

# 지능형 대퇴의족 사용자의 보행 의도 추정을 위한 소켓 내 압력 변화 측정 센서 개발에 관한 연구

## A Study on the Development of In-Socket Pressure Change Measurement Sensor for Estimation Locomotion Intention of Intelligent Prosthetic leg User

박 나 연\*, 엄 수 홍\*, 이 응 혁\*★

Na-Yeon Park\*, Su-Hong Eom, Eung-Hyuk Lee\*★

### Abstract

The prosthetic leg is a device that performs walking instead of an amputated lower limb, and requires a change in locomotion mode by providing the user's intention to respond to a discontinuous locomotion environment. Research has been conducted to detect the users' intentions through biomechanical features inside the socket that directly contacts the cut site in demand for natural locomotion mode changes without external control equipment. However, there is still a need for a sensor system that is suitable for the internal environment of the main body and socket of the cut site. Accordingly, this paper proposed a film-type sensor system that is suitable for the main body characteristics of the cut site, is not affected by the temperature and humidity conditions inside the socket, and is easy to manufacture in various sizes. The proposed sensor is manufactured based on Velostat film and takes into account the pressure measurement characteristics that vary with size. Through the experiment, the change in the internal pressure of the socket due to the intentional posture performance of the wearer was measured, and the possibility of detecting the intention to change the locomotion mode was confirmed.

### 요 약

대퇴의족은 절단하지를 대체하여 보행을 수행하는 기기이며, 불연속적으로 변하는 보행 환경에 대응하기 위해 사용자의 의도 제어를 통한 보행 모드 변경을 요구한다. 외부의 제어 기기 없는 자연스러운 보행 모드 변경을 위한 요구로 절단 부위와 직접 접촉하는 소켓 내부의 생체 역학적 특징을 통해 사용자의 의도를 검출하는 연구가 수행되어 왔다. 하지만 아직까지 절단 부위의 신체 및 소켓 내부 환경에 적합한 센서 시스템의 요구가 남아있다. 따라서 본 연구에서는 절단 부위의 신체 특성에 적합하고 소켓 내부 온도도 조건에 영향을 받지 않으며 다양한 크기의 제작이 쉬운 필름 형태의 센서 시스템을 제안하였다. 제안된 센서는 Velostat 필름으로 제작되었으며 크기에 따라 달라지는 압력 계측 특성이 고려되었다. 실험을 통해 착용자의 의도적인 자세 수행에 의한 소켓 내부 압력 변화를 계측하였으며 보행 모드 변경 의도 검출의 가능성을 확인하였다.

*Key words : Prosthetic leg, In-Socket System, Pressure Sensor, Velostat®, Soft Sensors*

\* Dept. of Electronics Engineering, Tech University of Korea

★ Corresponding author

E-mail: ehlee@tukorea.ac.kr, Tel: +82-31-8041-0477

※ Acknowledgment

"This research was supported by the MSIT(Ministry of Science and ICT), Korea, under the ITRC(Information Technology Research Center) support program(IITP-2022-2018-0-01426) supervised by the IITP(Institute for Information & Communications Technology Planning & Evaluation)"

"This research was supported by the Bio & Medical Technology Development Program of the NRF funded by the Korean government", MSIP(NRF-2017M3A9E2063260)

"This research was supported by a grant of Korea Health Technology R&D Project through the Korea Health Industry Development Institute(KHIDI), funded by the Ministry of Health & Welfare, Republic of Korea(HJ22C0003)"  
Manuscript received Jun. 9, 2022; revised Jun. 21, 2022; accepted Jun. 23, 2022.

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.

## 1. 서론

대퇴의족은 사고 및 질병으로 인하여 슬관절 이하가 절단된 환자의 신체기능 복원을 위한 보조기기 이다[1, 2]. 대퇴의족은 과거 하지 절단 장애인의 보행 시 신체 지지 및 미용 목적을 시작으로 1990년대 이후 비 절단자의 보행동작을 보다 유사하게 모방하기 위하여 전자제어식 의족으로 연구 개발 되고 있으며, 현재는 단순 보행 기능 모방과 더불어 다양한 일상 생활 동작 까지 모방이 가능한 수준이다[3, 4]. 그러나 이러한 첨단의족에도 한계점이 존재한다. 불연속적인 보행 환경에 대응하여 환경에 적합한 보행 방식으로의 변경이 필요한 시점에서 의족의 스스로의 유연한 대처가 어려운 것이 그 한계이다[5].

제기한 첨단 의족의 한계점은 기술적 한계가 아닌 의족 사용자의 안전보장을 위한 운용상 한계라 볼 수 있다. 일반적인 로봇 시스템과 달리 의족은 사람이 직접 착용하여 보행을 지원하는 기기로서 소실된 신체 일부를 대체하는 시스템이다. 특히 대퇴 의족은 타 의지와 비교하여 신체를 대체 및 지지하는 비중이 높아 낙상으로 인한 사고 발생의 우려가 존재한다. 따라서 의족의 자율적인 보행 모드 변경 기능의 신뢰성이 아무리 우수하다 하더라도 단 한번의 오동작이 발생 시 착용자 안전을 보장할 수 없는 사태를 초래하기 때문에 해당 기능에 있어서는 기술의 발전대비 보수적일 수 밖에 없다.

