

Measurement inaccuracy of wearable photoplethysmogram in military smartwatch

Ra, Dongyeob* · Han, Chankyu** · Moon, Sungho*** ·
Kim, Kangmin**** · Lee, Jonghwa*****

ABSTRACT

As the military adopts wearable devices, soldiers use them to check their own health and perform operations. Under these conditions, measurement errors in military smartwatches can significantly affect soldier safety and survival. Photoplethysmogram (PPG) measurement errors may arise from various factors including the physical condition of the user, contact point, and environmental conditions. In particular, soldiers may experience rapid changes in their heart rates owing to intense training and operational activities. In such situations, errors in PPG measurements may pose challenges in accurately assessing the health status of soldiers. Therefore, enhancing PPG measurement functionality using wearable devices is important to accurately assess the health status, improve survivability, and enhance the operational performance of soldiers on the battlefield. Consequently, research and development in this area are necessary. Thus, our study examined the factors contributing to potential PPG measurement errors in smartwatches, assessed the extent of these errors, and discussed approaches to improve and mitigate them.

Keywords : Army TIGER 4.0, wearable device, military smartwatch, Photoplethysmogram (PPG) measurement error, biometric data

* (First Author) Army T&E Group, Corporal, rdyeob98@naver.com, <https://orcid.org/0009-0002-1524-6858>.

** (Co-Author) Army T&E Group, Corporal, pos990500@hanmail.net, <https://orcid.org/0009-0000-6750-3604>.

*** (Co-Author) Army T&E Group, Sergeant, byul3325@naver.com, <https://orcid.org/0000-0002-3639-4692>.

**** (Co-Author) Army T&E Group, Lieutenant Colonel, kkm8792733@gmail.com, <https://orcid.org/0009-0005-1155-1793>.

***** (Corresponding Author) Army T&E Group, Brigadier General, 31tank007@naver.com, <https://orcid.org/0000-0001-8094-4594>.

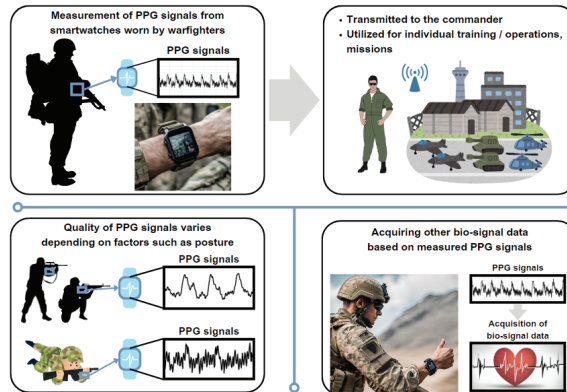
I. 서론

현 육군은 “Army TIGER 4.0” 체계를 통해 첨단기술을 적용한 무기를 군에 도입하고 있으며(Won et al., 2021), 최근 해당 체계에 지휘통제 관련 초연결 네트워크 체계의 구축 차원에서 웨어러블 디바이스의 도입을 모색하고 있다(Kim, D. H., 2023). 또한, 국방부는 ‘ICT 기반 스마트 예비군 훈련 관리체계 구축사업’을 통해 2017년부터 예비군 훈련에 웨어러블 장비를 지급하고 운용하고 있으며, 2024년까지 전군으로 해당 체계 운영을 확대할 예정이다.¹⁾ 이는 훈련과정에서 웨어러블 장치를 통해 심박 수, 피부 온도 및 위치를 파악하여 훈련량을 수치화함으로써 훈련에 관한 정량적 평가가 가능하며(Seo & Jeong, 2022), 훈련 중 발생할 수 있는 사고에 대한 신속한 응급조치 등이 가능하여 훈련 안전성을 확보하는 긍정적인 효과를 기대할 수 있다. 예를 들어, 지휘관은 스마트워치 등의 웨어러블 디바이스를 착용한 병사들의 실시간 건강 상태(체온, 수분 섭취량, 피로 누적 등)를 모니터링하면서 이상이 발생할 경우에 즉각 조치할 수 있으며, 극한 환경에서도 병력의 건강 상태를 지속적으로 관리하여 질병 예방이 가능하므로 비전투손실을 방지할 수 있을 것이다. 또한, 웨어러블 디바이스에서 수집된 여러 생체 신호 데이터 기반의 훈련 데이터 분석을 통해 개인 맞춤형 훈련 프로그램을 제공하여 개인의 전투 능력 향상을 위한 훈련 효과를 극대화하고(e.g., Jang, Cho, Kim, & Park, 2023), 부대 전체의 전투력 및 작전 수행 능력 제고의 효과를 달성할 수 있을 것이다.

반면에 현재 우리 군의 훈련소 곳곳에 보급된 웨어러블 장치가 실제 적극적으로 활용되지 못하고 방치되는 상태가 나타나고 있다.²⁾ 이런 상황의 원인은 웨어러블 장치를 사용하여 수집된 다양한 생체 정보에 관한 정확성과 신뢰성 문제에 있다고 볼 수 있다. 실제 해당 장치는 이상적(ideal)인 상황에서만 측정할 수 없으며 개인별 착용 위치, 착용 방법, 땀과 수분의 유무 등의 다양한 요인에 의해 측정 데이터에 오차가 발생할 수 있다(예 : 스마트워치의 맥박 측정 오차). 즉, 작전 환경(기온이 매우 낮은 지역, 눈·비가 오는 지역 등)의 영향이나 전투원의 동작(포복 간에 팔·손목 사용)에 따라 측정 오차가 나타날 수 있다. 이런 오차에 따라 전투원 간에 부정확한 데이터를 주고받게 되면 정보오류 가능성으로 잘못된 의사결정이 진행될 수 있다. 예를 들어 지휘관 입장에서 병사의 생체 신호 데이터에서 부상 또는 사망의 상태로 전달받게 되면 추가 지원병력 투입이나 후퇴 등의 명령하달을 추진할 수 있어 작전수행에 차질이 발생할 수 있게 된다. 그러므로 우리 군은 웨어러블 디바이스의 효과적인 운용을 위해서 관련 장치를 통한 생체 신호 데이터를 정확하게 수집하는 것이 중요하며, 이를 위해 측정 정확성의 저해 요인인 측정오차를 줄일 수 있는 방안을 강구할 필요가 있다.

1) 김용준. (2017, February 28). 軍 ‘웨어러블’로 예비군 관리. KBS 뉴스.

2) 김기현. (2023). ‘예비군 과학화’ 한다면... “장비 왜 방치하나”. 경기일보. <https://www.kyeonggi.com/article/20230705580264>



미국의 경우도 실시간으로 병사의 생체 신호에 관한 데이터 확인과 수집을 목적으로 웨어러블 디바이스(링과 워치 형태)를 도입하고 있다.³⁾ 우리 군은 이미 민간에서 상용화된 스마트워치 기술을 군사용으로 적용하여 미래 군의 전투원 안전 및 건강관리 등의 목적으로 활용을 추진하고 있다.⁴⁾ 이런 스마트워치 형태의 웨어러블 디바이스를 통해 측정 가능한 생체 신호 데이터가 여러 종류가 있으며, 본 연구는 그 중에서 광 혈류 측정(Photoplethysmogram, PPG) 신호를 선택하여 해당 신호의 측정 오차를 줄이는 방안을 제안하고자 한다. PPG 신호는 다른 생체 데이터(예 : 혈압, 스트레스 등)를 수집할 수 있는 원시 데이터(Almarshad et al., 2022)로 품질이 좋은 PPG 신호를 획득하게 되면, 이를 분석하여 얻은 다른 생체 신호 데이터의 신뢰도와 정확도를 확보할 수 있다. 향후 해당 오차를 줄임으로써 전투원의 생존력 향상이나 작전 수행 능력에 기여할 수 있을 것이다. 따라서 본 연구는 군용 스마트워치의 광 혈류 측정 오차 문제에 관한 정량적 데이터 기반의 개선 방안을 제안하기 위해 개선된 PPG 측정 센서를 활용한 실험설계로 정량적인 분석을 진행한다.

