

피부 모사형 다기능 유연 센서의 연구 동향

이승구¹ · 최경호² · 신교직² · 이효선² · 배근열^{2,†}

¹울산대학교 화학과

²한국생산기술연구원 청정기술연구소
(2020년 12월 11일 접수)

Recent Research Trend in Skin-Inspired Soft Sensors with Multimodality

Seung Goo Lee¹, Kyung Ho Choi², Gyo Jic Shin², Hyo Sun Lee², and Geun Yeol Bae^{2,†}

¹Department of Chemistry, University of Ulsan, Ulsan 44776, Korea

²Research Institute of Clean Manufacturing System, Korea Institute of Industrial Technology,
Cheonan 31056, Korea

(Received December 11)

요약: 피부 모사형 다기능 유연 센서는 인체 피부의 높은 자극 감지 성능과 기계적 안정성을 모사하고자 다학제적 접근을 통해 발전되어 왔다. 하지만, 실제 적용을 위해서는 일상생활 속에서 접하는 다양한 종류의 자극을 명확히 구분하고 각 자극의 세기를 정확히 감지하는 높은 수준의 자극 구별 능력이 필수적임에도 불구하고, 아직까지 낮은 수준의 자극 구별 능력을 보이는 실정이다. 본고에서는 기존 피부 모사형 유연 센서의 기본적인 작동 메커니즘과 대표적인 연구들을 간략히 소개하고, 최근 보고된 피부 모사형 다기능 유연 센서 관련 연구들의 연구 결과 및 자극 구별 능력에 대해 깊이 있게 다루고자 한다.

Abstract: The skin-inspired multimodal soft sensors have been developed through multidisciplinary approaches to mimic the sensing ability with high sensitivity and mechanical durability of human skin. For practical application, although the stimulus discriminability against a complex stimulus composed of various mechanical and thermal stimuli experienced in daily life is essential, it still shows a low level actually. In this paper, we first introduce the operating mechanisms and representative studies of the unimodal soft sensor, and then discuss the recent research trend in the multimodal soft sensors and the stimulus discriminability.

Keywords: skin-inspired sensor, soft sensor, multimodal sensor, stimulus discriminability, electronic skin

1. 서론

피부 모사형 유연센서 분야는 다양한 수용기를 기반으로 주위 환경과 사람 간의 상호작용을 가능케 하는 인체 피부의 높은 자극 감지 성능뿐만 아니라, 굽힘, 늘림, 뒤틀림 등의 반복적 변형에도 안정적인 피부의 기계적 안정성을 모사하기 위해 지난 10여 년 동안 다학제적 접근을 통해 활발히 연구되어왔다. 피부 모사형 유연센서는 의수나 로봇에 부착되어 인간의 피부를 대신하는 전자피부 분야나 신체 건강상태를 실시간 감지하는 헬스모니터링 분야, 가상/증강현실 분야에서의 웨

어러블 입력 장치로서의 높은 적용 가능성을 가지고 있어, 유연성뿐만 아니라 압력 [1], 진동 [2], 변형 [3], 온도 [4], 습도 [5], 화학적 [6] 및 광학적 자극 [7] 등의 다양한 외부 자극에 대한 높은 민감도와 선형성, 내구성 그리고 넓은 측정범위, 반응속도 등의 센서 성능 향상을 목적으로 진행되어 왔다 [8]. 특히, 최근에는 높은 민감도와 우수한 기계적 물성뿐만 아니라, 여러 자극을 동시에 감지하여 각 자극의 종류 및 세기를 정확히 감지하는 높은 자극 구별능력을 가진 피부 모사형 다기능 (multimodal) 유연 센서가 개발되었다 [9, 10]. 이는 인체 피부가 가지는 다소 불완전한 자극 구별능력 [11] 보다 높은 수준의 자극 구별 능력을 구현하는 기술로서, 단

[†] Corresponding author: Geun Yeol Bae (gybae@kitech.re.kr)

순히 인체 피부를 모사하는 것이 아닌 인체 피부의 한계점을 극복하는 기술이라는 점에서 높은 연구적 의의를 갖는다.

본고에서는 기존 피부 모사형 유연 센서의 기본적인 작동 메커니즘과 대표적인 연구들을 소개하고, 최근 보고된 피부 모사형 다기능 유연 센서를 깊이 있게 다루고자 한다.

