

## 모니터링 정확도와 운용 강건성을 고려한 개인전투체계용 착용형 생체센서 어레이의 최적 위치 분석

하슬기<sup>1)</sup> · 박상현<sup>1)</sup> · 임현철<sup>1)</sup> · 백승호<sup>2)</sup> · 김도경<sup>2)</sup> · 윤상희<sup>\*1)</sup>

<sup>1)</sup> 인하대학교 기계공학과

<sup>2)</sup> LIG넥스원(주) C4I 연구소

### Analysis of the Optimal Location of Wearable Biosensor Arrays for Individual Combat System Considering Both Monitoring Accuracy and Operational Robustness

Seulki Ha<sup>1)</sup> · Sangheon Park<sup>1)</sup> · Hyeoncheol Lim<sup>1)</sup> · Seung Ho Baek<sup>2)</sup> ·  
Do-Kyoung Kim<sup>2)</sup> · Sang-Hee Yoon<sup>\*1)</sup>

<sup>1)</sup> Department of Mechanical Engineering, Inha University, Republic of Korea

<sup>2)</sup> C4I Research Center, LIG Nex1, Republic of Korea

(Received 28 December 2018 / Revised 15 March 2019 / Accepted 29 March 2019)

#### ABSTRACT

Monitoring for the physiological state of a soldier is essential to the realization of individual combat system. Despite all efforts over the last decades, there is no report to point out the optimal location of the wearable biosensors considering both monitoring accuracy and operational robustness. In response, we quantitatively measure body temperature and heartrate from 34 body parts using 2 kinds of biosensor arrays, each of which consists of a thermocouple(TC) sensor and either a photoplethysmography(PPG) sensor or an electrocardiography(ECG) sensor. The optimal location is determined by scoring each body part in terms of signal intensity, convenience in use, placement durability, and activity impedence. The measurement leads to finding the optimal location of wearable biosensor arrays. Thumb and chest are identified as best body parts for TC/PPG sensors and TC/ECG sensors, respectively. The findings will contribute to the successful development of individual combat system.

Key Words : Optimal Location(최적 위치), Biosensor(생체센서), Individual Combat System(개인전투체계)

#### 기 호 설 명

$d$  : two-point threshold distance (mm)

$l$  : length of wire between electrodes (mm)

$T$  : temperature (°C)

$P$  : optimal position index

\* Corresponding author, E-mail: shyoon@inha.ac.kr

Copyright © The Korea Institute of Military Science and Technology

- $V_{ds}$  : gap voltage between diastolic and systolic (mV)
- $V_R$  : voltage of R amplitude (V)
- $w$  : perspiration wight ( $g \cdot m^{-2} \cdot h^{-1}$ )
- $\lambda$  : average extension ratio
- BT : body temperature
- ECG : electrocardiography
- HA : hand accessibility
- HR : heart rate
- IL : inter-electrode length
- PC : physical contact in motion
- PPG : photoplethysmography
- PW : perspiration weight
- SS : skin stretchability
- TC : thermocouple
- TP : tactile perception
- TPD : two-point discrimination

## 1. 서론

개인전투체계는 병사가 최상의 무기체계라는 인식 하에 병사의 치명성, 지휘통제 능력, 생존성, 임무지속성 및 기동성을 향상시킴으로써 미래 전장 환경에서 적보다 전투상의 우월성을 확보하는 것을 목적으로 하는 무기체계이다<sup>[1]</sup>. 개인전투체계 중 생존보호시스템은 전장 환경에서 개인병사의 생존성을 보장하고 전투력을 극대화하기 위해 환경 위협요소(온도, 바람, 화재 등), 전장 위협요소(탄도, 화염 및 열기, 화생방 등), 적의 감시 등으로부터 병사를 통합적으로 보호하는 것을 목적으로 하며 통합헬멧, 방탄복, 피아 식별기, 방독면, 보호의, 생체환경센서 등으로 구성된다. 이 중 생체환경센서를 통한 생체신호 모니터링은 전투 중 발생할 수 있는 위협에 대한 무자각적인 대응방안 중의 하나로 병사 생존성 향상의 핵심요소라 할 수 있다.

세계 각국에서는 미래병사체계 개발의 일환으로 생체신호 모니터링 관련 연구를 활발히 수행하고 있다. 먼저, 미국<sup>[2]</sup>은 체온, 심박, 발한, 수면 등을 측정할 수 있는 생체센서 어레이와 목소리 기반 심적 스트레스 감지기술을 개발하고 있고, 유럽연합<sup>[3]</sup>은 체온, 심박, 호흡, 발한 등의 측정을 통한 생체신호 모니터링을 시도하고 있으며, 영국<sup>[4,5]</sup>은 심박, 호흡, 혈압 등의 활력 징후를 감지하려고 노력 중이다. 또한 러시아<sup>[6]</sup>는 심박, 호흡 및 혈중 산소포화도 측정을 통해 병사 활력

징후 및 스트레스를 감지하는 기술을 개발 중이다. 현재까지 보고된 연구동향을 분석해 보면 다음과 같다. 첫째, 병사의 생리학적 상태를 파악하기 위해 체온, 심박, 호흡, 혈압 등을 포함한 수십 가지의 생체신호를 측정하며 그중 체온과 심박을 공통적으로 많이 사용한다. 심박을 측정하는 센서들 중에서도 특히, 심전도(electrocardiography, ECG)는 심박을 포함한 심장의 전기적 활동에 관한 많은 정보를 내포하고 있다. 또한, 광전용적맥파(photoplethysmography, PPG) 센서는 비침습적 측정방식이고 광원과 조도센서를 포함하는 단순한 구조를 가지고 있으며 사전에 별도의 조정 작업 없이 심박 및 혈압을 정확하게 측정하면서도 간단하게 측정할 수 있다는 장점을 가지고 있다. 따라서 인체에서 심박 정보를 측정함에 있어 ECG와 함께 널리 사용된다. 둘째, 세계 각국에서는 다양한 생체신호를 감지할 수 있는 착용형 생체센서의 성능개선과 집적화에 대한 연구에만 연구역량을 집중하고 있을 뿐 상기 착용형 생체센서 어레이의 운용 측면에서 중요한 최적 위치에 대한 연구는 거의 전무하다. 또한, 착용형 생체센서 어레이는 군수분야뿐만 아니라 민수분야(헬스케어, 피트니스 등)에도 널리 사용되고 있음을 고려할 때 부차위치의 최적화에 대한 연구는 필수적이며 큰 수요층이 있는 연구라고 할 수 있다.

