

# 감성 자극 판단을 위한 효과적인 PPG 신호 처리 방법

학생회원 오 동 기\*, 정회원 민 병 석\*\*, 종신회원 권 성 오\*, 정회원 김 현 중\*\*\*

## Effective PPG Signal Processing Method for Detecting Emotional Stimulus

Donggi Oh\* *Student Member*, Byungseok Min\*\* *Regular Member*,  
Sungoh Kwon\*<sup>o</sup> *Lifelong Member*, Hyunjoong Kim\*\*\* *Regular Member*

### 요 약

본 논문에서는 PPG(Photoplethysmography) 센서를 통하여 검출되는 심장박동신호를 이용하여 스트레스 여부를 판단하고, 이를 위한 효과적인 신호처리를 연구한다. 측정되는 PPG신호를 바탕으로 PPI(Pulse to Pulse Interval)와 이산 신호처리 방법을 이용하여 감성자극을 판단한다. 감성자극에 대한 반응을 실험하기 위하여 피실험자들은 스트레스영상과 안정영상을 TV를 통하여 시청하였다. 스트레스 정도에 따라 다양한 신체반응이 나타나며, 그 중 가장 큰 변화를 나타내는 심장박동수의 변화를 PPG 센서를 이용하여 검출한다. 그러나 측정에 의한 오차와 피실험자의 동작에 의한 오차가 발생한다. 본 논문에서는 감성자극 판단에 오차를 유발하는 신호잡음과 동작잡음을 제거하기 위한 방안을 제안한다. PPG 센서를 통하여 검출된 심장박동신호에 섞여있는 고주파대역의 신호잡음을 제거하기 위하여 전처리에서 스펙트로그램을 이용한 에너지밀도 분석법으로 피실험자에 적용된 해밍 필터를 적용한다. PPG 센서와 피실험자간의 접촉상태 때문에 발생하는 동작잡음으로 인하여 발생할 수 있는 스트레스 검출오차를 수정하기 위하여 후처리에서 히스테리시스를 적용한다. 실험결과 심장박동의 특성을 고려하지 않은 방안에 비하여 신호잡음을 효과적으로 줄였으며, 동작잡음에 의한 검출오차를 개선하였다.

**Key Words** : Emotion, PPG, PPI, Hamming filter, Hysteresis

### ABSTRACT

In this study, we propose a signal processing algorithm to measure the arousal level of a human subject using a PPG(Photoplethysmography) sensor. From the measured PPG signals, the arousal level is determined by PPI(Pulse to Pulse Interval) and discrete-time signal processing. We ran psychophysical experiments displaying visual stimuli on TV display while measuring PPG signal from a finger, where the nature landscape scenes were used for restorative effect, and the urban environments were used to stimulate the stress. However, the measured PPG signals may include noise due to subject movement and measurement error, which results in incorrect detections. In this paper, to mitigate the noise impact on stimulus detection, we propose a detecting algorithm using digital signal processing methods and statistics of measured signals. A filter is adopted to remove a high frequency noise and adaptively designed taking into account the statistics of the measured PPG signals. Moreover we employ a hysteresis method to reduce the distortion of PPI in decision of emotional. Via experiment, we show that the proposed scheme reduces signal noise and improves stimulus detection.

※ 이 논문은 현대중공업 지원에 의한 울산대학교 전기공학부 일류화 연구비에 의하여 연구되었음

\* 울산대학교 전기공학부 (ohdk412@naver.com, sungoh@ulsan.ac.kr), (° : 교신저자), \*\* 삼성전자 (byungseok.min@gmail.com),

\*\*\*육군정보통신학교 (pemss@naver.com)

논문번호 : KICS2012-03-108, 접수일자 : 2012년 3월 1일, 최종논문접수일자 : 2012년 5월 10일

## I. 서 론

임상용 의료 계측장비의 발달과 생체센서의 성능이 개선됨으로써 다양한 신체부위에서 정확한 생체신호를 측정할 수 있게 되었다. 이러한 기술발전과 더불어 질병을 발견하고 치료하기 위한 의료분야의 연구에서 특정자극에 대한 사람의 반응이나 감성 등을 인지하고, 응용하는 분야로 점점 더 많은 연구들이 진행되고 있다. 특히 자폐증이나 우울증 환자의 경우, 환자의 상태를 판단하기 위하여 환자와 상담하는 방법 대신 다양한 생체신호의 측정 및 분석을 통하여 환자의 상태를 판단하는 연구들이 많이 진행되고 있다. 이와 유사하게 생체센서를 이용하여 특정자극에 대하여 사람들의 스트레스 여부 및 정도를 정량적으로 평가할 수 있는 알고리즘 개발에 관한 연구도 활발히 진행되고 있다<sup>1)</sup>.

사람의 스트레스를 유발 또는 완화시키는 특정자극에 관한 연구에서는 일반적으로 사람의 스트레스를 유발시키는 자극과 이완시키는 자극을 통하여 신체의 반응을 분석하는 방법을 사용한다. 이러한 분야에서 Ulrich와 Laumann이 수행한 다수의 연구 결과는 사람들이 산, 바다, 꽃과 같은 자연영상에 노출되었을 때 스트레스가 완화된다고 한다. 반대로 도시, 차, 사람이 붐비는 장소 등의 영상에 노출되었을 때 스트레스가 유발됨을 정량적인 실험 방법론에 의하여 증명하고 있다<sup>2,3)</sup>. 사람에게 스트레스를 유발 또는 완화시키는 정도를 판단할 수 있는 생체신호에는 EEG(Electroencephalogram)에서 알파대역에 대한 베타대역의 활성화 정도, ECG(Electrocardiography)에서 심장박동의 피크와 피크사이의 간격(RR간격) 변화, 체온의 상승, 피부 전도도의 변화 등이 있다.

