비스를 제공하고 있다. 유·무선 네트워크 및 센싱 기술을 기반으로 환자, 병원, 정부기관 등이 유기적 연계를 통해 실시간으로 국민의 건강 상태를 체크하여 삶의 질을 향상시켜 줄 수 있는 수단으로 부각되고 있다[1]. 예를 들면 영상을 획득하거나 또는 스마트폰과 연동되는 초음파기기 모비센트(Mobisante)를 활용하여 초음파 영상을 획득한 다음에 이를 병리학적인 진단에 활용하고자 하는 노력이 진행되고 있다[2]. 그리고 병원 또는 응급차량에서 획득한 12-채널 임상 심전도를 스마트폰의 와이파이 또는 3G 네트워크를 이용하여 원격지에 있는 심장전문의에게 데이터를 전송하여 진단 소견을 구하는 응용사례도 제시되었다[3]. 또한 당뇨병 환자의 시력손상 또는 실명을 유발할 수 있는 “당뇨성 망막 변성”의 진행 상태를 지속적으로 관찰할 목적으로 스마트폰 애플리케이션 프로그램이 개발되어서 이를 원격 안과진료에 활용하는 시스템도 활용되고 있다[4].

심전도, 혈압, 맥박 심음 등의 모든 생체신호들을 측정해

낼 수 있는 다양한 생체신호 측정 기술의 발전과 생체신호 계측기기의 소형화, 경량화로 인해 의료분야의 획기적인 변화를 가져오고 있지만 생체신호를 획득하는 과정에서 잡음 성분이 첨가되기 쉽다. 이러한 잡음 신호는 생체신호 분석 및 진단 파라미터 도출의 정확성을 감소시키는 요인으로 작용한다. 그러므로 생체신호를 획득할 때 반드시 잡음 신호 부분을 제거하기 위한 필터링 과정이 필수적이다.

생체신호 필터링 과정은 생체에서 관측되는 아날로그 생체신호를 저항, 콘덴서 등 아날로그소자를 이용하여 아날로그 신호를 그대로 처리하는 아날로그 필터를 설계하는 방법과 디지털 신호로 측정된 생체신호를 컴퓨터나 전용 하드웨어를 이용하여 디지털 필터 과정을 거치도록 설계하는 방법이 있다. 아날로그 필터는 다이오드, 코일 등 수동소자의 수치 오차, 연산증폭기에 부가되는 열잡음, 외부 유도잡음, 주위 온도에 대한 불안정성의 문제가 발생하는 단점이 존재한다. 이에 비해 디지털 필터는 소프트웨어로 신호를 처리되므로 높은 정확성, 다중화 처리, 적응 처리, 비선형 처리가 가능하며 외부의 온도, 시간 변화 등의 영향을 앓는 장점이 존재한다[5].

이에 따라서 본 논문에서는 안드로이드기반 스마트폰 기기에서 외부잡음으로 왜곡된 생체신호를 보정하기 한 방법으로 FIR(Finite Impulse Response), IIR(Infinite Impulse Response) 디지털 필터링 알고리즘을 설계 및 구현하고자 하였다.

2. 디지털 필터 설계

2.1 FIR 필터 설계

FIR 필터는 입력신호의 일정한 값들만을 가지고 필터링

* 준 회 원 : 건국대 의료생명대 의공학학부 석사과정

† 교신저자, 정회원 : 건국대 의료생명대 의공학학부 교수
건국대 의공학실용기술연구소 · 공박

E-mail : kyeong@kku.ac.kr

** 정 회 원 : 건국대 의료생명대 의공학학부 박사과정

*** 준 회 원 : 건국대 의료생명대 의공학학부 석사과정

§ 정 회 원 : 건국대 의료생명대 의공학학부 부교수

§§ 정 회 원 : 청주대 이공대학 전자정보공학부 교수

접수일자 : 2012년 8월 23일

최종완료 : 2012년 9월 24일

을 수행한다. 따라서 동일한 특성의 필터를 구현할 때 IIR 필터와 비교하면 차수가 많아져 연산량이 많다는 단점이 존재하지만 구현된 시스템이 항상 안정화하는 장점을 갖는다[6].

