

논문 2024-19-21

원격 PPG를 위한 잡음에 강인한 심박수 추정 알고리즘 (Noise-robust Heart Rate Estimation Algorithm for Remote Photoplethysmography)

차 준 호, 신 재 욱*
(JunHo Cha, JaeWook Shin)

Abstract : This paper proposes a robust algorithm for heart rate estimation using remote photoplethysmography (rPPG). The algorithm employs a combination of adaptive filtering and frequency tracking to enhance the signal-to-noise ratio (SNR) and accurately estimate heart rates from facial videos. The LGI dataset, comprising videos of six participants performing various activities (resting, rotation, talk, gym), was utilized for evaluation. The ground truth heart rate was obtained using a CMS50E pulse oximeter, and a 10-second data window with FFT-based frequency analysis was applied to derive reference heart rates. The proposed method detects the face using Mediapipe API, selects the forehead region of interest (ROI), and extracts RGB signals. The signals undergo preprocessing, motion noise removal via adaptive filtering, and heart rate estimation using an adaptive notch filter. Experimental results demonstrate that the proposed algorithm outperforms existing methods, especially in challenging conditions such as during gym and talk activities.

Keywords : Heart rate, Frequency estimation, Adaptive filter, Robust algorithm, Photoplethysmography

I. 서론

최근 원격 생체 신호 모니터링 기술에 관한 관심이 급증하고 있다. 특히, 비접촉 방식의 심박수 모니터링은 편의성과 비침습성으로 인해 다양한 응용 분야에서 연구 및 활용되고 있다. 원격 광용적맥파 (remote photoplethysmography, rPPG) 기술은 피부의 미세한 색 변화를 통해 혈액량 변화를 감지하여 심박수를 추정하는 방법으로, 비접촉 방식의 생체 신호 모니터링에서 많은 주목을 받고 있다.

rPPG 신호 도출 방법은 피부 표면에서 반사되는 빛의 변화를 기반으로 혈액량 변화를 측정하는 방법으로 도출된다. 여러 연구 그룹에서 영상 신호의 RGB 값으로부터 PPG 신호를 추출하는 다양한 방법들을 제안하였다 [1-4]. 이 기술들은 공통으로 혈액량 변화에 민감한 녹색 채널의 신호를 많이 반영하여 사용하였다. 최근 연구에서는 얼굴 모든 영역에서 rPPG 신호를 도출하기보다 일부 영역을 선택하는 ROI (region of interest)의 설정에 대한 중요성이 강조되고 있다 [5-7].

심박수 추정은 도출된 rPPG 신호로부터 심박 정보를 얻으려는 방법으로, 주파수 영역 분석과 시간 영역 분석 방법이 대표적으로 사용된다. 주파수 영역 분석 [8-16]에서는 short-time fourier transform (STFT)를 통해 주파수 성분을 추출하여 심박수를 계산하는 방법이 사용되며, 높은 정

확도를 보이지만 신호 형태의 분석이 어렵고 고해상도가 필요한 응용시스템의 경우에는 높은 메모리 사용량과 계산량을 가지는 단점이 있다. 반면, 시간 영역 분석 방법인 피크 검출 (Peak Detection)은 신호의 피크를 직접 탐지하여 심박수를 계산하며, 간단하고 빠르지만 잡음에 민감하다는 단점이 존재한다. 최근에는 적응노치필터 (adaptive notch filter, ANF) 또는 대역통과필터 (bandpass filter, BPF) 기반의 주파수 추정 알고리즘 [17-19]을 기반으로 하는 심박수 추정 알고리즘이 제안되었다 [20]. ANF기반의 알고리즘은 주파수 영역 분석 방법과 달리 낮은 계산량을 통해 높은 해상도의 출력 결과를 얻을 수 있으며 시간 영역 분석 방법보다 잡음에 강인한 장점을 가지고 있다.

본 논문에서는 원격 photoplethysmography (PPG)를 위한 잡음에 강인한 심박수 추정 알고리즘을 제안한다. 제안된 알고리즘은 높은 신호 대 잡음비 (signal-to-noise ratio, SNR)를 가진 rPPG 신호를 도출하기 위해 얼굴 영상에서 특정 영역을 선택하고, 적응 필터를 사용하여 동잡음을 제거한 후 주파수 추적 알고리즘을 통해 심박수를 추정하는 방식을 가지고 있다.

II. 관련 연구

1. 영상신호를 이용한 PPG 신호 도출 방법

영상 기반의 rPPG 기술은 피부의 미세한 색 변화로 인해 발생하는 혈액량 변화를 감지하는 방법으로, 최근 비접촉 방식의 생체 신호 모니터링에서 많은 주목을 받는 기술이

*Corresponding Author (shinshingo@kumoh.ac.kr)
Received: Jun. 26, 2024, Revised: Jul. 30, 2024, Accepted: Aug. 1, 2024.
J. Shin: Kumoh National Institute of Technology (Assoc. Prof.)
J. Cha: Kumoh National Institute of Technology (Undergraduate student)
* 이 연구는 금오공과대학교 학술연구비로 지원되었음 (2022).