본 연구에서는 2종류의 착용형 생체센서 어레이를 이용하여 Fig. 1의 인체 주요부위 34 곳에서 체온과 심박을 정량적으로 측정 및 분석한다. 첫 번째 생체센서 어레이는 열전대(thermocouple, TC) 센서와 PPG 센

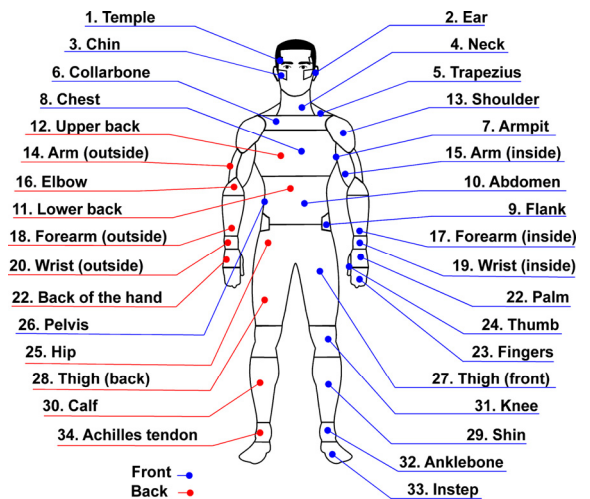


Fig. 1. 34 body parts for measurement

서로 구성되고, 두 번째 것은 TC 센서와 ECG 센서로 구성된다. 또한 인체 주요부위에 대해 사용 편의성, 부착 내구성, 행동 용이성에 대해 평가한다. 이를 통해 생체센서 어레이를 이용하여 병사의 생체신호를 모니터링 함에 있어 모니터링 정확도와 운용 강건성 측면을 고려한 최적 운용위치를 도출한다. 본 연구는 다음과 같은 특징을 가진다. 먼저, 개인전투체계용 착용형 생체센서 어레이의 최적 운용위치를 모니터링 정확도와 운용 강건성을 고려하여 결정한다. 둘째, 착용형 생체센서 어레이의 최적 운용위치를 체계적으로 결정할 수 있는 결정방법을 제시한다. 마지막으로, 체온과 심박 정보를 핵심 생체신호로 이용한다. 이는 타 국가의 연구동향과도 일치하기 때문에 추후 활용 가능성이 매우 높다고 할 수 있다.

## 2. 재료 및 방법

본 연구에서 개인전투체계용 부착형 생체센서 어레이의 최적 위치는 생체센서 어레이에 적용된 복수의 생체센서가 가지는 모니터링 정확도와 생체센서 어레이의 운용 강건성으로부터 결정했다. 먼저, 모니터링 정확도를 통해서 측정위치에 따른 생체 신호의 질을 평가했다. 이것을 위해서 기준 신호 대비 인체 주요부위에서 측정된 생체 신호의 크기를 비교하여 정량화한 후 모니터링 정확도로 반영했다. 다음으로, 상기 부착형 생체센서 어레이의 장시간, 안정적 운용을 위해서 인체 주요부위에 따른 생체센서 어레이의 운용 강건성을 평가한다. 본 연구에서는 부착형 생체센서 어레이의 운용 강건성을 사용 편의성, 부착 내구성 및 행동 용이성 측면에서 정량화하고 이를 최적 위치 결정에 반영했다. 착용형 생체센서 어레이의 최적 운용위치를 결정하기 위해 인체 주요부위의 체온, 심박, 손 접근성, 피부 촉지각, 발한량, 피부 신축성, 지면 및 총기와의 물리적 접촉, 전극 간 거리 등을 모든 실험대상자에 대해 동일한 환경 조건인  $25 \pm 3$  °C에서 측정하였다. 실험대상자는 21-30세 사이의 건강한 남성 20명이었고, 신장과 체중은 각각  $175.7 \pm 6.2$  cm,  $74.6 \pm 8.9$  kg이었다. 2017년 국민건강보험공단 건강검진통계에 따른 20대 남성의 평균 신장(173.8 cm)과 평균 체중(74.3 kg)과 실험대상자의 신장과 체중 측정값에 대해 student *t*-검정방법을 수행한 결과 *p* 값은 각각 0.22와 0.88이었고, 이는 유의수준 0.05보다 큰 값이었다.

따라서 본 연구의 실험대상자는 건강한 20대 남성으로써 유의함을 알 수 있다. Fig. 2a-b와 같이 체온은 TC 센서(Libelium, Spain)로 측정하였고, 심박은 PPG 센서(World Famous Electronics LLC, USA) 혹은 ECG 센서(Libelium, Spain)를 사용하였으며 두 종류의 심박센서와 체온 센서는 심박과 체온을 동시에 측정할 수 있는 두 종류의 어레이를 구성 하였다. 첫 번째 어레이는 PPG 센서와 TC 센서의 조합으로 두 센서 모두 측정을 위한 하나의 전극만을 사용하므로 대상 인체 부위에 나란히 부착하여 측정하였다. 두 번째 어레이는 ECG 센서와 TC 센서의 조합으로 ECG 센서는 PPG 센서와 TC 센서와는 다르게 측정에 세 개의 전극을 필요로 하며 양극과 음극 사이에는 심장이 존재해야 하기 때문에 음극과 접지용 전극은 해당 측정 부위에 TC와 함께 위치하며 양극은 심장 부근에 위치를 고정하여 측정하였다. 생체 신호 측정 시 생체센서 어레이를 측정 대상 인체부위에 부착하고 3분간 대기한 후 1분간 측정을 수행하고, 각 인체부위 당 측정횟수는 3회이었다. 또한 동잡음을 제거하기 위해 PPG 센서는 이동평균 필터<sup>[7]</sup>를 적용하였고, ECG 센서는 웨이브렛(wavelet) 변환<sup>[8]</sup>을 이용하였다. TC 센서의 경우, 측정 원리 상 동잡음에 둔감하기 때문에 별도의 신호처리 방법을 적용하지 않았다. 피부 촉지각은 Fig. 2c와 같이 두점 식별법(Two-Point Discrimination, TPD)<sup>[9]</sup> 임계치, *d*를 측정하여 정량화했다. 이 때 TPD 임계치, *d*는 측정 대상 인체 부위에 대해 디바이더의 양 끝

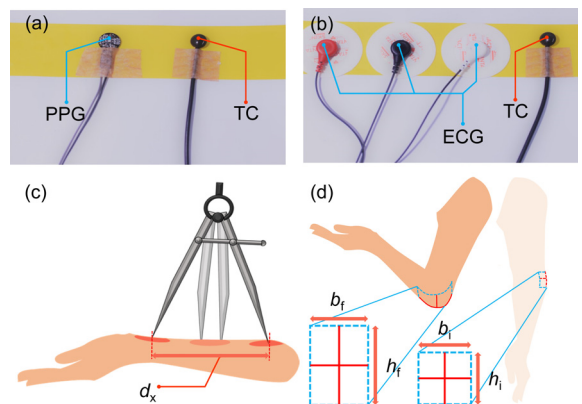


Fig. 2. Experimental apparatus and methods. (a) Biosensor array I. (b) Biosensor array II. (c) Two-point discrimination. (d) Skin stretchability measurement

거리를 조절하면서 실험대상자의 피부에 자극을 가해 주면서 실험대상자가 자극 점을 두 점으로 인식하는 최소거리이다. 인체 각 부위의 피부 신축률은 Fig. 2d와 같이 해당 부위의 굽힘이 없는 상태와 최대 굽힘이 있는 상태 사이의 길이 변화를 비교하여 계산했다. 먼저, 측정 대상 인체 부위를 굽힘이 없는 상태로 한 후 피부에 10 mm × 10 mm 크기의 십자 기호를 잉크로 표시했다. 다음으로 상기 인체 부위를 최대로 굽힌 상태에서 변형된 십자 기호의 본을 테이프로 뜨는 방법으로 변형된 십자 기호의 크기를 측정했다. 십자가의 변형 전 가로, 세로 길이를  $b_i, h_i$ 라고 하고 변형후의 가로, 세로길이를  $b_f, h_f$ 라고 하면, 피부 신축률  $\lambda$ 는 식 (1)과 같이 계산한다.