이 중에서 외부자극에 대한 스트레스 정도를 평가할 수 있는 가장 대표적이고, 측정하기 용이한 생체신호는 심장박동신호이다. Frankenhaeuser와 Johansson은 다양한 난이도의 과제를 수행하는 동안 피실험자의 심장박동수와 에피네프린 분비 측정을 통하여 피실험자의 심장박동수와 에피네프린 분비가 변화하는 정도를 관찰하고, 스트레스자극에 대한 생리적 반응을 분석하였다<sup>4)</sup>. 심혈관 반응을 통한 스트레스 정도를 평가하기 위하여 ECG신호를 사용하는 경우, 일반적으로 ECG파형으로부터 HRV(Heart Rate Variability)를 검출하고, 이를 이용하여 스트레스 정도를 평가한다. 하지만 ECG신호를 검출하기 위해서는 흉부에 2개 이상의

전극센서를 부착해야하기 때문에 측정방법이 복잡하고, 사용자에게 거부감을 줄 수 있다.

반면 ECG신호와 유사한 신호특성을 갖는 PPG(Photoplethysmography)신호를 이용하여 외부자극에 대한 스트레스 정도를 평가할 수 있다. 스트레스 여부에 따라 PPG신호의 주파수 대역별로 다른 활성화 정도를 나타낸다. 스트레스를 받을 경우, 교감신경계와 연관이 있는 0.04Hz에서 0.15Hz까지의 주파수대역(LF: Low Frequency)이 활성화된다. 이 완상태에는 부교감신경계와 연관이 있는 0.15Hz에서 0.4Hz까지의 주파수대역(HF: High Frequency)이 활성화된다<sup>5,6)</sup>. 이러한 활성화주파수(LF와 HF) 대역에 대한 분석을 통하여 스트레스 검출이 가능하다. 또한 ECG신호의 RR간격과 유사한 PPG신호의 PPI(Peak to Peak Interval)는 스트레스 정도에 따라 변화되는 간격을 나타낸다. 스트레스상태에서는 심장박동수가 증가하므로 PPI는 감소하고, 이 완상태에서는 심장박동수가 감소하므로 PPI는 증가한다. 스트레스자극에 따라 변화하는 PPI를 분석하여 스트레스 정도를 평가할 수 있다.

PPG신호는 ECG신호와 달리 손가락이나 컷볼과 같은 신체의 말단에 부착할 수 있는 하나의 PPG센서를 통하여 심장박동수를 검출할 수 있다. PPG센서는 광학적 특성을 이용하여 신체의 말단에 밀집되어 있는 혈관에 흐르는 혈류량의 변화를 측정하고, 이를 통하여 심장박동수를 검출한다. 신체의 말단에 하나의 PPG센서를 부착하여 심장박동수를 검출할 수 있기 때문에 ECG를 이용한 검출방법에 비하여 착용이 간편하고, 사용자의 움직임에 제한을 가하지 않는다.

하지만 PPG신호를 측정할 때 심장박동의 신호잡음과 사용자의 움직임으로 인하여 발생하는 동작잡음이 함께 검출될 수 있다. 그리고 잡음제거를 위하여 일반적으로 사용하는 PPG신호의 샘플링 주기나 이동평균필터의 윈도우크기의 설정 또한 PPG신호의 활성화주파수 대역 분석에 영향을 미치게 되므로 PPI나 활성화주파수 대역을 분석하기 전에 PPG신호에 대한 효과적인 신호처리 작업을 해야 할 필요가 있다. 따라서 본 논문에서는 PPG신호를 기반으로 하는 스트레스 여부를 판단하는 알고리즘의 성능향상을 위하여 신호잡음 제거를 위한 효과적인 신호처리 방안과 동작잡음을 보정하기 위한 방안을 제안한다.

이 후의 논문은 다음과 같이 구성된다. 제 II장에서는 기존의 선행연구와 그의 문제점을 파악하고 연구방향을 설정한다. 제 III장에서는 제 II장에서 설

명한 문제점을 해결하기 위한 신호처리 알고리즘 제안하고, 제안하는 신호처리 알고리즘의 성능을 평가하기 위한 실험 및 결과에 대하여 제 IV장에서 서술한다. 제 V장에서는 결론과 향후계획에 대하여 서술한다.

## II. 시스템모델 및 문제정의

### 2.1. 시스템 모델 개요

PPG센서는 광학적 특성을 이용하여 손가락이나 귓볼과 같은 신체의 말단에 밀집되어 있는 혈관에 흐르는 혈류량의 변화를 측정하고, 이를 통하여 심장박동신호를 이산전기신호로 표현한다. PPG센서를 통하여 검출되는 심장박동신호는 그림 1과 같다.

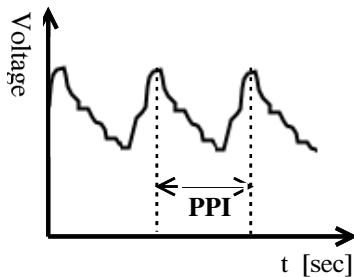


그림 1. PPG신호 및 PPI정의  
Fig. 1. PPG Signal and PPI

뇌의 심장혈관 증추는 신체활동에 따른 변화뿐만 아니라 스트레스자극에 따라 교감신경, 부교감신경 및 호르몬을 통하여 심장박동수를 조절한다. 스트레스상태에서는 교감신경이 흥분하고, 에피네프린이 분비되어 탈분극 속도를 빠르게 함으로써 심장박동수를 증가시킨다. 반대로 이완상태에서는 부교감신경이 활성화되어 탈분극을 억제함으로써 심장박동수를 감소시킨다<sup>[7]</sup>. 즉, 스트레스상태에서는 증가된 심장박동수로 인하여 PPG신호의 PPI가 감소하고, 이완상태에서는 심장박동수가 감소하므로 PPI가 증가한다. 그러므로 심장박동수의 변화에 따라 검출되는 PPI의 변화를 바탕으로 스트레스 여부를 판단할 수 있다. 스트레스자극에 대하여 변화하는 심장박동수를 PPG센서로 검출하고, 적절한 신호처리로 심장박동신호를 분석하여 사람의 스트레스 여부를 판단하는 알고리즘은 그림 2와 같다.

