

안드로이드 기반 스마트폰 연동 심박변이도 추정

Estimation of Heart Rate Variability with an Android Smart Phone Platform

김정환* · 신승원** · 김현태*** · 윤태호§ · 김경섭† · 이정환§§ · 엄광문§§§
(Jeong-Hwan Kim · Seung-Won Shin · Hyun-Tae Kim · Tae-Ho Yoon ·
Kyeong-Seop Kim · Jeong-Whan Lee · Gwang-Moon Eom)

Abstract - In this study, ambulatory electrocardiogram(ECG) signal and the rhythms of heart beats are visualized in terms of R-R intervals and Heart Rate Variability(HRV) in the environment of an android platform. With this aim, Graphical User Interface(GUI) is implemented by executing multi-thread Java programming modules including ECG, heart-beats, tachogram and visualization unit. ECG signals are acquired in an android device by receiving the data from ambulatory ECG sensory system. Finite Impulse Response(FIR) filters are implemented to eliminate the baseline wandering noises contained in the ambulatory signals and DC-offset level in R-R interval data. With simulating the normal or stress emotional state of a subject, we can find the fact that HRV can be successfully estimated and visualized in an android smart phone platform.

Key Words : Electrocardiogram, Heart Rate Variability, Smart phone, Baseline wandering, FIR filter

1. 서론

생체신호는 생체의 전기적 현상을 신호로써 기록한 것으로서 이 중에서 심전도는 심장의 질병을 판단하는데 도움이 될 수 있는 중요한 진단 파라미터들을 제공한다. 예를 들어서 시간 영역에서 심전도 파형의 모양 또는 P, Q, R, S, T 지점들의 조합으로 표현된 특징 값(Fiducial points)의 특성을 분석하면 심장에서 불규칙한 리듬 발생 또는 심근경색 진행 여부를 진단할 수 있으며 또한 주파수 공간에서 심박변이도(HRV: Heart Rate Variability)의 변화도를 해석하면 자율신경계의 교감, 부교감신경의 활성화 여부를 판별하는데 중요한 지표를 얻을 수 있다.

특히 심장의 불규칙한 리듬 발생으로 인하여 부정맥과 같은 심장질환이 있는 환자의 경우 일상생활을 통하여 지속적인 관찰이 필요하지만 그러나 임상적 판단을 위하여 심전도를 측정하기 위해서는 환자가 병원을 직접 방문해야 되는 시간적 및 공간적 제약이 존재한다. 따라서 환자가 특정한 장소를 방문하지 않고 일상생활을 통하여 언제 어디서나 심장의 건강 상태를 지속적으로 감시할 수 있는 이동형 심전

도(Ambulatory ECG) 측정 시스템이 필요하다. 이를 위해서 사용되는 심전도 측정 시스템은 신체에 부착이 용이하도록 소형이면서 또한 환자가 착용하고 움직이는 동작에서도 측정 오차가 적어야 한다. 아울러서, 측정 시스템에서 획득한 데이터를 실시간으로 무선으로 송수신할 수 있는 모듈이 포함되어야 심장의 건강 상태를 지속적으로 관찰할 수 있는 진단 파라미터들을 유추할 수 있다.

최근에 스마트폰의 사용자들이 증가함에 따라서 스마트폰을 이용한 여러 서비스 및 활용방안들이 개발되고 있다. 특히 스마트폰에서의 응용프로그램 애플리케이션이 여러 분야에서 출시되고 있는데 특히 의료분야에서 스마트폰으로 건강검진에 활용할 수 있는 응용프로그램들이 개발되고 있다. 예를 들면 스마트폰에 장착된 현미경을 통하여 형광염색(Fluorescent microscope) 영상을 획득하거나 또는 스마트폰과 연동되는 초음파기기 모비산트(Mobisante)를 활용하여 초음파 영상을 획득한 다음에 이를 병리학적 진단에 활용하고자 하는 노력이 진행되고 있다[1]. 그리고 병원 또는 응급차량에서 획득한 12-채널 임상 심전도를 스마트폰의 와이파이 또는 3G 네트워크를 이용하여 원격지에 있는 심장전문 의에게 데이터를 전송하여 진단 소견을 구하는 응용사례도 제시되었다[2]. 또한 당뇨병 환자의 시력손상 또는 실명을 유발할 수 있는 “당뇨성 망막변성”의 진행 상태를 지속적으로 관찰할 목적으로 스마트폰 애플리케이션 프로그램이 개발되어서 이를 원격 안과진료에 활용하는 시스템도 제안되었다[3]. 이에 따라서 본 연구에서는 환자의 신체에 부착한 이동형 심전도 측정 시스템을 스마트폰과 연동하여서 심장의 건강 상태와 자율신경계의 변화를 간접적으로 판단할 수 있는 진단 파라미터들을 도출하고자, 안드로이드 기반 스마트폰 환경에서 심박변이도 변화를 시간영역과 주파수 영역으로 추정하여 이를 가시화하는 애플리케이션 알고리즘을 구현하고자 하였다.

