

# 높은 민감도 및 우수한 피부 통기성을 가진 마이크로 섬유 기반의 직물형 유연 압력 센서

## Microfiber-based Textile Pressure Sensor with High Sensitivity and Skin-breathability

### \*Corresponding author

Geun Yeol Bae  
(gybae@kumoh.ac.kr)

한강토<sup>†</sup>, 최장희<sup>†</sup>, 임정우<sup>2</sup>, 공혜영<sup>2</sup>, 배근열<sup>\*</sup>

금오공과대학교 소재디자인공학과  
<sup>1</sup>한국생산기술연구원 청정기술연구소 디지털헬스케어연구부  
<sup>2</sup>한국인터텍테스팅서비스

### <sup>†</sup>These authors equally contributed to this work

Kangto Han<sup>†</sup>, Jang-hee Choi<sup>†</sup>, Jeongwoo Lim<sup>2</sup>, Hyeoung Gong<sup>2</sup>, and Geun Yeol Bae<sup>\*</sup>

Department of Material Design Engineering, Kumoh National Institute of Technology, Gumi, Korea

<sup>1</sup>Digital Health Care R&D Department, Research Institute of Clean Manufacturing System, Korea Institute of Industrial Technology, Cheonan, Korea

<sup>2</sup>Intertek Testing Services Korea Ltd., Seoul, Korea

Received\_June 10, 2023

Revised\_July 12, 2023

Accepted\_July 15, 2023

### Textile Coloration and Finishing

TCF 35-3/2023-09/179-187

© 2023 The Korean Society of Dyers and Finishers

**Abstract** In this study, we developed a microfiber-based flexible pressure sensor with high sensitivity and excellent skin breathability. A nonwoven fabric composed of microfibers was prepared by electrospinning, which resulted in excellent moisture permeability of the sensor ( $143 \text{ g}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{h}^{-1}$ ). In particular, high-pressure sensitivity ( $0.36 \text{ kPa}^{-1}$ ) was achieved by introducing submicron structures on the microfiber surface by controlling the ambient humidity during electrospinning. The fabrication technology of the microfiber-based flexible pressure sensors reported in this study is expected to contribute to the commercialization of flexible pressure sensors applicable to long-term wearable health monitoring as well as virtual/augmented reality and electronic skin applications.

**Keywords** flexible, electrospinning, sensor, skin-breathability, high sensitivity

## 1. 서 론

유연 센서는 매우 얇고 가벼우며 높은 유연성을 가지고 있어 굴곡지거나 변형이 발생하는 표면 위에 쉽게 부착되어 안정적으로 구동되는 센서를 말한다. 이는 외부에서 가해지는 압력, 변형, 온도, 화학 물질과 같은 기계적/열적/화학적 자극을 감지할 수 있어 전자피부 분야, 헬스모니터링 분야, 가상/증강현실 분야에 높은 적용 가능성을 가지고 있다<sup>1)</sup>. 이중 유연 압력센서는 족저압, 맥박, 심장 박동 및 호흡 등과 같은 압력 관련 다양한 생체 신호를 전기 신호로 변환할 수 있어 피부 부착형 헬스

모니터링 분야에서 직접적으로 적용될 수 있으며, 이로 인해 전세계적으로 활발히 연구되어 지고 있다<sup>2)</sup>. 유연 압력센서는 압저항식 (Piezoresistive), 압전식 (Piezoelectric), 마찰전기식 (Triboelectric), 정전용량식 (Capacitive) 등 다양한 메커니즘으로 구동 가능하며<sup>3)</sup>, 이중 정전용량식 유연 압력센서는 다른 메커니즘의 센서에 비해 구조가 간단하며 소비전력이 낮은 장점을 가지고 있으나<sup>4)</sup>, 압력 민감도가 유전 탄성체층의 탄성률에만 크게 의존하기 때문에 높은 민감도를 달성하는 데에 한계점을 가지고 있다<sup>3,5-7)</sup>. 그리하여, 기존 여러 연구에서는 피라미드, 돔, 기둥, 폼 (Foam) 등의 미세 구조체를 유전 탄성체층에 도입하여 압력에 따른 전극간 거리 또는 면적 변화를 극대화함

으로써 민감도를 크게 향상시켜 왔다.

Guan 연구팀은 마이크로 기둥 구조를 유전체층에 도입하여 우수한 민감도를 갖는 유연 압력센서를 제조하였다. 기둥 구조를 가진 유연 압력센서는 압축 시 에어 갭 (Air gap)이 차지하는 부피분율이 감소하여 유전체의 유전율이 증가하고, 이로 인해 큰 정전용량 차이를 가지게 된다<sup>8)</sup>. Park 연구팀은 다공성 피라미드 구조의 PDMS (Polydimethylsiloxane) 유전층이 포함된 유연 압력센서를 제조하였다. 유전 탄성체층의 응력 분포는 피라미드 팁에 집중되어 매우 낮은 압력에서도 전극과 전극 사이에 큰 거리 변화가 발생하여 높은 민감도를 달성하였다<sup>9,10)</sup>. 하지만 대부분의 기존 연구들은 노광, 식각 등의 여러 공정을 포함하는 반도체 소자 제조 공정을 통해 미세구조를 구현하여 높은 시간과 비용, 낮은 생산성을 갖는 한계점을 가지고 있다<sup>11)</sup>. 인간은 피부를 통해  $5 \sim 66 \text{ g} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{h}^{-1}$ 의 수분을 지속적으로 배출하여 신체온도를 유지한다<sup>12)</sup>.

그러나 만약 낮은 통기성으로 인해 피부의 습도가 증가하면 이산화탄소가 생성되고 이로 인해 피부는 알칼리성을 띄게 되며, pH가 높아진 피부는 피부의 라멜라 구조가 파괴되어 피부 표피에서 면역 장벽 역할을 수행하는 각질층을 약화시킨다<sup>13)</sup>. 이는 아토피성 피부염, 건조함, 가려움증을 포함한 다양한 피부 질환을 야기할 수 있다<sup>14)</sup>.

따라서 장시간 동안 피부에 부착되어 건강상태를 모니터링하는 유연 압력센서는 높은 피부 통기성을 가져야 한다. 하지만 기존 여러 연구에서 사용되는 PDMS<sup>15)</sup>, PI<sup>16)</sup> 및 PET<sup>17)</sup> 등의 고분자 필름은 피부의 호흡 및 수분 배출을 방해하여 피부 자극 또는 발진 및 염증을 유발할 위험성을 갖는다<sup>18)</sup>.