II. 광 혈류 측정 센서(PPG)의 특성

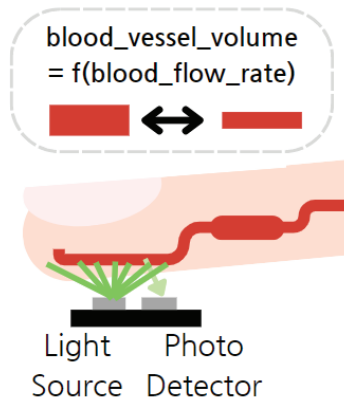
2.1 광 혈류 측정 센서의 작동 원리 및 측정

광 혈류 측정 센서는 심박박동과 밀접하게 관련된 혈액의 산소 포화도를 비침습적인 방법으로 측정할 수 있다(Figure 1). 이 센서는 피부와 혈관의 용적 변화에 따라 반사되는 빛의 양이 달라지는

3) Smith, K. (2024, January 9). The transformative power of wearable health and performance devices. https://www.army.mil/article/272846/the_transformative_power_of_wearable_health_and_performance_devices; U.S. ARMY SBIR|STTR. (2022, August 12). Wearable Technologies for Physiological Monitoring. <https://www.armysbir.army.mil/topics/wearable-technologies-physiological-monitoring/>

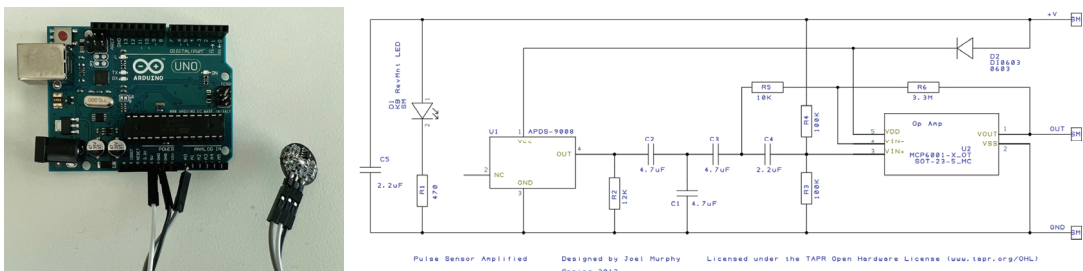
4) 국방기술진흥연구소(2024.4.2.). AI · 디지털 기술 국방활용 제안 발표회. 대전컨벤션센터(DCC).

특성(감광량)을 이용하며 피부에 빛을 쏘는 광원과 빛을 감지하는 광센서로 심박동에 따른 혈관의 용적 변화를 측정한다. 또한, 센서를 통한 심박 수와 혈관의 용적 변화를 통해 맥박 측정이나 혈압, 스트레스 지수, 호흡 등 다양한 신체 신호를 분석할 수 있다.



〈Figure 1〉 The principle of optical blood flow measurement sensors assisting in vascular measurement and stress management on smartwatches

PPG 측정 센서의 회로는 발광부와 수광부, 필터, 증폭단으로 구성된다. 발광부는 녹색 LED를 사용하여 빛을 내보내며, 해당 빛은 혈관에 반사된 후 수광부의 센서에 탐지되어 맥파를 감지한다. 또한 기기 자체의 고주파 노이즈와 피측정자에 의한 동적 노이즈가 발생할 수 있어 필터를 통해 노이즈 제거와 주파수 대역을 설정한다. 이후 증폭단을 통해 해당 신호를 증폭할 수 있다. 본 연구는 아두이노 맥박 측정 센서(SZH-SSBH-035)를 사용하여 실험을 진행하며, 해당 센서에 발광부(AM2520ZGC09)와 수광부(APDS-9008), 필터와 연산 증폭기(MCP6001) 등이 포함되어 있다. Figure 2과 같이 회로를 구현하여 마이크로컨트롤러(아두이노 UNO r3 호환 보드)에서 50Hz 샘플링 빈도로 신호를 측정하여 컴퓨터에 저장한다.



〈Figure 2〉 Arduino Board and Arduino-based Heart Rate Measurement PPG sensor (SZH-SSBH-035) and circuit schematic

2.2 혈류 데이터 분석

일반적으로 사람은 신체 부위마다 혈관의 깊이, 피부의 두께, 색깔 등이 상이하여 신체 부위에 따라 광 혈류 측정결과가 다르게 나타날 수 있다(Armañac-Julián et al., 2022). 혈관이 깊고 피부가 두꺼운 부위는 혈류량 측정이 어렵기 때문에 광 혈류 측정 센서의 정확도가 떨어질 수 있어 상대적으로 혈관이 얇고 피부가 얇은 부위(예 : 손목, 이마, 귀)를 통해 측정 센서를 이용한다. 한편 같은 손목 부위라도 각도, 움직임으로 인해 광 혈류 측정 센서의 정확도가 저하될 수 있는 특성이 있다.

2.2.1 PPG 센서를 활용한 맥박 측정

맥박은 개인의 건강 상태를 나타내는 중요한 지표로 심장이 매분 수축과 이완을 반복하는 과정에 생기는 파동으로 측정하며, 운동, 스트레스, 휴식 상태에서 다양한 상황에서 측정한다. 이런 맥박 상태를 광 혈류 측정 센서는 심장 수축과 이완에 따른 혈류량으로 측정할 수 있으며(Jong et al., 2017). 신호의 주기를 토대로 심박수 측정한다(참고 : 부록 1).

2.2.2 PPG 센서를 활용한 혈압 측정

혈압은 혈관 벽에 가해지는 압력으로 일반적으로 수축기 혈압과 이완기 혈압으로 표시되며, 수축기 혈압은 심장이 수축할 때 동맥벽에 가해지는 압력을 나타내고, 이완기 혈압은 심장이 이완할 때 동맥벽에 가해지는 압력을 나타낸다. 맥파 전달시간(PTT)을 측정하여 혈압 측정방법은 혈압 측정의 정확도와 신뢰성을 향상시키는 접근 방법 중 하나이다(Ghosh et al., 2016). 심전도(electrocardiogram, ECG)는 심장의 전기 활동을 측정하는 기술로 맥파 전달시간은 심전도와 PPG 값의 시간 차이를 활용하여 혈압을 추출하는 방법이다(참고 : 부록 1).

2.2.3 PPG 센서를 활용한 스트레스 측정

PPG 센서는 손목의 혈류량을 측정하여 심박수를 산출하여 심박수의 변화(Heart Rate Variability, HRV)를 분석하고, 스트레스 지수, 스트레스 저항력, 자율신경계의 균형상태 등을 산출할 수 있다(Sarhaddi et al., 2022). 심박변이도(HRV)는 시간에 따라 심박(심박동과 다음 심박동 사이의 간격)의 주기적인 변화 정도로 SDNN(Standard Deviation of NN intervals), RMSSD(Root Mean Square of Successive Differences), LF/HF ratio(Low Frequency/High Frequency ratio) 등 여러 방법으로 측정한다(Namvari et al., 2022). 이 중에서 SDNN 방법은 가장 간단하고 비교적 정확하게 HRV를 측정하여 심박동의 미세한 변화를 분석하고 인체의 자율신경 반응을 통해 현재 건강이나 정신적 안정 상태를 확인할 수 있다.