사전에 선택된 필터링 영역에 따라서 Highpass(HP), Lowpass(LP), Bandpass(BP), Bandstop(BS) FIR 필터를 설계하기 위해서는 우선적으로 LP-FIR 필터를 설계해야 하며 여기서 필터의 차단 주파수 f_c 는 식 (1)에 따라 결정한다.

$$f_c = \text{통과대역주파수} + \frac{(\text{차단대역주파수} - \text{통과대역주파수})}{2} \quad (1)$$

식 (1)에서 통과대역 주파수는 이득이 감소되는 시점이며 차단대역 주파수는 이득이 최대로 감소되는 시점을 말한다. 디지털 주파수(Ω_1)는 식 (2)와 같이 계산된다.

$$\Omega_1 = 2\pi \cdot \left(\frac{f_c}{f_s}\right) \quad (2)$$

식 (2)에서 f_s 는 샘플링 주파수이다. 식 (3)을 이용하여 LP-FIR 필터 계수 $h_1[n]$ 을 구한다.

$$h_1[n] = \frac{\sin(n\Omega_1)}{n\pi} \quad (3)$$

LP-FIR 필터의 차수(N , 홀수로 선택)를 결정하고 주파수 스펙트럼 유출 (Leakage)을 감소시키기 위해서 창문 (Window) $w[n]$ 을 선택한다. 표 1은 필터 설계 과정에서 사용될 수 있는 창문들의 수식을 보여준다.

표 1 LP-FIR 필터 설계를 위한 창문 수식

Table 1 Window functions for LP-FIR filter

창문 종류	N	창문 수식
Rectangular	$0.91 \frac{f_s}{T \cdot W}$	1
Hanning	$3.32 \frac{f_s}{T \cdot W}$	$0.5 + 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right)$
Hamming	$3.44 \frac{f_s}{T \cdot W}$	$0.54 + 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right)$
Blackman	$5.98 \frac{f_s}{T \cdot W}$	$0.42 + 0.5 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right) + 0.08 \cos\left(\frac{4\pi n}{N-1}\right)$

결과적으로 LP-FIR 필터의 임펄스 응답 $h[n]$ 은 식 (4)와 같다.

$$h[n] = h_1[n] \cdot w[n], \quad -\frac{N-1}{2} \leq n \leq \frac{N-1}{2} \quad (4)$$

식 (4)에서 구해진 LP-FIR 필터의 임펄스 응답을 이용하여 BP, HP FIR 필터를 설계할 수 있다. LP-FIR 필터 임펄스 응답은 π 주기로 반복되는 형태를 이룬다. 따라서 코사인 함수를 적용하여 주파수 위상을 변화시킬 수 있다. 식 (5)는 BP-FIR 필터를 위한 $h[n]$ 계산 과정을 보여준다.

$$h[n] = h_1[n] \cdot w[n] \cdot \cos(n\Omega_0) \quad (5)$$

식 (5)에서 Ω_0 는 중심 디지털 주파수로 식 (6)과 같이 주어진다.

$$\Omega_0 = 2\pi \cdot \left(\frac{f_0}{f_s}\right) \quad (6)$$

HP-FIR 필터의 경우 $\Omega_0 = \pi$ 관계식을 갖는다. 따라서 LP-FIR 필터와 HP-FIR 필터의 관계는 식 (7)과 같다.

$$h_{high}[n] = \cos(n\pi) \cdot h_{low}[n] = (-1)^n \cdot h_{low}[n] \quad (7)$$

BS-FIR 필터의 경우 신호가 LP-FIR 필터와 HP-FIR 필터를 각각 거치는 경우이므로 따라서 LP-FIR 필터의 임펄스 응답과 HP-FIR 필터의 임펄스 응답의 합으로 표현할 수 있다. 식 (8)은 BS-FIR 필터의 임펄스 응답의 관계를 보여준다.

$$h[n] = h_{low}[n] + h_{high}[n] \quad (8)$$

결과적으로 LP, BP, HP, BS FIR 필터의 임펄스 응답을 식 (4), (5), (7), (8)으로 설계할 수 있다.