현재까지 보행 모드를 변경하는 방법으로 외부의 조작 장비 혹은 애플리케이션을 통해 변경하는 방식을 신뢰하고 있다[6, 7, 8]. 하지만 의족 착용자들은 외부의 장치 소지에 따른 부담과 외부의 장치를 꺼내 조작하는 과정에서 발생하는 부자연스러움에 불편함을 느껴 자연스러운 보행 모드 변경 방식을 요구하고 있다[7, 9].

이러한 요구에 따라 최근 근전도 센서를 사용하여 보행 모드 변경 의도를 검출하는 연구가 수행되었다. 근전도 센서는 근육의 움직임에 따라 변하는 전기적 신호를 검출하는 센서로 의도적인 근육 움직임을 통해 외부의 조작 장비 없이 보행 모드 변경이 가능하다[10, 11, 12]. Fan Zhang과 연구진은 근전도 센서를 소켓 내부 잔여 사지에 부착하여 사용자의 의도를 판단하는 연구를 수행하였다[12]. 하지만 근전도 센서를 의족의 소켓 내부에 적용하기에는 몇 가지 한계가 존재한다. 근전도 센서가 부착되는 절단 부위에 피부 연장 시술 혹은 인공 피부가 이식된 경우 명확한 근전도 신호의 검출이 어렵다. 또한, 대퇴 의족 착용자의 환부 상태에 따라 착용하는 소켓 내

실리콘 라이너를 착용함에 따라 땀 발생 등의 피부 상태 변화에 취약하며, 장시간 활동으로 인한 근 피로도 누적 시 검출 신호의 신뢰성이 떨어진다[13, 14, 15]. 근전도 신호 취득 방식은 단시간의 제한된 조건 내에서 우수한 검출이 가능하며 신뢰성 높은 알고리즘 구현이 가능하지만 이러한 이유로 기술의 대중화는 쉽지 않은 실정이다.

이러한 문제점을 개선하고자 소켓 내 압력 변화를 바탕으로 의족 착용자의 보행 의도 검출에 관한 연구가 시도되고 있다. 소켓 내부의 압력 변화는 근전도 신호 취득 방식 대비 근 피로도 및 절단 부위의 피부 상태에 따른 영향이 적은 장점이 있다. 단일 압력센서만을 사용하여 소켓 내부의 압력 변화를 측정하는 방식은 보행의 실시간적인 분석에는 활용이 어렵지만, 불연속적인 압력 변화를 측정하여 사용자의 의도를 검출하기 위한 용도로의 사용에는 근전도 센서의 단점을 보완할 수 있어 유리하다. 압력 변화 측정을 위해 Enhao Zheng과 그의 연구진은 정전용량형 압력 센서를 사용하여 C-Sens를 제작하였고, 이를 소켓 내부에 적용하여 계단과 평지 간 보행 모드 변경 신호를 검출하고자 하였다[15]. Jordan Tabor와 연구진은 용량성 센서를 섬유 형태로 제작하여 잔여 대퇴 사지와 소켓 내부의 압력 간의 상관관계를 파악하고자 하였다[16]. 하지만 정전용량형 압력센서는 온도와 습도에 취약하므로 밀폐형 구조로 인해 온도 상승이 잦고 땀 발생량이 많은 소켓 내부에의 적용에는 부적합하다. 또한, 신체에 존재하는 용량성 성분으로 인해 센서의 측정 값에 영향을 미친다[17]. 이와 비교하여 저항 변화형 압력센서는 신체의 용량성 성분 및 온·습도의 영향이 적다. 하지만 상용 저항 변화형 압력센서는 경질의 특성이 있어 굴곡이 존재하는 소켓 내부에의 적용 시 들뜸 등의 부정합 발생 가능성이 있으며, 보행 시 장시간 다수가해지는 물리적 힘으로 인해 센서와 접촉되는 신체에 상처를 유발한다. 이 때문에 유연한 필름 형태의 저항 변화형 압력센서를 사용하여 소켓 내부의 압력 변화를 측정하고자 하는 연구들이 수행되어왔다. Armando Ferreira와 연구진은 탄소나노튜브가 첨가된 필름 형태의 저항 변화형 센서를 제작하여 소켓 내부에 부착하였고, 이를 통해 소켓 내부의 압력 분포를 확인하였다[18]. 하지만 상용 필름 센서와 연구에 사용된 센서들은 대퇴부 면적에 비해 크기가 작아 배열 형태의 제작이 필요하며 이에 따른 추가적인 주문 제작 비용과 시간을 소요하게 된다.