본 연구에서는 높은 민감도와 우수한 피부 통기성을 갖는 마이크로 섬유 기반의 유연 압력센서를 개발하였다. 전기방사법을 통해 제조된 마이크로 섬유로 구성된 부직포를 이용하여 우수한 피부 통기성 ( $143 \text{ g} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{h}^{-1}$ )을 확보하였으며, 특히 전기방사 중 주위 습도 조절을 통해 마이크로 섬유 표면에 미세구조를 도입함으로써 높은 압력 민감도 ( $0.36 \text{ kPa}^{-1}$ )를 확보하였다. 안정적인 마이크로 섬유 방사를 위해 용매의 종류 (비율), 고분자 용액의 농도, 노즐-콜렉터 거리 및 전압 등에 따른 섬유 직경의 변화를 관찰 및 분석하였으며, 높은 압력 민감도 확보를 위해 주위 습도에 따른 마이크로 섬유 표면의 형상 변화를 관찰 및 분석하였다.

본 연구에서 보고하는 높은 생산성과 압력 민감도 및 우수한 피부 통기성을 갖는 마이크로 섬유 기반의 유연 압력센서의 제조 기술은 웨어러블 헬스모니터링뿐만 아니라, 가상/증강현실 및 전자피부 분야에 적용 가능한 유연 압력센서의 상용화에 기여할 수 있을 것으로 기대된다.

## 2. 실험

### 2.1 시료 및 재료

본 연구에서는 소수성 범용 고분자이며 전기방사가 용이한

Polystyrene (PS, Mw=190,000 g/mol)을 사용하였으며, 이는 Sigma-Aldrich에서 구매하였다. 용매로 사용된 Tetrahydrofuran (THF, 99 %)와 Dimethylformamide (DMF, 99.0 %)는 대정 (DAEJUNG, Korea)에서 구매하였다.

### 2.2 전기방사를 통한 마이크로 섬유 부직포 제조

전기방사법은 고분자 용액에 높은 전압을 가하여 전기적인 힘을 이용하여 미세 섬유를 방사하는 기술이다. 고분자 용액이 전기장을 받게 되면 액체 표면에는 전하가 유도되고, 표면장력 이상의 전압을 가하면 고분자 용액은 액체 표면의 전하간 반발력과 노즐-콜렉터 (Nozzle-Collector) 간의 정전기적 인력으로 인해 콜렉터 방향으로 분사된다. 이 과정 중 용매는 증발되어 결과적으로 섬유 형태로 콜렉터에 포집된다. 이 방법은 다른 섬유 제조 방식에 비해 작고 가느다란 마이크로 및 나노 섬유를 쉽고 간편하게 제조할 수 있는 장점을 가지고 있다<sup>19,20)</sup>.

본 연구에서 사용된 고분자 용액은 DMF와 THF를 다양한 부피 비율 (79:21, 47:53, 0:100 v/v)로 혼합한 용매에 PS (20 ~ 35 wt%)를 넣어 2시간 동안 상온에서 교반하여 제조하였다. 제조된 고분자 용액은 실리콘 코팅 종이로 감싸진 콜렉터에 전기방사기 (ESR200RD, NanoNC, Korea)를 이용하여 방사하였다. 노즐은 25G (Inner dia., 0.26 mm) 금속바늘 (NanoNC, Korea)을 사용하였으며, 다양한 용액 주입 속도 ( $10 \sim 100 \mu\text{m}/\text{min}$ ), 노즐-콜렉터 거리 ( $8 \sim 13 \text{ cm}$ )에서 진행하였다. 전압과 콜렉터의 회전 속도는 각각 20 kV, 280 rpm으로 고정하였다. 마이크로 섬유 표면에 미세구조를 도입하기 위해 가습기 (LIEWAY, Korea)를 사용하여 상대 습도 (RH 30-80 %)를 조절하였다.

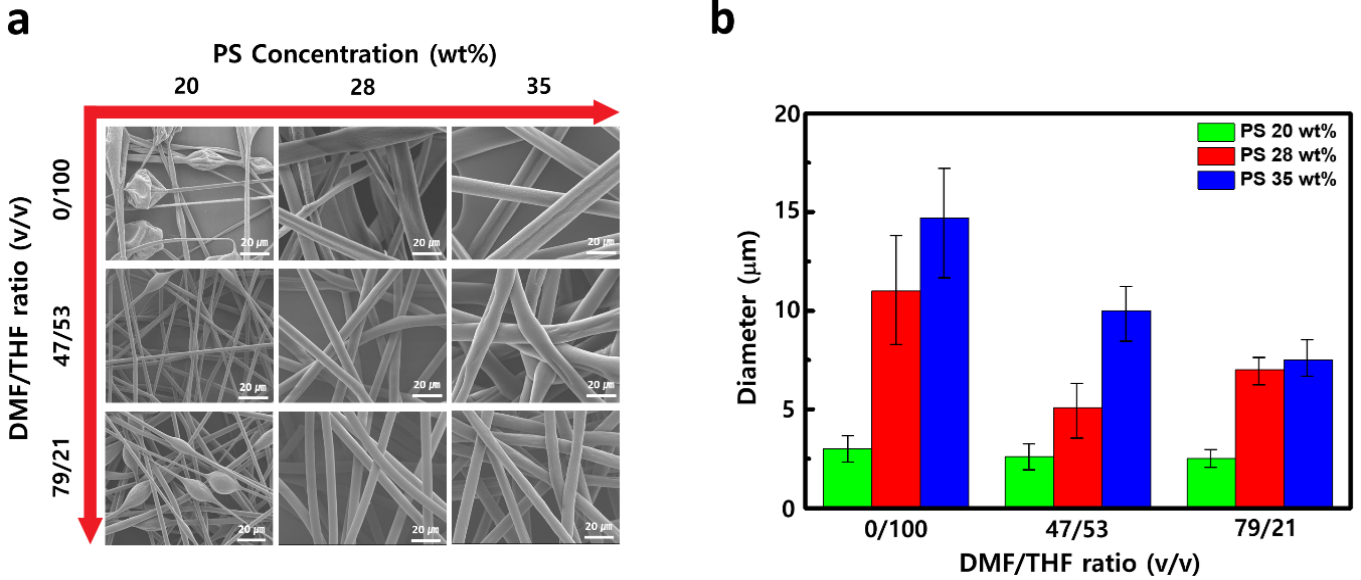
### 2.3 유연 압력센서 제작

슬라이드 글라스 기판 위에 마이크로 섬유 기반의 부직포 ( $L \ 5 \text{ cm} \times W \ 1 \text{ cm} \times T \sim 70 \mu\text{m}$ )를 고정한 후 열증착 공정을 통해 Titanium (Ti) 5 nm, Gold (Au) 100 nm 증착하였다. 그 위에 동일 면적 및 두께의 부직포를 올린 후 동일한 전극 물질 증착하였다. 이와 같은 과정을 통해 직렬 연결된 가변 커패시터 (Capacitor) 구조의 압력센서를 제작하였다.