2.2 IIR 필터 설계

IIR 필터는 FIR 필터와 같이 입력신호의 일정한 값들을 이용하지만 과거 출력신호의 값을 이용하여 필터링 과정을 수행하는 차이를 가지고 있다. 다음 식 (9)는 IIR 필터의 입력 출력 관계를 보여준다.

$$y(n) = \sum_{k=0}^M a_k x(n-k) - \sum_{k=1}^N b_k y(n-k) \quad (9)$$

식 (9)에서 a_k 는 입력신호 $x(n-k)$ 의 계수이고 b_k 는 과거 출력신호 $y(n-k)$ 의 계수가 된다. 출력신호 $y(n)$ 은 입력신호와 과거 출력신호를 사용한 피드백 구조로써 IIR 필터의 전달함수는 식 (10)과 같다.

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^M a_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^N b_k z^{-k}} \quad (10)$$

식 (10)은 임펄스응답의 z 변환이다.

IIR 필터는 식 (10)에서 분모다항식이 존재로 인하여 항상 안정성 여부를 확인해야 된다. 즉, IIR 필터의 안정성을 위해서 전달함수의 극 (pole)이 항상 단위원 (unit circle)내에 존재하도록 설계해야 한다[6].

IIR 디지털 필터는 IIR 아날로그 필터를 먼저 설계한 후에 디지털 필터로 변환하는 방식을 사용한다. 일단, 아날로그 필터의 전달함수 $H(s)$ 를 구한 뒤 $(s-z)$ 쌍 변환

(Bilinear Transformation)을 이용하여 z 영역 $H(z)$ 를 구하여 사용한다[5].

2.2.1 버터워스 (Butterworth) IIR 필터 설계

IIR 필터도 LP-IIR 필터를 기본으로 설계한 후 HP, BP, BS IIR 필터를 설계한다. IIR 필터의 차수를 결정하기 위해서 먼저 통과대역 주파수 f_{p1} 과 차단대역 주파수 f_{s1} 를 다음 식의 과정을 거쳐 w_{p1} , w_{s1} 를 구해준다.

$$\Omega = 2\pi \cdot \left(\frac{f}{f_s}\right) \quad (11)$$

$$w = 2f_s \cdot \tan \frac{\Omega}{2} \quad (12)$$

식 (11), (12)에서 f_s 는 샘플링 주파수이다. 다음으로 통과대역 주파수에서 차단대역 주파수사이의 감쇠량 $(-20 \cdot \log \delta_s)$ 을 통해 식 (13)에서 δ_s 를 구해준다.

$$\delta_s = 10^{\left(-\frac{dB}{20}\right)} \quad (13)$$

식 (11), (12), (13)를 통하여 구해진 w_{p1} , w_{s1} , δ_s 를 식 (14)를 이용하여 버터워스 필터의 차수를 다음과 같이 추정한다.

$$n \geq \frac{\log\left(\frac{1}{\delta_s^2} - 1\right)}{2\log\left(\frac{w_{s1}}{w_{p1}}\right)} \quad (14)$$

식 (14)를 통하여 구해진 차수 n 은 버터워스 필터의 전달함수 식을 통하여 $H(s)$ 를 구하는데 활용된다..

$$H(s) = \prod_{k=1}^{N/2} \frac{w_0^2}{s^2 + 2w_0 \cos\left(\frac{2k+n-1}{2n}\right)s + w_0^2} \quad (15)$$

$$H(s) = \left(\frac{w_0}{s+w_0}\right)^{(N-1)/2} \prod_{k=1}^{(N-1)/2} \frac{w_0^2}{s^2 + 2w_0 \cos\left(\frac{2k+n-1}{2n}\right)s + w_0^2} \quad (16)$$

식 (15)은 차수가 짝수일 경우에 사용하고, 식 (16)은 차수가 홀수일 경우에 사용하는 버터워스 필터의 전달함수 식이다. 최종적으로 설계된 버터워스 필터의 주파수 특성인 $|H(w)|$ 를 관찰하기 위해서는 $s \leftrightarrow jw$ 변환을 이용하여 파악할 수 있다.

식 (15) 또는 식 (16)에서 구해진 LP-IIR 필터 전달함수를 이용하여 HP, BP, BS IIR 필터를 설계한다. 표 2는 LP-IIR 필터 전달함수와 각 필터의 전달함수와 파라미터를 보여준다.

