

도플러 레이더 정보를 이용한 샘플링 시점 기반의 생체 신호 측정 알고리즘 개발

Algorithm Development of Human Body Bio-Signal Measurement based on Sampling Time using Doppler Radar Information

유재춘* · 이명희

한국기술교육대학교 전기·전자·통신공학부

Jae-Chun Ryu* · Myung-Eui Lee

Department of Electrical, Electronics and Communication Engineering, Korea University of Technology and Education, Chungcheongnam-do, 31253, Korea

[요 약]

최근 도플러 레이더를 이용하여 생체 신호를 획득하는 연구가 개발되어 병상의 환자들에게 적용되는 기술로 사용되고 있다. 하지만 측정되는 맥박의 경우 호흡 신호가 잡음으로 발생하여 정확도가 낮아지는 문제가 발생한다. 본 논문에서는 도플러 레이더를 이용하여 생체신호를 측정할 때 맥박을 측정하기 위한 신호의 정확도를 향상시키기 위한 샘플링 시점 기반의 생체 신호 측정 알고리즘을 제안한다. 제안하는 알고리즘은 두 개의 샘플링 시점을 기반으로 생체 신호 측정 시 발생하는 잡음을 제거하여 측정 생체 신호의 정확도를 높이는 것으로 실제 의료 장비 및 기존 생체 신호 알고리즘과 비교하였을 때, 의료 장비와 90% 이상의 유사함을 보이며, 또한 기존 알고리즘에 비해 심한 진폭의 변화가 최소화 된 것을 확인하였다.

[Abstract]

Recently, a research on obtaining a vital signal using a Doppler radar has been developed and is used as a technology applied to patients in bed. However, in the case of the measured pulse, the respiration signal is generated as noise, resulting in a problem of lowering accuracy. In this paper, we propose a bio-signal measurement algorithm based on the sampling point to improve the accuracy of the signal for measuring the pulse rate when measuring bio-signals using a Doppler radar. The proposed algorithm improves the accuracy of the measured bio-signal by removing noise generated when measuring biosignals based on two sampling points. Compared with actual medical equipment and existing bio-signal algorithms, it is more than 90% similar to medical equipment. In addition, it was confirmed that severe amplitude change was minimized compared to the existing algorithm.

Key word : Doppler radar, Bio-signal algorithm, Pulse, Breathing, Sampling point.

<https://doi.org/10.12673/jant.2020.24.4.322>



This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Received 25 July 2020; Revised 27 July 2020

Accepted (Publication) 20 August 2020 (30 August 2020)

*Corresponding Author: Jae-Chun Ryu

Tel: +82-43-279-7486

E-mail: jcryu@kopo.ac.kr

1. 서론

기존 생체신호와 관련된 연구에서는 심장 박동 수가 각성 상태와 졸음 상태 사이에서 상당한 관계를 지닌다는 결론을 내었다[1],[2]. 또한 HRV (heart rate variability)를 기반으로 운전자의 졸음을 인지할 수 있다는 연구도 존재한다[3-7]. 이러한 연구 결과를 토대로 최근에는 도플러 레이더를 이용하여 생체 신호를 획득하는 연구가 진행되어 병상의 환자들에게 적용되고 있다. 하지만 측정되는 맥박의 경우 호흡 신호가 잡음으로 발생하여 정확도가 낮아지는 문제가 발생한다.

본 논문에서는 정확도가 낮아지는 문제를 해결하기 위한 방안으로 샘플링 시점 기반의 생체 신호 측정 알고리즘을 제안한다. 제안하는 알고리즘은 두 개의 샘플링 시점을 기반으로 생체 신호 측정 시 발생하는 잡음을 제거하여 측정 생체 신호의 정확도를 높이는 것으로 측정은 주 샘플링 간격과 보조 샘플링 간격으로 분할되어 측정된다. 주 샘플링 간격은 1초마다 생체 신호를 샘플링 하는 것이고, 보조 샘플링 간격은 주 샘플링에서 발생하는 오차를 최소화하기 위한 보조수단으로 20초마다 신호를 샘플링 하게 된다.