2. 피부 모사형 유연 센서

피부 모사형 유연 센서는 크게 유연 압력, 변형, 온도, 화학 센서로 분류할 수 있다. 본 장에서는 각 센서의 대표적인 작동 메커니즘과 연구들을 소개하고자 한다.

2.1. 유연 압력 센서

유연 압력 센서는 단위면적당 가해지는 외부 힘의 세기를 전기적 신호로 변환하여 사용자에게 전달하는 소자로서, 앞서 언급한 의수/로봇 분야 및 가상/증강 현실 분야뿐만 아니라, 유연/신축 디스플레이 분야에도 적용 가능하다.

기존 연구에서는 가해지는 외부 힘의 세기를 측정하기 위해 주로 저항 변화(piezo-resistive) 및 정전용량의 변화(capacitive)를 측정하는 방식과 압전(piezoelectric) 물질을 이용한 발생된 전압을 측정하는 방식을 이용하였다. 특히, 외부 힘에 의해 변형이 쉬운 탄성체 기반의 마이크로/나노 구조체를 도입하여 높은 민감도 확보해왔다 [12, 13].

Bae 등은 CVD 그래핀으로 얇힌 마이크로 구조체를 이용하여, 인체의 맥박 및 파형의 정밀 측정이 가능한 유연 압력 센서를 보고하였다 [1]. 특히, 극히 제한된 압력구간(< 3 kPa)에서만 높은 민감도를 보였던 기존 압력센서의 한계점을 해결하기 위해, 단순 마이크로 구조체가 아닌 계층적 마이크로 구조체를 도입함으로써 넓은 압력구간(0~12 kPa)에서 높은 민감도(8.5 kPa⁻¹)를 가질 뿐만 아니라 높은 선형성을 갖는 유연 압력센서를 개발하였다(Fig. 1). Park 연구팀은 microfluidic 기술을 이용하여 poly(dimethylsiloxane) (PDMS)로 이루어진 다공성 구조체를 제조하였으며, 이를 통해 높은 민감도뿐만 아니라 우수한 재현성 및 낮은 이력현상을 갖는 유연 압력 센서를 개발하였다 [14]. Someya 연구팀은 전기 방사된 적층형 고분자 나노메시(nanomesh)를 이용하여 정전 용량식의 유연 압력 센서를 개발하였다. 전극층에 존재하는 수용해성 고분자를 센서 적층 후 용해하여 층간 및 피부와의 결합력을 높여 반복적인 누름과 마찰에 대한 높은 내구성을 확보하였다. 또한 메시구조의 얇은 두께와 높은 표면 마찰계수로 인해 센서 부착으로 인한 피부의 민감도 저하가 발생하지 않는 고성능

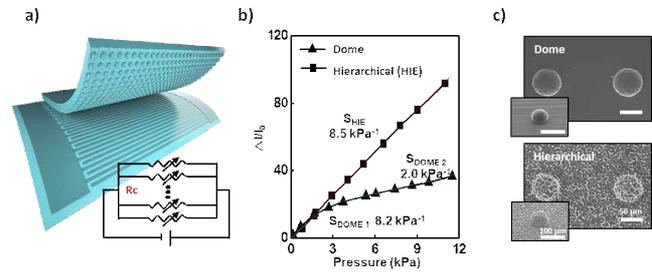


Figure 1. Linearly and highly pressure-sensitive electronic skin based on hierarchical microstructure. a) Device structure b) Pressure sensitivity of the device c) FE-SEM images of dome and hierarchical microstructures. Reproduced with permission from ref [1]. Copyright 2016 Wiley.

유연 압력 센서를 개발하였다 [15].

2.2. 유연 변형 센서

유연 변형 센서는 주로 탄소나노튜브, 그래핀, 금속 나노입자 및 와이어 등의 전도체를 고분자 탄성체에 혼합하거나 표면에 코팅한 후, 인장 시 전도체간의 거리 및 접촉 상태의 변화에 따른 저항 변화를 측정하는 방식과 신축 전극 사이에 고분자 탄성체를 위치시켜 정전 용량의 값을 측정하는 방식으로 제조되어왔다. Lee 연구팀은 주름진 PDMS 표면의 젖음성에 따라 은나노와이어의 코팅 거동의 차이를 이용하여, 민감도가 5배 이상 차이 나는 신축 전극부와 변형 센서부를 한 번에 제조하는 기술을 개발하였으며 [3], 이를 통해 변형 정도에 따라 전기적 신호뿐만 아니라 발열 정도가 변하는 관절계 물리 치료용 신축 변형 센서를 선보였다(Fig. 2).

