

침대 상태에서 기능성 직물 전도성 전극 위치에 대한 심전도 측정 방법의 Pilot Test

최준원^{1†} · Lina A. Asante^{1†} · 송창현² · 정하림¹ · 김한성^{2*}

¹연세대학교 의공학과, ²연세대학교 의공학부

Pilot Test of Electrocardiogram Measurement Method for Conductive Textiles Electrode Position in Bed Condition

Jun won Choi^{1†}, Lina A. Asante^{1†}, Chang Hyun Song², Halim Chung¹ and Han Sung Kim^{2*}

¹Department of Biomedical Engineering, Yonsei University, Korea

²Department of Biomedical Engineering, Yonsei University College of Software and Digital Healthcare Convergence,
Yonsei University, Korea

(Manuscript received 10 February 2023 ; revised 20 February 2023 ; accepted 21 February 2023)

Abstract: Electrodes are one of the types of biosensors capable of measuring bio signals, such as electrocardiogram (ECG) and electromyogram (EMG) signals. These electrodes are used in various fields and offer the advantage of being able to measure ECG signals without the need for skin attachment, compared to Ag/AgCl electrodes. The purpose of this study was to evaluate the efficacy of conductive textile electrodes in collecting ECG signals in a bed-like environment. Three adult participants were involved, and a total of 30 minutes of ECG signals were collected for each participant. The collected ECG signals were analyzed to determine the heart rate, normLF and a comparison was made between the conductive textile electrodes and Ag/AgCl electrodes. As a result, the change in heart rate and normLF could be observed, and in particular, the difference between the two electrodes decreased. This study confirmed that conductive textile electrodes can effectively collect ECG signals in a bed-like environment. It is hoped that this research will lead to the development of a system that can detect various sleep-related diseases through the use of these electrodes.

Key words: Electrode, Conductive textile, Ag/AgCl, Bio signal, Heart rate, normLF

1. 서 론

전극은 생체신호의 측정이 가능한 바이오 센서의 종류 중 하나이다[1,2]. 전극을 통해서 심전도, 근전도신호와 같은 생체 신호의 모니터링이 가능하며, 다양한 분야에서 적용되는 것으로 알려져 있다[3,4]. 심전도 신호를 이용하여 심장의

빈맥과 서맥을 파악할 수 있으며, 근전도 신호를 이용하여 근피로도의 정도를 파악하여 부상 정도를 낮출 수 있다[5,6]. 생체 신호를 측정이 가능하게 하는 전극의 종류는 건식 전극과 습식 전극으로 나뉘게 되며, 그 중 임상에서 많이 사용하는 것은 은-염화은(Ag/AgCl) 습식 전극이다[1]. 하지만, 피부에 직접 부착한다는 단점으로 인해 다양한 문제점들이 존재한다. 피부가 예민한 사람들은 알려지 반응이 나타날 수 있으며, 옷을 입는 경우에는 전극 부착이 어렵다는 단점이 존재한다[7]. 기존 전극의 문제점을 해결하기 위해 기능성 직물의 전도성 전극(Conductive textiles Electrode)을 활용하고 있다[8].

기능성 직물 전도성 전극은 기존 전극과 동일하게 생체 신호의 측정이 가능하지만 유연하고 신축성이 존재한다는

[†]Contributed equally to this work.

*Corresponding Author: Han Sung Kim

1, Yeonsedae-gil, Heungeop-myeon, Wonju-si, Gangwon-do, Republic of Korea

Tel: +82-33-760-2913

E-mail: hanskim@yonsei.ac.kr

본 연구(결과물)는 2022년도 교육부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 지자체-대학 협력기반 지역혁신 사업의 결과입니다(2022RIS-005).

