

## 스마트폰의 CMOS 영상센서를 이용한 광용적맥파 측정방법 개발

김호철<sup>1</sup>, 정원식<sup>2</sup>, 이권희<sup>3</sup>, 남기창<sup>4\*</sup>,

<sup>1</sup>을지대학교 보건과학대학 방사선학과, <sup>2</sup>삼성전자, <sup>3</sup>고려대학교 의용과학협동과정, <sup>4</sup>동국대학교 의과대학 의공학교실

## Development of a Photoplethysmographic method using a CMOS image sensor for Smartphone

Ho Chul Kim<sup>1</sup>, Wonsik Jung<sup>2</sup>, Kwonhee Lee<sup>3</sup>, Ki Chang Nam<sup>4\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiological Science, College of Health Science, Eulgi University

<sup>2</sup>Samsung Electronics

<sup>3</sup>Graduate Program in Bio-medical Science, Korea University

<sup>4</sup>Department of Medical Engineering, Dongguk University College of Medicine

**요약** 맥파는 심전도와 같이 자율신경계를 통해 생리적 반응을 측정하는 신호이지만, 손가락에 센서 하나만 부착시키면 되기 때문에 상대적으로 신호의 측정이 간편하다는 장점을 가지고 있어 u-Healthcare 분야에서의 활용이 용이하다. 따라서 본 연구의 목적은 스마트폰 카메라의 CMOS 영상 센서를 활용하여 맥파를 비침습적으로 측정하는 방법 중의 하나인 광용적맥파를 획득하고 이로부터 스트레스 여부를 판단하는 휴대형 시스템을 개발하여 u-Healthcare 분야에서의 활용 가능성을 확인하는 것이다. 이를 위해 광용적맥파를 별도의 센서에 의한 측정이 아닌 스마트폰 카메라에서 획득되는 영상 데이터를 활용하여 광용적맥파를 획득한 후 분석하였다. 또한 확보된 광용적맥파 영상신호 데이터를 이용하여 심박변이도와 스트레스 지수를 별도의 호스트 장비 없이 스마트폰만을 이용해 사용자에게 제공 하였다. 또한 부가적으로 스마트폰에 부착가능한 별도의 하드웨어 디바이스를 개발함으로써 획득된 데이터의 신뢰도 및 정확성을 향상시켰다. 실험결과를 통해 스마트폰의 카메라 영상을 활용하여 광용적맥파 신호를 통한 심박수 측정과 스트레스의 정도를 분석하기 위한 스트레스 지수 추출이 가능함을 확인할 수 있었다. 본 연구에서는 상용화된 제품 또는 정형화된 센서가 아닌 스마트폰의 카메라를 이용하기 때문에 상용화된 외부 센서에 의한 광용적맥파 신호 보다는 해상도가 떨어지는 단점이 있음에도 불구하고 결과 데이터의 신뢰도 향상을 위한 별도의 추가외부 장치 개발 및 여러 가지 최적화 알고리즘을 통해 신뢰성 있는 데이터를 확보할 수 있어 u-Healthcare 장비로서의 활용 가능성을 확인할 수 있었다.

**Abstract** Pulse wave is the physiological responses through the autonomic nervous system such as ECG. It is relatively convenient because it can measure the signal just by applying a sensor on a finger. So, it can be usefully employed in the field of U-Healthcare. The objects of this study are acquiring the PPG (Photoplethysmography) one of the way of measuring the pulse waves in non-invasive way using the CMOS image sensor on a smartphone camera, developing the portable system judging stressful or not, and confirming the applicability in the field of u-Healthcare. PPG was acquired by using image data from smartphone camera without separate sensors and analyzed. Also, with that image signal data, HRV (Heart Rate Variability) and stress index were offered users by just using smartphone without separate host equipment. In addition, the reliability and accuracy of acquired data were improved by developing additional hardware device. From these experiments, we can confirm that measuring heart rate through the PPG, and the stress index for analysis the stress degree using the image of a smartphone camera are possible. In this study, we used a smartphone camera, not commercialized product or standardized sensor, so it has low resolution than those of using commercialized external sensor. However, despite this disadvantage, it can be usefully employed as the u-Healthcare device because it can obtain the promising data by developing additional external device for improvement reliability of result and optimization algorithm.

**Key Words** : CMOS Image Sensor; Heart Rate; PPG; Smartphone; Stress Index

본 논문은 2012학년도 을지대학교 학술연구비 지원에 의하여 이루어진 것임.

\*Corresponding Author : Ki Chang Nam (Dongguk University College of Medicine)

Tel: +82-31-961-5802 email: chadol@dongguk.ac.kr

Received April 6, 2015

Revised (1st May 18, 2015, 2nd May 28, 2015, 3rd June 2, 2015)

Accepted June 11, 2015

Published June 30, 2015

## 1. 서론

중추신경계와 자율신경계를 통해 생리적 반응을 나타내는 대표적인 생체신호 중의 하나인 맥파는 측정법이 대상자에게 불편함을 최소화 하면서 심박주기를 검출할 수 있는 효과적인 방법들 중 하나이기 때문에 유비쿼터스 헬스케어 (u-Healthcare) 분야에서 많이 연구되고 있는 생체신호이다[1,2].

심박주기는 태아, 환자, 노인들의 질병감시 및 측정을 통해 임상에서 중요한 신호로 사용되고 있다. 특히, 심박변이도(Heart Rate Variability; HRV)는 심박주기의 연속적인 변화들을 순차적으로 연결하여 일련의 데이터로 만든 신호이며, 자율신경계의 상태를 측정하기 위한 비침습성(Non-invasive)의 도구로 사용된다[3]. 또한 HRV는 스트레스, 수면분석, 감성분석 등의 연구에 매우 유용한 표지자로 활용되고 있다[4,5,6,7].