Cho 연구팀은 은나노와이어로 이루어진 지그재그 메시 구조의 신축전극 사이에 탄성체를 위치시켜, 인장 시 발생하는 두께 변화에 따른 정전 용량의 변화를 통해 변형 정도를 측정할 수 있는 정전 용량식 유연 변형 센서를 개발하였다 [16]. Choi 연구팀은 유연기관 위에 금속 박막을 증착하여 굴곡 시 발생하는 금속 박막의 미세 균열(nanocrack) 발생에 따른 저항변화를 관찰하여 0~2 %의 미세한 굽힘 변형에서 매우 높은 민감도(≥2,000)를 갖는 유연 변형 센서를 개발하였다 [17].

2.3. 유연 온도 센서

유연 온도 센서는 대개 온도에 따라 저항이 바뀌는 금속, 반도체, 탄소 물질 등을 고분자 복합체 형태로 혼합하거나 표면에 코팅하여 제조된다. 대부분의 금속 물질의 경우 온도 상승에 따른 전자 산란(electron scattering)이 증가하여 저항이 증가하는 positive temperature coefficient(PCT) 특성을 보이고, 반도체 물질의 경우 온도 증가에 따른 전하 이동(charge hopping transport)에

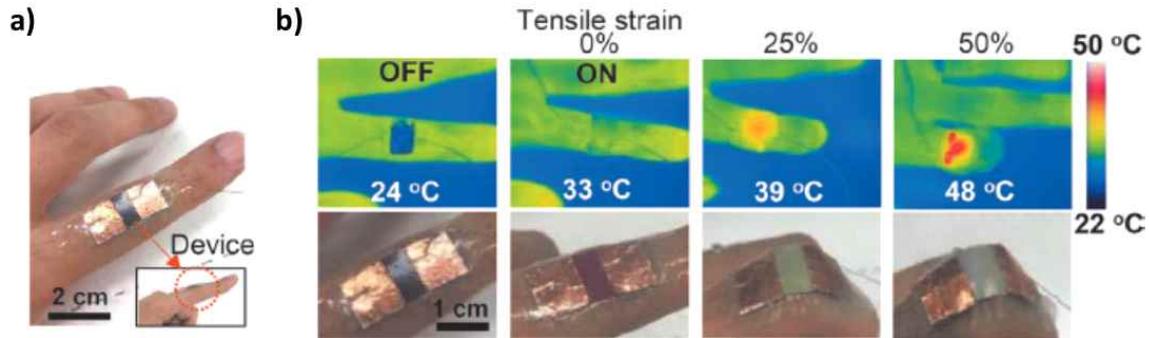


Figure 2. User-interactive thermotherapeutic electronic skin based on stretchable strain sensor. a) Photograph of the real device attached on the index finger, b) Heat and color changes of the stretchable device observed with IR and optical cameras. Reproduced with permission from ref [3]. Copyright 2019 Wiley.

관여하는 유효 활성화에너지의 감소로 인해 저항이 감소하는 negative temperature coefficient(NCT) 특성을 보인다 [18, 19]. 탄소 물질 중 graphite나 MWCNT는 PCT 경향을 보이며, 반도체 특성을 보이는 semi-conductive SWNT와 환원 정도가 조절된 rGO의 경우 NCT 경향을 보인다 [20].

Liao 연구팀은 polyimide(PI) 기판 위에 잉크젯을 이용한 NiO 잉크 코팅을 통해, 높은 temperature coefficient of resistance (TCR)과 낮은 이력 현상을 보일 뿐만 아니라, 반복적인 굽힘에도 안정적으로 작동하는 고민감 NTC 유연 온도 센서를 개발하였다 [21]. Ko 연구팀은 NiO 잉크를 유연기판 위에 코팅하고 레이저를 조사하여 부분적으로 환원 및 소결하여 최고 온도민감도(TCR -9.2%/°C)를 확보하였으며 이를 피부에 부착하여 들숨과 날숨의 온도 차이를 모니터링 함으로써 착용자의 호흡 특성을 분석하였다 [22]. Oh 연구팀은 높은 열팽창 계수($3.2 \times 10^{-4} \text{ K}^{-1}$)를 갖는 PDMS 위에 유기 리간드-은 나노 결정을 코팅함으로써 온도 증가 시 결정간 거리 증가에 의한 저항 증가를 유도하여 PTC 유연 온도 센서를 개발하였다 [4].

