



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

석사학위논문

3D 프린팅 기반 다축 에어캡 구조
압력 센서 구현에 관한 연구

문 수 영

제주대학교 대학원
메카트로닉스공학과

2024년 2월

3D 프린팅 기반 다축 에어갭 구조 압력 센서 구현에 관한 연구

이 논문을 공학 석사학위 논문으로 제출함

문수영

제주대학교 대학원

메카트로닉스공학과

지도교수 최경현

문수영의 공학 석사학위 논문을 인준함

2023년 12월

심사위원장

이종환



위

원

양영진



위

원

최경현



**A Study on 3D printing-based
implementation of multi-axis air gap
structural pressure sensor**

Su-Yeong Moon
(Supervised by professor Kyung-Hyun Choi)

**A thesis submitted in partial fulfillment of the requirement
for the degree of Master of Engineering**

2023. 12.

This thesis has been examined and approved.

Jong Hwan Lim

Thesis committee chair, Jong-Hwan Lim, Prof. of Mechatronics. Eng.

Young Jin Yang

Thesis committee member, Young-Jin Yang, Ph.D. of
Korea Institute of Industrial Technology (KITECH)

Choi Kyung-Hyun

Thesis director, Kyung-Hyun Choi, Prof. of Mechatronics. Eng.

December 2023

Date

**Department of Mechatronics Engineering
GRADUATE SCHOOL
JEJU NATIONAL UNIVERSITY**

Thesis for the degree of Master of Engineering

A Study on 3D printing-based
implementation of multi-axis air gap
structural pressure sensor

Su-Yeong Moon

Department of Mechatronics Engineering
The Graduate School
Jeju National University

February 2024

목 차

LIST OF FIGURES	i
LIST OF TABLES	iv
요약	v
I. 서 론	1
II. 이론적 배경	7
1. 정전용량식 압력 센서	7
2. 에어갭 구조 유전체	10
III. 설계 및 제작	12
1. 다축 에어갭 구조 압력 센서 설계	12
1) 소재 유전상수 측정 및 분석	12
2) 유전체 모델링	14
3) 구조별 변형 및 유전상수 분석	15
2. 다축 에어갭 구조 압력 센서 제작	20
1) 유전체 제작	20
2) 압력 센서 제작	22

IV. 결과 및 고찰	23
1. 에어젯 구조에 따른 압력 센서의 민감도	23
2. 다축 에어젯 구조 압력 센서 성능 평가	33
3. 웨어러블 디바이스로써의 활용	38
V. 결 론	42
참 고 문 헌	44
ABSTRACT	I

LIST OF FIGURES

Fig. 1 Pressure classification and application of pressure sensors	2
Fig. 2 Types of pressure sensor methods	3
Fig. 3 Electric field and Gaussian surface of two parallel electrode plates	7
Fig. 4 Schematic of the deformation of a capacitive pressure sensor during pressure application. (a) Bulk structure, (b) Air gaps structure, (c) Tilting air gaps structure	11
Fig. 5 Dielectric constant measurement equipment and specimen	12
Fig. 6 Dielectric constant measurement for Agilus30 material frequency for 10 samples.	13
Fig. 7 Graph of dielectric constant of polymer materials used in capacitive pressure sensors	13
Fig. 8 Model air gap structures by axis, tilting angle, and pore size	14
Fig. 9 Ansys 2021, a simulation tool used for finite element analysis	15
Fig. 10 Height displacement graph for 35 kPa pressure for an air gap axis structure.	16
Fig. 11 Height displacement graph for 35 kPa pressure for an air gap tilting angle structure	17
Fig. 12 Height displacement graph for 35 kPa pressure for an air gap pore size structure	17
Fig. 13 Graph of the effective dielectric constant as a function of air gap structure in the initial state (a) by axis, (b) by tilting angle, and (c) by pore size	19
Fig. 14 Components of Polyjet 3D printing	20
Fig. 15 Manufacturing process for multi-axis air gap structured dielectrics ·	21
Fig. 16 Structure of a capacitive pressure sensor with air gap	22

Fig. 17 Photograph of a capacitive pressure sensor made of air gap structured dielectric layers	22
Fig. 18 Schematic illustration of the experimental setup	23
Fig. 19 Capacitance variation graph with the number of axis for pressure sensor in (a) all pressure range, (b) low pressure range ($P \leq 1$ kPa), (c) medium pressure range ($1 < P \leq 100$ kPa), and (d) high pressure range ($100 < P \leq 500$ kPa)	25
Fig. 20 Capacitance variation graph with tilting angle for pressure sensor in (a) all pressure range, (b) low pressure range ($P \leq 1$ kPa), (c) medium pressure range ($1 < P \leq 100$ kPa), and (d) high pressure range ($100 < P \leq 500$ kPa)	27
Fig. 21 Capacitance variation graph with pore size for pressure sensor in (a) all pressure range, (b) low pressure range ($P \leq 1$ kPa), (c) medium pressure range ($1 < P \leq 100$ kPa), and (d) high pressure range ($100 < P \leq 500$ kPa)	29
Fig. 22 Capacitance variation graph of sensors based on Bulk, Multi-axis air gap structure	30
Fig. 23 Capacitance variation graph for twenty sensors with the same structure	31
Fig. 24 Capacitance variation of the sensor under a stepwise pressure of 10 kPa, 20 kPa, 30 kPa, 100 kPa, 200 kPa, and 300 kPa	34
Fig. 25 Capacitance variation of the sensor as stepwise pressure	34
Fig. 26 The response time and recovery time of the sensor	35
Fig. 27 Minimum detection pressure of the sensor	36
Fig. 28 Capacitance variation sensors under external pressure up to 100 kPa during 10 repeated loading and unloading cycles	37
Fig. 29 The cyclic test of 1,000 cycles of loading-unloading to 100 kPa	37

Fig. 30 Plantar pressure sensing application using a pressure sensor.
(a, b) Images of plantar pressure measurements from a pressure sensor attached to a slipper. (c) Graph of capacitance variation with plantar pressure during walking 39

Fig. 31 Plantar pressure distribution estimation in an insole using pressure sensors. (a) Image of the 3D modeled insole. (b) Photo of the fabricated insole. (c) Photo of the plantar pressure measurement. (d) Location of the five sensors on the insole. (e) Results of the plantar pressure distribution measurement during standing 41

LIST OF TABLES

Table. 1 Effective dielectric constant and volume based on the air gap structure in the initial state	18
Table. 2 ANOVA results for sensitivity by axis	25
Table. 3 ANOVA results for sensitivity by tiling angle	27
Table. 4 ANOVA results for sensitivity by pore size	29
Table. 5 Comparison of research results with existing capacitive pressure sensors	32
Table. 6 User-specific weight and measured plantar pressure	40

3D 프린팅 기반 다축 에어갭 구조 압력 센서 구현에 관한 연구

문수영

제주대학교 대학원 메카트로닉스공학과

요약

최근 생체의 다양한 정보 수집이 가능한 웨어러블 디바이스에 대한 관심이 높아지면서 이에 적용되는 압력 센서에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다. 웨어러블 디바이스에 적용되는 압력 센서는 다양한 자극을 효과적으로 수용하고 외부 영향을 견딜 수 있도록 높은 민감도, 넓은 측정 범위, 출력의 안정성, 빠른 응답 속도, 높은 내구성과 같은 성능을 필요로 한다. 본 연구에서는 압력 센서에 적용되는 기존 연구에서의 복잡한 제조 과정, 성능 재현성 문제를 극복하기 위해 3D 프린팅 기술을 활용하여 간소화된 공정을 통해 일관된 성능을 가진 다축 에어갭 구조의 압력 센서를 제작하였다. 에어갭 구조의 축, 틸팅 각도, 기공 크기를 매개 변수로 설정하여 설정한 구조에 따른 민감도를 분석하였고, 최종적으로 3축, 틸팅 각도 15°, 기공 크기 900 μm 의 압력 센서 구조를 최적으로 선정하였다. 정전용량 원리를 기반으로 한 이 센서는 1 kPa에서 0.135 kPa⁻¹의 높은 감도를 나타내며, 내부 기공이 없는 Bulk 유전체를 사용한 기존 센서보다 최대 26배의 민감도 향상을 이룰 수 있었다. 뿐만 아니라, 성능의 일관성, 500 kPa까지의 넓은 압력 측정 범위, 100 ms의 빠른 응답 시간, 50 Pa의 저압 감지 한계, 1000 사이클 이상의 작동 신뢰성을 나타내었다. 또한 센서는 발바닥 압력

감지 및 분포 어플리케이션에서도 효과적으로 구현되어 사용자 체중과 발바닥 압력 분포의 변화에 민감하게 반응하여 우수한 성능을 나타내었다. 이를 통해 제안된 다축 에어갭 구조 압력 센서가 간단한 제작 공정과 우수한 기능적 특성으로 인해 웨어러블 디바이스 응용 분야에 적용 가능성을 확인하였다.

I. 서 론

현대 사회에서 평균 수명이 증가함에 따라 고령 인구가 늘어나면서 만성 질환자의 수가 지속적으로 증가하고 있다. 이러한 변화는 개인의 건강 관리와 의료 서비스에 대한 관심을 크게 증가시키고 있다. 특히 최근의 코로나 19 팬데믹은 건강 관리의 중요성과 함께 질병을 조기에 감지하는 필요성을 부각시켰다. 이에 따라 웨어러블 디바이스에 대한 관심도가 크게 증가하고 있다. 웨어러블 디바이스는 사용자의 의복이나 신체에 부착되어 실시간으로 다양한 생체 신호를 수집하고 모니터링하여 질병 예방 및 건강 상태 개선에 도움을 주어 삶의 질을 향상시키는 역할을 한다[1-11]. 또한, 사용자의 생체 신호를 통해 질병의 조기 진단과 건강 예측에 기여할 수 있는 빅데이터 분석과 인공지능 기술 적용 가능성에 관한 연구가 진행되고 있습니다[12, 13]. 글로벌 시장 분석 기관인 Marketsandmarkets의 보고서에 따르면 전 세계 웨어러블 디바이스 시장은 2020년 183억 3,800만 달러에서 2026년에는 561억 5,000만 달러로 연평균 성장률 20.5%에 이를 것으로 전망하고 있으며, 이에 따른 기술의 발전과 제품 개발이 가속화되고 있다[14].

이러한 웨어러블 디바이스에서 사용되는 압력 센서는 사용자의 맥박, 호흡, 몸동작 등의 다양한 생체 신호를 효과적으로 감지하고 측정할 수 있어 웨어러블 디바이스의 구성에 있어서 매우 핵심적인 역할을 한다. 이에 따라 웨어러블 디바이스의 발전과 함께 압력 센서 기술의 발전 또한 더욱 중요해지고 있다. 웨어러블 디바이스에서의 압력 센서는 주로 사용자의 신체와 직간접적으로 접촉하며, 다양한 자극에 노출된다. 따라서 압력 센서가 사용자의 활동 및 생체 신호를 정확하게 감지하고 측정하기 위해서는 높은 감도와 넓은 측정 범위를 가져야 한다[15, 16]. 일반적으로 신체의 압력은 맥박, 호흡, 가벼운 손가락 탭과 같은 저압 영역(0 ~ 10 kPa)과 물체 조작 및 족압과 같은 중간 압력 영역(10 ~ 100 kPa)에 분포된다. 따라서 사용자의 생체 신호를 정확하게 감지하기 위해서는 압력 센서가 100 kPa까지의 다양한 범위에서 작동해야 하며 각각의 신호들을

명확하게 구별할 수 있어야 한다[17]. 또한 웨어러블 디바이스에 적용되기 위해서는 장기간 사용 시에도 정확한 측정을 제공할 수 있어야 하기 때문에 높은 내구성이 요구되며, 실시간으로 변동하는 사용자의 생체 정보 데이터를 모니터링하고 분석해야 하기 때문에 빠른 응답 속도를 가져야 한다[18-21]. 또한 사용자의 건강과 안전에 관련된 데이터를 수집하므로 높은 안정성이 요구된다[22].

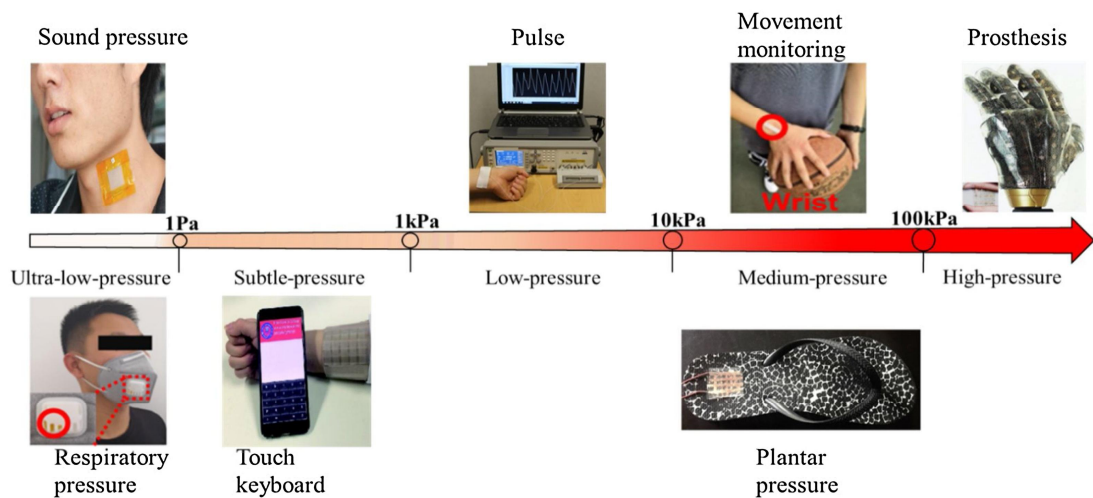


Fig. 1 Pressure classification and application of pressure sensors[17].

센서는 주변 환경에서 온도, 습도, 빛, 압력, 가스 농도, 소리 등의 물리적, 화학적, 환경적 변화를 감지하고 측정하여 이를 취급할 수 있는 전기적인 신호로 변환하는 장치를 의미한다[23]. 이러한 센서 중 압력 센서는 주변 환경에서 발생하는 기계적인 신호인 압력을 전기적인 신호로 변환하는 역할을 수행하는 전자 소자로 작동 원리에 따라 Fig. 2와 같이 크게 압저항, 압전, 정전용량 방식으로 분류된다.

이 중 압저항 방식은 압력에 의해 내부 전도성 필러의 분포와 접촉 상태가 변화하여 복합 소재의 저항값이 변화하는 원리를 기반으로 외부 압력을 감지한다. 압저항 방식은 압력의 크기나 하중의 크기를 정확하게 측정하기는 어렵지만 정성적인 압력의 강도나 센서와의 접촉 유무를 결정하는데 적합하다. 또한 가격이 저렴하고 구조가 간단하며 빠른 응답 속도와 넓은 압력 측정

범위를 가지는 장점이 있다. 하지만 히스테리시스 손실이 크고 외부 온도와 습도에 따라 저항이 변화하기 때문에 외부 환경에 영향을 받는다는 단점이 있다[24-28].

압전 방식은 압력이 가해질 때 센서 내부의 정렬된 쌍극자로 인해 전하를 생성하는 압전 효과를 이용하여 압력을 감지하는 원리이다. 압전 방식은 민감도가 높고 낮은 소비 전력을 가지고 있지만, 사용 소재가 한정적이며 정적 상태의 압력은 측정하지 못하고, 동적 상태의 압력만 측정할 수 있다는 한계점을 지니고 있어 진동 감지를 위한 압력 센서로 주로 사용되는 한계가 있다[29-31].