$$\lambda = |(b_f - b_i) / b_i| + |(h_f - h_i) / h_i| / 2 \quad (1)$$

### 3. 위치 지수 계산

착용형 생체센서 어레이의 최적 운용위치 지수 계산은 모니터링 정확도 점수와 운용 강건성 점수를 통해 계산한다. 점수의 정량화 방법으로 각 세부 지수마다 1-3점이 부여되도록 측정 및 조사로 얻어진 데이터에 정규화 기법을 사용한다. 먼저 모니터링 정확도 점수는 3종 생체센서 별 각 인체부위의 출력신호 크기를 이용하여 모니터링 정확도 점수로 정량화 한다. 모니터링 정확도는 인체 각 부위에서 측정된 생체신호의 기준 신호 대비 정확성을 의미한다. 각각의 생체신호에 대한 모니터링 정확도를 정량화함에 있어 기준 신호로 거드랑이 부위의 체온( $T$ ), 엄지손가락 부위의 PPG 신호( $V_{ds}$ ) 및 가슴 부위의 ECG 신호( $V_R$ )를 적용한다. 이는 상기 부위에서 측정된 각각의 신호가 가장 높은 값을 가지고, 외부 변화에 둔감한 항상성을 가지기 때문이다. 모니터링 정확도 점수는 가장 높은 출력신호 크기를 가지는 부위의 측정값과 해당 인체 주 요부위의 측정값, 그리고 가장 낮은 출력 신호를 가지는 부위의 측정값을 Table 1에서 보이는 정규화 공식을 사용하여 3점부터 1점까지 부여하여 정량화 한다. 단, 측정이 불가능한 부위는 0점을 부여한다. 예를 들어, 체온 점수(BT)의 경우 Fig. 3a의 온도 분포를 보일 때 해당 인체 부위의 온도인  $T_x$ 의 BT는 식 (2)로 계산된다.

$$BT = 3 - 2 \times (T_{max} - T_x) / (T_{max} - T_{min}), \quad (2)$$

여기서  $T_{max}, T_{min}, T_x$ 는 각각 인체 주요부위 34곳에서 측정된 체온 중 최대 체온, 최소 체온, 측정 부위의 체온이다. PPG 센서의 심박 점수( $HR_{PPG}$ )와 ECG 센서의 심박 점수( $HR_{ECG}$ )는 BT와 동일한 방식으로 계산한다.  $HR_{PPG}$ 의 경우 Fig. 3b와 같이 체온( $T$ ) 대신 혈관의 수축기(systolic peak)와 이완기(diastolic peak) 사이의 침두치 전압( $V_{ds}$ )을 출력신호로 이용한다. 이 때 인체 부위 34곳에서 측정된 침두치 전압 중 최대값과 최소 값을 각각  $V_{ds,max}$ 와  $V_{ds,min}$ 으로 이용하고 특정 인체 부위에서 측정된 침두치 전압을  $V_{ds,x}$ 로 한다.  $HR_{ECG}$ 는 Fig. 3c와 같이 기준선(base line) 대비 R 파형(R amplitude)의 전압( $V_R$ )을 적용한다. 이때 사용 되는 기준선 대비 최대 R 파형 전압, 기준선 대비 최소 R 파형 전압, 측정 부위의 R 파형 전압은 각각  $V_{R,max}, V_{R,min}, V_{R,x}$ 이다.

다음으로 인체부위별 운용 강건성은 사용 편의성, 부착 내구성, 행동 용이성으로 세분화하여 계산한다. 사용 편의성은 손 접근성 점수(Hand Accessibility, HA)와 피부 촉지각 점수(Tactile Perception, TP)로 평가한다. 인체부위별 HA는 착용형 센서에 있어 사용자로 하여금 착용형 센서를 조작함에 있어 얼마나 편안함을 제공하느냐를 보여주는 척도이다. 착용형 센서는 사용자 스스로 탈부착, 위치 조정, 기기조작이 용이해야 한다. 이와 같은 요소를 평가하기 위하여 팔 이외의

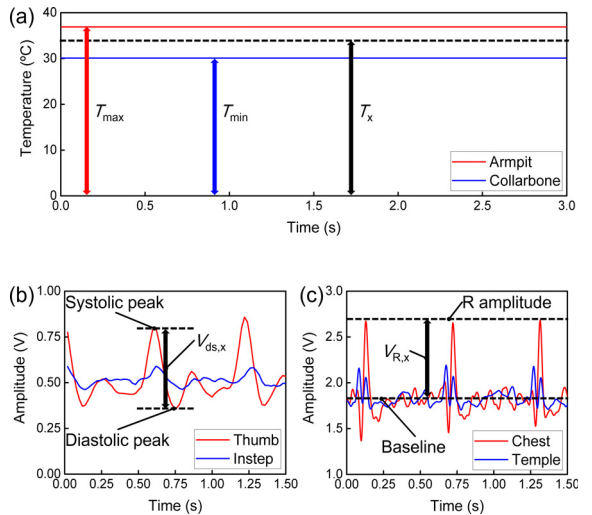


Fig. 3. Monitoring accuracy measurement. (a) TC sensor. (b) PPG sensor. (c) ECG sensor

움직임 없이 측정부위에 손이 닿으며 측정 인체부위가 시야에 들어온다면 3점 두 조건 중 하나를 충족하지 못하는 측정 부위를 2점 그리고 두 조건 모두를 충족하지 못한다면 1점을 부여하였다. 인체부위별 TP는 TPD 임계치를 이용하여 Table 1과 같이 정량화한다. TPD 임계치는 해당 부위의 민감도를 의미한다. TPD 임계치가 높다는 것은 둔감한 부위임을 의미하고 그 반대는 민감함을 의미한다. 해당 부위가 민감한 것은 착용형 센서를 부착했을 때 사용자로 하여금 불편함을 유발 할 수 있다. 부착 내구성은 발한량 점수(Perspiration Weight, PW)와 피부 신축성 점수(Skin Stretchability, SS)로 평가한다. 비침습적으로 인체에 부착 되어 생체신호를 취득하는 생체센서의 특성상 인체와 센서와의 부착이 유지되어 이격이 발생해서는 안 된다. 부착 내구성은 이러한 요소들을 평가한다. 인체에서 분비되는 땀은 착용형 생체센서 어레이의 피부와의 접촉을 방해하고 또한 생체센서의 작동성 및 내구성에 악영향을 줄 수 있다. 인체 부위별 PW는 기존 연구<sup>[10]</sup>의 발한량( $w$ ) 측정값과 식 (3)을 이용하여 계산한다. 상기 연구에서는 실험대상자가 125~135 수준의 심박수에 해당하는 운동(예를 들어, 속보, 자전거 타기, 테니스 복식 등에 해당)을 하면서 분비되는 땀 양을 흡수패드를 이용하여 측정하였다. 참고로, 상기 운동은 저·중강도의 운동으로 이는 병사가 작전 중 노출되는 운동 강도와 유사하다고 할 수 있다. PW의 점수계산은 식 (3)과 같다.