다. 여러 논문 [1-4]에서 영상 신호를 통해 PPG 신호를 추출하는 기법을 제안하였으며, 이는 피부 표면에서 반사되는 빛의 변화를 기반으로 움직임, 조명 밝기, 피부색과 상관없이 혈액량 변화를 측정하는 데 초점을 맞추었다. 이 방법은 RGB 카메라를 사용하여 얻은 얼굴 영상에서 PPG 신호를 추출하는데, 특히 녹색 채널이 혈액량 변화에 민감하기 때문에 가장 큰 영향을 미친다. 최근 연구에서는 region of interest (ROI) 설정의 중요성이 강조되고 있으며, 이마와 뺨과 같은 특정 얼굴 부위를 선택하여 SNR을 개선하는 방법이 제안되었다.

2. 심박수 추정 방법

심박수 추정은 PPG 혹은 rPPG 신호로부터 분당 심박수를 구하는 방법으로, 값을 추정하기 위한 다양한 알고리즘이 제안되고 있다. 주파수 영역 분석 방법과 시간 영역 분석 방법이 대표적이다. 각각의 방법은 고유한 장단점을 가진다. 주파수 영역 분석에서는 STFT를 통해 주파수 성분을 추출하여 심박수를 계산하는데, 이는 높은 정확도를 보이지만 신호의 형태 분석이 어려울 뿐만 아니라 높은 정확도를 위해서는 많은 메모리와 복잡한 계산이 필요한 단점이 존재한다. 반면, 시간 영역 분석 방법인 피크 검출은 신호의 피크를 직접 탐지하여 심박수를 계산하며, 주파수 분석 방법보다 간단하고 빠르지만, 잡음에 민감하여 상대적으로 낮은 정확도를 보인다. 최근에는 낮은 계산량과 높은 정확도를 가지는 ANF기반의 심박수 추정 알고리즘이 제안되었다 [20]. 낮은 계산량을 가지는 ANF기반의 알고리즘은 메모리와 계산량의 제한조건이 큰 임베디드시스템 적용에 매우 적합하다고 할 수 있다. 하지만 ANF기반의 알고리즘은 파워가 가장 강한 하나의 주파수를 추정하기 때문에 자전거, 트레드밀과 같은 운동으로 인한 주기성 잡음에 취약한 단점이 있다. 따라서 제안하는 심박 추정 알고리즘은 주기적인 동 잡음을 제거한 후 ANF 기반의 심박 추정 알고리즘이 동작할 수 있도록 구성하였다.

III. 제안하는 심박 추정 알고리즘

1. rPPG 신호 도출 방법

영상 기반의 rPPG 신호를 도출하는 경우 측정 부위에 따른 신호의 SNR의 변화가 발생하며 이마에서 측정된 데이터가 가장 SNR이 높은 것으로 알려져 있다. 따라서 본 연구에서는 rPPG신호의 SNR을 개선하기 위하여 다음 과정을 통해 rPPG 신호를 도출한다.

먼저 영상에서 사람의 얼굴을 검출하고 전체 얼굴 외각 정보를 얻은 후 그림 1과 같이 가로와 세로를 각각 3등분하여 얼굴 영역을 9개의 영역으로 구분한다. 이 중 이마의 가운데 부분을 ROI로 설정한다. ROI로 설정된 영역에서 영상을 캡처하고 각 프레임의 RGB 값을 평균하여 시간에 따른 RGB 신호를 생성한다. 마지막으로 POS [2] 방법을 적용하여 rPPG 신호를 도출한다. POS 방법은 RGB 채널 간의