맥파는 심장 수축과 이완에 의하여 맥동성 파형으로 전파되면서 혈관의 용적 변화가 나타난다. 광용적맥파 측정법(photoplethysmograph, PPG)은 빛을 이용하여 맥파를 측정하는 방법으로, 혈관의 용적 변화시 나타나는 생체조직의 반사, 흡수 투과비 등의 광학적 특성의 변화를 광센서에서 감지하여 측정한다. 심전도와는 달리 말초혈관에 전달된 혈류의 변화를 측정하게 되지만 심전도 전극을 사용하지 않고 손가락, 이마, 귓볼 등에 광원과 광센서를 적용하여 간편하게 맥파를 측정할 수 있다[8, 9]. 또한 PPG를 이용한 맥파의 변화가 심전도의 변화는 아니지만, PPG로부터 측정된 맥파의 변이도로 HRV를 추정할 수 있다는 보고가 있다[10]. PPG는 웨어러블 측정기에 적합한 방법이기도 하지만 측정 방법의 특성상 동잡음에 매우 민감하게 반응하므로 이를 처리하기 연구가 진행되어 왔다[11, 12]. PPG를 활용하는 분야로는 심혈관계 모니터링, 혈관계 특성분석, 혈압의 추정, 호흡을 추출 및 감성분석을 위한 연구가 국내외적으로 활발히 진행되고 오고 있다[13-20].

현재까지 맥파를 측정하기 위해 여러 연구에서 제시된 방식의 공통점은 맥파를 측정하기 위한 별도의 광원과 광센서를 이용하였고, 그 결과를 호스트 PC, 서버 또는 스마트폰과 같은 모바일 디바이스에 전송하는 방식이 대부분이었다. 대부분의 맥파 측정 방식은 간단하고 편리하지만 별도의 측정 기기를 필요로 하기 때문에 사용자의 휴대성이 떨어지고 측정 기기의 전원 공급에 따른 사용시간이 줄어든다. 따라서 u-Healthcare 장비로써

의 장점이 떨어지게 되어 사용상의 제약이 커지게 될 것이다.

본 논문의 목적은 스마트폰에 장착되어있는 CIS (CMOS Image Sensor) Camera를 활용하여 광용적맥파를 획득하고 제안된 알고리즘에 의해 스트레스 여부를 판단하는 휴대형 시스템을 개발하여 u-Healthcare 분야에서의 활용 가능성을 확인하는 것이다. 또한 기존의 상용 장비와의 비교 성능 실험을 통하여 개발 대비 성능을 평가하고, 스마트폰이 서버 혹은 호스트 역할이 아닌 단일 계측 장비로써의 활용 가능성도 확인하고자 하였다.

## 2. 연구방법

### 2.1 맥파

심장박동으로 생성된 압력에 의해 동맥, 정맥 그리고 말초혈관 내에서 혈액의 흐름이 발생한다. 심장박동이 발생할 때마다 이러한 압력은 손가락 끝과 같은 말단 모세혈관까지도 작동한다. 이 압력은 동맥을 통해 세포조직에 혈액이 공급되고, 다시 정맥을 통해 혈액들이 심장으로 돌아간다. 이러한 심장박동으로 인해 손가락/발가락 혈관에서의 동맥혈량(Arterial Blood Volume)이 증가/감소가 반복된다. Fig. 1과 같이 심장의 수축과 이완을 통해 발생하는 말초혈관계의 박동현상을 그래프로 나타낸 것을 맥파라고 한다 [8, 9].

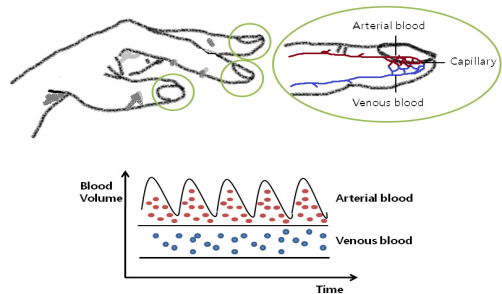


Fig. 1. Changing of arterial blood volume in capillary

#### 2.1.1 맥파의 주기 검출 기술

주기 검출하는 기술은 시간 영역과 주파수 영역에서 가능하며, 시간영역에서 하는 방식은 피크 피킹 (Peak Picking), 자기상관함수, AMDF (Average Magnitude Difference Function) 등이 있으며, 주파수 영역에서의

방법은 고주파 피크 검출, 스펙트럼 유사도 분석 등이 있다[21]. 이중 주파수 영역에서의 방법은 시간영역의 데이터를 주파수 영역으로 변환하는 연산이 추가되어, 측정 시스템에 부하를 주게 된다. 따라서 상대적으로 연산량이 적은 시간 영역의 검출 기술이 많이 사용되고 있다. 시간 영역에서 대표적인 주기 검출 방식인 피크 피킹 방법은 신호 내에서 블럭을 설정한 뒤, 최대값을 구한 후, 블럭을 이동하면서, 이전 최대값과 비교하여 더 큰 경우 최대값을 갱신하는 방식이다 [Fig. 2]. 이 방식은 주파수 해상도에 의존적이며, 주기가 수시로 변화되는 상황에서는 즉각적인 대처가 힘들다.