본 논문은 총 5장으로 구성된다. 2장은 본 논문에서 사용되는 관련 기술들을 설명하며, 3장에서는 제안하는 알고리즘에 대해서 설명한다. 4장에서는 알고리즘의 성능을 평가하며, 마지막 5장에서 결론을 맺는다.

II. 관련 연구

HRV (heart rate variability) 신호는 심박수 간격의 일정한 변화로 정의된다. 일반적으로 HRV 신호는 쉽게 얻을 수 있으며 자율 신경계 (ANS: autonomic nervous system)가 교감 신경계 (SNS, sympathetic nervous system), 부교감 신경계 (PNS, parasympathetic nervous system) 그리고 뇌파에 영향을 받기 때문에 스트레스, 졸음 및 기타 관련 요인에 대한 자율 신경계의 반응 지표로 사용할 수 있다. HRV 신호는 일반적으로 심전도 (ECG, electrocardiogram)로 측정되거나 PPG (photo plethysmography) 파형을 사용하여 측정된 맥파 신호에서 파생된 비트-비트 간격의 시계열을 분석하여 계산된다. 그리고 주파수 영역에서, HRA는 대개 매우 낮은 주파수(VLF: 0.003 ~ 0.04 Hz), 저주파(LF: 0.04 ~ 0.15Hz) 및 고주파(HF: 0.15 ~ 0.4Hz)로 FFT (fast Fourier transform) 기반 전력 스펙트럼 밀도 (PSD: power spectrum density)를 분석하여 계산된다. FFT는 등거리 샘플링된 시리즈에만 적용되므로, 원시 HRV 시계열을 FFT 분석 전에 보간법으로 등거리 샘플링된 시리즈로 변환시켜 적용해야 한다[8],[9].

측정되는 신호는 시간 도메인 상의 신호이기에 신호를 주파수 도메인 상의 신호로 변환하기 위해 FFT를 사용하게 된다. FFT는 이산 푸리에 변환(DFT, discrete Fourier transform)과 역

변환을 빠르게 수행하는 효율적인 알고리즘이다. FFT의 기본적인 공식은 푸리에 변환 공식으로 식 (1)과 같다.

$$S(f) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-i2\pi ft} dt \quad (1)$$

대표적인 FFT 알고리즘은 쿨리-튜키 알고리즘 (Cooley-Tukey algorithm) 으로 이 알고리즘은 분할 정복 알고리즘을 사용하며, 재귀적으로 n 크기의 DFT를 $n=n_1, n_2$ 가 성립하는 n_1, n_2 크기의 두 DFT로 나누는 뒤 그 결과를 $O(n)$ 시간에 합치는 것이다. 보통 n 을 재귀적으로 2등분하여 분할 정복을 적용하기 때문에 $n=2^k$ 인 경우에 많이 적용되지만 일반적으로 n_1 과 n_2 는 같을 필요가 없기 때문에 n 이 임의의 합성수일 때에도 적용 가능하다. 이 내용을 $W = e^{-2\pi i/n}$ 이라고 정의하고 다시 정리하면 식 (2)와 같이 나타난다.

$$f_j = \sum_{k=0}^{n-1} x_k W^{jk} \quad j = 1, \dots, n-1 \quad (2)$$

이러한 기본 이론을 바탕으로 수집된 생체신호를 FFT를 이용하여 주파수 도메인 상에 표현할 경우 그림 1과 그림 2와 같이 표현이 가능하며, 그림 1은 각성 상태일 때의 심장 박동 주파수 스펙트럼이며, 그림 2는 수면 상태일 때의 심장 박동 주파수 스펙트럼이다. 그림 1과 2, 3의 y축은 FFT를 수행했을 때 나오는 주파수 성분의 크기이며, 그림 1과 2의 x축은 Bin으로서 1은 0.25Hz를 가진다.