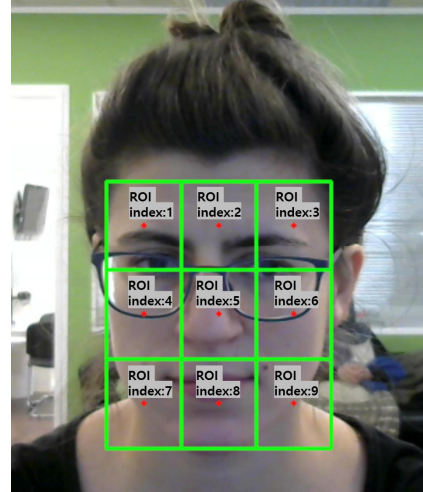


그림 1. 9개의 얼굴영역
Fig. 1. Segmentation of Facial 9 Regions

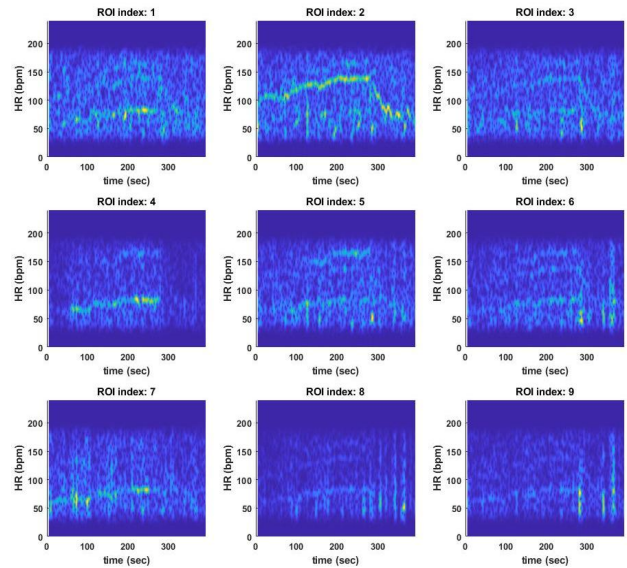


그림 2. 9개의 얼굴 영역에 대한 스펙트로그램
Fig. 2. Spectrogram Analysis of 9 Facial Regions

상관관계를 분석하여 혈류 변화 신호를 도출하는 데 효과적이라고 알려져 있다.

그림 2는 9개의 각 얼굴 영역에서 도출된 rPPG 신호를 심박수 범위에 해당하는 주파수로 필터링 후 스펙트럼 분석 결과이다. 그림 2에서 보듯 ROI index 2에 해당하는 스펙트로그램에서 심박과 관련한 신호의 크기가 상대적으로 크다. 따라서 다른 영역 대비 높은 SNR을 가지고 있음을 확인할 수 있다.

2. 심박 추정 알고리즘의 구조

그림 3은 rPPG를 이용한 심박 추정 알고리즘 구조를 나타낸다. 제안하는 심박 추정 알고리즘은 기존 손목에 착용하는 장치를 위해 개발된 알고리즘 [20]에서 영감을 얻어 영상

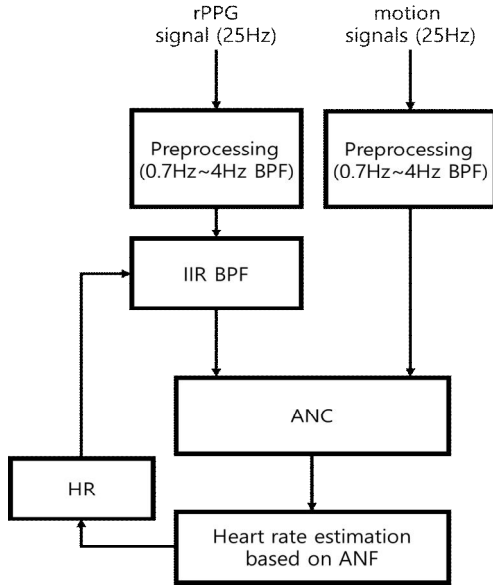


그림 3. 제안하는 심박 추정 알고리즘 구조
Fig. 3. Proposed Heart Rate Estimation Algorithm Structure

기반의 원격 PPG 신호에 적합하도록 구성하였다. 제안하는 알고리즘은 크게 전처리, 동잡음 제거, 심박수 추정, infinite impulse response (IIR) BPF 부분으로 나눌 수 있다.

2.1 전처리 과정

전처리 과정에서는 입력되는 신호의 대역폭을 제한하여 신호의 SNR을 증가시키는 역할을 하게 된다. 전처리가 필요한 신호는 rPPG 신호와 motion 신호이다. 움직임이 거의 없는 환경에서 측정된 rPPG 신호에는 대부분 심박수와 관련 있는 주파수 성분들만 존재하게 된다. 하지만 운동, 일상적인 움직임이 있는 영상데이터를 사용하는 경우 rPPG 신호에는 움직임과 관련된 잡음이 발생하는데 이는 심박수 추정 알고리즘의 성능을 크게 저하하는 원인이다. 따라서 제안하는 알고리즘에서는 rPPG신호와 움직임과 관련된 신호를 입력신호로 사용한다.

손목형 장치와 같은 웨어러블 장치의 경우 일반적으로 가속도 센서를 통해 움직임 정보를 확보할 수 있다. 하지만 본 연구에서는 센서의 추가 없이 움직임과 관련된 신호를 생성하기 위해 영역의 가운데 X, Y좌표 정보 (그림 1에서 붉은 색 점)를 매 프레임마다 측정하여 motion 신호로 사용한다. 따라서 rPPG와 motion신호는 동일한 샘플 주기를 가진다.