III. 연구방법

군용에서 PPG 기술이 적용된 스마트워치를 착용 시에 훈련 중 병사들이 엎드리거나 포복 등의 동작으로 손목 부분이 지면과 접촉하게 되어 PPG 센서와 팔 사이의 상대 위치와 방향의 변화로 PPG 신호의 질이 감소할 수 있다. 또한, 훈련 중에 땀과 더불어 흙과 같은 이물질이 피부와 PPG 센서 사이에 접촉하여 PPG 신호의 질이 하락할 수 있다. 따라서 본 연구는 군에 적용됐을 때 PPG 신호에 영향을 미칠 수 있는 다양한 조건(착용 위치, 착용 각도, 착용 압력 및 땀 여부)을 고려하여 PPG 신호 변화를 측정한다.

3.1 연구대상자 및 실험절차

PPG 데이터 측정을 위한 실험설계는 현역 육군 병사의 평균적인 신체 조건을 가진 피실험자를 선정하고(Table 1), PPG 관련 측정상에 이상이 없도록 대상자의 심혈관 건강 상태의 이상 여부를 확인한 후 해당 병사 손목 위에 PPG 센서를 위치시켜 다양한 요인에 따른 신호를 측정하였다. 인간 대상의 실험에 따른 연구윤리 준수를 위해서 사전에 해당 피실험자에게 연구목적과 실험절차에 대해 충분히 설명하였고, 개인 생체 데이터 등의 개인정보 활용에 관한 동의를 받고 익명성 보장과 권리에 대한 안내를 진행하였다. 특히, 연구진은 실험 중 피실험자의 현재 상황을 점검하면서 충분한 안전을 보장할 수 있도록 전체 실험과정에 참여하여 관찰하였다.

〈Table 1〉 Participant characteristics of measurement experiment for PPG signal

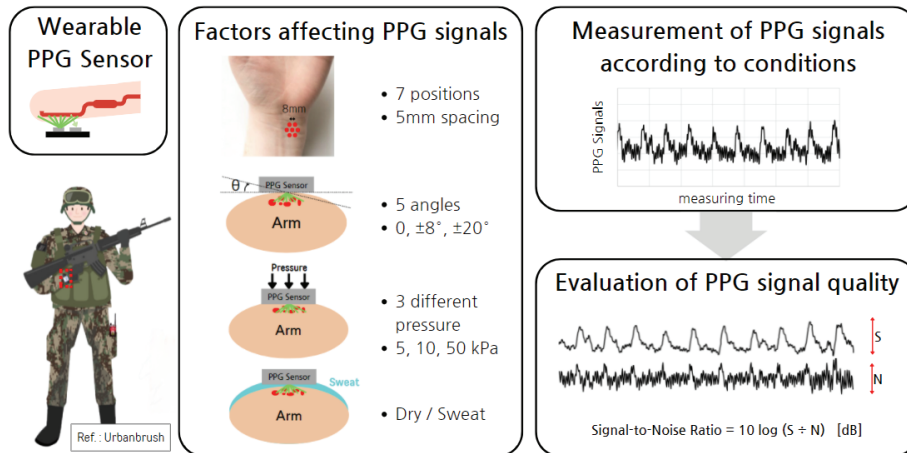
Physical Condition	Experimental Subject
Age	25
Weight	81.3kg
Height	174.2cm
Blood Pressure (Systolic-Diastolic)	117~63mmHg

본 연구는 다양한 착용 조건(착용 위치, 각도, 압력, 이물질 여부)(Figure 3)에 따른 PPG 신호의 질 변화를 관찰하고 분석하기 위해 한 명을 대상으로 실험을 진행하였다.



〈Figure 3〉 Experimental setup with a PPG sensor in wearable smartwatch devices to wrist positions towards various postures

본 연구는 실제 다양한 착용 조건에서 스마트워치의 PPG 신호의 수준과 질 변화를 측정하기 위해 다음과 같은 실험개요에 따라 진행된다(Figure 4).



〈Figure 4〉 Overview of the experimental setup and measurement

3.2 PPG 신호의 영향요인

3.2.1 착용 위치

본 연구는 스마트워치의 센서가 어떤 부분에 위치하느냐에 따라 혈관의 밀도와 크기, 위치 등이 신호 크기에 변화가 나타날 수 있어 7가지 위치에서의 맥박 신호 변화를 측정하였다. 센서의 위치 이동의 주요 원인은 착용자의 동작으로 이는 땀이나 이물질이 쌓일 시 센서와 피부 사이의 마찰 계수를 낮춰 움직임을 통한 센서 위치 변화를 더욱 쉽게 만든다(Derler, Rossi, & Rotaru, 2014). 중앙 위치는 팔목에서 PPG 신호가 실험적으로 가장 잘 측정된 척골 동맥을 기준으로 잡았으며, 이를 중심으로 8mm 떨어진 6개 주위 부분에서 PPG 신호를 측정하였다.⁵⁾ 각 착용 위치는 7개의 착용점을

5) 스마트워치를 착용했을 때 8mm 위치 이동은 충분히 일어날 수 있는 거리로 판단되어 설정함.

위에서 아래로, 왼쪽에서 오른쪽 순으로 설정하여 번호를 매겼으며 추후 신호 결과 분석은 착용 위치를 번호로 대체한다.

3.2.2 착용 각도

스마트워치 착용 후, 손목이 바닥에 닿거나 사용자에게 따라 혈렁하게 사용하는 경우에 피부와 센서가 닿는 각도가 크게 달라질 수 있다. 피부 접촉면을 기준으로 각도 계산은 총 5가지 각도($0, \pm 8^\circ, \pm 20^\circ$) 기준으로 측정하였다. $\pm 8^\circ$ 의 각도 변화는 평상시 도보에서 일어날 수 있는 각도이며, $\pm 20^\circ$ 는 사격 자세나 포복 시 생길 수 있는 큰 각도 변화를 대표하는 값으로 설정하였다.

3.2.3 착용 압력

착용 압력에 따른 PPG 신호 측정은 센서와 피부의 밀착 정도에 따른 신호 변화로 평소에 PPG 센서에 가벼운 압력을 가해지지만, 병사의 자세와 상황에 따라 그 압력의 크기가 커질 수 있다. 이렇게 피부에 가해지는 압력은 피부 아래에 있는 혈관을 눌러서 그 흐름을 방해하여 신호에 영향을 줄 수 있다. 본 연구는 세 가지 착용 압력(5kPa, 15kPa, 50kPa)에서 PPG를 측정하였다. 5kPa의 압력은 센서를 부드럽게 올려놓은 정도의 압력이며, 15kPa은 일상생활에서 살짝 눌린 정도의 압력, 50kPa은 그 부분이 집중적으로 강하게 눌린 경우를 대표하는 압력으로 설정되었다.

3.2.4 땀의 여부

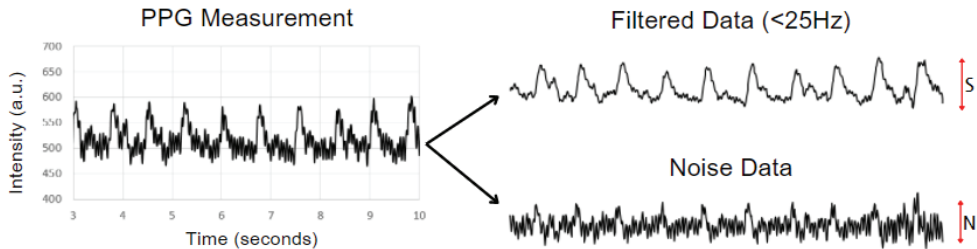
실제 스마트워치를 착용하는 훈련이나 전시 상황에서 PPG 센서와 피부 사이에 각종 이물질(예 : 흙, 땀, 빗물)이 영향을 미칠 수 있으며 땀은 피부에서 직접 생성되어 센서와 피부 사이에 쉽게 위치할 수 있다. 특히, 땀은 대부분이 물로 이루어진 염류 용액으로 PPG의 광원인 LED와 반응하는 광학적 특성을 고려하여 본 연구는 땀 대신 물을 피부와 센서 사이에 위치시켜서 실험하였다(e.g., El-Zaiat, 2003).