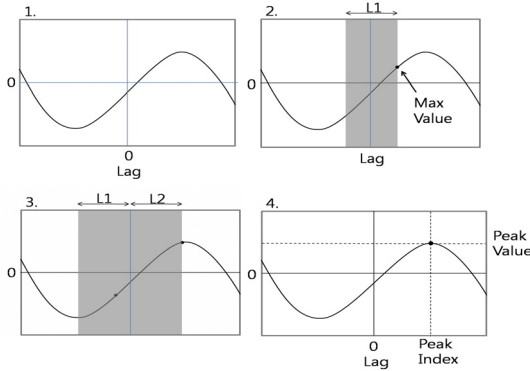


Fig. 2. General detection method of Peak picking

2.1.2 제안하는 맥파 주기 검출 기술

본 논문에서 사용하는 방법 역시 피크 피킹 방법을 사용하고 있으나, 영상데이터를 측정하는데 사용하는 디바이스가 카메라 이므로, 주변 광량과 대상에 따라서 광량의 차이가 매우 크다. 따라서 본 논문에서는 일반적인 피크 피킹 방법에 제안하는 알고리즘을 추가하였다. 스마트폰 카메라의 프리뷰 (Preview)의 프레임 속도는 기기별로 다르게 설정 가능하나 실제 다른 업무들을 처리하며 동작되는 원리이므로 15 ~ 20 frame/sec 주기로 데이터 확보가 가능하다. 따라서 샘플링을 일정주기로 했을 경우, 한 샘플링 내에 두 개의 피크가 존재하는 경우도 종종 발생한다. 따라서 정확한 피크 피킹을 위해, 한 샘플링 내의 최고 피크 값과 두 번째 피크 값을 구한 다음 두 가지 방법으로 검증하여 채택 여부를 결정한다. 첫 번째 피크점에서 두 번째 피크점 까지의 기울기를 구해 두 개의 피크점을 확인하였다. 그리고 첫 번째 피크피크점과 간격 (Duration)이 이전에 있었던 간격들의 임계치

내에 수렴할 경우, 이 피크점을 또 다른 피크점으로 선정하게 된다[Fig 3].

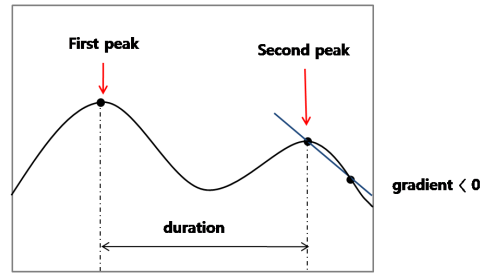


Fig. 3. Proposed peak picking method

2.1.3 영상 데이터의 유효데이터 검출

카메라 영상은 그레이 스케일값으로 프레임마다 변화량을 검출하여 데이터를 획득한다. 안드로이드나 케마라 영상은 YUV420이 기본 포맷이다 [Fig. 4], 본 연구에서는 이중 Y값의 합을 구하여 그 변화량으로 맥파 주기를 구하였다.

- Y : 휘도(Luminance)로서 영상에서 어둡고 밝음의 성분
- U, V : 색차(Chrominance)로 색상정보를 나타내는 성분

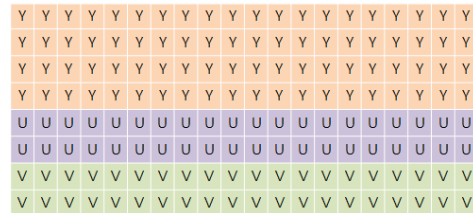


Fig. 4. YUV420 Color Format

2.2 HRV (Heart Rate Variability)

심박수는 동방결절(SA-Node)에 있는 심박조율세포의 고유자발성에 자율 신경계가 영향을 미쳐서 결정되는데, 이 동방결절은 교감신경과 부교감신경 모두의 지배를 받고 있고 있다. 그 중 교감신경은 체내 혹은 외부환경에 의해 변화가 있을 경우, 기초 신진대사율(Basic Metabolism Rate)을 촉진하여 그 영향을 동방결절 활동에 미치게 된다. 동방결절의 활동이 변화하게 되면 심박수의 주기가 변화하게 되고, 이러한 변화량을 HRV(Heart Rate Variability)라는 지수로 표시하게 된다 [4,5,6,7].

### 2.2.1 스트레스지수

자율 신경계가 인간의 감성과 스트레스와 연관이 깊다는 것은 이미 널리 알려진 것이며, 자율 신경계의 영향을 받고 있는 심박수는 스트레스에 의해 변화가 감지되는 대표적인 생체신호이다 [3]. 자율신경계의 변화는 HRV를 통해 알 수 있으며, HRV는 심전도 (ECG)와 맥박변이도(Pulse Wave Variability; PRV) 등 다양한 방식으로 확인가능하나 본 논문에서는 PRV 통한 HRV index를 측정하여 스트레스 지수를 구하고자 한다.

### 2.2.2 HRV 평가방식

HRV를 통한 평가 방식에는 크게 시간 도메인(Time Domain)에서의 평가방식과 주파수 도메인(Frequency Domain)에서의 평가 방식으로 나눌 수 있다. 시간 도메인 방식에서는 Mean HR, SDNN, RMSSD, SDNN index, SDDSD, NN50, Normalized Entropy가 있는데, 이 중에서는 정상 NN 간격의 표준편차인 SDNN이 가장 유용한 변수로 평가 받고 있다[3]. SDNN은 경우는 24시간동안 모니터링을 5분 간격으로 나누어 관찰을 하게 하는데, 이것을 조금 변형한 방법이 SDNN index와 SDANN 이다. SDNN의 경우는 24시간동안 정상 NN 간격의 평균의 표준편차이며, SDANN는 모든 5분 동안 NN간격 평균의 표준편차이다. 주파수 영역분석에는 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform; FFT)를 이용해 전력 스펙트럼 밀도를 구하고, 교감신경과 부교감신경을 모두 반영한 값을 구하여 자율신경계의 반응을 확인한다. 이는 시간 도메인 방식에서는 관찰하기 어려운 신호의 특성을 주파수 영역에서 보다 쉽게 알아 낼 수 있기 때문이다. 주파수 영역 분석에서 각 주파수별 영역에 따른 분석은 Table 1 과 같이 나타난다.