$$PW = 1+2 \times (w_{max}-w_x)/(w_{max}-w_{min}) \quad (3)$$

여기서  $w_{max}$ ,  $w_{min}$ ,  $w_x$ 는 최대 발한량, 최소 발한량, 측정 부위의 발한량이다. SS는 Table 1에서 보이는 것처럼 TP와 동일한 정규화 공식을 사용하여 계산하며 측정 값으로는 신축률인  $\lambda$ 를 사용한다. 마지막으로 행동 용이성은 전투행동안 센서의 부착부위에 따른 안정성을 평가하는 지표이다. 이 지표는 사격 및 포복 중 지면 및 총기와의 물리적 접촉 점수(Physical Contact in motion, PC)와 전극 간 거리 점수(Inter-electrode Length, IL)의 합으로 결정한다. 신체 부착형 센서는 전투행동 중 단단한 물체와 접촉으로 인한 충격으로 파손되거나 오작동을 일으킬 수 있다. 따라서 PC는 기초 전투행동인 4가지 사격 자세(서서 쏘, 쪼그려 쏘, 무릎 쏘, 엎드려 쏘)와 4가지 포복 자세(응용 포복, 높은 포복, 낮은 포복, 뒤로 포복)를 수행하여, 해당 상황에서 단단한 물체(지면/총기)에 신체부위가 접촉하는 정도에 따라 점수를 분배했다. 지면/총기와의 접촉이 강하거나 지속적으로 발생하는 인체부위는 1점, 지면/총기와의 접촉이 약하거나 간헐적인 인체부위는 2점, 지면/총기와의 접촉이 없는 인체부위는 3점을 부여한다. 각각의 전투행동에 위와 같은 기준으로 점수를 배분한 후 그 평균을 구해 인체 주요부위의 점수로 할당하였다. IL은 센서 어레이의 길이를 고려한 요소로 길이가 짧을수록 높은 점수를 얻는다. ECG 센서의 경우 적어도 양극과 음극의 전극 두개가 요구되는데 해당 전극 사이의 거리가 멀어지면 전극을 연결하는 전선의 길이 또한 길어지게 되고 이는 전투행동 시에 불편함과 센서 파손 및 부착위치 이탈의 위험성을 키운다. TC 센서와 PPG 센서는 단일 측정부를 요구하므로 IL로 3

Table 1. Generalized formulas to calculate normalized indices for monitoring accuracy and operating robustness

지수		점수	정규화 공식	측정값
모니터링 정확도		BT	$y = 3-2 \times (x_{max}-x)/(x_{max}-x_{min})$	$T_x$
		HR <sub>PPG</sub>		$V_{ds,x}$
		HR <sub>ECG</sub>		$V_{R,x}$
운용 강건성	사용 편의성	TP	-	$d_x$
		HA		-
	부착 내구성	PW	$y = 1+2 \times (x_{max}-x)/(x_{max}-x_{min})$	$w_x$
		SS		$\lambda_x$
	행동 용이성	IL	-	$l_x$
PC		-		



점을 부여한다. ECG 센서의 경우, 부착 위치에 따른 2개의 전극 간 거리,  $l$ 을 이용하여 식 (3)과 같이 계산한다.

착용형 생체센서 어레이의 인체부위별 위치 지수( $P$ )는 측정 정확도( $BT, HR_{PPG}, HR_{ECG}$ )와 운용 강건성( $HA, TP, PW, SS, PC, IL$ )를 곱하여 식 (4)와 같이 계산한다.

$$P = (BT+HR_{PPG} \text{ or } HR_{ECG}) \times (HA+TP+PW+SS+PC+IL) \quad (4)$$

이는 상기 2가지 점수는 각각 생체센서의 성능과 인체의 특징을 나타내는 서로 독립적인 요소이고 또한 위치 지수를 결정함에 있어 운용 강건성 점수는 모니터링 정확도 점수의 스케일 팩터(scale factor)로 작용하여 측정에 있어 일종의 민감도를 나타내기 때문이다. 만약 위치 지수를 모니터링 정확도 점수와 운용 강건성 점수의 합으로 계산할 경우, 생체신호가 전혀 측정되지 않지만 운용 강건성 점수가 높은 부위가 생체센서 어레이의 최적 부착위치로 평가될 위험성에 노출되게 된다. 본 연구에서는 기본적으로 종합적인 운용상황을 고려하여 운용 강건성의 각 요소들을 동일한 가치로 해석하여 단순 합산을 하였으나, 사용하는 센서의 종류나, 형태, 목적에 따라서 각각에 가중치를 달리하여 사용할 수 있다.  $P$ 가 높을수록 착용형 생체센서 어레이의 운용위치로 더 선호됨을 의미한다.

#### 4. 결과 및 논의

##### 4.1 모니터링 정확도

TC 센서와 PPG 센서 그리고 ECG 센서의 출력신호 크기에 따라서(Fig. 3 참조) 인체부위별 모니터링 정확도를 점수화 하였다(Table 2 참조). 모니터링 정확도는

모든 센서에 있어서 가장 기본적이면서도 중요시 되어야하는 요소이다. Fig. 4a는 TC 센서의 모니터링 정확도 점수를 나타낸 것이다. 인체부위 중 온도가 가장 높은 위치인  $T_{max}$ 에 해당하는 부위는 겨드랑이이며 그 측정값은  $36.2 \pm 0.4 \text{ } ^\circ\text{C}$ 를 나타내었다. 겨드랑이 다음으로 높은 모니터링 정확도 점수를 나타낸 인체부위는 쇄골과 관자노리였다. 그와 반대로 가장 낮은 온도( $T_{min}$ )를 나타낸 인체부위는 팔꿈치로  $29.9 \pm 0.7 \text{ } ^\circ\text{C}$ 의 측정값을 보였다. TC 센서의 모니터링 정확도는 말단 부위로 갈수록 낮아짐을 보였는데 이는 동맥혈의 공급과 관계가 있다. 동맥혈이 심장으로부터 혈관을 통해 이동할 때 혈액의 온도가 변하지 않도록 유지하기 위하여 열전달을 통하여 혈액의 온도를 보호 한다. 이와 같은 과정으로 인체의 말단으로 갈수록 혈액의 온도를 유지하기 위하여 열을 빼앗겨 피부의 온도가 떨어지게 된다. 하지만 팔꿈치와 무릎 그리고 복숭아뼈와 같은 관절 부위는 이러한 요소 이외에 구조적 특성으로 인하여 주위 다른 부위들보다 더 낮은 온도를 나타냈다<sup>[11]</sup>. Fig. 4b는 PPG 센서의 모니터링 정확도 점수분포를 나타낸 것으로 가장 높은 수축기와 이완기 사이의 침두치 전압을 나타낸 부위( $V_{ds,max}$ )는 엄지손가락으로  $311.3 \pm 98.1 \text{ mV}$  크기의 수축기와 이완기 사이의 침두치 전압을 나타냈다. 이는 두 번째로 높은 수치인 엄지 외 손가락의 침두치 전압인  $290.1 \pm 83.7 \text{ mV}$ 와 비교하여도 상당한 차이를 보였다.  $V_{ds,min}$ 은 옆구리로 나타났으며 침두치 전압은  $36.6 \pm 7.9 \text{ mV}$ 였다. PPG 센서의 경우 수축기와 이완기의 사이의 침두치 전압을 찾을 수 없는 인체부위가 존재하였으며 주로 허벅지와 정강이 등의 하체 부위가 이에 해당됐다. 반면 인체의 말단 부위에서는 높은 침두치 전압을 나타내어 손가락, 귀 등의 대표적 인체말단 부위들이 PPG 센서의 모니터링 정확도 점수의 상위에 위치하였다. 이와