3.3 신호 대 잡음 비(SNR, Signal to Noise Ratio) 계산

PPG는 실제 원하는 유용한 신호뿐 아니라 잡음이 같이 측정하게 되어 잡음 크기가 유용한 신호 크기와 비슷하게 되면 주요한 파형에 관한 특징 추출이 어려워 생체 신호(혈압, 스트레스) 추정 정확도가 낮아진다. 따라서 신호의 질은 유용한 신호와 잡음의 크기 비율인 신호 대 잡음 비(SNR)로 산출한다(Yamakoshi et al., 2015).

$$SNR = \frac{P_{signal}}{P_{noise}} = \left(\frac{A_{signal}}{A_{noise}} \right)^2 \quad (1)$$

본 연구는 측정 데이터를 토대로 저역통과필터(Low Pass Filter)를 적용하여 잡음과 유용한 신호를 분리하여 신호 대 잡음 비를 계산하였다. PPG 측정 신호의 잡음 분리 결과, 신호의 크기와 잡음의 크기 비율로 그 값이 클수록 신호의 질이 우수하다는 것을 의미한다.



1차 저역통과필터를 라플라스 변환으로 표현하면 Equation 2와 같다(Razavi, 2020). 해당 식에서 X (입력 신호), Y (출력 신호), τ (필터의 시간 상수(time constant))를 의미하며, RC 회로에서는 $\tau = RC$ 이다. R 은 해당 회로에 사용된 저항 값이고, C 는 해당 회로에 사용된 축전기의 정전용량 값이다. 시간 상수(time constant)는 RC 회로에서 직류 전원이 가해졌을 때 축전기의 충전 전압이 가해진 직류 전원에 관한 전압의 63.2%까지 충전되는 데 걸리는 시간이며, s 는 라플라스 변환 변수를 나타낸다.

$$\frac{Y}{X} = \frac{1}{\tau s + 1} \quad (2)$$

이를 t_s 라는 샘플링 주기(sampling period)를 갖도록 샘플링하여 이산적인 형태로 표현했을 때의 n 번째 신호는 Equation 3과 같다.⁶⁾ 여기서 y_{n-1} 과 y_n 은 각각 $n-1$ 번째 출력 신호와 n 번째 출력 신호이고, x_n 은 n 번째 입력 신호이며, τ 는 Equation 2에서와 마찬가지로 필터의 시간 상수, t_s 는 샘플링 주기(sampling period)를 의미한다.

$$y_n = \frac{\tau}{\tau + t_s} y_{n-1} + \frac{t_s}{\tau + t_s} x_n \quad (3)$$

따라서 Equation 3의 형태로 차단 주파수(cutoff frequency)가 25Hz인 저역통과필터를 구성하였다. 선행 연구는 차단 주파수가 15Hz인 저역통과필터를 사용했으나, 본 실험은 해당 차단 주파수 설정에서 유용한 신호가 많이 분실되어 25Hz로 설정하였다(Yamakoshi et al., 2015). τ 는 차단 주파수의 역수인 0.04초, t_s 는 0.01초로 설정하여 필터를 구성하였다. 이런 과정을 통해 얻어진 유용한 신호

6) Wikimedia Foundation. (2023, November 6). Low-pass filter. https://en.wikipedia.org/wiki/Low-pass_filter

와 잡음의 평균 진폭을 사용하여 신호 대 잡음 비를 계산하여 각 요인에 따른 신호의 질을 평가하였다.

IV. 연구 결과

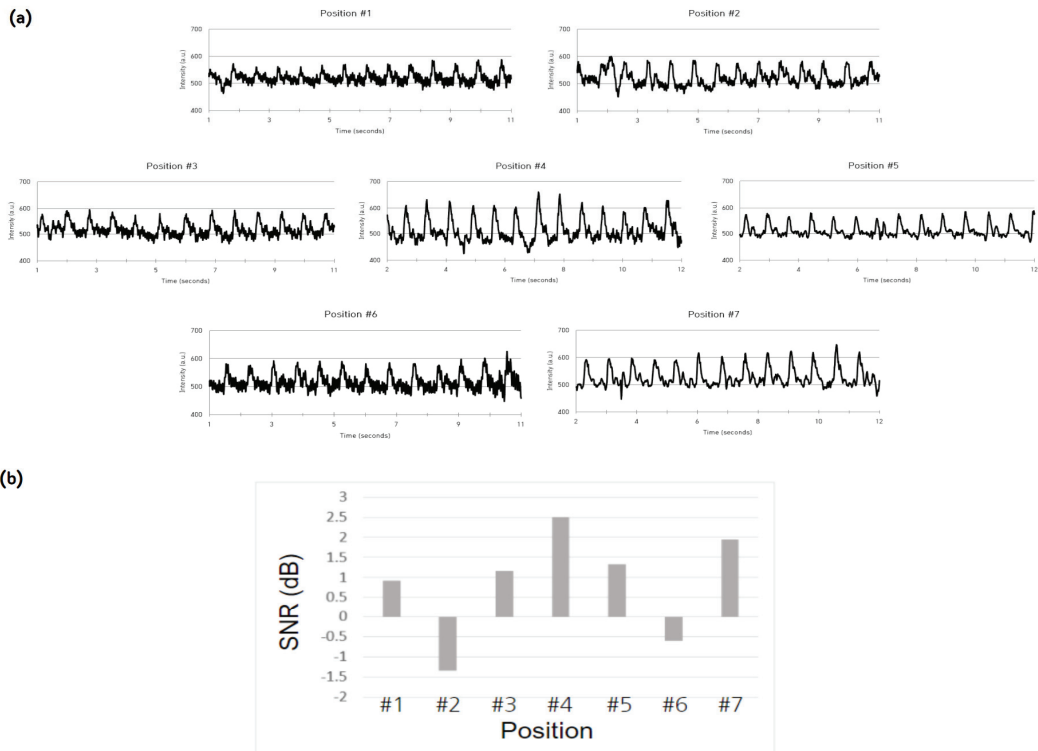
PPG의 작동 방식은 센서의 광원에서 나온 빛이 피부 밑에 있는 혈관에 반사되어 나오는 빛의 양으로 측정하므로 PPG 신호는 센서와 피부의 접촉 조건에 따라 크게 달라질 수 있다. 그래서 본 연구는 착용 위치, 착용 각도, 착용 압력 및 땀에 대한 PPG 신호 결과를 분석하였다.

4.1 착용 위치에 따른 PPG 신호 변화

Figure 5는 손목에서 위치별로 측정된 PPG 신호로 8mm의 작은 위치 이동에도 신호 질의 차이가 크게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 이는 8mm의 위치 이동만으로도 피부 밑에 있는 대상 혈관이 바뀌기 때문이며, 각 혈관이 피부와 얼마나 가까이 위치하는지, 혈관 크기가 PPG 신호에 영향을 미치게 된다. 즉, 혈관이 피부에 가까울수록 센서에서 발광된 빛이 피부를 통과하는 경로 길이가 줄어들어 그 감쇠량이 줄어들어 신호의 크기가 커지게 된다. 또한 혈류의 크기에 따라 심장 박동에 따른 혈관 용적 변화가 달라진다. Armañac-Julián et al.(2022) 연구는 PPG 신호가 이마나 귓불, 손가락 등 신체 부위 별로 달라질 수 있다는 연구결과를 제시하였다.

또한, PPG 신호 측정결과에서 신체 부위가 달라지지 않더라도 같은 손목 위에서 8mm 정도 위치 이동으로 대상 혈관의 변화는 PPG 신호의 질에 영향을 미쳤다. 신호 대 잡음비가 가장 높은 4번과 7번 위치의 PPG 신호는 파형이 뚜렷하게 나타났으며, 이러한 극값들 사이의 시간과 상대 크기는 다양한 생체 정보 계산 과정에서 중요한 역할을 한다. 신호 대 잡음비가 가장 낮은 2번과 6번 위치의 PPG 신호에서 각 주기별 최고점을 구분할 수 있으나 세부적인 극값의 위치와 크기를 알 수 없을 정도로 유용한 신호가 잡음에 겹치는 현상을 확인할 수 있다.