### 2.4 특성 분석

주사전자현미경 (JSM-6500F, JEOL, Japan)을 사용하여 가속 전압 15 kV 하에서 마이크로 섬유의 직경 및 표면을 관찰하였다. 모든 샘플은 주사전자현미경으로 관찰하기 전 백금 코팅기 (JP/E-1010, Hitachi, Japan)를 사용하여 Platinum (Pt)을 코팅 처리되었다. 표면의 미세구조에 따른 접촉각 측정기 (Phoenix 300, s-eo, Korea)를 통해 측정되었으며 측정 시 액적의 부피는  $4 \mu\text{L}$ 이다.

유연 압력센서의 압력 민감도는 Force gauge (2.5N, Mark-10)와 LCR meter (E4980, Keysight)가 연동된 형태의 자체 제작한 압력센서 측정 시스템을 사용하여 해당 압력 (kPa)에서의 정전용량 (pF)을 측정 후 이를 식(1)과 같이 계



**Figure 1.** Effects of solvent composition (DMF/THF) and PS concentration on (a) morphology and (b) diameter of electrospun fiber. Error bars represent the standard deviations.

산하여 얻었다.

$$Sensitivity (kPa^{-1}) = \left[ \frac{d(\Delta C/C_0)}{dP} \right] \quad (1)$$

where,

$\Delta C$ : Change in capacitance before and after applying pressure

$C_0$ : Initial capacitance

P: Pressure applied to the sensor

측정 시 전압은 1 Vac, 주파수 1 kHz 이다. 유연 압력센서의 수분 투과도를 분석하기 위해 ASTM E96 표준시험법에 따라 투습도 시험을 진행하였다. 유리 바이알 (용량 2 mL, 직경 6 mm)에 증류수 1 g을 채우고 개방된 바이알의 입구를 유연 압력센서로 밀봉한 후 온도 31 °C, 습도 30 % 항온 항습기에 방치하였으며, 24시간 간격으로 증류수의 무게를 측정하였다.

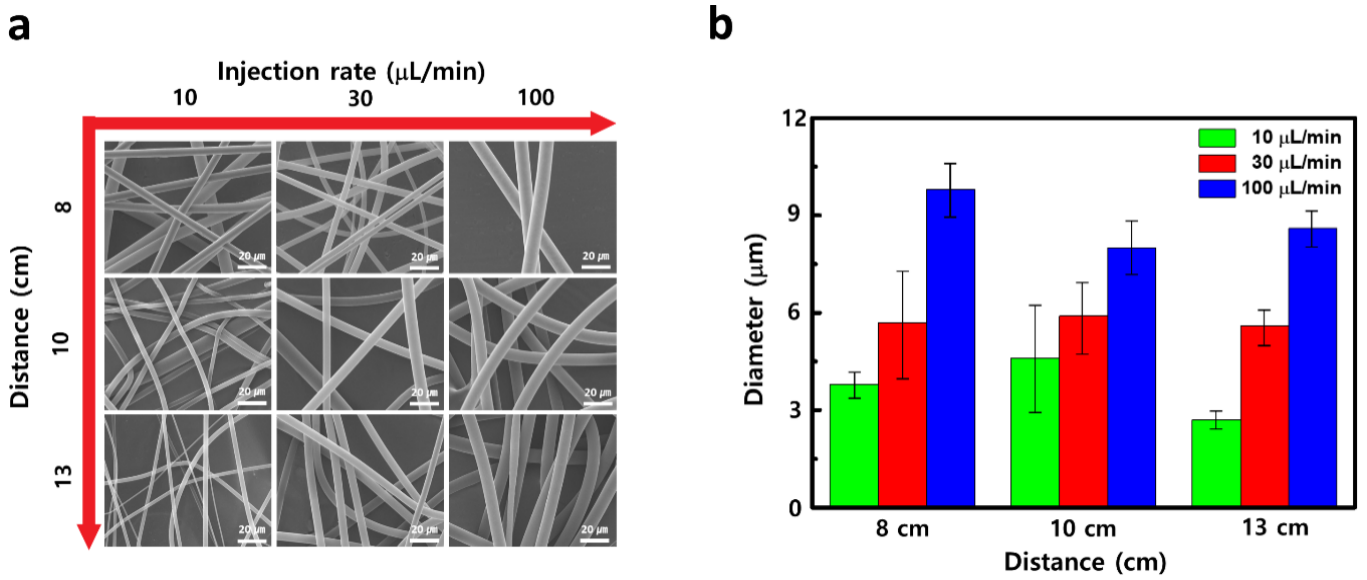
### 3. 결과 및 고찰

균일한 마이크로 섬유로 구성된 부직포를 얻기 위해 전기방사 시 고분자 용액 내 혼합용매의 조성, 고분자의 농도, 용액 주입 속도 및 노즐-컬렉터간의 거리에 따른 마이크로 섬유의 형상 및 직경의 변화를 관찰하였다.