따라서 본 논문에서는 절단 부위의 신체 특성에 적합하고 소켓 내부 온습도 조건에 영향을 받지 않으며 다양한 크기의 제작이 쉬운 필름 형태의 센서 시스템을 제안

한다. 제안한 센서 시스템은 필름 형태로 유연하며 압력 인가에 따라 저항값이 변하는 FSR 기반 Velostat 필름을 사용하여 제작되었다. 이처럼 Velostat 필름으로 제작된 압력 센서는 소켓 내부 적용에 유리하므로 Matthew Hopkins와 연구진은 반경 5 mm 이내의 다수의 Velostat 센서를 배열 형태로 제작하여 자세에 따른 소켓 전면의 압력 변화를 확인하고자 하였다[19]. 하지만 다음의 연구는 크기에 따라 달라지는 Velostat의 압력 계측 특성이 고려되지 않았으며, 제작된 센서의 크기 선정 근거가 명확하게 제시되지 않았다.

따라서 본 연구에서는 Velostat 필름의 크기에 따라 달라지는 압력 계측 특성을 고려하여 소켓 내부 유효 압력 범위에 적합한 크기의 센서 시스템을 제작하였다. 소켓 전체의 내부압력 분포를 확인하고자 하는 연구에서 검증한 소켓 내부압력 범위는 200 kPa 이내 이므로[20, 21, 22] 해당 범위 내에서 선형적인 압력 계측 특성을 보이는 크기의 센서 시스템을 제작하는 과정을 기술하였다. 실험을 통해 선정된 센서를 소켓 내부에 부착하여 사용자의 의도적 동작 수행에 따른 특징점 도출이 가능함을 확인하였다.

## II. 본론

본 논문은 절단 부위의 신체 특성에 적합하고 소켓 내부 온도도 조건에 영향을 받지 않으며 다양한 크기의 제작이 쉬운 필름 형태의 센서 시스템을 제안한다. 제안된 계측 시스템은 연질의 특성이 있으며 압력에 따라 저항이 바뀌는 FSR 기반의 Velostat 필름을 사용하여 제작되었다. Velostat 필름으로 제작된 센서는 크기에 따라 압력 계측 변화 특성이 다르므로 소켓 내부 적용에 적합한 센서의 크기를 선정해야 한다. 본문에서는 소켓 내부 유효 압력 범위 내에서 정량화된 압력 계측이 가능한 센서의 선정 및 제작 과정을 기술한다.

### 1. Velostat film

Velostat 필름은 주로 정전 및 방전에 취약한 제품을 보호하기 위한 포장재로 사용되는 전기 전도성이 있는 재료이다[23]. Velostat film은 그림 1과 같이 외부 압력을 인가하면 전도층이 압축되고 이로 인해 전기저항과 통전 전류가 변화한다. 이를 가변 저항과 같이 적용하여 압력 인가 시 변화하는 저항값을 계측하면 인가 압력의 크기를 확인할 수 있다[24, 25, 26]. Velostat film은 그림 2와 같이 크기가 커질수록 초기 저항값은 작으며

이로 인해 압력 인가 시의 저항 변화량 또한 크기에 따라 다른 특성이 존재한다. 따라서 Velostat 필름을 사용하여 압력센서를 제작하기 위해서는 사용 목적 및 압력 계측 범위를 고려하여 적합한 센서의 크기를 선정하는 과정이 필요하다.

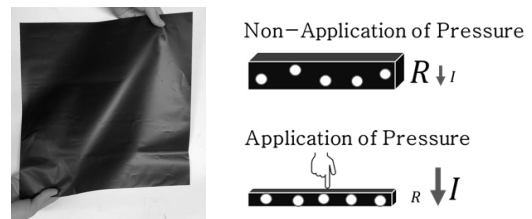


Fig. 1. Velostat film and Pressure measurement principle.  
그림 1. Velostat film과 압력 감지 원리

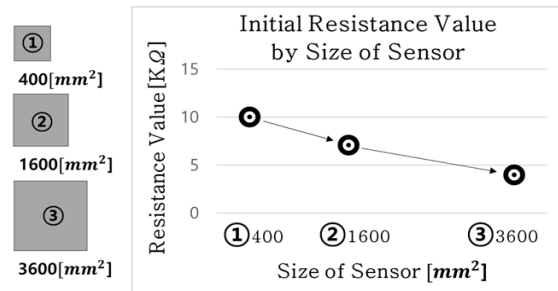


Fig. 2. Initial resistance value by Velostat sensor size.  
그림 2. Velostat 센서 크기 별 초기 저항값

### 2. Velostat 기반 압력센서의 제작 과정 및 인가 압력 계측 방법

#### 가. Velostat 필름 기반 압력센서 제작

Velostat 필름 기반 압력센서의 제작 방법은 그림 3과 같다. Velostat 필름 양면에 구리 필름이 부착된 샌드위치 형태로 제작된다. Velostat 필름은 인가 압력 세기에 따라 저항값이 변하므로 그림 3의 우측과 같이 전압 분배 회로를 구성하면 식 1에 따른 출력 전압값을 통해 인가된 압력의 크기를 구할 수 있다. 압력 인가에 따른 차이를 확인하기 위해서는 휘스톤 브릿지 회로를 구성하는 것이 유리하지만, 본 연구에서는 센서 크기 선정을 위한 간이 실험을 수행하고자 비교적 간단한 전압 분배 회로를 구성하였다. 압력 인가 시의 계측되는 전압은 하강보다 상승의 양상을 보일 때 신호 검출에 용이하다 판단되어 Velostat 센서를 인가전압에 가까운 상부에, 내부 참조 저항을 접지에 가까운 하부에 부착하여 회로를 구성하였다. 전압 분배 회로 구성에 사용되는 내부 참조 저항은 압력 비인가 시의 초기 상태에서 500mV 출력이 발생하도록 선정하였다.