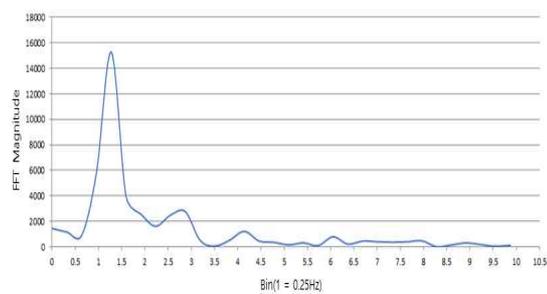


그림 1. 각성 상태의 주파수 스펙트럼
Fig. 1. Frequency spectrum of awakening state

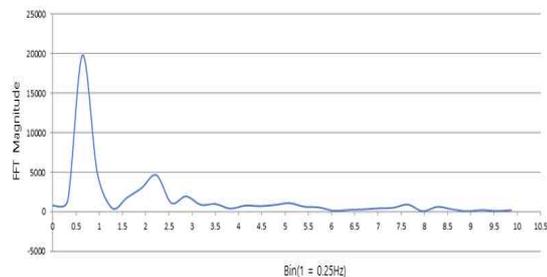


그림 2. 수면 상태의 주파수 스펙트럼
Fig. 2. Frequency spectrum in sleep state

III. 샘플링 시점 기반 생체 신호 측정 알고리즘

그림 1과 2는 매우 최적화 된 환경에서 측정된 심장 박동 신호의 주파수 스펙트럼으로 잡음의 표현이 적으며, 호흡과 맥박의 신호가 정확하게 표현이 된다. 그러나 실제 도플러레이더 장치를 이용할 경우 호흡 신호에 의해 발생하는 잔여 스펙트럼에 의해 그림 3의 두 번째로 높은 신호 및 세 번째로 높은 신호에 의해 맥박의 신호를 구분할 수 없는 문제가 발생한다.

위의 문제를 해결하기 위해 성분의 합을 이용하여 호흡 신호와 맥박의 신호를 충분히 쌓을 경우 일부 해결할 수 있으나, 초기화되는 시점을 맞추기 어려운 문제 및 수집하는 시간이 매우 길어져 실시간으로 정보를 추출하는 경우에는 적용하지 못하는 문제가 다시 발생한다.

위의 모든 문제는 샘플링 시점을 기반으로 두 개의 과정을 이용할 경우 모두 해결이 가능하다. 샘플링 시점 기반 생체 신호 측정 알고리즘은 그림 4와 같은 형태로 동작을 수행한다.

ADC를 통해 수집된 시간 도메인상의 생체 신호는 100Hz 샘플링 주파수 간격으로 수집이 되며, 두 개의 샘플링 시점에 사용될 배열에 각각 저장된다. FFT 수행이 가능해지는 시점인 2048(2¹¹)개의 데이터가 수집되기 전까지는 지속적으로 데이터를 수집하며, 2048개의 데이터가 수집된 직후 알고리즘이 동작하게 된다. L_Array는 긴 주기의 샘플링 데이터를 저장하는 배열로 약 20초 동안 데이터를 수집하며, 20초 동안 데이터를 가지고 있는 배열이다. S_Array는 짧은 주기의 샘플링 데이터를 저장하는 배열로 ADC 데이터가 수집될 때마다 배열의 데이터를 갱신하게 된다.

데이터가 모두 수집될 경우 각각의 프로세서는 배열에 있는 데이터를 이용하여 FFT를 수행하게 된다. FFT를 수행하여 발생된 신호는 그림 3과 같은 주파수 도메인상의 스펙트럼으로 표현이 된다. 주파수 도메인에서 표현된 값 중 Mag. 값을 기반으로 x축에 표시되는 주파수 값을 추출하게 되며, 이 때 선택되는 기준은 Mag.가 가장 큰 x축의 값이다. x축의 값 0.025씩 증가가 되며, 추출된 x축의 값에 1분이라는 60이라는 값을 곱한 것이 호흡수로 변경되어 표시가 된다. 그림 3의 경우 x축의 값은 0.125Hz가 나온 상태이며, 60의 값으로 곱한 8이 나온 상태를 나타낸다. 그 후 0.9Hz ~ 2Hz 사이의 값을 다시 같은 방법으로 Mag값과 주파수를 추출한 후 동일한 방법을 사용하여 맥박을 추출하게 된다. 이와 같은 방식으로 매번 들어오는 ADC 신호를 지속적으로 추가를 하게 되는 S_Array 방식도 동작을 수행하게 된다. S_Array의 값이 2048의 크기만큼 이동이 되어 새로운 값으로 모두 초기화가 된 경우 알고리즘은 전체가 초기화가 되어 처음부터 같은 동작을 수행하게 된다.