추출된 rPPG 신호와 motion 신호는 각각 심박수 범위에 해당하는 주파수인 0.7Hz에서 4Hz의 BPF를 적용하여 전처리 하였다.

2.2 동잡음 제거 알고리즘

동잡음 제거 부분에서는 움직임에 의한 동잡음을 제거하기 위해 적응필터 기반의 능동 잡음제거 알고리즘을 사용한다. 제안되는 알고리즘은 그림 4와 같이 심박 정보와 동잡음이 함께 들어있는 rPPG 신호로부터 동잡음과 상관관계가 높은 motion 신호의 X, Y좌표 데이터를 이용하여 동잡음을 제거 한다.

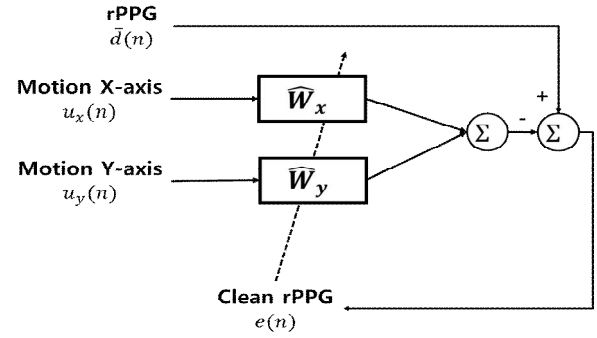


그림 4. 동잡음 제거 알고리즘 구조
Fig. 4. Structure of the Motion Artifact Removal Algorithm

동잡음 제거를 위해 normalized least mean square (NLMS) 알고리즘을 적용하였다. 적용된 알고리즘은 계산량을 줄이기 위해 입력신호 $u_x(n), u_y(n)$ 와 오차신호 $e(n)$ 의 부호만을 사용한다. 아래 알고리즘을 사용하여 동잡음이 제거된 rPPG 신호를 얻을 수 있다.

$$\widehat{W}_x(n) = \widehat{W}_x(n-1) + \mu_{ANC} \frac{\text{sign}(u_x(n))\text{sign}(e(n))}{\text{sign}(u_x^T(n))\text{sign}(u_x(n))}, \quad (1)$$

$$\widehat{W}_y(n) = \widehat{W}_y(n-1) + \mu_{ANC} \frac{\text{sign}(u_y(n))\text{sign}(e(n))}{\text{sign}(u_y^T(n))\text{sign}(u_y(n))}, \quad (2)$$

$$e(n) = \bar{d}(n) - y(n), \quad (3)$$

$$y(n) = \text{sign}(u_x^T(n))\widehat{W}_x(n-1) + \text{sign}(u_y^T(n))\widehat{W}_y(n-1). \quad (4)$$

여기서 n 은 데이터 샘플 인덱스이고, $u_x(n), u_y(n)$ 은 각각 motion 신호의 X, Y좌표 데이터를 전처리한 $M \times 1$ 벡터이고, $\widehat{W}_x(n), \widehat{W}_y(n)$ 는 X, Y축의 NLMS의 가중벡터로 $M \times 1$ 크기를 가지며 μ_{ANC} 는 step size이다. 그리고 $\bar{d}(n)$ 는 rPPG와 관련된 신호로 심박수 정보가 없는 알고리즘 초기에는 전처리된 rPPG 신호를 그대로 사용하고 초기 심박수 추정이 완료된 이후에는 심박 주파수를 중심주파수로 하는 IIR BPF를 통과한 rPPG 신호이다. 자세한 내용은 2.4절에서 소개한다.

2.3. ANF기반 심박수 추정 알고리즘

동잡음을 제거한 신호에서 심박수와 같은 주기 신호의 주파수를 추정하기 위해 ANF기반의 알고리즘을 사용한다. 그림 5의 구조에서 볼 수 있듯이 IIR BPF의 통과대역의 주파수와 관련된 파라미터 $\alpha(n)$ 를 추정하여 필터의 출력이 최대가 될 수 있도록 적응 알고리즘을 구성하였다.

제안하는 주파수 추정 알고리즘은 낮은 SNR 환경에서도 강인하게 동작하기 위해 파라미터 $\alpha(n)$ 의 업데이트를 위해 과거 $\alpha(n)$ 의 평균값을 사용하였다 [20]. 그리고 얼굴 회전 및 조명의 변화로 인한 rPPG신호의 급격한 변화에도 강인하게 심박수를 추정할 수 있도록 오차 크기에 따른 스케일링 $\bar{e}_\alpha(n)$ 를 적용하였다.