마지막으로 정전용량 방식은 두 개의 평행한 전극과 그 사이에 배열된 유전체층으로 구성되어 있다. 압력이 가해질 때, 탄성 폴리머 소재의 유전체층에 변형이 생겨 전극 사이의 거리나 유전상수가 변화하여 정전용량 값이 변화하는 원리를 기반으로 한다. 정전용량 방식은 간단한 구조로 소형화가 가능하고, 빠른 응답 속도, 높은 가역성을 가지며, 외부 온도와 습도 변화에 영향을 거의 받지 않아 웨어러블 디바이스 적용에 적합한 센서로 많은 주목을 받고 있다. 하지만 탄성 폴리머 소재의 유전체를 일반적인 Bulk 형태로 제작할 시, 변형률에 한계가 있어 웨어러블 디바이스에 활용하기에는 민감도가 충분치 않다는 문제가 존재한다[32-38].

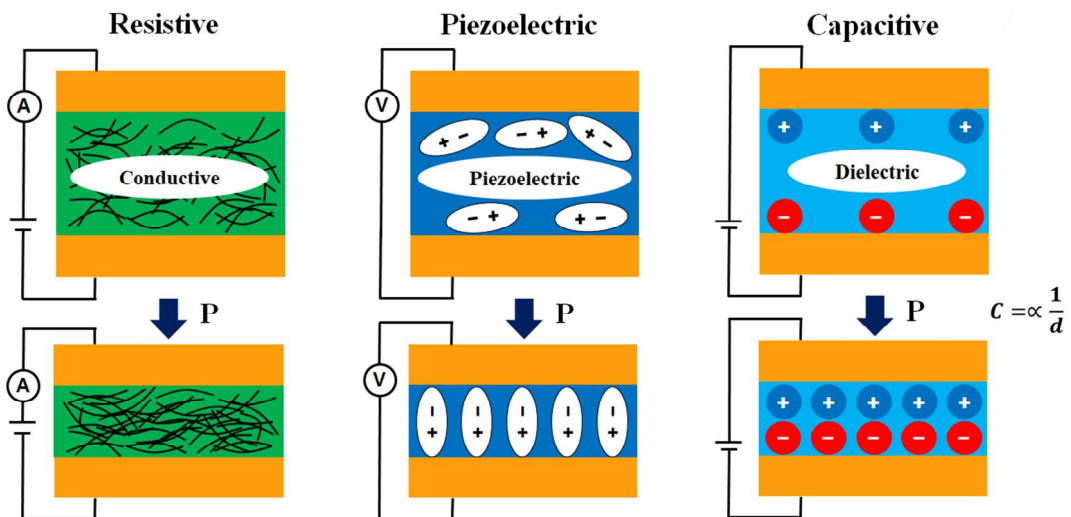


Fig. 2 Types of pressure sensor methods.

이러한 문제를 해결하기 위해 유전체에 미세 구조를 추가하여 변형률을 증가시켜 정전용량식 압력 센서의 민감도를 향상시키기 위한 다양한 연구가 보고되고 있다. 이 중 리소그래피 공정으로 가공된 몰드를 이용하여 유전체 표면에 피라미드, 돔, 기둥과 같은 모양의 미세 패턴을 형성하는 방법이 있다. 미세 패턴 형성 방법은 마이크론 크기의 미세 패턴들의 끝부분에 응력이 집중되어 낮은 압력에서도 큰 변형성을 가져 민감도를 크게 향상시킬 수 있다[32-43].

Stefan C. B. Mannsfeld 등은 피라미드 구조의 몰드를 사용하여 미세 피라미드 구조의 패턴이 있는 PDMS 유전체를 제작하여 정전용량 방식의 압력 센서를 제작하였다. 피라미드 구조는 응력이 피라미드 끝부분에 집중되어 응력이 균일하게 분포되지 않기 때문에 높은 변형성을 얻을 수 있다. 미세 피라미드 구조로 인해 변형성이 향상되어 기존의 Bulk 구조에 비해 저압 범위에서 민감도가 30배 이상 증가하였다[39].

Yongsong Luo 등은 기울어진 미세 기둥 구조의 몰드를 사용하여 기울어진 미세 기둥 구조의 PDMS 유전체를 제작하여 정전용량 방식의 압력 센서를 제작하였다. 기울어진 미세 기둥은 기존 수직 구조의 압축 변형이 아닌 굽힘 변형을 받기 때문에 전극 사이의 거리가 더 쉽게 변하여 저압 범위에서 0.42 kPa^{-1} , 고압 범위에서 0.04 kPa^{-1} 의 민감도를 나타내었다[40].

Eshwar Thouti 등은 폴리 식각액과 열 이산화 규소를 식각 마스크 층으로 사용하여 미세 돔 구조의 실리콘 몰드를 개발하였다. 이를 활용하여 미세 돔 구조의 PDMS 유전체를 제작하여 정전용량 방식의 압력 센서를 제작하였다. 이러한 돔 구조는 유전체층과 전극층 사이 접촉 면적이 상대적으로 크기 때문에 강력한 결합으로 인해 높은 내구성을 얻을 수 있다. 미세 돔 구조는 0.44 kPa^{-1} (최대 11 kPa), 0.215 kPa^{-1} ($12 \sim 38 \text{ kPa}$)의 민감도를 나타내었다[41].

하지만 미세 패턴 형성 방법은 낮은 압력에서 빠르게 압축이 포화되기 때문에 압력이 증가함에 따라 민감도가 감소하여 좁은 압력 측정 범위를 가지게 된다. 따라서 미세 패턴 형성 방법은 다양한 생체 신호를 감지해야 하는 웨어러블 디바이스 적용에 한계를 가진다. 또한 몰드 제작에 따른 비용 향상과 더불어 제조 과정이 복잡해진다는 단점이 있다.

다음은 유전체 내부에 다공성 구조를 형성하는 방법이 있다. 다공성을 형성하는 방법으로는 먼저 설탕, 소금 등의 미세 입자를 첨가하고 경화시킨 뒤 용매를 사용하여 첨가된 입자를 제거하는 방식인 입자 템플릿 방법, 에멀전의 분산상과 연속상을 동시에 경화시키는 에멀전 템플릿 방법, 발포제로 쓰이는 NH_4HCO_3 , NaHCO_3 등을 화학 반응을 통한 분해로 CO_2 기포 형성을 촉진하는 기포 형성 방법이 있었다. 다공성 형성 방법으로 제작된 유전체 내부의 다중 다중성 구조는 각 기공에 가해지는 응력을 효율적으로 분산시켜 측정 압력 범위가 넓고 선형성이 우수하다[6, 44-50].

윤준일 등은 PDMS와 설탕의 혼합물을 사용하여 미세 다공성 유전체를 제조하는 방법을 개발하였다. 3D 프린팅으로 제작한 몰드를 사용하여 유전체를 제작하였으며 설탕의 양을 조절해서 다공성을 제어하였다. 유전체의 다공성이 증가함에 따라 민감도도 증가함을 확인하였고 0.51 kPa^{-1} 의 민감도를 나타내었다[44].

S. Masihi 등은 발포제로 쓰이는 NaHCO_3 를 사용하여 다공성 구조의 PDMS 유전체를 제작하였다. NaHCO_3 와 HNO_3 을 혼합하여 화학 반응을 통한 분해로 CO_2 기포 형성을 촉진하여 PDMS 내부에 다공성 구조를 형성하였다. 다공성 PDMS 유전체는 $0 \sim 20 \text{ kPa}$, $50 \sim 200 \text{ kPa}$, $300 \sim 900 \text{ kPa}$ 의 압력 범위에서 각각 0.0052 kPa^{-1} , 0.008 kPa^{-1} , 0.0018 kPa^{-1} 의 민감도를 나타내었다[45].

이보연 등은 에멀전 템플릿 방법을 사용하여 미세 기공이 균일하게 분포된 다공성 PDMS 유전체를 제작하였다. DI-water와 액체 PDMS를 교반하여 미세 방울을 분산시킨 뒤, 가열시켜 연속상인 PDMS가 경화됨과 동시에 분산상인 DI-water가 증발하여 유전체 내부에 다공성 구조를 형성하였다. 다공성 구조에 의한 향상된 변형성으로 인해 저압($<0.02 \text{ kPa}$)에서 1.18 kPa^{-1} 의 민감도를 나타내었다[46].

하지만 다공성 구조 형성 방법은 내부 기공의 크기, 분포, 배열을 완전히 제어할 수 없어 재현성이 떨어지기 때문에 센서의 일관된 성능을 보장할 수 없다는 한계가 존재한다. 따라서 웨어러블 디바이스에 적용되기 위해서 높은 민감도와 넓은 압력 측정 범위, 일관된 성능을 제공할 수 있는 압력 센서 제작 기술이 요구되고 있다.

본 연구에서는 이러한 기존 연구에서의 한계를 극복하고 웨어러블 디바이스에 적용 가능한 압력 센서의 요구 사항을 충족하기 위해 3D 프린팅 기술을 활용하여 다축 에어갭 구조의 정전용량식 압력 센서를 제작하고 성능을 평가하고자 한다. 3D 프린팅 기술을 활용하여 유전체를 제작함으로써, 기존의 몰드 제작에 요구되는 포토리소그래피, 에칭, 탈형과 같은 여러 단계의 복잡한 공정을 거치지 않고 간단하게 센서를 제작할 수 있으며, 단일 축 제작에 제한되던 몰드 제작과는 달리, 3D 프린팅을 통해 복잡한 다축 구조를 일체형으로 제작할 수 있어 민감도 향상과 더불어 넓은 압력 측정 범위를 가질 수 있다. 또한 유전체 내부 기공의 크기, 분포 및 배열을 정밀하게 제어할 수 있어 센서의 일관된 성능을 보장할 수 있다. 마지막으로, 자유로운 형상 제작이 가능하여 센서가 내장된 복잡한 형상의 웨어러블 어플리케이션을 구현할 수 있다.

본 연구의 목적은 다음과 같다.

1. 웨어러블 디바이스에 요구되는 압력 센서의 성능을 갖추기 위해 에어갭 구조의 변수를 설정 및 각 구조에 대한 3D 모델링 수행
2. 설정한 에어갭 구조 변수가 센서의 민감도에 영향을 미치는지 확인하고, 어떤 변수들이 주요한 영향을 미치는지 확인하기 위해 선형 시뮬레이션을 활용한 유한 요소 해석 및 유효 유전상수 분석
3. 3D 프린팅 기술을 활용하여 다축 에어갭 구조 압력 센서 제작 및 높은 민감도, 넓은 압력 측정 범위를 지니는 최적의 에어갭 구조를 도출하기 위해 압력에 따른 정전용량 변화 측정 실험 수행
4. 선정된 에어갭 조건에 대해 웨어러블 디바이스에 적용 가능성을 확인하기 위해 각각의 특성에 대한 성능 평가와 발바닥 압력 감지 및 분포 어플리케이션 제작 및 평가 수행

II. 이론적 배경

1. 정전용량식 압력 센서

정전용량식 압력 센서는 두 개의 평행한 전극과 그 사이에 배열된 탄성 폴리머 소재의 유전체층으로 구성되어 있다. 외부의 힘이 가해지면 유전체에 변형이 일어나게 되어 정전용량의 정의에 따라 정전용량이 증가하는 원리로 외부의 압력을 감지한다. 정전용량은 유전체가 전하를 축적하거나 저장할 수 있는 용량으로 정의되며, 일반적으로 식 (2.1)과 같이 표현된다.

$$C = \frac{Q}{V} [F] \quad (2.1)$$

여기서 C 는 정전용량, Q 는 전하량, V 는 전압을 의미한다. 즉, 단위 전압 당 유전체가 저장하거나 방전할 수 있는 전하량이다. 또한, 평행판형 커패시터의 정전용량은 가우스 법칙을 통해 유도할 수 있다.

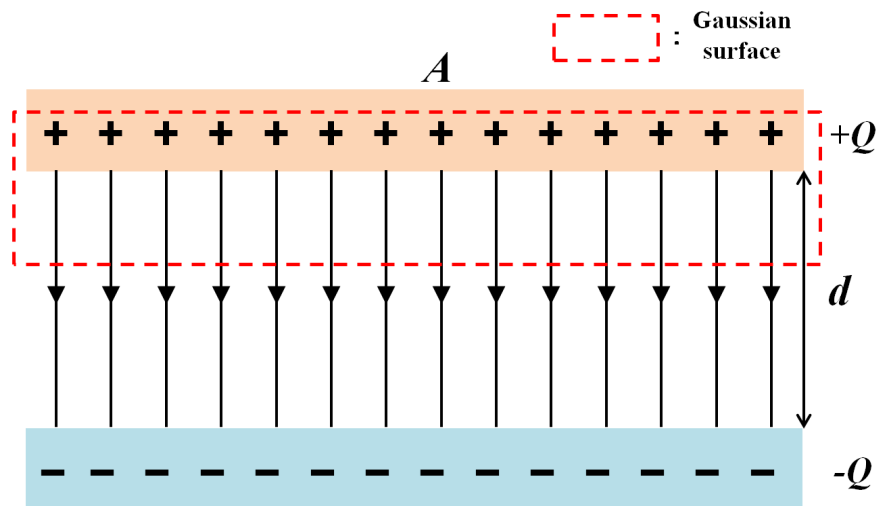


Fig. 3 Electric field and Gaussian surface of two parallel electrode plates.

Fig. 3을 보면 평행으로 놓여진 두 전극판이 한쪽은 양전하로, 다른 한쪽은 음전하로 대전되어 있으며, 양전하로 대전된 판에서 음전하로 대전된 판으로 전기장이 향한다. 이때 전하 Q에 대한 가우스 면을 통과하는 전기 선속은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\Phi = \int E \cdot dA = \frac{q_{enc}}{\epsilon_0} \quad (2.2)$$

E는 전기장의 세기, A는 가우스 면의 면적, q_{enc} 는 가우스 면에 든 총 전하량, ϵ_0 는 진공에서의 유전율이다. 또한 식 (2.2)를 정리하면 가우스 면 영역의 전기장의 세기는 다음과 같다.

$$EA = \frac{q_{enc}}{\epsilon_0} \quad (2.3)$$

가우스 면에 든 총 전하량 q_{enc} 은 단위 면적당 전하량 σ 과 가우스 면의 면적 A로 나눌 수 있으므로 다음과 같다.

$$EA = \frac{\sigma A}{\epsilon_0} \quad (2.4)$$

또한 식 (2.4)를 정리하면 다음과 같다.

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon_0} \quad (2.5)$$

또한 전극판 사이의 전위차는 양 전극에서 음 전극으로 향하는 전기장을 적분하여 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\begin{aligned}\Delta V &= V_- - V_+ \\ &= - \int_+^- E \cdot ds \\ &= -Ed\end{aligned}\tag{2.6}$$

전기장은 항상 높은 전위에서 낮은 전위로 향하기 때문에 $V_- < V_+$ 이다. 하지만 정전용량을 계산할 때는 전위차의 크기만이 고려된다. 따라서 다음과 같이 표현된다.

$$|\Delta V| = Ed\tag{2.7}$$

식 (2.1)의 정전용량의 정의에 따라 위의 식 (2.7)을 대입하면 다음과 같다.

$$C = \frac{Q}{Ed}\tag{2.8}$$

식 (2.8)을 식 (2.5)에 대입하면 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$C = \epsilon_0 \frac{A}{d}\tag{2.9}$$

식 (2.9)는 평행한 두 전극판 사이가 진공 상태일 때의 정전용량의 값이고, 진공이 아닌 다른 소재를 갖는 유전체가 놓여있는 구조일 경우, 다음과 같은 공식을 얻을 수 있다.

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d} \quad (2.10)$$

여기서 ϵ_0 는 진공의 유전율, ϵ_r 은 유전체의 유전상수, A 는 평행한 두 전극이 중첩되어 있는 면적, d 는 두 전극 사이의 거리를 의미한다. 따라서 정전용량의 정의에 따라 외부 압력에 의해 유전체가 압축되기 때문에 평행한 전극 사이의 거리가 가까워져 정전용량이 증가하게 된다.

2. 에어갭 구조 유전체

Fig. 4는 압력을 가했을 때 정전용량식 압력 센서의 변형에 대한 개략도이다. 유전체 내부에 에어갭 구조를 갖는 유전체의 경우 Bulk 형태의 유전체와 달리 두 가지 주요 이점을 가질 수 있으며, 이로 인해 압력 센서의 민감도를 크게 향상시킬 수 있다. 먼저 에어갭 구조 유전체는 많은 기공으로 인해 동일한 압력하에서 Bulk 유전체에 비해 더 큰 변형을 겪게 되어 정전용량이 더욱 증가하게 된다.