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

E-mail : kyeong@kku.ac.kr

* 준 회원 : 건국대 의료생명대 의공학부 석사과정

** 정 회원 : 건국대 의료생명대 의공학부 박사과정

*** 비 회원 : 건국대 의료생명대 의공학부 석사과정

§ 정 회원 : (주)지우솔루션, 책임연구원

§§ 정 회원 : 건국대 의료생명대 의공학부 부교수

§§§ 정 회원 : 건국대 의료생명대 의공학부 교수

접수일자 : 2012년 4월 21일

최종완료 : 2012년 5월 17일

2. 본 론

2.1 심전도

심전도는 심장의 수축과 이완에 따라서 발생하는 전기적 신호를 기록한 것이며, 심장 질환을 진단할 수 있는 임상적 진단 파라미터들을 제공한다. 즉, 심전도 파형의 변화지점을 표시하는 P, Q, R, S, T라는 특징 값들의 조합으로 해석되는 신호의 크기, 거리, 모폴로지로 표현된 형태학적 정보는 심전도 해석에 중요한 결정자 파라미터들을 제공한다.

여기서 P파는 심방의 탈분극에 의해 발생하는 파형으로 심방의 흥분을 나타내며, 심방에서 심실로 전되는 과정에서 유도된다. 또한 Q파는 심실 격벽 탈분극을 나타내며, R파는 심실의 탈분극, S파는 심실 기저부의 탈분극을 나타낸다. QRS complex는 약 0.1 초 이내로 심장 전체의 탈분극 과정을 나타내며, 심실의 흥분과정에서 유도된다. 마지막 T파는 심실의 재분극 과정에서 심실 흥분의 회복과정에서 발생된다. 특히, R-R 간격으로 1분간의 맥박 수를 계산할 수 있는데, 정상 리듬의 맥박은 60 - 100 [beat/min] 기준을 설정하여 맥박이 빠르거나 느린 정도를 판단할 수 있는 심박변이도 정보를 얻을 수 있다[4].

2.2 HRV

HRV는 연속적인 심장박동의 주기 변화 정도를 측정하는 방법이다. HRV 분석으로 자율신경계의 교감신경과 부교감신경의 영향을 정량적으로 평가할 수 있고, 심장의 전반적인 질환이나 스트레스 상태 등을 평가할 때 활용되는데 시간 및 주파수 영역에서 해석을 통하여 심장박동의 주기 변화를 추정할 수 있다[5].

시간 영역에서 심장박동의 변화를 추정하는 R-R 타코그램(Tachogram)은 심장의 수축 사이의 시간 변화도를 나타낸 것으로 SDNN(RR 간격의 전체 표준편차), RMSSD(연속된 R-R 간격 사이의 차이에 대한 제곱 평균), NN50(차이가 50ms 이상인 연속된 R-R 간격의 개수) 등의 통계적인 파라미터 값들이 결정자 파라미터 도출에 활용된다[6][7]. 또한 주파수 영역에서의 HRV 분석 방법은 R-R 간격의 데이터들을 주파수 영역으로 변환하여 주파수의 스펙트럼 크기와 분포를 관찰하는 방법이다. 주파수 영역을 분리하는 기준은 VLF(Very Low Frequency: 0~0.04Hz), LF(Low Frequency: 0.04~0.15Hz), HF(High Frequency: 0.18~0.4Hz)이고 각 주파수 대역의 스펙트럼 분포를 분석하게 된다. VLF의 파워는 교감신경계, 체온조절, 혈관운동의 상태를 평가하고, LF의 파워는 교감신경계와 부교감신경계의 활동을 동시에 평가한다. 또한 HF의 파워는 부교감신경계(미주신경)의 활동, 호흡활동과 관련하여 평가되며 이외에도 TP(Total Power), LF/HF 비로 표현하여 진단 파라미터 도출에 활용되고 있다[5][7].