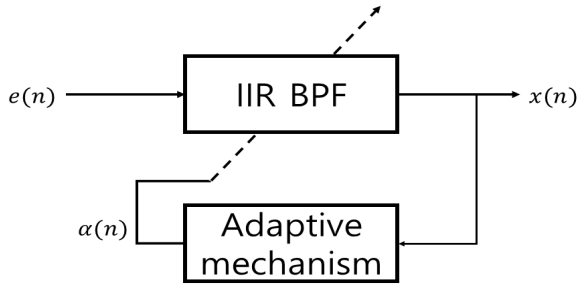


그림 5. ANF기반 주파수 추정 알고리즘 구조
Fig. 5. Structure of the ANF-Based Frequency Estimation Algorithm

동잡음이 제거된 rPPG를 IIR BPF에 통과한 신호 $x(n)$ 은 아래와 같다.

$$x(n) = \alpha(n)(1+\beta)x(n-1) - \beta x(n-2) + \frac{(1-\beta)}{2}(e(n) - e(n-2)). \quad (5)$$

여기서 β 는 IIR BPF의 통과 대역폭과 관련된 파라미터이다. 식 (5)는 2차 IIR BPF로 입력신호는 동잡음이 제거된 신호 $e(n)$ 이고 BPF의 중심주파수 $\omega(n)$ 의 코사인값이 파라미터 $\alpha(n)$ 이다. 동잡음이 제거된 신호 $e(n)$ 에서 심박 주파수를 정확하게 추정된 $\alpha(n)$ 값을 사용하면 BPF의 출력인 $x(n)$ 의 크기가 커지게 된다. 따라서 IIR BPF의 $\alpha(n)$ 를 잡음에 강인하게 추정하는 것이 중요하다. 본 논문에서 제안하는 파라미터 $\alpha(n)$ 의 업데이트 식은 다음과 같다.

$$\alpha(n+1) = \bar{\alpha}(n) + \mu_\alpha \frac{\text{sign}(x(n-1))e_\alpha(n)\bar{e}_\alpha(n)}{2P(n)}. \quad (6)$$

여기서 μ_α 는 step size이고, $\alpha(n)$ 의 평균 $\bar{\alpha}(n)$, $P(n)$, 스케일러 $\bar{e}_\alpha(n)$ 는 각각 아래와 같이 계산한다.

$$\bar{\alpha}(n) = \frac{1}{L} \sum_{l=0}^{L-1} \alpha(n-l), \quad (7)$$

$$P(n) = (1-\mu_\alpha)P(n-1) + \mu_\alpha x^2(n-1), \quad (8)$$

$$\bar{e}_\alpha(n) = \exp\left(\frac{-e_\alpha^2(n)}{2\sigma}\right). \quad (9)$$

여기서 σ 는 스케일러 파라미터다. 알고리즘을 통해 $\alpha(n)$ 을 샘플마다 계산하고 이를 통해 최종적으로 심박수 $HR(n)$ 을 아래 식으로부터 얻을 수 있다.

$$HR(n) = \frac{\cos^{-1}(\alpha(n)) \times f_s \times 60}{2\pi}. \quad (10)$$

여기서 f_s 는 샘플 주파수이다.

2.4. IIR BPF

일반적으로 심박수는 직전 심박수와 상관관계가 아주 높다. 즉 샘플마다 심박수의 변화가 크지 않다. 이를 고려하여

높은 심박수 추정 성능을 도출하고자 이전 심박수를 중심주파수로 하는 2차 IIR BPF를 사용한다. 하지만 알고리즘 초기에는 심박수를 알 수 없으므로 초기 7초 동안은 전처리된 rPPG 신호 $d(n)$ 을 사용하고 이후에는 추정된 심박수를 활용하여 전처리된 rPPG 신호를 입력하여 IIR BPF를 통과한 신호를 사용한다. 우선 IIR BPF를 통과한 신호 $\bar{d}_{BPF}(n)$ 는 추정된 심박수 주파수를 사용하여 아래와 같이 구할 수 있다.

$$\bar{d}_{BPF}(n) = \alpha(n-1)(1+\beta_{hr})\bar{d}(n-1) - \beta_{hr}\bar{d}(n-2) + \frac{(1-\beta_{hr})}{2}(d(n) - d(n-2)). \quad (11)$$

여기서 β_{hr} 은 2차 IIR BPF의 통과 대역폭과 관련된 파라미터이다. 동잡음 제거 알고리즘의 입력으로 사용되는 $\bar{d}(n)$ 은 $\bar{d}_{BPF}(n)$ 와 $d(n)$ 을 K 값을 통해 선택적으로 사용할 수 있도록 아래와 같이 구성하였다.

$$\bar{d}(n) = K \times \bar{d}_{BPF}(n) + (1-K) \times d(n). \quad (12)$$

심박 정보를 알 수 없는 알고리즘 초기 7초 동안은 $K=0$, 7초 이후에는 $K=1$ 을 사용한다.