장점이 존재한다. 기능성 직물 전도성 전극의 장점으로 인해 스마트 의류 적용되어 전극을 부착하지 않아도 손쉽게 심전도 신호의 획득이 가능하며, 획득한 신호를 이용하여 건강활동 모니터링도 가능할 것으로 기대된다[9,10]. 하지만, 현재 스마트 의류에 기능성 직물 전도성 전극을 사용하기에는 심전도 수집 정도에 대해 한계가 존재한다. 이전 연구에 따르면, 수집된 낮은 주파수 영역(0-0.67 Hz)에서 노이즈가 많이 발생한다고 알려져 있다[11]. 스마트 의류 외에도 침대에서 기능성 직물 전도성 전극을 이용하여 생체신호 측정을 진행한 연구가 존재한다. 이전 연구에 따르면, 침대 위에 기능성 직물 전도성 전극을 부착하여 심전도 신호를 수집할 수 있었으며, 이를 통해 호흡 신호를 계산할 수 있다고 한다[12]. 해당 연구에서 기능성 직물 전도성 전극의 배치는 실험 참가자의 왼팔과 오른팔을 부착하는 방법과 머리와 다리에 부착하는 방법으로 실험을 진행하였다[12]. Ag/AgCl 전극과 기능성 직물 전도성 전극간 심전도의 차이는 적었으나, 피부 접촉으로 인한 노이즈로 수집한 심전도 데이터의 84.2%만 사용하였다고 한다[12]. 하지만, 시간에 따른 자율신경계의 변화는 관찰하지 않았으며, 침대에 누워서 실험을 진행하기에 실험 참가자의 자율신경계의 변화가 나타날 것으로 사료된다. 이전 연구에 따르면, 실험 참가자가 수면 상태에 도달한 경우, 부교감신경계가 활성화 된다고 알려져 있다[13]. 기능성 직물 전도성 전극의 심전도 수집과 관련된 여러 연구들을 토대로 침대 형태에서의 새로운 전극 위치에 대한 심전도 수집 정도와 주파수 분석을 통해 자율신경계의 변화와 노이즈 정도를 파악하고자 한다.

따라서 본 연구에서는 침대와 유사한 환경에서 기능성 직물 전도성 전극과 Ag/AgCl 전극간 심전도 신호를 수집 정도의

확인과 시간에 따라 나타나는 자율신경계의 변화를 관찰하기 위한 사전 연구(pilot test)를 진행하고자 한다.

II. 연구방법

1. 실험대상

본 연구에서는 근골격계 질환이 존재하지 않은 성인 남녀 3명(나이:35.67±10.21 몸무게: 61.33±11.81 키: 165±2.16)이 참여하였다. 연세대학교 미래캠퍼스 생명윤리위원회를 통해 본 연구 과정에 대한 승인을 받았다(1041849-202302-BM-022-02). 실험 참가자에게 실험 과정에 대해 충분한 설명 제공과 동의를 구한 후 실험을 진행하였다.

2. 실험환경

실험을 진행하기 위한 직물 전도성 전극은 Cellotex (cellogin, Korea)를 사용하였다. 실험에 진행하기 앞서 기존 연구들을 토대로 기능성 직물 전도성 전극 위치를 뒷목이 닿는 머리 위치, 왼팔, 양 다리가 접촉할 수 있도록 실험 참가자별로 조정을 한 후 심전도 측정을 위한 Ag/AgCl 전극을 부착하였다[12]. 시작 전 5분간의 휴식시간을 제공하였으며, 침대와 유사한 환경을 만들기 위해 바닥에 누운 상태로 실험을 진행하였으며, 30분 동안 심전도 신호를 수집하였다. 데이터 수집이 끝난 이후 5분간의 휴식시간을 제공한 이후 실험을 종료하였다(그림 1).