$$V_{out} = V_{cc} \times \frac{R_{reference}}{R_{velostat} + R_{reference}} \quad (1)$$

나. 소켓 내부압력 계측 방법

소켓 내부에 작용하는 압력의 힘은 그림 4와 같이 실제 하지의 움직임 방향에 따른 물리적 힘( $F_{LM}$ , Limb Movement Force)과 근육 수축 시에 발생하는 힘( $F_{MC}$ , Muscle Contraction Force)의 합이며 식 2를 따른다 [13]. 의족 착용자의 기립 자세에서 발생하는 압력 힘은 지면 방향으로 인가되는 근육 힘에 의해 그림 4-(a)와 같이 나타나며, 족척과 지면을 분리하여 하지를 낮게 들어 올린 자세에서 발생하는 압력 힘은 4-(b)와 같이 나타난다. 따라서 착용자의 의도적인 하지 움직임과 근육의 움직임 발생 시 압력의 변화가 발생할 것이며 소켓 내부에 압력센서를 부착하여 이를 계측하면 보행 모드 변경을 위한 사용자의 의도 검출이 가능할 것이다. 실험을 통해 소켓 내부 압력 범위 내에서 선형 및 정량적 압력 계측이 가능한 센서를 제작하고, 이를 소켓 내부에 적용하여 사용자의 모드 변경 의도 검출의 가능성을 검증하고자 한다.

$$F = F_{LM} + F_{MC} \quad (2)$$

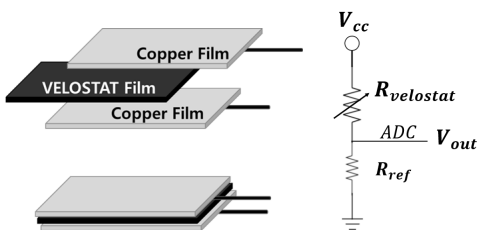


Fig. 3. Method of making pressure sensor(left), Applied pressure measurement circuit(right).

그림 3. 압력센서 제작 방법(좌), 인가 압력 계측 회로(우)

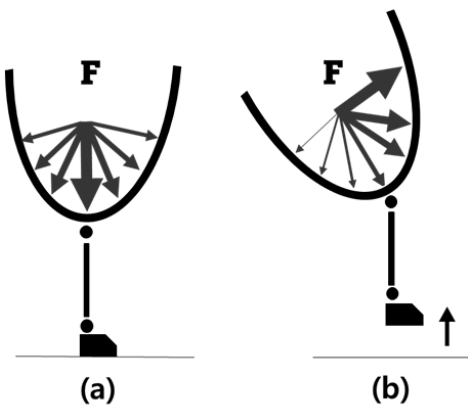


Fig. 4. Action pressure force inside socket.

그림 4. 소켓 내부의 작용 압력 힘

III. 실험 및 검증

1. Velostat 기반 센서 제작 및 압력 인가에 따른 계측 특성 실험

가. 센서 크기에 따른 특성 확인 실험

Velostat 기반 압력센서는 제작 크기가 클수록 초기 저항값은 작으며 이로 인해 압력 인가에 따른 저항 변화 특성 또한 달라진다. 따라서 크기에 따른 계측 저항의 상관관계를 파악하고자 본 실험 전 3가지 크기의 간이 센서를 제작하여 압력 인가 실험을 수행하였다. 제작 센서는 가로를 20 mm로 고정하여 400, 600, 800 mm<sup>2</sup> 크기로 제작하였다. 제작된 센서에 0 kPa에서 최대 500 kPa 까지 순차적으로 압력을 인가하여 이에 따른 저항값의 변화를 그림 5에 나타내었다.

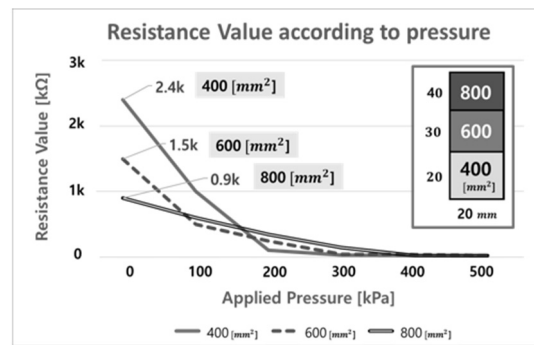


Fig. 5. Resistance changes according to applied pressure.

그림 5. 인가 압력에 따른 저항 변화

다음의 실험을 통해 확인된 특징은 다음과 같다.

1. 초기 저항값은 센서의 크기가 작을수록 크다.
2. 압력 인가 시 저항 변화 양상이 다르다.
3. 최소 저항에 도달하는 포화 지점이 다르다.