2.3 안드로이드 스마트폰 연동 심박변이도 검출 GUI

스마트폰은 데스크탑 PC의 연산 성능에 미치지 못하고 있기 때문에, 실시간으로 심전도 신호와 심박변이도 가시화

를 구현하기 위해서 멀티스레드(Multithread) 기법을 활용하여 연산으로 인한 가시화 지체 현상을 최소화 해줘야 한다. 따라서 이러한 지체현상을 최소화하기 위해서, 멀티스레드 기법을 활용해야 되는데 그림 1은 스마트폰 연동 환경에서 심전도 신호 및 심박변이도 가시화 알고리즘을 구현하는 흐름도를 보여주고 있다.

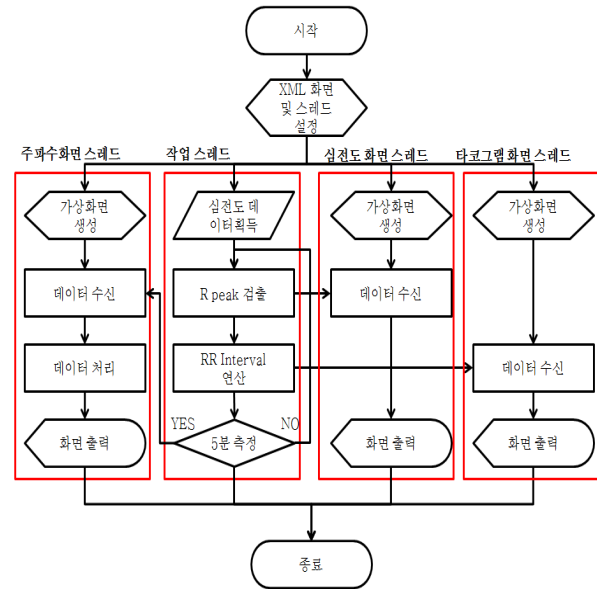


그림 1 안드로이드 스마트폰 연동 심전도 및 심박변이도 추정 및 가시화 흐름도
Fig. 1 A flowchart for estimating ECG & HRV in an android smart phone

그림 1에서 표현된 알고리즘을 토대로 스마트폰 환경에서 설계한 GUI(Graphic User Interface)는 그림 2와 같다.

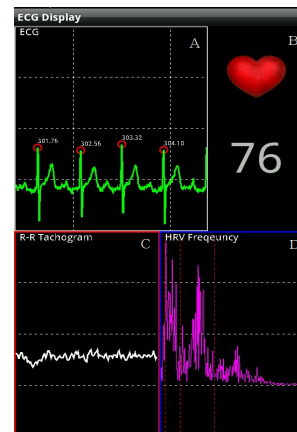


그림 2 안드로이드 스마트폰 연동 심전도 및 심박변이도 GUI 화면 구성
Fig. 2 GUI for an android smart phone

그림 2에서 심전도 신호, 심박변이도의 시간, 주파수 가시화와 관련하여 하나의 구성화면으로 구현하지 않고, SurfaceView 기법을 이용한 화면구성별 스레드 클래스로

구성하였다. 각각의 클래스별 화면스레드를 XML (Extensible Markup Language)를 이용하여 통합 화면구성 파일을 만들어 메인화면을 구성하였으며, 화면에 표현된 각각의 구성요소에 관한 설명은 다음과 같다.

A. 심전도 신호 가시화 스투드: 실시간 심전도 신호를 가시화하기 위한 화면출력 스투드이다. 애플리케이션의 백그라운드인 작업스레드에서 심전도 데이터를 획득하고 R-peak 검출 알고리즘을 통해 나온 심전도 데이터, R-peak 검출 데이터를 심전도화면 스투드로 송신하게 된다. 송신된 데이터를 이용하여 심전도를 가시화해 주며, 또한 R-peak의 위치 및 시간정보를 화면에 출력해주는 역할을 담당한다.

B. 심박수 가시화 스투드: 안드로이드 API에서 제공하는 ImageView, TextView를 XML 형태로 사용하여 심박수를 표현하였다. 심박수의 변화를 가시화하기 위해서 서로 다른 크기로 표현된 하트모양의 이미지 2개를 번갈아 화면에 표현하는 방법을 사용하였으며, 결과적으로 작업스레드에서 R-peak가 검출될 때마다 하트 이미지의 내용을 변경함으로써 R-peak 검출 시점을 가시화 한다.

C. 심전도 타코그램 가시화 스투드: 심박변이도의 시간영역의 분석을 위한 R-R 간격의 가시화하는 화면출력스레드이다. 작업 스투드에서 R-peak를 검출하고 이전 R-peak 시간의 차이를 계산하여 타코그램 스투드로 데이터를 송신하게 된다. 화면의 논리적 영역 크기를 0 ~ 2 초의 범위로 제한하여 R-R 간격을 그래프로써 가시화한다.