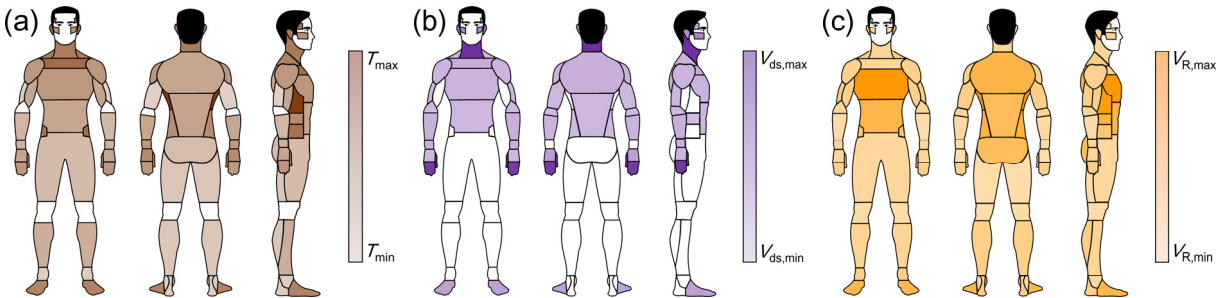


Fig. 4. Body maps for monitoring accuracy. (a) TC sensor. (b) PPG sensor. (c) ECG sensor

Table 2. Measurement data and point for 34 parts in human body

인체 부위	측정 데이터							점수									위치 지수			
	$T$ (°C)	$V_{GS}$ (mV)	$V_B$ (V)	$d$ (mm)	$w^{[B]}$ ( $g\ m^{-2}\ h^{-1}$ )	$\lambda$	$l$ (mm)	BT	HR <sub>PPG</sub>	HR <sub>ECG</sub>	HA	TP	PW	SS	PC	IL	$P_1$ (TC+PPG)	순위	$P_2$ (TC+ECG)	순위
관자놀이	34.4±0.8	79.8±13.1	0.92±0.31	22.8±7.2	697	0.07±0.04	39.3±1.6	2.45	1.31	1.21	2	1.98	1.00	2.66	3.00	2.50	49.6	6	48.3	11
귀	34.1±1.1	132.1±36.8	0.91±0.27	6.0±1.0	85	0.00	35.8±1.9	2.36	1.70	1.19	2	2.81	3.00	3	3.00	2.56	66.5	3	58.1	4
광대	33.5±1.0	141.4±38.7	0.94±0.23	9.2±4.0	85	0.05±0.03	36.4±1.8	2.14	1.76	1.27	2	2.62	3.00	2.74	2.00	2.55	57.7	4	50.4	7
목	34.1±0.7	-	0.91±0.31	17.4±10.4	288	0.17±0.08	27.6±0.5	2.35	0.00	1.19	2	2.16	2.34	2.16	2.75	2.69	32.9	22	49.6	9
승모	33.9±0.6	50.8±14.3	1.01±0.22	24.0±9.1	267	0.09±0.06	29.3±2.2	2.29	1.10	1.45	2	1.89	2.41	2.57	1.88	2.66	46.1	10	50.8	8
쇄골	34.6±0.8	61.0±27.2	0.90±0.37	35.0±17.3	318	0.10±0.07	23.3±1.6	2.49	1.18	1.16	2	1.33	2.24	2.48	1.75	2.76	45.2	8	45.0	17
겨드랑이	36.2±0.4	-	1.55±0.43	38.2±11.1	262	0.36±0.21	29.3±1.0	3.00	0.00	2.89	3	1.28	2.42	1.2	1.75	2.66	39.1	19	76.8	2
가슴	33.2±1.3	50.7±16.0	1.59±0.39	27.8±8.1	318	0.08±0.05	9.0±1.1	2.06	1.10	3.00	3	1.79	2.24	2.59	2.75	3.00	48.0	7	76.8	1
옆구리	33.6±1.0	36.6±7.9	1.31±0.61	24.0±6.6	230	0.21±0.14	30.5±1.7	2.18	1.00	2.25	3	1.95	2.53	1.95	1.88	2.64	44.3	11	61.8	3
배	32.7±1.3	43.6±12.9	1.27±0.46	27.8±6.3	370	0.17±0.09	21.0±4.0	1.90	1.05	2.15	3	1.85	2.07	2.17	2.00	2.80	41.4	15	56.9	5
척추	32.8±1.6	41.7±5.0	1.20±0.40	34.0±11.1	332	0.19±0.05	53.6±4.5	1.93	1.04	1.96	2	1.53	2.19	2.04	2.75	2.26	37.2	18	48.7	10
견갑골	32.8±1.2	59.2±18.4	1.29±0.67	38.6±14.3	515	0.12±0.06	54.2±8.9	1.92	1.16	2.20	1	1.20	1.59	2.41	2.38	2.25	33.2	21	44.4	18
삼각근	33.2±0.9	47.7±6.36	0.97±0.30	34.8±14.8	267	0.08±0.09	37.2±3.8	2.06	1.08	1.35	3	1.39	2.41	2.59	2.00	2.53	42.5	12	46.2	15
삼두	31.4±1.2	38.2±4.0	0.99±0.33	40.2±18.6	123	0.08±0.01	53.9±7.3	1.48	1.01	1.40	3	1.10	2.88	2.58	1.88	2.26	33.7	20	39.0	25
이두	32.8±0.9	-	0.97±0.29	29.8±10.9	136	0.11±0.03	51.4±12.9	1.92	0.00	1.35	3	1.65	2.83	2.45	2.00	2.30	27.5	25	46.9	16
팔꿈치	29.9±0.7	37.0±0.9	0.92±0.38	20.4±6.5	136	0.40±0.15	67.3±13.4	1.00	1.00	1.21	3	2.10	2.83	1	1.63	2.03	25.2	26	27.8	33
허벅지(뒀)	32.7±1.0	49.7±12.5	0.88±0.33	30.2±11.0	226	0.05±0.04	72.6±15.3	1.90	1.10	1.11	3	1.59	2.54	2.73	2.00	1.95	41.2	13	41.3	23
허벅지(앞쪽)	32.2±0.6	56.0±16.4	0.85±0.39	34.8±18.1	221	0.05±0.03	78.6±11.1	1.74	1.14	1.03	3	1.32	2.56	2.77	2.25	1.85	39.3	17	37.8	26
손목(뒀)	33.2±0.9	-	0.86±0.30	15.2±3.8	226	0.13±0.07	89.0±7.4	2.06	0.00	1.05	3	2.39	2.54	2.33	2.00	1.67	27.7	23	41.8	21
손목(앞쪽)	32.3±0.9	55.8±10.0	0.92±0.32	19.6±11.7	221	0.11±0.02	94.0±13.2	1.78	1.14	1.21	3	2.11	2.56	2.43	2.25	1.59	40.0	16	40.9	22
손등	32.7±1.0	44.1±4.0	0.92±0.37	16.4±7.7	136	0.05±0.06	99.4±13.2	1.91	1.05	1.21	3	2.24	2.83	2.73	1.63	1.50	40.9	14	43.1	20
손마디	33.6±0.8	88.4±35.8	0.84±0.29	7.6±2.2	86	0.07±0.03	96.3±7.2	2.20	1.38	1.00	3	2.71	3.00	2.66	1.00	1.55	49.2	5	44.0	19
엄지 외 손가락	33.2±1.1	290.1±83.7	0.98±0.22	1.6±0.5	86	0.09±0.04	104.8±7.7	2.05	2.85	1.37	3	3.00	3.00	2.54	1.00	1.41	68.2	2	47.6	14
엄지	33.2±1.2	311.3±98.1	1.00±0.33	2.0±0.7	126	0.11±0.04	100.1±8.5	2.06	3.00	1.43	3	2.99	2.87	2.42	1.00	1.49	68.6	1	47.3	12
영덩이	32.0±1.8	-	1.19±0.63	41.2±22.1	261	0.18±0.08	58.0±4.9	1.67	0.00	1.93	2	1.01	2.42	2.11	1.75	2.19	19.0	29	40.9	24
골반	34.4±1.2	-	1.10±0.40	42.2±16.8	230	0.33±0.15	39.7±4.1	2.43	0.00	1.69	3	1.00	2.53	1.35	1.25	2.49	28.6	24	48.5	13
허벅지(앞)	32.1±0.9	-	0.90±0.54	34.2±13.8	271	0.05±0.02	63.5±1.3	1.70	0.00	1.16	2	1.42	2.39	2.75	1.38	2.10	20.3	28	34.2	30
허벅지(뒤)	31.7±1.1	-	0.85±0.42	33.2±10.7	200	0.06±0.04	77.1±6.7	1.58	0.00	1.03	1	1.48	2.62	2.71	1.63	1.87	17.7	32	29.3	31
정강이	32.5±0.9	-	0.94±0.40	29.6±16.4	351	0.02±0.02	100.8±1.6	1.82	0.00	1.27	2	1.63	2.13	2.91	1.88	1.48	21.8	27	37.1	27
장딴지	31.7±1.0	-	0.99±0.40	33.2±22.2	211	0.04±0.01	104.6±2.9	1.57	0.00	1.40	2	1.46	2.59	2.81	1.75	1.42	19.0	30	35.9	28
무릎	30.0±1.3	-	0.85±0.51	18.0±4.5	200	0.27±0.12	82.5±2.3	1.02	0.00	1.03	2	2.24	2.62	1.63	1.25	1.78	11.6	34	23.3	34
복숭아 뼈	31.5±0.9	-	0.99±0.33	20.6±7.2	193	0.04±0.02	123.6±3.2	1.51	0.00	1.40	2	2.15	2.65	2.8	1.50	1.10	18.4	31	35.5	29
발등	33.8±0.7	85.6±29.3	1.24±0.73	17.6±4.7	202	0.07±0.02	127.6±2.5	2.26	1.36	2.07	2	2.28	2.62	2.63	2.00	1.03	45.2	9	54.1	6
아킬레스건	31.5±1.2	-	0.88±0.47	22.8±7.7	363	0.16±0.08	129.6±2.8	1.51	0.00	1.11	2	2.03	2.09	2.17	1.88	1.00	16.7	33	29.0	32