또한 에어갭 구조 유전체의 경우 Bulk 유전체와는 다르게 유전체 내부에 공기층이 존재하기 때문에 유전체의 유전상수에 차이가 발생하게 된다. 따라서 에어갭 구조 유전체의 경우 공기층이 차지하는 부피만큼의 공기의 유전상수와 나머지 탄성 폴리머 소재가 차지하는 부피만큼의 소재 유전상수를 합하여 나타낸 것이 에어갭 구조 유전체의 유효 유전상수가 되며 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$\epsilon_e = \epsilon_{air} V_{air} + \epsilon_p V_p \quad (2.11)$$

ϵ_{air} 는 공기의 유전상수, V_{air} 는 공기층의 부피 분율, ϵ_p 는 소재의 유전상수, V_p 는 소재의 부피 분율을 나타낸다. 에어갭 구조 유전체의 경우 압축 시, 상대적으로 낮은 유전상수($\epsilon_{air} = 1.00059$)를 가진 공기층이 상대적으로 줄어들며 높은 유전상수를 갖고 있는 탄성 폴리머 소재로 점차 대체되기 때문에 유전체의 유효 유전상수가 증가한다. 따라서 에어갭 구조를 갖는 유전체는 유효 유전상수가 고정된 Bulk 유전체와는 달리 압축 시 유효 유전상수가 증가하게 되어 정전용량이 더욱 증가하게 된다.

뿐만 아니라, Fig. 4 (c)와 같이 에어갭이 틸팅된 구조의 경우, 틸팅으로 인해 에어갭이 기울어지게 됨으로써 에어갭 내부의 면이 기존 수직 구조의 압축 변형이 아닌 굽힘 변형을 받아 더 큰 변형이 나타나게 된다. 이로 인해 에어갭이 틸팅된 구조는 동일 압력하에서 정전용량이 더욱 증가하게 된다.

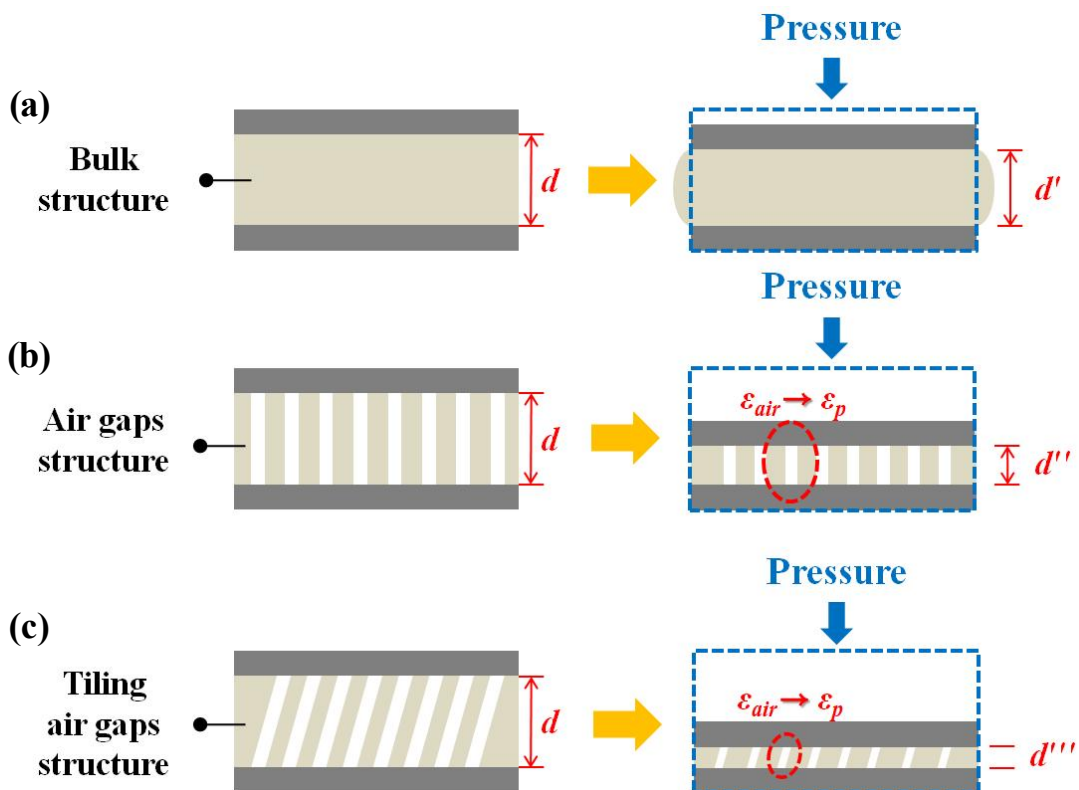


Fig. 4 Schematic of the deformation of a capacitive pressure sensor during pressure application. (a) Bulk structure, (b) Air gaps structure, (c) Tilting air gaps structure.

III. 설계 및 제작

1. 다축 에어갭 구조 압력 센서 설계

1) 소재 유전상수 측정 및 분석

유전체 소재로 쓰일 Polyjet 방식의 3D 프린팅 소재인 연성 폴리머 Agilus30에 대해 정전용량식 압력 센서로서 활용할 수 있는지를 확인하기 위해 Fig. 5와 같이 측정 시편을 제작하고 동축 도파관 장비를 활용하여 유전상수를 측정하였다. 동축 도파관 장비로 측정하기 위해 시편의 내경을 3.04 mm, 외경을 7.00 mm로 설정하여 제작하였다.

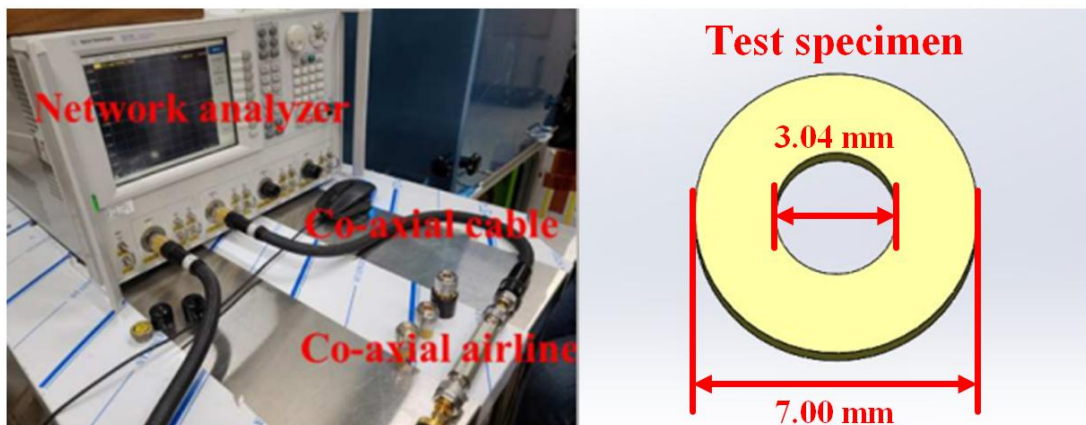


Fig. 5 Dielectric constant measurement equipment and specimen.

Fig. 6은 유전체 소재인 Agilus30로 제작한 10개의 시편에 대한 평균 유전상수 측정 결과를 나타낸다. 결과 그래프에서의 표준 편차를 나타내는 폭을 보면 시편 간의 약간의 유전상수 값 차이를 보였는데, 이는 측정 시편들이 굉장히 미세한 크기 차이로 인해 측정 중에 공기가 같이 투입됐기 때문으로 추정된다. 결론적으로 동축 도파관 장비의 최소 측정 주파수인 16 MHz에서의 10개 시편의 측정 평균값 약 4.98의 유전상수를 확인할 수 있었다. Fig. 7은 정전용량식 압력

센서에 주로 사용되는 유전체 소재들의 유전상수를 보여주는 그래프로, PU(Polyurethane)와 PVDF(Polyvinylidene fluoride) 소재가 단독 사용이 어렵다는 점을 감안했을 때 본 연구에서 사용되는 Agilus30은 정전용량식 압력 센서에서 유전체 단독 소재로 주로 사용되는 PDMS(Polydimethylsiloxane), Ecoflex에 비해 약 1.8배의 유전상수를 가지고 있음을 확인할 수 있었다. 이로 인해 아크릴 계열의 연성 폴리머 Agilus30이 정전용량식 압력 센서의 유전체 소재로의 충분한 가능성을 확인할 수 있었다.

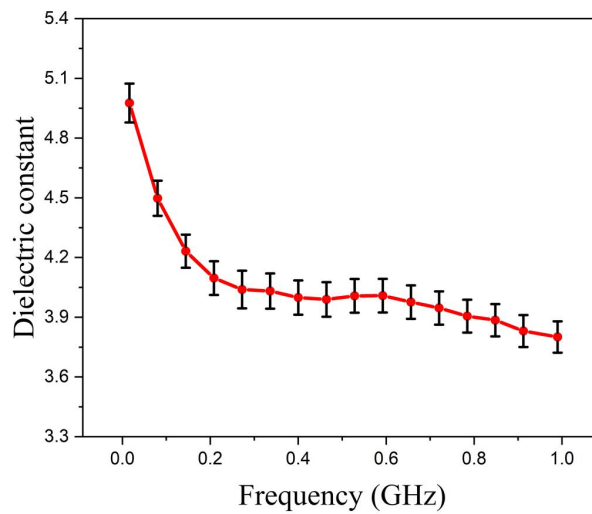


Fig. 6 Dielectric constant measurement for Agilus30 material frequency for 10 samples.

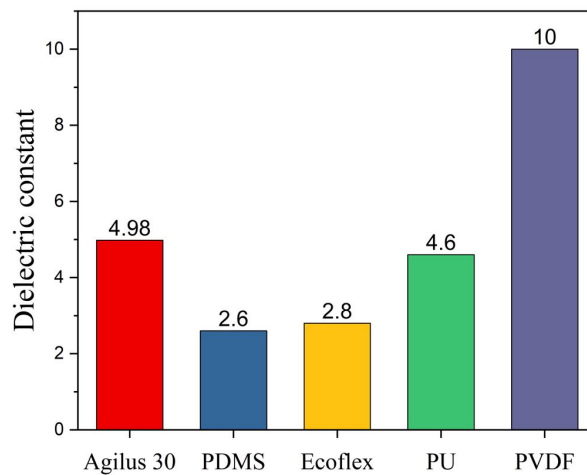


Fig. 7 Graph of dielectric constant of polymer materials used in capacitive pressure sensors[51, 52].

2) 유전체 모델링

에어갭 구조에 따른 민감도에 대한 영향을 비교 분석하고 웨어러블 디바이스에 적용될 높은 민감도의 구조 조건을 찾기 위해 Fig. 8과 같은 에어갭의 축, 틸팅 각도, 기공 크기를 매개 변수로 설정하여 3D 모델링을 수행하였다. 3D 모델링은 SolidWorks를 사용하여 수행하였으며, 유전체는 $20\text{ mm} \times 20\text{ mm} \times 2\text{ mm}$ 의 크기로 설정하였다. 축은 Bulk, 1축, 2축, 3축으로 설정하였고, 틸팅 각도는 3축에서의 Y축 방향 에어갭을 기준으로 0° , 15° , 30° , 45° 로 설정하였으며, 기공의 크기는 최소 구현 크기를 고려하여 $500\ \mu\text{m}$, $700\ \mu\text{m}$, $900\ \mu\text{m}$ 로 나누어 설정하였다. 에어갭의 개수는 X, Z축 방향에서는 12개로 구성되어 있고, Y축 방향에서는 틸팅 각도에 따라 0° 는 12×12 , 15° 는 12×11 , 30° 는 12×10 , 45° 는 12×8 개로 구성되어 있다.

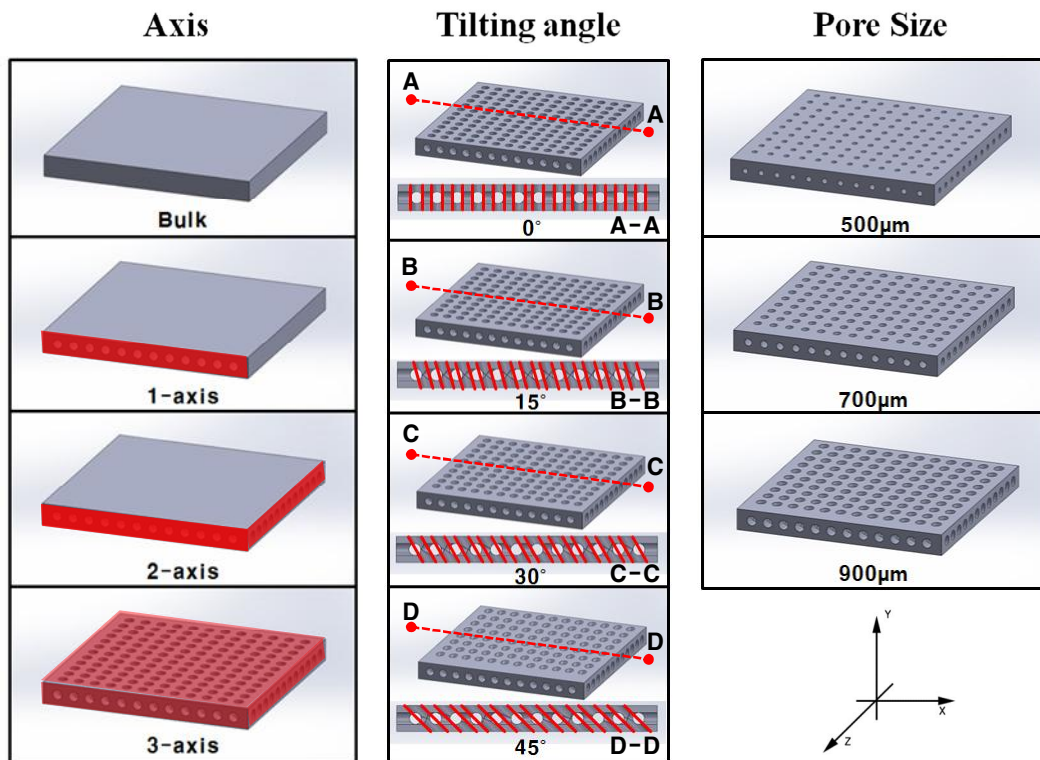


Fig. 8 Model air gap structures by axis, tilting angle, and pore size.

3) 구조별 변형 및 유전상수 분석

에어갭 구조 모델에서 설정한 축, 틸팅 각도, 기공 크기라는 세 가지 변수가 민감도에 영향을 미치는지 확인하고, 어떠한 조건의 변수들이 주요한 영향을 미치는지 사전에 확인하기 위해 압력에 의한 높이 변위에 대한 선형 시뮬레이션을 통한 유한 요소 해석과 압력이 가해지지 않은 초기 상태에서의 유효 유전상수 분석을 수행하였다.

시뮬레이션은 Fig. 9와 같이 Ansys 2021을 사용하였으며, 유전체의 윗면은 X, Z 방향으로, 바닥면은 모든 방향으로 고정시켰고, 압력은 Y 방향으로 35 kPa까지 가하였다. Mesh의 크기는 500 μm 로 설정하였고, 소재의 Young's modulus와 Poisson's ratio는 각각 소재의 특성에 따라 546 kPa, 0.49로 설정하여 수행하였다.

