



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](#)

碩士學位論文

유전체의 정밀 기공 정렬을 통한
고민감도 압력센서 제작

濟州大學校 大學院

에너지應用시스템學部 電子工學專攻

高 昇 賢

2022 年 2 月

유전체의 정밀 가공 정렬을 통한 고민감도 압력센서 제작




指導教授 都良會

高昇賢

이 論文을 工學 碩士學位 論文으로 提出함

2022 年 2 月

高昇賢의 工學 碩士學位 論文을 認准함

審査委員長 金慶洲 
委員 都良會 
委員 吳錦潤 

濟州大學校 大學院

2022 年 2 月

Fabrication of highly sensitive pressure sensor through precise pore alignment of dielectric

Seung-Hyeon Ko

(Supervised by professor Yang-Hoi Doh)

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

Department of Electronic Engineering
Faculty of Applied Energy System
GRADUATE SCHOOL
JEJU NATIONAL UNIVERSITY

2021 . 12 .

목 차

| | |
|---------------------------|----|
| LIST OF FIGURES | ii |
| LIST OF TABLES | iv |
| ABSTRACT | v |
| | |
| 제 1 장 서론 | 1 |
| | |
| 제 2 장 이론적 배경 | 4 |
| 2.1 정전용량 압력 센서 | 4 |
| 2.2 다공성 구조의 유전체 | 6 |
| | |
| 제 3 장 실험 과정 | 8 |
| 3.1 몰드, 니들 제작 | 8 |
| 3.2 유전체 제작 | 10 |
| 3.3 전극 제작 | 12 |
| 3.4 센서 제작 | 13 |
| 3.5 측정 장비 및 측정 파라미터 | 14 |
| | |
| 제 4 장 결과 및 고찰 | 15 |
| 4.1 센서의 특성 평가 | 15 |
| 4.2 센서의 성능 평가 | 28 |
| | |
| 제 5 장 결론 | 33 |
| | |
| 참 고 문 헌 | 35 |

LIST OF FIGURES

| | |
|--|----|
| Fig. 1. Structure of the capacitive pressure sensor. | 2 |
| Fig. 2. Electric field and Gaussian plane of the two parallel electrode plates. | 4 |
| Fig. 3. Voltage integration direction of the two parallel electrode plates. | 5 |
| Fig. 4. Comparison between (a) and (b). $d' > d''$. (a) is a bulk dielectric. (b) is a porous dielectric. | 7 |
| Fig. 5. Images of the fabricated mold (ex.500 μm hole size, 1 mm distance). | 9 |
| Fig. 6. Images of the fabricated needles. | 10 |
| Fig. 7. Assembled mold and needles. | 11 |
| Fig. 8. Schematic diagram of dielectric fabrication. | 11 |
| Fig. 9. Images of the fabricated dielectrics. | 12 |
| Fig. 10. Images of the fabricated electrodes. | 12 |
| Fig. 11. Images of the fabricated sensor. | 13 |
| Fig. 12. Schematic illustration of the experimental setup. | 14 |
| Fig. 13. Cross-sectional images of the dielectrics. (a), (b) and (c) are images at 1 mm distance. (d), (e) and (f) are images at 1.5 mm distance. (g), (h) and (i) are images at 2 mm distance. | 16 |
| Fig. 14. Capacitance variation at 1 mm distance. | 17 |
| Fig. 15. Capacitance variation at 1 mm distance (a) Sensitivity in the ≤ 0.5 kPa. (b) Sensitivity in the $0.5 \text{ kPa} < P \leq 15$ kPa. (c) Sensitivity in the range of $15 \text{ kPa} < P \leq 100$ kPa. | 18 |
| Fig. 16. Capacitance variation at 1.5 mm distance. | 19 |
| Fig. 17. Capacitance variation at 1.5 mm distance. (a) Sensitivity in the ≤ 0.5 kPa. (b) Sensitivity in the $0.5 \text{ kPa} < P \leq 15$ kPa. | |

| | |
|--|----|
| (c) Sensitivity in the $15 \text{ kPa} < P \leq 100 \text{ kPa}$ | 20 |
| Fig. 18. Capacitance variation at 2 mm distance. | 21 |
| Fig. 19. Capacitance variation at 2 mm distance. (a) Sensitivity in the ≤ 0.5 kPa. (b) Sensitivity in the $0.5 \text{ kPa} < P \leq 15 \text{ kPa}$. (c) Sensitivity in the $15 \text{ kPa} < P \leq 100 \text{ kPa}$ | 22 |
| Fig. 20. Capacitance variation as 500 μm pore size. | 23 |
| Fig. 21. Capacitance variation as 500 μm pore size. (a) Sensitivity in the $\leq 0.5 \text{ kPa}$. (b) Sensitivity in the $0.5 \text{ kPa} < P \leq 15 \text{ kPa}$. (c) Sensitivity in the $15 \text{ kPa} < P \leq 100 \text{ kPa}$ | 24 |
| Fig. 22. Capacitance variation of P7 and Bulk. | 25 |
| Fig. 23. Capacitance variation of P7 and Bulk. (a) Sensitivity in the ≤ 0.5 kPa. (b) Sensitivity in the $0.5 \text{ kPa} < P \leq 15 \text{ kPa}$. (c) Sensitivity in the $15 \text{ kPa} < P \leq 100 \text{ kPa}$ | 26 |
| Fig. 24. Capacitance variation of the pressure sensor(P7) as stepwise pressures of 0.5 kPa, 1 kPa, 5 kPa, 40 kPa, and 60 kPa. | 29 |
| Fig. 25. Capacitance variation of the P7-based pressure sensor as stepwise pressure. | 29 |
| Fig. 26. Response time and recovery time of the P7 based pressure sensor. | 30 |
| Fig. 27. Detection limit of the P7-based pressure sensor. | 30 |
| Fig. 28. Capacitance variation of P7 under external pressure up to 50 kPa during 10 repeated loading and unloading cycles. | 31 |
| Fig. 29. The cyclic test of 10,000 cycles under repeated loading-unloading. | 32 |

LIST OF TABLES

| | |
|--|----|
| Table. 1. Porosity of the dielectrics. | 16 |
| Table. 2. Comparison of sensitivity and measurement range of previous studies. | 27 |

Abstract

People's interest in wearable devices has increased, and pressure sensors applied to them are being actively developed. In this study, we proposed a novel porous dielectric fabrication method in order to overcome the reproducibility of the conventional porous dielectric fabrication method applied to pressure sensors. In the conventional porous dielectric fabrication method, the sensitivity and accuracy of the pressure sensor are decreased, because the size and spacing of pores are not constant.

Therefore, we proposed the dielectric fabrication method which controlled the porous structure through mold and needles. The dielectric has pore sizes of 300 μm , 400 μm , and 500 μm with intervals of 1 mm, 1.5 mm and 2 mm, respectively. The pressure sensors were made using the fabricated dielectrics and the metal thin film, and then characteristics evaluation such as sensitivity, sensing limit, and response time was performed.

We confirmed that the larger the pore size and the narrower the gap, the higher the sensitivity. When the pore size is 500 μm and the spacing is 1 mm, the sensitivity is 1.277 kPa^{-1} in the range of 0.5 kPa or less, which is 11 times higher than that of the bulk dielectric-based pressure sensor. The response time was 100 ms with similar result when compared to conventional pressure sensors. This is significantly lower in pore size than the conventional pressure sensor, but it seems to have a similar performance by improving the sensitivity at a constant size and spacing of pores.

Therefore, the precision pore-aligned dielectric-based pressure sensors resulting in this study are expected to have sufficient potential for use in wearable and healthcare devices.

제 1 장 서론

전 세계적으로 1인 가구와 만성 질환자 수의 증가 그리고 인구의 고령화에 따라 헬스케어에 대한 웨어러블 디바이스의 관심이 증가하고 있다. 웨어러블 디바이스는 사용자의 옷이나 몸 등에 부착되어 사용자의 신체 활동에 대한 정보를 수집하고 분석하여 사전에 사고나 질병을 예방하는 등 삶의 질을 높여준다[1-6]. 웨어러블 디바이스에는 생체 정보를 수집하기 위해 다양한 종류의 센서들이 적용된다. 의복에 근전도 센서를 내장하여 근육의 활동을 측정하고, 손목 밴드에 전기배엽 센서를 내장하여 스트레스나 수면패턴 등을 측정할 수 있으며 압력센서를 통해 사용자의 호흡이나 맥박 등의 신호를 감지할 수 있다[7-11]. 이렇게 웨어러블 디바이스에는 다양한 센서들이 적용되고 있으며, 그 중에서도 이러한 생체 신호를 효율적으로 감지하고 수집할 수 있는 압력센서는 웨어러블 디바이스의 개발에 필수적이라고 할 수 있다.

압력센서는 압력, 전단력, 진동, 변형 등의 물리적인 변화를 전기적인 신호로 나타내는 전자소자이며 메커니즘에 따라 압저항식, 정전용량식, 압전식의 크게 3가지 방식으로 분류할 수 있다. 우선 첫 번째로, 압저항식 압력센서는 전도성 구성요소들 사이의 접촉 저항을 변형시키거나 구성요소의 벌크 저항을 변형시켜 변형 상태를 저항 값의 변화로 감지하는 원리를 이용한다. 간단한 구조를 가지며 고민감도, 넓은 측정 범위를 가지고 있지만 온도에 취약하다는 단점이 있다[4-6, 12-14]. 다음으로, 압전식 압력센서는 물리적 응력이 가해질 때 변형된 재료의 정렬된 영구 쌍극자로 인해 전하를 생성하는 압전효과를 이용하며, 소비전력이 낮고 높은 민감도를 가진다. 그러나 정적인 압력을 측정하지 못하고 동적인 압력만 측정이 가능하다는 단점이 있다[4, 6, 12, 15]. 마지막으로, 정전용량식 압력센서는 두 전극이 평행하게 배열되어 있고, 그 사이에 유전체가 놓여있는 구조로 외부의 힘에 의해 두 전극 사이의 유전체가 변형되면 유전체의 두께가 변하고 정전용량의 값이 변하는 것을 이용한다[5, 12, 16]. 그림 1은 정전용량식 압력센서의 구조를 나타낸다. 정전용량식 압력센서는 압력이 가해지면 유전체의 변형률

이 높아지고, 변형률이 높아질수록 두 전극 사이의 거리가 가까워져 정전용량의 변화량이 증가함에 따라 민감도가 높아진다. 압저항식, 압전식 압력센서와 비교했을 때, 구조도 간단하고 온도에 민감하지 않으며 낮은 소비 전력이라는 장점을 가져 주목을 받고 있다. 그러나 탄성중합체를 사용한 정전용량식 압력센서는 민감도가 낮아진다는 단점이 있다[5]. 이러한 단점을 극복하기 위해 탄성중합체 물질에 미세 구조를 도입하여 변형률을 향상시키고 민감도를 높이기 위한 많은 연구들이 보고되고 있다.

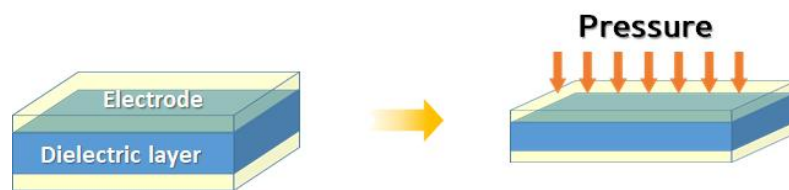


Fig. 1. Structure of the capacitive pressure sensor.