2.4. 유연 화학 센서

유연 화학 센서는 인체의 바이오마커(biomarker)를 빠르게 감지함으로써, 분자 수준에서 비침습적 개인 건강 모니터링을 위한 보다 간단한 방식을 제공하는 것을 목적으로 한다. 지난 몇 년 동안 타액, 호흡, 혈액, 땀 등과 같은 여러 체액이 바이오마커로 사용되었다 [23].

Haick 연구팀은 호흡에서 발생하는 volatile organic compound(VOC)의 유형과 농도에 따라 높은 선택성과 민감도를 보이며 실시간 데이터 수집이 가능한 나노입자 기반의 유연 화학 센서를 개발하였다[24]. 이는 금 나노입자를 둘러싸고 있는 thiol 리간드의 종류에 따라

ppb 수준의 다양한 호흡 VOC를 선택적으로 측정할 수 있어, 난소암 진단을 위한 호흡 VOC를 검출할 수 있었다. 하지만 습도나 주변 공기의 간섭으로 인해 정확성의 문제가 있어 실제 웨어러블 플랫폼 기반의 비침습적 측정에는 적합하지 않다.

땀 기반 센서는 온-디맨드(On-Demand) 및 지속적 모니터링 기능을 편리하게 사용할 수 있기 때문에 다른 바이오마커들에 비해 다양한 이점을 가지고 있다. 또한 땀에는 생리적 상태와 밀접한 관련이 있는 풍부한 생화학 지표가 포함되어 있다. 땀 채취를 통한 건강 모니터링 방식은 상대적으로 채취가 쉽고 정확하며 민감하여 여러 질병의 조기 진단할 수 있기 때문에 현재 많은 연구가 진행되고 있으며, 최근에는 효과적인 땀 샘플링 솔루션 및 유연 기판에서의 고민감 감지 시스템 개발에 초점을 맞추고 있다 [25]. 웨어러블 땀 센서 제작을 위한 다양한 아키텍처 중에서 미세 유체 기반 시스템은 땀 샘플링 및 충전 시간이 더 짧기 때문에 가장 유망한 전략 중 하나이다.

Rogers 연구팀은 피부 표면에 부착되어 땀의 포집, 저장할 수 있고 땀 내 glucose 및 lactate 등 중요 성분의 농도를 감지할 수 있는 신축성 미세 유체 시스템을 개발하였다 [26]. 그러나 이러한 웨어러블 땀 센서는 충분한 양의 땀 추출을 위해 고강도 운동이 필요하여 노약자나 만성질환 보유자에게 적용이 어렵다는 단점을 가지고 있다. 이는 땀 배출 약물이 결합된 이온 삼투(iontophoresis) 인터페이스를 통해 이 문제를 극복한 연구도 보고되었다 [27].

그 동안 웨어러블 땀 센서에서 많은 발전이 있었지만 현장 모니터링을 통해 작은 분자 또는 이온만 추출 및 측정되었으며 땀에서 단백질, DNA, RNA 등과 같은 더 큰 생체 분자의 배출 및 감지는 어려운 한계가 있다.

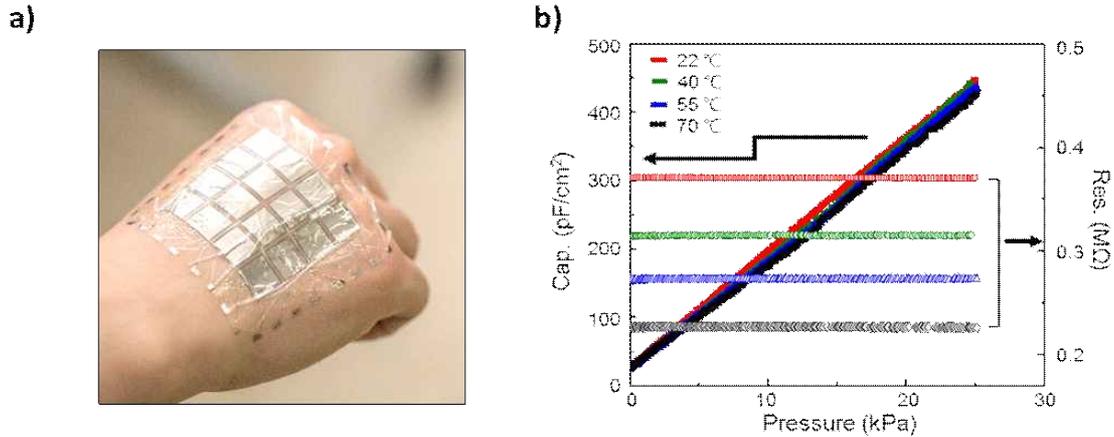


Figure 3. Pressure/temperature sensing bimodal electronic skin with high stimulus discriminability. a) Photograph of the device array on the backhand, b) Simultaneous sensing performance of the electronic skin under mixed stimulation. Reproduced with permission from ref [9]. Copyright 2018 Wiley.