이처럼 크기에 따라 압력이 계측되는 특성이 다르므로 Velostat film을 사용하여 압력센서 제작 시에는 사용 목적에 따라 제작 센서의 크기를 고려해야 한다. 본 연구는 소켓 내부의 압력 계측 시스템이므로 소켓 내부 유효 압력 범위 내에서 선형적인 압력 계측 특성을 보이는 센서를 선정하고자 한다.

나. Velostat 기반 압력센서 제작

Velostat 기반 압력센서는 제작 크기에 따라 저항 계측 특성이 달라진다. 따라서 대퇴 소켓 내부의 압력 변화를 계측하기 위해서는 소켓 내 유효 압력 계측 범위에 적합한 센서의 크기를 파악해야 한다. 따라서 소켓 내부 평균 압력 범위인 200 kPa 이내에서 선형적인 압력 변

화 분포가 나타나는 센서의 크기를 선정하고자 그림 7과 같이 6가지 크기의 직사각형 형태의 센서와 9가지 크기의 직사각형 센서를 제작하였다.

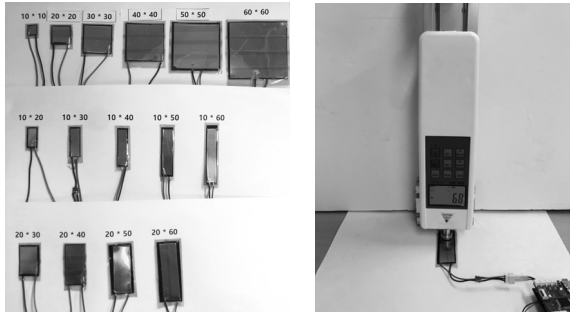


Fig. 6. made sensors(left) and pressure measurement experiment(right).  
 그림 6. 제작 센서들(좌)과 압력 계측 실험(우)

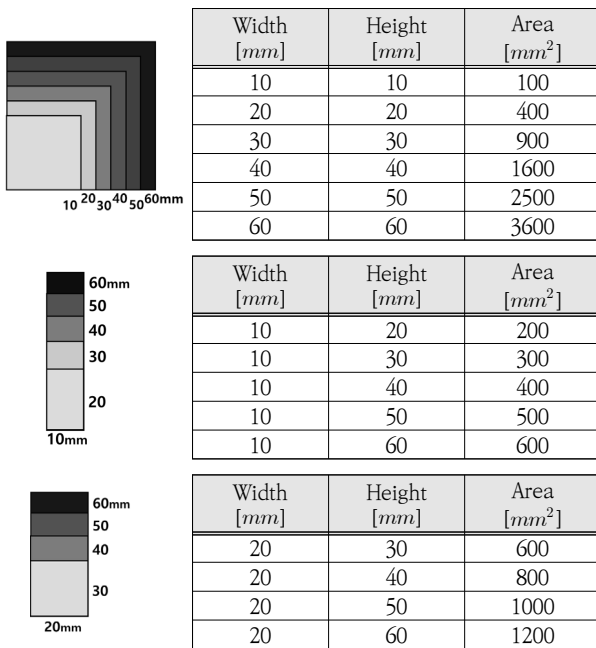
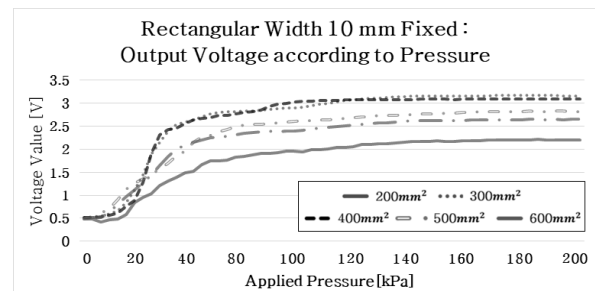


Fig. 7. Sensor group for pressure measurement experiment according to size.  
 그림 7. 크기에 따른 압력 계측 실험을 위한 센서군

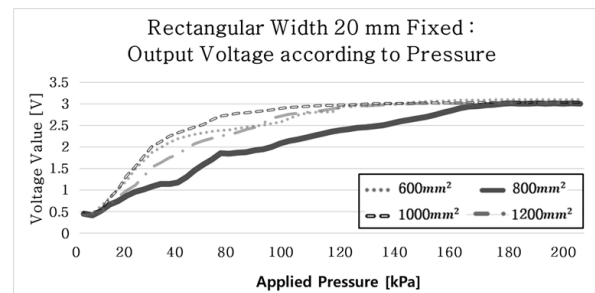
다. 압력 인가 실험 및 센서 크기 선정

각 센서 크기 별 인가 압력에 따른 계측 값과 그 양상을 파악하기 위해 그림 6의 우측과 같이 포스 게이지를 사용하여 0 kPa 이상 200 kPa 이하의 압력을 순차적으로 인가하였고, 이에 따른 결과를 그림 8에 나타내었다. (a)는 가로가 10mm로 고정된 직사각형 센서군, (b)는 가로가 20mm로 고정된 직사각형 센서군, (c)는 직사각형 형태 센서 군의 계측 결과이다. 제작한 15개의 센서 중 (b)의 면적 800mm<sup>2</sup> 크기의 센서와 (c)의 900mm<sup>2</sup>,