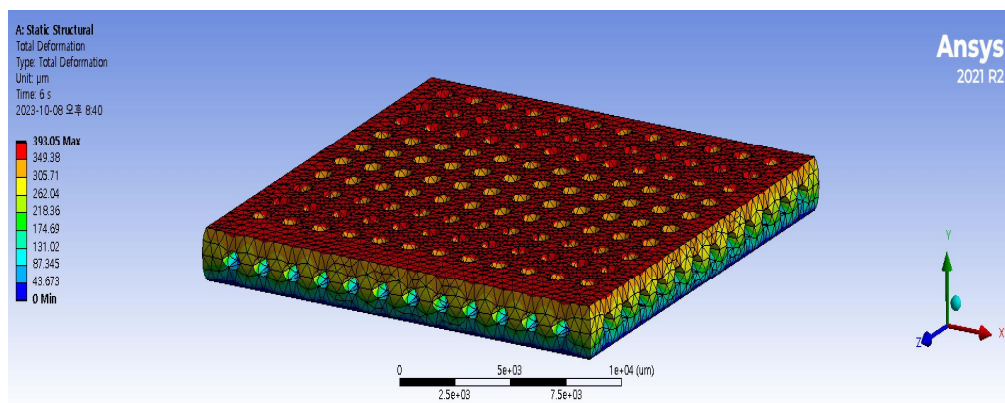


Fig. 9 Ansys 2021, a simulation tool used for finite element analysis.

정전용량식 압력 센서의 민감도는 $(\Delta C/C_0/\Delta P)$ 로 정의된다. 여기서 ΔC 는 정전용량 변화량, C_0 는 외부 압력이 없을 때의 초기 정전용량, ΔP 는 가해진 압력을 나타낸다. 따라서 정전용량식 압력 센서는 같은 압력 대비 정전용량의 변화율이 클수록 높은 민감도를 갖는다. 다시 말해, 정전용량의 정의에 따라 같은 압력에서 유전체의 변형률이 더 크고, 에어갭이 더욱 빨리 닫힐수록 민감도가 더욱 높아진다는 것을 의미한다.

Fig. 10은 35 kPa의 압력에 따른 축별 높이 변위를 보여준다. Bulk 형태에서부터 3축 구조까지 점점 축의 개수가 많아질수록 높이 변위가 증가하는 것을 확인할 수 있었다. 이는 축의 개수가 증가함에 따라 초기 유전체 내부의 공기 부피 분율이 높아지기 때문에 압력에 의한 변형률이 더욱 크다는 것을 의미한다. 3축 구조의 경우 Bulk 형태와 비교해서 67.87 μm 에서 1012.31 μm 로 약 15배 더 큰 변위가 이루어짐을 확인할 수 있었다.

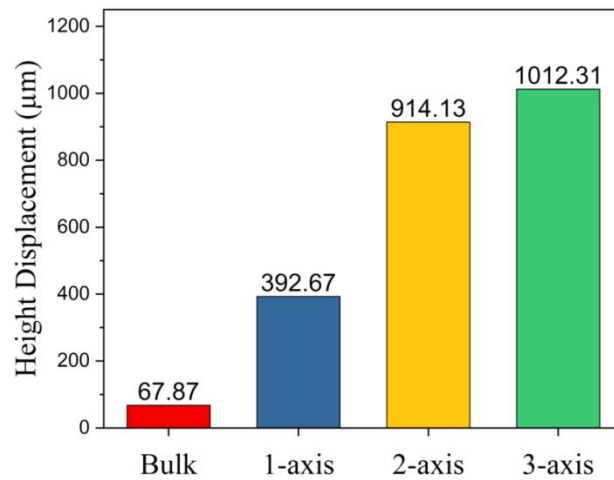


Fig. 10 Height displacement graph for 35 kPa pressure for an air gap axis structure.

다음 Fig. 11은 35 kPa의 압력에 따른 틸팅 각도별 높이 변위를 보여준다. 틸팅 각도 0°에 비해 15°, 30°, 45° 모두 약간의 변위 향상을 확인할 수 있었다. 이는 내부 에어갭에 틸팅으로 인해 내부 면이 기울어지게 되면서 기존 수직 구조의 압축 변형이 아닌 굽힘 변형을 받아 변형률이 증가했기 때문이다. 하지만 15°, 30°, 45°를 비교해보면 15°의 경우 더욱 내부 면이 기울어진 30°, 45°보다 높이 변위가 큰 것을 확인할 수 있었는데, 이는 틸팅 각도가 증가함에 따라 기울어진 에어갭이 차지하는 비중이 커져 그만큼 에어갭 개수가 줄어들어 변형률이 상쇄되었기 때문이다. 틸팅 각도 15°의 경우 0°와 비교해서 1012.31 μm 에서 1097.85 μm 로 약 1.1배 더 큰 변위가 이루어짐을 확인할 수 있었다.

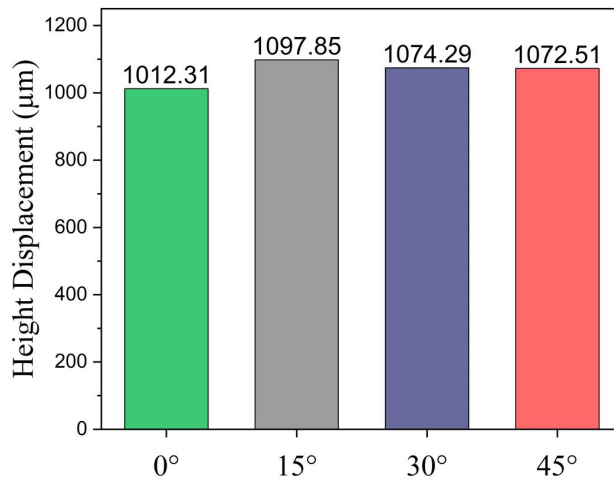


Fig. 11 Height displacement graph for 35 kPa pressure for an air gap tilting angle structure.

Fig. 12는 35 kPa의 압력에 따른 기공 크기별 높이 변위를 보여준다. 기공 크기가 증가함에 따라 압력에 의한 높이 변위도 비례적으로 증가함을 확인할 수 있었다. 이는 축에서의 경우와 마찬가지로 유전체 내부의 공기 부피 분율이 증가하여 변형률이 더욱 크게 증가했음을 의미한다. 900 μm의 경우 500 μm와 비교해서 높이 변위가 328.41 μm에서 1097.85 μm로 약 3.3배 증가를 확인할 수 있었다.

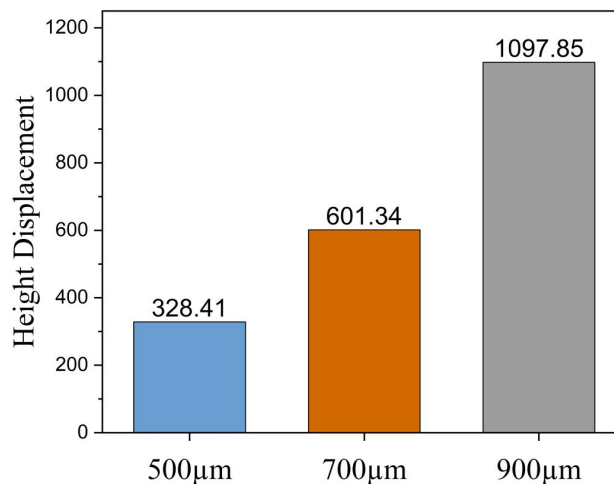


Fig. 12 Height displacement graph for 35 kPa pressure for an air gap pore size structure.

측정한 유전상수와 모델링 된 구조별 볼륨값을 통해 에어갭 구조에 따른 초기 상태에서의 유효 유전상수를 확인하였다. 유전체에 압력이 가해질 때 상대적으로 낮은 유전상수를 가진 공기층이 높은 유전상수를 가진 Agilus30으로 대체되기 때문에 유전체의 유효 유전상수가 증가하게 된다. 이로 인해 초기 상태에서의 유효 유전상수가 낮을수록 압축되었을 때의 유효 유전상수와의 차이가 더욱 크게 나타나므로 민감도가 증가한다고 볼 수 있다. Table. 1과 Fig. 13을 보면 축의 개수가 증가할수록, 기공의 크기가 커질수록 초기 유효 유전상수가 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 즉, 유전체 내부에 공기의 부피 비율이 클수록 초기 유효 유전상수가 작아 압력 센서의 민감도가 더욱 증가할 수 있는 것이다.

선형 시뮬레이션을 통해 에어갭 구조 모델에서 설정한 세 가지 변수인 축, 틸팅 각도, 기공 크기가 민감도에 영향을 미친다는 것을 확인할 수 있었고, 3축, 틸팅 각도 15°, 기공 크기 900 μm 의 에어갭 구조가 가장 큰 높이 변위와 낮은 초기 유전상수를 가지고 있음을 확인할 수 있었다.

Table. 1 Effective dielectric constant and volume based on the air gap structure in the initial state.

Type	Bulk	1-axis	2-axis	3-axis	15°	30°	45°	500 μm	700 μm
Volume (mm ³)	800	647.32	564.62	459.88	457.63	458.48	461.07	675.07	574.19
Dielectric constant	4.98	4.22	3.81	3.29	3.28	3.28	3.29	4.36	3.86

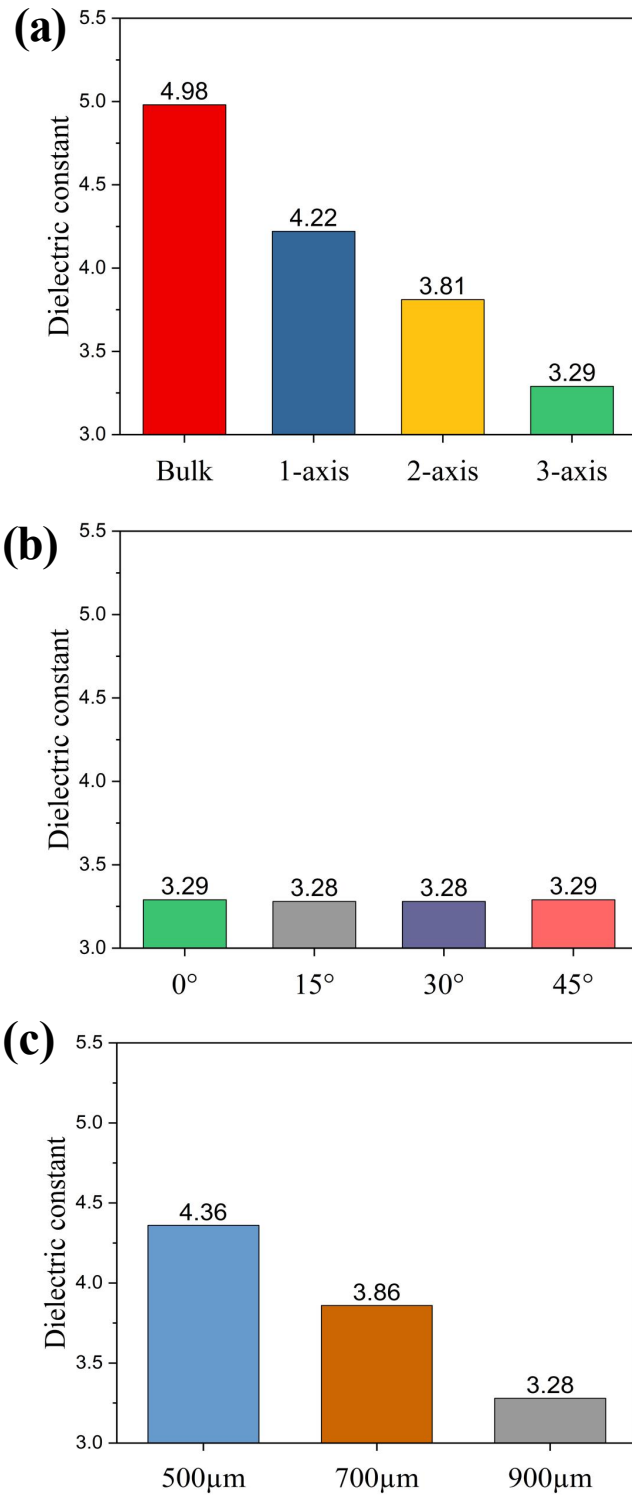


Fig. 13 Graph of the effective dielectric constant as a function of air gap structure in the initial state (a) by axis, (b) by tilting angle, and (c) by pore size.

2. 다축 에어갭 구조 압력 센서 제작

1) 유전체 제작

본 연구에서는 Polyjet 3D 프린팅 기술을 활용하여 유전체를 제작하였다. Polyjet 3D 프린팅 기술은 광경화성 액상 수지를 헤드를 통해 분사하고 UV 조사로 수지를 경화시켜 제품을 제작하는 방식으로, Fig. 14와 같이 크게 X, Y축으로 이동하며 제품을 출력하는 분사 헤드와 Z축으로 한 레이어 두께만큼 내려가며 출력물이 적층되는 빌드 트레이로 구성된다. 이 중 분사 헤드는 다른 재료나 색상을 분사하는 프린트 헤드와 분사된 수지를 고르게 펴주며 레이어 두께를 조절하는 롤러, 고형화되지 않은 액상 수지를 경화시키는 UV 램프로 구성된다. Polyjet 3D 프린팅은 연질 재료 사용이 가능하며 경질 재료와 혼합하여 경도 값을 조절할 수 있으며, 다른 3D 프린팅 방식에 비해 낮은 적층 두께를 가지고 있어 표면 조도가 우수하고 정밀도가 높기 때문에 미세한 구조를 정밀하게 구현할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 Polyjet 3D 프린팅 기술을 활용하여 다축 에어갭 구조의 유전체를 제작하였다.

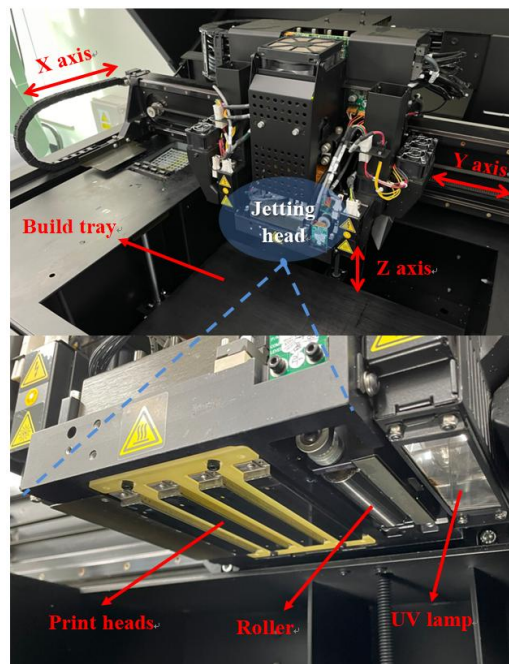


Fig. 14 Components of Polyjet 3D printing.

다축 에어갭 구조의 유전체는 Fig. 15와 같이 설계되었으며, 제작에는 Polyjet 3D 프린터(J850, Stratasys)를 사용하였다. 유전체 소재로는 아크릴 계열의 연성 폴리머 Agilus30(Stratasys, USA)을 사용하였으며, 프린팅 적층 두께는 27 μm 로 설정하여 유전체를 출력하였다. 출력 후, 원활한 서포트 재료 제거를 위해 알칼리 용해성 서포터 SUP706B(Stratasys, USA)를 사용하였다. 서포트 제거 후처리를 위해 DI-water에 수산화나트륨과 메타규산나트륨 용액을 혼합하여 알칼리 용해액을 제조하였고, 이를 용액을 지속적으로 순환시키는 세척 탱크 장비(SCA3600, Stratasys)를 사용하여 서포트 재료 제거를 완료하였다. 서포트 재료 제거가 완료된 유전체는 잔여 불순물 제거를 위해 DI-water를 사용하여 초음파 세척기에서 한 시간 동안 세척하였다. 마지막으로, 유전체 내부 잔여 수분을 제거하고 경화 작업을 위해 UV 경화기를 사용하여 유전체를 완성하였다.