이렇게 미세구조를 도입하여 센서의 성능을 향상시키기 위한 방법에는 리소그래피를 활용하여 유전체 표면에 원뿔, 피라미드 등의 패턴을 생성하는 방법[16, 17]과 유전체에 미세 기공을 형성하여 다공성의 구조를 만드는 방법이 있다. 그 중에서도 다공성의 구조를 만드는 방법에는 입자 템플릿 방법, 에멀전 템플릿 방법 등이 있다. 우선 에멀전 템플릿 방법은 에멀전의 분산상과 연속상을 동시에 경화시킴으로써 간단히 다공성 구조의 유전체를 만들 수 있는 방법이다[18-20]. 이렇게 제작된 다공성 구조의 수많은 미세 기공은 낮은 압력에도 쉽게 변형된다. 하지만 생성된 미세 기공들이 일정 압력 범위에서 빠르게 닫히므로 좁은 측정 범위를 가진다[4]. 두 번째로 입자 템플릿 방법은 탄성중합체 물질에 설탕이나 소금, 폴리스티렌(Polystyrene) 비드 등을 첨가하고 몰드에 경화시킨 후 용매를 사용하여 첨가된 입자를 제거하는 방법이다[21-23]. 이 방법은 첨가된 입자의 크기를 변수로 하여 내부 기공의 크기를 조절할 수 있다[4]. 이 방법들은 간단하고 저렴하게 다공성 구조를 만들 수 있고, 조건에 따라 내부 기공의 크기를 조절하여 민감도를 높일 수 있다는 장점이 있다. 그러나 기공의 크기와 배열이 항상 일정할 수 없고, 기공이 서로 겹쳐있거나 한쪽으로 몰리는 경우의 수가 있는 문제

를 가지고 있기 때문에 재현성이 떨어지고 정확한 정전용량 값을 갖기에는 한계가 있다. 그러므로 높은 민감도를 유지하면서 기공의 크기와 배열 간격의 정밀한 제어를 통해 정확한 정전용량 값을 가짐과 동시에 필요에 따라 다양한 성능의 압력센서를 제작할 수 있도록 연구되어야 한다.

본 연구에서는 새로운 다공성 구조의 유전체 제작 방법을 제안한다. 기공의 크기는 각각 300 μm , 400 μm , 500 μm 로 설정하였고 이와 같은 직경을 가진 니들과, 20 mm \times 20 mm \times 3 mm 의 몰드를 제작하여 높이 3 mm의 기공이 정밀하게 정렬된 유전체를 만들고 압력센서를 제작한다. 이후 정밀 제어에 대한 평가로 제작된 구조물의 형상을 확인하고 기공의 크기와 배열 간격이 일정함을 보인다. 그 뒤, 다양한 압축 실험과 그에 따른 정전용량 측정을 통하여, 다공성 구조 유전체의 기공 크기와 배열 간격에 따라 민감도 변화가 일정한지 분석한다. 이후 센서의 압력측정범위, 내구성, 반복응답성 등을 정량적으로 평가한다. 따라서 제작된 정전용량식 압력센서는 높은 민감도를 가지며 기공의 크기와 배열 간격의 정밀한 제어를 통해 정확한 정전용량 값을 갖고, 기존의 연구보다 재현성이 좋아졌음을 보이고자 한다.

제 2 장 이론적 배경

2.1 정전용량식 압력센서

정전용량식 압력센서는 평행한 두 전극 사이에 유전체가 배열되어 있는 구조로, 외부의 힘에 의해 유전체가 변형되고 정전용량의 정의에 따라서 정전용량의 값이 변하는 원리를 이용한다. 정전용량은 단위 전압 당 물체가 저장하거나 분리할 수 있는 전하의 양으로 정의된다. 일반적으로 식 (2.1.1)과 같이 표현한다. 이때, 전하량 Q 와 전압 V 사이의 비례상수를 정전용량 C 라고 한다.

$$C = \frac{Q}{V} [F] \quad (2.1.1)$$

위 식을 사용하여 평행한 전극판의 정전용량은 가우스의 법칙을 통해 유도할 수 있다.

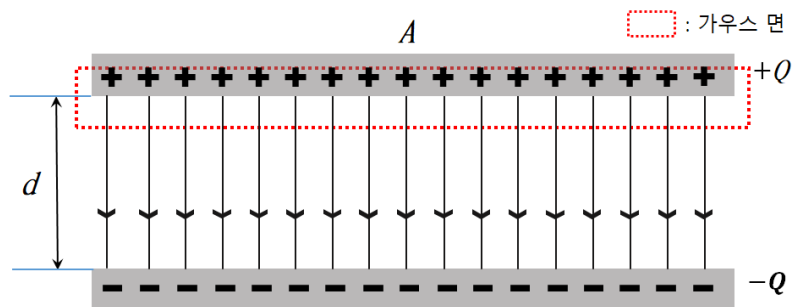


Fig. 2. Electric field and Gaussian plane of the two parallel electrode plates.

그림 2를 보면 각각 $+Q$ 와 $-Q$ 로 대전된 전극판이 있고, 두 판 사이의 전기장은 양으로 대전된 판에서 음으로 대전된 판으로 향한다. 또한 전기장은 두 판의 표면에 수직이며 두 전극판 사이는 진공상태이다. 전하 Q 에 대한 가우스 면을 지

나는 선속에 의해 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$Q_{\text{enclosed}} = \epsilon_0 \oint \vec{E} \cdot d\vec{A} \quad (2.1.2)$$

$$E = \frac{Q}{\epsilon_0 A} \quad (2.1.3)$$

식 (2.1.2)를 정리하면 식 (2.1.3)을 얻을 수 있다. 여기서 E는 전기장의 세기, Q는 전하량, ϵ_0 는 진공의 유전율, A는 전극의 면적이다. 다음으로 두 전극판 사이의 전압 V를 전기장으로 구할 수 있다.

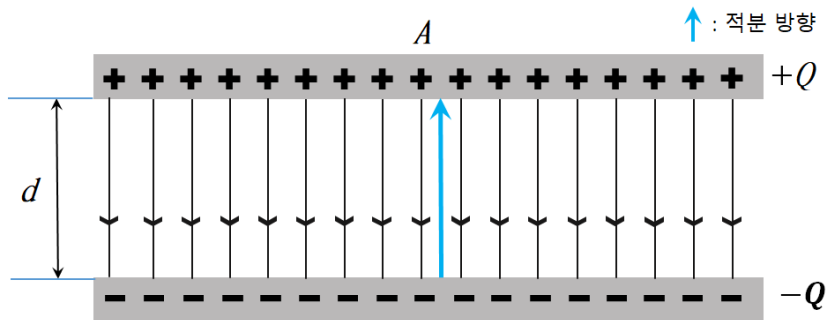


Fig. 3. Voltage integration direction of the two parallel electrode plates.

그림 3의 표시된 적분 방향을 따라 전기장을 적분하면 전압차를 구할 수 있다. 따라서 다음과 같이 표현된다.

$$\begin{aligned} \Delta V &= V_f - V_i \\ &= V(+)-V(-) \\ &= - \int_i^f \vec{E} \cdot d\vec{s} \\ &= E \int ds \cos(180^\circ) = Ed \end{aligned} \quad (2.1.4)$$

식 (2.1.1)의 정전용량의 정의에 따라 위의 식 (2.1.4)의 $V = Ed$ 를 대입하면 정전용량은 다음과 같다.

$$C = \frac{Q}{Ed} \quad (2.1.5)$$

식 (2.1.3)을 식 (2.1.5)에 대입하면 정전용량은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$C = \epsilon_0 \frac{A}{d} \quad (2.1.6)$$

식 (2.1.6)은 평행한 두 전극판 사이가 진공상태일 때의 정전용량의 값이고, 전극판 사이가 진공이 아닌 유전체가 놓여있는 구조일 경우에는 유전체의 유전상수 배로 정전용량의 값이 증가한다. 따라서 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d} \quad (2.1.7)$$

여기서 ϵ_0 는 진공의 유전율, ϵ_r 은 유전체의 유전상수(비유전율), A 는 평행한 두 전극판이 겹쳐져 있는 면적, d 는 두 전극 사이의 거리를 의미한다. 따라서 정전용량의 정의에 의해 두 전극 사이의 거리와 겹쳐진 면적에 따라 정전용량의 값이 변하고, 전하량이나 전압과는 무관하다.

2.2 다공성 구조의 유전체

다공성 구조의 유전체는 기존의 기공이 없는 유전체와는 다르게 유전상수에 차이가 생긴다. 다공성 구조에서는 기공이 생성되므로, 기공이 차지하는 부피만큼의 공기의 유전상수와 Ecoflex가 차지하는 부피만큼의 Ecoflex의 유전상수를

함하여 나타낸 값이 다공성 구조 유전체의 유전상수가 된다. 따라서 식 (2.2)로 나타낼 수 있다[24]. ϵ_e 는 다공성 Ecoflex의 유전상수이고, ϵ_{air} 는 공기의 유전상수, $\epsilon_{Ecoflex}$ 는 Ecoflex의 유전상수, V_{air} 와 $V_{Ecoflex}$ 는 각각 공기와 Ecoflex의 부피 분율이다. Ecoflex의 유전상수는 2.8이고 공기의 유전상수는 1이다[25].

$$\epsilon_e = \epsilon_{air} V_{air} + \epsilon_{Ecoflex} V_{Ecoflex} \quad (2.2)$$

따라서 압력이 가해졌을 때 유전체의 기공이 계속해서 닫혀 공기의 부피 분율이 감소하고 Ecoflex의 부피 분율이 증가한다. 유전상수가 1인 기공에서 유전상수가 2.8인 Ecoflex로 증가한 부피 분율만큼 대체되어, 결과적으로 다공성 구조 유전체의 유효유전상수가 증가한다. 또한 기공이 없을 때와 기공이 있을 때의 전극 사이의 거리에도 영향을 준다. 그림 4와 같이 같은 압력을 가했을 때, 기공이 없는 bulk 유전체에서 전극사이의 거리를 d' , 기공이 있는 다공성 유전체에서 전극사이의 거리를 d'' 라 하면 $d' > d''$ 으로, 기공이 있을 때가 기공이 없을 때보다 전극 사이의 거리가 더 가깝다. 따라서 정전용량의 정의에 따라 기공이 있을 때, 압력을 가하면 정전용량의 변화가 더 커진다.

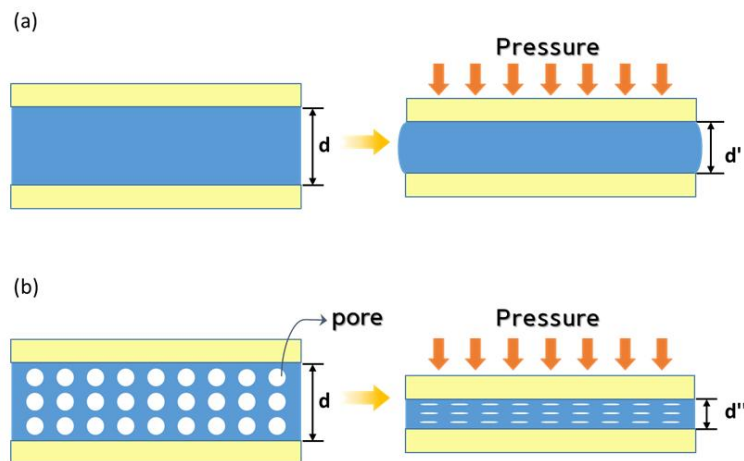


Fig. 4. Comparison between (a) and (b). $d' > d''$.

(a) is a bulk dielectric. (b) is a porous dielectric.

제 3 장 실험 과정

정전용량식 압력센서의 재현성 높은 유전체를 제작하기 위해 기공들이 정밀하게 정렬된 다공성 구조 유전체의 새로운 제작 방법을 제안한다. 유전체는 Ecoflex (Ecoflex™ 00-30, Smooth-On, Inc., USA) 소재를 사용하여 제작하였으며, 몰드의 내부 사이즈는 20 mm × 20 mm × 3 mm로 설정하였고, 직경이 각각 300 μm, 400 μm, 500 μm인 니들을 사용하여 만들었다. 몰드와 니들을 각각의 사이즈에 맞춰 조립한 후 Ecoflex를 몰드에 채우고 경화시킨다. 경화가 완료되면 Ecoflex를 몰드에서 분리해낸다. 이후 완성된 유전체에 전극을 붙이는 과정을 마지막으로 압력센서 제작이 완료된다. 첫 번째로 캐드를 통해 몰드를 설계하고 제작한다. 이 과정에서 필요에 따라서 다양한 크기와 모양으로 몰드를 제작할 수 있다. 두 번째로 Ecoflex를 사용하여 정밀 기공 정렬 구조의 유전체를 만드는 과정이다. 앞서서 제작한 몰드에서 기공의 크기와 배열 간격을 공정변수로 설정하여 총 9가지의 유전체를 제작하고, 제작된 유전체와 비교하기 위한 bulk 유전체를 제작한다. 이 과정에서 Ecoflex의 기포를 완전히 제거한 후 공정을 진행한다. 세 번째로는 전극의 제작 과정이다. 전극은 PET필름과 구리테이프를 사용하여 제작하였다. 이후 완성된 정밀 기공 정렬 유전체 기반 압력센서의 성능을 확인하기 위한 특성평가 및 측정을 진행하였다. 실험 공정별 세부 내용은 다음과 같다.