3. 피부 모사형 다기능 유연 센서

최근에는 두 가지 이상의 자극을 동시에 감지할 수 있는 피부 모사형 다기능(multimodal) 유연 센서가 보고되고 있다. 기존의 이중 센서 [28]의 고밀도 집적화 기술은 공간적 분해능 측면에서 한계점을 가지기 때문에, 여러 자극을 동시에 감지할 수 있는 다기능 단일 센서에 대한 연구가 활발히 진행되어 왔다.

다기능 센서는 각 자극에 대한 높은 민감도, 선형성, 내구성 등 기본적인 센서 요구사항 외에 자극 구별 능력 즉, 타 자극에 대한 낮은 민감도 및 자극 간 전기신호 분리 기술이 추가적으로 필요하다. 본 장에서는 자극 구별 능력 측면에서 기존의 피부 모사형 다기능 유연 센서 연구들을 살펴보고자 한다.

Bao 연구팀은 누름, 인장 혹은 굽힘 등 기계적 자극을 가할 시 저항과 정전용량이 변하는 다기능 유연 센서를 개발하였다 [29]. SWNT로 이루어진 신축 전극을 통해 인장 시 저항 증가가 발생하고, 상하 전극 사이에 위치한 다공성 PDMS와 공기층(air gap)의 존재로 인해 압력(누름)이 가해질 경우 정전용량이 증가하는 원리이다. 이 유연 센서는 저항 변화 유무로 여러 기계적 자극 중 압력과 그 외 자극(인장, 굽힘)을 구분할 수 있지만, 인장과 굽힘 시에는 저항과 정전용량 모두 증가하기 때문에 각 자극을 완벽히 구분하기 어렵다. 또한 인장과 누름 혹은 굽힘이 함께 가해질 경우에는 각각의 세기를 정확히 측정할 수 없다는 한계점을 가지고 있다. Kim 연구팀은 PDMS, Ecoflex 와 CNT microyarn으로 이루어진 간단한 소자 구조를 가짐에도 불구하고 압력(누름)과 접근(proximity), 온도, 습도뿐만 아니라 주위 화학적 분위기가까지 측정 가능한 유연 센서를 개발하였다 [30]. 다양한 자극을 감지할 수 있음에도 불

구하고 이 또한 압력, 접근, 습도, 화학적 분위기에 대한 전기적 신호가 모두 정전용량으로 출력되어 자극의 종류 구별이 어려우며, 특히 여러 자극이 동시에 가해질 경우 각 자극의 종류 및 세기를 측정하기 어렵다.

사실 인체 피부 또한 다소 불완전한 자극 구별 능력을 갖는다. 1846년 Weber는 손가락 위에 동일 질량의 차가운 동전과 뜨거운 동전을 올려 놓는 실험을 통해 인체 피부는 동일 질량의 물체임에도 불구하고 차가운 물체를 더 무겁게 느낀다는 연구 결과를 보고하였다 [11, 31].

유연 센서 분야의 지속적인 발전으로 인해, 최근에는 인체 피부가 가지는 불완전한 자극 구별 능력을 크게 개선한, 높은 수준의 자극 구별 능력을 갖는 다기능 유연 센서가 보고되었다.

Cho 연구팀은 압력에 따라 정전용량이 변화하고, 온도에 따라 저항이 변하는 유연 센서를 개발하였다 [9]. 압력 감지부 사이에 온도 감지부를 위치시킨 새로운 센서 구조와 재료 선정을 통해 높은 민감도, 선형성, 내구성 및 빠른 반응속도뿐만 아니라 타 자극에 의한 물리적 간섭을 최소화하였다. 또한 단일 측정 장비로 임피던스 측정 후, 이를 R-C 신호로 분리함으로써, 결과적으로 높은 수준의 자극 구별 능력을 가진 피부 부착형 유연 센서를 개발하였다(Fig. 3). Jeong 연구팀은 이온 전도체(PVDF-HFP/EMIM:TFSI)를 이용하여 온도와 변형(인장)을 감지하는 다기능 유연 센서를 보고하였다 [10]. 연구팀은 가해지는 교류 전압의 주파수 따라 이온의 이완 거동이 변하는 이온 전도체의 고유 특성을 활용한 연구로써, 이온 전도체의 등가회로 모델링과 주파수 영역별 특성 분석을 통해 낮은 주파수(200 Hz)에서 인장 정도에 따라 정전용량이 변하며 높은 주파수(5×10^5 Hz)에서는 온도에 따라 전하 이완 시간이 변하여 결과적으