같은 특징은 PPG 센서의 측정 방식이 모세혈관의 혈류량을 측정하는 방식이기 때문에 나타난다. ECG 센서의 모니터링 정확도 점수분포도는 Fig. 4c와 같다. 기준선대비 R 파형이 가장 크게 나타난 부위( $V_{R,max}$ )는 가슴으로  $1.59\pm 0.39$  V의 크기를 보였다. ECG 센서의 신호크기의 경우 PPG 센서의 신호 크기들과는 다르게 모든 부위에서 R 파형의 식별이 가능하였으며 가장 작은 R 파형이 나타난 부위( $V_{R,min}$ )는 손바닥으로  $0.84\pm 0.29$  V의 크기를 가졌다. ECG 센서의 모니터링 정확도는 심장의 활동전위를 더 잘 측정 할 수 있는 위치에서 더 높은 점수를 보였다. 전체적으로 심장과 가까운 부위일수록 R 파형의 크기가 커져 높은 점수를 받았다. 하지만 뼈가 위치한 쇄골, 귀 등은 심장에서 비교적 가까운 거리임에도 불구하고 R 파형의 크기가 작아 낮은 점수를 받았다.

## 4.2 운용 강건성

### 4.2.1 사용 편의성

사용 편의성은 착용형 생체센서의 조작 편의성을 나타내는 HA와 착용 편의성을 나타내는 TP로 구성되어 있으며 운용 강건성의 한 부분으로써 평가 되었다. 생체센서 어레이가 부착되는 인체부위가 사용자가 센서를 손으로 조작하기에 편리한지 및 눈으로 관찰하기에 편리한지에 대한 여부로 생체센서 어레이의 조작에 대한 용이성을 점수로 산출 하고 TPD 임계치를 통하여 착용위치의 촉각 인식에 대한 부분 또한 점수화하여 나타내었다. 먼저 HA는 Fig. 5a에서 보이는 바와 같이 상체 전반에서 높은 점수를 보였다. 하지만 등 상부의 경우 손이 닿지 않을 뿐만 아니라 사용자의 시야에서도 벗어나므로 사용 편의성에서 1점을 받게 되었다. 하체의 경우 시야 확보에는 무리가 없으나 조작 거리가 멀고, 얼굴 근처 부위는 조작 거리가 가까우나 시야 확보가 어려워 2점을 받았다.

Fig. 5b는 피부 촉지각 점수를 보여준다. 전체적으로 손 부위와 관자노리를 제외한 얼굴부위에서 낮은 TPD 임계치를 보였다. 특히, 손가락의 경우 엄지 외 손가락 이 가장 민감한 부위로 측정되었고 TPD 임계치는  $1.6\pm 0.5$  mm( $d_{min}$ )인 것을 확인하였다. 또한 하체와 상체부위에서는 대부분 높은 TPD 임계치를 보였는데 그 중에서 골반이 가장 둔감한 부위로 나타났고 골반의 TPD 임계치는  $42.2\pm 16.8$  mm( $d_{max}$ ) 이었다. 본 연구에서 피부 촉지각 측면에서 둔감한 부위가 생체센서 어레이의 운용위치로 선호되었다.

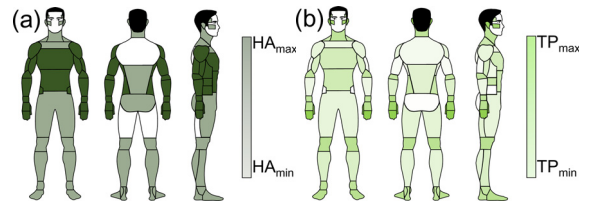


Fig. 5. Body maps for convenience in use. (a) Hand accessibility. (b) Tactile perception

### 4.2.2 부착 내구성

운용 강건성을 평가하는 또 다른 요소인 부착 내구성은 착용형 생체센서 어레이와 인체부위와의 부착 견인성을 PW와 SS를 통해 판단한다. 착용형 생체센서 어레이는 인체의 피부와 직접 접촉하여 생체신호를 측정해야하기 때문에 운용시 이격은 치명적이다. 착용형 생체센서 어레이가 부착되는 부위에 땀이나 과도한 피부의 늘어남은 생체센서와 인체부위 사이에 이격을 발생시킬 수 있으므로 PW와 SS지표를 사용해 부착 내구성을 점수화 하였다. 발한량, PW의 경우 Fig. 6a와 같이 관자노리에서  $697$  g·m<sup>-2</sup>·h<sup>-1</sup>로 가장 높은 발한량( $w_{max}$ )을 나타내고 광대에서는  $85$  g·m<sup>-2</sup>·h<sup>-1</sup>로 최소 발한량( $w_{min}$ )을 나타내었다. 발한량은 특정한 인체부위의 특징이므로 다른 모니터링 정확도와 다른 운용 강건성 점수들과는 다르게 부위별 경향성은 보이지 않았다.