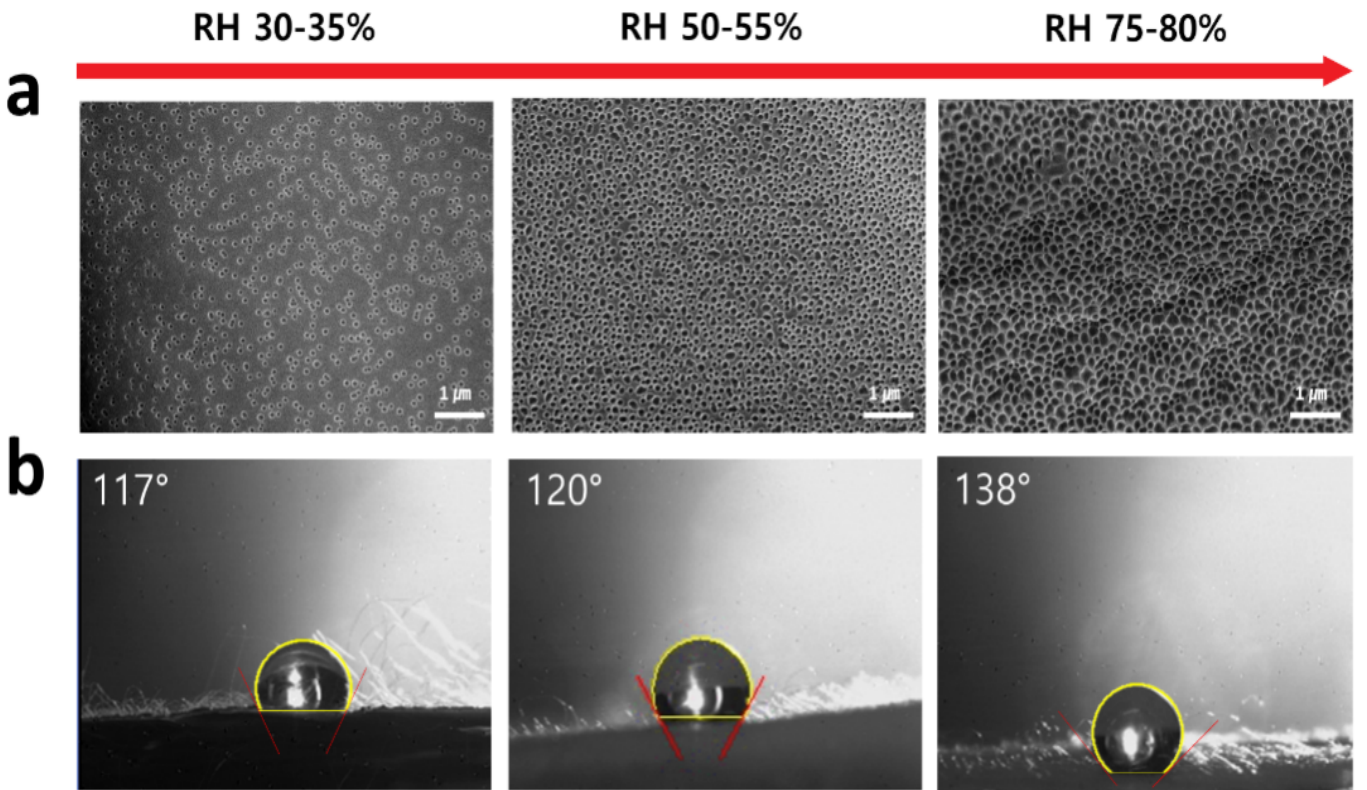
Figure 1은 용액 내 PS 고분자 농도 및 혼합용매의 조성에 따른 마이크로 섬유의 형상 및 직경 변화를 나타낸다. 우선 PS 고분자의 농도가 증가할수록 균일하고 두꺼운 마이크로 섬유가 방사되었다. PS의 농도가 20 wt%일 경우, 모든 용매 조건에서 비드 (Bead) 형태의 마이크로 섬유가 관찰되었다. 이는 용액의 낮은 점도와 높은 용매 함량으로 인해 전기전도도가 높아져 액적에 더 많은 전하가 축적되고 더 큰 전하 반발력을 일으켜 직선 제트의 불안정성이 높아지게 되기 때문이다<sup>21)</sup>. 반면 PS의 농도가 28 wt% 이상일 때는 매끄러운 섬유가 형성되었으며 농도가 증가할수록 섬유 직경이 증가하였다. 이는 PS의 농도가 증가하면 방사 시 고분자 사슬이 얽혀서 직선 제트의 길이가 증가하여 envelope cone 각도와 bending area가 감소했기 때문인 것으로 사료된다<sup>22)</sup>.

비드가 관찰되지 않은 고분자 농도 28 및 35 wt%에서 혼합용매의 조성에 따른 마이크로 섬유의 직경 변화는 뚜렷한 경향을 보이지 않았다. 이는 THF ( $\epsilon=7.47$ )<sup>23)</sup> 대비 상대적으로 높은 유전상수를 갖는 DMF ( $\epsilon=37.06$ )의 분율 증가로 인해 용액 표면의 전하 반발력 증가 및 이에 따른 노즐에서 컬렉터까지의 용액 이동 과정에서 용액의 인장 효과<sup>24)</sup>가 증대되긴 하지만, DMF의 점도 (0.803 mPa·s, 298K)가 THF의 점도 (0.461 mPa·s, 298K)<sup>25)</sup>보다 높기<sup>26)</sup> 그 효과가 상쇄되었기 때문으로 사료된다. 본 연구에서는 균일한 형상을 가짐과 동시에 상대적으로 얇은 직경의 마이크로 섬유를 형성하는 PS 농도 28 wt%와 DMF/THF 용매의 부피분율이 47/53인 조건을 중심으로 연구를 진행하였다.

Figure 2a는 전기방사 시 용액 주입 속도와 노즐과 컬렉터 사이의 거리에 따른 마이크로 섬유 이미지이며, Figure 2b는 이를 기반으로 한 마이크로 섬유의 직경을 나타낸 그래프이다.



**Figure 2.** Effects of injection rate of polymer solution and distance between nozzle and collector on (a) morphology and (b) diameter of electrospun fiber. Error bars represent the standard deviations.