D. 심박변이도 주파수 영역 가시화 스투드: 심박변이도의 주파수 영역의 분석을 위한 화면출력 스투드이다. 주파수 영역 분석을 위해선 R-R 간격의 데이터를 5분 동안 저장해야 한다. 저장된 데이터를 보간법, DC 성분 제거, FFT 연산을 거친 후 화면에 그래프 형태로 출력한다. 화면 크기의 제약으로 인하여 주파수의 모든 범위를 한꺼번에 표현할 수 없기 때문에 터치 입력 방식을 이용하여 좌우로 주파수 영역 화면을 이동하는 기법을 사용한다. 또한 주파수 영역의 분석을 위해 VLF, LF, HF의 범위를 세로축 방향으로 가시화한다.

결과적으로 그림 3에서 표현한 바와 같이, 스마트폰 연동 심전도 및 타코그램을 가시화하기 위해서 기본적으로 별도의 클래스로 관장하는 4개의 분할 화면들로 구성된다. 즉, A. 심전도 출력 화면, B. 심박수 가시화 화면, C. 타코그램 가시화 화면 D. 심박변이도 주파수 영역 화면으로 구성된다. 이런 경우 각각의 분할 화면을 관장하는 클래스가 다르기 때문에 필요에 따라서 새로운 화면 구성 요소를 첨가할 수도 있고, 또는 특성을 쉽게 변경할 수 있는 장점을 가진다.

2.4 심박변이도 데이터 처리방법

2.4.1 이동형 패치 심전도 데이터 획득

심전도의 데이터를 획득하기 위해서 이동형 패치 심전도

측정 모듈을 이용하였다. 이 측정모듈은 MSP430F247 프로세서와 스마트폰에 탑재된 블루투스 데이터 송수신 모듈로 구성되어 있다. 따라서 그림 3에서 표현된 소위 ‘패치형 심전도 측정 모듈’에서 측정된 심전도 데이터는 블루투스 전송 방식을 이용하여 스마트폰으로 실시간으로 이루어진다. 그러나 측정모듈에서 샘플링 주파수가 200Hz 정도로 높은 경우, 신호를 수신하는 스마트폰 장치에서 데이터를 화면에 표현할 때 지체현상이 발생할 수 있다. 이에 따라서 측정 모듈 시스템의 샘플링 주파수를 100Hz로 설정하였고, 스마트폰 환경에서 수신된 심전도 데이터의 기저선 변동을 제거한 다음에 R-peak 지점들을 검출하였으며 이를 이용하여 심박변이도 HRV를 계산하여 스마트폰 화면에 가시화하는 시스템을 구현하였다.

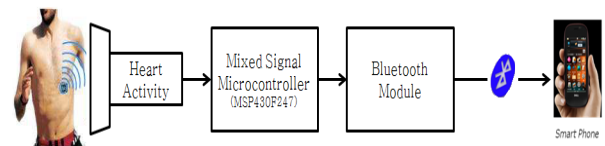


그림 3 이동형 심장활동 모니터링 시스템의 구성
Fig. 3 Cardiac activity monitoring by an ambulatory ECG sensory system

2.4.2 기저선 변동 제거

기저선 변동은 심전도 신호의 R-peak를 검출하는데 문제를 일으킬 수 있다. 예를 들면 심전도 한주기의 T-peak 값이 기저선 변동에 의하여 R-peak 값보다 상승하면 T-peak를 R-peak로 잘못 인식하게 된다. 따라서 1 Hz 미만의 주파수 특성을 갖는 신호 성분을 제거하고자 스마트폰 환경에서 FIR(Finite Impulse Response) 필터를 설계 및 구현하였다. FIR 필터는 입력신호의 일정한 값들만을 가지고 필터링을 수행하기 때문에 동일한 특성을 구현할 때 IIR(Infinite Impulse Response) 필터와 비교하면 차수가 높아서 연산량이 많다는 단점이 존재하지만 항상 안정하다는 특징을 갖는다.

HF-FIR 필터를 설계하기 위해서는 먼저 LF-FIR 필터를 설계해두어야 하며 식 (1)에 따라서 차단주파수 f_c 를 설정한다.

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

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.