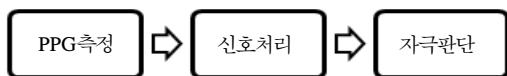


그림 2. 스트레스 여부 판단 알고리즘  
Fig. 2. Stress detection algorithm

### 2.2. 문제점 및 연구방향

PPG신호의 신호처리를 위하여 심장박동신호와 함께 검출되는 신호잡음의 영향과 피실험자의 측정 환경에 따른 동작잡음을 고려해야 한다. 심장박동신호와 함께 검출되는 고주파대역의 신호잡음은 PPI 검출에 있어서 방해요인이 되므로 저역통과필터(Low Pass Filter)를 사용하여 PPG신호에 섞여 있는 신호잡음을 제거해야한다<sup>[8-10]</sup>. 휴식기에 성인의 평균 심장박동은 70bpm(beats per minute)이지만 심장박동의 정상적인 범위는 광범위하다. 휴식상태에서 운동선수는 심장박동수를 50bpm 이하로 유지할 수 있다. 흥분해 있거나 근심에 쌓여 있을 때 심장박동은 125bpm 또는 그 이상으로 증가할 수 있다<sup>[7]</sup>. 따라서 저역통과필터를 적용할 때에는 심장박동의 특성을 고려해야 한다.

만약 저역통과필터가 좁은 주엽(Mainlobe)을 갖는 경우, 활성주파수 대역에서 왜곡이 발생할 수 있고, 크기가 큰 부엽들(Sidelobes)을 갖게 되면 전처리 후의 PPG신호에서 신호잡음은 제거되지 않을 수 있다. 따라서 심장박동의 특성을 고려하여 활성주파수의 왜곡을 발생시키지 않으며 신호잡음을 효과적으로 제거할 수 있는 필터의 파라미터를 갖는 저역통과필터가 전처리에서 수행되어야 한다.

또한 PPG센서의 기구적·물리적 특성과 사용자의 움직임으로 인하여 사용자의 손가락이나 귓볼과 같은 신체의 말단에 부착되어 있는 PPG센서는 순간적으로 잘못된 신호를 검출할 수 있다. PPG센서의 접촉 불량으로 인하여 심장박동신호가 검출되지 못한 구간은 입력신호가 없으므로 PPI는 크게 검출된다. 이러한 PPI는 스트레스 검출에 있어서 이완상태로 판단할 수 있지만 저역통과필터로는 보완할 수 없으므로 자극판단에서 오차가 발생할 수 있다<sup>[8]</sup>. 따라서 전처리에서 수정하지 못한 동작잡음으로 인하여 발생하는 스트레스 검출오차를 후처리에서 교정해야한다.

기존의 선행연구는 신호잡음 제거를 위한 저역통과필터 설계 시, 심장박동신호의 특성을 고려하지 않는 필터 종류 및 필터의 파라미터 선택으로 인하여 전처리 후의 PPG신호에 왜곡을 발생하고, 이로 인하여 PPI에 오차를 유발하여 사용자의 감성 상태 여부를 판단하는데 정확도를 저하시킬 수 있다. 또한 PPG신호를 검출할 때 PPG센서의 기구적·물리적 특성으로 인하여 발생할 수 있는 동작잡음에 대한 고려가 없으므로 판단 오류를 할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 앞에서 설명한 스트레스 오판 요

소들을 고려한 신호처리 방법을 제안한다.

### III. 제안하는 신호처리 방법

본 장에서는 기존의 신호처리 방법에서 발견되는 문제점을 개선하기 위하여 다음과 같은 신호처리 방법을 제안한다. 신호잡음을 제거하기 위하여 피실험자에게 적용된 필터를 선택하고, 필터의 파라미터를 결정한다. 전처리를 통과하여 신호잡음이 제거된 PPG신호로부터 PPI를 검출하고, PPI의 시계열 분석에 따라 스트레스 여부를 판단하는데, 접촉불량과 같은 동작잡음으로 발생하는 검출오차를 수정하기 위하여 후처리에서 PPI를 수정하고, 스트레스 여부를 판단한다. 본 장의 각 절에서는 신호잡음을 효과적으로 제거하는 전처리와 동작잡음에 의한 검출오차를 수정하는 후처리 방법에 대하여 서술하고, PPG신호의 측정에서부터 스트레스 검출까지의 신호처리 알고리즘은 그림 3과 같다.

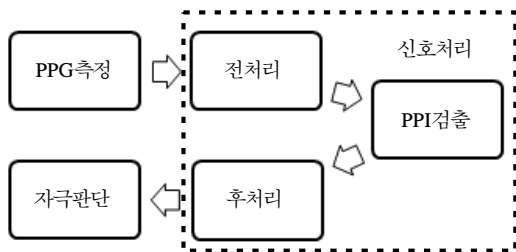


그림 3. 감성 자극 판단 알고리즘  
Fig. 3. Emotional stimulus detection algorithm

#### 3.1. 전처리

본 절에서는 PPI를 검출하기 전에 신호잡음을 효과적으로 제거하기 위한 저역통과필터를 선택하고, 필터의 파라미터 결정에 대하여 서술한다. 전처리 블록의 저역통과필터 설계에 있어서 일반적으로 이동평균필터를 사용한다<sup>9,10)</sup>. 하지만 이동평균필터는 저역통과필터 특성을 갖지만 부엽들의 크기가 크기 때문에 고주파대역의 잡음을 효과적으로 제거할 수 없다. 완벽하게 제거되지 못한 잡음은 신호처리에 있어서 왜곡을 야기할 수 있다.

PPI검출의 오차요인이 되는 고주파대역의 신호잡음을 효과적으로 제거하기 위하여 부엽들의 크기가 작은 필터를 선택한다. 크기가 작은 부엽들을 갖는 필터특성 때문에 전처리에서 신호잡음을 효과적으로 제거할 수 있는 필터에는 바틀렛 필터, 해닝 필터, 해밍 필터 등이 있고, 표 1은 일반적으로 사용되는 필터의 특성을 나타낸다<sup>11)</sup>. 일반적으로 사용되는 필터 중에서 가장 큰 최소 저지대역감쇠(Stopband

Attenuation)를 갖는 해밍 필터는 차단주파수(Cutoff Frequency) 이상에 존재하는 고주파대역의 신호잡음을 효과적으로 제거한다. 따라서 심장박동신호에 섞여있는 신호잡음을 제거하기 위하여 전처리에서 해밍 필터를 사용한다<sup>11)</sup>.