본 논문에서 제안한 샘플링 시점 기반 생체 알고리즘을 사용할 경우 긴 샘플링 과정에서 얻는 신뢰성 높은 신호를 통해 보다 정확한 호흡 및 맥박 신호를 얻을 수 있으며, 긴 샘플링 데이터를 수집하는 과정에서 발생할 수 있는 생체신호의 오차를 짧은 샘플링 시점 기반의 추출 값을 통해서 최소화 할 수 있는 이

점이 존재한다. 이와 같은 알고리즘을 적용할 경우 1초마다 생체 신호를 측정하여 정보를 제공하는 의료기기의 경우, 매초 비슷한 결과를 추출할 수 있어서 원격의료 기반의 생체 정보를 취득에 매우 적합하다.

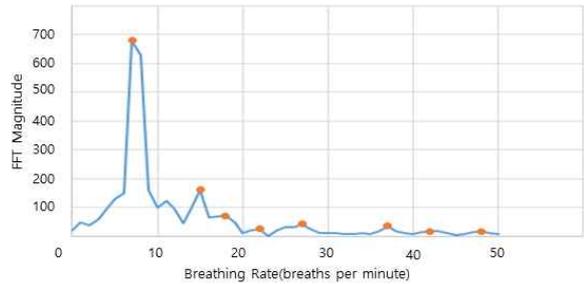


그림 3. 호흡 신호의 주파수 스펙트럼
Fig. 3. Spectrum of breathing signal

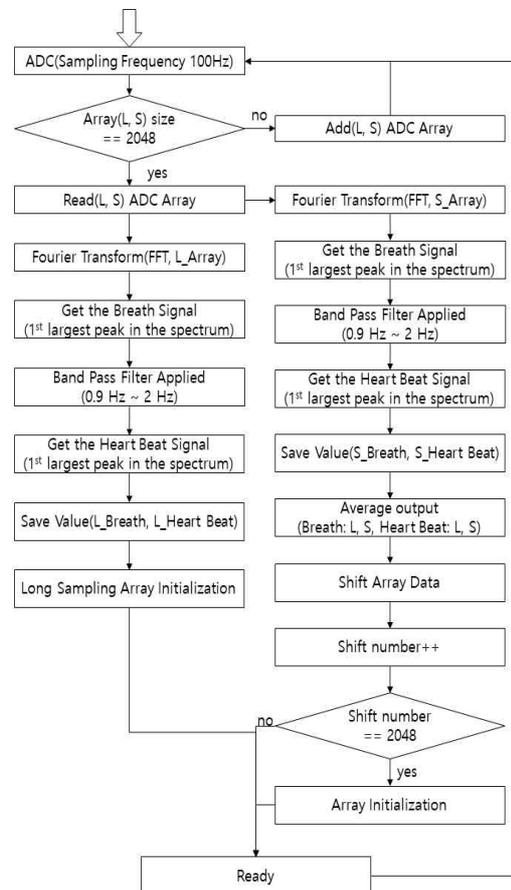


그림 4. 샘플링 시점 기반 생체 신호 측정 알고리즘 순서도
Fig. 4. Flowchart of biosignal measurement algorithm based on sampling point

IV. 실험 및 성능 평가

4-1 실험 환경 구축

본 논문에서 제안한 알고리즘의 성능을 평가하기 위해 실험 환경을 구축하여 실험을 진행하였다. 알고리즘 성능의 비교 대상은 엠에스메디칼의 환자감시모니터인 VS-100와 도플러 레이더를 이용하여 긴 샘플링 과정을 거친 후 생체 정보를 제공하는 Sharp사의 DC6M4JN3000기기를 이용하였다. 실험 환경은 측정자의 오른손에 의뢰기기를 부착하여 측정하여 주요 측정값이 맥박의 값을 측정하고, 호흡은 1분 동안의 호흡수를 직접 측정하는 방식을 적용하였다. 그리고 Sharp사에서 제공하는 생체 신호 프로그램을 적용하여 측정자의 1m 앞에 측정기기를 배치한 후 실험을 하였으며, 본 논문에서도 동일한 장비를 사용하여 본 알고리즘을 적용한 프로그램을 동작시켜 실험을 진행하였다. 그림 5는 실험 환경을 나타낸 것이다. 그림 6 실험을 위해 개발한 프로그램이며, 그림 7은 sharp사에서 제공하는 생체 신호 프로그램을 나타낸 것이다.