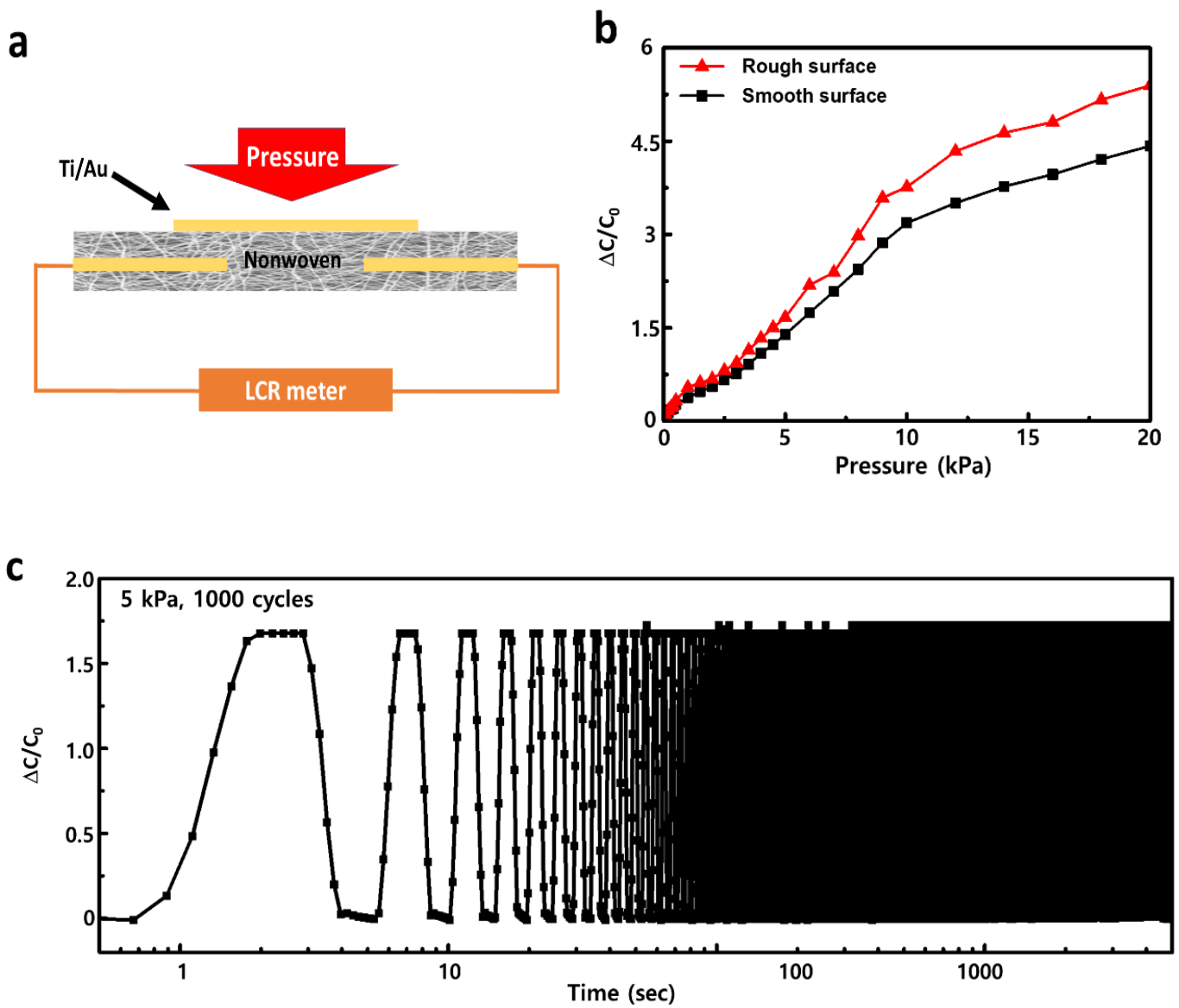
**Figure 3.** (a) SEM images of the microfiber surfaces and (b) water contact angles of nonwoven fabrics electrospun under various humidity.

모든 노즐-콜렉터 거리 조건에서 방사 속도가 10에서 100 mL/min로 증가함에 따라 마이크로 섬유의 직경은 증가하였다. 이는 전기방사시 용액 주입 속도가 증가하면 액적부피의 증가에 따른 낮은 단위 표면적당 전하 반발력으로 인해 노즐-콜렉터 이동 과정에서의 인장 효과가 감소하기 때문이다<sup>27,28)</sup>. 또한 본 실험에서는 노즐-콜렉터간 거리 (8~13 cm)에 대한 명확한 직경 변화는 관찰되지 않았으나, 기존 연구에서는 노즐-콜렉터간 거리의 증가는 섬유 직경의 감소와 직경 균일성에 크게 기여한다는 결과를 보고한 바 있다<sup>29)</sup>.

따라서 본 연구에서는 방사 시간 단축과 높은 직경 균일성

(SD = ±0.45)을 위해 용액 주입속도 100 mL/min, 노즐-콜렉터간 거리 13 cm를 유연 압력센서에 필요한 전기방사 조건으로 결정하였다.

정전용량식 압력센서의 압력 민감도는 압력을 가했을 시 두 전극 사이의 거리 변화 정도 및 유전체의 유전상수 변화 정도에 크게 영향을 받는다<sup>30)</sup>. 전기방사된 미세 섬유 부직포가 정전용량식 압력센서의 유전체로 적용되면 낮은 유효탄성률 (Effective modulus)에 의한 압력에 따른 높은 상/하 전극간의 거리 변화를 보일 뿐만 아니라 압력 시 부직포 내 공기 분을 감소로 인해 유전체인 부직포의 유전상수 또한 크게 변화하



**Figure 4.** (a) Scheme of device structure, (b) Change of capacitance under normal pressure and (c) Cyclic test result of flexible pressure sensor composed of electrospun microfiber nonwoven fabric.

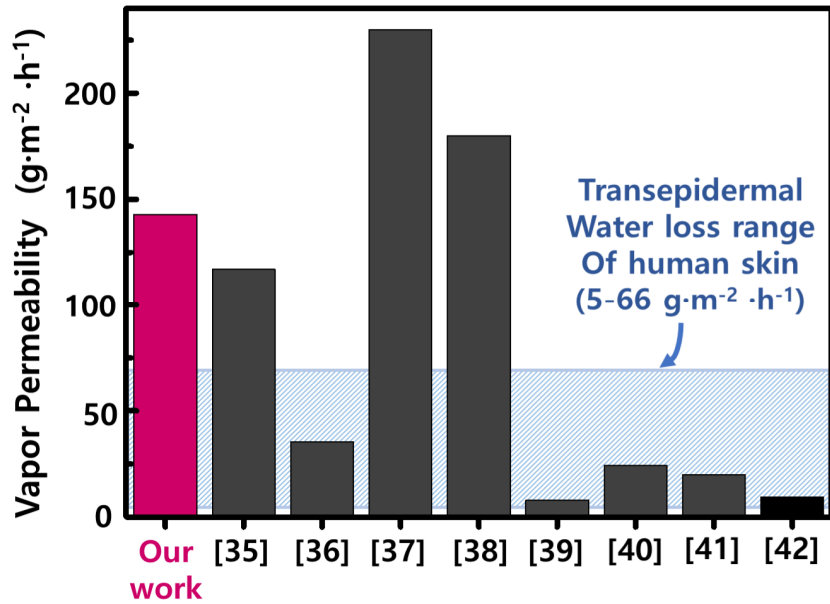


Figure 5. Comparative graph of water vapor permeability of previous works<sup>35-42)</sup> on skin-attachable and breathable devices.