2.5. 기존 연구와의 차별성

영상 기반의 rPPG를 이용하여 심박수를 추정하기 위해서는 크게 두 가지 기술이 요구된다. 첫 번째는 영상 신호를 이용하여 PPG 신호를 도출하는 기술 그리고 두 번째는 도출된 PPG 신호를 이용하여 잡음을 제거하고 심박수를 추정하는 기술이다. 본 논문에서는 두 번째 기술에 대한 새로운 방법을 제시하였다. 기존 연구[20]에서는 손목형 웨어러블 장치를 기준으로 알고리즘이 구성되어 동잡음을 제거하기 위해 가속도 센서를 사용하였다. 하지만 본 논문에서는 추가적인 센서 없이 영상 속 얼굴 영역이 위치를 이용하여 동잡음을 제거하였고 얼굴 회전 및 조명의 갑작스러운 변화로 인한 잡음 환경에서도 강인하게 동작하기 위해 스케일러를 적용하였다.

IV. 실험 및 결과

1. 데이터셋

제안된 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 공개된 데이터셋인 LGI 데이터셋 [4]을 사용하였다. LGI 데이터셋은 6명의 참가자가 resting, rotation, talk, gym 4가지 유형의 활동을 수행하는 24개의 비디오로 구성되어 있다. 각 비디오는 gym의 경우 약 5분, 그 외 다른 활동은 약 1분의 길이를 가진다. 비디오의 해상도는 640x480 픽셀이며, 프레임 레이트는 25fps이다. 그리고 데이터셋에는 손가락 착용형 심박수 측정기기 CMS50E를 사용하여 얻은 PPG 신호도 포함되어 있다.

2. 기준 심박수 도출 방법

기준 심박수는 LGI 데이터셋의 CMS50E에서 측정된

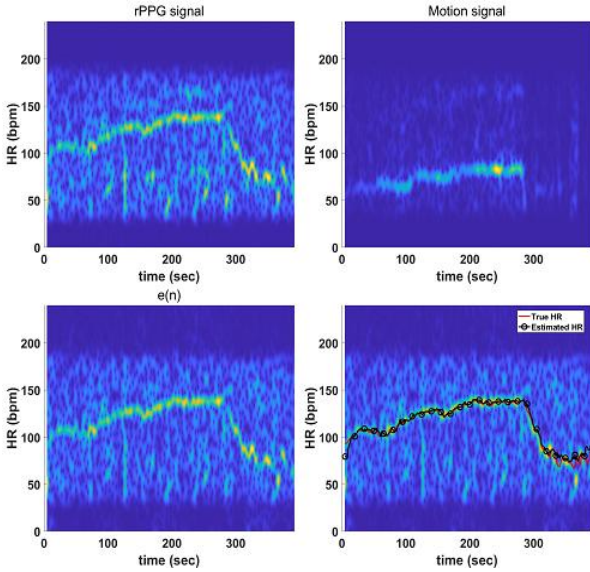


그림 6. 알고리즘의 과정별 결과
Fig. 6. Step-by-Step Results of the Proposed Algorithm

PPG 신호를 이용하여 도출하였다. 10초의 데이터 윈도우를 설정하고 1초마다 심박수를 도출할 수 있도록 STFT기반 주파수 분석 방법을 사용하였다. 이를 통해 LGI 데이터셋의 기준 심박수를 도출하였다.

3. 추정 심박수 도출 방법

LGI 데이터 셋의 영상데이터를 Mediapipe의 얼굴 특징 감지 API를 사용하여 얼굴을 검출하고 이마 영역의 RGB 채널 데이터를 제안하는 알고리즘에 적용하여 심박수 추정 실험을 진행하였다. 이때 사용된 파라미터들은 $M=11$, $\mu_{ANC}=0.1, \beta=0.96, \mu_{\alpha}=0.03, \sigma=1, f_s=25$ 으로 설정하였다. 추정된 심박수는 1초마다 도출하여 기준 심박수와 비교하였다.

그림 6은 전처리를 마친 rPPG, motion 신호와 동잡음 제거 알고리즘의 결과, 심박수 추정 알고리즘 결과를 보여준다. 제안된 알고리즘은 rPPG 신호의 SNR을 증가시켜 심박수를 안정적으로 추정함을 확인할 수 있다.

4. 실험결과

본 논문에서 제안하는 방법을 통해 추정된 심박수와 기준 심박수를 비교하였다. 그림 7에서 볼 수 있듯 운동으로 인한 높은 심박수 영역인 gym 유형과 다소 낮은 심박수 영역의 talk 유형에서 제안하는 알고리즘의 높은 정확도를 확인할 수 있다. 또한 그림 8을 통해 기준 심박수와 추정된 심박수 간의 오차들이 대부분 10bpm 내에 있음을 확인할 수 있다.

마지막으로 표 1은 각 유형별 RMSE값을 비교 할 수 있으며 제안하는 방법과 기존의 방법의 결과를 비교하였다. 표에서 확인할 수 있듯이 기존 방법 대비 제안하는 알고리즘은 talk 및 gym 유형에서 상대적으로 우수한 성능을 확인하였다.