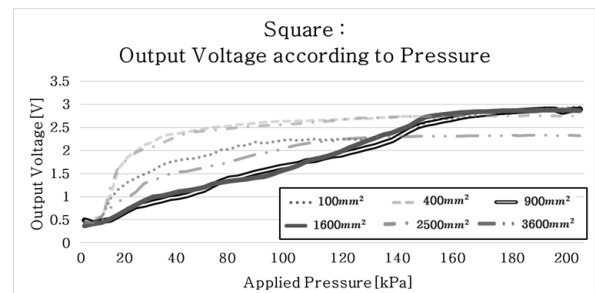
1600mm<sup>2</sup> 크기의 센서에서 인가 압력에 따른 출력값의 선형적인 경향이 나타남을 확인하였다. 하지만 (c)의 두 센서의 경우 최대 압력 출력값이 2.7 V로 참조 전압인 3.3V에 비해 낮으며, 140 kPa에서 조기 포화 상태에 도달하여 적합하지 않다. 이와 비교하여 최대 압력 출력값이 3V로 비교적 높으며 170 kPa 부근에서 포화 상태에 도달하는 (b) 800 mm<sup>2</sup> 크기의 센서를 소켓 내부 적용에 적합한 압력센서로 선정하였다.



(a)



(b)



(c)

Fig. 8. Output voltage according to sensor size.

- (a) Rectangular Group 1: Width fixed 10 mm
- (b) Rectangular Group 2: Width fixed 20 mm
- (c) Square Group.

그림 8. 센서 크기 별 출력 전압값

- (a) 가로 10mm 고정 직사각형 센서군 (b) 가로 20mm 고정 직사각형 센서군 (c) 정사각형 센서군

본문에서는 소켓 내부 유효 압력 범위 내에서 정량화된 압력 계측이 가능한 센서의 선정 및 제작 과정을 기술한다.

선정된 800mm<sup>2</sup> 크기 센서를 소켓 내부에 부착하여 유효 압력 범위 내 정량화된 압력 계측이 가능하도록 선형보간법을 적용하였고, 그림 9와 같이 10회의 압력 인가 실험을 반복하여 인가 압력에 따른 계측량의 선형적인 분포를 확인하였다.

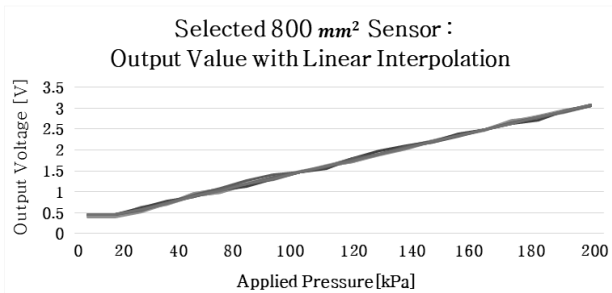


Fig. 9. Pressure measurement value of selected 800 mm<sup>2</sup> sensor: Linear interpolation applied.  
 그림 9. 선정된 800 mm<sup>2</sup> 센서의 압력 계측 값 : 선형보간법 적용

**2. 소켓 내부압력 계측을 통한 보행 변경 의도 검출 실험**  
 가. 실험 방법

제작한 센서의 소켓 내부압력 변화 계측과 이에 따른 착용자의 의도 분류 가능성을 확인하기 위해 그림 10과 같이 비 절단 자의 착용이 가능하도록 제작된 실험용 의족의 소켓 내부에 센서를 부착하여 실험 프로세스 1에 따라 실험을 수행하였다. 실험의 시작은 기립 자세이며 그림 11의 (a) 동작이다. 기립 자세 후 (b)와 같이 족척과 지면이 분리되도록 하지를 들어 올리는 자세를 취하며 이를 (c), (d)의 순서로 반복 수행한다.

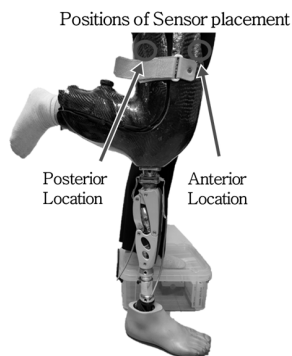


Fig. 10. Experimental prosthetic leg and Positions of sensor placement.  
 그림 10. 실험용 의족 착용 모습과 소켓 내 부착된 압력센서 위치

**나. 실험 결과**

실험 프로세스 1은 족척과 지면의 접촉 및 분리 자세

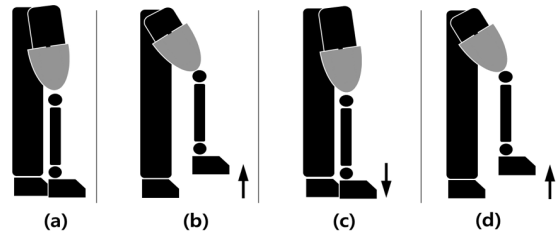


Fig. 11. Experimental Process 1.  
 그림 11. 실험 프로세스 1

**실험 프로세스 1 : 하지 승강 반복**

- ① 족척과 지면 접촉 : 체중 인가, 기립 자세
- ② 족척과 지면 비접촉 : 체중 비인가
- ③ 1과 2의 지면 접촉 및 비접촉 과정 2회 반복 수행