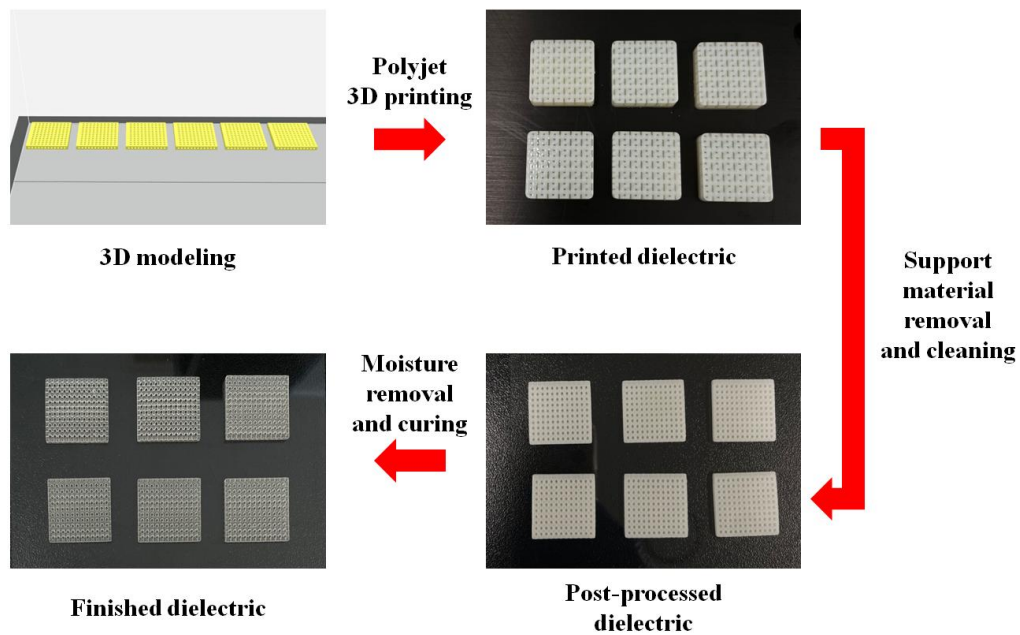


Fig. 15 Manufacturing process for multi-axis air gap structured dielectrics.

2) 압력 센서 제작

전극으로 사용된 ITO(Indium tin oxide) 코팅 PEN(Polyethylene naphthalate) 필름(MTI, USA)은 유전체와 같은 20 mm × 20 mm 크기로 잘라 사용되었다. 전극의 PEN 필름층은 125 μm 이며, ITO 코팅층은 180 nm 이상이며, 전극의 표면 저항은 12 ohm/sq이다. 절단된 전극은 Fig. 16과 같이 코팅된 쪽의 면이 내부를 향하도록 유전체의 상하에 결합하여 에어갭 구조의 정전용량식 압력 센서를 완성하였다. 완성된 압력 센서의 사진은 Fig. 17과 같다.

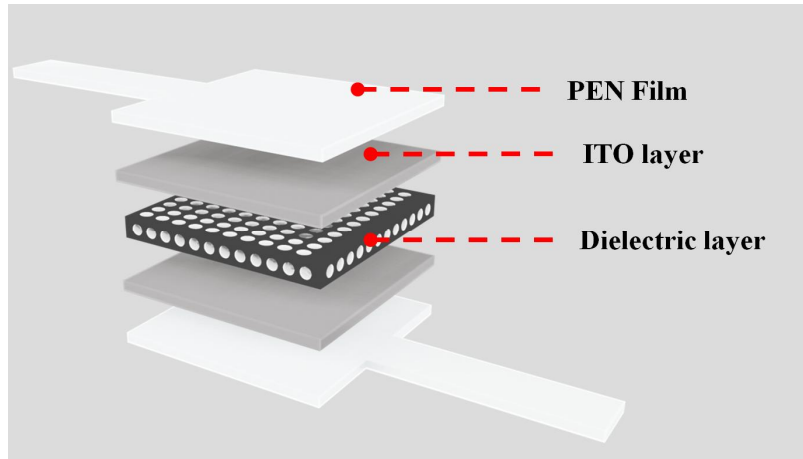


Fig. 16 Structure of a capacitive pressure sensor with air gap.

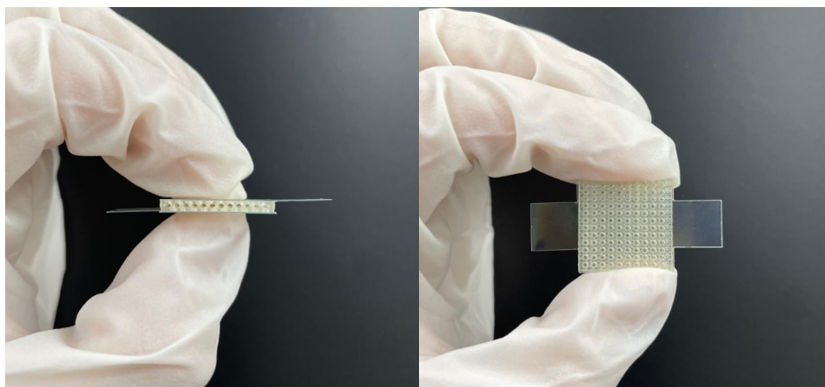


Fig. 17 Photograph of a capacitive pressure sensor made of air gap structured dielectric layers.

IV. 결과 및 고찰

1. 에어갭 구조에 따른 압력 센서의 민감도

제작된 에어갭 구조별 압력 센서에 대해 넓은 압력 측정 범위와 높은 민감도를 지니는 최적의 에어갭 구조를 도출하기 위해 압력에 따른 정전용량 변화를 측정하였다. 압력 센서의 정전용량 변화는 반도체 분석기(B1500A, Keysight)를 사용하여 측정하였으며, 가해지는 하중은 인장압축시험기(ESM303, Mark-10)을 이용하였다. 실험 장치 및 구성의 개략도는 Fig. 18과 같다. 실험은 에어갭 구조의 변수인 축, 틸팅 각도, 기공 크기별로 나누어 수행하였으며, 0부터 500 kPa까지의 압력을 세 가지 구간($P \leq 1$, $1 < P \leq 100$ kPa, $100 < P \leq 500$ kPa)으로 나누어 각각의 민감도를 측정하였다. 또한 선정된 변수들이 민감도에 미치는 영향을 통계적으로 분석하기 위해 측정 결과에 대해 분산분석(Analysis of Variance, ANOVA)을 수행하였다.



Fig. 18 Schematic illustration of the experimental setup.

Fig. 19는 축별 에어갭 구조에 따른 압력 구간별 정전용량 변화율을 보여준다. 정전용량식 압력 센서의 민감도는 정의에 따라 압력 대비 정전용량 변화율이 클수록 높은 값을 갖는다. Bulk, 1축, 2축, 3축의 민감도는 각각 $P \leq 1$ kPa 구간에서 0.123, 0.364, 0.293, 0.129 kPa^{-1} 으로, $1 < P \leq 100$ kPa 구간에서 0.0009, 0.0047, 0.0093, 0.016 kPa^{-1} 으로, $100 < P \leq 500$ kPa 구간에서 0.0001, 0.0004, 0.0008, 0.0024 kPa^{-1} 으로 측정되었다. 이 중 대부분의 압력 구간인 $1 < P \leq 500$ kPa 에서 센서의 민감도는 축의 개수가 증가함에 따라 함께 증가하였는데, 이는 내부 공기층의 부피가 증가함에 따라 변형률이 증가하고 낮은 초기 유효 유전상수값을 가졌기 때문이다. 하지만 Fig. (b)의 $P \leq 1$ kPa 구간에서는 내부에 공기층이 없는 Bulk 구조를 제외하고 축의 개수가 적은 1축, 2축 구조가 3축 구조에 비해 민감도가 높은 것을 확인할 수 있었다. 이는 내부 공기층의 부피가 작아 상대적으로 적은 압력으로도 공기층이 완전히 닫혀 유효 유전상수가 급격히 증가했기 때문이다. 하지만 내부 공기층이 완전히 닫힌 후부터는 변형률이 줄어들고 유효 유전상수 값이 고정되어 정전용량 변화율의 기울기가 급격히 감소하기 때문에 좁은 압력 측정 범위를 가지게 된다. 따라서 웨어러블 디바이스에 요구되는 넓은 압력 측정 범위를 충족하기 위해, 내부 공기층의 부피가 가장 넓으면서, Bulk 구조에 비해 각 압력 구간에서 약 1.1배, 17.8배, 24배 향상된 민감도를 보여주는 3축 구조를 선정하였다.

Table. 2는 축별 민감도에 대한 분산분석 결과를 나타낸다. 여기서 DF는 인자의 자유도를, Adj SS는 인자의 제곱합을, Adj MS는 인자의 평균 제곱을, F는 F-값을, P는 P-값을 나타낸다. 95%의 유의수준으로 평가할 때 P-값이 0.05보다 작을 경우 해당 인자는 특성치에 유의미한 영향을 미친다고 볼 수 있다. 분석 결과, 축의 P-값이 0.001 미만으로, 0.05보다 작기 때문에 축에 따른 구조는 민감도에 유의미한 영향을 미친다고 할 수 있다.

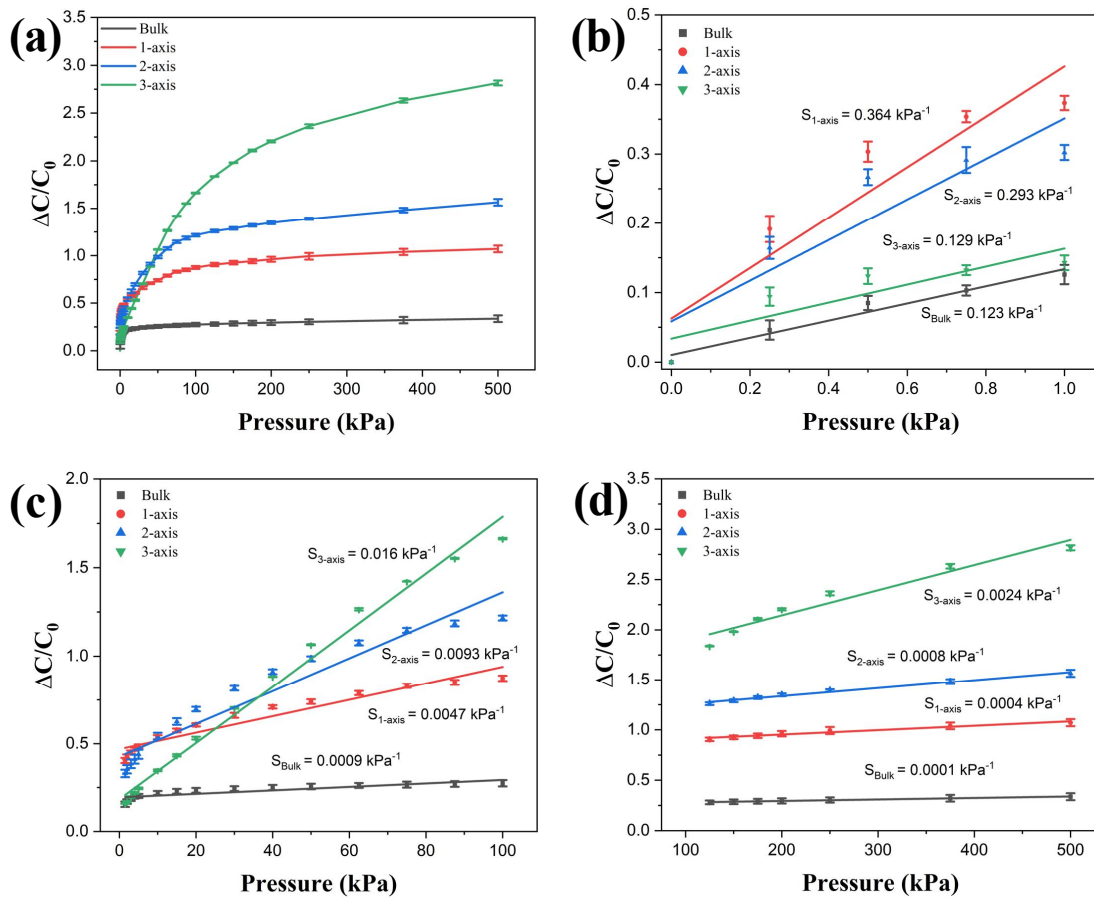


Fig. 19 Capacitance variation graph with the number of axis for pressure sensor in (a) all pressure range, (b) low pressure range ($P \leq 1$ kPa), (c) medium pressure range ($1 < P \leq 100$ kPa), and (d) high pressure range ($100 < P \leq 500$ kPa).

Table. 2 ANOVA results for sensitivity by axis.

Factor	DF	Adj SS	Adj MS	F	P
Pressure	26	19.142	0.736	5.592	0.000
Axis	3	9.215	3.072	23.332	0.000
Error	78	10.268	0.132		
Total	107	38.625			

Fig. 20은 틸팅 각도별 에어갭 구조에 따른 압력 구간별 정전용량 변화율을 보여준다. 틸팅 각도 0°, 15°, 30°, 45°의 민감도는 각각 $P \leq 1$ kPa 구간에서 0.129, 0.135, 0.131, 0.130 kPa^{-1} 으로, $1 < P \leq 100$ kPa 구간에서 0.016, 0.0186, 0.0182, 0.0179 kPa^{-1} 으로, $100 < P \leq 500$ kPa 구간에서 0.0024, 0.0026, 0.0025, 0.0024 kPa^{-1} 으로 측정되었다. 틸팅 각도 0°에 비해 15°, 30°, 45°는 내부 에어갭의 벽이 기존 수직 구조의 압축 변형이 아닌 굽힘 변형을 받기 때문에 변형률이 더욱 커져 민감도 향상을 이룰 수 있었다. 틸팅 각도 15°, 30°, 45°를 비교해보면 15°가 내부 면이 더욱 기울어진 30°, 45°보다 높은 민감도를 지니는 것을 확인할 수 있었는데, 이는 틸팅 각도가 증가함에 따라 기울어진 에어갭이 차지하는 비중이 커져 그만큼 에어갭 개수가 줄어들어 변형률이 상쇄되었기 때문이다. 따라서 0°, 15°, 30°, 45°의 틸팅 각도 중 민감도가 가장 높은 15°의 구조를 선정하였다.

Table. 3은 틸팅 각도별 민감도에 대한 분산분석 결과를 나타낸다. 분석 결과, 95%의 유의수준으로 평가할 때 틸팅 각도의 P-값이 0.001 미만으로, 0.05보다 작기 때문에 틸팅 각도에 따른 구조는 민감도에 유의미한 영향을 미친다고 할 수 있다.