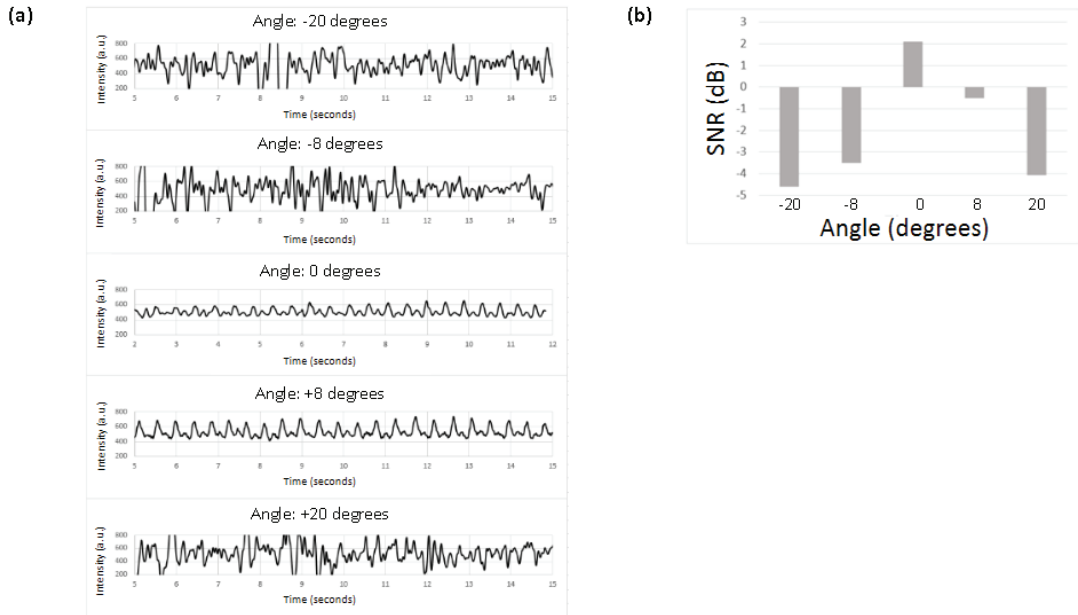
7) 심장 박동 주기를 보여주는 가장 높은 정점 외에도 PPG 신호가 가져야 하는 부수적인 여러 국부 고점과 저점을 의미함.



〈Figure 5〉 Summary of PPG signal and Signal-to-Noise Ratio towards positions of wearable smartwatch

4.2 착용 각도에 따른 PPG 신호 변화

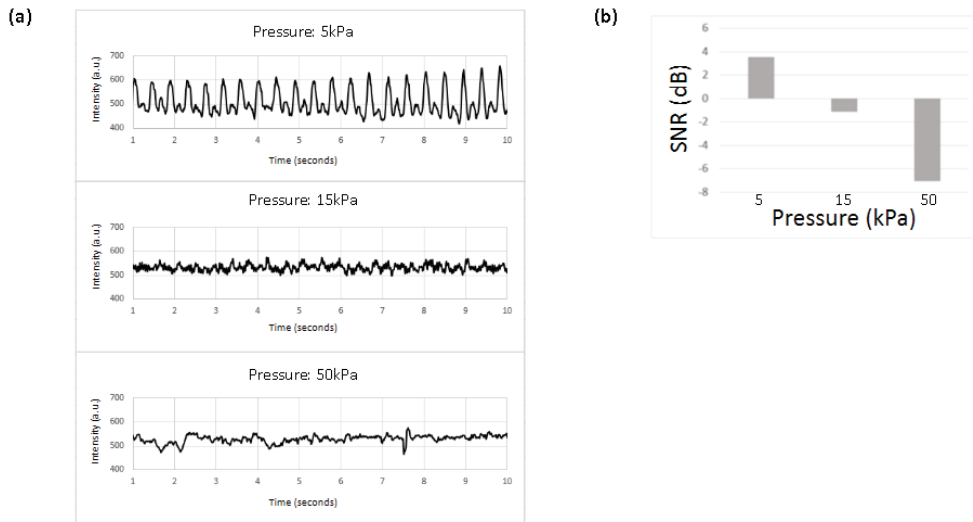
착용 각도별로 측정된 PPG 신호를 살펴보면, 착용 위치가 달라짐에 따른 대상 혈관이 바뀌는 것과 같은 원리로 각도 별로 센서에서 나온 빛이 반사되는 대상 혈관이 달라지기 때문에 PPG 신호가 바뀌게 된다(Figure 6). 손목이 접한 이상적인 각도에서 측정하면 신호 대 잡음비가 2dB 정도로 나타났으나, 각도가 생김에 따라 신호의 질이 낮아지는 것을 확인할 수 있었다. 신호 대 잡음 비에서 음의 값은 신호의 크기가 잡음의 크기보다 작음을 의미하며, 각도의 방향별로 대상 혈관이 다르기 때문에 0°를 기준으로 대칭적인 신호의 질을 갖지 않았다.



〈Figure 6〉 Summary of PPG signal and Signal-to-Noise Ratio towards angles of wearable smartwatch

4.3 착용 압력에 따른 PPG 신호 변화

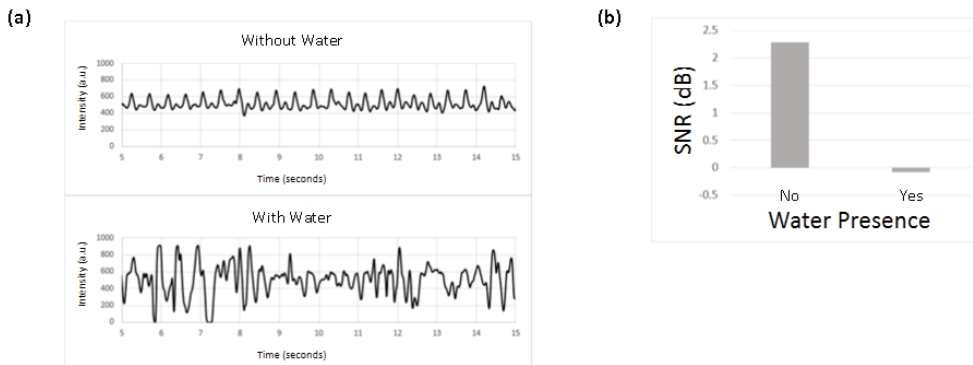
Figure 7은 착용 압력별로 측정된 PPG 신호 결과로 압력이 가해질수록 신호의 질이 떨어지는 것을 확인할 수 있다. 일반적으로 압력이 가해지면 혈관과의 거리가 가까워져서 신호의 질이 향상될 수 있으나 혈관에 압력이 전달되고 흐르는 혈류가 오히려 줄어들어 신호의 크기가 작아지는 것으로 나타났다. 결국 강한 압력을 가했을 때뿐만 아니라 평상시에 손목이 눌리면 충분히 가해질 수 있는 압력에서도 PPG 신호에서 파형 식별이 가능하지 못하며, 착용 압력 요인이 신호의 질 저하에 미치는 영향이 크다는 것을 알 수 있다.