표 2를 통하여 구한 $H(s)$ 아날로그 필터 전달함수에서 디지털 필터로 변환하기 위해 쌍 변환법을 이용해야 한다. 쌍 변환법인 $s \leftrightarrow 2f_s \cdot \left(\frac{z-1}{z+1}\right)$ 변환을 이용하여 식 (10)의

$H(z)$ 를 구하고, 식 (9)를 이용하여 디지털 입력 신호에 적용할 수 있다.

표 2 버터워스 IIR 필터 전달함수의 관계 및 파라미터

Table 2 Filter type and its transfer function

필터 종류	전달함수	파라미터
Low Pass	$H_L(s)$	w_p : LP 차단주파수
High Pass	$H_L\left(\frac{w_p w'_p}{s}\right)$	w'_p : HP 차단주파수
Band Pass	$H_L\left(w_p \frac{s^2 + w_l w_u}{s(w_u - w_l)}\right)$	w_l : BP, BS 낮은 쪽 주파수 w_u : BP, BS 높은 쪽 주파수
Band Stop	$H_L\left(w_p \frac{s(w_u - w_l)}{s^2 + w_l w_u}\right)$	

3. 디지털 필터 GUI 설계 및 구현

3.1 디지털 필터 GUI

안드로이드 기반 스마트폰 환경에서 디지털 필터과정을 수행할 수 있는 응용프로그램을 구현하였다. 그림 1은 FIR 필터 설계화면을 보여주고 있다.

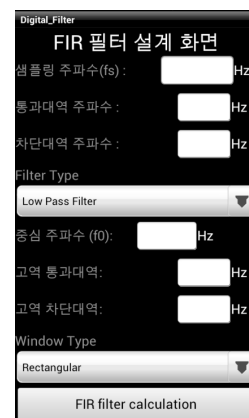


그림 1 FIR 필터 설계 GUI 화면

Fig. 1 GUI interface for FIR filter design

그림 1에서 샘플링 주파수, 통과대역 주파수, 차단대역 주파수는 항목은 FIR 필터의 기본이 되는 LP-FIR 설정부분이고, 중심주파수는 BP-FIR 필터의 Ω_0 를 나타내며 고역 통과대역, 차단대역은 BS-FIR 필터를 설계할 때 사용하는 항목이 된다. Filter Type을 통하여 LP, HP, BP, BS FIR 필터를 선택해 줄 수 있고, Window Type을 통하여 필터의 특성을 변경할 수 있다.

그림 2는 IIR 필터 설계화면을 보여준다.

그림 2에서 샘플링 주파수, 감쇠 비율(dB), 통과대역 주파수, 차단대역 주파수는 항목은 IIR 필터의 기본이 되는 LP-IIR 설정부분이고, 고역 차단 주파수는 HP-IIR 필터에

서 w_p' 이 된다. 낮은 대역, 높은 대역 차단주파수는 BP, BS IIR 필터의 w_l , w_u 에 해당 한다. Filter Type은 LP, HP, BP, BS IIR 필터를 설정해 주는 부분이고, Design Type은 버터워스, 체비쇼프, 베셀 필터를 설정해 주는 부분이지만 아직 버터워스 IIR 필터로 구성되어 있다.



그림 2 IIR 필터 설계 GUI 화면

Fig. 2 GUI interface for IIR filter design

3.2 스마트폰 연동 생체신호 왜곡 보정

3.2.1 심전도 생체신호

심전도는 심장의 수축과 이완에 따라서 발생하는 전기적 신호를 기록한 것으로 심장 질환을 진단할 수 있는 임상적 진단 파라미터들을 제공한다. 심방의 탈분극에 의해 발생하는 P파, 심실 격벽 탈분극에 의한 QRS Complex, 심실의 재분극 과정에서 발생하는 T파라는 특징 값들의 조합으로 해석되는 신호의 크기, 거리, 모폴로지로 표현된 형태학적 정보는 심전도 해석에 중요한 결정자 파라미터를 제공한다.