Table 1. HRV analysis in the frequency domain

Variable	Units	Description	Frequency Range
Total Power	ms <sup>2</sup>	Variance of all NN Interval	approximately 0.4 Hz
ULF	ms <sup>2</sup>	Power in the ultra low frequency range	0.0003 Hz
VLF	ms <sup>2</sup>	Power in the very low frequency range	0.00003 - 0.04 Hz
LF	ms <sup>2</sup>	Power in the low frequency range	0.04 - 0.15 Hz
HF	ms <sup>2</sup>	Power in the high frequency range	0.15 - 0.4 Hz

여기에서 초저주 성분(VLF)은 0.00003-0.04 Hz대역

으로 체온조절/혈관운동과 관련된 성분이다. 저주파 성분(LF)은 0.04 - 0.15 Hz 대역으로 교감신경계 성분이 주로 많이 들어 있으며, 고주파 성분(HF)은 0.15 - 0.4 Hz 으로 주로 부교감신경계 성분을 반영하고 있다 [Fig. 5].

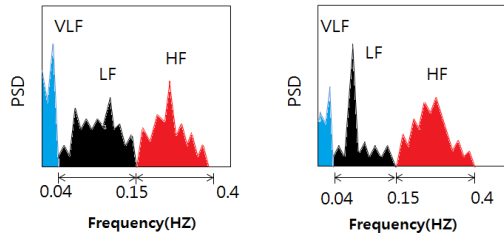


Fig. 5. HRV Power Spectrum density using the FFT

본 논문에서는 교감신경계와 비교감신경계의 비율로서 스트레스 지수를 평가할 수 있도록 했으며, 그 변수는 다음과 같다.

$$\text{Stress Index} = \text{LF}/\text{HF}$$

즉, 교감 신경계의 파워 스펙트럼 밀도(Power Spectral Density, PSD)가 크게 나올수록 스트레스 지수 (Stress Index)가 높게 나온다는 것을 알 수 있다 [Fig. 6].

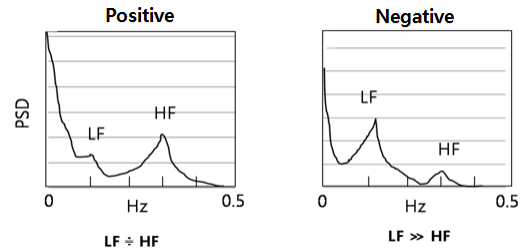


Fig. 6. Stress Index in accordance with LF / HF index

## 2.3 조명

### 2.3.1 External LED Light Device

일반적인 카메라의 영상은 주변 광량에 따라 데이터의 변동이 크다. 따라서 데이터의 해상도를 개선하기 위해 광(光)원을 측정대상에 집중적으로 비추는 것이 필요하다. 본 연구에 사용된 스마트폰 카메라에는 자체 LED 광원이 부착되어 있어 영상데이터의 해상도를 높이는 데 많은 도움이 되나, 대략 5분 정도 손가락에 밀착하여 조사하면 발열에 의해 사용자에게 불편을 주게 된다. 또한 LED의 위치가 제조사별, 스마트폰 기기별로 다르기 때

문에 이것 또한 해상도에 중요한 변수로 작용하게 된다. 또한 관측 대상 주변 환경마다 광량이 달라 해상도에 영향을 미치기 때문에 Fig. 7과 같이 별도의 외장 LED 광원을 제작하여 설치하였다.

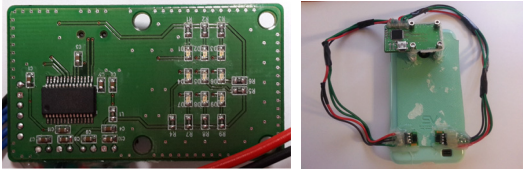


Fig. 7. External LED Module (a) and Built on Smartphone (b)

### 2.3.2 LED개수에 따른 효율

현재 스마트폰들의 기본 소비 전류량이 점점 증가하는 추세이므로 측정을 위해 외부 장치를 부착하는 것은 모체인 스마트폰의 소모 전력량을 증가 시키게 된다. 그래서 외장 LED를 총 9개 추가하고, 각 LED를 개별적으로 제어할 수 있도록 설계하였다. Table 2는 LED 사용 숫자에 따른 전력 소모량이다.

Table 2. Changes of current consumption according to the number LED On

# of LED: On	Current(mA)	Power(mW)
0	18.5	92.5
1	28.6	143.0
2	38.7	193.5
3	48.8	244.0
4	58.9	294.5
5	69.0	345.0
6	79.1	395.5
7	89.2	446.0
8	99.3	496.5
9	109.4	547.0

## 2.4 체온 및 습도

PPG에 의한 스트레스 지수를 구하는 것이 현재 사용자의 감성과 상태를 평가하는데 중요한 지표로 작용하지만, 사용자에 따라 변화폭은 다르게 나타날 수도 있다. 이러한 부분을 보완하기 위해, 측정 지표를 다양하게 함으로서 신체의 변화를 여러 각도에서 관찰할 수 있다. 비접촉식 체온 및 습도 센서(HT-01S, 에코나래)를 사용자의 손바닥에 밀착할 수 있도록 부착하여 그 결과를 스마트폰과 연동하여 모니터링 할 수 있도록 구성하였다.