〈Figure 7〉 Summary of PPG signal and Signal-to-Noise Ratio towards pressures of wearable smartwatch

4.4 땀에 의한 PPG 신호 변화

땀 여부에 따른 PPG 신호 측정 결과(Figure 8), 시간에 따른 PPG 신호를 살펴보면 마른 평상시 피부의 경우 PPG 신호의 파형이 균일하게 측정되었다(a). 젖은 피부 위의 신호는 일정한 파형 식별이 어려울 수준으로 신호의 질이 떨어지는 것으로 나타났다. 신호 대 잡음비 계산 결과도 땀이 없는 경우에 2dB로 나왔지만, 물이 피부와 센서 사이에 위치한 경우에 신호 대 잡음 비가 음의 값으로 나왔다. 즉, 젖은 피부에서 유용한 신호의 크기보다 잡음의 크기가 더 크게 나타나 땀의 여부가 PPG 신호에 악영향을 미치며 추가적 수층으로 인한 빛의 감쇠와 분산이 발생한 것으로 예상할 수 있다.



〈Figure 8〉 Summary of PPG signal and Signal-to-Noise Ratio towards sweat presence of wearable smartwatch

V. 결론 및 논의

본 연구는 군용 스마트워치 도입 및 활용 시 발생할 수 있는 맥박 측정의 오차 요인을 훈련 및 전투 중에 발생할 수 있는 스마트워치의 착용점을 중심으로 PPG 센서 데이터가 손목 위 다양한 착용 요인에 의해 착용점 변화에 따른 신호 변화를 실험을 통해 측정하였다. 특히, 착용점 변화를 손목에서의 위치, 손목과 이루는 각도와 압력, 높이 등을 바꾸며 혈류량을 측정하고, 이물질 여부(예 : 땀)에 대한 신호도를 측정하였다. 실험결과, 스마트워치 착용자의 손목 위치에서 8mm의 작은 변위에도 불구하고 신호의 질이 크게 달라지는 것을 신호 대 잡음비를 계산해 정량분석으로 검증함으로써 실제 상황에서 생길 수 있는 착용 압력 변화에 따른 신호의 질 저하를 예상할 수 있다.

Factors	Parameters	Signal Quality (best, worst values)	Improvement related to measures
Position	Wrist, 5mm spacing, 7 positions	(2.5dB, -1.3dB)	- Multi-sensor integration: Compensating for signal degradation due to the positional changes of individual sensors with values from other sensor locations. - Flexible sensor: Utilizing flexible PPG sensors that can be comfortably worn on various parts of the body, in addition to the wrist, for multi-sensor application. - Skin-adhesive sensor: Preventing sensor displacement by adhering to the skin.
Angle	0, $\pm 8^\circ$, $\pm 20^\circ$	(2.1dB, -4.6dB)	- Multi-sensor integration: Compensating for signal degradation due to the angle changes of individual sensors with values from other sensor locations. - Skin-adhesive sensor: Preventing change in angle by adhering to the skin.
Pressure	5, 10, 50 kPa	(3.5dB, -7.0dB)	- Multi-sensor integration: Compensating for signal degradation due to the pressure changes of individual sensors with values from other sensor locations. - Flexibility sensor: Alleviation of pressure concentration on sensor parts by deforming with the skin.
Sweat	Dry/Sweat	(2.3dB, -0.1dB)	- Multi-sensor integration: Compensating for signal degradation due to the presence of sweat on individual sensors with values from other sensor locations. - Skin-adhesive sensor: Blocking foreign substances between the sensor and the skin.

¶ Note. Measurement results and parameters in experiments of PPG signal with wearable smartwatch (see also in Appendix 2)

실험 분석결과를 토대로 본 연구는 사용자의 움직임과 이물질에 의한 PPG 신호의 질 저하 요인 문제를 정성적인 수치로 제시하였으며, 기술적 해결방법 접근으로 (1) 다중 센서 통합을 통한 신호

정밀도 개선, (2) 다양한 신체 부위에 부착을 위한 신축성 센서 기술, (3) 피부와의 일관된 접촉 조건을 위한 피부 접착식 센서에 관한 개선방안을 제안하였다.

첫째, 본 연구는 실험을 통해 착용 위치와 각도, 압력, 땀에 의한 PPG 신호의 질 저하를 밝혔으며, 이를 개선하기 위해 전반적으로 관련 데이터에서 충분한 표본 추출량을 확보하고, 데이터 후처리 방식으로 신호의 편차를 줄이는 다중 센서 통합 방법을 제안한다. 특정한 신체 부위에 따라 혈류량 측정이 용이하거나 움직임에 따라 신호가 안정적이지 못할 수 있다(Nardelli et al., 2020). 예를 들어 스마트워치가 착용되는 손목은 우리 몸에서 높은 변형률 범위를 갖고 있어 다른 부위에서 동시다발적 측정으로 PPG 값을 보정할 필요가 있다(Lee et al., 2022). 그래서 해당 방법은 다른 신체 부위(귀, 배, 어깨, 허리 등)에 붙여 동시에 PPG 신호를 측정하여 여러 센서 값을 통합함으로써 신호의 정확도와 정밀도를 높일 수 있을 것이다. Chan et al.(2019)은 실제 손과 귀에서 각각 PPG 데이터를 추출 후에 복합적 계산을 통해 각 센서가 부족한 부분을 다른 센서가 보완하여 정밀도 높은 혈관 상태 모니터링을 제시하였다. 다만, 이 방법은 여러 신체 부위에 각각 센서를 위치해야 하므로 전력 문제가 발생할 수 있어 PPG에 사용되는 LED의 사용 전력뿐 아니라 측정에 필요한 회로 구동 전력을 줄이는 초저전력 PPG 관련 연구가 활성화되고 있다(Ebrahimi & Gosselin, 2023).

둘째, 웨어러블 스마트워치 착용 시 PPG 신호의 질 저하를 사전에 방지할 수 있도록 착용의 편안함과 힘 분산이 가능한 신축성 센서 활용이 필요하다. 본 연구는 착용 위치와 압력의 변화로 신호의 질 저하 현황을 밝혔다. 예를 들어 해당 장치는 사용자가 손목에 착용하면서 딱딱한 센서 부위에 대한 불편함으로 지속적으로 움직이거나 다소 느슨하게 밀착하여 측정 오류가 발생할 수 있다. 착용 압력의 경우도 센서가 딱딱한 인쇄 회로 기판 위에 집적되어 있어 외부 압력이 가해졌을 시 압력이 센서에 집중되는 문제가 나타날 수 있다. 그래서 기기의 광원 자체는 신축성을 가지지 않지만, 그 기판과 상호 연결 전극을 신축성 전도체를 사용하여 전체적으로 구조적 신축성을 확보할 필요가 있다. 즉, 착용자의 불편함을 감소하면서 PPG 측정의 정확성을 높이기 위해 신축성 센서의 발전이 필수적이다(Liu et al., 2017). 현행 PPG 측정방식은 광센서에서 나오는 작은 신호를 회로 증폭기를 통해 증폭하므로 회로 기판의 작은 저항 변화도 같이 증폭되어 잡음이 커질 수 있다. 그래서 군용으로 신축성 센서를 활용하기 위해 일상생활에서 생기는 피부 변형률뿐 아니라 역동적인 움직임과 높은 압력에서도 하드웨어가 고장 없이 작동할 수 있도록 신축성 기판의 전기적 흐름이 높은 변형률에서 끊기지 않으며, 압력이 가해졌을 때 저항 변화가 적어야 한다.

끝으로 향후에는 피부 접착식 센서를 활용하여 PPG 측정 오차 개선방안으로 고려할 수 있다. PPG 신호의 질은 피부와 센서 사이에 접착력 부족으로 착용 위치와 각도, 땀의 영향을 받게 된다. 만약 센서와 피부가 충분한 접착력으로 붙어 있으면, 접착력을 이기는 힘이 작용하지 않는 이상 착용 위치와 각도가 변하지 않을 것이며, 피부와 센서가 접착되면 땀이 위치할 수 있는 공간 자체가 없어진다. 따라서, 피부 접착식 센서는 PPG 신호의 질 저하에 끼치는 다양한 요인을 후처리가 아닌 측정 단계에서 제거할 수 있다. 이런 측면에서 피부와 잘 붙는 생체접착성 폴리머의 연구가 활발히

진행되고 있다(Xiong et al., 2021). 하지만 피부 접촉식 센서를 군에 도입하기 위해서 신축성 센서와 같이 역동적인 움직임과 극한 환경에서 고장이 나지 않고 작동해야 할 것이다.