여 결과적으로 높은 압력 민감도를 가진다는 연구결과가 보고된 바 있다<sup>31)</sup>.

본 연구에서는 보다 높은 압력 민감도를 얻고자 추가적으로 마이크로 섬유 표면에 수백 나노 크기의 요철구조를 도입하였으며, 이는 압력을 가하기 전/후의 부직포 내 공기 함량의 큰 차이로 인해 부직포의 유전상수 변화가 극대화될 수 있기 때문이다.

Figure 3은 다양한 습도 조건 (상대습도 30~80%)에서 전기 방사된 마이크로 섬유의 표면을 관찰한 이미지이다. 상대습도 30~35%에서 방사된 마이크로 섬유 대비 상대습도 75~80%에서 방사된 마이크로 섬유 표면의 기공이 커졌으며, 특히 기공의 개수가 크게 증가한 것을 확인할 수 있다. 이는 방사된 용액이 콜렉터로 이동할 때 높은 습도에서는 섬유 표면에 공기의 물이 응축되고 이러한 응축된 미세 액적이 고분자 용액의 빈공간으로 작용하게 되어 미세 액적 표면에 접촉한 고분자 용액 내 고분자의 불용화가 이루어지기 때문이다<sup>32,33)</sup>. 이러한 현상은 부직포 전체에 발생하였으며, 이는 접촉각 측정 결과를 통해서 확인할 수 있다. Figure 3b에 보이는 바와 같이 방사 시 상대습도가 높아질수록 접촉각이 117°에서 138°로 증가하였으며, 이는 표면 거칠기와 접촉각간의 상관관계를 나타내는 Wenzel equation<sup>34)</sup>을 통해 표면 거칠기 즉 표면 기공 개수 증가를 의미한다.

Figure 4a는 앞서 제조된 마이크로 섬유로 구성된 유연 압력센서의 모식도이다. 측정의 편의를 위해 양 (+/-) 전극을 유전체 부직포 아래 면에 배치하고 유전체 위 압력 받는 면적에 추가적으로 금속층을 증착하여, 결과적으로 직렬 연결된 가변 커패시터 (Capacitor) 구조의 압력센서를 제조하였다. Figure 4b는 마이크로 섬유 표면의 거칠기 정도에 따른 정전용량식 압력센서의 압력 민감도 차이를 나타낸 것이다. 상대습도 30~

35%에서 방사되어 마이크로 섬유 표면에 미세기공이 적은 부직포로 구성된 유연 압력센서는 20 kPa 이하에서 정전용량 변화율 ( $\Delta C/C_0$ )은 약 4.5 였으며, 압력 구간 0-10 kPa에서 압력 민감도 0.30 kPa<sup>-1</sup>를 보였다. 이와 달리, 마이크로 섬유 표면에 나노 스케일의 요철이 다수 도입된 유연 압력센서 (상대습도 75~80%)의 경우, 20 kPa 이하에서 높은 정전용량 변화율 ( $\Delta C/C_0 = \sim 5.4$ )을 나타내었으며, 10 kPa 이하에서 압력 민감도 (0.36 kPa<sup>-1</sup>)를 보였다. 마이크로 섬유 표면에 미세 요철 구조를 갖는 유연 압력센서가 약 20% 높은 압력 민감도를 갖는 이유는 거친 표면에 존재하는 수많은 에어 갭으로 인해 유전체 (부직포)의 초기 유전 상수는 미세 기공이 없는 부직포 대비 낮은 유전상수를 가지며, 압력이 가해짐에 따라 미세 요철이 눌러 에어 갭의 비율이 감소하고 이로 인해 유전체의 유전상수가 증가하여 결과적으로 큰 유전상수 변화를 유발하기 때문인 것으로 사료된다. Figure 4c는 제작된 유연 압력센서에 반복적으로 5 kPa 압력을 가했을 때의 정전용량 변화를 나타낸 그래프이다. 본 연구에서 제작된 유연 압력센서는 100회의 반복적인 압력 후에도 초기 정전용량 변화 대비 미미한 변화를 보였으며, 이 결과는 유연 압력센서의 우수한 내구성을 나타낸다.

Figure 5는 본 연구에서 제조된 마이크로 섬유 기반의 유연 압력 센서의 수분투과성을 피부 통기성을 갖는 기존의 다양한 피부 부착형 소자와 비교한 그래프이다. 피부 부착형 소자의 낮은 수분투과성은 땀 증발을 저해하여 피부의 자극, 감염에 따른 피부 질환의 유발을 초래한다<sup>18)</sup>.

본 연구에서 개발된 마이크로 섬유 기반의 유연 압력센서는 기존의 여러 유연 압력 센서들과 비교하였을 때 높은 수준의 수분투과도 (143 g·m<sup>-2</sup>·h<sup>-1</sup>)를 보였으며, 또한 피부의 땀 배출 속도 (5-66 g·m<sup>-2</sup>·h<sup>-1</sup>)<sup>12)</sup>보다 월등히 높고 우수한 피부 적합성

을 가질 것으로 예상된다. 이러한 높은 수분투과성에 따른 우수한 피부 적합성은 장시간 착용이 필요한 헬스모니터링 분야에서 큰 장점으로 작용할 것으로 사료된다.

#### 4. 결 론

본 연구에서는 높은 민감도와 우수한 피부 통기성을 갖는 마이크로 섬유 기반의 유연 압력센서를 개발하였다. 전기방사법을 통해 마이크로 섬유로 구성된 부직포를 제조하고 이를 통해 우수한 수분투과성 ( $143 \text{ g}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{h}^{-1}$ )을 확보하였으며, 특히 전기방사 중 주위 습도 조절을 통해 마이크로 표면에 미세구조를 도입함으로써 높은 압력 민감도 ( $0.36 \text{ kPa}^{-1}$ )를 확보하였다. 본 연구에서 보고하는 높은 압력 민감도 및 우수한 피부 통기성을 갖는 마이크로 섬유 기반의 유연 압력센서의 제조 기술은 웨어러블 헬스모니터링뿐만 아니라, 가상/증강현실 및 전자피부 분야에 적용 가능한 유연 압력센서의 상용화에 기여할 수 있을 것으로 기대된다.