4-2 성능 평가

실험은 Sharp사 제품의 프로그램이 15초마다 갱신이 되기 때문에 15초마다 갱신되는 시점에 맞춰 데이터를 비교하여 진행하였다.

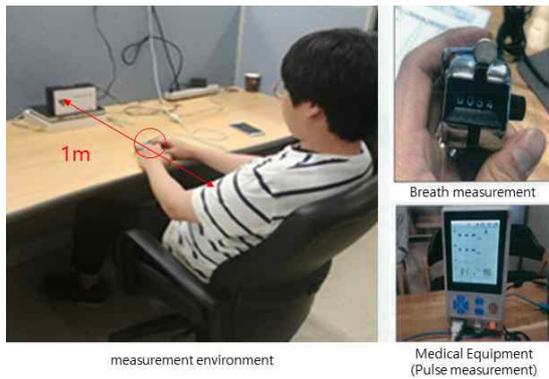


그림 5. 생체신호 검출 실험환경

Fig. 5. Experimental environment of bio-signal detection

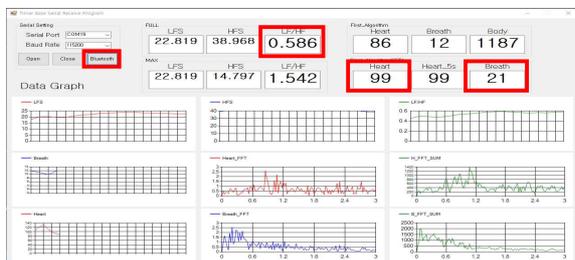


그림 6. 샘플링 알고리즘이 적용된 프로그램
Fig. 6. Program with sampling algorithm

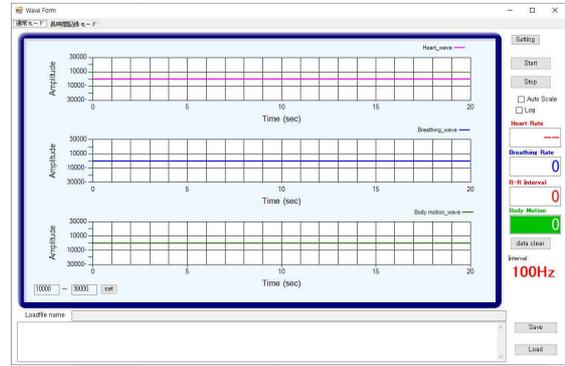


그림 7. Sharp사의 상용 프로그램
Fig. 7. Sharp's commercial program

그림 8부터 그림 14까지는 알고리즘을 통해 측정된 결과를 나타낸 것이다. 그림 8부터 그림 12의 x축은 측정 횟수로 15초마다 측정된 것을 타나내며, y축은 각각 심박과 맥박의 수를 나타낸다. 그림 8은 각 시스템에서 추출한 맥박의 신호 결과이다. 긴 샘플링을 가지는 Sharp사 시스템의 경우 의료 기기와 큰 차이가 발생하지 않지만 간혹 약 20 정도의 오차가 발생하는 것을 확인할 수 있다. 그러나 본 논문에서 제안하는 알고리즘을 적용한 경우 의료기기와 유사하게 맥박 신호를 얻는 것을 알 수 있으며, 가장 크게 발생되는 오차는 4로서 기존의 알고리즘에 비해 의료기기와 매우 밀접한 값을 추출하는 것을 알 수 있다.