일반적으로 심전도를 측정할 경우 심전도 신호를 왜곡하는 잡음이 발생하게 되어 이러한 잡음이 심장 질환을 진단에 어려움을 준다. 따라서 반드시 심전도 신호의 잡음을 제거해야 한다. 심전도 신호에는 전력선으로부터 60 Hz의 주기의 심전도 신호의 50% 크기로 존재하는 전원 잡음과 환자의 호흡과 움직임으로 인한 기저선 변동이 대표적인 심전도의 잡음이 되며 전극과 피부간의 임피던스 변화의 잡음과 근육의 수축과 이완으로 일어나는 잡음이 심전도에 나타날 수 있다. 여기서 기저선 변동은 저주파신호로 0.15 ~ 0.3 Hz의 낮은 주파수영역이며 심전도 신호의 T-peak가 R-peak보다 높아지는 경우가 발생할 수 있어 특징점을 검출에 오류를 발생하는 원인이 되므로 심전도 특징점 검출하기 위해서는 반드시 제거해주어야 한다[7].

본 논문에서 사용한 심전도 데이터는 패치형 심전도 측정 모듈에서 측정된 심전도 데이터이다. 측정된 심전도 신호에는 기저선변동 잡음이 존재하고 있다. 하지만 전원 잡음과 같은 경우 왜곡이 눈에 띄게 보이지 않기에 시뮬레이터를 이용하여 60 Hz를 인위적으로 추가하여 사용하였다.

3.2.2 심전도 기저선 변동 왜곡 보정

심전도 신호의 기저선 변동을 제거하기 위해서 고역통과 필터(HPF) 필터를 설계해야한다. 표 3는 구성한 HP-FIR 필터 파라미터를 표 4은 HP-IIR 필터 파라미터를 보여준다.

표 3 HP-FIR 필터 설계를 위한 파라미터 설정

Table 3 Design parameter for HP-FIR filter

파라미터	수치
Filter Type	High Pass Filter
Window Type	Hamming
샘플링 주파수	100 Hz
통과 대역 주파수	48 Hz
차단 대역 주파수	49 Hz
N 차수	345

표 4 HP-IIR 필터 설계를 위한 파라미터 설정

Table 4 Design parameter for HP-IIR filter

파라미터	수치
Filter Type	High Pass Filter
Design Type	Butterworth
샘플링 주파수	100 Hz
감소 비율	30 dB
통과 대역 주파수	1 Hz
차단 대역 주파수	5 Hz
HP 차단 주파수	1 Hz
N 차수	3

그림 3은 표 3과 같이 구성한 HP-FIR 필터를 이용하여 기저선 변동 왜곡을 보정한 심전도 신호와 임펄스 응답 특성을 함께 보여주고 있다.

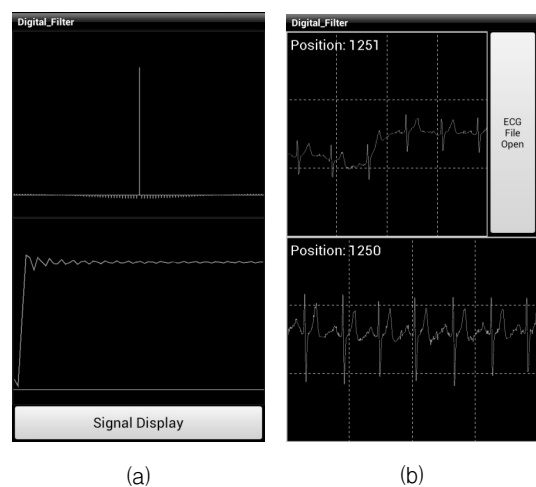


그림 3 HP-FIR 필터 특성 및 심전도 신호 처리 결과

Fig. 3 Filtering baseline wandering by HP-FIR filter

- (a) 임펄스 응답 크기 및 주파수 특성
(b) 심전도 기저선 변동 제거 결과

그림 4는 표 4와 같이 구성한 HP-IIR 필터를 이용하여 기저선 변동 왜곡을 보정한 심전도 신호와 주파수 특성 및 극의 위치를 위한 극의 위치를 보여주고 있다.