3. 심전도 측정 방법

기능성 직물 전도성 전극의 위치 선정을 위한 생체신호로 심전도를 다중 생체신호 측정 장비 장비(biosignalsplux

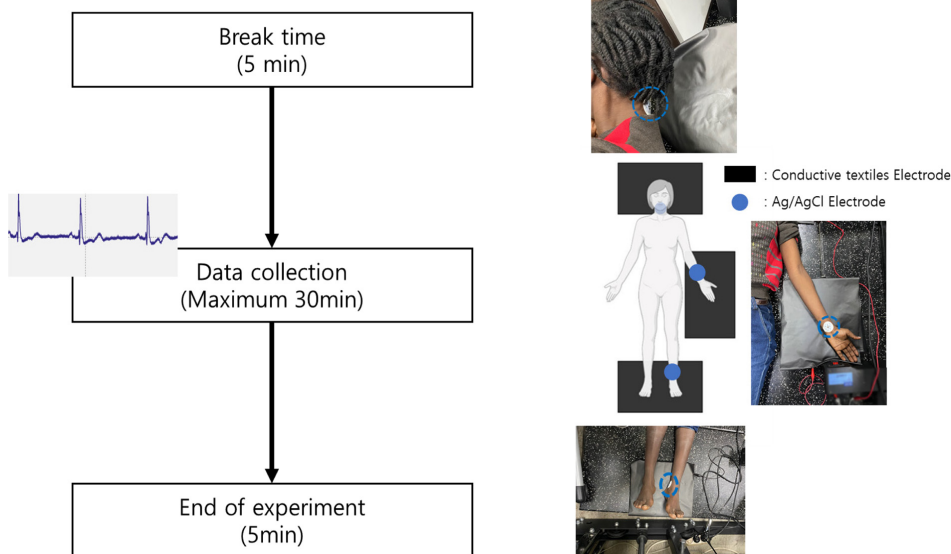


그림 1. 실험환경 및 실험 과정
Fig. 1. Experimental environment and process

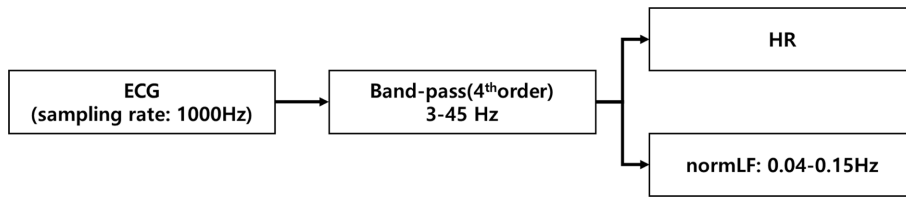


그림 2. 심전도 전처리 과정
Fig. 2. Electrocardiogram (ECG) preprocessing

Professional; biosignalsplux, Portugal)를 사용하여 1000 Hz의 Sampling rate로 측정하였다. 기능성 식물 전도성 전극(75 cm × 41 cm)에서의 심전도 측정을 위해 실험 참가자의 머리, 왼팔, 다리에 접촉이 가능하게 위치하였다. Ag/AgCl 전극에서의 심전도 측정을 위해, 지름 43 mm의 일회용 Ag/AgCl 전극(HR-OP42, HUREV, Korea)을 사용하였으며, 심전도 부착 위치는 기능성 식물 전도성 전극 부착 위치 내에 심전도 측정이 가능한 위치로 부착하였다.

심전도 신호는 대역 통과 필터(Band Pass Filter; BPF)와 저역 통과 필터(Low Pass Filter; LPF)를 이용하여 필터링하였다. 심전도 신호는 3-45 Hz의 4차 BPF를 통해 필터링 후, 시간 영역에서의 심박변이도(Heart Rate Variability; HRV) 분석을 수행하였다[14,15]. HRV의 시간 영역 분석은 심박수(Heart Rate; HR) 분석을 위해 Pan & Tomkins Algorithm을 이용하였다[15]. 주파수 영역 분석은 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform)을 이용하여 0.04~0.15 Hz 저주파 대역 성분(Low Frequency Power; normLF)을 계산하였다. 저주파 대역 성분은 식 (1)을 통해 저주파 비율을 분석하였다[16].

$$\text{normLF} = \frac{LF}{LF+HF} \quad (1)$$

4. 통계분석

본 연구에서는 두가지 형태의 전극에 따른 심전도 신호를 분석하여 HR 수치와 normLF를 계산하였으며, 시간에 따른 기능성 식물 전도성 전극과 Ag/AgCl 전극 결과에 대해 유의 수준 0.05에서 Wilcoxon 부호순위 검정을 수행하였다. 0분을 기점으로 5분 간격으로 HR이 변화되는 추세를 비교하고자 HR 변화율을 분석하였으며, 두 전극간 HR 차이 비교도 진행하였다. 실험 참가자간 HR 차이와 시간에 따른 HR 감소 경향을 확인하고자 이원배치 분산분석(Two-way ANOVA test)를 수행하였다.

