

Velostat 기반 족저압 중심 측정 시스템 개발

김대겸¹, 호종갑¹, 왕창원², 조은혜², 장승완¹, 김영³, 민세동^{1,2}

¹순천향대학교 컴퓨터학과

²순천향대학교 의료IT공학과

³순천향대학교 웰니스융합기술 연구소

Development of a velostat-based center of plantar pressure measurement system

Dae Gyeom Kim¹, Jong Gab Ho¹, Changwon Wang², Eun Hye Jo², Seungwan Jang¹, Young Kim³, Se Dong Min^{1,2}

¹Department of Computer Science, Soonchunhyang University

²Department of Medical IT Engineering, Soonchunhyang University

³Wellness Convergence Technology Center, Soonchunhyang University

Abstract - 본 연구에서는 인체의 균형을 평가하기에 앞서, 족저압 측정 및 데이터 수집을 위한 velostat 기반 매트타입 압력 센서(VMPS)와 실시간 모니터링 어플리케이션을 개발하였고, 실험을 통해 Center of Pressure(CoP) 정확도를 평가하였다. 실험은 총 4명의 피험자(남성 3명, 여성 1명)를 대상으로 진행되었으며, 30초 동안 외발 서기 자세를 유지하였다. VMPS와 상용센서 MatScan에서 동시에 족저압 프레임을 획득한 후, CoP를 계산하여 비교하였다. 프레임 당 VMPS의 CoP와 MatScan의 CoP의 절대차를 계산하여 비교한 결과, CoP_x의 경우 평균 0.61의 차이를, CoP_y의 경우 평균 0.99의 차이를 보였다. 후후 연구에서는 압력 감지 영역의 정확도 및 신뢰도를 높이기 위한 알고리즘을 개발하고, 센서 교정을 추가하여 RGB scale 실시간 모니터링 어플리케이션을 개발할 예정이다.

재질의 velostat(Adafruit, USA)을 사용하여 매트타입 압력 센서(VMPS)를 개발하였다. Velostat은 전기 전도성이 있는 필름으로 정전기로 인해 손상될 수 있는 품목이나 장치를 보호하는데 사용하며 압력을 가하거나 비틀 경우 저항 값이 감소하는 특성을 가지고 있다.

VMPS는 그림 1 (a)과 같이 3단 적층 구조로 개발했으며 전체 크기는 296x152x1.5 mm³이다. 압력에 따라 변화하는 velostat 저항 값을 측정하기 위해 상단부와 하단부에 TROS 0.8(Ajin Electronics, ROK) 전도성 섬유 재질을 도체판 역할로 사용하였다. 상단부에는 296x6 mm² 크기의 전도성 섬유가 2mm 간격으로 18개 배치되어 있고 중간부에는 286x142 mm² 크기의 velostat이 위치한다. 하단부에는 6x152 mm² 크기의 전도성 섬유가 2mm 간격으로 상단부의 전도성 섬유와 수직되어 36개 배치되어 있다. 하단부에 배치된 전도성 섬유의 구조는 그림 1 (b)와 같다. 상단부와 하단부의 전도성 섬유에서 교차하는 영역이 압력 감지 영역이며 제안된 센서의 총 압력 감지 영역은 648개이다. 압력 프레임은 전압 분배 법칙 원리를 이용하여 velostat과 R₀ 사이의 전압을 측정하여 구하였으며, 오프셋 저항 R₀은 2.2 KΩ으로 설정하였다.

1. 서 론

균형은 어느 한쪽으로 기울거나 치우치지 않고 기저면 위에서 안정적으로 유지된 상태를 뜻한다[1]. 신체는 시각, 전정, 체성 감각의 상호 작용을 통해 신체의 균형을 유지한다[2]. 한쪽 손, 발을 주로 사용하면서 신체 불균형 및 좌우 비대칭이 초래될 수 있다[3]. 신체의 균형이 무너지고 비균형적인 자세가 지속되면 허리디스크나 척추 측만증과 같은 질병이 생길 수 있고, 균형 유지가 어려울 경우 낙상 위험 가능성이 있기 때문에 신체의 균형을 안정적으로 유지하는 것은 중요하다[4].

균형을 안정적으로 유지할 수 있는지 평가하는 방법 중 외발 서기는 임상적 균형 평가 방법으로 자주 사용한다[3]. 선행 연구에서는 외발 서기 시 균형 능력을 평가하기 위해 CoP(Center of Pressure) 95% confidence ellipse area, CoP의 이동 범위, 속도, 전·후, 좌·우 표준편차 등을 지표로 사용해 신체의 균형을 살핀다[3].