3.1 몰드, 니들 제작

본 연구에서 제작한 정밀 기공 정렬 구조의 유전체는 기공의 사이즈와 배열 간격이 일정해야 한다. 기공의 사이즈는 300 μm, 400 μm, 500 μm로 설정하였으며, 기공의 가로 배열 간격은 1 mm, 1.5 mm, 2 mm로 설정하였다. 기공의 세로 배열 간격은 모두 동일하게 1 mm로 설정하였다. 설정한 기공의 사이즈와 간격에 따라 몰드와 니들을 제작하였다.

(1) 몰드 제작

- ① 캐드를 통해 몰드를 설계한다. 몰드의 내부 사이즈는 20 mm × 20 mm × 3 mm 이고, 기공의 크기에 맞게 각각 300 μm, 400 μm, 500 μm 크기의 구멍을 배열하였다. 기공의 세로 간격은 기공의 중심에서 중심까지 1 mm로 전부 동일하다. 기공의 가로 간격은 기공의 중심에서 중심까지 1 mm, 1.5 mm, 2 mm 의 간격으로 배열되어 있다.
- ② 몰드는 알루미늄 합금(A6061)으로 제작되었으며 실제 출력물은 그림 5와 같다.

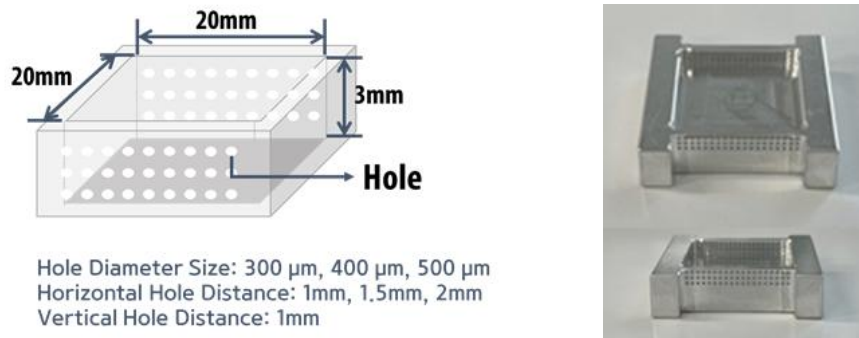


Fig. 5. Images of the fabricated mold (ex. 500 μm hole size, 1 mm distance).

(2) 니들 제작

- ① 니들은 기공의 사이즈에 맞게 직경 300 μm , 400 μm , 500 μm 에 길이는 70 mm로 설정하여 SUS wire로 제작하였다.
- ② 니들의 양 끝은 몰드에 쉽게 결합하기 위해서 돔 형태로 가공하였다. 제작된 니들은 그림 6와 같다.

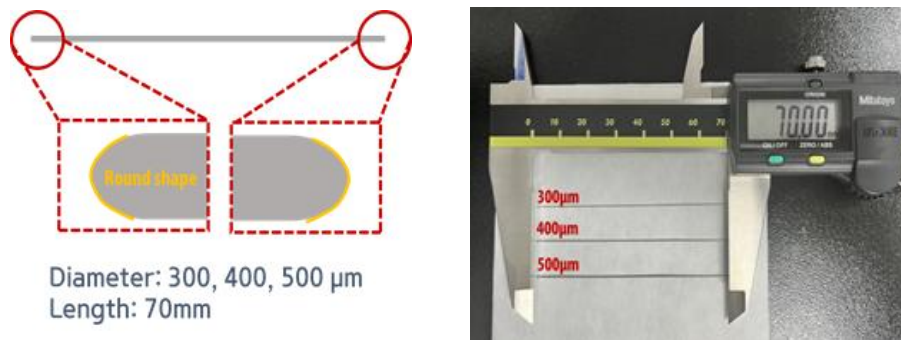


Fig. 6. Images of the fabricated needles.

3.2 유전체 제작

- ① 유전체를 제작하기에 앞서 우선 몰드와 니들을 세척한다. 초음파 세척기에 IPA를 넣고 제작된 몰드와 니들을 1시간 동안 세척 후 50 $^{\circ}\text{C}$ 의 오븐에서 30분 동안 건조시킨다.
- ② 세척된 몰드와 니들을 각각 기공의 사이즈에 맞춰 조립한 후, 세척과정을 다시 거쳐 불순물을 제거하였다(그림 7).
- ③ Ecoflex의 주재(A)와 경화제(B)를 각각 1:1의 중량비로 혼합한다.
- ④ 혼합된 Ecoflex의 기포 제거를 위해 진공 챔버(COVANCE, FEMTO SCIENCE)에서 기포를 제거하였다.
- ⑤ 탈포가 완료된 Ecoflex를 조립된 몰드에 채우고, 몰드에 부어주면서 생긴 기포를 제거하기 위해 다시 진공 챔버에서 기포를 제거하였다.
- ⑥ Ecoflex를 채운 몰드를 70 $^{\circ}\text{C}$ 의 오븐에서 1시간 동안 경화시킨다.

- ⑦ 몰드에서 니들을 제거한 후 경화가 완료된 Ecoflex를 분리한다.
- ⑧ 조건에 따라 제작된 압력센서를 Bulk일 때의 압력센서와 비교하기 위해 기공이 없는 같은 크기의 유전체를 제작한다. Bulk 유전체 또한 기포 제거 과정을 거쳐 70 ℃의 오븐에서 1시간 동안 경화시켜준다.
- ⑨ 완성된 다공성 구조의 유전체와 Bulk 유전체는 그림 8, 9와 같다.

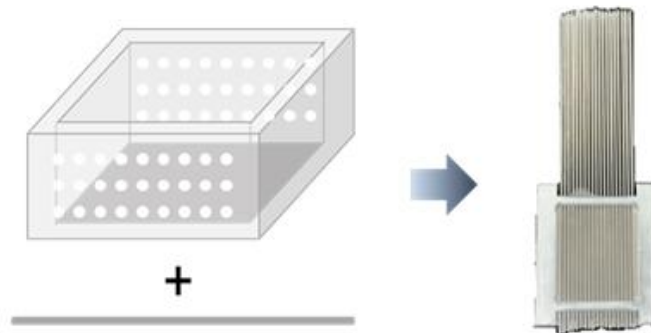


Fig. 7. Assembled mold and needles.

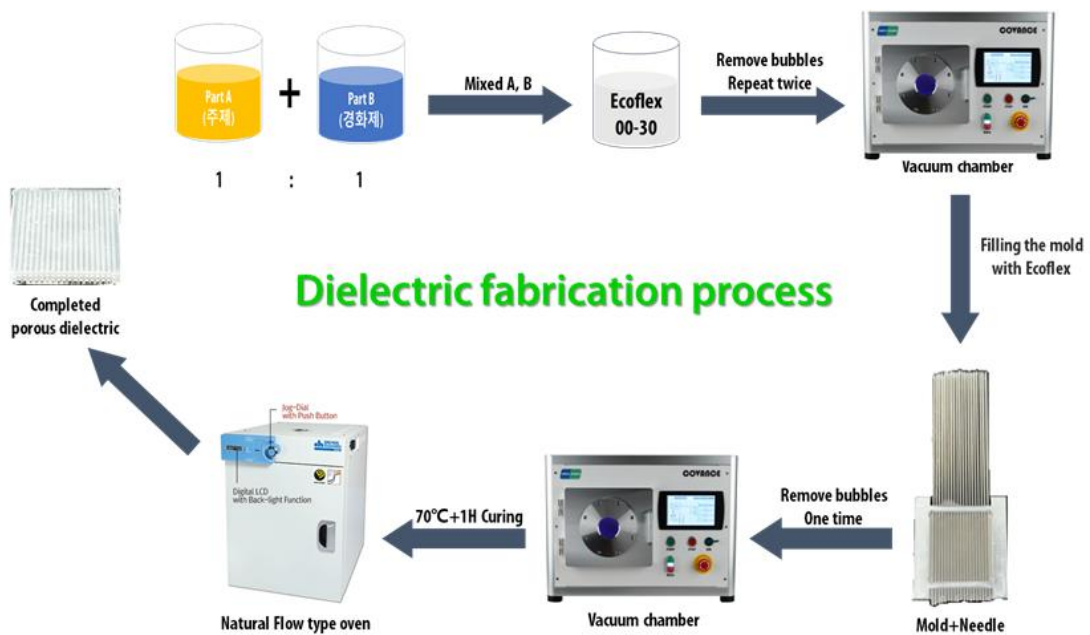


Fig. 8. Schematic diagram of dielectric fabrication.

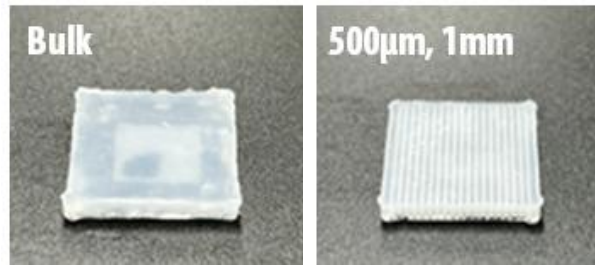


Fig. 9. Images of the fabricated dielectrics.

3.3 전극 제작

전극은 구리테이프(65 μm)와 PET필름(200 μm)을 이용하여 제작하였다.

- ① 유전체의 사이즈에 맞게 유전체와 결합되는 전극의 크기는 20 mm \times 20 mm로 설정하고, 구리테이프와 PET필름을 사이즈에 맞춰 절단하였다.
- ② 절단한 PET필름에 구리테이프를 부착하였다.
- ③ 완성된 전극은 그림 10과 같다.

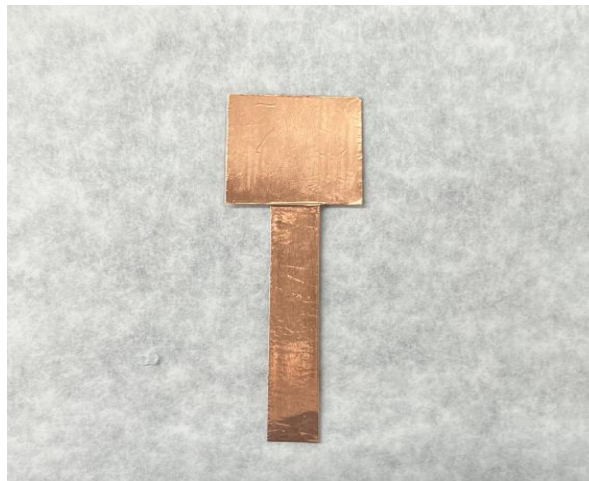


Fig. 10. Images of the fabricated electrodes.

3.4 센서 제작

완성된 전극과 유전체를 결합하여 압력센서를 제작한다. 전극과 유전체는 유전체에 사용된 Ecoflex를 사용하여 결합하였다.

- ① 전극에 Ecoflex를 얇게 도포하고, 다공성 구조 유전체의 윗면과 아랫면에 각각 붙이고 70 °C의 오븐에서 1시간동안 경화시킨다.
- ② 완성된 정밀 가공 정렬 구조의 유전체 기반 압력센서는 그림 11과 같다.