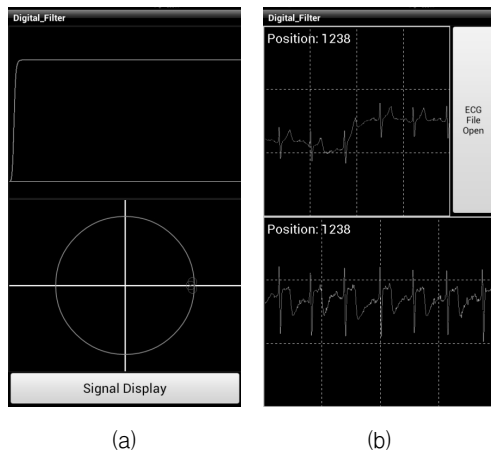


그림 4 HP-IIR 필터 특성 및 심전도 신호 처리결과
Fig. 4 Removal of baseline wandering by HP-IIR filter
 (a) 주파수 특성 및 극의 위치
 (b) 심전도 기저선 변동 제거 결과

3.2.3 심전도 전원 잡음 왜곡 보정

심전도 신호의 대표적인 전원 잡음을 제거해 주기 위해서는 디지털 필터를 이용하여 60 Hz 성분만을 제거해주어야 한다. 따라서 표 5는 BS-FIR 필터 설계 파라미터를 표 6은 BS-IIR 필터 설계 파라미터를 보여준다.

표 5 BS-FIR 필터 설계를 위한 파라미터

Table 5 Design parameter for BS-FIR filter

파라미터	수치
Filter Type	Band Stop Filter
Window Type	Hamming
샘플링 주파수	200 Hz
LF 통과 주파수	58 Hz
LF 차단 주파수	59 Hz
HF 통과 주파수	38 Hz
HF 차단 주파수	39 Hz
N 차수	689

표 6 BS-IIR 필터 설계를 위한 파라미터

Table 6 Design parameter for BS-IIR filter

파라미터	수치
Filter Type	Band Stop Filter
Design Type	Butterworth
샘플링 주파수	200 Hz
감소 비율	30 dB
통과 대역 주파수	30 Hz
차단 대역 주파수	70 Hz
저역 통과 주파수	58 Hz
고역 차단 주파수	62 Hz
N 차수	3

그림 5는 표 5와 같이 BS-FIR 필터를 이용하여 60 Hz 전원잡음을 제거한 심전도 신호와 임펄스 응답의 특성을 보여주고 있다.

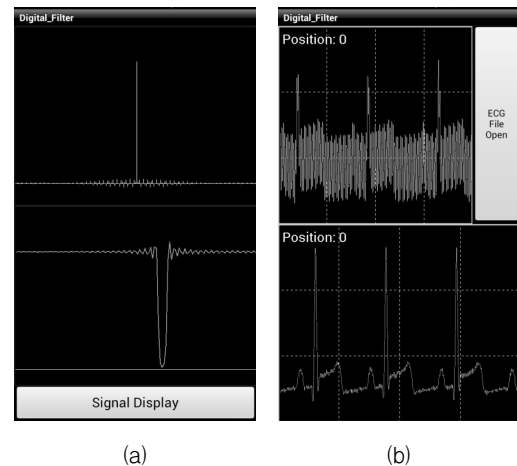


그림 5 BS-FIR 필터 특성 및 심전도 신호 처리 결과
Fig. 5 Removal of powerline noise by BS-FIR filter
 (a) 임펄스 응답 크기 및 주파수 특성
 (b) 심전도 60 Hz 잡음 제거 결과

그림 6은 표 6과 같이 BS-IIR 필터를 이용하여 60 Hz 전원잡음을 제거한 심전도 신호와 주파수 특성 및 극의 위치를 보여주고 있다.

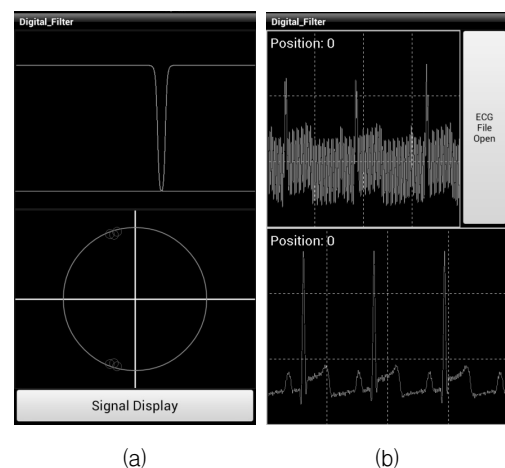


그림 6 BS-IIR 필터 특성 및 심전도 신호 처리 결과
Fig. 6 Removal of powerline noise by BS-IIR filter
 (a) 주파수 특성 및 극의 위치
 (b) 심전도 60 Hz 잡음 제거 결과

