

전자피부(E-Skin) 촉각 센서 연구 동향



고상민
동일고무벨트 연구소
선행연구팀



김상균
동일고무벨트 연구소
연구소장



박다솜
동일고무벨트 연구소
선행연구팀

1. 서론

인간 피부는 매우 감각적이어서 우리 몸에서 가장 큰 감각 기관이며, 주변 환경과 상호 작용하는데 사용되는 물리적 장벽이며 다양한 모양과 질감, 온도 변화, 그리고 접촉 압력을 감지할 수 있다. 이러한 감각 능력을 달성하기 위해 피부에는 여러 가지 유형의 고도로 특화된 감각 수용기가 있으며, 이러한 수용기에서 받아들여진 감각 신호는 전기 신호로 변환되어 중추 신경계로 전송되고 처리된다.¹ 전자피부(Electronic-Skin, E-Skin)는 인간 피부의 역할을 대신할 수 있는 인공피부를 나타내며, 이를 실현하기 위해서는 인간 피부가 가지는 기계적인 소재 특성 외에 외부 자극을 일정한 전기 신호로 변환할 수 있는 전기적인 특성이 병행되어야 한다. 인간 피부와 유사한 감각 능력을 모방하는 기술은 웨어러블 전자기기, 인공지능 로봇, 의료 진단 등 다양한 분야에 필수적인 기술이며, 이를 통해 웨어러블 전자기기와 로봇 등이 인간과 자유롭게 상호작용하며 역할을 수행할 수 있을 것이다.

전자피부 분야의 연구는 1985년에 제너럴 일렉트릭에서 로봇 팔에 전자피부를 적용한 것을 시작으로 연구가 활발하게 이루어지기 시작했다. 제너럴 일렉트릭에서 보고한 전자피부는 해상도가 약 5cm로 배치된 적외선 센

서를 유연한 시트에 장착하여 로봇 팔용 전자피부를 처음 제작하였다. 로봇 팔에 전자피부를 적용함으로써 프로그래밍된 대로만 움직이는 것이 아니라 장애물을 피해서 움직임이 가능함을 보고하였다. 1990년대에 들어서 유연한 전자 소재를 활용하여 대면적이고 저비용의 센서 시트가 연구되기 시작했다.² 미국의 캘리포니아 대학에서 실리콘 웨이퍼를 에칭하여 제작한 실리콘 마이크로 전자기계 (MEMs) 센서를 유연한 폴리이미드 시트에 아일랜드 구조로 제작하여 유연한 전자피부를 보고하였다.³ 이 센서는 근본적으로 전자피부의 감지 센서가 단단하고 유연하지 않기 때문에 적용에 한계가 분명했다. 이후로 전자피부의 기계적 굴절에 대한 신뢰성을 높이는 연구가 많이 진행되었으며, 2000년대 들어 더 쉽게 마이크로 프로세서와 통합될 수 있는 다양한 유형의 전자피부 센서가 연구되기 시작하였다.²