#### 감사의 글

본 연구는 금오공과대학교 대학 연구과제비(2022 ~ 2023)로 지원되었습니다.

#### References

1. U. Claver and G. Zhao, Recent Progress in Flexible Pressure Sensors Based Electronic Skin, *Adv. Eng. Mater.*, **23**, 2001187(2021).
2. Z. Shi, L. Meng, X. Shi, H. Li, J. Zhang, Q. Sun, X. Liu, J. Chen, and S. Liu, Morphological Engineering of Sensing Materials for Flexible Pressure Sensors and Artificial Intelligence Applications, *Nanomicro Lett*, **14**, 1(2022).
3. R. Li, Q. Zhou, Y. Bi, S. Cao, X. Xia, A. Yang, X. Li, and X. Xiao, Research Progress of Flexible Capacitive Pressure Sensor for Sensitivity Enhancement Approaches, *Sens. Actuators A: Phys.*, **321**, 112425(2021).
4. J. Lee, H. Kwon, J. Seo, S. Shin, J. Koo, C. Pang, S. Son, J. Kim, Y. Jang, D. Kim, and T. Lee, Conductive Fiber-Based Ultrasensitive Textile Pressure Sensor for Wearable Electronics, *Adv. Mater.*, **27**(15), 2433(2015).
5. F. Xu, X. Li, Y. Shi, L. Li, W. Wang, L. He, and R. Liu, Recent Developments for Flexible Pressure Sensors: A Review, *Micromachines*, **9**(11), 580(2018).

6. K. Lei, K. Lee, and M. Lee, Development of a Flexible PDMS Capacitive Pressure Sensor for Plantar Pressure Measurement, *Microelectron. Eng.*, **99**, 1(2012).
7. J. Kang, D. Son, G. Wang, Y. Liu, J. Lopez, Y. Kim, J. Oh, T. Katsumata, J. Mun, Y. Lee, L. Jin, J. B. H. Tok, and Z. Bao, Tough and Water-Insensitive Self-Healing Elastomer for Robust Electronic Skin, *Adv. Mater.*, **30**(13), 1706846(2018).
8. Z. Luo, J. Chen, Z. Zhu, L. Li, Y. Su, W. Tang, O. Omisore, L. Wang, and H. Li, High-Resolution and High-Sensitivity Flexible Capacitive Pressure Sensors Enhanced by a Transferable Electrode Array and a Micropillar-PVDF Film, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, **13**(6), 7635(2021).
9. Y. Zhang, Y. Fang, J. Li, Q. Zhou, Y. Xiao, K. Zhang, B. Luo, J. Zhou, and B. Hu, Dual-Mode Electronic Skin with Integrated Tactile Sensing and Visualized Injury Warning, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, **9**(42), 37493(2017).
10. J. Yang, J. Kim, J. Oh, S. Kwon, J. Sim, D. Kim, H. Choi, and S. Park, Microstructured Porous Pyramid-Based Ultrahigh Sensitive Pressure Sensor Insensitive to Strain and Temperature, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, **11**(21), 19472(2019).
11. V. Palaniappan, S. Masihi, M. Panahi, D. Maddipatla, A. Bose, X. Zang, B. Narakathu, B. Bazuin, and M. Atashbar, Laser-Assisted Fabrication of a Highly Sensitive and Flexible Micro Pyramid-Structured Pressure Sensor for E-Skin Applications, *IEEE Sens. J.*, **20**(14), 7605(2020).
12. Z. Schlader, S. Stannard, and T. Mündel, Human Thermoregulatory Behavior during Rest and Exercise -A Prospective Review, *Physiol. Behav.*, **99**(3), 269(2010).
13. M. Gray, J. Black, M. Baharestanl, D. Bliss, J. Colwell, M. Goldberg, K. Kennedy-Evans, S. Logan, and C. Ratliff, Moisture-Associated Skin Damage: Overview and Pathophysiology, *J. Wound Ostomy Continence Nurs.*, **38**(3), 233(2011).
14. M. Schmid-Wendtner and H. Korting, The pH of the Skin Surface and Its Impact on the Barrier Function, *Skin Pharmacol. Physiol.*, **19**(6), 296(2006).
15. C. Li and Y. Liao, Adhesive Stretchable Printed Conductive Thin Film Patterns on PDMS Surface with an Atmospheric Plasma Treatment, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, **8**(18), 11868(2016).
16. Y. Lai, B. Ye, C. Lu, C. Chen, M. Jao, W. Su, W. Hung, T. Lin, and Y. Chen, Extraordinarily Sensitive and Low-Voltage Operational Cloth-Based Electronic Skin for Wearable Sensing and Multifunctional Integration Uses: A Tactile-Induced Insulating-to-Conducting Transition, *Adv. Funct. Mater.*, **26**(8), 1286(2016).
17. S. Wan, H. Bi, Y. Zhou, X. Xie, S. Su, K. Yin, and L. Sun, Graphene Oxide as High-performance Dielectric