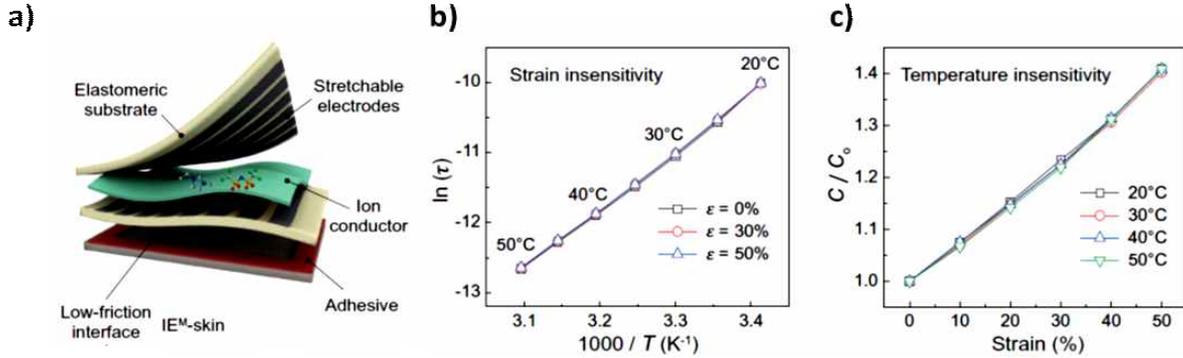


Figure 4. Skin-inspired multimodal electronic skin based on ion conductor. a) Structure of the device, b) Temperature sensing performance independent to strain c) Strain sensing performance independent to temperature. Reproduced with permission from ref [10]. Copyright 2020 AAAS.

로 다중 자극에 대해 독립적 신호를 출력하는 단일 소자를 개발하였다. 이를 통해 밀림, 꼬집기, 벌림 등의 여러 움직임에 대한 힘의 방향이나 변형 정도뿐만 아니라 힘을 가한 물체의 온도도 정확히 측정해냈다(Fig. 4).

4. 결론

본고에서는 압력, 변형, 온도 중 한 가지 자극만을 감지하는 피부 모사형 유연 센서와 두 가지 이상의 자극을 감지하는 다기능 유연 센서의 작동 메커니즘과 대표적인 연구들을 소개하였다. 특히, 다기능 유연 센서에 필수 요구사항인, 다양한 자극이 동시에 가해졌을 시 각 자극의 종류와 세기를 구분할 수 있는 자극 구별 능력 측면에서 기존 연구들을 면밀히 살펴보았다.

최근 10여 년 간의 전 세계적인 활발한 연구를 통해 유연 센서의 성능이 크게 향상되어, 이를 이용한 다양한 적용 가능 분야가 제시되어 왔다. 하지만, 전자 피부, 헬스모니터링 분야 등에 상용화를 통한 실제 적용을 위해서는 추가적인 개선이 필요할 것으로 사료된다.

전자 피부 분야는 인체 피부를 모사하여 보철 및 의수 착용자나 화상을 포함한 상해 및 질병으로 인해 피부의 감각 기능을 상실한 환자, 그리고 피부 노화로 인해 기능 저하를 겪는 노인을 대상으로 하는 적용 분야이다. 따라서, 실제 적용을 위해서는 다중 자극의 종류를 구분하고 그 세기를 정확히 감지해야 한다. 하지만 아직까지 3가지 이상의 자극에 대해 높은 자극 구별능력을 갖는 유연 센서는 보고되지 않은 실정이다. 물론 이중 센서의 집적화를 통해 구현된 연구 결과는 보고되었으나, 이는 앞서 언급한 바와 같이 공간적 분해능의 한계나 배선의 어려움 등의 단점이 있다. 따라서, 3가지 이상의 다중 자극을 동시에 구분 및 감지할 수 있는 유연 센서의 소재 및 센서 구조 개발은 전자 피부 분야의 적용을 앞당길 뿐만 아니라, 새로운 적용 분야를 제시

할 수 있을 것이다.