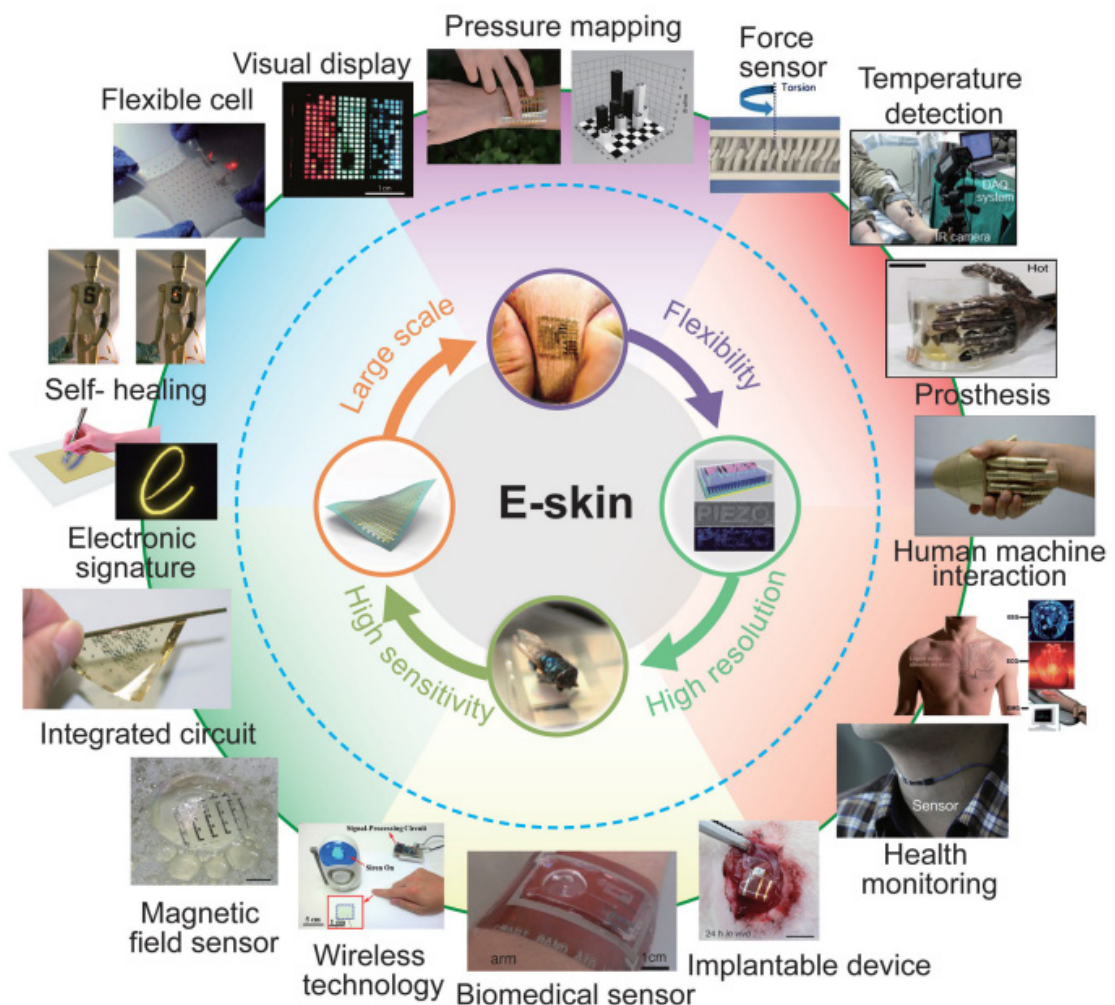


그림 1. 전자피부용 소재의 특성 및 응용⁴

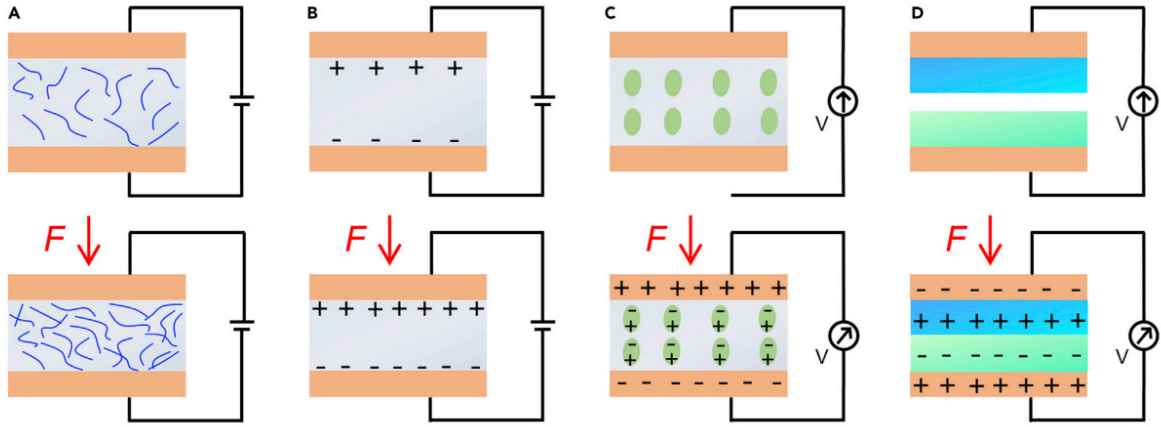


그림2. 대표적인 전자피부 센서 작동 메커니즘 a)압저항, b)정전용량, c)압전, d)마찰전기.⁵

압력, 온도, 습도 등을 감지하는 방법들에 대해 다양한 메커니즘을 활용하여 연구 진행되고 있으며, 압저항, 압전, 정전용량, 그리고 마찰전기 메커니즘을 활용한 연구가 가장 대표적으로 활발하게 진행되고 있다. 그외, 광학⁶, 자기장⁷, 반도체⁸ 특성을 활용한 전자피부 연구도 최근 다양하게 보고되고 있다. 본 고에서는 대표적인 촉각 전자피부 센서 메커니즘 4가지에 대한 원리와 연구 동향에 대해서 정리하였다.

2. 전자피부 촉각 센서 메커니즘 및 연구 동향

2.1 압저항(Piezoresistive) 메커니즘 전자피부

압저항 메커니즘 전자피부 센서는 간단한 구조와 센서로부터 신호 처리가 비교적 단순하기 때문에 광범위하게 연구가 이루어지고 있다. 반면 압저항 전자피부 센서는 뚜렷한 히스테리시스 효과로 인한 내구성의 문제와 외부 전원 공급이 필요하다는 단점을 가지고 있어 이를 해결하려는 연구들이 많이 이루어지고 있다.

압저항 메커니즘의 전자피부 센서는 센서의 기계적 변형에 따른 센서의 전기 저항 변화를 감지하는 원리이며, 압저항 효과는 다음 식으로 설명될 수 있다.

$$\frac{\Delta R}{R} = (1 + 2\sigma + \pi E)\chi$$

여기서 R은 전기 저항을 나타내며, ΔR 은 가해진 변형으로 인한 저항 변화를 나타낸다. σ 는 물질의 poisson's ratio를 나타내며, π 는 압저항 계수이다. 그리고 E

는 yung's modulus이고, χ 는 종방향의 변형량이다. 위 식은 주로 단일 소재 저항체의 저항 변화를 설명하는데 사용될 수 있지만, 압저항 메커니즘의 전자피부용 센서는 주로 유연한 폴리머 소재에 전기 전도도가 높은 기능성 복합 소재인 경우가 많기 때문에 위 식 이외에 다른 부분도 고려해야 한다. 예를 들어 반복되는 외부의 힘에 의해 두가지의 전도성 물질 간의 접촉저항 변화, 유연한 구조물의 변형에 따른 전도 경로의 변화는 저항 변화에 영향을 줄 수 있기 때문에 고려해야 할 부분이다.