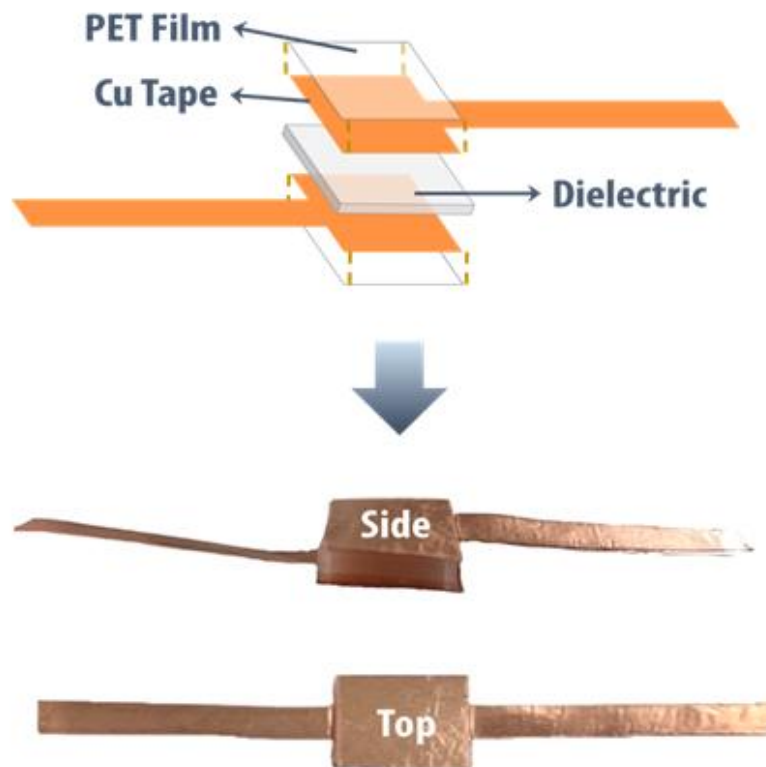


Fig. 11. Images of the fabricated sensor.

3.5 측정 장비 및 측정 파라미터

제작된 정밀 기공 정렬 구조의 정전용량식 압력센서는 기공의 크기와 배열 간격의 일정함을 보기 위해 디지털 마이크로스코프(AM7115MZTL, Dino-Lite, Taiwan)를 사용했다. 또한 센서의 커패시턴스 변화는 반도체 분석기(B1500A, KEYSIGHT)를 사용하였으며, 커패시턴스를 측정하고 민감도를 확인하였다. 센서에 가해지는 하중은 인장압축시험기(ESM303, Mark-10, USA)를 이용하였고, 그에 따른 압력변화를 N(뉴턴)으로 측정 후, kPa로 변환하였다. 실험장치 구성 및 측정 장비는 그림 12와 같다. 측정된 모든 데이터는 Origin 2020을 사용하여 가공하였다.

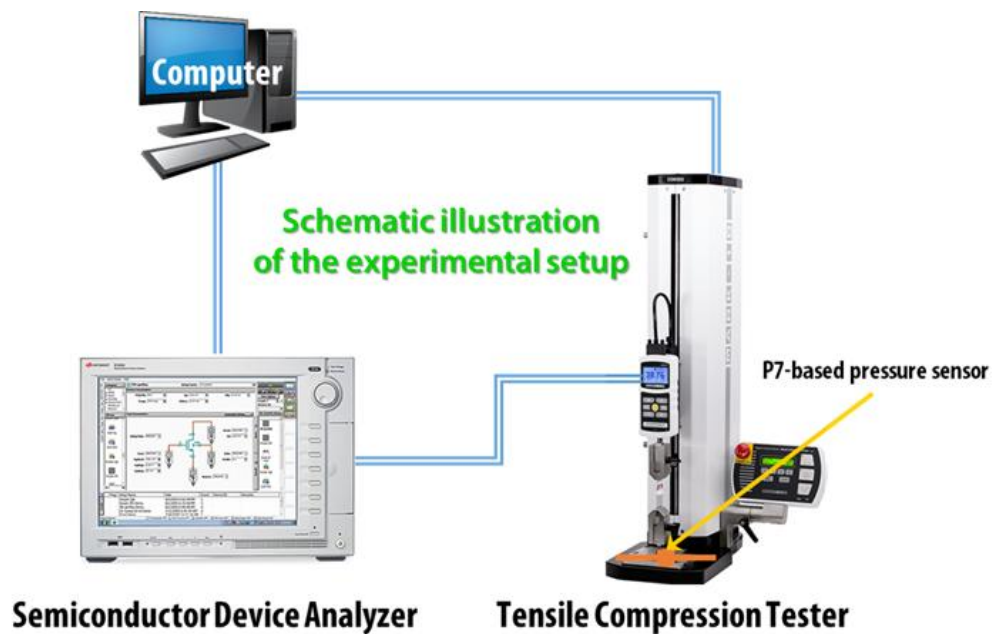


Fig. 12. Schematic illustration of the experimental setup.

제 4 장 결과 및 고찰

4.1 센서의 특성 평가

(1) 센서의 구조 및 기공도

그림 13은 다공성 구조 기반의 Ecoflex 유전체의 단면 사진을 보여준다. 단면은 디지털 마이크로스코프(AM7115MZTL, Dino-Lite, Taiwan)을 이용하여 관찰하였다. (a), (b), (c)는 기공의 배열 간격이 1 mm일 때의 300 μm , 400 μm , 500 μm 의 기공 크기에 따른 유전체의 단면이고, (d), (e), (f)는 1.5 mm일 때의 300 μm , 400 μm , 500 μm 의 기공 크기에 따른 유전체의 단면, (g), (h), (i)는 2 mm일 때의 300 μm , 400 μm , 500 μm 의 기공 크기에 따른 유전체의 단면이다. 단면에서 기공 크기의 오차범위가 $\pm 25 \mu\text{m}$ 정도로 일정하고, 간격의 오차범위 또한 $\pm 0.05 \text{ mm}$ 로 일정한 것을 확인하였다. 또한 일정한 기공 크기에서 기공 사이의 간격이 증가함에 따라 기공의 개수는 감소하는 것을 확인할 수 있다. 표 1은 기공의 크기와 간격에 따른 다공성 구조 기반의 Ecoflex 유전체의 기공도(Porosity)를 보여준다. 기공도는 다공질 재료에서 비어 있는 부분이 그 전체 부피에서 차지하는 비율로, 식 (4.1)을 사용하여 계산할 수 있다.

$$\text{Porosity}(\%) = \left(1 - \frac{\text{Solid Ecoflex specific volume}}{\text{Ecoflex Foam specific volume}}\right) \times 100 \quad (4.1)$$

여기서 Ecoflex Foam specific volume은 몰드의 내부 부피와 같고, Solid Ecoflex specific volume은 몰드의 내부 부피에서 각각의 기공의 부피를 뺀 것과 같다. 제작된 다공성 구조 기반의 Ecoflex 유전체는 기공의 크기가 크고 간격이 좁을수록 기공도가 증가하는 경향을 보였다. 따라서 기공도가 증가할수록 더 높은 변형성을 가지는 것을 의미하므로, 전극 사이의 간격이 감소하여 더 높은 민감도를 가진다.

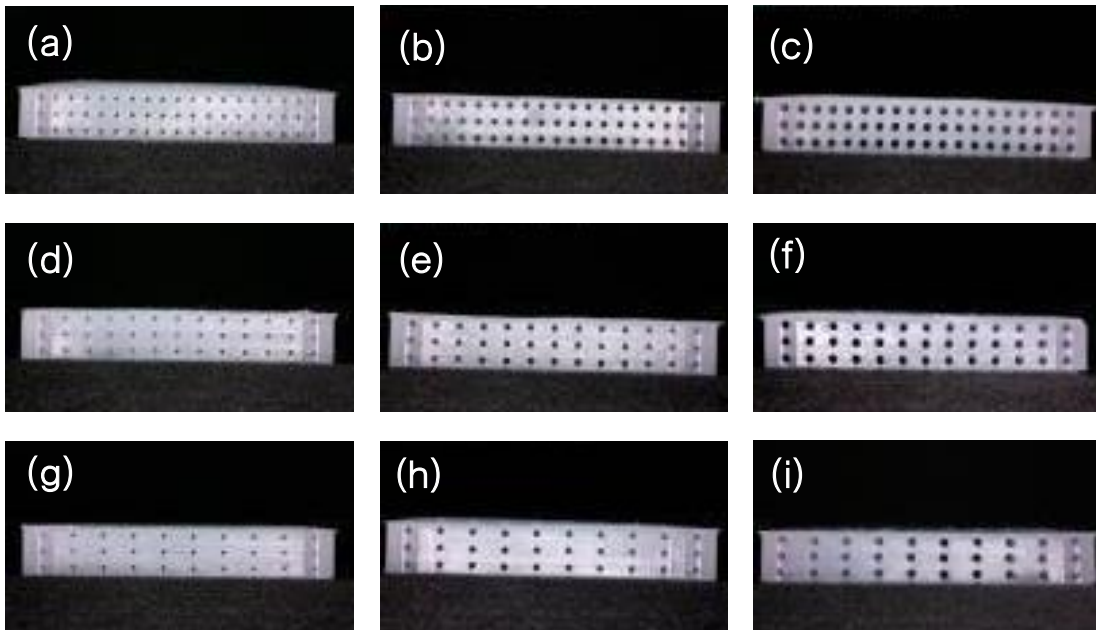


Fig. 13. Cross-sectional images of the dielectrics. (a), (b) and (c) are images at 1 mm distance. (d), (e) and (f) are images at 1.5 mm distance. (g), (h) and (i) are images at 2 mm distance.

| | 1 mm | 1.5 mm | 2 mm |
|-------------------|----------|----------|---------|
| 300 μm | 6.715 % | 4.595 % | 3.534 % |
| 400 μm | 11.938 % | 8.168 % | 6.283 % |
| 500 μm | 18.653 % | 12.763 % | 9.818 % |

Table. 1. Porosity of the dielectrics.

(2) 센서의 민감도

본 연구에서는 비교를 위해 Bulk Ecoflex 유전체를 제작하였으며, 그림 14-23은 압력에 따른 커패시턴스 변화율을 보여준다. 여기서 bulk 유전체 기반 정전용량식 압력센서는 B1으로 표기하였다. 기공의 크기가 300 μm 일 때의 배열 간격이 1 mm, 1.5 mm, 2 mm의 순서대로 P1, P2, P3로 표기하였고, 400 μm 일 때의 1 mm, 1.5 mm, 2 mm 간격은 순서대로 P4, P5, P6로 표기하였으며, 500 μm 일 때의 1 mm, 1.5 mm, 2 mm 간격은 순서대로 P7, P8, P9로 표기하였다. 정전용량식 압력센서의 민감도는 S로 표기하고, $(\Delta C/C_0)/\Delta P$ 로 정의된다. 여기서 ΔC 는

커패시턴스의 변화량이고, C_0 는 외부의 힘이 없을 때의 커패시턴스, ΔP 는 가해진 압력을 뜻한다. 따라서 정전용량식 압력센서는 압력에 따른 커패시턴스의 변화율이 클수록 높은 민감도를 가진다. 우선 그림 14은 1 mm 간격일 때의 압력에 따른 커패시턴스 변화율이며, 그림 15은 1 mm 간격에 따른 (a) 0.5 kPa \geq 범위에서의 민감도, (b) 0.5 kPa $< P \leq 15$ kPa 범위에서의 민감도, (c) 15 kPa $< P \leq 100$ kPa 범위에서의 민감도이다. 우선 0.5 kPa \geq 범위에서 민감도는 기공의 크기가 커짐에 따라, 각각 0.542 kPa $^{-1}$, 0.799 kPa $^{-1}$, 1.277kPa $^{-1}$ 이다. 0.5 kPa $< P \leq 15$ kPa 범위에서 민감도는 기공의 크기가 커짐에 따라, 각각 0.028 kPa $^{-1}$, 0.033 kPa $^{-1}$, 0.045 kPa $^{-1}$ 이다. 15 kPa $< P \leq 100$ kPa 범위에서 민감도는 기공의 크기가 커짐에 따라, 각각 0.014 kPa $^{-1}$, 0.018 kPa $^{-1}$, 0.022 kPa $^{-1}$ 이다. 따라서 기공의 크기가 커짐에 따라 민감도가 증가하는 경향을 보였다.