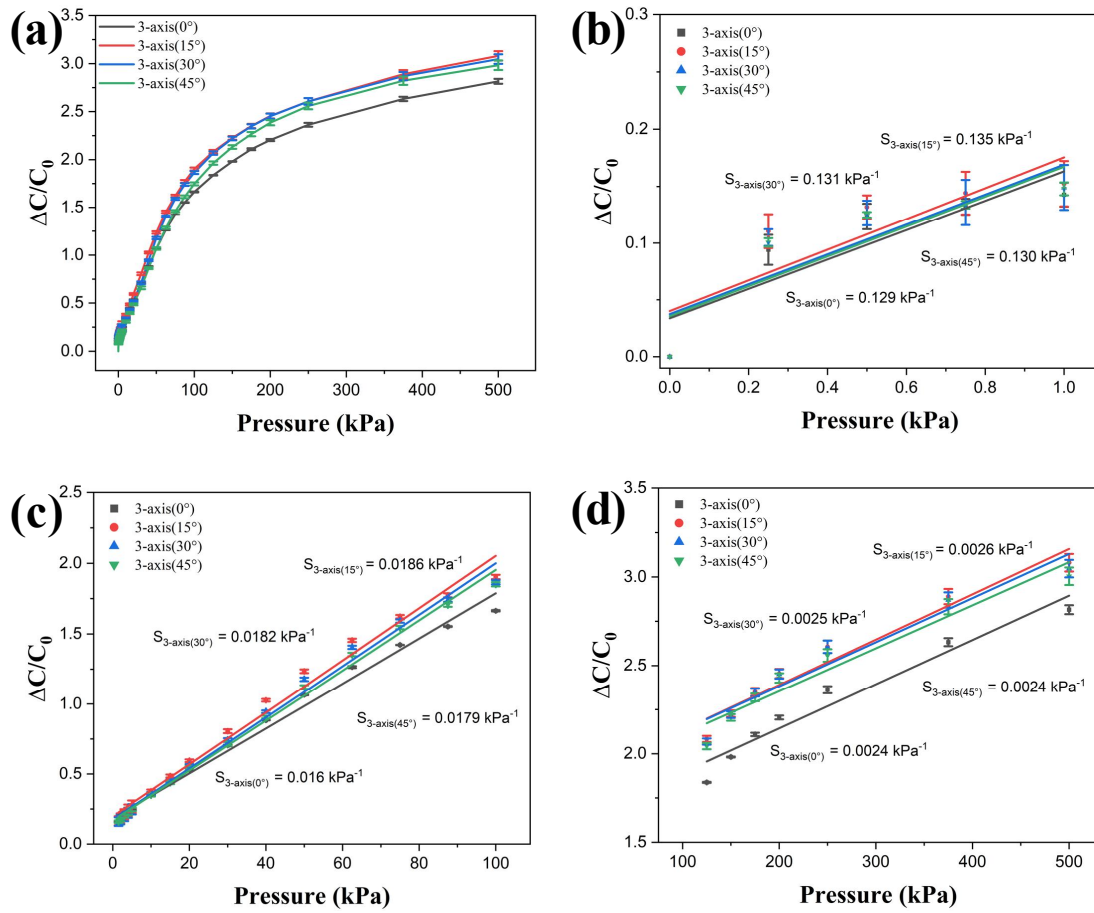


Fig. 20 Capacitance variation graph with tilting angle for pressure sensor in
 (a) all pressure range, (b) low pressure range ($P \leq 1$ kPa),
 (c) medium pressure range ($1 < P \leq 100$ kPa), and
 (d) high pressure range ($100 < P \leq 500$ kPa).

Table. 3 ANOVA results for sensitivity by tiling angle.

Factor	DF	Adj SS	Adj MS	F	P
Pressure	26	100.02	3.846	1273.767	0.000
Axis	3	0.238	0.08	26.33	0.000
Error	78	0.236	0.003		
Total	107	100.494			

다음 Fig. 21은 기공 크기별 에어갭 구조에 따른 압력 구간별 정전용량 변화율을 보여준다. 기공 크기 500 μm , 700 μm , 900 μm 는 각각 $P \leq 1$ kPa 구간에서 0.386, 0.211, 0.135 kPa^{-1} 으로, $1 < P \leq 100$ kPa 구간에서 0.004, 0.0076, 0.0186 kPa^{-1} 으로, $100 < P \leq 500$ kPa 구간에서 0.001, 0.0016, 0.0026 kPa^{-1} 으로 측정되었다. 대부분의 압력 구간에서 민감도는 기공 크기가 증가함에 따라 같이 증가하는 경향을 보이지만, Fig. (b)를 보면 $P \leq 1$ kPa 구간에서는 기공 크기가 상대적으로 작은 500 μm , 700 μm 가 900 μm 보다 민감도가 높은 것을 확인할 수 있었다. 이는 기공의 크기가 작아 상대적으로 적은 압력으로도 기공이 완전히 닫히기 때문이다. 하지만 기공이 완전히 닫힌 후부터는 변형률이 줄어들고 유효 유전상수가 증가하지 않아 정전용량의 변화율 구배가 급격히 감소한다. 따라서 상대적으로 좁은 압력 측정 범위를 가지게 되기 때문에, 다양한 촉각을 감지할 수 있어야 하는 웨어러블 디바이스 적용을 위해 넓은 압력 측정 범위를 가지는 텀링 각도 900 μm 구조를 선정하였다.

Table. 4는 기공 크기별 민감도에 대한 분산분석 결과를 나타낸다. 분석 결과, 95%의 유의수준으로 평가할 때 기공 크기의 P-값이 0.001 미만으로, 0.05보다 작기 때문에 기공 크기에 따른 구조는 민감도에 유의미한 영향을 미친다고 할 수 있다.

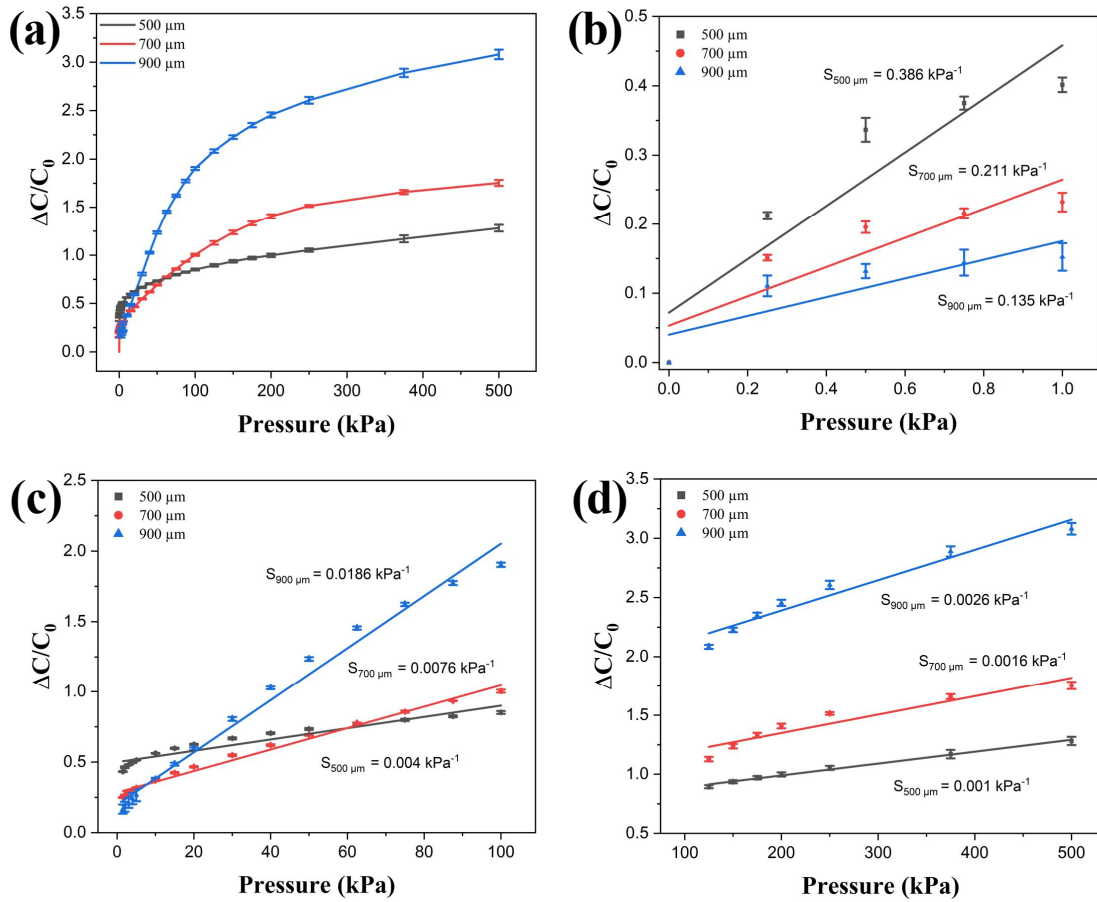


Fig. 21 Capacitance variation graph with pore size for pressure sensor in (a) all pressure range, (b) low pressure range ($P \leq 1 \text{ kPa}$), (c) medium pressure range ($1 < P \leq 100 \text{ kPa}$), and (d) high pressure range ($100 < P \leq 500 \text{ kPa}$).

Table. 4 ANOVA results for sensitivity by pore size.

Factor	DF	Adj SS	Adj MS	F	P
Pressure	26	28.425	1.093	7.674	0.000
Axis	2	3.588	1.794	12.594	0.000
Error	52	7.408	0.142		
Total	80	39.422			

최종적으로 3축 구조, 15°의 틸팅 각도, 900 μm의 기공 크기를 가진 다축 에어갭 구조 압력 센서는 넓은 압력 측정 범위와 높은 민감도 향상을 보여주며, Fig. 22와 같이 Bulk 구조의 압력 센서에 비해 민감도가 $P \leq 1$ kPa 구간에서 약 1.1배, $1 < P \leq 100$ kPa 구간에서 약 20.7배, $100 < P \leq 500$ kPa 구간에서 약 26배의 향상을 확인할 수 있었다. 다시 말해, 본 연구에서 제안한 압력 센서 제작 방법이 향상된 민감도와 함께 넓은 압력 측정 범위를 제공할 수 있다는 것을 의미한다.

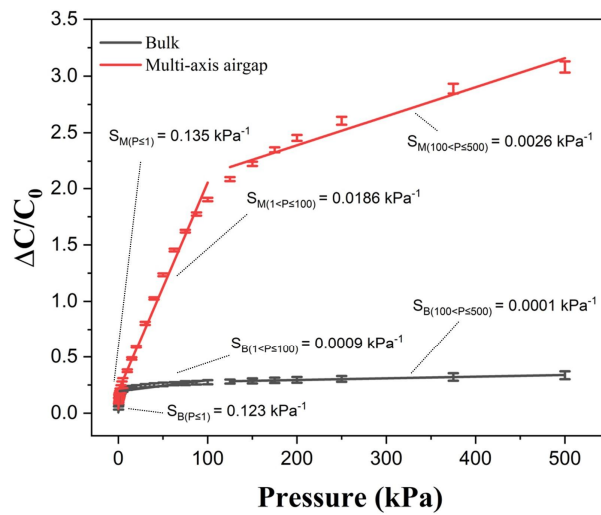


Fig. 22 Capacitance variation graph of sensors based on Bulk, Multi-axis air gap structure.

선정된 구조에 대해 3D 프린팅을 통한 일관된 성능의 유전체 제작이 가능함을 확인하기 위해, 동일한 에어갭 구조의 압력 센서 시편 20개를 제작하여 압력에 따른 정전용량 변화를 분석하였다. Fig. 23에서 20개의 시편 출력에 대한 평균값과 표준오차를 보면 모든 구간에서 표준오차 값이 최대 0.05 미만임을 확인할 수 있었다. 이로 인해 3D 프린팅 기술을 활용하여 제작한 본 연구에서의 유전체가 매우 일관된 성능을 나타낸다는 것을 확인할 수 있었다. 또한 본 연구에서 제작한 정전용량식 압력 센서의 연구 결과를 다른 연구와 비교하여 Table. 5에 나타내었다.

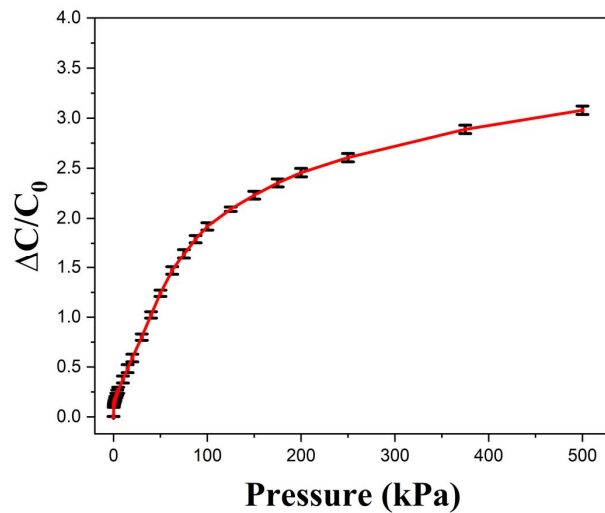


Fig. 23 Capacitance variation graph for twenty sensors with the same structure.

Table. 5 Comparison of research results with existing capacitive pressure sensors.

Type	Dielectric material	Sensitivity [kPa ⁻¹]	Pressure range [kPa]	Consistency of performance	Refs.
Micropyramid	PDMS	0.55 @0.2kPa	8	O	[39]
Micropillar	PDMS	0.42 @1.5kPa	50	O	[40]
Microdome	PDMS	0.0044 @11kPa	500	O	[41]
Porous (Particle-template method)	PDMS/Sugar	0.51 @10kPa	500	X	[44]
Porous (Chemical foaming method)	PDMS/NaHCO ₃ +HNO ₃	0.0052 @20kPa	900	X	[45]
Porous (Emulsion-template method)	PDMS/Water	1.18 @0.02kPa	5	X	[46]
3d printing multi-axis air gap	Agilus 30	0.135 @1kPa 0.03 @10kPa 0.025 @20kPa	500	O	This work

2. 다축 에어갭 구조 압력 센서 성능 평가

본 연구에서 제안된 3축, 틸팅 각도 15°, 기공 크기 900 μm 의 에어갭 구조를 가진 정전용량식 압력 센서에 대해 각 특성에 대한 성능을 평가하였다. Fig. 24를 보면 낮은 압력부터 높은 압력까지 10 kPa, 20 kPa, 30 kPa, 100 kPa, 200 kPa, 300 kPa의 정적 압력을 5회 반복하여 가했을 때, 안정적이고 일정한 신호가 출력되었으며, 각 압력에 따른 명확한 정전용량 변화율의 차이를 확인할 수 있었다. 이는 에어갭 구조 유전체가 높은 탄성력을 갖기 때문에 가했던 압력이 제거되었을 때 원래 상태로 완전히 복원되기 때문이다. 하지만 200 kPa 이상의 압력에서는 압축된 유전체의 복구 시간이 확연히 늘어난 것을 확인할 수 있었는데 이는 유전체 소재인 Agilus30의 점착성으로 인해 매우 높은 압력에서는 에어갭 구조 내부의 벽과 벽 사이가 점착되면서 복구 시간이 증가한 것이다. 하지만 이러한 점을 고려하더라도 본 연구에서의 압력 센서는 100 kPa 정도까지의 압력 범위를 필요로 하는 웨어러블 디바이스에 충분히 적용 가능함을 확인할 수 있었다.

또한 Fig. 25는 10 kPa, 50 kPa, 100 kPa의 압력을 단계적으로 가하고 제거했을 때의 정전용량 변화율을 나타낸다. 결과를 보면 센서가 각 압력에 맞는 일정한 신호를 출력하는 모습을 확인할 수 있었고, 이를 통해 본 센서는 다양한 압력 변화에서도 충분한 신뢰성을 갖는 것을 확인할 수 있었다.

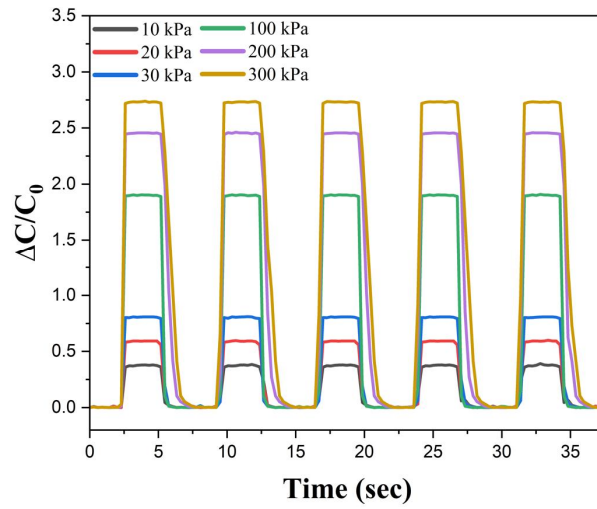


Fig. 24 Capacitance variation of the sensor under a stepwise pressure of 10 kPa, 20 kPa, 30 kPa, 100 kPa, 200 kPa, and 300 kPa.

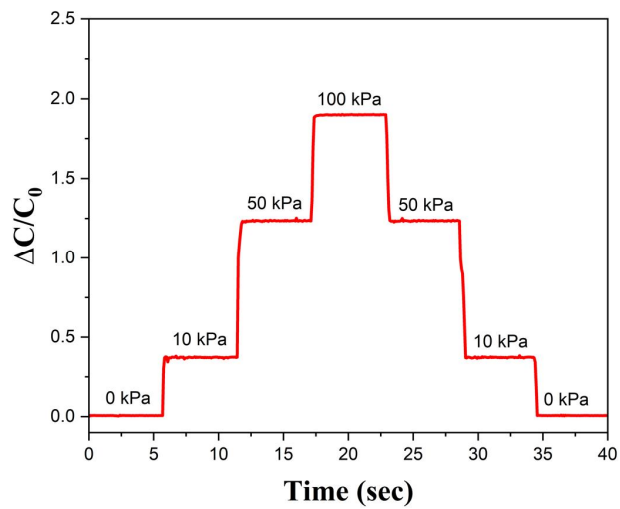


Fig. 25 Capacitance variation of the sensor as stepwise pressure.