표 1과 그림3에 최근 보고된 압저항 메커니즘 전자피부 센서 연구의 전자피부 성능을 비교한 표와 전자피부 촉각 센서의 구조 및 제조 공정 모식도를 나타내었다. Zang⁹ 등은 환원된 그래핀 옥사이드를 초음파 처리와 동결 건조 공정을 통하여 foam 구조의 압저항 메커니즘 전자피부 센서를 보고하였다. 이 센서는 22.8 kPa⁻¹에 달하는 매우 우수한 민감도를 가지는 반면에 전자피부의 압력 감지 범위가 0~10 Pa로 낮은 범위에서만 작동 가능한 단점을 가지고 있다. Zhao¹⁰ 등은 MWCNT와 실리콘 고무 그리고 LDW(laser direct writing) 공정으로 LRG(laser reduced graphene) 전극을 제조하여 압저항 메커니즘의 전자피부 센서를 보고하였다. 이 연구의 센서는 유연하고 사람의 미묘한 동작 (숨, 목소리, 손가락 움직임, 맥박)등을 감지하기에 충분한 민감도를 가지고 있어 웨어러블 의료 진단 분야에 적용이 가능할 것이라 판단하였다. Wang¹¹ 등은 기판, 전극, 전도성 소재까지 3D 프린트를 활용하여 제작한 전자피부 센서를 보고하였다. 전극은 TPU와 은(Ag) 복합소재를 사용하고, 전도성 소재로는 TPU와 카본블랙을 활용하여 제작되었으며 나선형으로 교차되어 있는 두 전극 층 위에 전도성 소재를 격자 구조로 3D 프린트하여 제조하였다. 이 센서는 5.54 kPa⁻¹의 우수한 민감도와 0 ~ 800 kPa의 넓은 압력 감지 범위를 가지는 센서로 활용 가능성이 높은 센서이며, 3D 프린

표 1. 압저항 메커니즘 전자피부 센서 연구 결과 비교

Material	Structure	Sensitivity	Sensing range	Cycling numbers	Ref.
rGO*	Foam	22.8 kPa-1	0 ~ 10 Pa	5000	9
MWCNTs/LIG**	Double layer	2.41 kPa-1	1.2 ~ 400 pa	2000	10
Carbon black	3D structure	5.54 kPa-1	0 ~ 800 kPa	10000	11

* rGO : Reduced graphene oxide

** LIG : Laser reduced graphene

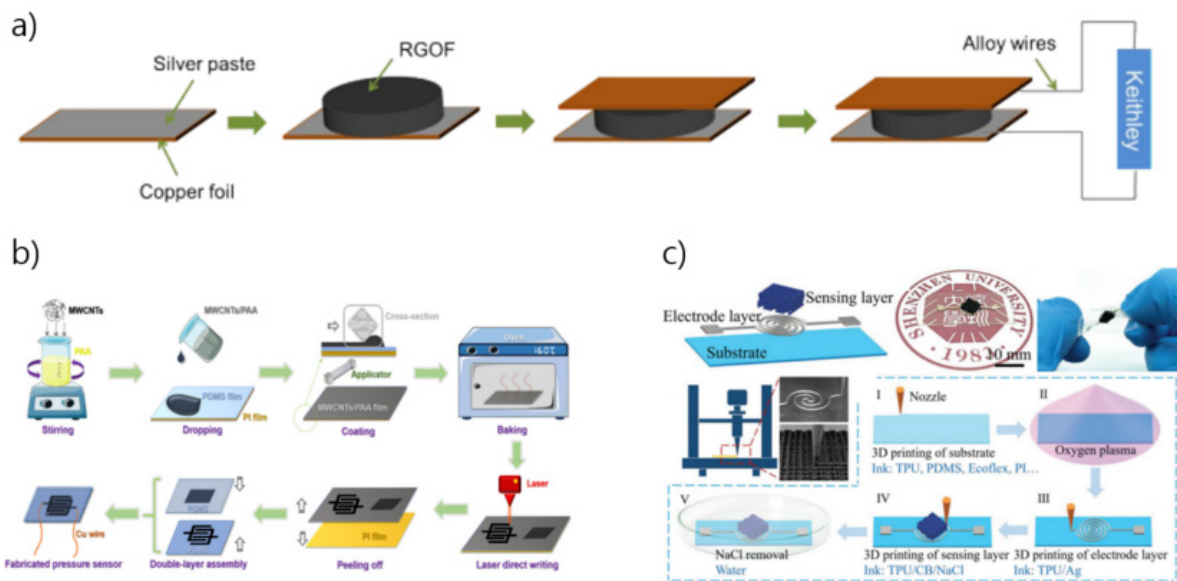


그림 3. 최근 보고된 압저항 전자피부 촉각 센서의 구조 및 제조 공정 모식도 ; a) Zang et al.(Nanoscale)⁹, b) Zhao et al.(Sensors and Actuators A:physical)¹⁰, c) Wang et al.(Adv. Funct. Mater.)¹¹.

트라는 비교적 제작의 신뢰성을 가지는 방식이지만, 센서의 구조상 대면적의 센싱 array를 제작하기 어려운 구조라는 한계점이 있다.

2.2 정전용량(Capacitive) 메커니즘 전자피부

정전용량 메커니즘의 전자피부 센서는 압저항 센서와 유사한 특성으로 많은 연구가 진행되고 있는 전자피부 센서 메커니즘이다. 다른 메커니즘의 센서와 비교하여 빠른 응답시간의 장점이 있으며, 압저항 메커니즘의 전자피부 센서보다 전력 소비가 낮다는 장점이 있다.