Fig. 6b는 굽힘 동작 중 신체 부위 별 피부 신축성을 나타낸다. 피부 면적 신축률은 모든 관절 부위에서 굽힘 전 후의 차이가 크게 측정 되었으며 그 중 팔꿈치에서  $0.40\pm 0.15$ 로 가장 큰 피부 면적 신축률( $\lambda_{max}$ )을 보였다. 다른 관절 부위도 높은 신축률을 보였으나 거드랑이이 두 번째로 높은 신축률을 보였으며 그에 반하여 얼굴 부위 및 다리는 낮은 신축률을 보였다. 관절부위에서 멀어질수록 낮은 신축률을 보였으며 그 중에서도 귀는 스스로 움직일 수 없는 부위이기 때문에 굽힘 전 후의 면적의 변화가 없어 신축률은 0으로 가장 작은 피부의 신축률( $\lambda_{min}$ )을 보였다.

### 4.2.3 행동 용이성

운용 강건성을 평가하는 마지막 지표로 행동 용이성을 확인하였다. 행동 용이성에서는 전투 행동시 생체센서 어레이에 파손을 초래할 수 있는 인체 부위와 행동에 제약을 줄 수 있는 부위를 선정해 점수화 했다. 인체부위별 물리적 접촉 점수, PC는 Fig. 7a와 같



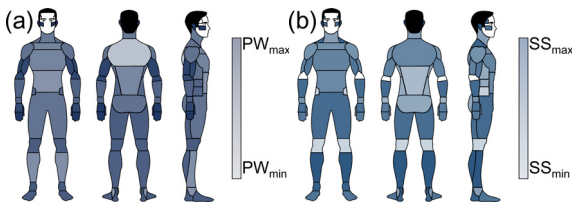


Fig. 6. Body maps for placement durability (a) Perspiration weight. (b) Skin stretchability

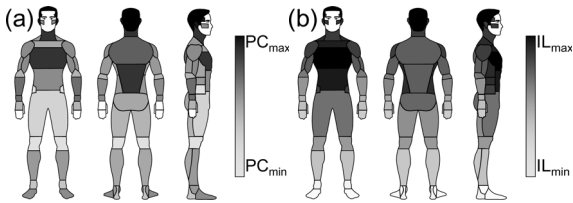


Fig. 7. Body maps for activity impedance (a) Physical contact in motion (b) Inter-electrode length

이 모든 전투 행동 중 충기와 접촉이 일어나는 손가락과 손바닥에서 최저 점수가 나왔고 포복 자세에서 지면과 맞은 충돌이 일어나는 하체부위가 전반적으로 낮은 점수를 얻었다. 얼굴부위에서는 사격 시 직접적으로 충기에 닿게 되는 관자노리를 제외하고 높은 점수를 띠는 양상을 보였다.

Fig. 7b는 인체 부위별 생체센서 전극 간 거리 점수 분포를 나타낸다. TC 센서와 PPG 센서의 경우 하나의 전극 혹은 광원만을 이용하여 측정이 가능하기 때문에 전극 간 거리를 고려하지 않아도 되므로 모든 인체부위에 동일하게 3점을 부여했으나 음극, 양극의 최소 2개의 전극을 다른 위치에 부착하여 심박을 측정하는 ECG 센서는 전극 간 거리가 존재했다. 전극 사이의 거리 중 최소값은  $9.0 \pm 1.1 \text{ mm}$  ( $l_{\min}$ )인 가슴부위였고 최대값은  $129.6 \pm 2.8 \text{ mm}$  ( $l_{\max}$ )인 아킬레스건이었다.

### 4.3 위치 지수

#### 4.3.1 생체센서 어레이 I(TC 센서+PPG 센서)

본 연구에서는 생체센서 어레이의 최적 부착위치를 모니터링 정확도와 운용 강건성을 고려하여 결정했다. 이를 위해 모니터링 정확도 점수와 운용 강건성 점수의 곱으로 계산되는 위치 지수( $P$ )를 계산하여 가장 높은 위치 지수를 가지는 인체 부위를 최적의 부착위치로 선정했다. TC 센서와 PPG 센서로 구성된 생체센서

어레이 I의 인체부위별 위치 지수는 식 (4)을 통하여 산출하였다(Fig. 8a 참조). 생체센서 어레이 I에 있어 최적 운용위치는 68.6점의 엄지였고, 다음으로 엄지 외 손가락과 귀였다. 엄지 부위와 엄지의 손가락 부위는 PC에서 최하점을 얻었음에도 불구하고 HR<sub>PPG</sub>의 높은 정확도 점수 덕에 어레이 I의 최적 운용위치로 선정되었다. 반면 3순위인 귀의 경우, 운용 강건성에서 높은 점수를 얻어 최종적으로 높은  $P$ 를 얻었다. 이는 착용형 생체센서의 사용환경 및 목적에 따라 본 연구의 결과를 취사선택하여 최적의 생체센서 착용 위치를 얻을 수 있음을 보여준다.

추가적으로 생체센서 어레이 I의 최적 위치의 실험대상자 간 차이를 확인해보기 위해서 실험대상자 개인의 위치 지수로 최적 위치 순위를 구한 후 다른 실험대상자의 최적 위치 순위와 비교하여 인체 부위별 평균 최적 위치 순위를 구했다. 그 결과 기존의 평균값으로 계산한 최적 위치 순위 1, 2, 3위인 엄지, 엄지 외 손가락, 귀는 각각 평균 순위 2.6, 4.3, 2.0위를 기록했고 이는 전체 인체 부위의 평균 순위 중 2, 4, 1위이다(3위는 기존결과의 4위인 광대). 결국 개개인의 특성에 초점을 둔 최적 위치 순위 또한 Table 2에서 나타난 순위와 매우 유사하며 본 연구결과의 최적 위치는 실험대상자인 건강한 20대 남성에게 보편적으로 사용될 수 있음을 암시한다.

#### 4.3.2 생체센서 어레이 II(TC 센서+ECG 센서)

Fig. 8b는 TC 센서와 ECG 센서로 구성된 생체센서 어레이 II의 인체부위별 위치 지수( $P_2$ ) 분포를 보여준다. 생체센서 어레이 II의 최적 운용위치는 동일하게 76.8점을 획득한 가슴 및 겨드랑이 부위로 측정되었고 옆구리가 그 뒤를 이어 3순위에 올랐다. ECG 센서의 경우 PPG 센서와는 다르게 모든 인체부위에서 R 파형이 측정되기 때문에 ECG 센서의 모니터링 정확도 점수뿐만 아니라 TC 센서의 모니터링 정확도가 모두 높은 인체부위가 높게 평가되었다. 실제로 공동 1위를 차지한 가슴과 겨드랑이의 경우, TC 센서 모니터링 정확도 점수와 ECG 센서 모니터링 정확도 점수의 합에서 각각 5.06점과 5.89점으로 가장 높은 점수를 획득하였다. 견갑골의 경우, TC 센서 모니터링 정확도 점수와 ECG 센서 모니터링 정확도 점수의 합은 4.12점으로 5위이나 위치 지수는 18위이었다. 이는 운용 강건성 점수 또한 착용형 생체센서 어레이의 최적 운용 위치 분석에 주요한 역할을 함을 보여주는 동시에,