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

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

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

LF- FIR 필터의 차수 (N, 홀수로 제한)를 결정하고 주파수 스펙트럼 유출(leakage)을 감소시키기 위해서 창문(Window) $w[n]$ 을 선택한다. 식 (4)는 FIR 필터 설계 과정에서 사용된 Hamming 창문 함수를 표현한다.

$$w[n] = 0.54 + 0.46\cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right) \quad (4)$$

결과적으로 LF-FIR 필터의 임펄스 응답 $h[n]$ 은 식 (5)와 같이 표현된다.

$$h[n] = h_1[n] \cdot w[n], \quad -\frac{N-1}{2} \leq n \leq \frac{N-1}{2} \quad (5)$$

실제로 이동형 패치 ECG 전극을 사용하여 획득한 심전도 신호의 기저선 변동을 제거를 위한 LF-FIR 필터 파라미터 값을 표 1과 같이 설정해 주었다.

표 1 LF-FIR 필터 설계를 위한 파라미터

Table 1 LF-FIR filter parameters

파라미터	수치
Pass Band Freq.	49 Hz
Stop Band Freq.	50 Hz
Sampling Freq.	100 Hz
Window Type	Hamming
필터 차수	345

기저선 변동을 제거하기 위해서 HF-FIR 필터 임펄스 응답($h_{high}[n]$)과 LF-FIR 필터 임펄스 응답($h_{low}[n]$)의 관계를 식 (6)과 같이 설정하여 구한다.

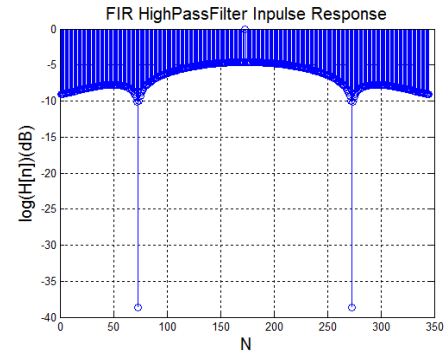
$$h_{high}[n] = \cos(n\pi) \cdot h_{low}[n] \quad (6)$$

따라서 스마트폰 환경에서 심전도 신호 기저선 변동 제거는 $h_{high}[n]$ 을 식 (7)에서 입력신호 $x[n]$ 과 컨볼루션(convolution) 연산을 통해 구현한다.

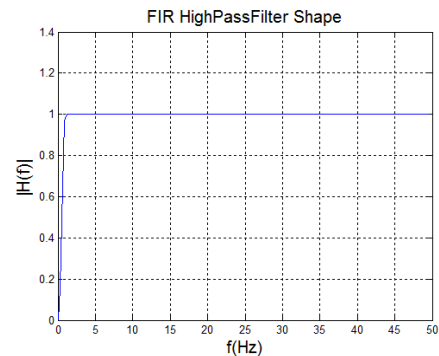
$$x[n] * h_{high}[n] = \sum_{k=0}^{N-1} x[k] \cdot h_{high}[n-k] \quad (7)$$

그림 4는 (a)에서 HF-FIR 필터의 임펄스 응답 $h_{high}[n]$ 을 시간 영역으로 보여주고 있으며 (b)에서는 주파수 영역에서 표현된 스펙트럼을 보여주고 있다.

그림 4와 같이 표현된 임펄스 응답을 심전도 신호 데이터와 실시간으로 연산해야한다. 그러나 FIR 필터 연산 특성상 차수 N만큼 데이터를 사용하지 못하기 때문에 화면에 심전도를 출력하기 위해서 화면의 화소 수와 차수 N만큼의 데이터 개수가 존재해야 한다. 따라서 매번 화면에 출력하기 위한 심전도 신호 데이터 연산량은 화소 수 × N이 된다. 이를 위해서 본 연구에서는 데이터 연산량을 줄이기 위해서 데이터 이동 방식을 사용하였다. 즉, 작업 스톱드에서 N개의 심전도 데이터 $[X_1, X_2, \dots, X_N]$ 를 획득한 후 새로이 수신되는 심전도 데이터 X_{new} 만을 LF-FIR 필터 연산을 적용한



(a)



(b)

그림 4 HF-FIR 필터 임펄스 응답과 주파수 영역 분포

Fig. 4 Impulse response and its frequency spectrum of HF_FIR filter

(a) HF-FIR 필터의 임펄스 응답, $h_{high}[n]$

(b) HF-FIR 필터의 주파수 스펙트럼 분포

후 심전도 신호 가시화 스톱드로 전달한다. 그리고 다음번 연산을 위해 저장되어 있는 데이터를 하나씩 이동시켜서 저장한 후 새로 수신되는 심전도 데이터의 저장 공간을 마련한다. 그림 5는 심전도 데이터에 실시간으로 FIR 필터링을 적용 하기위해서 제안된 데이터 이동 알고리즘을 보여준다.