정전용량 센서의 메커니즘은 다음의 식에 의하여 설명될 수 있다.

$$C = \frac{\epsilon A}{d}$$

여기서 C는 커패시턴스 값을 나타내며, ϵ 는 유전체의 유전 상수이다. A는 상부 전극과 하부 전극이 마주하며, 유전체가 위치하는 면적을 나타낸다. 그리고 d는 상부전극과 하부전극사이의 거리를 나타낸다. 위 식에서도 알 수 있듯이 정전용량 메커니즘의 전자피부 센서에서 고려되어야 할 부분은 전극의 면적, 전극 사이의 거리, 유전체의 유전율, 유전체의 압축 모듈러스가 있다.

표 2에 최근에 보고된 정전용량 메커니즘의 연구 결과를 정리하였으며, 정전용

표 2. 정전용량 메커니즘 전자피부 센서 연구 결과 비교

Material	Structure	Sensitivity	Sensing range	Cycling numbers	Ref.
PVDF/IL*	Filled ionic liquid at porous PVDF	1.194 kPa ⁻¹	0- 500 pa	5000	12
PVA/ H ₃ PO ₄	Graded intrafillable architecture	220 kPa ⁻¹	0~360 kPa	5000	13
PDMS/Ag/PI	Lotus pattern	1.2 kPa ⁻¹	0 ~ 10 kPa	100000	14

* IL : Ionic liquid

량 메커니즘 전자피부 촉각 센서의 구조 및 제조 공정에 대한 모식도를 그림 4에 나타내었다. Liu¹² 등은 기공이 많은 PVDF(Polyvinylidene fluoride)와 IL(ionic liquid, 1-butyl-3-methylimidazolium hexafluorophosphate) composite을 제작하여 유전체로 활용하여 제작한 전자피부 센서를 보고하였다. 이 센서는 유전체가 투명하다는 특징을 가지고 있어 투명전극을 활용할 경우 전자피부 센서가 투명성을 가진다는 장점이 있다. 이는 스마트 창문 등에 활용될 수 있다고 보고하였다. Bai¹³ 등은 PVA와 인산(H₃PO₄)을 사용하여 사용되는 유전체의 구조를 독특한 graded intrafillable architecture로 제작함으로써 압력 감지 범위가 0~360 kPa로 넓은 범위의 압력을 감지할 수 있음을 보고했다. 하지만 이러한 독특한 구조는 반복적으로 동일하게 재현하기 어려운 단점이 있다. Wan¹⁴ 등이 보고한 정전용량 메커니즘 전자피부 센서는 연꽃 잎과 유사한 미세구조 패턴을 갖는 PDMS 유전체를 이용한 것으로, 1.2 kPa⁻¹의 민감도를 가지며 센싱 범위가 10 kPa로 낮은 편

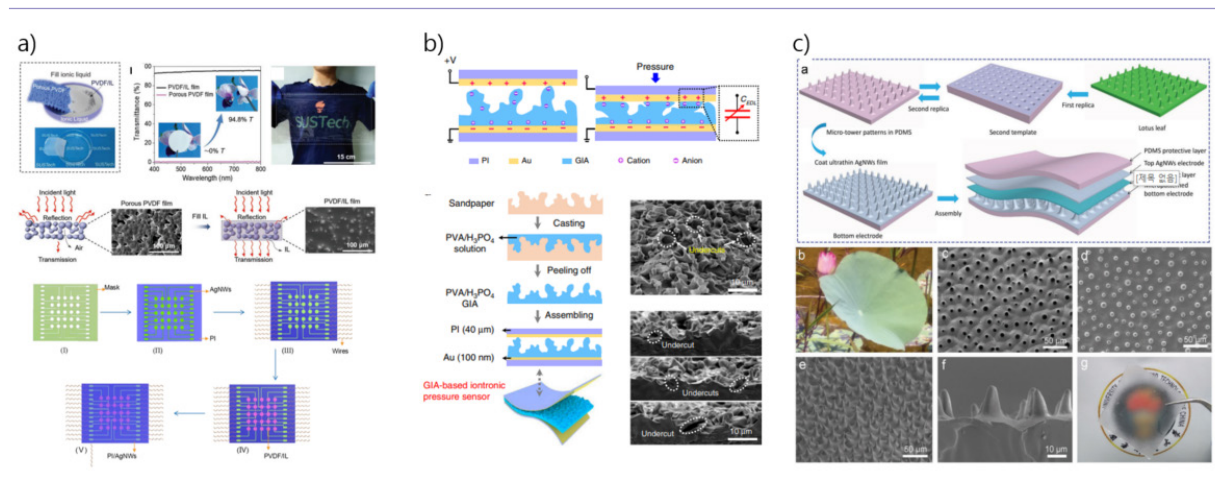


그림 4. 최근 보고된 정전용량 전자피부 촉각 센서의 구조 및 제조 공정 모식도 ; a) Liu et al.(Adv. Sci.)¹², b) Bai et al.(Nature communications)¹³, c) Wan et al.(Adv. Electron. Mater.)¹⁴.

표 3. 압전 메커니즘 전자피부 센서 연구 결과 비교

Material	Structure	Sensitivity	Sensing range	Cycling numbers	Ref.
PVDF/ZnO	Nanofiber	0.33 V/kPa	9 N	5000	15
PZT*	Thin film	0.018 V/kPa	1 ~ 30 kPa	5000	16
PVDF/ SnO ₂	Composite sheet	0.99 V/kPa	10 ~ 30 kPa	-	17

* PZT : Pb(Zr_xTi_{1-x})O₃

이지만 10만회까지 반복 측정이 가능하여 내구성이 우수하였다.