다음으로 10 kPa, 30 kPa, 50 kPa, 100 kPa의 압력을 약 10초 동안 가하고 제거하여 각 압력에서의 응답, 복구 시간을 평가하였다. 센서의 응답 시간은 가해진 압력에 대해 출력에 도달하는 데 걸리는 시간을 의미하고, 복구 시간은 가해진 압력이 제거되었을 때 출력이 초기 상태로 돌아오는 데 걸리는 시간을 의미한다. Fig. 26을 보면 센서의 응답 시간은 모든 압력에서 100 ms, 복구 시간은 10 kPa에서 200 ms, 30, 50 kPa에서 300 ms, 100 kPa에서 400 ms으로 웨어러블 디바이스 활용에 충분한 빠른 응답과 복구 시간을 확인할 수 있었다.

또한 50 Pa, 100 Pa, 200 Pa, 300 Pa의 압력을 약 5초 동안 가하고 제거하여 센서의 감지 한계 압력을 평가하였다. Fig. 27을 보면 각 압력에 대한 명확한 출력에 대한 차이를 확인할 수 있었고, 50 Pa의 압력까지도 감지할 수 있을 정도의 민감한 성능을 확인할 수 있었다.

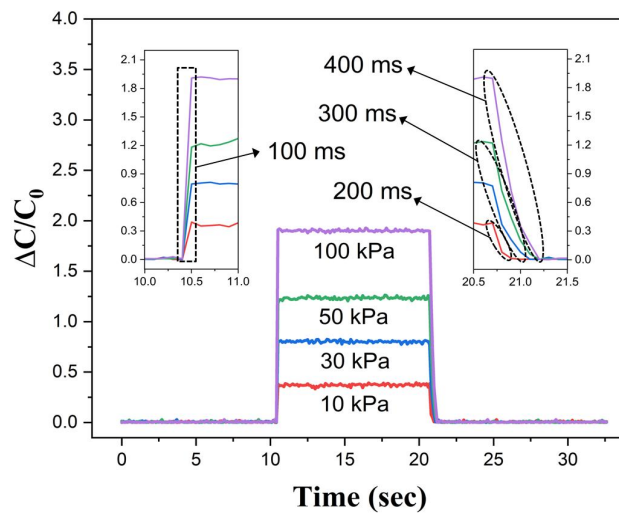
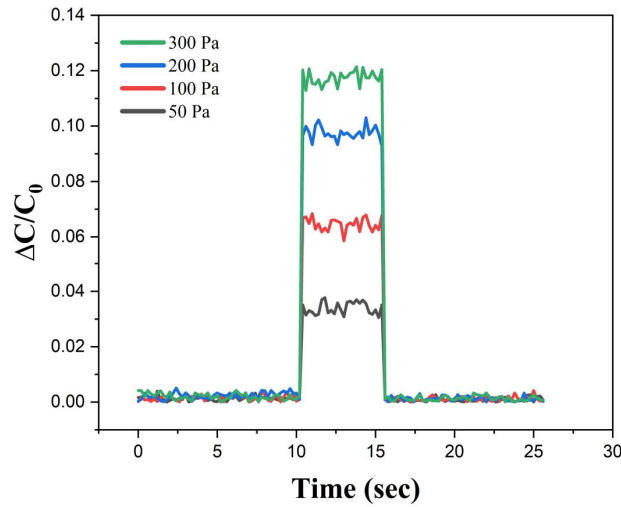


Fig. 26 The response time and recovery time of the sensor.



1 Fig. 27 Minimum detection pressure of the sensor.

웨어러블 디바이스로써의 활용을 위해서는 반복적인 동작에도 충분한 히스테리시스와 내구성을 가져야 한다. 이를 확인하기 위해 센서에 0.5 mm/min의 속도로 100 kPa까지의 압력을 점진적으로 가하고 제거하는 동작을 10회 반복하였다. Fig. 28을 보면 100 kPa 압력의 반복된 가압에서도 센서는 일정한 신호를 출력하고 낮은 히스테리시스를 나타내었다.

추가적으로, 500 mm/min의 속도로 100 kPa의 압력을 가하고 제거하는 반복 동작을 1,000회 수행하여 센서의 내구성을 검증하였다. 그 결과 Fig. 29를 보면 1,000회의 사이클 반복 동작에서도 센서의 성능 하락이 발생하지 않았으며 일정한 출력을 유지함을 확인할 수 있었고, 센서의 안정성과 신뢰성을 확인할 수 있었다.

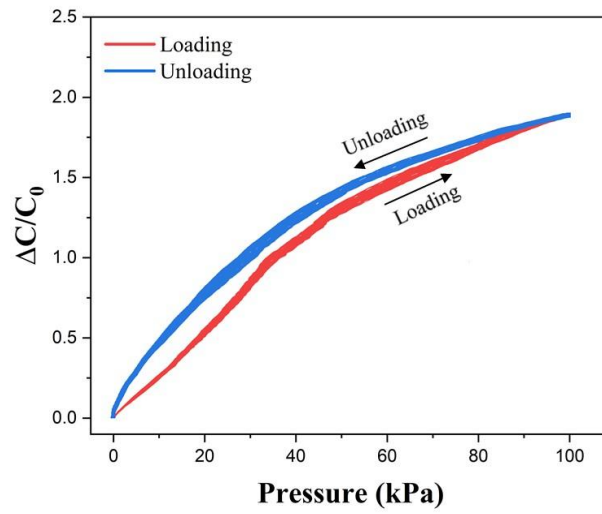


Fig. 28 Capacitance variation sensors under external pressure up to 100 kPa during 10 repeated loading and unloading cycles.

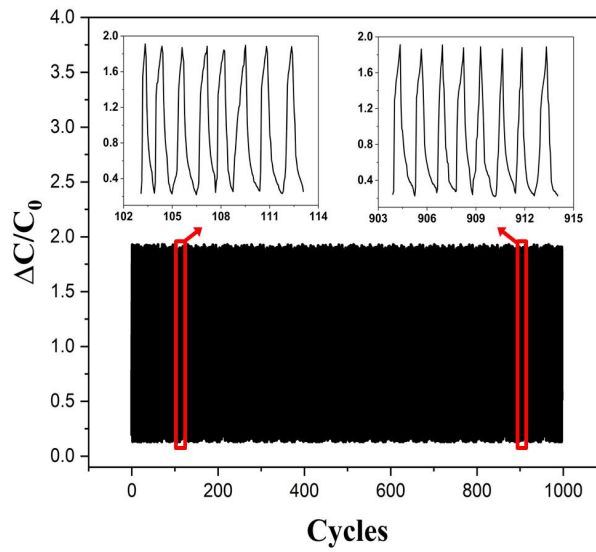


Fig. 29 The cyclic test of 1,000 cycles of loading-unloading to 100 kPa.

3. 웨어러블 디바이스로써의 활용

제안된 센서의 다양한 특성에 대한 성능을 평가한 후, 웨어러블 디바이스로써의 성능을 평가하기 위해 Fig. 30 (a, b)과 같이 EVA 소재의 슬리퍼에 홈을 만들고 다축 에어갭 구조의 센서를 슬리퍼의 뒤꿈치 위치에 부착하여 보행 중 시간에 따른 정전용량 변화를 측정하여 발바닥 압력 감지를 수행하였다. 테스트는 각각 약 70 kg, 50 kg의 체중을 지닌 사용자 A, B가 보행 동작을 수행하면서 20초 동안 진행되었다. 테스트 결과인 Fig. 30 (c)와 Table. 6을 통해 센서가 발을 슬리퍼에 딛고 있는 동작과 슬리퍼에서 떼는 동작에 따른 동적 발바닥 압력 변화를 효과적으로 감지할 수 있음을 확인하였으며, 사용자의 체중에 따른 명확한 출력 값의 차이를 확인할 수 있었다.

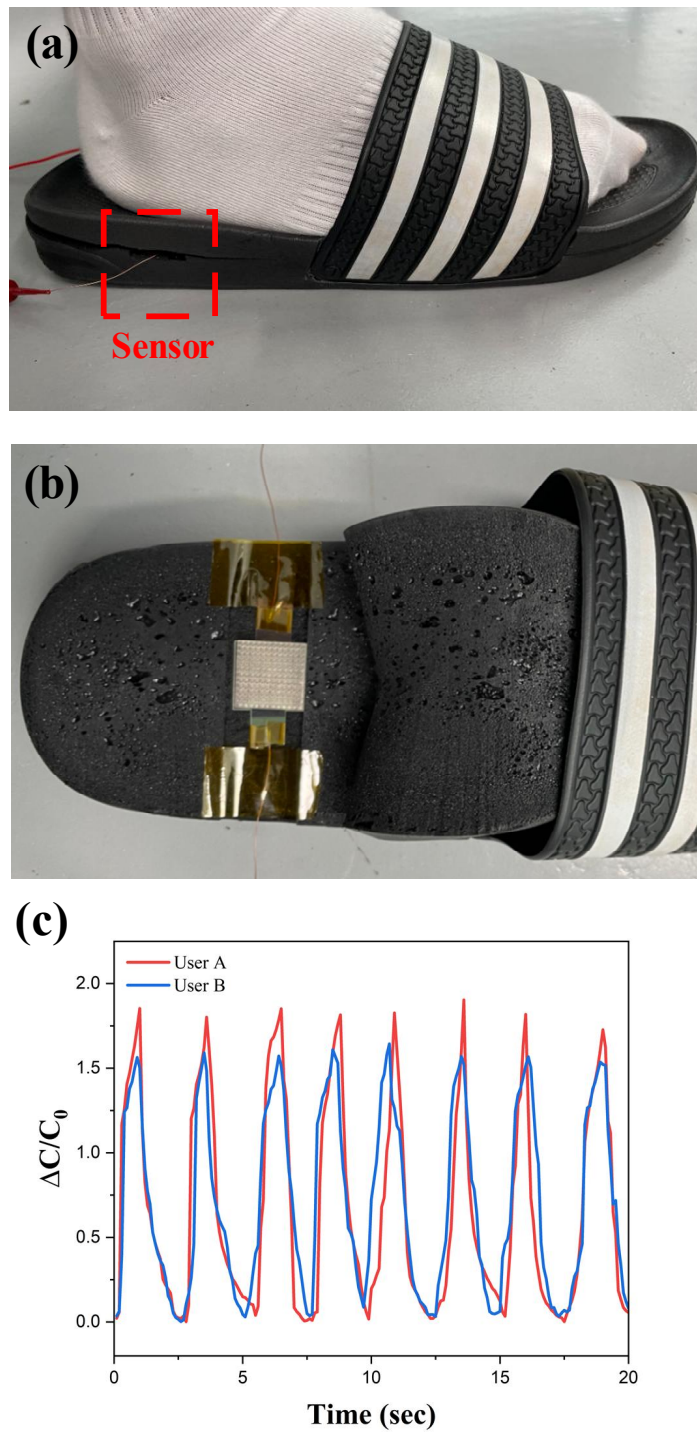


Fig. 30 Plantar pressure sensing application using a pressure sensor. (a, b) Images of plantar pressure measurements from a pressure sensor attached to a slipper. (c) Graph of capacitance variation with plantar pressure during walking.

Table. 6 User-specific weight and measured plantar pressure.

Type	User A	User B
Weight	70 kg	50 kg
Pressure	87.5 kPa	72.5 kPa

이러한 결과를 바탕으로 확장된 형태의 사용자 발바닥 압력 분포를 측정하기 위해 Fig. 31 (a, b)과 같이 5개의 압력 센서가 발바닥 위치별로 내장된 조립형 발바닥 압력 분포 측정 깔창을 3D 모델링하고 제작하였다. 테스트는 Fig. 31 (c)과 같이 약 70kg의 체중을 지닌 사용자가 기립 상태를 유지하면서 발바닥 압력 분포를 측정하였다. 각 센서는 Fig. 31 (d)과 같이 깔창에서의 위치에 따라 1번부터 5번까지 번호를 부여하여 지정하였다. 결과인 Fig. 31. (e)을 보면 각 센서에 가해진 압력은 1번부터 5번까지 각각 약 40 kPa, 30 kPa, 7.5 kPa, 12.5 kPa, 45 kPa로, 각각 29.6 %, 22.2 %, 5.6 %, 9.3 %, 33.3 %의 압력 분포 비율을 나타내었고, 기립 상태에서의 사용자의 체중이 사용자의 발바닥에 어떻게 분포되는지 명확히 구분할 수 있었다. 이를 통해 본 연구에서의 3D 프린팅 기술을 활용한 깔창이 사용자의 발바닥 압력 분포를 효과적으로 감지할 수 있음을 입증하였으며, 이를 통해 웨어러블 디바이스에 제안된 센서가 적용 가능성을 확인하였다.

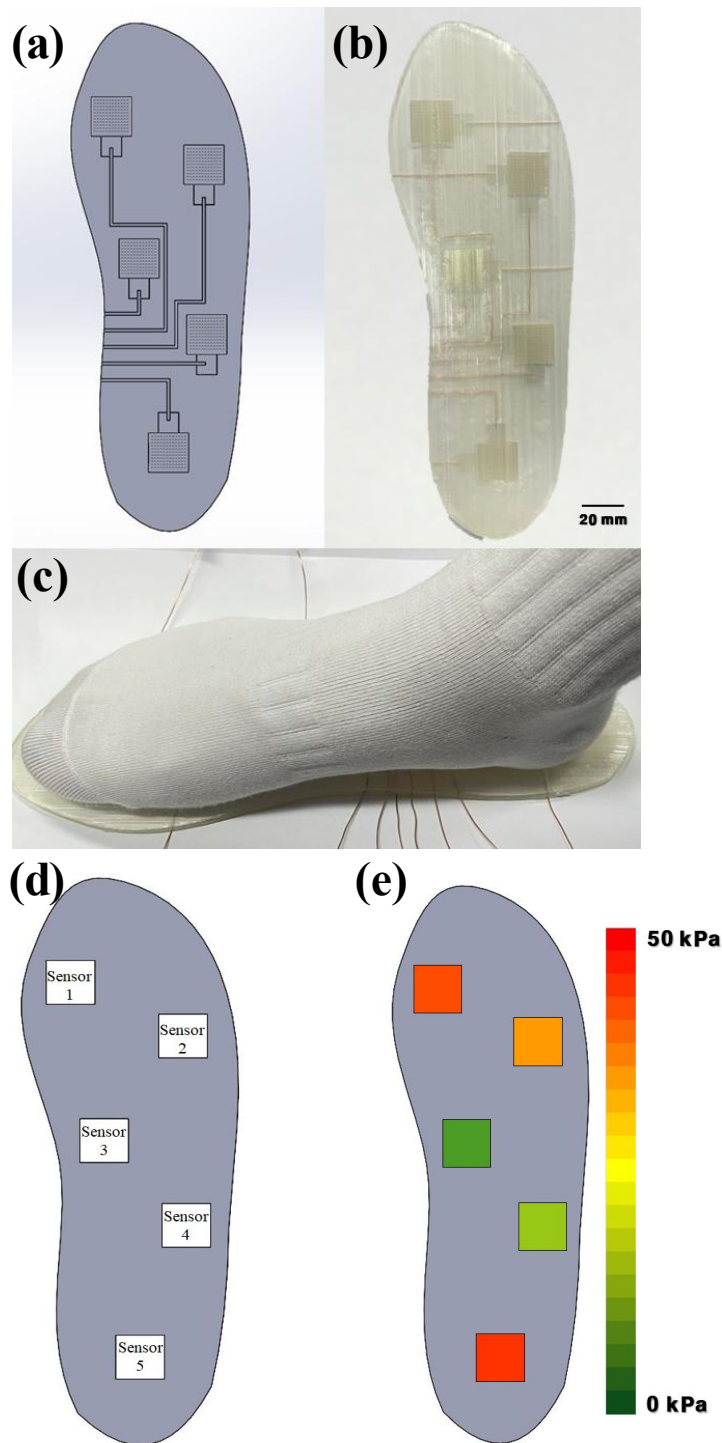


Fig. 31 Plantar pressure distribution estimation in an insole using pressure sensors. (a) Image of the 3D modeled insole. (b) Photo of the fabricated insole. (c) Photo of the plantar pressure measurement. (d) Location of the five sensors on the insole. (e) Results of the plantar pressure distribution measurement during standing.