## 2.5 비교 측정장비

본 논문에서는 스마트폰으로 측정된 PPG 신호, HRV 그리고 스트레스 지수에 대한 확인을 위해 LAXTHA사의 ubpulse T1을 비교 측정 장비로 사용하였다. 이 장비는 휴대용 맥파센서와 측정기를 이용해, 맥파를 측정하여, Heart Rate, LF, HF, HRV-Index와 같은 심박 결과를 호스트 PC에 보여준다.

## 2.6 하드웨어 구성

### 2.6.1 스마트폰 제원

실험에 사용된 스마트폰의 제원은 다음과 같다.

SHV-E120 (Samsung Galaxy S2)

- Camera : 800Mega Pixel
- LCD 해상도 : 1280\*720(HD)
- Memory(RAM) : 1GBytes
- OS : Android 4.1 JellyBean

### 2.6.2 외부 장치

외부 장치는 Fig. 8에서와 같이 LED, 센서모듈, 이것을 제어하기 위한 제어 모듈, 스마트폰과의 통신을 위한 통신 모듈로 구성되어 있다.

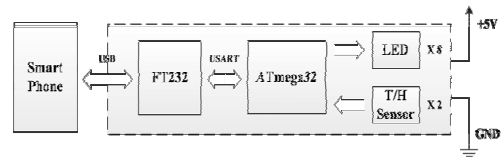


Fig. 8. External Device Module Interface

외부 장치와 스마트폰간의 결합을 위해서 Fig. 7(b)에서와 같이 스마트폰 커버를 두고 부착하였다. 카메라 부분에는 LED 조명을 설치하였고, 그 사이에 손가락을 넣을 수 있도록 하였다. 습도/온도 센서는 스마트폰 아래에 부착하여 PPG 측정과 동시에 측정 가능하도록 부착하였다.

## 2.7 소프트웨어 구성

본 논문에서는 사용자의 PPG의 변화량, HRV 및 파워 스펙트럼, 온도/습도 센서의 변화량을 모니터링 할 수 있는 어플리케이션(Application)을 제작하였다 [Fig. 9].

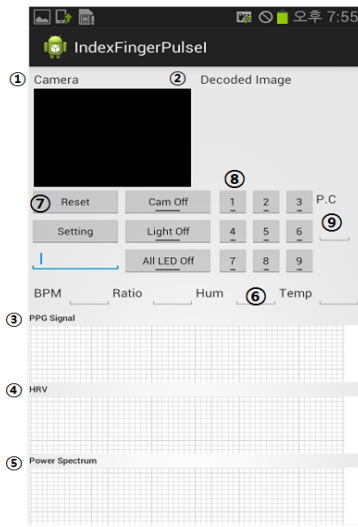


Fig. 9. Application UI Block

2.7.1 UI Function Block

① Camera 영상

Camera 영상은 Android Platform과 Device사이에서 지원 가능한 해상도를 찾아서 설정하여 나오는 영상이다.

② Gray Scale 값을 추출한 영상

Camera 영상 data중에서 Y value만 추출하여 다시 image 형태로 출력하는 View이다.

③ PPG Signal

Camera 영상 data 중에서 Y value만 추출하여 다시 image 형태로 출력하는 View이다. Peak Detection한 Pointer도 함께 monitoring된다.

④ HRV Graph

Peak Detection 된 주기를 Graph 형태로 보여주는 부분이다.

⑤ Power Spectrum Graph

100개의 HRV Data를 수집하여 LF, HF 값을 구하여 그 결과를 보여준다.

⑥ 온도/습도 monitor

외부 Device와 연결된 온도/습도 센서의 변화량을 보여준다.

⑦ Control Button

Camera On/Off, LED Light On/Off, Reset, Setting과 같은 제어 담당 모듈이다.

⑧ External LED Control Button

외부 LED를 Control 하는 Button. 9개의 Button Control이 각각 가능하다.

⑨ Power Consumption

LED On 되는 개수에 따라, Power 소비량을 보여 주는 부분이다.

2.7.2 Sequence Diagram

어플리케이션이 실행되면 모든 상태는 초기화 값으로 세팅된다. 그리고 사용자가 기본적인 세팅(LED On/Off)을 한 후, 카메라 ON 버튼을 누르면 카메라가 동작되어 손가락 영상 데이터를 보낸다. 영상 데이터에서 Y 값을 추출하여 그레이 스케일 이미지를 출력한다. PPG 신호에서 주기를 검출 하여 HRV h를 구하고, 100개의 HRV 데이터가 수집 되면 파워스펙트럼을 구하여 스트레스 지수를 구한다 [Fig. 10].

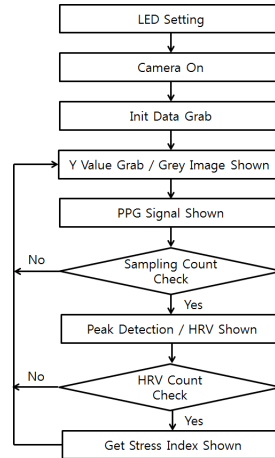


Fig. 10. Flow chart for stres index from PPG

2.8 실험절차

2.8.1 실험조건

PPG 및 온/습도를 측정하기 위해서 항온(18~20℃)과 항습에서 측정하도록 이루어졌다. 동일한 온도 측정을 위해 같은 장소에서 측정을 하도록 유도했으며, 비와 눈이 오는 날은 피하였다.