- Materials for Capacitive Pressure Sensors, *Carbon*, **114**, 209(2017).
18. M. Xu, H. Cai, Z. Liu, F. Chen, L. Chen, X. Chen, X. Cheng, F. Dai, and Z. Li, Breathable, Degradable Piezoresistive Skin Sensor Based on a Sandwich Structure for High-Performance Pressure Detection, *Adv. Electron. Mater.*, **7**(10), 2100368(2021).
  19. H. Park and C. Song, Preparation of S-keratose/PVA Nonwoven Webs by Electrospinning, *Textile Coloration and Finishing*, **17**(1), 45(2005).
  20. T. Subbiah, G. Bhat, R. Tock, S. Parameswaran, and S. Ramkumar, Electrospinning of Nanofibers, *J. Appl. Polym.*, **96**, 557(2005).
  21. Y. Zheng, N. Meng, and B. Xin, Effects of Jet Path on Electrospun Polystyrene Fibers, *Polymers*, **10**(8), 842(2018).
  22. N. Li, X. Qin, L. Ling, and S. Wang, The Effects of Spinning Conditions on the Morphology of Electrospun Jet and Nonwoven Membrane, *Polym. Eng. Sci.*, **48**(12), 2362(2008).
  23. L. Wannatong, A. Sirivat, and P. Supaphol, Effects of Solvents on Electrospun Polymeric Fibers: Preliminary Study on Polystyrene, *Polym. Int.*, **53**(11), 1851(2004).
  24. C. Luo, E. Stride, and M. Edirisinghe, Mapping the Influence of Solubility and Dielectric Constant on Electrospinning Polycaprolactone Solutions, *Macromolecules*, **45**(11), 4669(2012).
  25. S. Mohammad, S. Adel, and H. A. E. Khaled, Viscosities and Surface Tensions of Phenetole with N-Methyl-2-pyrrolidone, N,N-Dimethylformamide and Tetrahydrofuran Binary Systems at Three Temperatures, *J. Solution Chem.*, **47**(3), 449(2018).
  26. T. Kim, J. Hwang, C. Ahn, S. Shin, K. Lee, and M. Sung, The Morphology of Electrospun Polystyrene Fibers, *Korean J. Chem. Eng.*, **22**(1), 147(2005).
  27. S. Zargham, S. Bazgir, A. Tavakoli, A. Rashidi, and R. Damerchely, The Effect of Flow Rate on Morphology and Deposition Area of Electrospun Nylon 6 Nanofiber, *J. Eng. Fibers Fabr.*, **7**(4), 42(2012).
  28. B. Cramariuc, R. Cramariuc, R. Scarlet, L. Manea, I. Lupu, and O. Cramariuc, Fiber Diameter in Electrospinning Process, *J. of Electrostatics*, **71**(3), 189(2013).
  29. A. Hekmati, A. Rashidi, R. Ghazisaeidi, and J. Drean, Effect of Needle Length, Electrospinning Distance, and Solution Concentration on Morphological Properties of Polyamide-6 Electrospun Nanowebs, *Text. Res. J.*, **83**(14), 1452(2013).
  30. S. Mannsfeld, B. Tee, R. Stoltenberg, C. Chen, S. Barman, B. Muir, A. Sokolov, C. Reese, and Z. Bao, Highly Sensitive Flexible Pressure Sensors with Microstructured Rubber Dielectric Layers, *Nat. Mater.*, **9**(10), 859(2010).
  31. S. Sharma, A. Chhetry, M. Sharifuzzaman, H. Yoon, and J. Park, Wearable Capacitive Pressure Sensor Based on MXene Composite Nanofibrous Scaffolds for Reliable Human Physiological Signal Acquisition, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, **12**(19), 22212(2020).
  32. C. Casper, J. Stephens, N. Tassi, D. Chase, and J. Rabolt, Controlling Surface Morphology of Electrospun Polystyrene Fibers: Effect of Humidity and Molecular Weight in the Electrospinning Process, *Macromolecules*, **37**(2), 573(2004).
  33. H. Fashandi and M. Karimi, Pore Formation in Polystyrene Fiber by Superimposing Temperature and Relative Humidity of Electrospinning Atmosphere, *Polymer*, **53**(25), 5832(2012).
  34. G. Wolansky and A. Marmur, Apparent Contact Angles on Rough Surfaces: The Wenzel Equation Revisited, *Colloids Surf. A Physicochem. Eng. Asp.*, **156**(1-3), 381(1999).
  35. Q. Li, G. Chen, Y. Cui, S. Ji, Z. Liu, C. Wan, Y. Liu, Y. Lu, C. Wang, K. Zhang, and X. Chen, Highly Thermal-Wet Comfortable and Conformal Silk-Based Electrodes for On-Skin Sensors with Sweat Tolerance, *ACS Nano*, **15**(6), 9955(2021).
  36. Q. Li, C. Ding, W. Yuan, R. Xie, Y. Zhou, Y. Zhao, M. Yu, Z. Yang, J. Sun, Q. Tian, F. Han, H. Li, X. Deng, G. Li, and Z. Liu, Highly Stretchable and Permeable Conductors Based on Shrinkable Electrospun Fiber Mats, *Adv. Fiber Mater.*, **3**(5), 302(2021).
  37. W. Zhou, S. Yao, H. Wang, Q. Du, Y. Ma, and Y. Zhu, Gas-Permeable, Ultrathin, Stretchable Epidermal Electronics with Porous Electrodes, *ACS Nano*, **14**(5), 5798(2020).
  38. B. Sun, R. McCay, S. Goswami, Y. Xu, C. Zhang, Y. Ling, J. Lin, and Z. Yan, Gas-Permeable, Multifunctional On-Skin Electronics Based on Laser-Induced Porous Graphene and Sugar-Templated Elastomer Sponges, *Adv. Mater.*, **30**(50), 1804327(2018).
  39. K. Jang, S. Han, S. Xu, K. Mathewson, Y. Zhang, J. Jeong, G. Kim, R. Webb, J. Lee, T. Dawidczyk, R. Kim, Y. Song, W. Yeo, S. Kim, H. Cheng, S. Rhee, J. Chung, B. Kim, H. Chung, D. Lee, Y. Yang, M. Cho, J. Gaspar, R. Carbonari, M. Fabiani, G. Gratton, Y. Huang, and J. Rogers, Rugged and Breathable Forms of Stretchable Electronics with Adherent Composite Substrates for Transcutaneous Monitoring, *Nat. Commun.*, **5**(1), 1(2014).
  40. X. Yang, L. Li, S. Wang, Q. Lu, Y. Bai, F. Sun, T. Li, Y. Li, Z. Wang, Y. Zhao, Y. Shi, and T. Zhang, Ultrathin, Stretchable, and Breathable Epidermal Electronics Based on a Facile Bubble Blowing Method, *Adv. Electron. Mater.*, **6**(11), 2000306(2020).
  41. H. Chae, H. Kwon, Y. Kim, Y. Won, D. Kim, S. Park, S. Kim, and S. Gandla, Laser-Processed Nature-Inspired Deformable Structures for Breathable and Reusable Electrophysiological Sensors toward Controllable Home Electronic



- Appliances and Psychophysiological Stress Monitoring, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, **11**(31), 28387(2019).
42. J. Wang, K. Zhang, J. Wang, M. Zhang, J. Cheng, and D. Kong, Strain-invariant Conductance in an Elastomeric Nano-composite Mesh Conductor for Stretchable Electronics, *J. Mater. Chem. C*, **8**(27), 9440(2020).

## Authors

---

- 한강토** 금오공과대학교 소재디자인공학과 학사과정 학생  
**최장희** 한국생산기술연구원 연구원  
**임정우** 한국인터텍테스팅서비스 연구원  
**공혜영** 한국인터텍테스팅서비스 연구원  
**배근열** 금오공과대학교 소재디자인공학과 교수