2.3 압전(Piezoelectric) 메커니즘 전자피부

압전 메커니즘의 전자피부는 그림 2 c)에 표현된 것처럼 유전체 재료에서 외부 힘에 의해 특정 방향으로 변형될 때 내부 전하의 비대칭이 발생되어 한쪽 표면에 전자가 발생하는 메커니즘으로 작동한다. 압전 메커니즘의 전자피부 센서는 다른 메커니즘의 전자피부에 비하여 비교적 민감도가 높고 응답속도가 빠르다는 장점이 있다. 하지만 정적인 감지에는 불안정 하다는 단점이 있다.

최근에 보고된 압전 메커니즘 전자피부 촉각 센서 연구 결과와 센서 구조 및 제조공정 모식도를 표 3과 그림5에 나타내었다. Deng¹⁵ 등은 대표적인 압전 폴리머인 PVDF와 압전 세라믹인 ZnO를 전기방사 공정을 통하여 나노 섬유 composite 형태로 제작한 전자피부 센서를 보고하였다. 이 센서는 전자피부의 골격 각도에 따른 감지와 압축 감지가 모두 가능하여 사람과 기계간의 상호 작용에 충분히 활용될 수 있다고 설명하였다. Park¹⁶ 등은 초박막의 PET 필름에 박막의 압전 세라믹(PZT)를 전사하여 제작한 전자피부 센서를 보고하였다. 이 센서는 사람의 동맥에서의 맥박 감지가 가능하고 실시간으로 스마트폰으로 확인 가능한 실시간 맥박 모니터링 시스템이 가능하여 신체모니터링 시스템에 활용할 수 있다고 설명하였다. Kar¹⁷ 등은 실리카에 담지된 SnO₂와 PVDF composite을 활용한 전자피부 센서를 보고하였다. 이 전자피부 센서는 압전 메커니즘의 특성인 센서의 변형에 따라 전압이 발생해 발전이 가능하다는 장점을 이용하여 85개의 LED가 패널을 구동 가능함과 동시에 외부 압력 센싱도 가능한 전자피부를 보고하였다.

2.4 마찰전기(Triboelectric) 메커니즘 전자피부

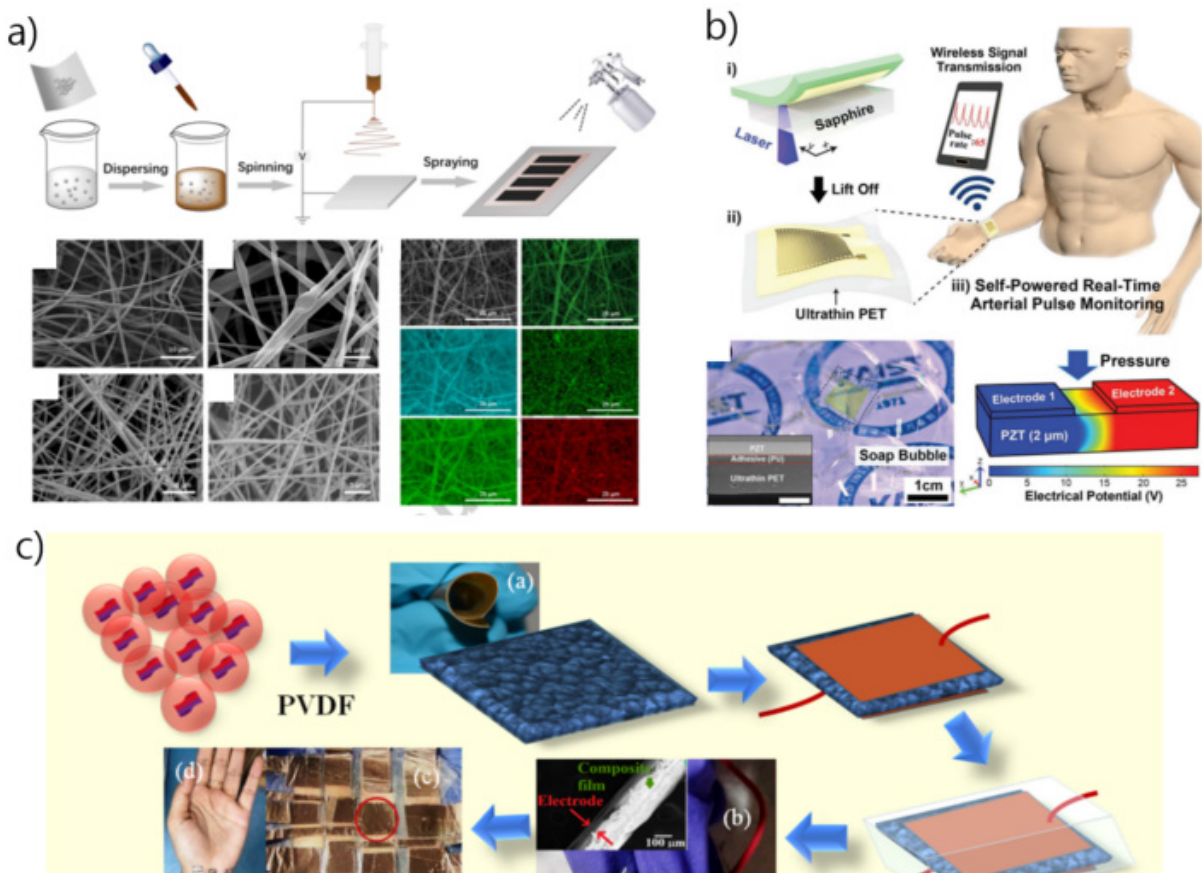


그림 5. 최근 보고된 압전 전자피부 촉각 센서의 구조 및 제조 공정 모식도 ; a) Deng et al.(Nano energy)¹⁵, b) Park et al.(Adv. Mater.)¹⁶, c) Kar et al.(Appl. Mater.)¹⁷.