그림 9는 호흡수를 비교한 것으로 1분에 1회씩 비교를 진행하였다. 실제 카운트를 실시한 횟수와 Sharp사 시스템 및 본 논문에서 제안한 알고리즘 모두 간혹 1의 차이가 발생하지만 거의 비슷한 성능을 가지는 것을 알 수 있다. 특히 본 논문에서 제시한 알고리즘의 성능과 Sharp의 성능은 동일하여 하나의 그래프로 표시된 것을 확인할 수 있다. 그림 10은 타인을 대상으로 본 알고리즘의 성능을 적용한 결과이다. 본 논문에서 제안한 알고리즘의 성능이 확실하게 나타나는 실험의 결과로 제안한 알고리즘은(73~83) 및 의료 기기(72~89)사이의 데이터가 유사하게 출력되며, 차이가 크게 발생되는 곳은 8의 값을 가지는데 비해 Sharp사의 시스템을 적용했을 때는 다수의 오차가 발생하며, 최대 49의 오차가 발생하는 것을 알 수 있다.

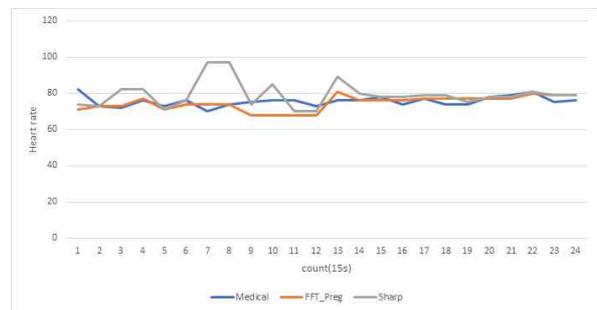


그림 8. 각 시스템에서 추출한 맥박의 비교 결과(참가자 A)
Fig. 8. Comparison results of pulse extracted from each system(Participant A)

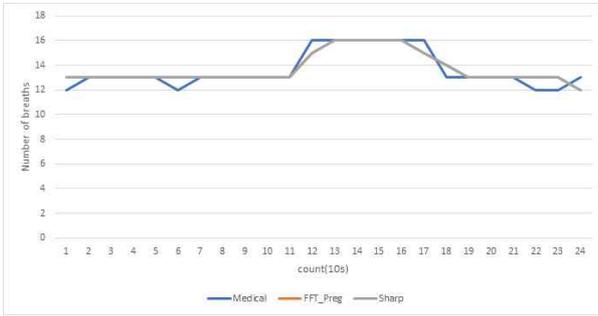


그림 9. 호흡의 비교 결과

Fig. 9. Comparison results of breath

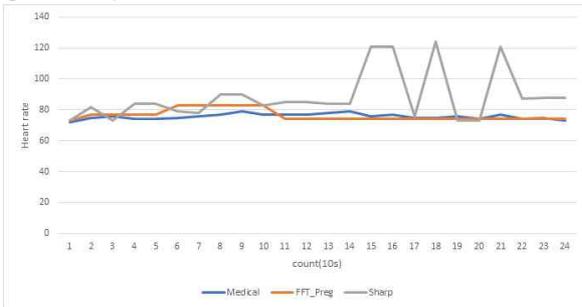


그림 10. 각 시스템에서 추출한 맥박의 비교 결과(참가자 B)

Fig. 10. Comparison results of pulse extracted from each system(Participant B)

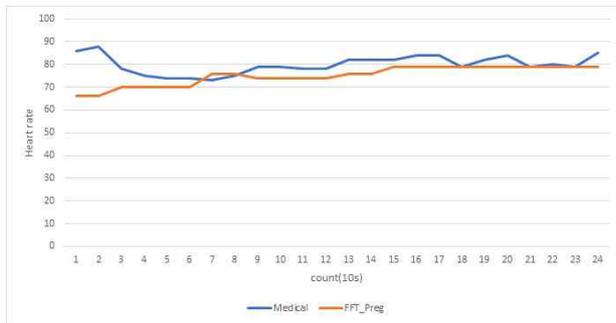


그림 11. 의료 기기와 제안 알고리즘의 맥박 측정 비교(0.5m)

Fig. 11. Pulse measurement comparison of medical device and proposed algorithm(0.5m)