수행 시의 압력 변화를 계측하고자 하는 실험이다. 족척과 지면이 접촉하는 기립 자세에서는 신체의 하중에 의한 초기압력이 발생한다. 이는 그림 12의 ①, ③과 같이 대퇴부 전면부는 100 kPa, 후면부는 60 kPa의 압력으로 나타난다. 사용자의 의도적인 자세 변화를 제공하고 자 지면에 접촉된 하지를 낮게 들어 올려 족척과 지면을 분리하는 자세를 수행하였다. 이로 인해 신체 하중이 제거되어 ②, ④와 같이 소켓 내부의 압력이 감소한다. 사용자의 의도적인 족척과 지면 접촉/분리 자세를 통해 전면부의 경우 약 100 kPa의 변화량이, 후면부에서는 약 30 kPa의 변화량이 발생하므로 이를 통해 족척과 지면의 접촉/비접촉 자세를 분류하고 이를 보행 모드 변경 신호로의 사용 가능성을 확인하였다.

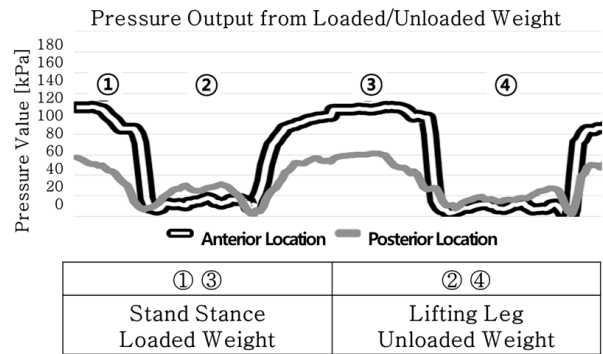


Fig. 12. Pressure Output from Loaded and Unloaded Weight.  
 그림 12. 체중 인가와 비인가 시의 압력 출력량

**IV. 결론**

본 논문에서는 절단 부위의 신체 특성에 적합하고 소

켓 내부 온습도 조건에 영향을 받지 않으며 다양한 크기의 제작이 쉬운 필름 형태의 센서 시스템을 제안하였다. 소켓 내부 적용에 적합한 압력센서 시스템을 제작하기 위해 Velostat 필름을 사용하였으며 소켓 내부 유효 압력 범위에 적합한 크기를 선정하였다. 제작된 센서를 의족 소켓 내부에 부착하였고, 족척과 지면의 접촉 여부에 따른 체중 인가/비인가 자세의 구분을 통해 의도적인 자세 수행에 따른 특징점 도출이 가능함을 확인하였다. 추후 제작 센서를 다양한 실험자에게 적용하여 계측 범위 확인 및 검출 임계값 설정 과정이 필요할 것이며, 본 연구에서 수행한 족척과 지면의 접촉/분리 자세와 분류되는 자세의 검출 가능성 확인을 위한 추가 연구가 필요할 것이다.

## References

- [1] Linda Paternò, "Sockets for Limb Prostheses: A Review of Existing Technologies and Open Challenges," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.65, Issue.9, 2018. DOI: 10.1109/TBME.2017.2775100
- [2] Rene Fluit, "A Comparison of Control Strategies in Commercial and Research Knee Prostheses," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.67, No.1, 2020. DOI: 10.1109/TBME.2019.2912466
- [3] M. Goldfarb, "Realizing the promise of robotic leg prostheses," *Sci. Translational Med.*, Vol.5, No. 210, 2013. DOI: 10.1126/scitranslmed.3007312
- [4] Qinjian Li, "Neural-Dynamics Optimization and Repetitive Learning Control for Robotic Leg Prostheses," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol.27, No.2, 2022. DOI: 10.1109/TMECH.2021.3071936
- [5] Lin Du, "Toward Design of an Environment Aware Adaptive Locomotion-Mode-Recognition System," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.59, No.10, 2012. DOI: 10.1109/TBME.2012.2208641
- [6] Gholamreza Khademi, "Toward Minimal-Sensing Locomotion Mode Recognition for a Powered Knee-Ankle Prosthesis," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.68, No.3, 2021. DOI: 10.1109/TBME.2020.3016129
- [7] Richard B. Woodward, "Real-Time Adaptation of an Artificial Neural Network for Transfemoral Amputees Using a Powered Prosthesis," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.69, No.3, 2022. DOI: 10.1109/TBME.2021.3120616
- [8] S. R. Fairhurst, "Sensor based control of a bimodal ankle-foot prosthesis with a smart phone interface," *J. Med. Devices*, vol.9, no.3, pp.030907, 2015.
- [9] Aaron J. Young, "A Training Method for Locomotion Mode Prediction Using Powered Lower Limb Prostheses," *IEEE Transactions on Neural systems and Rehabilitation Engineering*, Vol.22, No.3, 2014. DOI: 10.1109/TNSRE.2013.2285101
- [10] Stephanie Huang, "Locomotor Adaptation by Transtibial Amputees Walking With an Experimental Powered Prosthesis Under Continuous Myoelectric Control," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol.24, No.5, 2016. DOI: 10.1109/TNSRE.2015.2441061
- [11] Fan Zhang, "Source Selection for Real-Time User Intent Recognition Toward Volitional Control of Artificial Legs," *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, Vol.17, No.5, 2013. DOI: 10.1109/JBHI.2012.2236563
- [12] Seong Ho Yeon, "Acquisition of Surface EMG Using Flexible and Low-Profile Electrodes for Lower Extremity Neuroprosthetic Control," *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, Vol.21, No.5, 2016. DOI: 10.1109/TMRB.2021.3098952
- [13] Farahiyah Jasni, "In-Socket Sensory System for Transfemoral Amputees Using Piezoelectric Sensors: An Efficacy Study," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol.21, No.5, 2016. DOI: 10.1109/TMECH.2016.2578679
- [14] Zuojun Liu, "Intent Pattern Recognition of Lower-limb Motion Based on Mechanical Sensors," *IEEE/CAA Journal of Automatica Sinica*, Vol.4, No.4, 2017. DOI: 10.1109/JAS.2017.7510619
- [15] Enhao Zheng, "A Noncontact Capacitive