마찰전기 메커니즘은 초기에는 전원 공급용 장치로 많이 연구되었지만, 고효율, 가벼움, 환경 친화성, self powered의 장점으로 전자피부 센서에도 많은 연구가 이루어지고 있다. 마찰전기 메커니즘은 흔히 정전기 현상으로 알려진 접촉 대전 효과로 서로 다른 물질이 접촉할 때 표면에서 일시적으로 한쪽 물질에서는 전하가 떨어지고, 다른 물질에서는 전하를 얻게 되는 전하 분리가 발생한다. 분리된 전하는 전기 회로를 통해 이동하게 되고, 외부 회로를 통해 이동하게 되는 과정에서 전기적 신호를 발생시키는 원리이다. 그림 2. d)에 그림으로 표현하였다. 이러한 현상은 물질의 구성요소, 표면 특성 그리고 주변환경에 많은 영향을 받기 때문에 전자피부 센서를 연구할 때 고려되어야 할 부분이다.

표 4에 최근에 보고된 연구 결과를 비교하여 정리하였으며, 센서의 구조 및 제조 공정 모식도를 그림 6에 나타내었다. Sun¹⁸ 등은 PEDOT:PSS(poly(3,4-ethylenedioxythiophene): poly(styrene sulfonate)) 와 PAM(polyacrylamide)

표 4. 마찰전기 메커니즘 전자피부 센서 연구 결과 비교

Material	Structure	Sensitivity	Sensing range	Cycling numbers	Ref.
PAM* PEDOT:PSS**	Planar	1.58 % ⁻¹ (Strain)	2850 % (Strain)	1200	18
PEN*** Graphene	Biomimetic (Neural finger skin)	1.63 kPa ⁻¹	0.1 ~ 100 kPa	10000	19
PDMS PVA	Microfiber on PDMS	4.4 Pa	-	12000	20

* PAM : polyacrylamide

** PEDOT:PSS : poly(3,4-ethylene dioxythiophene): poly(styrene sulfonate)

*** PEN : polyethylene naphthalate

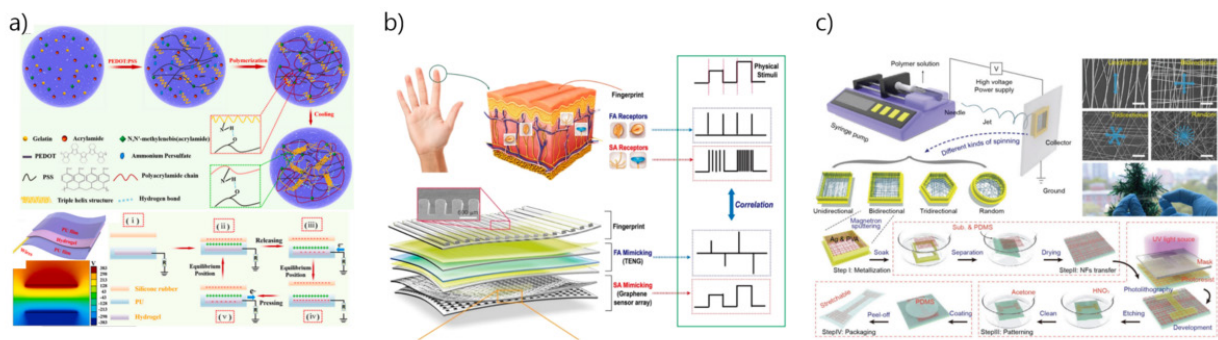


그림 6. 최근 보고된 마찰전기 전자피부 촉각 센서의 구조 및 제조 공정 모식도 ; a) Sun et al.(Nano energy)¹⁸, b) Chun et al.(Nano Lett.)¹⁹, c) Wang et al.(Adv. Mater.)²⁰.

를 활용하여 하이드로겔을 제조 하였으며, 하이드로겔은 PU tape으로 보호층을 형성하였 센서를 제조 하였다. 센서는 실리콘 고무와 접촉하면서 전기적 신호가 발생하는 구조이며, 스트레인 센서로 활용이 가능하고 최대 신장율이 2850%까지 가능하다고 보고하였다. 또한 이 전자피부 센서는 나노발전기로도 활용이 가능해서 LED 점등 및 휴대용 충전기로 활용 가능하다고 설명하였다. Chun¹⁹ 등은 사람의 손가락 신경 구조를 모방하여 저주파 영역에서의 감지 센서와 고주파 영역에서의 감지 센서를 복합하여 20x20 픽셀의 대면적으로 제작된 전자피부 센서를 보고하였다. 이 센서는 12가지 원단의 질감을 99%의 정확성으로 분류가능 하며, 인간의 촉각 능력과 유사하다고 보고하였다. Wang²⁰ 등은 PVA를 전기방사하여 섬유상으로 제조한 후 제조된 PVA 섬유를 은(Ag)을 스퍼터링 코팅하여 전극을 제조하여 100%의 신장율을 가지는 센서를 제조하여 보고하였다. 이 센서는 70% 이상의 투명도를 가지며 신장된 상태에서도 터치 센싱이 가능하며, 촉각 감지뿐만

아니라 스트레처블 터치 패드에 적용이 유망하다고 설명하였다.