실제로 HRV 측정을 위해서, 심전도 데이터를 처음 5분 동안 획득한 다음에, R-peak와 R-R 간격 추정을 위한 FIR 필터링 과정이 스마트폰에서 수행된다.

그림 5에서 X_{new} 데이터만을 추가적으로 포함시켜서 FIR 필터링을 적용할 심전도 데이터로 해석한다. 따라서 스마트폰에서 수행되는 FIR 필터링 연산량은 원래의 화소 개수 × N에서 N의 연산량으로 감소된다.

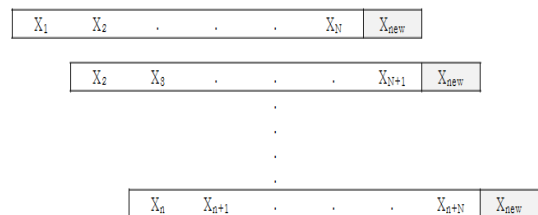


그림 5 FIR 필터를 적용하기 위해서 제안된 데이터 저장 방식

Fig. 5 Data acquisition algorithm for FIR filtering

따라서 그림 5에서 보여준 알고리즘과 같이 스마트폰에서 FIR 필터링을 수행하는 경우, 처음 5분 동안 데이터를 획득하는 과정을 제외하고는 실시간으로 데이터를 수신 및 필요한 과정이 이루어지며 필요한 디지털 신호처리 과정이 수행된다.

2.4.3 심전도 R-R 간격 도출

스마트폰에서 수신된 심전도 신호의 R-peak 위치를 검출하기 위해 다음과 같은 알고리즘을 적용하였다. 우선, 식 (8)과 같이 심전도 신호의 미분 값인 $d(n)$ 을 구한다.

$$d(n) = e(n) - e(n-1) \tag{8}$$

여기서 $e(n)$ 은 심전도 신호를 의미한다. $d(n)$ 의 값을 양수로 표현하기 위해서 이 값을 제곱한 후에, 식 (9)와 같이 이동평균필터를 사용하여 R-peak 값의 특성을 강조한다. 여기서 필터의 구간 길이는 5로 하였다.

$$F(n) = \left(\frac{1}{5}\right) \cdot \sum_{N=-2}^2 d(n+N)^2 \tag{9}$$

결과적으로, 식 (9)의 값을 기준으로 해서 일정한 범위 내에서 데이터 최대값을 R-peak라고 해석한다. 또한 R-peak를 연속적으로 검출하기 위해선, T-peak가 나타날 지점을 생각하여 R-peak에서 0.3초 떨어진 지점부터 다시 반복적으로 R-peak를 검출한다.

R-R 간격을 구하기 위해선 식 (9)에서 제시한 방법으로 검출한 R-peak의 시간 값들을 R_n 으로 구성해야 한다. 식 (10)은 N 개의 R_1, R_2, \dots, R_N 으로 이루어진 데이터이다.

$$R_n = [R_1, R_2, \dots, R_N] \tag{10}$$

즉, R-R 간격 값을 얻기 위해서는 $n+1$ 번째의 시간에서 n 번째의 시간의 차이로 구할 수 있다. 구해진 R-R 간격 값을 데이터는 심박변이도의 추세를 판별하는 데이터의 초석으로 사용하게 된다.

2.4.4 Cubic Spline 보간법

R-R 간격의 검출된 데이터는 비등간격 데이터이다. 기본적으로 심박변이도 스펙트럼을 계산하기 위해서 Cubic Spline 보간법을 사용하여 비등간격 R-peak 데이터를 등간격 R-peak 데이터로 변환 시킨다. 본 연구에서 사용한 Cubic Spline 보간법은 두 점을 3차 다항식으로 연결하는 곡선으로 표현하는 방법을 사용하였다.

2.4.5 DC 성분 제거

Cubic Spline 보간 과정을 거친 R-R 간격의 데이터를 주파수 영역으로 바꾸면 DC 성분이 다른 주파수에 비하여 너무 크게 표현되기 때문에 다른 주파수 영역의 스펙트럼 정보를 왜곡시킨다. 이에 따라서 스마트폰 환경에서 LF-FIR

필터 파라미터를 표 2와 같이 설계하였다.