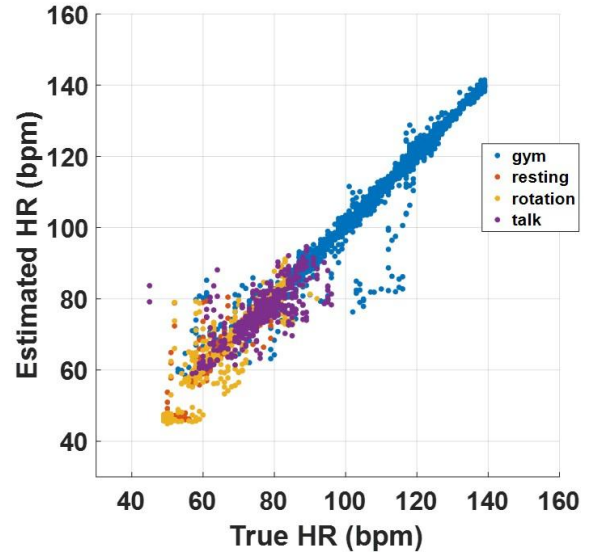


그림 7. 유형별 Scatter plot
Fig. 7. Scatter plot

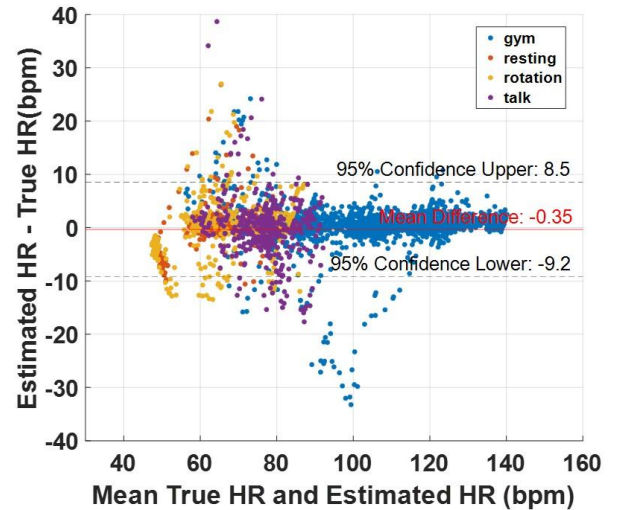


그림 8. 유형별 Bland-Altman plot
Fig. 8. Bland-Altman plot

표 1. 유형별 RMSE 비교

Table 1. Comparison of RMSE

| | Particle filter | Proposed algorithm |
|----------|-----------------|--------------------|
| resting | 2.32 | 3.97 |
| rotation | 3.46 | 5.92 |
| talk | 12.89 | 5.74 |
| gym | 4.50 | 3.99 |
| average | 5.79 | 4.05 |

V. 결론

본 연구에서는 rPPG를 이용한 심박수 추정 알고리즘을 제안하였다. 제안된 알고리즘은 높은 SNR을 가진 rPPG 신호를 도출하기 위해 ROI를 설정하고, 적응 필터를 사용하여 동잡음을 제거한 후 주파수 추적 알고리즘을 통해 심박수를 추정하였다.

제안된 알고리즘의 성능을 확인하기 위해 LGI 데이터셋을 사용하여 실험을 진행하였다. 진행된 실험 결과, 제안된 알고리즘은 데이터셋의 4가지 활동 유형에서 높은 정확도를 나타내었다. 특히 높은 심박수 구간이 존재하는 gym 유형과 다소 높은 심박수 영역의 talk 유형에서 비교 알고리즘 대비 높은 정확도를 가졌다. 그리고 제안된 알고리즘의 심박수 추정 결과와 기준 심박수의 오차가 대부분 10bpm 내에 있음을 확인하였다.