본 연구는 다양한 웨어러블 센서 종류 중에서 PPG 센서의 측정 오차 및 기술적 개선방안을 제시하였다. 우리 군은 생체 신호 측정 기술을 활용하여 지휘관이 병사의 실시간 건강 상태를 점검하면서 지속적으로 관리하여 이상 시 즉각 조치할 수 있어 비전투손실을 사전에 방지하고, 극한 환경에서의 전투력을 유지할 수 있을 것이다. 단, 본 연구는 육군 소속의 한 명의 병사를 대상으로 실험을 진행하여 실제 훈련 및 작전 운영 환경을 고려할 수 있도록 개인적 특성 외에 집단의 영향을 감안한 연구설계의 확장이 요구된다. 예를 들어 생명의 위협 수준이 높은 적의 포격 후에 외상 후 스트레스장애(PTSD) 요인이나 전쟁 초기 장병의 심리적 상태(Lee, S. B., 2017) 등을 고려한 신체적 변화에 따른 PPG 신호 변화를 연구할 필요가 있다. 게다가 향후 군의 생체 데이터 측정과 활용 수준 제고를 위해서 병사의 건강 및 상태를 정확하게 파악할 수 있도록 웨어러블 형태에서 PPG 센서 외에도 다중 모달 센서(호흡 및 발성 측정 센서, 땀 분석 센서 등) 도입이 필요할 것이다(Bariya, Nyein, & Javey, 2018). 그래서 추후 연구는 이런 다중 모달 센서를 고려한 PPG 신호 변화 측정(Lee, Lee, Wei, & Park, 2022)의 실험설계를 추진할 필요가 있다.

Acknowledgements

This work was supported from ROKA T&E Group in 2023. 이 논문은 2023년도 육군 시험평가단의 지원을 받아 수행된 연구임.

Declaration of Conflicting Interests

The authors declared no potential conflicts of interest with respect to the research, authorship, and/or publication of this article.

Author contributions

Conceptualization, Literature review: RD, HC, and MS, Investigation and Methodology: RD, HC, and MS, Writing (Original Draft): RD, HC, MS, and KK, Project administration and Supervision: KK and LJ.

Reference

- Almarshad, M. A., Islam, M. S., Al-Ahmadi, S., & BaHammam, A. S. (2022). Diagnostic features and potential applications of PPG Signal in Healthcare: A systematic review. *Healthcare*, 10(3), 547. <https://doi.org/10.3390/healthcare10030547>
- Armañac-Julián, P., Kontaxis, S., Rapalis, A., Marozas, V., Laguna, P., Bailón, R., Gil, E., & Lázaro, J. (2022). Reliability of pulse photoplethysmography sensors: Coverage using different setups and body locations. *Frontiers in Electronics*, 3, 1-11. <https://doi.org/10.3389/felec.2022.906324>
- Bariya, M., Nyein, H. Y., & Javey, A. (2018). Wearable sweat sensors. *Nature Electronics*, 1(3), 160–171. <https://doi.org/10.1038/s41928-018-0043-y>
- Chan, Cooper, Hosanee, Welykholowa, Kyriacou, Zheng, Allen, Abbott, Lovell, Fletcher, & Elgendi. (2019). Multi-site photoplethysmography technology for Blood Pressure Assessment: Challenges and Recommendations. *Journal of Clinical Medicine*, 8(11), 1827. <https://doi.org/10.3390/jcm8111827>
- Derler, S., Rossi, R., & Rotaru, G. M. (2014). *Understanding the variation of friction coefficients of human skin as a function of skin hydration and interfacial water films*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology, 229(3), 285–293. <https://doi.org/10.1177/1350650114527922>
- Ebrahimi, Z., & Gosselin, B. (2023). Ultralow-power photoplethysmography (PPG) sensors: A methodological review. *IEEE Sensors Journal*, 23(15), 16467–16480. <https://doi.org/10.1109/jsen.2023.3284818>
- El-Zaiat, S. Y. (2003). Interferometric determination of refraction and dispersion of human blood-serum, saliva, sweat and urine. *Optics & Laser Technology*, 35(1), 55-60. [https://doi.org/10.1016/s0030-3992\(02\)00144-5](https://doi.org/10.1016/s0030-3992(02)00144-5)
- Ghosh, S., Banerjee, A., Ray, N., Wood, P. W., Boulanger, P., & Padwal, R. (2016). *Continuous blood pressure prediction from pulse transit time using ECG and PPG Signals*. 2016 IEEE Healthcare Innovation Point-Of-Care Technologies Conference (HI-POCT). <https://doi.org/10.1109/hic.2016.7797728>
- Jang, B. J., Cho, J. H., Kim, D. H., & Park, K. W. (2023). Development of an IMU-based Wearable Ankle Device for Military Motion Recognition. *Journal of Intelligence and Information Systems*, 29(2), 23-34. <https://doi.org/10.13088/jiis.2023.29.2.023>
- Jong, G. J., Aripriharta, & Horng, G. J. (2017). The PPG physiological signal for heart rate variability

- analysis. *Wireless Personal Communications*, 97(4), 5229–5276. <https://doi.org/10.1007/s11277-017-4777-z>
- Kim, D. H. (2023). A Study on the Development Direction of Weapon Systems Using Wearable Devices for Future Military Combatants. *Journal of Korea Academia-Industrial cooperation Society*, 24(2), 576-582. <https://doi.org/10.5762/KAIS.2023.24.2.576>
- Lee, G. H., Kang, H., Chung, J. W., Lee, Y., Yoo, H., Jeong, S., Cho, H., Kim, J.-Y., Kang, S.-G., Jung, J. Y., Hahm, S. G., Lee, J., Jeong, I.-J., Park, M., Park, G., Yun, I. H., Kim, J. Y., Hong, Y., Yun, Y., ... Choi, B. K. (2022). Stretchable PPG Sensor with light polarization for physical activity-permissible monitoring. *Science Advances*, 8(15). <https://doi.org/10.1126/sciadv.abm3622>
- Lee, S. B. (2017). A Study on the Psychological Stability of Soldiers in the Early Stage War and Improvement Plan to Uplift Fighting Spirit. *Korea Journal of Military Affairs*, 1, 181-218. <https://doi.org/10.33528/kjma.2017.06.1.181>
- Lee, S. M., Lee, M. R., Wei Qun, & Park, H. J. (2022). Development of a Multi-Modal Physiological Signals Measurement-based Wearable Device for Heart Sounds Analysis. *JOURNAL OF KOREA MULTIMEDIA SOCIETY*, 25(9), 1251-1256. <https://doi.org/10.9717/kmms.2022.25.9.1251>
- Liu, Y., Pharr, M., & Salvatore, G. A. (2017). Lab-on-skin: A review of flexible and Stretchable Electronics for wearable health monitoring. *ACS Nano*, 11(10), 9614–9635. <https://doi.org/10.1021/acsnano.7b04898>
- Namvari, M., Lipoth, J., Knight, S., Jamali, A. A., Hedayati, M., Spiteri, R. J., & Syed-Abdul, S. (2022). Photoplethysmography enabled wearable devices and stress detection: A scoping review. *Journal of Personalized Medicine*, 12(11), 1792. <https://doi.org/10.3390/jpm12111792>
- Nardelli, M., Vanello, N., Galperti, G., Greco, A., & Scilingo, E. P. (2020). Assessing the quality of heart rate variability estimated from wrist and finger PPG: A novel approach based on cross-mapping method. *Sensors*, 20(11), 3156. <https://doi.org/10.3390/s20113156>
- Razavi, B. (2020). The Z-transform for analog designers [the analog mind]. *IEEE Solid-State Circuits Magazine*, 12(3), 8–14. <https://doi.org/10.1109/mssc.2020.3002137>
- Sarhaddi, F., Kazemi, K., Azimi, I., Cao, R., Niela-Vilén, H., Axelin, A., Liljeberg, P., & Rahmani, A. M. (2022). A Comprehensive Accuracy Assessment of Samsung Smartwatch Heart Rate and Heart Rate Variability. *PLoS One*, 17(12), e0268361. <https://doi.org/10.1101/2022.04.29.22274461>
- Seo, H., & Jeong, S. (2022). Improvement of combat readiness for Republic of Korea Army. *Journal of Advances in Military Studies*, 5(3), 131-153. <https://doi.org/10.37944/jams.v5i3.172>