Sensing System for Recognizing Locomotion Modes of Transtibial Amputees,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.61, No.12, 2014.

DOI: 10.1109/TBME.2014.2334316.

[16] Jordan Tabor, “Textile-Based Pressure Sensors for Monitoring Prosthetic-Socket Interfaces,” *IEEE Sensors Journal*, Vol.21, NO.7, 2021.

DOI: 10.1109/JSEN.2021.3053434

[17] Haiying Huang, “A Stacked Dual-Frequency Microstrip Patch Antenna for Simultaneous Shear and Pressure Displacement Sensing,” *IEEE Sensors Journal*, Vol.17, No.24, 2017.

DOI: 10.1109/JSEN.2017.2765893

[18] Armando Ferreira, “Piezoresistive Polymer Based Materials for Real-Time Assessment of the Stump/Socket Interface Pressure in Lower Limb Amputees,” *IEEE Sensors Journal*, Vol.17, No.7, 2017. DOI: 10.1109/JSEN.2017.2667717

[19] Matthew Hopkins “Examination of the Performance Characteristics of Velostat as an In-Socket Pressure Sensor,” *IEEE Sensors Journal*, Vol.20, No.13, 2020. DOI: 10.1109/JSEN.2020.2978431

[20] Peng Dou, “Pressure distribution at the stump/socket interface in transtibial amputees during walking on stairs, slope and non-flat road,” *Clinical Biomechanics*, 2006.

DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2006.06.004

[21] T. Dumbleton, “Dynamic interface pressure distributions of two transtibial prosthetic socket concepts,” *J. Rehabil. Res. Develop.*, vol.46, no.3, pp.405-415, 2009.

DOI: 10.1682/JRRD.2008.01.0015

[22] T. L. Beil, “Interface pressures during ambulation using suction and vacuum assisted prosthetic sockets,” *J. Rehabil. Res. Develop.*, vol.39, no.6, pp.693-700, 2002.

[23] Roberto de Fazio, “Development of a Self-Powered Piezo-Resistive Smart Insole Equipped with Low-Power BLE Connectivity for Remote Gait Monitoring,” *Sensors Journal*, Vol.21, Issue.13, 2021. DOI: 10.3390/s21134539

[24] Liangqi Yuan, “Velostat Sensor Array for Object Recognition,” *IEEE Sensors Journal*, Vol.22,

No.2, 2022. DOI: 10.1109/JSEN.2021.3132793

[25] Andrius Dzedzickis, “Polyethylene-Carbon Composite (Velostat®) Based Tactile Sensor,” *Polymers Journal*, Vol.12, Issue.12, 2020.

DOI: 10.3390/polym12122905

[26] Anis Fatema, “A Low-Cost Pressure Sensor Matrix for Activity Monitoring in Stroke Patients Using Artificial Intelligence,” *IEEE Sensors Journal*, Vol.21, No.7, 2021.

DOI: 10.1109/JSEN.2021.3054406

## BIOGRAPHY

### Na-Yeon Park (Member)



2021 : BS degree in Energy and Electrical Engineering, Tech University of Korea.

2021~current : Candidate for MS degree in Electronics Engineering, Tech University of Korea

Interest : Rehabilitation Engineering, Embedded System, Intelligent Service Robot

### Su-Hong Eom (Member)



2009 : BS degree in Electronics Engineering, Tech University of Korea.

2011 : MS degree in Information and Communications Engineering, Tech University of Korea.

2017 : PhD degree in Information and Communication Engineering, Tech University of Korea.

2017~current: Research Professor, Dept. of Electronics Engineering, Tech University of Korea

### Eung-Hyuk Lee (Member)



1985 : BS degree in Electronic Engineering, Inha University.

1987 : MS degree in Information and Electronics Engineering, Inha University.

1997 : Ph. D degree in Information and Electronic Engineering, Inha University.

2000~current : Professor, Dept. of Electronics Engineering, Tech University of Korea