III. 결 과

1. HR과 normLF 분석 결과

HR 결과 비교를 위해 심전도 신호를 5분 간격으로 분석을

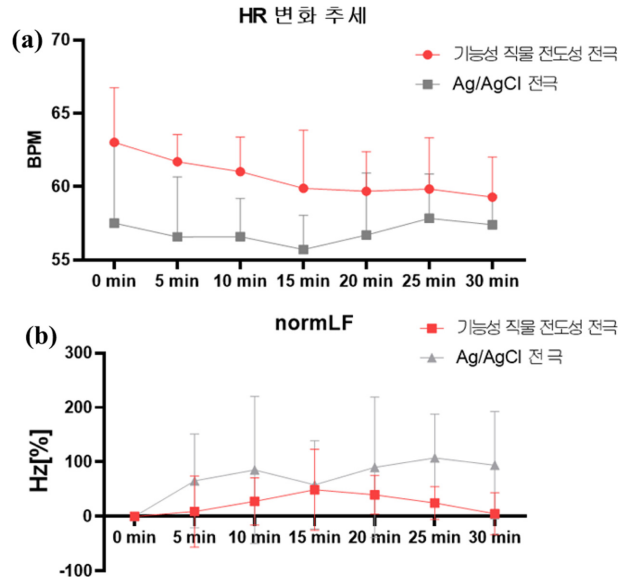


그림 3. 5분 간격으로 관찰한 두 전극간 (a) HR, (b) normLF 변화 추세(*p<.05, **p<.01, ***p<.001)
Fig. 3. Trend of (a) HR, (b) normLF change between two electrodes observed at 5-minute intervals (*p<.05, **p<.01, ***p<.001)

진행하였다. 기능성 식물 전도성 전극과 Ag/AgCl 전극은 0분에서 15분 내로 HR이 떨어지는 추세를 보이고 있으며, 이후 상승하는 경향성이 나타난다(그림 3(a)). 기능성 식물 전도성 전극과 Ag/AgCl 모든 시간대 영역에서 Wilcoxon 부호순위 검정 결과, 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(p>.05). 또한, 실험 참가자의 시간에 따른 자율신경계의 변화를 비교하고자 기능성 식물 전도성 전극과 Ag/AgCl 전극을 통해 수집된 normLF를 비교하였다(그림 3(b)). 기능성 식물 전도성 전극은 15분 전 증가하는 추세가 나타났지만, 15분 후 감소하는 경향이 나타났다. 반면, Ag/AgCl 전극은 증가하는 경향이 나타났다. 기능성 식물 전도성 전극과 Ag/AgCl 전극의 각 시간대에서 Wilcoxon 부호순위 검정 결과, 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(p>.05).