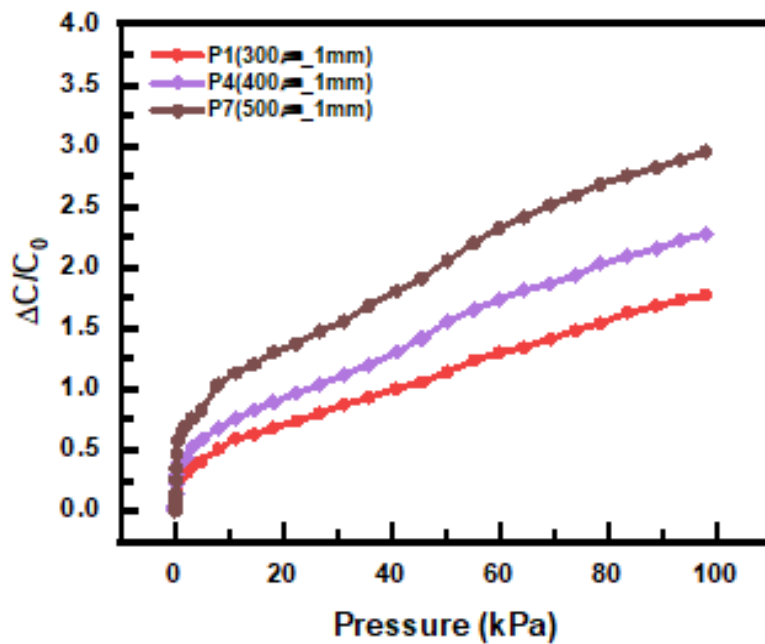


Fig. 14. Capacitance variation at 1 mm distance.

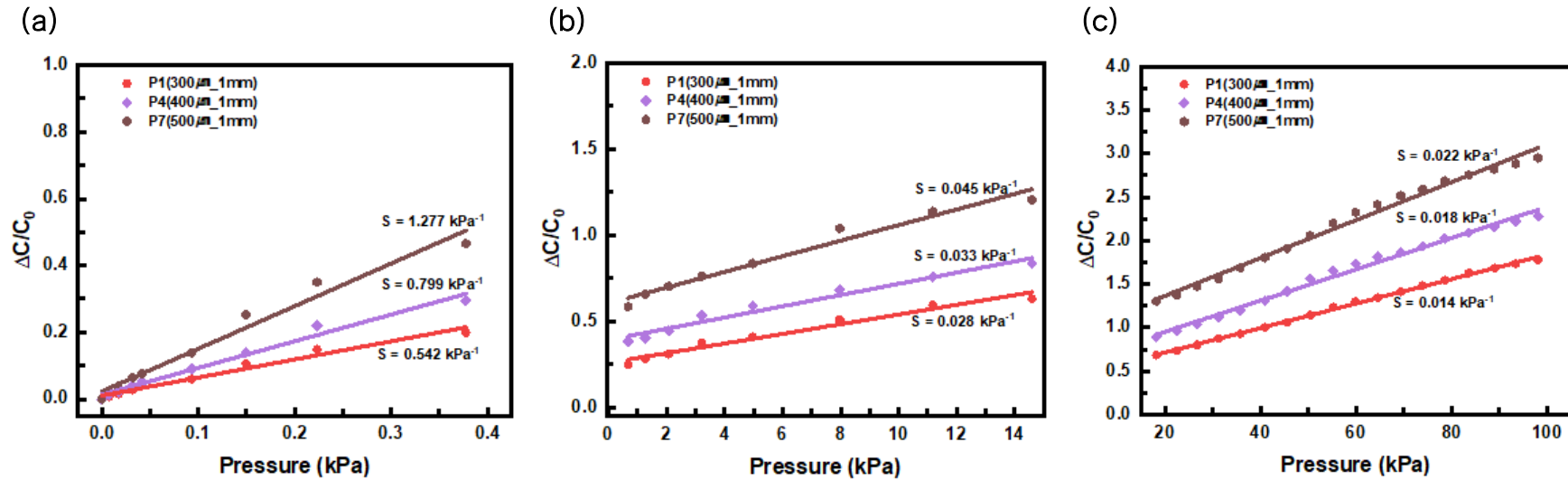


Fig. 15. Capacitance variation at 1 mm distance (a) Sensitivity in the ≤ 0.5 kPa. (b) Sensitivity in the $0.5 \text{ kPa} < P \leq 15$ kPa. (c) Sensitivity in the range of $15 \text{ kPa} < P \leq 100$ kPa.

다음으로 그림 16은 1.5 mm간격일 때의 압력에 따른 커패시턴스 변화율이며, 그림 17에서 1.5 mm 간격에 따른 (a) $0.5 \text{ kPa} \geq$ 범위에서의 민감도, (b) $0.5 \text{ kPa} < P \leq 15 \text{ kPa}$ 범위에서의 민감도, (c) $15 \text{ kPa} < P \leq 100 \text{ kPa}$ 범위에서의 민감도이다. $0.5 \text{ kPa} \geq$ 범위에서 민감도는 기공의 크기가 커짐에 따라, 각각 0.485 kPa^{-1} , 0.597 kPa^{-1} , 0.962 kPa^{-1} 이다. $0.5 \text{ kPa} < P \leq 15 \text{ kPa}$ 범위에서 민감도는 기공의 크기가 커짐에 따라, 각각 0.020 kPa^{-1} , 0.029 kPa^{-1} , 0.038 kPa^{-1} 이다. $15 \text{ kPa} < P \leq 100 \text{ kPa}$ 범위에서 민감도는 기공의 크기가 커짐에 따라, 각각 0.012 kPa^{-1} , 0.016 kPa^{-1} , 0.018 kPa^{-1} 이다. 따라서 기공의 크기가 커짐에 따라 민감도가 증가하는 경향을 보였다.

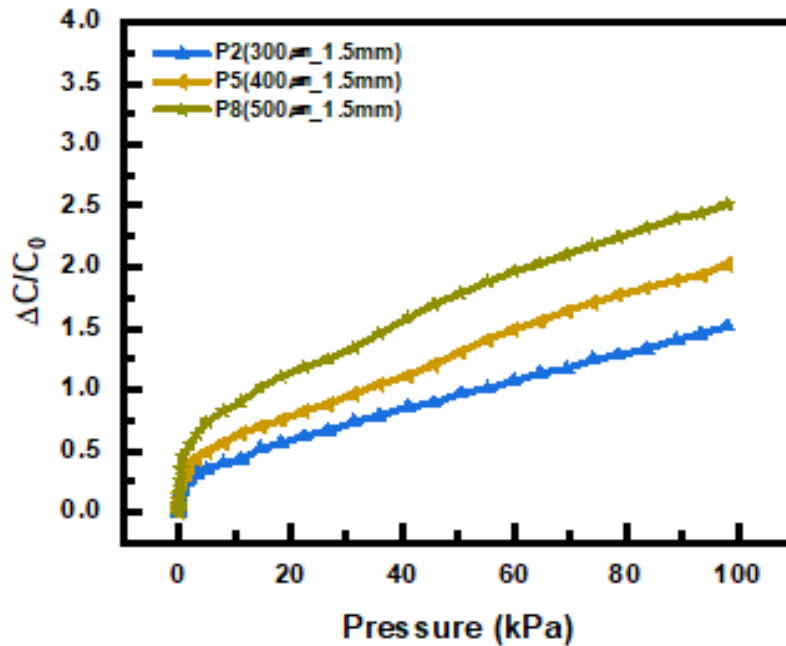


Fig. 16. Capacitance variation at 1.5 mm distance.

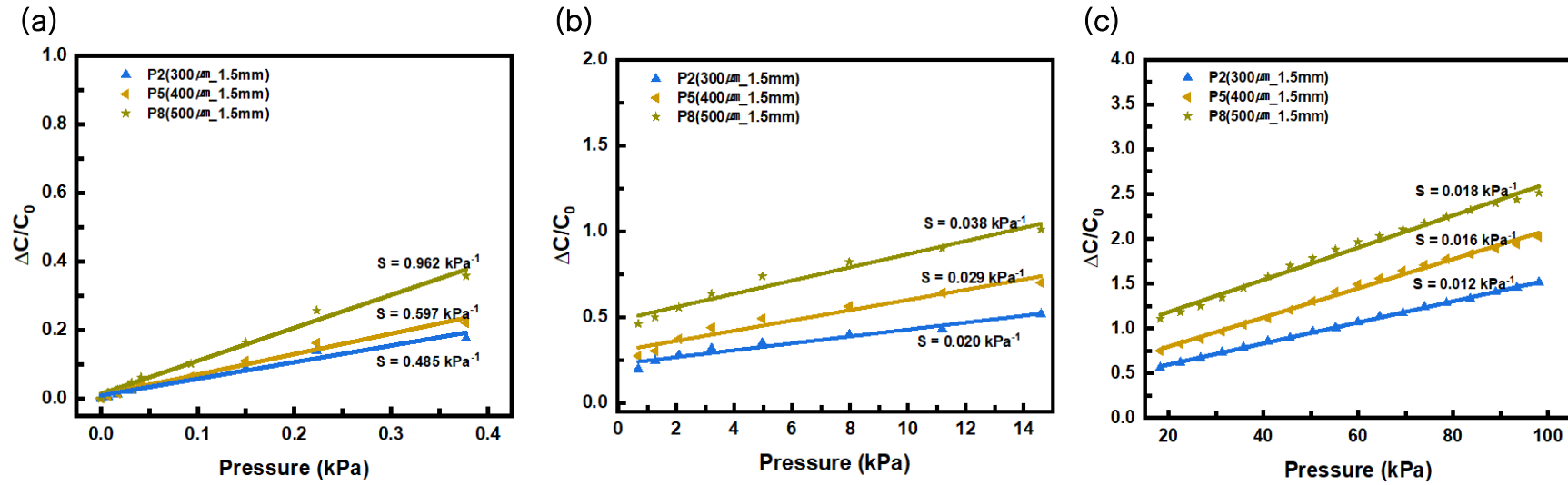


Fig. 17. Capacitance variation at 1.5 mm distance. (a) Sensitivity in the ≤ 0.5 kPa. (b) Sensitivity in the $0.5 \text{ kPa} < P \leq 15 \text{ kPa}$. (c) Sensitivity in the $15 \text{ kPa} < P \leq 100 \text{ kPa}$.

그림 18은 2 mm간격일 때의 압력에 따른 커패시턴스 변화율이며, 그림 19에서 2 mm 간격에 따른 (a) 0.5 kPa \geq 범위에서의 민감도, (b) 0.5 kPa < P \leq 15 kPa 범위에서의 민감도, (c) 15 kPa < P \leq 100 kPa 범위에서의 민감도이다. 0.5 kPa \geq 범위에서 민감도는 기공의 크기가 커짐에 따라, 각각 0.376 kPa⁻¹, 0.491 kPa⁻¹, 0.651 kPa⁻¹이다. 0.5 kPa < P \leq 15 kPa 범위에서 민감도는 기공의 크기가 커짐에 따라, 각각 0.019 kPa⁻¹, 0.025 kPa⁻¹, 0.033 kPa⁻¹이다. 15 kPa < P \leq 100 kPa 범위에서 민감도는 기공의 크기가 커짐에 따라, 각각 0.011 kPa⁻¹, 0.014 kPa⁻¹, 0.017 kPa⁻¹이다. 따라서 기공의 크기가 커짐에 따라 민감도가 증가하는 경향을 보였다.

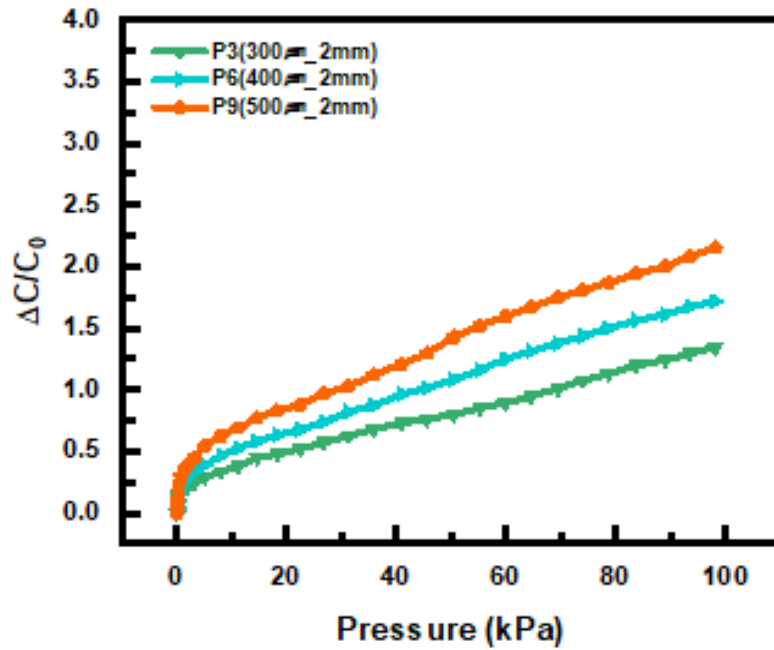


Fig. 18. Capacitance variation at 2 mm distance.