표 1. 일반적으로 사용되는 필터특성 비교 (M : 윈도우크기)  
Table 1. The characteristics of filters (M : Window size)

필터 종류	주엽 폭	최소 저지대역감쇠 (dB)
이동평균	$1.8\pi/M$	21
바틀렛	$6.1\pi/M$	25
해닝	$6.2\pi/M$	44
해밍	$6.6\pi/M$	53

신호잡음을 효과적으로 제거할 수 있는 해밍 필터를 선택함에도 불구하고 필터의 파라미터를 잘못 결정할 경우, 활성주파수(분당심장박동수: bpm)를 제거하는 저역통과필터가 될 수 있다. 그러므로 필터의 파라미터를 결정하기 전에 활성주파수보다 높은 대역에서 존재하는 고주파대역의 신호잡음을 제거하기 위하여 최적의 차단주파수를 결정해야 한다. 하지만 기존의 연구에서는 사용자마다 다른 심장박동신호의 특성을 고려하지 않고, 필터의 파라미터를 결정하였다.

본 연구에서는 사용자의 심장박동신호에 적용된 해밍 필터 파라미터를 결정하기 위하여 심장박동신호를 검출하는 총 검출시간의 PPG신호를 스펙트로그램<sup>11)</sup>과 에너지밀도 분석법으로 차단주파수를 결정한다. 이는 기존의 연구에 비하여 사용자마다 다른 심장박동신호의 특성을 고려하여 사용자에게 적용된 차단주파수를 결정하여 고주파대역의 신호잡음을 효과적으로 제거할 수 있다. 이산신호의 에너지밀도 스펙트럼은 Parseval 이론에 따라 식 (1)과 같이 정의된다<sup>11)</sup>. 시간변화에 따른 에너지밀도 스펙트럼을 식 (1)을 이용하여 분석하고, 에너지밀도의 98% 미만인 구간을 차단주파수로 결정하고, 저역통과필터인 해밍 필터는 전처리에서 위 방법을 통하여 검출되는 차단주파수 이상의 고주파 신호잡음을 제거한다. 스펙트로그램과 에너지밀도 분석법으로 결정한 차단주파수를 이용하여 윈도우크기를 결정한다. 윈도우크기를 결정하는 식은 표 1의 해밍 필터의 주엽 폭에서 도출되고, 식 (2)와 같이 정의된다.

$$E = \sum_{n=-\infty}^{\infty} |x[n]|^2 \tag{1}$$

$$= \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} |X(e^{jw})|^2 dw$$

$$M = 6.6\pi \frac{f_s}{2\pi} \frac{1}{f_c} \tag{2}$$

- $f_c$  : 차단주파수 [Hz]
- $f_s$  : 샘플링주파수 [Hz]

PPG신호에 섞여있는 신호잡음을 본 절에서 제시하는 전처리 알고리즘을 이용하여 제거하고, 스트레스 여부를 판단하기 위하여 PPI를 검출한다. 전처리에서 고주파대역의 신호잡음은 제거하였지만 PPG센서의 기구적·물리적 특성과 사용자의 움직임으로 인하여 사용자의 손가락이나 컷볼과 같은 신체의 말단에 부착되어 있는 PPG센서가 순간적으로 잘못된 신호를 검출할 경우, PPI검출에서 오차를 야기하고, 이로 인하여 스트레스 검출에서 오차가 발생한다. 따라서 다음 절에서는 동작잡음에 의한 검출오차를 수정하는 후처리에 대하여 서술한다.

### 3.2. 후처리

교감신경계의 흥분으로 증가된 심장박동수는 불안기로 인하여 심장박동수의 변화를 빠르게 변화시킬 수 없다. 즉, 스트레스상태에 있는 사람에게 이완극을 가하더라도 심장박동은 천천히 감소되어 느리게 이완상태로 변화한다<sup>7)</sup>. 하지만 PPG센서와 신체 사이의 접촉 불량으로 인하여 심장박동신호를 검출하지 못할 경우, PPG센서를 이용하여 스트레스 여부를 판단하는 알고리즘에 있어서 짧은 시간 내에 스트레스상태와 이완상태를 반복적으로 판단하는 오류가 발생할 수 있다. 그러므로 사람의 동작으로 인하여 신호입력이 없는 부분을 보정해야 하지만 기존의 연구에서는 동작잡음으로 발생하는 검출오차를 고려하지 않아 스트레스 검출에서 신뢰성이 결여되었다. 따라서 본 연구에서는 히스테리시스를 후처리 단계에 적용하여 PPG센서의 접촉 불량으로 인하여 발생하는 동작잡음을 보정하여 스트레스 여부를 판단함에 있어서 정확성을 향상시켰다.

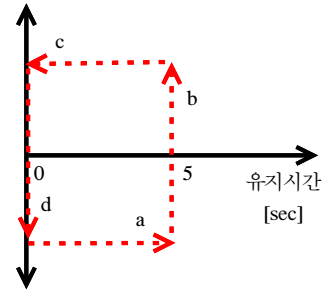


그림 4. 히스테리시스 알고리즘  
Fig. 4. Hysteresis algorithm

스트레스 검출오차를 발생시키는 동작잡음을 보정하기 위하여 후처리에서 그림 4와 같은 히스테리시스 알고리즘을 적용하고, 동작은 다음과 같다. a는 스트레스로 판단하고 있는 중에 이완상태가 검출되며 5초 미만으로 유지되는 경우, PPG센서의 동작잡음에 의한 오류로 판단하여 스트레스를 유지하는 구간이고, b는 이완상태가 5초 이상 유지되어 스트레스에서 이완상태로 판단이 변이되는 것을 나타낸다. c와 d는 a와 b의 동작과 반대로 이완상태에서 스트레스상태로 동작하는 것을 나타낸다.

본 연구에서는 고주파대역의 신호잡음을 효과적으로 제거하고 PPI를 정확하게 검출하기 위하여, 전처리 방안으로 스펙트로그램과 에너지밀도를 고려하여 피실험자에 적용된 해밍 필터를 적용하였다. 또한 후처리 단계에서 PPG신호로부터 사용자의 불완전한 센서 접촉에 따른 동작잡음을 보정하기 위하여 히스테리시스 알고리즘을 적용하였다. 제안하는 전체의 신호처리 방안은 그림 5와 같다.