2. 기능성 식물 전도성 전극과 Ag/AgCl 전극의 HR 차이 비교

기능성 식물 전도성 전극과 Ag/AgCl 전극의 HR 차이를

IV. 고찰 및 결론

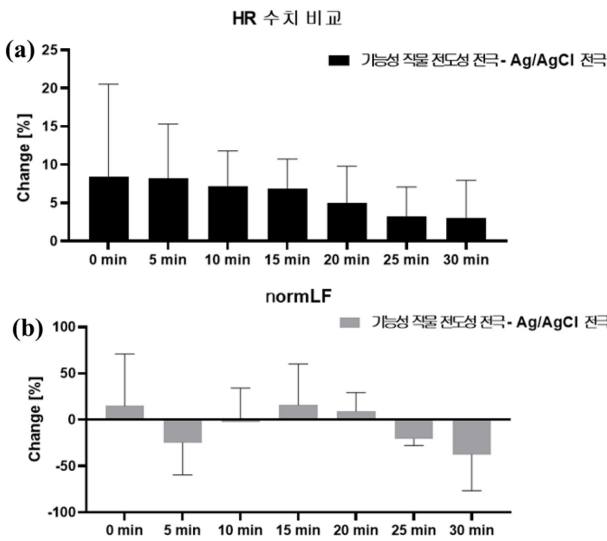


그림 4. 시간에 대한 전극간 (a) HR, (b) normLF 차이(*p<.05, **p<.01, ***p<.001)

Fig. 4. Differences in (a) HR, (b) normLF between electrodes over time (*p<.05, **p<.01, ***p<.001)

비교한 결과, 실험 소요시간이 길어질수록 HR차이가 줄어드는 것을 확인할 수 있었다(그림 4(a)). 실험 초기 0분에서는 심박수 간 차이가 $8.36 \pm 9.95\%$ 로 나타났지만, 실험 종료 시간인 30분이 경과했을 때, 심박수 간 차이가 $3.07 \pm 3.96\%$ 로 나타났다. 이원배치 분산분석 결과, 실험 참가자간 HR 차이에는 통계적으로 유의미한 결과가 나타나지 않았으나, 시간별 HR 감소율은 통계적으로 유의한 차이가 나타난 것으로 보인다(***P<.001). normLF의 결과, 실험 소요시간에 따라 특정 경향성은 보이지 않았으며, 30분에 도달했을 때, 두 전극간 차이가 $37.34 \pm 32.05\%$ 로 나타났다(그림 4(b)). 이원배치 분산분석 결과, 실험 참가자간 normLF 차이에 통계적으로 유의미한 결과나 나타나지 않았으며, 시간별 normLF 감소율에도 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(p>.05).

본 연구는 기능성 직물 전도성 전극의 위치에 따른 심전도 신호 수집 정도를 확인하고자 pilot test로 진행한 연구이다. 침대와 유사한 환경을 만들기 위해 실험 참가자가 바닥에 누운 상태에서 실험을 진행하였다. 실험이 진행됨에 따라 기능성 직물 전도성 전극은 HR 수치가 감소하는 경향이 나타났으나, Ag/AgCl 전극은 15분 이후 증가하는 경향이 나타났다. HR의 감소는 부교감 신경계의 활성화가 관련 있다고 알려져 있다. 반면, Ag/AgCl 전극의 15분 이후 증가하는 경향은 교감신경계의 활성화와 관련 있다고 알려져 있다. 자율 신경계의 변화를 관찰하고자 교감신경계의 활성화와 관련된 normLF를 확인하였다[17]. 본 연구에서 normLF는 증가하는 경향이 나타났으며, 교감 신경계의 활성화가 나타났다고 볼 수 있다. 본 연구의 가설에 따라 침대와 유사한 환경에서 실험 참가자의 부교감 신경계의 활성화가 나타날 것으로 생각하였지만, 교감신경계의 활성화가 나타났다. 수면 상태에 도달할 시 HR의 감소가 나타난다는 이전 연구와 상반된 결과가 나타났으며, 실험 참가자들이 익숙하지 않은 환경에 따른 긴장 상태를 유지하는 것으로 생각된다[18].

기능성 직물 전도성 전극과 Ag/AgCl 전극의 비교를 통해서 심전도 신호 수집 정도를 확인할 수 있었다. Ag/AgCl 전극에 비해 기능성 직물 전도성 전극이 전체적으로 높은 수치의 HR가 나타났다. 기능성 직물 전도성 전극과 Ag/AgCl 전극과 관련된 연구에 따르면, 기능성 직물 전도성 전극의 경우 움직임에 대한 영향을 많이 받게 되어 감지되는 R Peak 주기가 실제 신호와 다르게 나타난다고 한다[19]. 본 연구에서도 감지되는 R Peak의 주기가 짧아져 HR 수치가 Ag/AgCl 전극에 비해 기능성 직물 전도성 전극에서 높게 나타난 것으로 보인다. 하지만, 실험이 경과함에 따라 기능성 직물 전도성 전극의 수치가 Ag/AgCl 전극과 유사하게 나타나며 실험 참가자가 움직임이 적어진 상태 따라