표 2 DC 성분 제거를 위한 LF-FIR 필터 파라미터
Table 2 LF-FIR filter parameters

파라미터	수치
Pass Band Freq.	1.96 Hz
Stop Band Freq.	2 Hz
Sampling Freq.	4 Hz
Window Type	Hamming
필터 차수	345

그리고 식 (4) ~ (6)을 적용하여 HF-FIR 필터의 임펄스 응답을 구하며, 이에 따라서 그림 7은 2차 HF-FIR 필터의 임펄스 응답과 주파수 스펙트럼을 보여주고 있다.

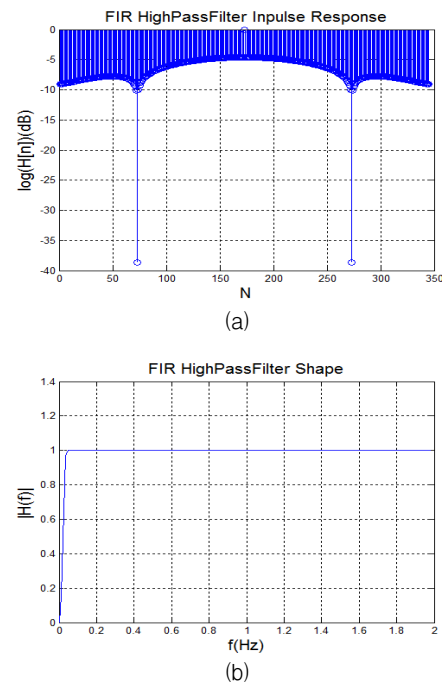


그림 6 HF-FIR 필터의 임펄스 응답과 주파수 스펙트럼
Fig. 6 Impulse response and its frequency spectrum of HF_FIR filter

- (a) HF-FIR 필터의 임펄스 응답, $h_{high}[n]$
- (b) HF-FIR 필터의 주파수 스펙트럼 분포

2.4.6 스마트폰 연동 HRV 연산

HRV의 주파수영역을 추정하기 위해서 FFT를 사용하였다. FFT는 푸리에 변환의 계산 연산횟수를 줄일 수 있는 알고리즘으로 FFT를 계산하기 위해서는 반드시 데이터의 개수가 2의 승수개로 되어 있어야 한다. 우선 5분 동안의 R-R 간격의 데이터를 Cubic Spline 보간법, FIR 필터 과정을 거친 후 FFT를 계산한다. FIR 필터링을 거친 데이터의 개수가, 2의 승수로 표현되지 않기 때문에 0의 값으로 채우는 zero-padding 기법을 활용하였다.

연구 실험에 사용된 데이터는 구현된 이동형 심전도 측정

시스템을 이용하여 건국대 간호학과에 재학하고 있는 여학생들을 대상으로 약 5분 동안 100 Hz의 샘플링 주파수로 심전도 데이터를 획득하였다. 실험 환경은 피험자들이 학점 획득에 중요한 부분을 차지하는 실습 학기말고사를 치르는 상황을 설정하여 실험을 수행하였다. 정신적으로 안정한 상태와 스트레스를 받는 상태를 구분하기 위하여 피험자들이 시험을 치르기 1주일 전에 ‘정신적 안정 상태’ 실험 프로토콜로 설정하고, 이로부터 1주일 후 시험을 치르기 바로 직전에 ‘정신적 스트레스 상태’ 실험 프로토콜로 설정하여 데이터를 획득하여 사용하였다[5]. 결과적으로 정신적 안정, 스트레스 상태일 때의 결과를 보여주기 위해서 그림 3의 GUI 화면을 변경하여 그림 7과 같이 HRV 스펙트럼을 가시화하였다.