3. 전자피부 센서의 기술적 도전 과제

일반적으로 알려진 위에서 설명한 4가지 메커니즘 센서의 장점과 단점을 표 5에 나타내었다. 각각의 메커니즘 별로 장단점이 있으나 최근 보고된 연구결과를 보면 새로운 소재적용과 구조 디자인에 대한 접근으로 해결하려는 노력들이 많이 있고, 우수한 성능을 보이는 연구 결과도 많이 있다. 그럼에도 상업적 응용을 위해서는 아직 해결해야 과제가 무수히 많지만 아래에 간략하게 정리하였다.

1. 대면적화 : 큰 면적에 높은 공간 해상도를 가지는 센서는 전극과 전극을 연결하는 선의 밀도가 높아 짐에 따라 많은 문제들이 발생하게 된다. 예를 들어 기생 전도도와 임피던스 및 기생 정전용량과 저항이 높아지는 문제로 인해 전기적 신호의 신뢰도가 낮아지게 된다. 고전도도의 전극 소재와 이러한 cross talk을 방지할 수 있는 구조 설계가 필요하다.
2. 무선 통신 및 신호 처리 : 단단한 무선 장치와는 달리 유연하면서 신축성 있

표 5. 전자피부 센서 메커니즘 별 장점 및 단점²¹

Mechanisms	Advantages	Disadvantages
Piezoresistive	Simple construction High spatial resolution Low cost Compatible with VLSI	Hysteresis High power consumption Lack of reproducibility
Capacitive	High sensitivity High spatial resolution Large dynamic range Temperature independent	Stray capacitance Complex measurement circuit Cross-talk between elements Susceptible to noise Hysteresis
Piezoelectric	High frequency response High accuracy High sensitivity High dynamic range	Poor spatial resolution Charge leakages Dynamic sensing only
Triboelectric	Linear output High sensitivity High power output High dynamic range	Low frequency response Poor reliability More power consumption

는 무선 장치는 신호 전달 거리 및 외부 노이즈 등에 한계가 있다. 센서 어레이로부터 신호를 처리하는 알고리즘 또는 시냅스 장치에 대한 개발이 필요하다. 또한 센서로 받은 전기적 신호를 통해 기계 학습하고 외부 환경의 복잡한 변화에 지능적으로 응답하는 기술 개발이 필요하다.

3. 본질적인 신축성 소재 및 자가 치유 소재 : 이미 신축성이 있는 전자피부 연구와 자가 치유에 대해서는 많은 연구가 있지만, 본질적으로 신축성이 있는 전도체, 유전체 등이 개발되어야 센서의 외부 자극에 대하여 변경될 때 접촉 저항, 분리 및 결합 등의 문제에서 자유로워 질 수 있으며, 센서의 신뢰성이 높아 지게 될 것이다. 또한 자가 치유 소재를 인공피부 및 장치에 적용하는 것은 아직 많은 문제가 존재하고 있다.

위에서 설명한 해결 과제 이외에도 적용 분야에 따라 상업 응용을 위한 해결 문제들이 많이 남아있다. 예를 들어 신체활동을 모니터링 하는 의료 분야에 적용하기 위해서는 피부에 부착될 때 불편함이 없어야 하며, 스포츠 활동과 같이 극한의 활동에도 신뢰할 수 있는 데이터를 제공 등의 문제도 고려되어야 할 것이다.

4. 맺음말

현재까지 다양한 로봇의 스킨 시스템이 밀리미터 규모의 공간해상도와 제한된 감지 범위에서 로봇에 적용되고 시연되어왔다. (ex: iCub 로봇, Italian institute of technology) 이는 전자피부의 부족한 신축성으로 인해 제한된 자유도와 기계적으로 견고성이 낮아 실용적인 응용이 이루어지고 있지 못하고 있다. 다양한 소재적용과 구조 설계를 통해 빠르게 발전하였지만 상업적 응용을 위해서는 더 많은 노력이 필요할 것으로 생각된다. 현재의 문제점들이 해결되면 로봇에 촉각을 부여하여 인간과 자연스러운 소통과 감정 교환이 가능해질 것으로 예상되고 더 나아가 인간이 피부로 감지할 수 없는 부분까지 감지 가능한 전자피부 센서의 발전도 기대할 수 있을 것이다. 이러한 센서가 촉각 뿐만 아니라 온도, 습도 등 다양한 외부 자극을 감지할 수 있다면, 신체가 절단된 사람이나 의수, 의족을 통한 인간 감각 회복도 기대할 수 있을 것이다.