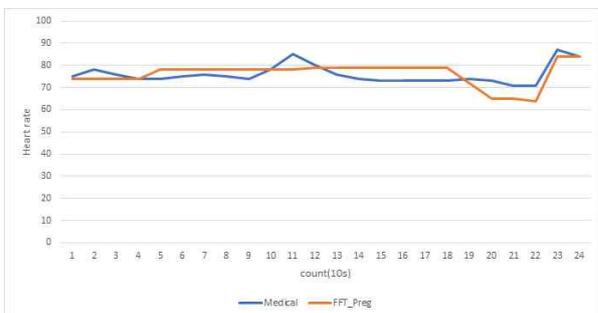


그림 12. 의료 기기와 제안 알고리즘의 맥박 측정 비교(1m)

Fig. 12. Pulse measurement comparison of medical device and proposed algorithm(1m)

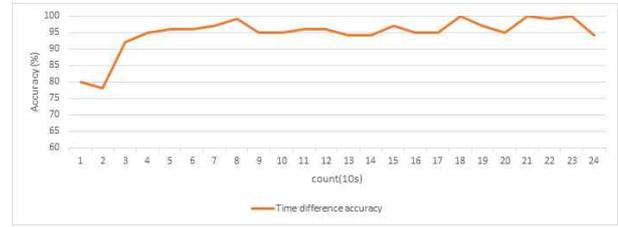


그림 13. 각 시스템에서 추출한 맥박의 비교 결과(참가자 B)

Fig. 13. Comparison results of pulse extracted from each system(Participant B)

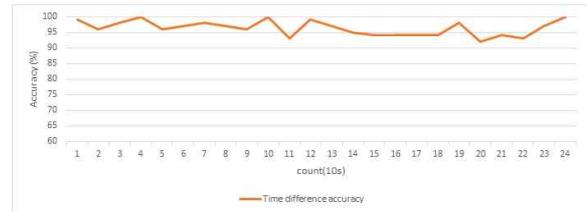


그림 14. 각 시스템에서 추출한 맥박의 비교 결과(참가자 B)

Fig. 14. Comparison results of pulse extracted from each system(Participant B)

추가로 거리별로 본 논문에서 제안한 알고리즘의 성능이 동일한 것을 확인하기 위해 실험을 진행하였다. 실험은 0.5m에 기기를 배치한 후 실험을 진행한 것과 기존 실험과 같이 1m에 기기를 배치한 후 진행하였다. 그림 11은 0.5m에 모듈을 배치한 후 10초 간격으로 측정된 결과로 총 측정 시작부터 약 4분 동안(24회 측정) 측정된 결과이다. 실험 결과 0.5m의 경우 초반에 의료기기와 약 20정도의 차이가 발생하지만, 점차 줄어들며, 1분이 지난 순간부터는 약 0~6이내의 차이가 발생하는 형태로 비슷한 맥박 값을 출력하는 것을 확인할 수 있다. 그림 13과 14는 각 시점별 정확도를 나타낸 것이다. 0.5m의 경우 초반에는 약 처럼 각 측정 시점에 따라 정확도를 측정할 경우 78% 정도로 정확도가 떨어지지만 1분 후 부터 92~100%의 정확도를 유지하는 것을 확인할 수 있으며, 1m의 경우 93~100%의 정확도를 유지하는 것을 확인할 수 있다. 이 실험에서 각각 평균 94%, 96%의 정확도를 가지고 있음을 확인할 수 있었으며, 기존의 생체 신호 측정보다 빠르게 생체신호를 측정할 수 있음을 확인하였다.

V. 결론

본 논문에서는 기존 생체 신호를 측정할 때 원격의료 기술을 적용할 경우 정확도가 떨어지고, 의료기기보다 측정 결과 값을 늦게 출력하는 문제를 해결하기 위한 방안으로 샘플링 시점을 이용하여 생체 신호를 측정하는 알고리즘을 제안하였다.

제안한 알고리즘은 측정되는 샘플링 되는 데이터를 긴 샘플링 데이터를 저장하는 배열과 매 초마다 갱신되는 배열로 나누어 저장한 후 긴 샘플링 데이터를 저장한 배열에서 추출된 데이

터를 기반으로 매 회 갱신되는 배열에서 추출된 데이터와 평균을 산출하여 생체 신호를 추출하는 방식을 적용하였다.

실험 결과 기존의 도플러 레이더 방식의 생체 신호를 이용한 기기보다 빠르게 생체 신호를 획득하는 것을 확인할 수 있었으며, 정확도 또한 안정적인 영역에서 90% 이상을 보이는 것을 확인할 수 있었다.