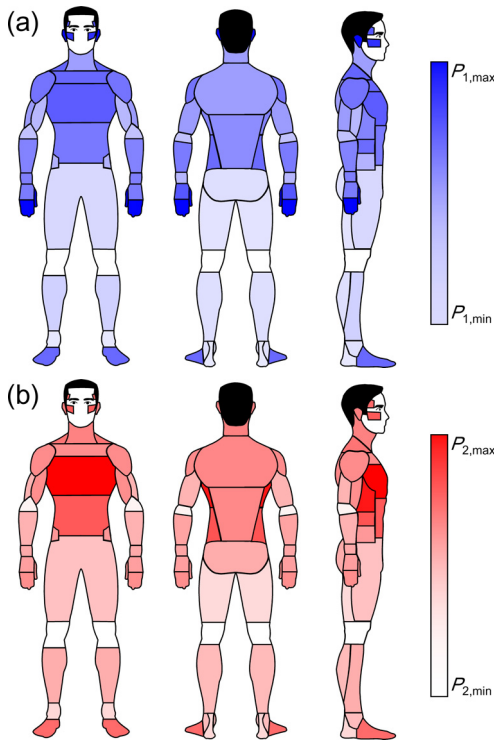


Fig. 8. Body maps for the distribution of position index,  $P$ . (a) Biosensor array I (TC+PPG). (b) Biosensor II (TC+ECG)

착용형 생체센서 어레이의 사용환경 및 목적에 따라 운용 강건성을 구성하는 요소들에 가중치를 설정할 필요가 있음을 제기했다.

생체센서 어레이 II 또한 생체센서 어레이 I에서 사용한 방식과 동일하게 위치 지수의 평균 순위를 계산했다. 그 결과 기존 결과의 1, 2, 3위인 가슴, 겨드랑이, 옆구리가 평균 순위 1.3, 1.6, 5.7로 각각 해당 방식에서 1, 2, 4위로 나타났고 생체센서 어레이 II의 최적 위치도 본 실험에 참가한 실험대상자인 건강한 20대 남성에게 보편적으로 적용 할 수 있음을 알 수 있다.

## 5. 결론

본 연구에서는 높은 신뢰도와 강한 내구성을 요구하는 군수분야의 특성을 반영하여 모니터링 정확도와 운용 강건성을 고려한 개인전투체계용 착용형 생체센서 어레이의 최적위치 분석을 수행하였다. 모니터링

정확도는 세가지 종류의 생체센서(TC 센서, PPG 센서, ECG 센서)의 측정된 생체신호의 크기를 인체 부위별로 비교하여 점수화 하였고, TC 센서는 겨드랑이, PPG 센서는 손가락, ECG 센서는 가슴에서 가장 측정신호의 정확도가 높았다. 운용 강건성은 사용 편의성, 부착 내구성, 행동 용이성으로 세분화되며 이들은 또 손 접근성, 피부 촉지각, 발한량, 피부 신축률, 지면 및 총기와의 물리적 접촉, 전극 간 거리로 세분화되어 다양한 요소를 고려하여 인체 부위별 점수화를 진행했다.

최종적으로 모니터링 정확도와 운용 강건성의 곱으로 착용형 생체센서 어레이의 인체부위별 위치 지수,  $P$ 를 식 (4)로 나타냈다. 해당 식을 이용하여 착용형 생체센서 어레이의 최적 운용위치를 체계적으로 결정할 수 있으며 생체센서 어레이 I(TC 센서+PPG 센서)의 최적위치는 엄지이고 생체센서 어레이 II(TC 센서+PPG 센서)의 최적위치는 가슴으로 결정되었다. 하지만 앞서 언급한 바와 같이 본 연구에서는 기본적으로 종합적인 운용상황을 가정하여 운용 강건성의 각 요소들을 동일한 가치로 해석하여 단순 합산을 하였으나, 사용하는 센서의 종류, 형태, 사용 환경, 목적에 따라서 식 (4)의 요소에 가중치를 달리하여 최적위치를 구할 수도 있다.

본 연구에 사용한 두 종류의 착용형 생체센서 어레이는 모두 심박 센서(PPG 센서, ECG 센서)와 체온 센서(TC 센서)로 구성되어 있고 해당 센서들은 현재까지 국내외에서 보급 및 연구개발 중인 착용형 생체센서들 중에서도 가장 활발히 이용되는 종류의 생체센서이기 때문에 본 연구의 활용 가능성은 무궁무진하며 추후 개인전투체계의 생체신호 모니터링 시스템 개발에 핵심적인 기여를 할 수 있을 뿐만 아니라 민수분야의 개인용 착용형 건강관리 시스템 개발에도 많은 도움이 될 것으로 기대된다<sup>[12]</sup>.

## 후 기

이 연구는 LIG NEX1 산학협력과제(Y18-060) 지원으로 연구되었습니다.

## References

[1] Development, Concepts and Doctrine Centre, "Future

- Force Concept,” Ministry of Defence, London, pp. 9-11, 2017.
- [2] Friedl, K. E., Buller, M. J., Tharion, W. J., Potter, A. W., Manglapus, G. L., and Hoyt, R. W., “Real Time Physiological Status Monitoring(RT-PSM) Accomplishments, Requirements, and Research Roadmap,” United States Army Research Institute of Environmental Medicine Report, pp. 40-44, 2016.
- [3] European Defence Agency, “Standard Architecture for Soldier Systems-Data Management and Infrastructure,” pp. 1-7, 2017.
- [4] Development, Concepts and Doctrine Centre, “Future Operating Environment 2035,” Ministry of Defence, London, pp. 18-19, 2015.
- [5] Soldier Systems An Industry Daily, 2015. “DSTL - Future Soldier Vision,” <http://soldiersystems.net/2015/09/29/dstl-future-soldier-vision/> (accessed December 1, 2018).
- [6] Colin, Ritsick, 2019. “Ratnik 3 - Russia’s Super Warrior,” Military Machine, <https://militarymachine.com/ratnik-3/> (accesses January 2, 2019).
- [7] Lee, H.-W., Lee, J.-W., Jung, W.-G., and Lee, G.-K., “The Periodic Moving Average Filter for Removing Motion Artifacts from PPG Signals,” International Journal of Control, Automation, and Systems, Vol. 5, No. 6, pp. 701-706, 2007.
- [8] Daubechies, I., “The Wavelet Transform, Time-Frequency Localization and Signal Analysis,” IEEE Transactions on Information Theory, Vol. 36, No. 5, pp. 961-1005, 1990.
- [9] Johnson, K. O., and Phillips, J. R., “Tactile Spatial Resolution. I. Two-point Discrimination, Gap Detection, Grating Resolution, and Letter Recognition,” Journal of Neurophysiology, Vol. 46, No. 6, pp. 1177-1191, 1981.
- [10] Smith, C. J., “Body Mapping of Sweating Patterns in Male Athletes in Mild Exercise-induced Hyperthermia,” European Journal of Applied Physiology, Vol. 111, No. 7, pp. 1391-1404, 2010.
- [11] Pennes, H. H., “Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm,” Journal of Applied Physiology, Vol. 1, No. 2 pp. 93-122, 1948.
- [12] Ha, S. K., Park, S. H., Lim, H. C., Beak, S. H., Kim, D. K., and Yoon, S.-H., “Optimal Location of Wearable Biosensor for Individual Combat System,” Proceedings of KIMST Annual Conference, pp. 1096 -1097, 2018.