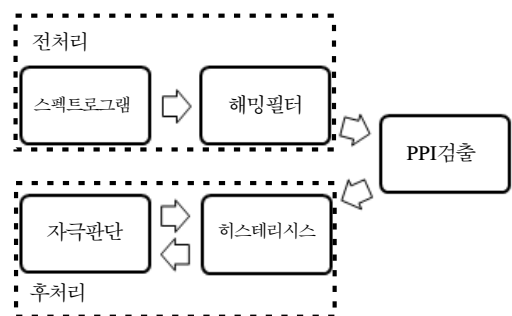


그림 5. 전처리, 후처리 알고리즘  
Fig. 5. Algorithms for preprocess and postprocess

## IV. 실험

### 4.1. 실험방법

PPG센서를 이용하여 스트레스자극에 대한 심장박동수의 변화를 검출하고자 총 8명의 남녀 대학생이 실험에 참여하였다. 스트레스자극에 따라 변화하



는 심장박동신호를 검출하기 위하여 신체의 말단 중 에서 컷볼에 PPG센서를 착용하였다. 심장박동신호 와 함께 검출되는 신호잡음과 동작잡음을 최소화하 기 위하여 PPG센서를 착용한 피실험자를 팔걸이가 있는 의자에서 편안한 자세를 취하도록 하였다. 피 실험자는 심장박동신호의 초기상태를 일정하게 유지 하기 위하여 실험 시작 전에 충분한 휴식을 취한 후 에 준비된 실험영상을 시청하였다.

중립영상(N)은 기준이 되는 심장박동수를 측정하 기 위하여 그림 6의 (a)와 같이 회색영상으로 구성 하였고, 이완영상(R)은 그림 6의 (b)~(f)와 같이 산, 바다, 꽃과 같은 자연경관이 담긴 정지영상 5개 를 사용하였다. 스트레스영상(S)은 예비 실험 결과, 사진을 보는 것만으로는 스트레스가 잘 유발되지 않 았기 때문에 그림 6의 (g)~(l)와 같이 오염된 환경 이나 봄비는 지하철, 화재와 같은 부정적인 사진 등 을 편집하여 하나의 동영상으로 제작하고, 스트레스 효과를 극대화하기 위하여 사람에게 거부감을 일으 키는 잡음과 유사하게 들리는 헤비메탈 계열음악의 원본 위에 약 30dB 이상의 잡음을 추가하여 피실험 자에게 강한 거부감을 일어나게 하였다. 그리고 8명 의 피실험자 이외에 다른 10명에게 제작된 스트레 스영상을 시청하게 한 뒤, 설문조사를 통하여 스트레 스영상이 실제로 스트레스를 유발하는지 판단하는 예비실험으로 스트레스영상의 성능을 평가하였다.

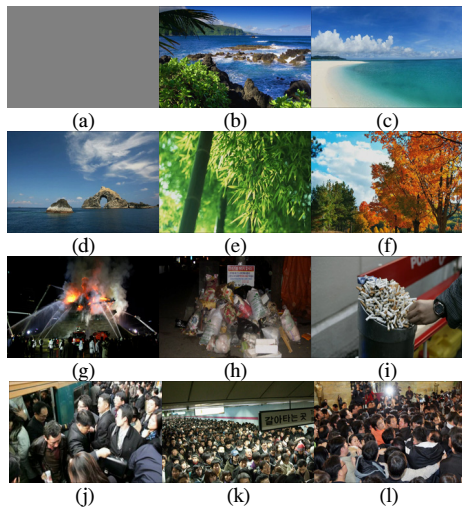


그림 6. 중립 (a), 안정 (b~f), 스트레스영상 (g~l)  
Fig. 6. Neutrality(a), Relaxation(b~f), Stress(g~l)

중립영상 시청 후, 스트레스영상과 이완을 위한 안전영상을 각각 5회에 걸쳐 교대로 시청하였고, 실험에 사용한 영상의 구성 순서는 그림 7과 같다. 그림에서 N은 중립영상, S1~S5는 스트레스 자극,

R1~R5는 5개의 다른 안정영상을 나타낸다. 실험 을 위한 스트레스영상은 모두 동일한 30초 분량의 동영상을 사용하였고, 안정영상은 그림 7과 같이 각 각 다른 정지영상을 사용하여 동일한 영상 시청으로 야기될 수 있는 지루함을 감소시켜 이완효과를 향상 시켰다. 심장박동수는 Biopac MP100<sup>[13]</sup>을 사용하 여 500Hz의 샘플링주파수로 PPG신호를 검출하였고, Matlab을 사용하여 스트레스 여부를 판단하는 알고리즘을 작성하였다.

N (30초)	S1 (30초)	R1 (20초)	...	S5 (30초)	R5 (20초)
------------	-------------	-------------	-----	-------------	-------------

그림 7. 실험 영상 순서  
Fig. 7. Video sequence for experiments

심장박동수의 변화에 따른 스트레스 정도를 검출 하기 위하여 PPG센서를 이용하여 심장박동신호를 검출하였다. 신호잡음 또한 심장박동의 부산물이지만 고주파대역의 심장박동신호는 PPI검출에 있어서 방해요인이 된다. 정확하게 PPI를 검출하기 위하여 고주파대역의 심장박동신호를 신호잡음으로 분류하 고, 전처리에서 제거한다. 그리고 후처리에서 PPG 센서 접촉상태에 따라 발생할 수 있는 동작잡음을 보정하고, 스트레스 여부를 판단한다. 따라서 다음 의 각 절에서는 제안하는 신호처리 방법의 전처리, 후처리의 성능에 대하여 서술하고, 신호처리 알고리즘에 의하여 검출되는 자극판단의 시작시간과 실험 영상의 시작시간을 비교하여 검출성능을 분석한다. PPG센서를 이용하여 심장박동의 전기적 신호를 검 출한 PPG파형은 그림 8과 같다. 그림 8에서 a는 신호잡음이 없을 경우 검출될 것으로 예상되는 PPI 이다. 신호 잡음에 의해 지역적으로 피크가 발생할 경우 b와 c같이 왜곡된 PPI가 검출될 수 있다.