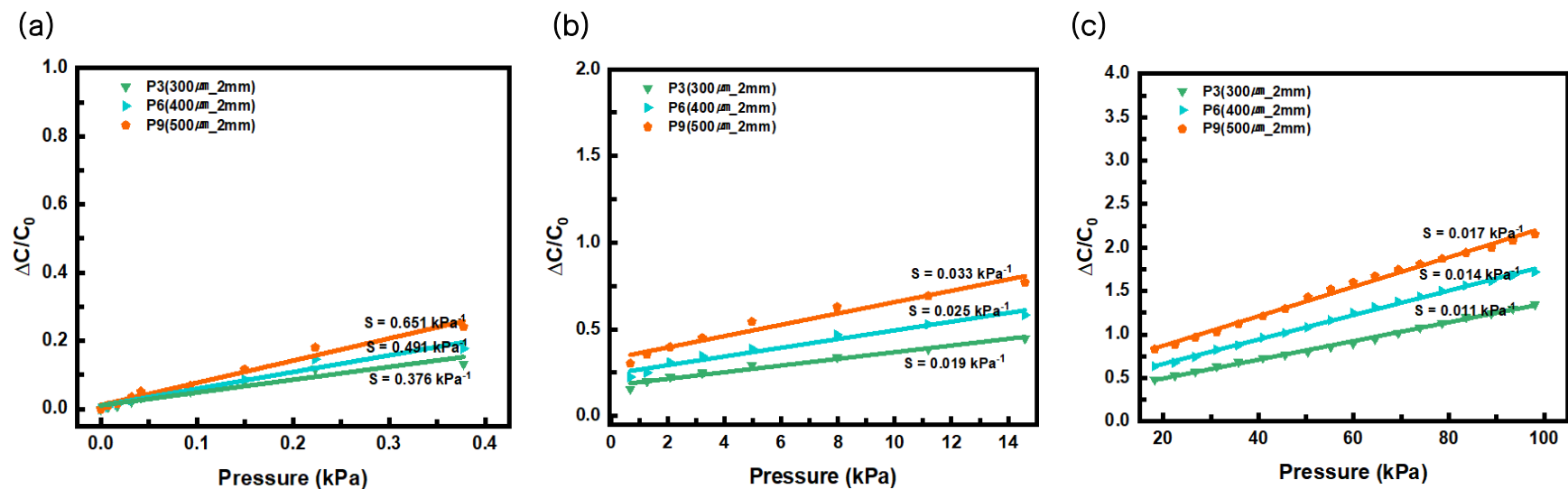


Fig. 19. Capacitance variation at 2 mm distance. (a) Sensitivity in the ≤ 0.5 kPa. (b) Sensitivity in the $0.5 \text{ kPa} < P \leq 15$ kPa. (c) Sensitivity in the $15 \text{ kPa} < P \leq 100$ kPa.

1 mm, 1.5 mm, 2 mm로 나누어 민감도를 비교한 결과 기공의 크기가 500 μm 일 때가 가장 높은 민감도를 보여주었다. 따라서 그림 20, 21에서 기공의 크기가 500 μm 일 때의 $0.5 \text{ kPa} \geq$ 범위에서의 민감도, $0.5 \text{ kPa} < P \leq 15 \text{ kPa}$ 범위에서의 민감도, $15 \text{ kPa} < P \leq 100 \text{ kPa}$ 범위에서의 민감도를 간격에 따라 비교했을 때, 1 mm일 때가 $0.5 \text{ kPa} \geq$ 범위에서는 민감도가 1.277 kPa^{-1} 이고, $0.5 \text{ kPa} < P \leq 15 \text{ kPa}$ 범위에서는 0.045 kPa^{-1} 이고, $15 \text{ kPa} < P \leq 100 \text{ kPa}$ 범위에서는 0.022 kPa^{-1} 로 가장 높은 민감도를 가지는 것을 확인하였다. 따라서 기공의 크기가 크고 기공의 배열 간격이 좁을수록 민감도가 증가하는 경향을 보였다.

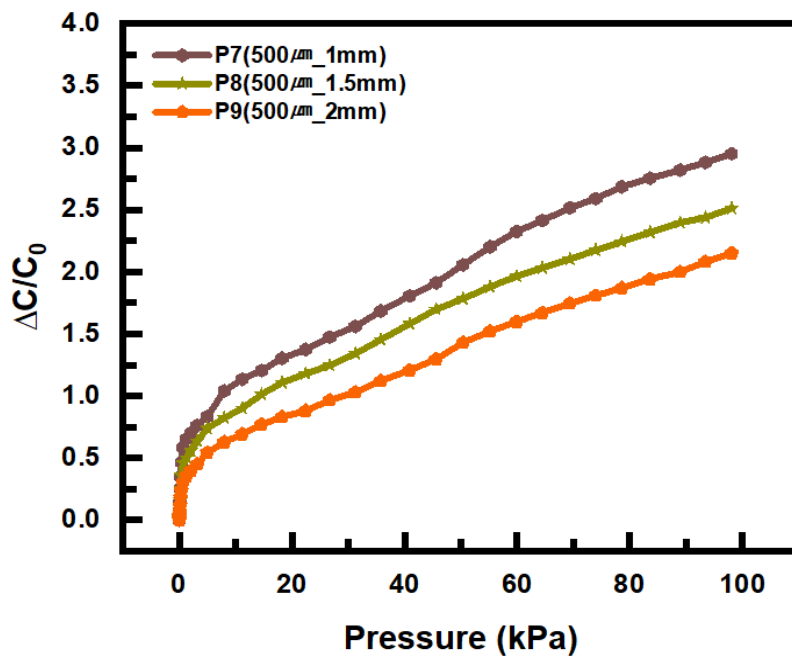


Fig. 20. Capacitance variation as 500 μm pore size.

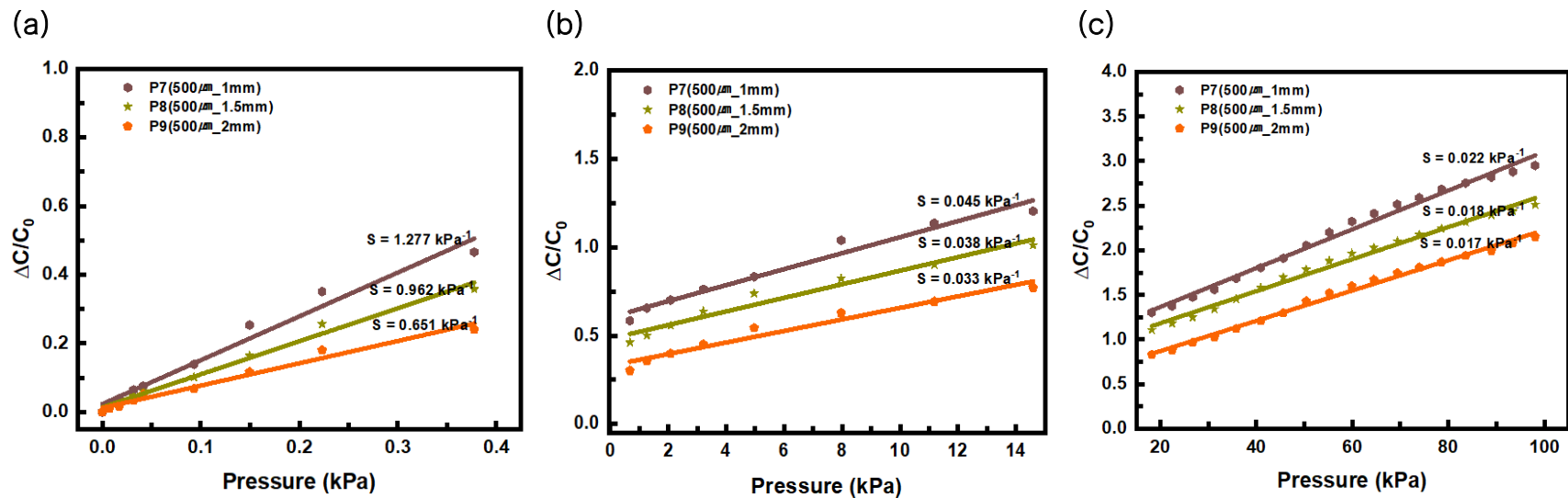


Fig. 21. Capacitance variation as 500 μm pore size. (a) Sensitivity in the ≤ 0.5 kPa. (b) Sensitivity in the $0.5 \text{ kPa} < P \leq 15$ kPa. (c) Sensitivity in the $15 \text{ kPa} < P \leq 100$ kPa.

또한 그림 22, 23에서 기공의 크기가 500 μm , 기공 사이의 간격이 1 mm의 다공성 구조 유전체는 Bulk 기반 유전체 대비 0.5 kPa \geq 범위에서 11배, 0.5 kPa < P \leq 15 kPa 범위에서 3.75배, 15 kPa < P \leq 100 kPa 범위에서 11배 높은 민감도를 보여주었다. 이를 통해 Bulk 유전체기반 압력센서 보다 정밀 기공 정렬 유전체 기반 압력센서가 더 높은 민감도를 가지며, 고압 범위로 갈수록 민감도의 증가율이 정밀 기공 정렬 유전체와 Bulk 기반 유전체 모두 감소하지만, 정밀 기공 정렬 유전체에서는 민감도 증가율의 감소가 낮은 것을 알 수 있다.

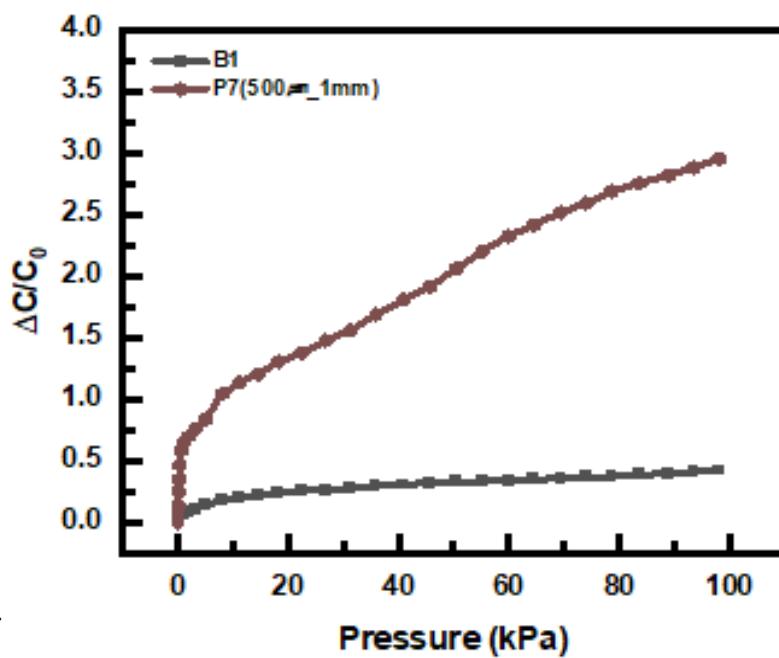


Fig. 22. Capacitance variation of P7 and Bulk.