2.8.2 실험대상

40대 초반의 성인 남성을 대상으로 측정하였다.

2.8.3 실험방법

실험자가 안정적인 상태와 스트레스를 받는 불안정한 상태를 조성하여 그 두 실험 결과를 비교하였다. 또한, 비교 측정 장비를 동일 상황을 측정하여 스마트폰으로

측정한 결과가 신뢰성이 있는지 비교하였다. 총 측정 횟수는 3회 측정하였으며, 스마트폰을 사용한 결과물에서는 센서를 이용하여 체온과 습도를 추가적으로 측정하였다.

### 3. 결과

#### 3.1 맥파주기

##### 3.1.1 맥파주기 및 온/습도 변화량

스마트폰 카메라 영상데이터의 Y값의 합의 변화를 아래와 같은 그래프로 나타나며, 피크 피킹을 통해 검출된 피크는 붉은 점으로 표시 하였다[Fig. 11].

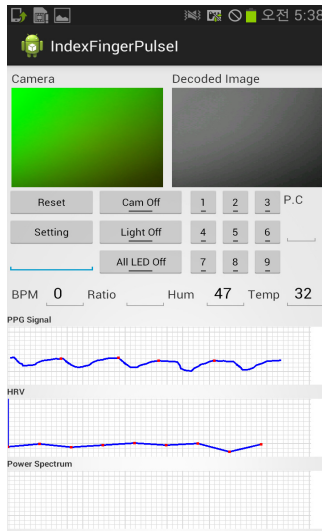


Fig. 11. Peak Detection and HRV Graph

#### 3.2 스트레스 지수

PPG의 피크 검출로 획득한 HRV를 100개 정도 수집한 후 그것을 푸리에 변환하여, 그 중 LF와 HF 성분을 구해 그 비를 나타낸 것이 스트레스 지수이다. 이것은 정상적인 성인의 경우, 부교감 신경에 변화가 생기는 환경에 노출되게 되면 LF 값이 증가하여 전체 스트레스 지수 값이 평소보다 증가하게 된다.

비교 측정 장비는 HRV-Index라는 항목이 추가 되었으며, 이것은 확률분포 면적을 높이로 나눈 것으로 HRV-Index가 값이 크게 될수록 건강한 상태이며, 안정적인 상태라고 볼 수 있다 [Table 3 & 4].

Table 3. SmartPhone measurement results

		LF	HF	Stress Index	HR
Stable Condition	1	4.3	4.2	1.03	76
	2	4.2	3.7	1.16	78
	3	4.7	5.1	0.92	74
Unstable Condition	1	4.5	3.6	1.26	92
	2	4.4	3.2	1.35	98
	3	4.3	3.3	1.30	95

Table 4. Reference Device measurement results

		LF	HF	Stress Index	HR
Stable Condition	1	5.1	5.7	7.0	70
	2	5.8	5.0	7.6	73
	3	5.6	4.5	7.6	69
Unstable Condition	1	5.4	3.7	9.2	95
	2	6.0	3.8	7.5	87
	3	5.4	3.7	6.1	86

### 4. 고찰

PPG는 대상자에게 스트레스를 가장 덜 주면서 심장 박동 주기를 검출할 수 있는 방법이기 때문에 u-Healthcare 분야에서 많이 연구되고 있는 생체신호이다. 따라서 여러 연구에서 PPG신호를 수집하여 생체 데이터로 활용한 경우가 많이 보고되고 있다. 이러한 연구의 회로에서는 맥박센서에서 발생한 광용적맥파를 이용하여 맥박을 측정하는 회로로 RFID와 연동되어 동작이 가능하며 휴대할 수 있도록 작은 면적을 가지도록 설계되었으며, PPG를 이용하여 데이터를 수집하고 맥파 파형을 검출하였다. 검출한 맥박 데이터를 이용하여 심박수의 변이를 살펴볼 수 있는 심박수 변이 분석과 이전 심박수와 이후 심박수를 구분지어 그래프로 표현하는 심박수 분포를 보여주고, 심박수를 스펙트럼 분석하여 자율신경계 균형도, 가속도 맥파(acceleration plethysmogram, APG)로부터 혈관 상태를 분석하여 생체신호를 분석하는 개인용 컴퓨터 기반의 시스템을 설계하고 구현하기도 하였다[16]. PPG, 피부전기반응(Galvanic Skin Reflex), 피부온도(Skin Temperature)를 측정한 감성인식정보와 날씨정보, 생리신호 데이터를 서버로 전송하고 서버에서는 이를 재가공하여 감성공유 서비스를 위해 클라이언트에 전송하는 실시간 감성인식을 위한 모바일형태의 프로토타입이 제작되기도 하였다[20]. 이처럼 현재까지 여러 논문에서 제시된 방식의 공통점은 PPG를 측정하기 위한 별도의 광원이나 광센서를 이용하였고, 그 결과를 호스

트 PC, 서버, 혹은 스마트폰과 같은 모바일 기기에 전송하는 방식이 대부분이기 때문에 보다 편리하고 효율적으로 PPG 신호 측정 및 결과 처리 방식이 요구된다.