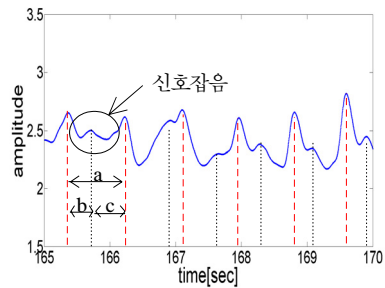


그림 8. 신호잡음이 포함되어 있는 PPG파형 및 PPI  
Fig. 8. PPG and PPIs in the presence of noise

### 4.2. 전처리 성능비교

PPI를 검출하기 위하여 III장에서 제안하는 전처리 방안인 해밍 필터를 이용하여 심장박동신호와 함께 검출되는 신호잡음을 제거하였다. 해밍 필터의 차단주파수를 결정하기 위하여 총 검출시간(0~280초)에 대한 PPG신호의 에너지밀도를 스펙트로그램으로 분석하였다. PPG신호의 주파수 성분에 대한 에너지밀도를 분석한 결과, 평균 4.3Hz의 차단주파수와 표준편차 0.59의 분포를 가진다. 따라서 차단주파수를 6Hz로 설정하여 식 (3)에 대입한 결과, 해밍 필터의 윈도우크기를 275로 결정하여 전처리에서 신호잡음을 제거하였다. 그림 9는 전처리 전의 PPG파형과 전처리 후의 PPG파형에 대한 그림이다.

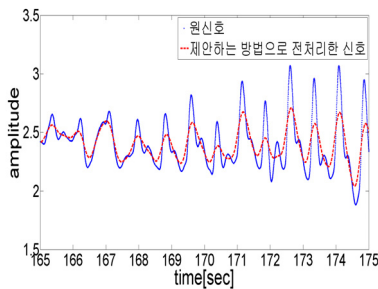


그림 9. 전처리 전, 후의 PPG파형  
Fig. 9. PPG waves with and without preprocessing

PPG센서로 검출한 심장박동신호를 스트레스 여부 판단에 활용하는 기존의 연구에서는 일반적으로 이동평균필터를 전처리에 사용하였다<sup>9,10</sup>. PPI를 정확하게 검출하기 위하여 고주파대역의 신호잡음을 제거해야 하므로 저역통과필터인 이동평균필터를 사용할 수 있다. 하지만 큰 부엽들을 갖는 필터의 특성으로 인하여 신호잡음을 완벽하게 제거하지 못 할 수 있고, 적절하지 못한 윈도우크기 때문에 활성주파수 대역에 영향을 미칠 수 있다. 제안하는 신호처리 방법의 해밍 필터가 활성주파수 대역에 영향을 미치지 않고, 신호잡음을 제거하였음을 확인하기 위하여 그림 10에서 신호잡음을 제거하기 전의 PPG신호와 신호잡음을 제거한 후의 PPG신호를 활성주파수 대역(LF와 HF)에서 비교하였다. 기존의 신호처리 방법 결과는 논문<sup>9</sup>의 필터와 필터파라미터를 적용한 것이다. 그림 10의 (a)는 스트레스 영상을 시청한 피실험자의 PPG신호를 LF와 HF대역에서 비교한 그래프이고, 그림 10의 (b)는 이완 영상을 시청한 피실험자의 PPG신호를 LF와 HF대역에서 비교한 그래프이다.

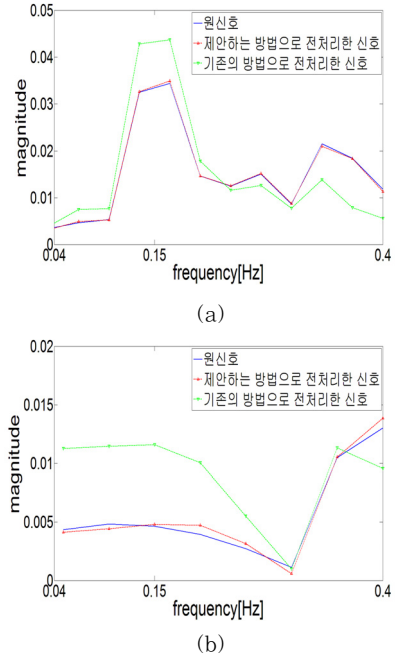


그림 10. LF, HF대역에서 전처리 전, 후의 비교 그래프 : (a) 스트레스영상 시청, (b) 이완영상 시청  
Fig. 10. Comparison with PPGs prior to/posterior to preprocessing in the LF, HF domain : (a) under stress, (b) during relaxation

기존의 신호처리 방법으로 전처리를 한 경우, LF와 HF대역에서 변형이 발생하였다. 하지만 해밍 필터로 전처리를 한 PPG신호의 주파수 그래프와 원신호의 주파수 그래프는 매우 유사하였다. 전처리에서 해밍 필터와 기존의 이동평균필터가 원신호의 활성주파수 대역에 얼마나 변형을 유발하였는지 비교하기 위하여 NRMSE(Normalized Root Mean Square Error)로 계산하고, NRMSE는 식 (3)과 같이 정의한다. 표 2는 기존의 신호처리 방법과 제안하는 신호처리 방법의 전처리로 인하여 원신호의 LF와 HF대역에 얼마나 변형을 주었는지 비교분석한 NRMSE결과이다.

$$NRMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left[ \frac{F(n_i) - F_s(n_i)}{F(n_i)} \right]^2} \quad (3)$$

- $F(n_i)$  : 전처리 전,  $n_i$ 에서의 함수값
- $F_s(n_i)$  : 전처리 후,  $n_i$ 에서의 함수값
- N : 비교대상의 수

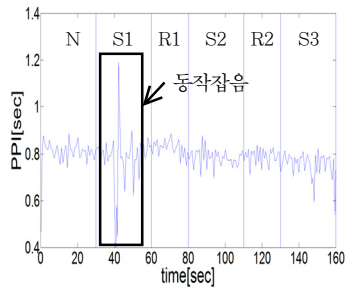


그림 11. PPI의 시계열 그래프  
Fig. 11. PPIs in time domain

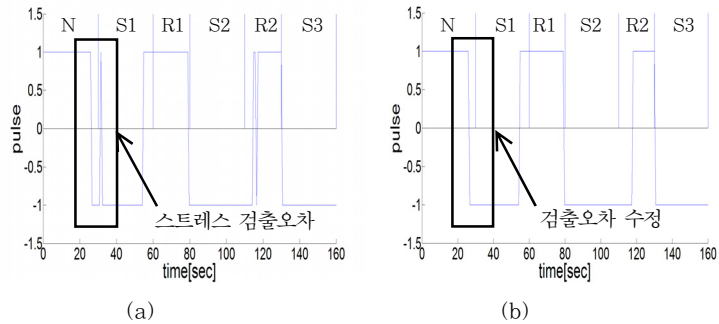


그림 12. 후처리 전, 후의 스트레스 검출 그래프 : (a) 후처리 전의 검출 그래프, (b) 후처리 후의 검출 그래프  
Fig. 12. Emotional stimulus decision : (a) without postprocessing, (b) with postprocessing