표 1. 실험참가자와 시간별 HR 감소율에 대한 이원배치 분산분석 결과

Table 1. Results of two-way ANOVA on HR reduction rate over time with experimental participants

Two-way ANOVA table	SS (Type III)	DF	MS	F (DFn, DFd)	P value
실험참가자간 HR 차이	89.50	6	14.92	F (6, 12) = 0.9991	.4687
시간별 HR 감소율	411.7	2	205.8	F (2, 12) = 13.79	***.0008
Residual	179.2	12	14.93		

표 2. 실험참가자와 시간별 normLF 감소율에 대한 이원배치 분산분석 결과

Table 2. Results of two-way ANOVA on participants and the rate of reduction of normLF over time

Two-way ANOVA table	SS (Type III)	DF	MS	F (DFn, DFd)	P value
실험참가자간 normLF 차이	8168	6	1361	F (6, 12) = 0.9218	.5126
시간별 normLF 감소율	1184	2	591.8	F (2, 12) = 0.4007	.6785
Residual	17720	12	1477		

HR간 차이가 줄어든 것으로 보인다. Ag/AgCl 전극에서 수집된 HR 수치를 기준으로 30분에서 기능성 직물 전도성 전극의 HR 정확도가 $96.93 \pm 3.96\%$ 으로 나타났다. 이전 연구에서 나타난 84.2%에 비해 높은 수치의 정확도가 나타난 것으로 확인되었다[12]. 하지만 normLF에서 기능성 직물 전도성 전극과 Ag/AgCl간 차이는 시간대 별로 상이하게 나타났다. normLF는 심전도 신호의 저주파 성분(0.04~0.15 Hz)을 분석을 하였다. 두 전극간 차이가 $37.34 \pm 32.05\%$ 으로 이전 연구 결과와 유사하게 낮은 주파수 영역(0-0.67 Hz)에서 많은 노이즈가 생겼다고 보인다[11]. 추후 연구에서는 자율 신경계의 변화를 관찰하기 위한 normLF의 정확한 수치 파악을 위해 해당 노이즈를 감소시키는 방법에 대한 연구의 필요성이 사료된다.

본 연구는 침대와 유사한 환경에서 기능성 직물 전도성 전극을 사용했을 때, 심박수의 수집 정도를 확인하고자 하였다. 3명의 실험 참가자로 연구를 진행하였으며 적은 참가자 수로 인해 통계적으로 유의미한 결과를 도출하지 못했다. 추후 연구에서는 실험 참가자 수를 늘려 진행할 예정이다. 또한, 실험 시간에 따라 두 전극의 차이가 적게 나타나는 것으로 보아 실험 데이터의 수집 전 휴식 시간을 증가시켜 실험을 진행하는 것도 필요하다고 고려된다. 이번 연구를 통해서 기능성 직물 전도성 전극과 Ag/AgCl 전극간 심박수 차이를 관찰하였으며, 해당 전극을 통해 다른 생체신호의 수집도 가능할 것으로 보인다. 또한, 실험 초기 실험 참가자의 움직임으로 인한 노이즈가 나타나는 것으로 보아 추후 연구에서는 움직임에 대한 노이즈 제거도 필요할 것으로 보인다. 이번 연구를 토대로 침대와 유사한 환경에서 기능성 직물 전도성 전극의 심전도 수집 정도를 확인할 수 있었다. 추후 수면 상태일 때 나타날 수 있는 다양한 병증의 파악을 위한 기능성 직물 전도성 전극을 이용하여 심전도 분석이 가능할 것으로 사료된다.