본 연구에서는 영상 데이터로부터 맥파 주기 검출을 위해 기본적으로 피크 피킹 방식을 적용하였다. 이를 위해서는 PPG 신호의 해상도가 높아야 하며, 그래프의 주기 당 최소값과 최대값의 편차가 커야 하나, 그렇지 못하는 경우가 다수 존재했다. 이렇게 다양한 형태로 나타나는 이유는 외부 광량의 차이, 사용자의 측정 방식에 의한 차이, 기기 별의 차이가 발생하기 때문이다. 이러한 차이를 구하기 위해, 4개의 점을 구해 기울기가 다른 만나는 점을 Peak점으로 확인하는 시도를 하였으나, 신호의 해상도가 떨어지면 오류를 발생시킬 가능성이 높아졌다. 이렇게 해상도가 떨어지는 것을 보완하기 위해 커브 피팅 (Curve Fitting) 알고리즘을 적용하여, 동일한 피크 값이 나오는 것을 방지하도록 하였다. Curve Fitting 이후에 Sampling 된 data에서 Peak값을 검색하고 이후 다음 주기의 Peak값이 Sampling Data에 포함될 수 있으므로, 두 번째 Peak값의 기울기, duration을 고려해서 선정하도록 하였다.

기본적으로 스마트폰은 완제품 형태로 제공되기 때문에 외부 장치를 연결하기가 쉽지 않다. 외부 장치와 연결하기 위해서는 스마트폰에서 직접 제어하는 방식이 가장 효율적이거나, 이미 이러한 주변장치들은 SDK에서 제공하지 않는다. 이러한 문제를 해결하기 위해 외부 장치를 제어하는 제어부가 필요하며, 이는 스마트폰과도 통신이 되어야 한다.

본 논문에 사용한 스마트폰은 외부 장치와 연결하는 방식으로 무선과 유선 방식이 있으나, 무선 방식은 기본적으로 전력소비가 심하고 연결 프로토콜이 복잡하다. 따라서 현재는 USB to Serial library와 모듈을 이용하여 UART 통신으로 연결되어 있다.

소프트웨어 제작은 안드로이드 플랫폼에 제공하는 API들을 이용하여 제작하였다. 카메라 영상 데이터를 안드로이드 플랫폼에서 제공하는 클래스를 이용해서 얻을 수밖에 없기 때문에, 영상 데이터를 제공하는 프리뷰가 현재 스마트폰의 상태와 성능에 영향을 받을 수밖에 없다. 프리뷰 콜백 함수 (Preview Callback function)에서 처리하는 루틴이 늘어나게 되면서 프레임 속도는 떨어지게 된다. 현재는 18 ~ 20 fram/sec 정도의 해상도를 보이고 있지만 속도 개선을 위해서는 향후 여러 가지 기

법이 적용가능하다. 과도한 연산은 별도의 스레드 (Thread)에서 작업하도록 하며, 플랫폼에서 제공하는 OpenCV, OpenGLs들을 이용하여 렌더링 (Rendering)에서 이익을 보거나, 사용가능한 자원을 최대한 활용하는 방안도 가능하다.

## 5. 결론

본 연구에서는 별도의 외부 장치를 제작하여 스마트폰의 카메라 영상을 활용하여 PPG 신호를 통한 심박수 측정과 스트레스의 정도를 분석하기 위한 스트레스 지수를 추출하는데 그 목표를 두었다. 또한 외부 장치를 적용하면서 향후 필요한 성능 개선여부도 알아보았다. 상용화된 제품 또는 정형화된 센서가 아닌 스마트폰의 카메라를 이용하기 때문에 상용화된 외부 센서에 의한 PPG 신호 보다는 해상도가 떨어지는 단점이 있음에도 불구하고 여러 가지 최적화를 통해 신뢰성 있는 데이터를 확보할 수 있었다. 또한, 확장성을 위해 외부 장치와 연결하는 방안을 마련함으로써, u-Healthcare 장비로서의 가능성을 확인할 수 있었다.

## References

- [1] K. Hung, Y.T. Zhang, B. Tai, B., "Wearable medical devices for tele-home healthcare", Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 2, pp.5384-5387, 2004.
- [2] B.C. Choi, D.K. Jung, D.U. Jeong, J.H. Ro, G.R. Jeon, "Measurement of Cardiac Pulse Transit Time using Photoplethysmography Sensor." Journal of Korean Sensor Society Vol. 13, No. 5 pp. 383-391, 2004.
- [3] M.S. Gazzaniga, R.B. Ivry, G.R. Mangun, Cognitive neuroscience: The biology of the mind. 2nd ed. New York: Norton & Company; 2002.
- [4] A.P. Owens, A.S. David, D.A. Low, C.J. Mathis, M. Sierra-Siebert, "Abnormal cardiovascular sympathetic and parasympathetic responses to physical and emotional stimuli in depersonalization disorder", Front Neurosci, Vol. 9, Article 89. 2015.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.3389/fnins.2015.00089>
- [5] F. Chouchou, M. Desselles, "Heart rate variability: a tool to explore the sleeping brain?", Front Neurosci, Vol.