피부 모사형 유연 센서의 또 다른 적용 기대 분야인 피부 부착형 헬스케어 디바이스의 경우, 센서가 장시간 동안 인체 피부에 부착되어있어야 하기 때문에 유연/신축성과 같은 기계적 물성과 민감도, 선형성 등의 센서 성능뿐만 아니라 생체 적합성 또한 고려되어야 한다. 하지만 현재까지 보고된 대부분의 고성능 유연 센서의 경우 유연/신축성 고분자 필름 기판에 제작되어 왔다. 이는 피부의 호흡 및 땀 배출을 저해하고 이로 인한 간지러움, 발진 및 염증을 유발할 위험성이 있다 [32]. 최근 소수의 연구에서 고분자 나노웹(nanoweb)을 기판으로 사용하여 센서에 통기성을 부여함으로써, 우수한 생체적합성을 보인 바 있다 [33]. 하지만 대부분 전기방사 기술을 통해 제조되어 대면적 생산이 어렵고 높은 제조 단가를 요구한다. 향후 새로운 코팅 및 제조 공정의 개발을 통해 높은 생산성과 공정용이성을 갖는 통기성 유연 센서의 제조 기술의 개발 또한 필요할 것으로 사료된다.

감사의 글

본 연구는 한국연구재단의 기초연구사업(과제번호: NRF-2019R1F1A1062864)와 한국생산기술연구원 기관주요사업 중 전주기적 자원순환 대응 친환경 생산시스템 기술개발(1/6) (과제번호: KITECH-EO200022)의 지원을 받아 수행되었으며, 이에 감사드립니다.

References

1. G. Y. Bae, S. W. Pak, D. Kim, G. Lee, D. H. Kim, Y. Chung, K. Cho, *Adv. Mater.*, **28**, 5300 (2016).
2. S. Lee, J. Kim, I. Yun, G. Y. Bae, D. Kim, S. Park, I.-M. Yi, W. Moon, Y. Chung, K. Cho, *Nat. Commun.*, **10**, 2468 (2019).