V. 결 론

본 연구에서는 3D 프린팅 기술을 활용하여 다축 에어갭 구조를 가진 일체형 유전체를 제작하고, 이를 이용하여 웨어러블 디바이스에 적용 가능한 정전용량식 압력 센서를 제작하였다. 3D 프린팅을 이용한 제작을 통해 기존 몰드 제작에 요구되었던 포토리소그래피, 에칭, 탈형과 같은 여러 단계의 복잡한 공정을 거치지 않고 간단한 제조 과정을 구현하였으며, 단일 축 제작에 제한되던 몰드 제작과는 달리, 3D 프린팅을 통해 복잡한 다축 구조를 가진 센서를 제작하여 넓은 압력 측정 범위와 민감도 향상을 이룰 수 있었다. 또한 3D 프린팅 제작을 통해 유전체 내부 기공의 크기, 분포 및 배열을 정밀하게 제어할 수 있어 일관된 성능의 센서를 제작할 수 있었고, 센서가 내장된 자유로운 형상의 어플리케이션을 구현할 수 있었다.

이를 위해 제작에 앞서, 유전체에 활용될 소재에 대한 유전상수 분석을 통해 3D 프린팅을 통한 유전체 제작의 충분한 가능성을 확인하였다. 또한 에어갭의 축, 틸팅 각도, 기공 크기를 매개 변수로 설정하여 3D 모델링을 수행하고, 선형 시뮬레이션을 통한 유한 요소 해석과 유효 유전상수 분석으로 해당 에어갭 구조의 변수들이 센서의 민감도에 주요한 영향을 미친다는 것을 확인하였다.

제안된 3축, 틸팅 각도 15°, 기공 크기 900 μm 의 다축 에어갭 구조 유전체 기반의 압력 센서는 Bulk 유전체 기반 센서의 민감도에 비해 $P \leq 1 \text{ kPa}$ 구간에서 약 1.1배, $1 < P \leq 100 \text{ kPa}$ 구간에서 약 20.7배, $100 < P \leq 500 \text{ kPa}$ 구간에서 약 26배의 민감도 향상을 이룰 수 있었다. 이는 3D 프린팅을 이용한 다축 에어갭 구조로 인해 향상된 민감도와 동시에 넓은 압력 측정 범위를 가질 수 있다는 것을 의미한다.

본 연구에서 제작한 압력 센서는 다양한 범위의 압력과 반복적인 압력하에서도 안정적으로 일정한 신호를 출력 할 수 있으며 10 kPa에서 100 ms의 빠른 응답 시간 및 200 ms의 빠른 복구 시간, 50 Pa의 낮은 감지 압력 한계, 낮은 히스테리시스 그리고 1000 사이클의 압축 거동에서도 안정적인

내구성을 갖는 등 우수한 특성을 나타내었다. 실제 센서의 응용을 위해 슬리퍼에 센서를 부착하여 보행 동작을 통한 발바닥 압력을 측정하였고, 보행에 따른 명확한 정전용량 변화를 확인할 수 있었다. 또한 센서가 내장된 발바닥 압력 분포 측정 깔창을 제작하여 효과적으로 발바닥 압력 분포를 확인할 수 있었다. 이를 통해 본 연구에서 제작한 압력 센서는 웨어러블 디바이스에 대한 적용 가능성을 입증하였으며, 기존 연구의 한계를 극복하여 웨어러블 디바이스 및 전자 피부, 의료 모니터링과 같은 확장된 생체 신호 감지 분야에 대한 잠재성을 지닐 것으로 예상된다.

참고 문헌

- [1] Brookhuis, R.A., et al., 3D force sensor for biomechanical applications. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2012. 182: p. 28-33.
- [2] Chang, Y., et al., State-of-the-art and recent developments in micro/nanoscale pressure sensors for smart wearable devices and health monitoring systems. *Nanotechnology and Precision Engineering (NPE)*, 2019. 3(1): p. 43-52.
- [3] Cheng, Y., et al., Recent developments in sensors for wearable device applications. *Analytical and Bioanalytical Chemistry*, 2021. 413(24): p. 6037-6057.
- [4] Chhetry, A., H. Yoon, and J.Y. Park, A flexible and highly sensitive capacitive pressure sensor based on conductive fibers with a microporous dielectric for wearable electronics. *Journal of Materials Chemistry C*, 2017. 5(38): p. 10068-10076.
- [5] Gu, Y., et al., Mini Review on Flexible and Wearable Electronics for Monitoring Human Health Information. *Nanoscale Research Letters*, 2019. 14(1): p. 263.
- [6] Hwang, J., et al., Fabrication of hierarchically porous structured PDMS composites and their application as a flexible capacitive pressure sensor. *Composites Part B: Engineering*, 2021. 211: p. 108607.
- [7] Kaisti, M., et al. Wearable pressure sensor array for health monitoring. in *2017 Computing in Cardiology (CinC)*. 2017.
- [8] Kim, Y. and J.H. Oh Recent Progress in Pressure Sensors for Wearable Electronics: From Design to Applications. *Applied Sciences*, 2020. 10.

- [9] Lee, J., et al., Conductive Fiber-Based Ultrasensitive Textile Pressure Sensor for Wearable Electronics. *Advanced Materials*, 2015. 27(15): p. 2433-2439.
- [10] Li, Y., L. Zheng, and X. Wang, Flexible and wearable healthcare sensors for visual reality health-monitoring. *Virtual Reality & Intelligent Hardware*, 2019. 1(4): p. 411-427.
- [11] Tay, R.Y., et al., Lightweight, Superelastic Boron Nitride/Polydimethylsiloxane Foam as Air Dielectric Substitute for Multifunctional Capacitive Sensor Applications. *Advanced Functional Materials*, 2020. 30(10): p. 1909604.
- [12] Jin, C.Y., A review of AI Technologies for Wearable Devices. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 2019. 688(4): p. 044072.
- [13] Nahavandi, D., et al., Application of artificial intelligence in wearable devices: Opportunities and challenges. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2022. 213: p. 106541.
- [14] 최진영, 웨어러블 기기를 활용한 헬스케어 기술 동향. 2022, 한국과학기술정보연구원.
- [15] HAN, Zhiyuan, et al. Ultralow-cost, highly sensitive, and flexible pressure sensors based on carbon black and airlaid paper for wearable electronics. *ACS applied materials & interfaces*, 2019, 11(36): p. 33370-33379.
- [16] HUANG, Wenju, et al. Flexible and lightweight pressure sensor based on carbon nanotube/thermoplastic polyurethane-aligned conductive foam with superior compressibility and stability. *ACS applied materials & interfaces*, 2017, 9(48): p. 42266-42277.
- [17] Li, R., et al., Research progress of flexible capacitive pressure sensor for sensitivity enhancement approaches. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2021. 321: p. 112425.

- [18] WANG, Jun, et al. A highly sensitive and flexible pressure sensor with electrodes and elastomeric interlayer containing silver nanowires. *Nanoscale*, 2015, 7(7): p. 2926–2932.
- [19] LIANG, Binghao, et al. Highly sensitive, flexible MEMS based pressure sensor with photoresist insulation layer. *Small*, 2017, 13(44): p. 1702422.
- [20] JIANG, Dawei, et al. Flexible sandwich structural strain sensor based on silver nanowires decorated with self healing substrate. *Macromolecular Materials and Engineering*, 2019, 304(7): p. 1900074.
- [21] YU, Zhenzhong, et al. Paper electrode-based flexible pressure sensor for point-of-care immunoassay with digital multimeter. *Analytical chemistry*, 2018, 91(2): p. 1222–1226
- [22] TANG, Xing, et al. Multilevel microstructured flexible pressure sensors with ultrahigh sensitivity and ultrawide pressure range for versatile electronic skins. *Small*, 2019, 15(10): p. 1804559.
- [23] Ogunleye, O.O., et al., Investigation of the sensing mechanism of dual-gate low-voltage organic transistor based pressure sensor. *Organic Electronics*, 2019. 75: p. 105431.
- [24] Wang, Z., et al., High Sensitivity, Wearable, Piezoresistive Pressure Sensors Based on Irregular Microhump Structures and Its Applications in Body Motion Sensing. *Small*, 2016. 12(28): p. 3827–3836.
- [25] Long, Y., et al., A porous graphene/polydimethylsiloxane composite by chemical foaming for simultaneous tensile and compressive strain sensing. *FlatChem*, 2018. 10: p. 1–7.
- [26] Zhao, T., et al., Highly Sensitive Flexible Piezoresistive Pressure Sensor Developed Using Biomimetically Textured Porous Materials. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2019. 11(32): p. 29466–29473.

- [27] Lee, J., et al., Ultra-robust wide-range pressure sensor with fast response based on polyurethane foam doubly coated with conformal silicone rubber and CNT/TPU nanocomposites islands. *Composites Part B: Engineering*, 2019. 177: p. 107364.
- [28] Feng, C., et al., Solvent crystallization-induced porous polyurethane/graphene composite foams for pressure sensing. *Composites Part B: Engineering*, 2020. 194: p. 108065.
- [29] J, A.S., et al., Bio-compatible piezoelectric material based wearable pressure sensor for smart textiles. *Smart Materials and Structures*, 2022. 31(12): p. 125015.
- [30] Yang, Y., et al., Flexible piezoelectric pressure sensor based on polydopamine-modified BaTiO₃/PVDF composite film for human motion monitoring. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2020. 301: p. 111789.
- [31] Choi, W., et al., Enhanced sensitivity of piezoelectric pressure sensor with microstructured polydimethylsiloxane layer. *Applied Physics Letters*, 2014. 104(12): p. 123701.
- [32] Chen, S., et al., Multi-sized planar capacitive pressure sensor with ultra-high sensitivity. *Nano Energy*, 2021. 87: p. 106178.
- [33] Park, S.W., et al., A Flexible Capacitive Pressure Sensor for Wearable Respiration Monitoring System. *IEEE Sensors Journal*, 2017. 17(20): p. 6558-6564.
- [34] Lei, K.F., K.-F. Lee, and M.-Y. Lee, Development of a flexible PDMS capacitive pressure sensor for plantar pressure measurement. *Microelectronic Engineering*, 2012. 99: p. 1-5.
- [35] Peng, S., et al., Multimodal Capacitive and Piezoresistive Sensor for Simultaneous Measurement of Multiple Forces. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2020. 12(19): p. 22179-22190.

- [36] LI, Zhaoyang, et al. A wide linearity range and high sensitivity flexible pressure sensor with hierarchical microstructures via laser marking. *Journal of Materials Chemistry C*, 2020, 8(9): p. 3088-3096.
- [37] GUO, Ying, et al. A wearable transient pressure sensor made with MXene nanosheets for sensitive broad-range human-machine interfacing. *Nano letters*, 2019, 19(2): p. 1143-1150.
- [38] GAO, Yuji, et al. Wearable microfluidic diaphragm pressure sensor for health and tactile touch monitoring. *Advanced Materials*, 2017, 29(39): p. 1701985.
- [39] Mannsfeld, S.C.B., et al., Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructured rubber dielectric layers. *Nature Materials*, 2010. 9(10): p. 859-864.
- [40] Luo, Y., et al., Flexible Capacitive Pressure Sensor Enhanced by Tilted Micropillar Arrays. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2019. 11(19): p. 17796-17803.
- [41] Thouti, E., et al., Flexible capacitive pressure sensors using microdome like structured polydimethylsiloxane dielectric layers. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2022. 335: p. 113393.
- [42] Kim, Y., H. Yang, and J.H. Oh, Simple fabrication of highly sensitive capacitive pressure sensors using a porous dielectric layer with cone-shaped patterns. *Materials & Design*, 2021. 197: p. 109203.
- [43] Pignanelli, J., et al., A comparative analysis of capacitive-based flexible PDMS pressure sensors. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2019. 285: p. 427-436.
- [44] Yoon, J.I., K.S. Choi, and S.P. Chang, A novel means of fabricating microporous structures for the dielectric layers of capacitive pressure sensor. *Microelectronic Engineering*, 2017. 179: p. 60-66.

- [45] Masihi, S., et al. A Novel Printed Fabric Based Porous Capacitive Pressure Sensor For Flexible Electronic Applications. in 2019 IEEE SENSORS. 2019.
- [46] Lee, B.-Y., et al., Low-cost flexible pressure sensor based on dielectric elastomer film with micro-pores. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2016. 240: p. 103-109.
- [47] Li, Q., et al., Fabrication method for structured porous polydimethylsiloxane (PDMS). *Journal of Materials Science*, 2018. 53(16): p. 11873-11882.
- [48] Wu, S., et al., Novel Electrically Conductive Porous PDMS/Carbon Nanofiber Composites for Deformable Strain Sensors and Conductors. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 2017. 9(16): p. 14207-14215.
- [49] Wei, P., et al., Flexible capacitive pressure sensor with sensitivity and linear measuring range enhanced based on porous composite of carbon conductive paste and polydimethylsiloxane. *Nanotechnology*, 2019. 30(45): p. 455501.
- [50] Pruvost, M., et al., Polymeric foams for flexible and highly sensitive low-pressure capacitive sensors. *npj Flexible Electronics*, 2019. 3(1): p. 7.
- [51] Eom, S. and S. Lim Stretchable Complementary Split Ring Resonator (CSRR)-Based Radio Frequency (RF) Sensor for Strain Direction and Level Detection. *Sensors*, 2016. 16.
- [52] Wang, W.; Ren, G.; Zhou, M.; Deng, W. Preparation and Characterization of CCTO/PDMS Dielectric Elastomers with High Dielectric Constant and Low Dielectric Loss. *Polymers* 2021, 13, 1075.

A Study on 3D printing-based implementation of multi-axis air gap structural pressure sensor

Su-Yeong Moon

**Department of Mechatronics Engineering
The Graduate School
Jeju National University**

Abstract

Recently, there has been a growing interest in wearable devices that can collect various information about the body, and pressure sensors have been actively studied. Pressure sensors applied to wearable devices require performance such as high sensitivity, wide measurement range, output stability, fast response speed, and high durability to effectively accept various stimuli and withstand external influences. In this study, we utilized 3D printing technology to fabricate a pressure sensor with a multi-axis air gap structure with consistent performance through a simplified process to overcome the problems of complex manufacturing process and performance reproducibility in previous studies applied to pressure sensors. By setting the axis, tilting angle, and pore size of the air gap structure as parameters, the sensitivity of the structure was analyzed, and a pressure sensor structure with three axes, a tilting angle of 15° , and a pore size of $900\ \mu\text{m}$ was optimally selected. Based on the capacitive principle, the sensor exhibited a high sensitivity of $0.135\ \text{kPa}^{-1}$ at $1\ \text{kPa}$, which was up to 26 times higher than that of conventional sensors using bulk dielectrics without internal pores. In addition, the sensor showed consistency of

performance, a wide pressure measurement range up to 500 kPa, a fast response time of 100 ms, a low-pressure detection limit of 50 Pa, and operational reliability of more than 1000 cycles. The sensor was also effectively implemented in plantar pressure sensing and distribution applications, showing good performance in response to changes in user weight and plantar pressure distribution. The results confirm that the proposed multi-axis air gap structure pressure sensor is applicable to wearable device applications due to its simple fabrication process and excellent functional characteristics.