References

- [1] Ren L, Liu B, Zhou W, Jiang L. A mini review of microneedle array electrode for bio-signal recording: a review. *IEEE Sensors Journal*. 2019;20(2):577-590.
- [2] Zhou W, Cheng DC, Song R, Zhang CJ, Xu WP, Pan XL. Characterization of alternating current impedance properties of biomedical electrodes. *Journal of Central South University*. 2013;20(5):1254-1258.
- [3] Chi YM, Jung TP, Cauwenberghs G. Dry-contact and non-contact biopotential electrodes: Methodological review. *IEEE reviews in biomedical engineering*. 2010;3:106-119.
- [4] Forvi E, Bedoni M, Carabalona R, Soncini M, Mazzoleni P, Rizzo F, O'mahony C, Morasso C, Cassarà D G, Gramatica F. Preliminary technological assessment of microneedles-based dry electrodes for biopotential monitoring in clinical examinations. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2012;180:177-186.
- [5] Patel AM, Gakare PK, Cheeran A. Real time ECG feature extraction and arrhythmia detection on a mobile platform. *Int. J. Comput. Appl.* 2012;44(23):40-45.
- [6] Tosovic D, Than C, Brown J. The effects of accumulated muscle fatigue on the mechanomyographic waveform: implications for injury prediction. *European journal of applied physiology*. 2016;116:1485-1494.
- [7] Kato T, Ueno A, Kataoka S, Hoshino H, Ishiyama Y. An application of capacitive electrode for detecting electrocardiogram of neonates and infants. in 2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2006;916-919.
- [8] Blachowicz T, Ehrmann G, Ehrmann A. Textile-based sensors for biosignal detection and monitoring. *Sensors*. 2021; 21(18):6042.
- [9] Soroudi A, Hernández N, Wipenmyr J, Nierstrasz V. Surface modification of textile electrodes to improve electrocardiography signals in wearable smart garment. *Journal of Materials Science: Materials in Electronics*. 2019;30:16666-16675.
- [10] Kubicek J, Fiedorova K, Vilimek D, Cerny M, Penhaker M, Janura M, Rosicky J. Recent trends, construction, and applications of smart textiles and clothing for monitoring of health activity: A comprehensive multidisciplinary review. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*. 2020;15:36-60.
- [11] Marozas V, Petrenas A, Daukantas S, Lukosevicius A. A comparison of conductive textile-based and silver/silver chloride gel electrodes in exercise electrocardiogram recordings. *Journal of electrocardiology*. 2011;44(2):189-194.
- [12] Park SB, Noh YS, Park SJ, Yoon HR. An improved algorithm for respiration signal extraction from electrocardiogram measured by conductive textile electrodes using instantaneous frequency estimation. *Medical & biological engineering & computing*. 2008;46:147-158.
- [13] Choi S, Jiang Z. A wearable cardiorespiratory sensor system for analyzing the sleep condition. *Expert Systems with Applications*. 2008;35(1-2):317-329.
- [14] Heinisch JS, Hübener I, David K. The Impact of Physical Activities on the Physiological Response to Emotions. in 2018 IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications Workshops (PerCom Workshops). 2018. IEEE.
- [15] Pan J, Tompkins W J. A real-time QRS detection algorithm. *IEEE transactions on biomedical engineering*. 1985;(3):230-236.
- [16] Camm AJ, Malik M, Bigger JT, Breithardt G, Cerutti S, Cohen R J, Coumel P, Fallen E L, Kennedy HL, Kleiger RE. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation*. 1996;93(5): 1043-1065.
- [17] Malliani A, Pagani M, Lombardi F, Cerutti S. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. *Circulation*. 1991;84(2):482-492.
- [18] Somers VK, Dyken ME, Mark AL, Abboud FM. Sympathetic-nerve activity during sleep in normal subjects. *New England Journal of Medicine*. 1993;328(5):303-307.
- [19] Lee HJ, Hwang SH, Yoon HN, Lee WK, Park KS. Heart rate variability monitoring during sleep based on capacitively coupled textile electrodes on a bed. *Sensors*. 2015;15(5):11295-11311.