3. 결 론

본 연구에서는 안드로이드 운영체제 기반의 스마트폰에서 왜곡된 생체신호를 보정하기 위한 방법으로 디지털 필터를 이용하여 심전도 신호의 기저선 변동과 전원잡음을 제거하는 알고리즘을 구현하였다. FIR 필터는 임펄스 응답의 개수가 유한한 상태로 나타나므로 항상 안정성을 유지하는 특징

이 있다. 하지만 표 3, 5에서 보여주듯이 FIR 필터의 높은 N 차수로 인한 연산량이 많다는 단점이 확인할 수 있다. 이와 대조적으로 IIR 필터는 무한한 임펄스 응답을 가지므로 극의 위치에 따라서 불안정할 수 있는 단점이 존재하지만, 표 4, 6에서의 N 차수에서 확인했듯이 아주 적은 N 차수를 이용해서도 FIR 필터와 동일한 필터링 효과를 보여주고 있다. 결과적으로 스마트폰에서 헬스케어 모니터링을 위한 왜곡된 생체신호를 보정하는 방법을 제시하였고, 필요에 따라서 생체신호 뿐만 아니라 모든 측정 신호를 스마트폰에서 직접 제어해 줄 수 있기 때문에 스마트폰을 이용한 신호처리 관련 응용프로그램에 충분히 이용할 수 있다고 기대된다.

감사의 글

본 연구는 2012년 광역경제권 연계협력사업 충청권 의료용 부품소재사업단의 지원으로 수행되었음.

참 고 문 헌

- [1] 신동훈, 한병진, 이환진, 정현철, "U-Healthcare 서비스의 정보보호 위협 분석," 한국컴퓨터종합학술대회 논문집, vol. 37, No. 1(D), pp. 52-55, 2010
- [2] Mark Terry, "Telemicroscopes and Point-of-Care Diagnostics Team Up with Smartphones," TELEMEDICINE and e-HEALTH, vol. 17, no. 5, pp. 320-323, 2011.
- [3] Jui-Chien Hsieh, Bo-Xuan Lin, Feng-Ren Wu, Pei-Chann Chang, Yi-Wei Tsuei, Chung-Chi Yang, "Ambulance 12-Lead Electrocardiography Transmission via Cell Phone Technology to Cardiologist," TELEMEDICINE and e-HEALTH, vol. 16, no. 8, pp. 910-915, 2010.
- [4] Sajeesh Kumar, Erh-Hsuan Wang, Michael J. Pokabla, M.S., Robert J. Noecker, "Teleophthalmology Assessment of Diabetic Retinopathy Fundus Images: Smartphone Versus Standard Office Computer Workstation," TELEMEDICINE and e-HEALTH, vol. 18, no. 2, pp. 158-162, 2012.
- [5] 이채욱, 김신환, 우홍채, 오신범, 디지털 신호처리 및 필터 설계, 북스힐, 2008.
- [6] Joyce Van de Vegte, Fundamentals of Digital Signal Processing, Prentice Hall, 2002.
- [7] Rajendra Acharya U., Jasjit S. Suri, Joe A.E. Spaan, S. M. Krishnan, Advances in Cardiac Signal Processing, Springer, 2007.

저 자 소 개



김 정 환 (金 柱 桓)

2011년 건국대학교 의학공학부 졸업. 2011년~현재 동대학원 석사과정 재학 중.



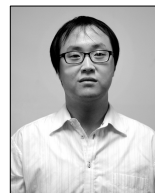
김 경 섭 (金 敬 燮)

1979년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1981). The University of Alabama in Huntsville, Ph.D.(1994). 2001년~현재 건국대학교 의학공학부 교수.



신 승 원 (辛 承 元)

2005년 건국대학교 의학공학부 졸업. 동대학원 석사 (2007). 2007년~현재 동대학원 박사과정 재학 중.



김 현 태 (金 賢 泰)

2012년 건국대학교 의학공학부 졸업. 2012년~현재 동대학원 석사과정 재학 중.



이 정 환 (李 定 桓)

1992년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1994). 동대학원 박사(2000). 2004년~현재 건국대학교 의학공학부 부교수.



김 동 준 (金 東 浚)

1988년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1990). 동대학원 박사(1994). 현재 청주대학교 이공대학 전자정보공학부 교수.