Reference

1. R. S. Johansson, G. Westling, "Role of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects", *Exp Brain Res*, 56, 550(1984).
2. M. L. Hammock, A. Chortos, B. C. K. Tee, B. H. Tok, and Z. Bao, "The Evolution of Electronic Skin(E-Skin): A Brief History, Design Considerations, and Recent Progress", *Adv. Mater.*, 25, 5997(2013).
3. B. Crone, A. Dodabalapur, Y. Y. Lin, R. W. Filas, Z. Bao, A. Laduca, R. Sarpeshkar, H. E. Katz, "Large-scale complementary integrated circuits based on organic transistors", *Nature*, 403, 521(2000).
4. X. Wang, L. Dong, H. Zhang, R. Yu, C. Pan, and Z. L. Wang, "Recent Progress in Electronic Skin", *Adv. Sci.* 2, 1500169(2015)
5. X. Cui, F. Huang, X. Zhang, P. Song, H. Zheng, V. Chevali, H. Wang, and Z. Xu, "Flexible pressure sensors via engineering microstructures for wearable human-machine interaction and health monitoring applications", *iScience*, 25, 104148(2022).
6. W. Yuan, S. Dong, E. H. Adelson, "Gelsight: High-Resolution Robot Tactile Sensors for Estimating Geometry and Force", *Sensors*, 17, 2762(2017).
7. Y. Yan, Z. Hu, Z. Yang, W. Yuan, C. Song, J. pan, and Y. Shen, "Soft Magnetic Skin for Super-Resolution Tactile Sensing with Force Self-Decoupling", *Sci. Robot.*, 6, eabc8801(2021).
8. J. Y. Oh, D. H. Son, T. Katsumata, Y. J. Lee, Y. G. Kim, J. Lopez, H. C. Wu, J. H. Kang, J. S. Park, X. Gu, J. W. Mun, N. G. Wang, Y. Yin, Y. J. Yun, J. B. H. Yok, Z. Bao, "Stretchable Self-healable Semiconducting Polymer Film for Active-Matrix Strain-Sensing array", *Sci. Adv.*, 5, eaav3097(2019).
9. X. Zang, X. Wang, Z. Yang, X. Wang, R. Li, J. Chen, J. Ji, and M. Xue, "Unprecedented Sensitivity Towards Pressure Enabled by Graphene Foam", *Nanoscale*, 9, 19346(2017).
10. J. Zhao, J. Luo, Z. Zhou, C. Zheng, J. Gui, J. Gao, R. Xu, "Novel multi-walled carbon nanotubes-embedded laser-induced graphene in crosslinked architecture for highly responsive asymmetric pressure

- sensor”, *Sensors and Actuators A: Physical*, 323, 112658(2021).
11. Z. Wang, X. Guan, H. Huang, H. Wang, W. Lin, and Z. Peng, “Full 3D Printing of Stretchable Piezoresistive Sensor with Hierarchical Porosity and Multimodulus Architecture”, *Adv. Funct. Mater.*, 29, 1807569(2019)
 12. Q. Liu, Z. Liu, C. Li, K. Xie, P. Zhu, B. Shao, J. Zhang, J. Yang, J. Zhang, Q. Wang, and C. F. Guo, “Highly Transparent and Flexible Iontronic Pressure Sensors Based on an Opaque to Transparent Transition”, *Adv. Sci.*, 7, 2000348(2020).
 13. N. Bai, L. Wang, Q. Wang, J. Deng, Y. Wang, P. Lu, J. Huang, G. Li, Y. Zhang, J. Yang, K. Xie, X. Zhao, and C. F. Guo, “Graded intrafillable architecture-based Iontronic Pressure Sensor with Ultra-broad-range High Sensitivity”, *Nature Communications*, 11, 209(2020).
 14. Y. Wan, Z. Qiu, Y. Hong, Y. Wang, J. Zhang, Q. Liu, Z. Wu, and C. F. Guo, “A Highly Sensitive Flexible Capacitive Tactile Sensor with Sparse and High-Aspect-Ratio Microstructures”, *Adv. Electron. Mater.*, 4, 1700586(2018).
 15. W. Deng, T. Yang, L. Jin, C. Yan, H. Huang, X. Chu, Z. Wang, D. Xiong, G. Tian, Y. Gao, H. Zhang, and W. Yang, i°Cowpea-structured PVDF/ZnO Nanofibers Based Flexible Self-Powered Piezoelectric Bending Motion Sensor Towards Remote Control of Gesturesi±, *Nano Energy*, 55, 516(2019).
 16. D. Y. Park, D. J. Joe, D. H. Kim, H. W. Park, J. H. Han, C. K. Jeong, H. L. Park, J. G. Park, B. Y. Joung, and K. J. Lee, i°Self-Powered Real-Time Arterial Pulse Monitoring Using Ultrathin Epidermal Piezoelectric Sensori±, *Adv. Mater.*, 29, 1702308(2017).
 17. E. Kar, N. Bose, B. Dutta, N. Mukherjee, and S. Mukherjee, “Ultraviolet- and Microwave-Protecting, Self-Cleaning e-Skin for Efficient Energy Harvesting and Tactile Mechanosensing”, *Appl. Mater. Interfaces*, 11, 17501(2019).
 18. H. Sun, Y. Zhao, C. Wang, K. Zhou, C. Yan, G. Zheng, J. Huang, K. Dai, C. Liu, and C. Shen, “Ultra-stretchable, durable and conductive hydrogel with hybrid double network as high-performance strain sensor and stretchable triboelectric nanogenerator”, *Nano Energy*, 76, 105035(2020).

19. S. W. Chun, W. K. Son, H. Y. Kim, S. K. Lim, C. H. Pang, and C. S. Choi, "Self-Powered Pressure- and Vibration-Sensitive Tactile Sensors for Learning Technique-Based Neural Finger Skin", *Nano Lett.*, 8, 3305(2019).
20. X. Wang, Y. Zhang, X. Zhang, Z. Huo, X. Li, M. Que, Z. Peng, H. Wang, and C. Pan, "A Highly Stretchable Transparent Self-Powered Triboelectric Tactile Sensor with Metallized Nanofibers for Wearable Electronics", *Adv. Mater.*, 30, 1706738(2018).
21. C. Chi, X. Sun, N. Xue, T. Li, C. Liu, "Recent Progress in Technologies for Tactile Sensors", *Sensors*, 18, 948(2018).