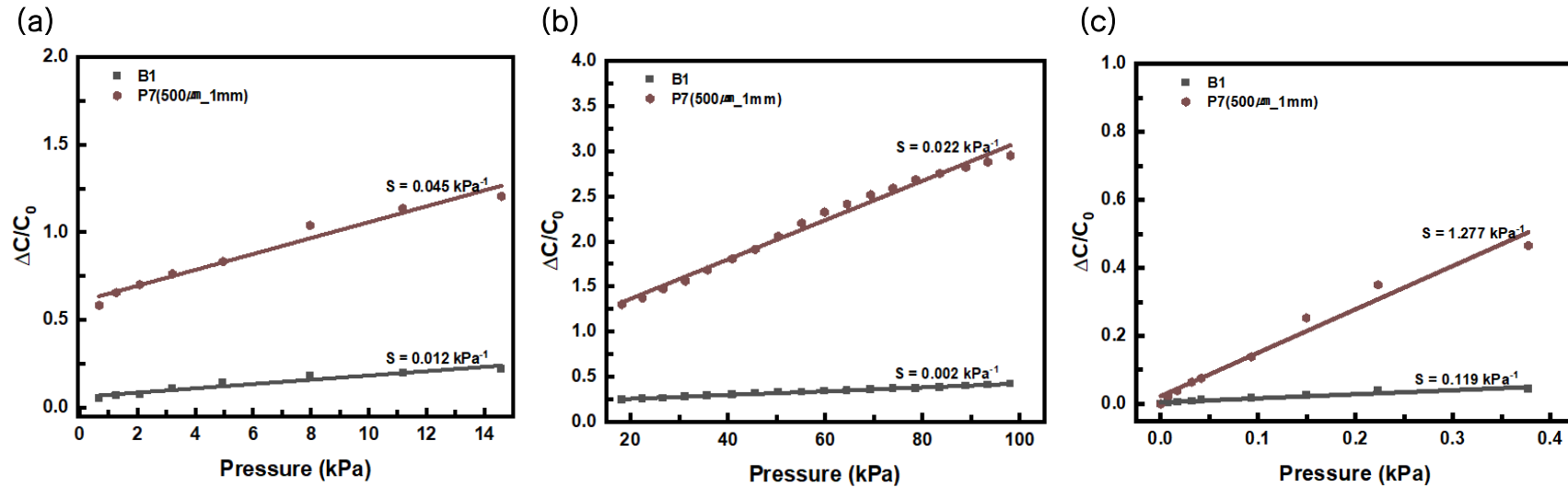


Fig. 23. Capacitance variation of P7 and Bulk. (a) Sensitivity in the ≤ 0.5 kPa. (b) Sensitivity in the $0.5 \text{ kPa} < P \leq 15$ kPa. (c) Sensitivity in the $15 \text{ kPa} < P \leq 100$ kPa.

결과적으로, P7을 유전체로 사용하여 제작된 정전용량식 압력센서는 $0.5 \text{ kPa} \geq$ 범위에서는 민감도가 1.277 kPa^{-1} 이고, $0.5 \text{ kPa} < P \leq 15 \text{ kPa}$ 범위에서는 0.045 kPa^{-1} 이고, $15 \text{ kPa} < P \leq 100 \text{ kPa}$ 범위에서는 0.022 kPa^{-1} 이다. 이는 본 연구에서 가장 높은 민감도를 보여주며, Bulk 유전체 기반 정전용량식 압력센서보다 최대 11배 높은 민감도를 가진다. 또한 기존의 다공성 유전체 기반의 압력센서 연구결과와 비교하여 표 2에 나타내었다.

| Transduction mechanism | Material/structure | Sensitivity (Pressure range) | Response/Recover time | Minimum detection | References |
|------------------------|--------------------------------------|--|-----------------------|-------------------|------------|
| Capacitive | Porous PDMS | 0.18 kPa^{-1} (0-400 kPa) | 100 ms | 10 Pa | [4] |
| Capacitive | PDMS/DIW | 0.068 kPa^{-1} (0.01-0.05 kPa) 0.095 kPa^{-1} (0.1-0.5 kPa) | 110 ms | 1 Pa | [11] |
| Capacitive | porous PDMS/ cone-shaped patterns | 5 kPa^{-1} (8 kPa) | 16 ms | 0.21g | [17] |
| Capacitive | PVA/KOH(porous) | 20.83 kPa^{-1} (0-5 kPa) | 50 ms | - | [26] |
| Capacitive | Porous PDMS | 0.813 kPa^{-1} (< 0.2 kPa) | 70 ms | 0.118 g | [27] |
| Capacitive | micro-arrayed PDMS | 2.04 kPa^{-1} (0-2000 Pa) | < 100 ms | < 7 Pa | [28] |
| Capacitive | Porous PDMS | 0.63 kPa^{-1} (< 1 KPa) | 40 ms | 2.42 Pa | [29] |
| Capacitive | Pore alignment Ecoflex | 1.277 kPa^{-1} ($\leq 0.5 \text{ kPa}$) | 100 ms | 20 Pa | This work |

Table. 2. Comparison of sensitivity and measurement range of previous studies.

4.2 센서의 성능평가

본 연구에서 제작한 정전용량식 압력센서의 민감도를 측정된 결과, 기공의 크기가 500 μm 이고, 기공 사이의 간격이 1 mm인 P7이 가장 좋은 성능을 보였다. 따라서 P7에 대한 센서의 성능평가를 진행하였다. 그림 24을 보면, 저압에서 고압까지 0.5 kPa, 1 kPa, 5 kPa, 40 kPa, 60 kPa의 압력을 5회 반복하여 가했을 때, 압력에 따른 정전용량의 변화율이 증가하는 것을 보였고 같은 압력 하에서 정전용량의 변화율이 일정하다는 것을 보였다. 또한 그림 25에서 10 kPa, 25 kPa, 50 kPa의 계단식 압력을 차례대로 주고, 다시 차례대로 제거하였을 때의 커패시턴스 변화율을 확인할 수 있다. 마찬가지로 압력이 가해질 때와 제거될 때의 커패시턴스 변화율은 일정하고, 압력이 증가함에 따라 정전용량의 변화율이 증가하는 것을 보였다. 따라서 본 연구에서 제작된 정전용량식 압력센서는 저압에서 고압까지 충분한 신뢰성을 가진다.

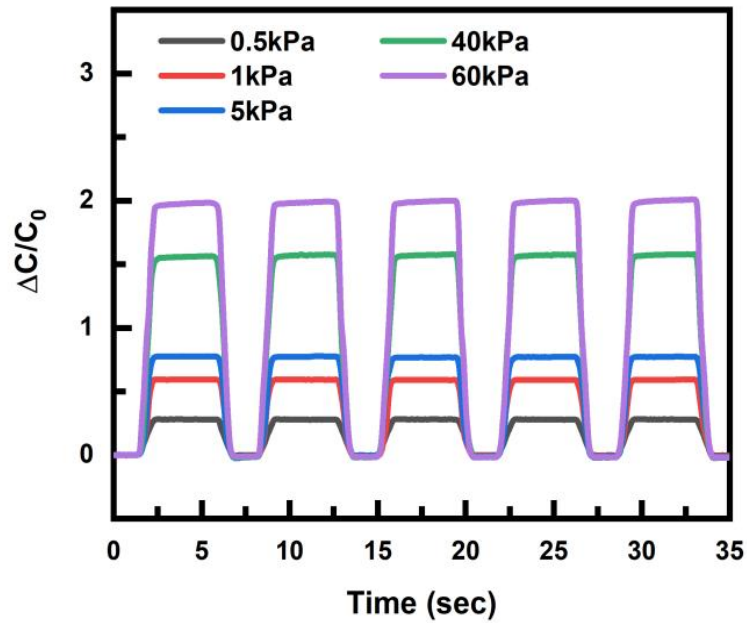


Fig. 24. Capacitance variation of the pressure sensor(P7) as stepwise pressures of 0.5 kPa, 1 kPa, 5 kPa, 40 kPa, and 60 kPa.

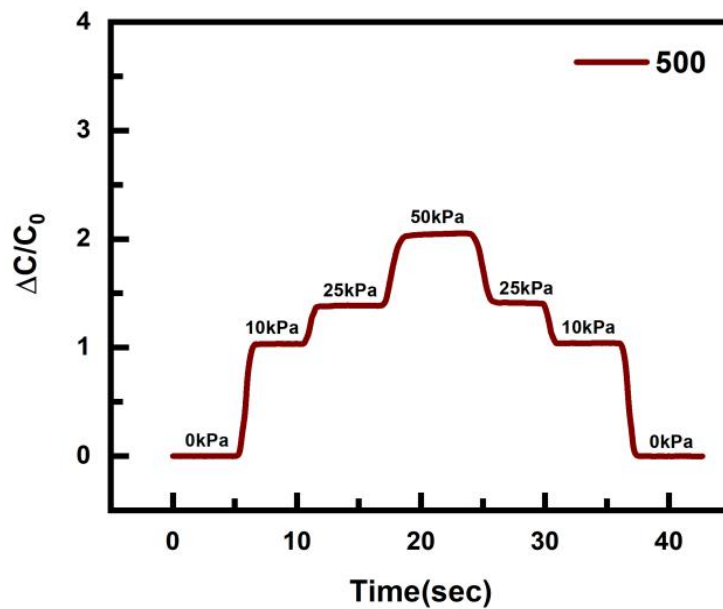


Fig. 25. Capacitance variation of the P7-based pressure sensor as stepwise pressure.

다음으로 P7기반으로 제작한 압력센서의 응답시간을 측정하고, 그림 26에 0.1 kPa의 압력에 대한 응답시간을 나타내었다. 센서의 응답시간은 100 ms로 기존의 압력센서들과 비교했을 때도 유사한 응답시간을 보여주었다(표 2). 센서의 감지 한계는 그림 27에서 확인할 수 있다. 그림을 보면 20 Pa의 압력까지도 감지할 수 있을 정도로 충분한 민감도를 보인다.

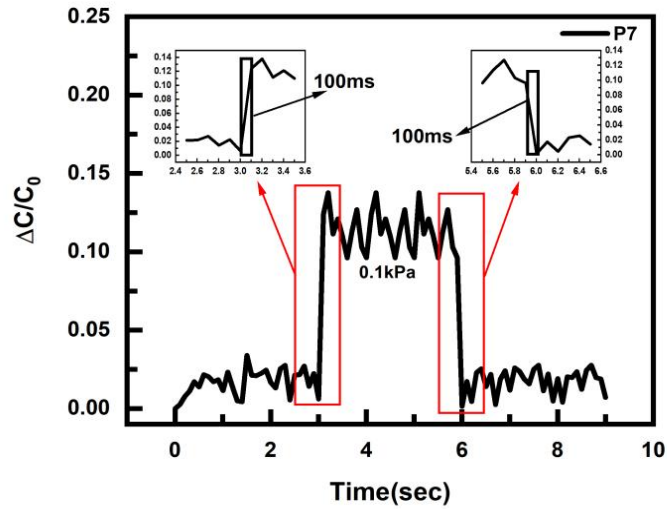


Fig. 26. Response time and recovery time of the P7 based pressure sensor.

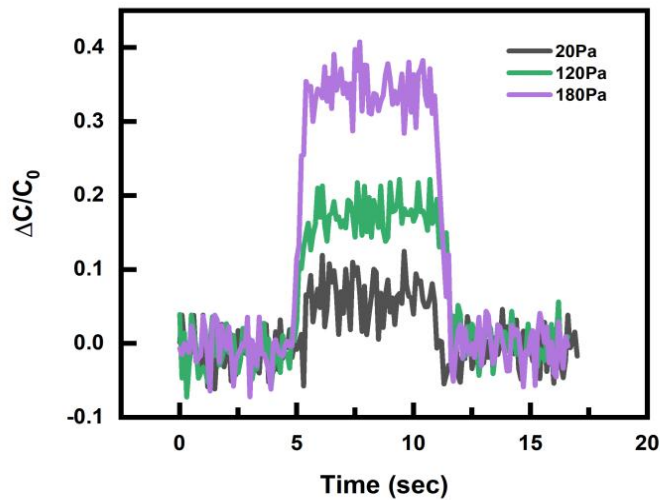


Fig. 27. Detection limit of the P7-based pressure sensor.

센서가 웨어러블 기기로서 활용되기 위해서는 반복적인 동작에도 충분한 히스테리시스와 내구성을 가져야하므로 P7을 유전체로 사용한 정전용량식 압력센서에 최대 50 kPa의 압력을 가하고 제거하는 동작을 수행하였다. 그림 28과 같이 0 kPa에서 50 kPa까지 센서의 성능이 저하되는 문제가 발생하지 않았고, 따라서 낮은 히스테리시스를 갖는다. 추가로 10000회의 압력이 가해지고 제거되는 동작을 반복하여 내구성을 검증하였다(그림 29). 사이클 동작에서 로딩, 언로딩 속도는 1100 mm/min으로 설정하였다. 총 10000회의 반복동작 시, 표시된 구간에서의 정전용량 변화율의 오차는 $\pm 0.132 \text{ kPa}^{-1}$ 로 큰 차이가 없는 것을 확인하였다. 따라서 반복동작에도 센서의 성능 하락이 발생하지 않는다는 것을 확인하였다.