이 알고리즘은 생체 신호를 기반으로 졸음과 각성 상태를 분류할 때 보다 정확한 상태를 도출할 수 있는 연구에 밑바탕으로 적용할 수 있으며, 실제 의료 기기와 비슷한 출력을 가지게 됨으로 다양한 방면에 적용할 수 있을 것으로 기대된다.

Acknowledgments

이 논문은 2020년도 한국기술교육대학교 교수 교육연구진흥과제 지원에 의하여 연구되었음.

References

[1] M. Z. Poh, D. J. McDuff, and R. W. Picard, "Advancements in noncontact multiparameter physiological measurements using a webcam," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 50, No. 1, pp. 7-11, JAN. 2011.

[2] W. Liang, J. Yuan, D. Sun, and M. Lin, "Changes in physiological parameters induced by indoor simulated driving: Effect of lower body exercise at mid-term break," *International Open Access Journal of Sensors*, Vol. 9, No. 9, pp. 6913-6933, Sep, 2009.

[3] M. Miyaji, H. Kawanaka, and K. Oguri, "Driver's cognitive

distraction detection using physiological features by the adaboost," in *Proceedings of the 12th International IEEE Conference on Intelligent Transportation Systems*, St. Louis: MO, pp. 1-6, 2009.

[4] K. Jiao, Z. Y. Li, M. Chen, C. T. Wang, and S. H. Qi, "Effect of different vibration frequencies on heart rate variability and driving drowsiness in healthy drivers," *International Archives of Occupational and Environmental Health*, Vol. 77, No. 3, pp. 205-212, JAN. 2011.

[5] H. S. Shin, S. J. Jung, J. Kim, and W. Y. Chung, "Real time car driver's condition monitoring system," in *Proceedings of IEEE Sensors Conference*, Waikoloa: HI, pp. 951-954, 2010.

[6] G. S. Yang, Y. Z. Lin, and P. A. Bhattacharya, "Driver drowsiness recognition model based on information fusion and dynamic Bayesian network," *International Journal of Information Sciences*, Vol. 180, No. 10, pp. 1942-1954, May. 2010.

[7] M. Patel, S. K. L. Lal, D. Kavanagh, and P. Rossiter, "Applying neural network analysis on heart rate variability data to assess driver drowsiness," *International Journal of Information Sciences Expert Systems with Applications*, Vol. 36, No. 6, pp. 7235-7242, Jun. 2011.

[8] M. Mahachandra, Yassierli, I. Z. Satalaksana, and K. Suryadi, "Sensitivity of heart rate variability as indicator of driver sleepiness," in *Proceedings of the 2nd International Conference of the South East Asian Network of Ergonomics Societies*, Langkawi: Malaysia, pp. 1-6, 2012.

[9] G. D. Clifford, "Quantifying errors in spectral estimates of HRV due to beat replacement and resampling," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 52, No. 4, pp. 630-638, Mar. 2005.



유재춘 (Jae-Chun Ryu)

1999년 2월 : 한국기술교육대학교 정보통신공학과 (공학사)
 2003년 2월 : 한국기술교육대학교 전기전자공학과 (공학석사)
 2016년 3월 ~ 현재 : 한국기술교육대학교 전기전자통신공학과 (공학박사과정)
 2007년 8월 ~ 2014년 2월 : 나우코리아 연구소장
 2014년 2월 ~ 현재 : 한국폴리텍대학 청주캠퍼스 정보통신시스템과 조교수
 ※관심분야 : 머신러닝, 디지털방송시스템, 위성통신시스템



이명희 (Myung-Eui Lee)

1985년 2월 : 인하대학교 전기공학 (공학사),
 1991년 8월 : 인하대학원 기기 및 제어 (공학박사),
 2004년 1월 ~ 2005년 1월 : U.C. Berkeley 객원교수
 1995년 9월 ~ 현재 : 한국기술교육대학교 교수
 ※관심분야 : 제어계측 시스템, 시스템 소프트웨어, 위성통신시스템

1987년 2월 : 인하대학원 기기 및 제어 (공학석사)
 1995년 8월 : 현대전자 선임연구원