3. G. Lee, G. Y. Bae, J. H. Son, S. Lee, S. W. Kim, D. Kim, S. G. Lee, K. Cho, *Adv. Sci.*, **7**, 2001184 (2020).
4. J. Bang, W. S. Lee, B. Park, H. Joh, H. K. Woo, S. Jeon, J. Ahn, C. Jeong, T.-i. Kim, S. J. Oh, *Adv. Funct. Mater.*, **29**, 1903047 (2019).
5. H. Guo, C. Lan, Z. Zhou, P. Sun, D. Wei, C. Li, *Nanoscale*, **9**, 6246 (2017).
6. A. J. Bandodkar, P. Gutruf, J. Choi, K. Lee, Y. Sekine, J. T. Reeder, W. J. Jeang, A. J. Aranyosi, S. P. Lee, J. B. Model, R. Ghaffari, C.-J. Su, J. P. Leshock, T. Ray, A. Verrillo, K. Thomas, V. Krishnamurthi, S. Han, J. Kim, S. Krishnan, T. Hang, J. A. Rogers, *Sci. Adv.*, **5**, eaav3294 (2019).
7. H. Araki, J. Kim, S. Zhang, A. Banks, K. E. Crawford, X. Sheng, P. Gutruf, Y. Shi, R. M. Pielak, J. A. Rogers, *Adv. Funct. Mater.*, **27**, 1604465 (2017).
8. J. C. Yang, J. Mun, S. Y. Kwon, S. Park, Z. Bao, S. Park, *Adv. Mater.*, **31**, 1904765 (2019).
9. G. Y. Bae, J. T. Han, G. Lee, S. Lee, S. W. Kim, S. Park, J. Kwon, S. Jung, K. Cho, *Adv. Mater.*, **30**, 1803388 (2018).
10. I. You, D. G. Mackanic, N. Matsuhisa, J. Kang, J. Kwon, L. Beker, J. Mun, W. Suh, T. Y. Kim, J. B. H. Tok, Z. Bao, U. Jeong, *Science*, **370**, 961 (2020).
11. J. C. Stevens, J. E. Hooper, *Percept. Psychophys.*, **32**, 282 (1982).
12. J. Park, M. Kim, Y. Lee, H. S. Lee, H. Ko, *Sci. Adv.*, **1**, e1500661 (2015).
13. J. Park, J. Kim, J. Hong, H. Lee, Y. Lee, S. Cho, S.-W. Kim, J. J. Kim, S. Y. Kim, H. Ko, *NPG Asia Mater.*, **10**, 163 (2018).
14. J.-O. Kim, S. Y. Kwon, Y. Kim, H. B. Choi, J. C. Yang, J. Oh, H. S. Lee, J. Y. Sim, S. Ryu, S. Park, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, **11**, 1503 (2019).
15. S. Lee, S. Franklin, F. A. Hassani, T. Yokota, M. O. G. Nayeem, Y. Wang, R. Leib, G. Cheng, D. W. Franklin, T. Someya, *Science*, **370**, 966 (2020).
16. G. Lee, S. G. Lee, Y. Chung, G. Y. Bae, S. Lee, S. Ryu, K. Cho, *Adv. Electron. Mater.*, **2**, 1600158 (2016).
17. D. Kang, P. V. Pikhitsa, Y. W. Choi, C. Lee, S. S. Shin, L. Piao, B. Park, K.-Y. Suh, T.-i. Kim, M. Choi, *Nature*, **516**, 222 (2014).
18. A. Feteira, *J. Am. Ceram. Soc.*, **92**, 967 (2009).
19. H. Joh, S.-W. Lee, M. Seong, W. S. Lee, S. J. Oh, *Small*, **13**, 1700247 (2017).
20. C. Yan, J. Wang, P. S. Lee, *ACS Nano*, **9**, (2015).
21. C.-C. Huang, Z.-K. Kao, Y.-C. Liao, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, **5**, 12954 (2013).
22. J. Shin, B. Jeong, J. Kim, V. B. Nam, Y. Yoon, J. Jung, S. Hong, H. Lee, H. Eom, J. Yeo, J. Choi, D. Lee, S. H. Ko, *Adv. Mater.*, **32**, 1905527 (2020).
23. Y. Yang, W. Gao, *Chem. Soc. Rev.*, **48**, (2019).
24. N. Kahn, O. Lavie, M. Paz, Y. Segev, H. Haick, *Nano Lett.*, **15**, 7023 (2015).
25. A. J. Bandodkar, I. Jeerapan, J. Wang, *ACS Sens.*, **1**, 464 (2016).
26. A. Koh, D. Kang, Y. Xue, S. Lee, R. M. Pielak, J. Kim, T. Hwang, S. Min, A. Banks, P. Bastien, M. C. Manco, L. Wang, K. R. Ammann, K.-I. Jang, P. Won, S. Han, R. Ghaffari, U. Paik, M. J. Slepian, G. Balooch, Y. Huang, J. A. Rogers, *Sci. Transl. Med.*, **8**, 336ra165 (2016).
27. M. Bariya, H. Y. Y. Nyein, A. Javey, *Nat. Electron.*, **1**, 160 (2018).
28. J. Kim, M. Lee, H. J. Shim, R. Ghaffari, H. R. Cho, D. Son, Y. H. Jung, M. Soh, C. Choi, S. Jung, K. Chu, D. Jeon, S.-T. Lee, J. H. Kim, S. H. Choi, T. Hyeon, D.-H. Kim, *Nat. Commun.*, **5**, 5747 (2014).
29. S. Park, H. Kim, M. Vosgueritchian, S. Cheon, H. Kim, J. H. Koo, T. R. Kim, S. Lee, G. Schwartz, H. Chang, Z. Bao, *Adv. Mater.*, **26**, 7324 (2014).
30. S. Y. Kim, S. Park, H. W. Park, D. H. Park, Y. Jeong, D. H. Kim, *Adv. Mater.*, **27**, 4178 (2015).
31. J. C. Stevens, B. G. Green, *Sens. Processes*, **2**, 206 (1978).
32. A. Miyamoto, S. Lee, N. F. Cooray, S. Lee, M. Mori, N. Matsuhisa, H. Jin, L. Yoda, T. Yokota, A. Itoh, M. Sekino, H. Kawasaki, T. Ebihara, M. Amagai, T. Someya, *Nat. Nanotechnol.*, **12**, 907 (2017).
33. Z. Li, M. Zhu, J. Shen, Q. Qiu, J. Yu, B. Ding, *Adv. Funct. Mater.*, **30**, (2020).