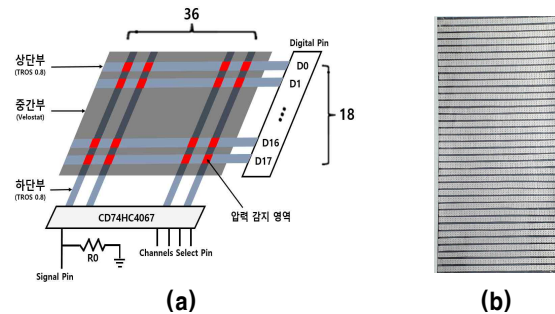
CoP를 통해 신체의 균형을 평가하기 위해서는 족저압 측정이 가능한 압력 감지 시스템이 필요하며 압력을 감지하는 센서로는 로드셀, FSR(Force Sensing Resistor), Textile capacitive pressure sensor 등 다양한 방법이 있다[5, 6]. 하지만 이러한 방법들은 다중 채널로 개발 시 부피가 커지거나 가격이 비싸지는 등 제한점을 지니고 있다.

본 연구에서는 균형을 평가하기에 앞서, 족저압 중심을 측정하기 위한 저렴하면서 얇은 두께로 제작이 가능한 velostat 기반 족저압 중심 측정 시스템을 개발하고 상용 압력 감지 센서인 MatScan(Tekscan, USA)과 비교 분석을 통해 제안된 시스템의 정확성을 평가하였다.

2. 본 론

2.1 Velostat 기반 매트타입 압력 센서

본 연구에서는 족저압 중심을 측정하기 위해 polymeric foil

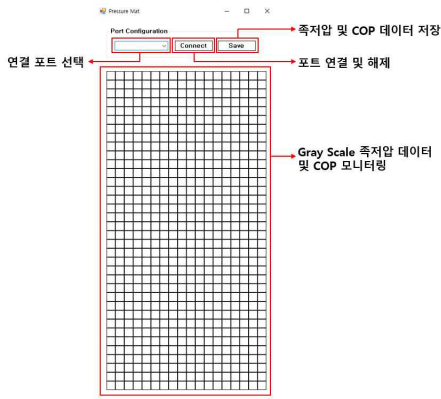


**〈그림 1〉 제안된 VMPS 구조
(a)센서 측정 회로 (b)VMPS 하단부**

압력 프레임 측정을 위한 MCU(Micro Controller Unit)는 SAM3XE(Atmel, USA)를 사용하였으며 해당 MCU는 12bit ADC(Analog to Digital Converter)가 가능하다. 상단 부의 전도성 섬유는 전압을 공급받기 위해 디지털 출력 핀과 연결되었고 하단 부의 전도성 섬유는 아날로그 데이터를 디지털 데이터로 샘플링하기 위해 아날로그 입력 핀과 연결되었다. MCU의 아날로그 핀은 12개로, 36개보다 적기 때문에 CD74HC4067(Texas Instruments, USA) 멀티플렉서를 통해 아날로그 핀과 연결되었다.

상단부의 i번째 행과 하단부의 j번째 열에 위치한 압력 감지 영역을 측정한다고 가정할 때, i번째 행 전도성 섬유에 전압이 공급되고 j번째 열에 흐르는 전압을 측정한다. 측정된 압력 프레임은 UART 통신을 통해 PC로 전송된다.

2.1.2 족저압 실시간 모니터링 어플리케이션



〈그림 2〉 VMPS 모니터링 어플리케이션

VMPS에서 측정된 압력 프레임은 C# 기반으로 개발한 어플리케이션에서 실시간으로 모니터링 및 프레임 저장이 가능하다. 그림 2와 같이 어플리케이션 상단부에는 MCU와 UART 통신을 하기 위한 포트 선택 및 연결 버튼과 수집된 족저압 프레임 및 CoP를 저장하기 위한 SAVE 버튼이 있다. 어플리케이션 하단부에는 족저압 프레임을 gray scale로 실시간 모니터링하거나 CoP를 실시간으로 확인할 수 있다.

2.2 실험 프로토콜

VMPS의 CoP 정확도를 평가하고자 상용센서인 MatScan과 비교 평가하였다. 제안된 VMPS는 MatScan 위에 위치하여 동시에 족저압 프레임을 수집하였다. 건강한 20~30대 정상인 피험자 4명(남성 3명, 여성 1명)을 대상으로 실험을 진행하였으며, 30초 동안 왼발을 들어 올린 외발 서기 자세에서의 족저압 프레임을 측정하였다. VMPS와 MatScan에서 동시에 획득한 족저압 프레임을 통해 평균 CoP 좌표를 계산하여 비교 분석하였다.

2.3 데이터 획득 및 처리

데이터는 초당 88 프레임으로 획득하였으며 MatScan의 초당 프레임 개수는 제안된와 동일하게 설정하였다. 648개 압력 데이터의 베이스 라인을 동일한 수준으로 설정하기 위해 MCU의 전원이 공급된 후 1000 프레임 데이터를 획득한 후 평균 프레임을 통해 베이스 라인을 설정하였다. 이후 족저압 프레임은 베이스 라인을 기준으로 처리되었다. 측정 시작 후 10초와, 측정 종료 직전 10초 프레임을 제거하여 중간 10초 프레임을 분석에 사용하였다.