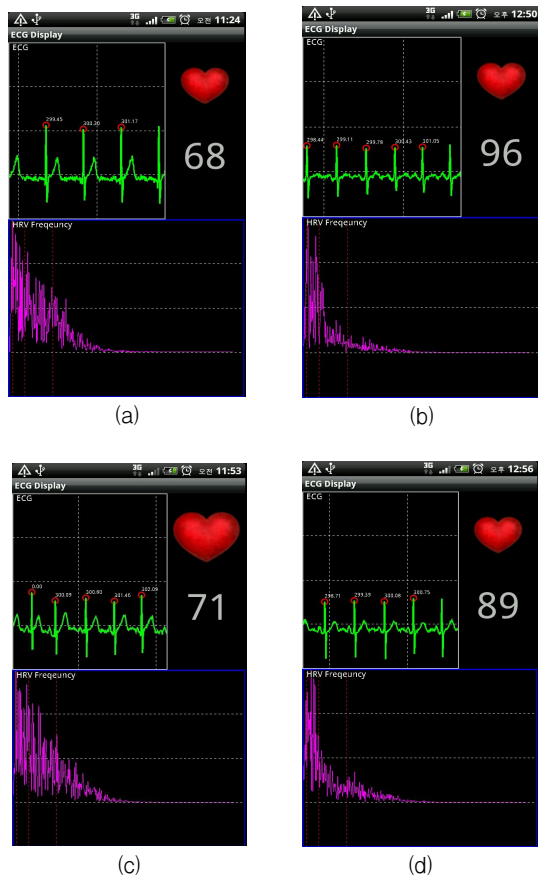


그림 7 스마트폰 연동 HRV 검출 및 가시화
Fig. 7 Visualization of HRV in a android smart phone
 (a) Subject 1의 HRV(정신적 안정 상태)
 (b) Subject 1의 HRV(정신적 스트레스 상태)
 (c) Subject 2의 HRV(정신적 안정 상태)
 (d) Subject 2의 HRV(정신적 스트레스 상태)

그림 7과 같이 스마트폰에서의 HRV를 추정하고 이를 가시화할 수 있다. 주파수 대역을 표시하기에는 제한된 화면의 크기로 인하여 VLF, LF, HF 영역을 경계선으로 표시하였다.

3. 결 론

본 연구에서는 패치형 심전도 모듈과 안드로이드 운영체제 기반의 스마트폰의 연동을 통하여 심전도의 심박변이도를 시간 영역과 주파수 영역에서 추정하여 이를 가시화하는 알고리즘을 제안하였다. 이를 위해 스마트폰에서 심전도 신호 화면과 각 영역 화면을 분할하고 또한 연산량 많은 R-peak 검출 및 R-R 간격 계산을 위해서 다중 작업스레드의 설정과 연산 지연 방식의 데이터 처리 알고리즘의 제안을 통하여 심박변이도를 효율적으로 추정하고자 하였다. 따라서 본 연구에서는 이동형 심전도 측정시스템과 무선으로 연계된 스마트폰에서 심전도 및 심장박동수의 시간 및 주파수 변화도를 관찰할 수 있도록 필수적인 디지털 신호처리 알고리즘 및 다중 작업 스레드 연산방법을 제시하였다. 결과적으로 이동형 패치 심전도 측정 모듈을 환자의 신체에 무구속 방법으로 부착하고, 이에 스마트폰 장치를 연동하면, 환자의 일상생활을 통하여 심전도 및 심박변이도 변화를 실시간으로 추정할 수 있기 때문에 유비쿼터스 헬스케어 분야에 기여할 것으로 기대된다.

감사의 글

본 연구는 교육과학기술부와 한국연구재단의 지역 혁신인력양성사업으로 수행된 연구결과임

참 고 문 헌

- [1] Mark Terry, "Telemicroscopes and Point-of-Care Diagnostics Team Up with Smartphones," TELEMEDICINE and e-HEALTH, vol. 17, no. 5, pp. 320-323, 2011.
- [2] 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.
- [3] 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.
- [4] John G. Webster, Medical Instrumentation, 1998.
- [5] Kyeong-Seop Kim, Seung-Won Shin, Jeong-Whan Lee, Heejung Choi, "The Assessment of Dynamic Mental Stress with Wearable Heart Activity Monitoring System," The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers, vol. 57, no. 6, pp. 1109-1115, 2008.
- [6] P. T. Ahamed Seyd, V. I. Thajudin Ahamed, Jeevamma Jacob, Paul Joseph K., "Time and

Frequency Domain Analysis of Heart Rate Variability and Their Correlations in Diabetes Mellitus," International Journal of Biological and Life Sciences, vol. 4, no. 1, pp. 24-27, 2008.

- [7] Rajendra Acharya U., Jasjit S. Suri, Joe A.E. Spaan, S. M. Krishnan, Advances in Cardiac Signal Processing, Springer, 2007.
- [8] Joyce Van de Vegte, Fundamentals of Digital Signal Processing, Prentice Hall, 2002.
- [9] Richard L. Burden, J. Douglas Faires, Numerical Analysis, PWS, 1993.

저 자 소 개



김 정 환 (金 拯 桓)

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



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.



윤 태 호 (尹 泰 皓)

2003년 건국대학교 의학공학부 졸업. 동대학원 석사(2005). 동대학원 박사(2011). 2011년~현재 (주)지우솔루션 책임연구원.



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.



이 정 환 (李 定 桓)

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



엄 광 문 (嚴 光 文)

1991년 고려대학교 전자공학과 졸업. 일본 도호쿠대학 석사(1996). 동대학원 박사(1999). 2000년~현재 건국대학교 의학공학부 교수.