표 2. 기존의 방법과 제안하는 방법의 전처리에 따른 LF와 HF대역에서의 NRMSE

Table 2. NRMSEs with and without the proposed preprocessing in LF and HF domain

구분		LF		HF	
		기존 방법	제안 방법	기존 방법	제안 방법
자극	S1	0.549	0.394	1.124	0.381
	R1	4.051	1.212	0.835	0.529
	S2	0.414	0.549	1.489	0.311
	R2	2.488	2.059	0.676	0.529
	S3	0.435	0.405	0.822	0.324
	R3	1.119	0.369	0.698	0.625
	S4	0.541	0.761	1.046	0.248
	R4	1.235	0.323	0.750	0.499
	S5	0.506	0.383	0.790	0.155
	R5	1.560	0.576	0.677	0.421
전체 자극	S	0.489	0.499	1.054	0.284
	R	2.091	0.909	0.727	0.506

스트레스자극에서 활성주파수 대역의 원 신호의 주파수와 제안하는 신호처리 방법으로 전처리를 한 신호의 주파수를 비교한 NRMSE 결과는 LF대역에서 0.499이고, HF대역에서 0.284였다. 이완자극에서는 LF대역에서 0.909이고, HF대역에서는 0.506의 차이를 나타내었다. 이러한 결과는 원 신호의 활성 주파수 대역에 기존의 신호처리 방법보다 영향을 적게 미치며 신호잡음을 제거하였음을 의미한다.

### 4.3. 후처리 성능실험

스트레스 여부를 판단하기 위하여 전처리를 적용한 PPG신호에서 피크와 피크사이의 간격을 나타내는 PPI를 검출하고, 이를 시계열로 구현하였다. PPI를 시계열로 변환한 그래프는 그림 11과 같다.

자극판단에 있어서 중립상태의 PPI를 기준으로 상대적으로 큰 PPI가 발생하는 구간은 이완상태로 판단하고, 중립상태의 PPI를 기준으로 상대적으로 작은 PPI가 발생하는 구간은 스트레스상태로 판단하였다. 하지만 심장박동신호를 검출하는 중에 PPG센서의 접촉상태가 불량한 경우, 그림 11에서 표시한 부분과 같이 매우 큰 변화폭을 보이는 PPI가 발생한다. 매우 큰 변화폭을 갖는 PPI는 스트레스 여부를 판단하는 알고리즘에 있어서 짧은 시간 내에 스트레스상태와 이완상태를 반복적으로 판단하게 되는데, 이러한 검출오차를 수정하기 위하여 후처리에서 히스테리시스를 이용하였다. 그림 12는 PPI를 이용하여 스트레스 여부를 판단한 그래프이다. 그림 12는 PPI를 이용하여 스트레스 여부를 판단한 그래프이다. 그림 12의 (a)는 동작잡음에 의하여 발생된 PPI를 이용하여 스트레스를 검출한 그래프이고, 그림 12의 (b)는 후처리 후에 PPI를 수정하여 스트레스를 검출한 그래프이다.

PPG센서의 접촉불량으로 인한 동작잡음은 그림 12의 (a)와 같은 스트레스 판단 오류를 발생시킨다. 이러한 동작잡음을 보정하기 위하여 후처리의 히스테리시스를 이용하여 PPI를 수정하고, 스트레스 여부를 재검출하여 그림 12의 (b)와 같이 검출 오류를 수정하였다. 다음 장에서는 PPG신호를 본 연구에서 제안하는 전처리와 후처리를 방안을 적용하여 실험영상에 대한 스트레스 여부를 비교분석하였다.

### 4.4. 자극판단

스트레스 및 안정자극을 실험자에게 가하여 실험자가 스트레스상태나 이완상태로 전이되었을 때, PPG 신호분석을 통한 스트레스 검출 결과가 실험 의도와 유사한지 판단하기 위하여 실험영상의 시작



시간과 PPG 신호분석을 통한 스트레스 및 이완반응의 시작시간 사이의 지연시간을 비교하였다. 실험영상의 자극별 시작시간을 기준으로 하여 지연시간 값이 음인 경우에는 영상자극이 주어지기 전에 스트레스반응 또는 이완반응을 보였음을 의미하고, 양의 경우에는 영상시청 뒤 반응하였음을 의미한다. 8명의 실험자들에 대한 자극별 평균 지연시간을 비교한 결과는 표 3과 같은데, 각 자극별 시간이 20초 이상인 점을 감안하면 PPG 신호분석에 의한 감성 판단 검출결과는 거의 실시간과 유사함을 볼 수 있다.

표 3. 영상자극 시간과 PPG 신호분석에 의한 검출 시간과의 지연시간 비교( $\mu$  : 평균,  $\sigma$  : 표준편차)  
Table 3. Comparison of time delay of emotional stimulus detection with respect to imposed stimulus ( $\mu$  : average,  $\sigma$  : standard deviation)

T <sub>delay</sub>	자극					전체 자극
	S1	S2	S3	S4	S5	
$\mu$	-0.63	0.67	1.29	4.88	3.63	1.97
$\sigma$	5.04	3.88	4.68	5.14	5.04	0.52
	R1	R2	R3	R4	R5	R
$\mu$	1.25	-1.20	-1.5	-1.29	-2.33	-1.01
$\sigma$	7.18	7.40	7.69	6.80	4.93	1.10

또한 표 3에서 볼 수 있는 것과 같이 스트레스 자극과 PPG 반응시간에 대한 지연시간이 실험이 진행될수록 증가하는 경향을 볼 수 있는데, 이러한 현상은 정신생리학 분야에서 습관화로 불리는 현상으로서 동일한 자극이 반복적으로 제시됨에 따라 일어나는 반응의 감소 또는 중지를 의미한다<sup>[14]</sup>. 반복적인 스트레스영상에 노출되었기 때문에 시청 회수가 누적될수록 자극에 습관화되어 심장박동수의 변화가 감소하기 때문에 스트레스영상에 대한 스트레스반응은 전체적으로 평균 1.97초 느리게 반응하였다. 스트레스영상의 습관화로 인하여 이완상태로 빠르게 진입하고, 이완영상에 대한 이완반응은 전체적으로 평균 1.01초 빠르게 반응하였다.