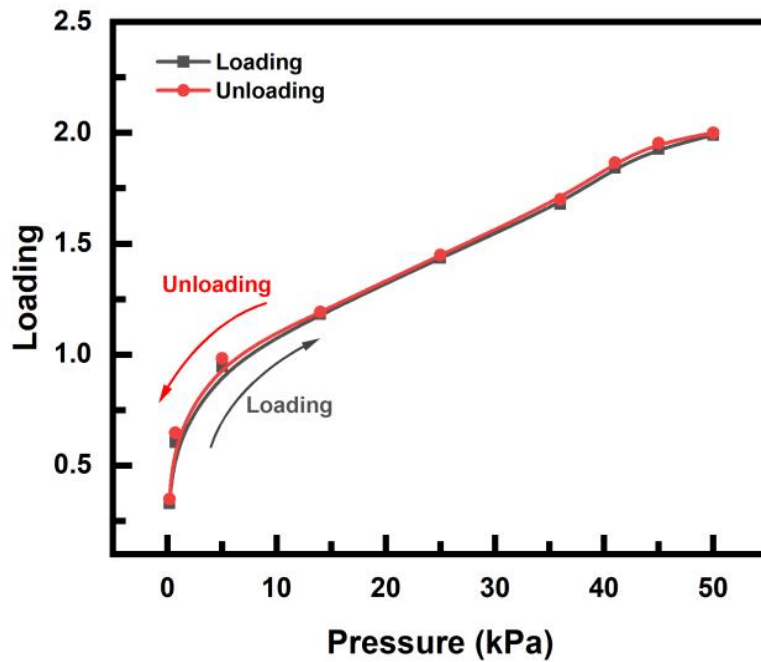


Fig. 28. Capacitance variation of P7 under external pressure up to 50 kPa during 10 repeated loading and unloading cycles.

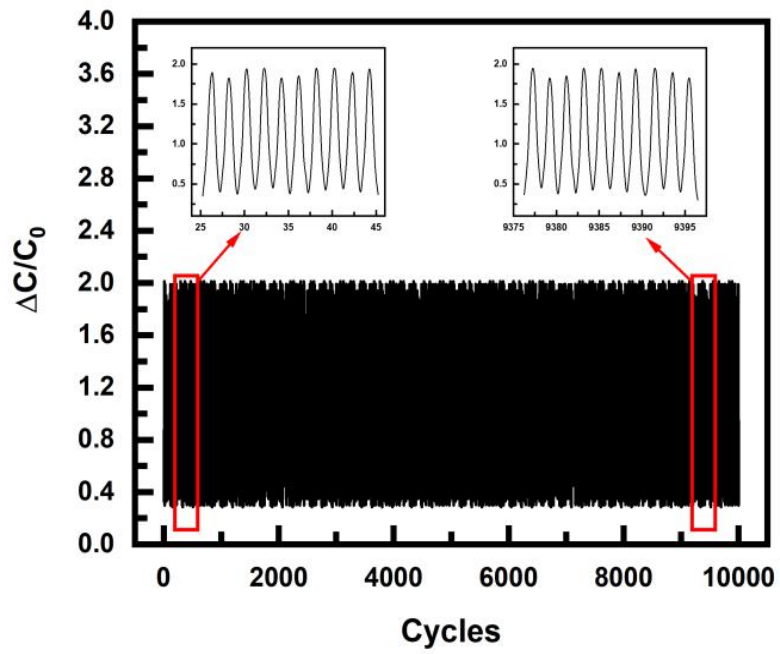


Fig. 29. The cyclic test of 10,000 cycles under repeated loading-unloading.

제 5 장 결론

본 연구에서는 기공의 크기와 배열이 일정한 유전체의 제작 방법을 제시하였고, 이를 이용하여 정전용량식 압력센서를 제작하였다. 기존 정전용량식 압력센서의 유전체 제작방법에서는 기공의 크기와 배열을 조절하기 힘들고, 조절을 하더라도 기공이 서로 겹치거나 한쪽으로 편향될 수 있기 때문에 재현성이 떨어져 정밀한 값을 출력하기 어렵다. 따라서 몰드와 니들을 이용하여 기공의 크기와 배열이 일정한 유전체를 제작하고 이를 유전체로 사용하여 압력센서를 제작하였다. 정밀 기공 정렬 유전체 기반의 정전용량식 압력센서는 계산된 기공도에 따라 민감도가 증가하는 경향을 보였으며, 최대 100 kPa까지의 측정 범위를 보였다.

특히, ≤ 0.5 kPa의 범위에서 기공의 크기가 500 μm 이고, 기공의 배열 간격이 1 mm인 유전체 기반의 정전용량식 압력센서는 Bulk 유전체 기반 정전용량식 압력센서보다 최대 11배 높은 1.277 kPa^{-1} 의 민감도를 가진다. 또한 Bulk 유전체 기반 정전용량식 압력센서는 압력이 가해질수록 민감도가 점점 수렴하는 반면, 정밀 기공 정렬 유전체 기반의 정전용량식 압력센서는 점차 민감도가 증가하는 경향을 보였다.

본 연구에서 제작한 다공성 구조의 정전용량식 압력센서는 우선 기존의 압력센서에 비해 제작하는 방법도 간단해 누구든지 손쉽게 제작할 수 있고, 기공의 크기와 모양, 배열이 일정하다. 따라서 높은 압력이나 반복적인 압력이 가해질 때 안정하고 일정한 신호를 출력할 수 있으며, 낮은 히스테리시스를 갖는다. 또한 센서의 응답시간은 100 ms로 기존의 연구와도 유사한 값을 가지며, 20 Pa의 낮은 압력까지도 감지할 수 있는 충분한 민감도를 갖는다. 그러나 실험 도중 일부 압력센서에서 전극과 유전체 사이가 떨어지는 문제가 발생하였는데, 이는 전극에 유전체를 도포하는 과정에서 일정한 두께로 도포되지 않아 경화시키는 과정에서 들뜸 현상이 발생하여 떨어진 것으로 보인다. 또한 이미 고체 상태인 Ecoflex와 액체 상태인 Ecoflex를 경화시키는 과정에서도 완전하게 경화되어 결합되기 힘든 것으로 보인다. 따라서 Ecoflex대신 전도성 폴리머를 이용하여 전극

에 얇게 스펀코팅 후, 유전체와 같이 결합하면 충분히 개선시킬 수 있을 것으로 보인다. 이 점을 개선시켜, 본 연구를 통해 개발된 정전용량식 압력센서는 헬스케어 및 웨어러블 기기에 사용될 수 있는 충분한 잠재성을 지닐 것으로 예상된다.

참고문헌

- [1] Yuji Gao, Longteng Yu, Joo Chuan Yeo, Chwee Teck Lim. "Flexible hybrid sensors for health monitoring: materials and mechanisms to render wearability." , *Advanced Materials*, Vol.32, 15: 1902133, 2020
- [2] Chhetry, Ashok, Hyosang Yoon, and Jae Yeong 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*, Vol. 5, pp. 10068-10076, 2017
- [3] Clementine M. Boutry, Amanda Nguyen, Qudus Omotayo Lawal, Alex Chortos, Simon Rondeau-Gagné, Zhenan Bao. "A sensitive and biodegradable pressure sensor array for cardiovascular monitoring." , *Advanced Materials* , Vol.27, pp.6954-6961, 2015
- [4] Juwon Hwang, Yeongjun Kim, Hyeondong Yang, Je Hoon Oh. "Fabrication of hierarchically porous structured PDMS composites and their application as a flexible capacitive pressure sensor." *Composites Part B: Engineering*, 211: 108607, 2021
- [5] SIM, U. "미세구조를 활용한 고감도 압력센서" *Ceramist*, Vol. 20, No. 2, pp.58-65, 2017
- [6] 황주원. "계층적 다공성 PDMS 기반 플렉서블 압력 센서 제작 및 평가", 석사학위논문, 한양대학교, 2021
- [7] An, Byeong Wan, et al. "Smart sensor systems for wearable electronic devices.", *Polymers*, Vol. 9: 303, 2017
- [8] Lou, Zheng, Lili Wang, Guozhen Shen. "Recent advances in smart wearable sensing systems.", *Advanced Materials Technologies*, Vol. 3: 1800444, 2018
- [9] Jayathilaka, Wanasinghe Arachchige Dumith Madushanka, et al. "Significance of nanomaterials in wearables: a review on wearable

- actuators and sensors.", *Advanced Materials*, Vol. 31: 1805921, 2019
- [10] Li, Yue, Lu Zheng, Xuewen Wang. "Flexible and wearable healthcare sensors for visual reality health-monitoring." , *Virtual Reality & Intelligent Hardware*, Vol. 1 pp. 411-427, 2019
- [11] Kumar, Ashok. "Flexible and wearable capacitive pressure sensor for blood pressure monitoring.", *Sensing and Bio-Sensing Research*, (2021): 100434.
- [13] Wang, Zongrong, et al. "High sensitivity, wearable, piezoresistive pressure sensors based on irregular microhump structures and its applications in body motion sensing.", *Small*, Vol. 12, pp. 3827-3836, 2016
- [14] Xu, Hongcheng, et al. "Flexible waterproof piezoresistive pressure sensors with wide linear working range based on conductive fabrics.", *Nano-micro letters*, Vol. 12, pp. 1-13, 2020
- [15] Pan, Caofeng, et al. "High-resolution electroluminescent imaging of pressure distribution using a piezoelectric nanowire LED array.", *Nature Photonics*, Vol. 7, pp. 752-758, 2013
- [16] Mannsfeld, Stefan CB, et al. "Highly sensitive flexible pressure sensors with microstructured rubber dielectric layers.", *Nature materials*, Vol. 9, pp. 859-864, 2010
- [17] Kim, Yeongjun, Hyeondong Yang, Je Hoon Oh. "Simple fabrication of highly sensitive capacitive pressure sensors using a porous dielectric layer with cone-shaped patterns.", *Materials & Design*, Vol. 197: 109203, 2021
- [18] Pruvost, Mickael, et al. "Polymeric foams for flexible and highly sensitive low-pressure capacitive sensors.", *npj Flexible Electronics*, Vol. 3, pp. 1-6, 2019
- [19] Silverstein, Michael S. "Emulsion-templated polymers: Contemporary contemplations.", *Polymer*, Vol. 126, pp. 261-282, 2017
- [20] Steindl, Patrick, et al. "Emulsion-templated flexible epoxy foams.", *Polymer*, Vol. 215: 123380, 2021

- [21] Bilent, Sylvie, et al. "Influence of the porosity of polymer foams on the performances of capacitive flexible pressure sensors.", *Sensors*, Vol. 19: 1968, 2019
- [22] Li, Siming, et al. "Capacitive pressure sensor inlaid a porous dielectric layer of superelastic polydimethylsiloxane in conductive fabrics for detection of human motions.", *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 312: 112106, 2020
- [23] Wu, Shuying, et al. "Novel electrically conductive porous PDMS/carbon nanofiber composites for deformable strain sensors and conductors.", *ACS applied materials & interfaces*, Vol. 9, pp. 14207-14215, 2017
- [24] Atalay, Ozgur, et al. "A highly sensitive capacitive based soft pressure sensor based on a conductive fabric and a microporous dielectric layer.", *Advanced materials technologies*, Vol. 3: 1700237, 2018
- [25] Eom, Seunghyun, Sungjoon Lim. "Stretchable complementary split ring resonator (CSRR)-based radio frequency (RF) sensor for strain direction and level detection.", *Sensors*, Vol. 16: 1667, 2016
- [26] XiaofengYang, SiChen, YijunShi, ZhiweiFu, BinZhou. "A flexible highly sensitive capacitive pressure sensor.", *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 324: 112629, 2021
- [27] Kim, Yeongjun, Shin Jang, Je Hoon Oh. "Fabrication of highly sensitive capacitive pressure sensors with porous PDMS dielectric layer via microwave treatment.", *Microelectronic Engineering*, Vol. 215: 111002, 2019
- [28] Ma, Longquan, et al. "A highly sensitive and flexible capacitive pressure sensor based on a micro-arrayed polydimethylsiloxane dielectric layer.", *Journal of Materials Chemistry C*, Vol. 6, pp. 13232-13240, 2018
- [29] Kang, Subin, et al. "Highly sensitive pressure sensor based on bioinspired porous structure for real time tactile sensing.", *Advanced Electronic Materials*, Vol. 2: 1600356, 201