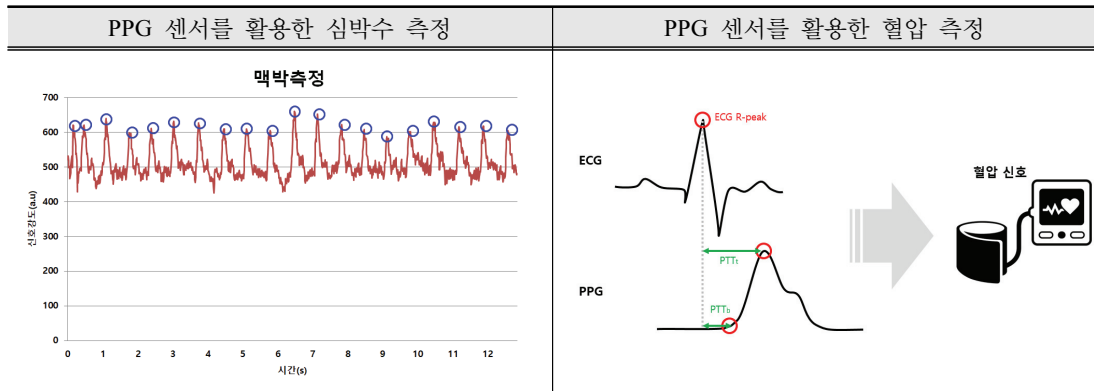
- Won, K., Kim, Y., Kim, M., Ha, T., Lee, Y., & Lee, H. (2021). Future and development direction (21-35) of M&S for building up to the hyper-army in Republic of Korea Army: Focusing on fostering high-tech armed forces. *Journal of Advances in Military Studies*, 4(2), 37-58. <https://doi.org/10.37944/jams.v4i2.113>
- Xiong, Y., Zhang, X., Ma, X., Wang, W., Yan, F., Zhao, X., Chu, X., Xu, W., & Sun, C. (2021). A review of the properties and applications of bioadhesive hydrogels. *Polymer Chemistry*, 12(26), 3721–3739. <https://doi.org/10.1039/d1py00282a>
- Yamakoshi, T., Lee, J., Matsumura, K., Yamakoshi, Y., Rolfe, P., Kiyohara, D., & Yamakoshi, K. (2015). Integrating sphere finger-photoplethysmography: Preliminary investigation towards practical non-invasive measurement of blood constituents. *PLoS One*, 10(12). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0143506>

원 고 접 수 일 2023년 12월 01일

원 고 수 정 일 2024년 04월 01일

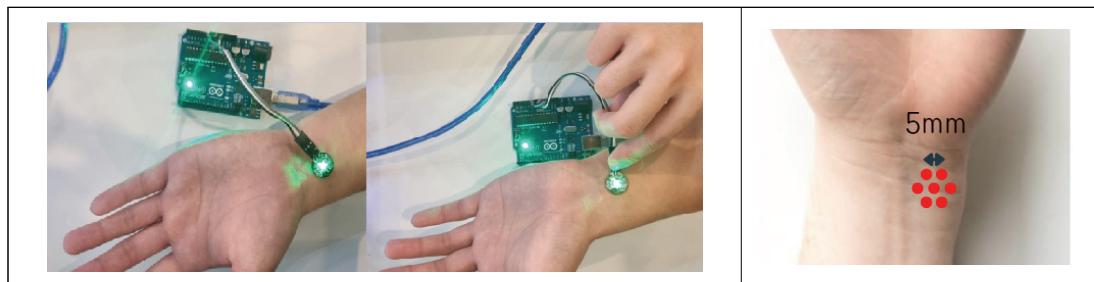
게 재 확 정 일 2024년 04월 30일

〈부록 1〉

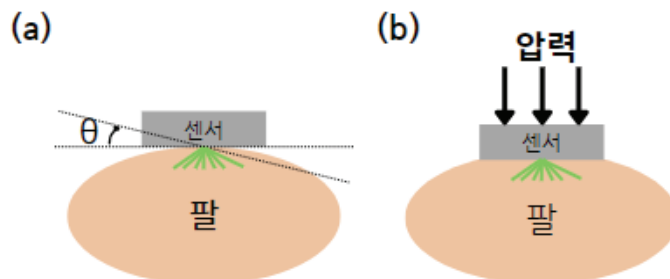


〈부록 2〉

다양한 위치에서 PPG 센서를 이용한 맥박 측정



PPG 센서의 다양한 착용점 요인



- (a) 팔 중앙과의 접선을 기준으로 착용각도의 측정,
 (b) 접선 기준 수직 움직임에 대한 압력도 신호 변화

군용 스마트워치의 광 혈류 측정 오차 문제

라동엽* · 한찬규** · 문성호*** · 김강민**** · 이종화*****

국문초록

軍에 웨어러블 기기를 도입하면서, 군인들은 웨어러블 기기를 통해 서로의 건강 상태를 체크하고 작전 수행을 진행하게 된다. 이러한 상황에서 군용 스마트워치의 생체 신호 데이터 측정 오차는 군인들의 안전과 생존에 큰 영향을 끼칠 수 있다. 광 혈류 측정(Photoplethysmograph; PPG) 오차는 다양한 요인에 의해 발생할 수 있다. 사용자의 신체 조건, 착용 위치, 환경 조건 등이 광 혈류 측정 오차에 영향을 미칠 수 있다. 특히, 군인은 강도 높은 훈련과 작전 수행으로 인해 맥박이 급격하게 변할 수 있다. 이러한 상황에서 광 혈류 측정 오차가 발생할 경우, 군인의 건강 상태를 정확하게 파악하는 데 어려움이 발생할 수 있다. 따라서, 웨어러블 기기를 이용한 광 혈류 측정 기능 개선은 전장에서 군인들의 정확한 건강 상태 측정과 생존력 향상, 작전 수행력 향상에 큰 영향력을 지니므로 이에 관한 연구 및 개발이 필요하다. 이를 바탕으로 본 연구에서는 스마트워치에서 광 혈류 측정 오차가 발생할 수 있는 요인과 이에 따른 오차 정도를 확인하고, 나아가 이를 개선하기 위한 방안에 대해 논의한다.

주제어 : 아미 타이거 4.0, 웨어러블 기기, 군용 스마트워치, 광 혈류 측정 오차, 생체 신호 데이터

* (제1저자) 육군본부 시험평가단, 상병, rdyeob98@naver.com, <https://orcid.org/0009-0002-1524-6858>.

** (공동저자) 육군본부 시험평가단, 상병, pos990500@hanmail.net, <https://orcid.org/0009-0000-6750-3604>.

*** (공동저자) 육군본부 시험평가단, 병장, byul3325@naver.com, <https://orcid.org/0000-0002-3639-4692>.

**** (공동저자)육군본부 시험평가단, 중령, kkm8792733@gmail.com, <https://orcid.org/0009-0005-1155-1793>.

***** (교신저자) 육군본부 시험평가단, 준장, 31tank007@naver.com, <https://orcid.org/0000-0001-8094-4594>.