### V. 결론 및 향후계획

본 연구에서는 신호잡음과 동작잡음이 존재하는 환경에서 PPG센서로부터 검출된 심장박동신호를 이용하여 스트레스 여부를 판단하는 방안을 제안하였다. 이를 위해 전처리에서 PPG센서를 통하여 심

장박동과 함께 검출되는 신호잡음을 제거하였고, 후처리에서 동작잡음에 의한 판단을 보정하였다.

기존의 신호처리 방법의 한계점을 해결하기 위하여 전처리에서 해밍 필터를 적용하고, 필터의 계수를 결정하기 위하여 전처리에서 에너지밀도 분석법을 이용하여 피실험자에 적용된 해밍 필터를 결정하는 알고리즘을 제안하였다. 활성주파수 대역에 영향을 미치지 않고, 신호잡음 제거정도를 분석하기 위하여 원 신호와 전처리를 수행한 신호의 주파수 성분을 비교한 NRMSE 결과는 LF대역에서 0.499이고, HF대역에서 0.284였다. 이완자극에서는 LF대역에서 0.909이고, HF대역에서는 0.506의 차이를 나타내었다. 전처리를 수행한 PPG신호로부터 PPI를 검출하고, 정상상태의 PPI를 기준으로 스트레스상태, 이완상태의 PPI를 각각 비교하여 스트레스 여부를 판단하였다. 스트레스 여부를 판단함에 있어서 동작잡음으로 발생하는 검출 오류를 보정하기 위하여 후처리에 히스테리시스를 도입하였다.

향후 측정 오차를 줄이기 위한 방안과 측정 시 동작에 의한 오류 등을 보정하는 방안에 대한 연구를 할 예정이다. 또한 효과적으로 실시간으로 스트레스 여부를 판단할 수 있는 방안에 대한 연구를 할 예정이다.

### 참고 문헌

- [1] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement", *Physiological Measurement*, vol.28, no.3, pp.R1-R39, 2007.
- [2] R. Ulrich, "Stress recovery during exposure to natural and urban environments", *J. of Environmental Psychology*, 11, pp.201-230, 1991.
- [3] K. Laumann, "Selective attention and heart rate responses to natural and urban environments", *J. of Environmental Psychology*, 23, pp.125-134, 2003.
- [4] M. Frankenhaeuser, G. Johansson, "Task demand as reflected in catecholamine exertion and heart rate", *Journal of Human Stress*, 2, pp.15-23, 1976.
- [5] D. Hasson, T. Theorell, Y. Liljeholm-Johansson, B. Canlon, "Psychosocial and

physiological correlates of self-reported hearing problems in male and female musicians in symphony orchestras”, *International Journal of Psychophysiology*, 74, pp.93-100, 2009.

- [6] S. W. Porges, “The Polyvagal Theory: Phylogenetic contributions to social behavior”, *Physiology & Behavior*, 79(3), pp.503-513, 2003.
- [7] D. U. Silverthorn, *Human Physiology*, Addison-Wesley, 4th, pp.455-472, 2007.
- [8] C. Wei, L. Sheng, G. Lihua, C. Yuquan, P. Min, “Study on conditioning and feature extraction algorithm of photoplethysmography signal for physiological parameters detection”, *International Congress on Image and Signal processing*, 4th, pp.2194-2197, 2011.
- [9] 김치중 외 5명, “PPG 분석을 이용한 각성도 평가에 관한 연구”, *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, Vol.29, No.1, pp.113-120, 2010.
- [10] 최규식 외 3명, “PPG 측정신호로부터의 심박 검출 성능 향상에 관한 연구”, *한국향행학회*, 제13권, 제6호, pp.926-932, 2009.
- [11] A. V. Oppenheim, R. W. Schafer, *Discrete-time Signal Processing*, Prentice-Hall, 1989.
- [12] J. H. McClellan, R. W. Schafer, M. A. Yoder, *Signal Processing First*, Pearson Prentice-Hall, 2003.
- [13] Biopac Inc., Available at <http://www.biopac.com>.
- [14] 이인혜, *정신생리학*, 학지사, pp.32-44, 1997.

**오 동 기 (Donggi Oh)** 학생회원



2007년 3월~현재 울산대학교  
전기공학부 학사과정  
<관심분야> 신호처리

**민 병 석 (Byungseok Min)** 정회원



2001년 2월 연세대학교 전기공  
학과 학사  
2003년 2월 연세대학교 전기전  
자공학과 석사  
2009년 8월 Purdue University  
전기컴퓨터공학과 박사  
현재 삼성전자 DMC 연구소  
<관심분야> 감성 평가 시스템, 영상 신호처리

**권 성 오 (Sungoh Kwon)** 중신회원



1994년 2월 KAIST 전기 및  
전자공학과 학사  
1996년 2월 KAIST 전기 및  
전자공학과 석사  
1996년 3월~2001년 1월 신세  
기통신 기술연구소  
2007년 8월 Purdue University

ECE 박사

2007년 8월~2010년 2월 삼성전자 DMC연구소 수  
석연구원  
2010년 3월~현재 울산대학교 전기공학부 조교수  
<관심분야> 이동통신 네트워크, MAC 설계, 간섭제  
어, 최적화, 신호처리, 뇌공학

**김 현 중 (Hyunjoong Kim)** 정회원



1988년 3월 3사관학교 전자공  
학과 졸업  
1994년 8월 명지대학교 전자공  
학과 석사  
2011년 8월 공주대학교  
군사과학정보학과 박사수료  
<관심분야> 전자공학, 통신공학