- 8, Articl 402. 2014.
- [6] R. McCraty, M. Atkinson, W.A. Tiller, G. Rein, A.D. Watkins, "The effects of emotions on short-term power spectrum analysis of heart rate variability", The American Journal of Cardiology, Vol.76, pp.1089~1093, 1995.  
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0002-9149\(99\)80309-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0002-9149(99)80309-9)
- [7] G.E. Prinsloo, H.G. Rauch, W.E. Derman, "A brief review and clinical application of heart rate variability biofeedback in sports, exercise, and rehabilitation medicine", Phys Sportsmed Vol. 42, No. 2, pp. 88-99, 2014.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.3810/psm.2014.05.2061>
- [8] J.G. Webster, Design of Pulse Oximeters, IOP Publishing, 1997.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1887/0750304677>
- [9] J.F. Kelleher, "'Pulse oximetry,'" Journal of Clinical Monitoring and Computing, Vol. 5, No. 1, pp. 37-62, 1998.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/BF01618369>
- [10] N. Selvaraj, A Jaryal, J. Santhosh, K.K. Deepak, S. Anand, "Assessment of heart rate variability derived from finger-tip photoplethysmography as compared to electrocardiography", J Med Eng Technol, Vol. 32, No. 6, pp. 479-484, 2008.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1080/03091900701781317>
- [11] K.H. Kim, S.K. Yoo, B.S. Kim, N.H. Kim, "The Motion Artifact Reduction in Photoplethysmography Using Independent Component Analysis", The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers, Vol. 52, No. 10, pp. 598-605, 2003.
- [12] H. Y. Han, Y. J. Lee, J. K. Kim, J. Kim, "Development of a Reflected Type Photoplethysmograph (PPG) Sensor with Motion Artifacts Reduction", Journal of the Korean Society for Precision Engineering Vol. 26, No. 12, pp. 146-153 2009
- [13] A.A. Alian, K.H. Shelley, "Photoplethysmography", Best Pract Res Clin Anaesthesiol, Vol. 28, No. 4, pp. 395-406, 2014.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.bpa.2014.08.006>
- [14] G.R. Jeon, D.K. Jung, G.R. Kim, B.J. Shin, "The Development of Integrated Sensor System for Measuring Simultaneously ECG, PPG and PPW", Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society, Vol. 10, No. 5, pp. 992-999, 2009.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2009.10.5.992>
- [15] L. A. Bortolotto, J. Blacher, T. Kondo, K. Takazawa, M.E. Safar, "Assessment of Vascular Aging and Atherosclerosis in Hypertensive Subjects: Second Derivative of Photoplethysmogram Versus Pulse Wave Velocity". Am J Hypertension, Vol. 13, pp. 165-171, 2000.  
DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0895-7061\(99\)00192-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0895-7061(99)00192-2)
- [16] J. M. Song, "Design and Implementation of a bio-signal analysis system using a PPG sensor", Chung-buk University Graduate School, Maser's Thesis, 2011.
- [17] W. Chen, T. Kobayashi, S. Ichikawa, Y. Takeuchi, T. Togawa, "Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration", Medical & Biological Engineering & Computing, Vol. 38, No. 5, pp. 569-574, 2000.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/BF02345755>
- [18] L. Nilsson, A. Johansson, S. Kalman, "Respiration can be monitored by photoplethysmography with high sensitivity and specificity regardless of anaesthesia and ventilatory mode", Acta Anaesthesiol Scand, Vol. 49, No. 8, pp. 1157-1162, 2005.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1399-6576.2005.00721.x>
- [19] J.E. Lee, S.K. Yoo, "Feature Selecting Algorithm Development Based on Physiological Signals for Negative Emotion Recognition", Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society, Vol. 14, No. 8, pp. 3925-3932, 2013.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.5762/KAIS.2013.14.8.3925>
- [20] S. M. Ahn, "Emotion recognition technology and personalized real-time emotion sharing technology in a mobile environment", Sang-myung University Graduate School, Master's Thesis, 2012.
- [21] T.F. Quatieri, Discrete-time Speech Signal Processing, Prentice Hall, 2002.

---

**김 호 철(Ho Chul Kim)**
**[정회원]**

- 2002년 2월 : 고려대학교 응용전자공학과 (공학사)
- 2004년 2월 : 고려대학교 의학과 (석사)
- 2009년 2월 : 고려대학교 의학과 (박사)
- 2012년 3월 ~ 현재 : 을지대학교 보건의료대학 방사선학과 교수

<관심분야>  
의료영상처리, 방사선계측

**이 권 희(Kwonhee Lee)**

[정회원]



- 2011년 8월 : 경희대학교 전자공학과 (공학사)
- 2013년 8월 : 경희대학교 전자전파공학과 (공학석사)
- 2015년 3월 ~ 현재 : 고려대학교 의용과학협동과정 박사과정

<관심분야>

디지털 회로, 디지털 시스템, 이미지센서, 스테레오비전

**정 원 식(Wonsik Jung)**

[정회원]



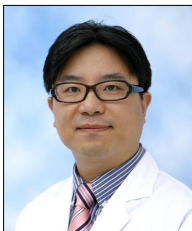
- 2001년 2월 : 동아대학교 전기공학과 (공학사)
- 2014년 2월 : 고려대학교 의용과학대학원 의료영상공학과 (공학석사)
- 2001년 1월 ~ 현재 : 삼성전자 책임연구원

<관심분야>

의료영상, S/W 플랫폼

**남 기 창(Ki Chang Nam)**

[정회원]



- 1997년 2월 : 연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과 (공학사)
- 1999년 2월 : 연세대학교 대학원 생체공학협동과정 (공학석사)
- 2004년 2월 : 연세대학교 대학원 생체공학협동과정 (공학박사)
- 2004년 3월 ~ 2005년 4월 : 연세대학교 의과대학 의공학학교실 강사
- 2005년 5월 ~ 2006년 7월 : Siemens 선임연구원
- 2006년 9월 ~ 2007년 12월 : 일본 AIST 박사후과정
- 2007년 12월 ~ 2010년 3월 : 한국전기연구원 선임연구원
- 2010년 4월 ~ 2014년 2월 : 연세대학교 의과대학 의공학학교실 연구조교수
- 2014년 3월 ~ 현재 : 동국대학교 의과대학 의공학학교실 조교수

<관심분야>

생체신호 계측 및 신호처리, 유헬스케어, 의료기기