CoP는 식1을 통해 계산되었다[7]. n은 제안된 센서의 압력 감지 영역의 총 개수이며 X_i 와 Y_i 는 각각 좌우, 상하 축의 센서 위치를 뜻한다. P_i 는 i에 해당하는 압력 감지 영역의 압력 값이다.

$$CoP_x = \frac{\sum_{i=1}^n X_i \cdot P_i}{\sum_{i=1}^n P_i} \quad CoP_y = \frac{\sum_{i=1}^n Y_i \cdot P_i}{\sum_{i=1}^n P_i} \quad (1)$$

2.4 실험 결과

프레임 당 VMPS에서 산출된 CoP와 MatScan에서 산출된 CoP의 절대차를 계산 후 비교 분석한 결과는 표 1과 같다.

〈표 1〉 VMPS와 MatScan의 CoP 좌표 비교 결과

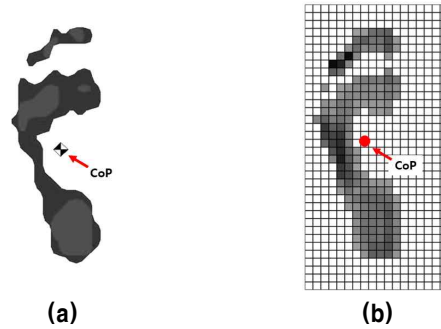
Sub	VMPS		MatScan		Difference	
	CoP _x	CoP _y	CoP _x	CoP _y	CoP _x	CoP _y
A	8.56(±0.35)	19.25(±0.55)	9.64(±0.96)	18.34(±2.32)	1.15	1.47
B	9.87(±0.91)	15.13(±0.25)	10.06(±1.12)	14.38(±1.02)	0.32	1.03
C	8.05(±0.13)	16.06(±0.17)	8.05(±0.32)	16.49(±0.70)	0.22	0.52
D	8.93(±0.37)	18.18(±0.30)	9.37(±0.97)	17.40(±0.96)	0.74	0.92

Difference: 프레임 당 VMPS와 MatScan의 CoP 절대차 평균

CoP_x: 프레임 당 계산된 CoP_x의 평균

CoP_y: 프레임 당 계산된 CoP_y의 평균

프레임 당 두 시스템에서 산출된 CoP의 절대차 평균은 CoP_x의 경우 0.61의 차이를, CoP_y의 경우 0.99의 차이를 보였다. 그림 3에는 외발 서기 자세를 취한 피험자 A의 Gray scale 족저압과 빨간 점으로 표시된 CoP를 나타낸다.



〈그림 3〉 Gray Scale 족저압 및 CoP
(a)MatScan (b)VMPS

3. 결론

본 연구에서는 족저압 중심을 측정하기 위해 VMPS를 개발하고 상용센서인 MatScan과 CoP를 비교 분석하여 제안된 센서의 정확도를 도출하였다. 또한, C# 기반 어플리케이션 개발을 통해 gray scale 족저압과 CoP를 실시간으로 모니터링 할 수 있었다.

하지만, 제안된 센서는 하나의 압력 감지 영역이 주변의 압력 감지 영역에 의해 영향을 받거나 영향을 가할 수 있다는 제한점이 있다. 후속 연구에서는 주변 압력 감지 영역의 영향을 제거할 수 있는 알고리즘을 개발하여 CoP 좌표의 정확도를 높이고, 제안된 센서에 교정 기능을 추가하여 RGB scale 족저압과 CoP 실시간 모니터링을 제공하고자 한다.

감사의 글

“이 논문은 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단 바이오·의료기술개발사업의 지원을 받아 수행된 연구임” (NRF-2015M3A9D7067388).

“이 논문은 2018년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임” (NRF-2018R1D1A1B07050037).

참고 문헌

- [1] 염창홍, et al., “외발서기 시 요가 수련 그룹과 비수련 그룹의 시각정보 유무에 따른 정적균형능력 비교 분석”, 한국여성체육학회지, 21.4, 1-15, 2007.
- [2] 박기덕, “골반교정이 초등학교생들의 평형성, 유연성 및 하지길이에 미치는 영향”, 한국발육발달학회지, 13.2, 13-22, 2005.
- [3] 유실, “요가수련전후 한발서기자세의 좌우대칭력 평가”, 한국운동역학회지 24.4, 391-397, 2014.
- [4] 장기연, and 우희순, “여성노인에게 적용한 낙상예방 작업치료가 균형 능력에 미치는 영향”, 한국콘텐츠학회논문지, 10.3, 232-240, 2010.
- [5] Schofield, Jonathon S., et al., “The effect of biomechanical variables on force sensitive resistor error: Implications for calibration and improved accuracy”, Journal of biomechanics 49.5, 786-792, 2016.
- [6] Wang, Changwon, et al., “Preliminary Clinical Application of Textile Insole Sensor for Hemiparetic Gait Pattern Analysis”, Sensors, 19.18, 3950, 2019.
- [7] Aqueveque, Pablo, et al., “Gait Segmentation Method Using a Plantar Pressure Measurement System with Custom-Made Capacitive Sensors”, Sensors, 20.3, 656, 2020