References

- [1] G. De Haan, A. Van Leest, "Improved Motion Robustness of Remote-PPG by Using the Blood Volume Pulse Signature," *Physiological Measurement*, Vol. 35, No. 9, pp. 1913, 2014.
- [2] W. Wang, A.C. Den Brinker, S. Stuijk, G. De Haan, "Algorithmic Principles of Remote PPG," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 64, No. 7, pp. 1479-1491, 2016.
- [3] G. De Haan, V. Jeanne, "Robust Pulse Rate from Chrominance-based rPPG," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 60, No. 10, pp. 2878-2886, 2013.
- [4] C. S. Pilz, A. Boccignone, A. Marcelli, "Local Group Invariance for Heart Rate Estimation from Face Videos in the Wild," *Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops*, pp. 1254-1262, 2018.
- [5] C. Zhao, M. Zhou, W. Han, Y. Feng, "Anti-motion Remote Measurement of Heart Rate based on Region Proposal Generation and Multi-scale ROI Fusion," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, Vol. 71, pp. 1-13, 2022.
- [6] S. Fiedler, K. Lange, J. Tresp, A. M. Kreitlow, "FaSeNet: Overcoming Limitations of Traditional ROI Extraction Methods for Remote PPG," *Journal of Biomedical Optics*, Vol. 25, No. 8, pp. 080501, 2020.
- [7] J. Wei, S. Deng, L. Zhang, "Dynamic ROI Tracking Using MediaPipe Face Mesh for Remote Photoplethysmography," *Biomedical Optics Express*, Vol. 12, No. 2, pp. 1234-1245, 2021.
- [8] C. Alvarez Casado, M. Bordallo López, "Face2ppg: An Unsupervised Pipeline for Blood Volume Pulse Extraction from Faces," *arXiv preprint arXiv:2202.04101*, 2022.
- [9] W. Chen, D. McDuff, "Deepphys: Video-based Physiological Measurement Using Convolutional Attention Networks," In *Proceedings of the European Conference on Computer Vision (ECCV)*, pp. 349-365, 2018.
- [10] G. De Haan, V. Jeanne, "Robust Pulse Rate from Chrominance-based rPPG," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 60, No. 10, pp. 2878-2886, 2013.
- [11] G. De Haan, A. Van Leest, "Improved Motion Robustness of Remote-PPG by Using the Blood Volume Pulse Signature," *Physiological Measurement*, Vol. 35, No. 9, pp. 1913, 2014.
- [12] J. Gideon, S. Stent, "The Way to My Heart is Through Contrastive Learning: Remote Photoplethysmography from Unlabelled Video," In *Proceedings of the IEEE/CVF International Conference on Computer Vision*, pp. 3995-4004, 2021.
- [13] F. Haugg, M. Elgendi, C. Menon, "Effectiveness of Remote PPG Construction Methods: A Preliminary Analysis," *Bioengineering*, Vol. 9, No. 10, pp. 485, 2022.
- [14] X. Liu, J. Fromm, S. Patel, D. McDuff, "Multi-task Temporal Shift Attention Networks for On-device Contactless Vitals Measurement," *Advances in Neural Information Processing Systems*, Vol. 33, pp. 19400-19411, 2020.
- [15] W. Wang, A. C. den Brinker, G. De Haan, "Discriminative Signatures for Remote-PPG," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 67, No. 5, pp. 1462-1473, 2019.
- [16] Z. Yu, Y. Shen, J. Shi, H. Zhao, P. H. S. Torr, G. Zhao, "Physformer: Facial Video-based Physiological Measurement with Temporal Difference Transformer," In *Proceedings of the IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 4186-4196, 2022.
- [17] M. R. Petraglia, S. K. Mitra, J. Szczupak, "Adaptive Sinusoid Detection Using IIR Notch Filters and Multirate Techniques," *IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Analog and Digital Signal Processing*, Vol. 41, No. 11, pp. 709-717, Nov. 1994.
- [18] H. E. Liao, "Two Discrete Oscillator Based Adaptive Notch Filters (osc ANFs) for Noisy Sinusoids," *IEEE Transactions on Signal Processing*, Vol. 53, No. 2, pp. 528-538, Feb. 2005.
- [19] W. Wu, Y. Xiao, J. Lin, L. Ma, K. Khorasani, "An Efficient Filter Bank Structure for Adaptive Notch Filtering and Applications," *IEEE/ACM Transactions on Audio, Speech, and Language Processing*, Vol. 29, pp. 3226-3241, Oct. 2021.
- [20] J. Shin, J. Cho, "Noise-Robust Heart Rate Estimation Algorithm from Photoplethysmography Signal with Low Computational Complexity," *Journal of Healthcare Engineering*, Vol. 2019, pp. 1-7, 2019.

JunHo Cha (차 준 호)



2022~School of Electronic Engineering at Kumoh National Institute of Technology (Undergraduate Student)

Field of Interests: Biomedical Signal Processing, Embedded System.

Email: 20201400@kumoh.ac.kr

JaeWook Shin (신 재 욱)



2008 Electrical Engineering and Computer Science from Kyungpook National University (B.S.)

2010 Electrical and Electronic Engineering from POSTECH (M.S.)

2014 Electrical and Electronic Engineering from POSTECH (Ph.D.)

2024~School of Electronic Engineering at Kumoh National Institute of Technology (Professor)

Career:

2014~2016 Senior Engineer, Samsung Electronics

2017~2021 Professor, Department of Medical and Mechatronics Engineering, Soonchunhyang University

Field of Interests: Adaptive Filter, Acoustic Signal Processing, Biomedical Signal Processing, Embedded System.

Email: shinshingo@kumoh.ac.kr