

생체 모사 고민감도 다기능성 전자 피부

Bioinspired Electronic Skins with High Sensitivity and Multifunctionality

이영오 · 박종화 · 고현협 | Youngoh Lee · Jonghwa Park · Hyunhyub Ko

School of Energy and Chemical Engineering, Ulsan National Institute of Science and Technology,
50, UNIST-gil, Eonyang-eup, Ulju-gun, Ulsan 44919, Korea
E-mail: hyunhko@unist.ac.kr

1. 서론

최근 개인 모바일 기기의 보급, 하드웨어 기술의 성장, 그리고 초고속 통신 네트워크의 확산은 스마트 기기를 이용해 막대한 규모의 정보를 수집하는 빅데이터 시대를 열었다. 이러한 흐름과 더불어 더 나은 삶의 질을 영위하기 위한 지속적인 건강 관리에 대한 관심이 커짐에 따라, 사용자의 생체 신호와 움직임 등을 실시간으로 감지할 수 있는 웨어러블 기기(wearable devices)의 보급이 가속화되고 있다. 의료 서비스를 위한 웨어러블 기기의 활용은 사람의 피부에 직접적으로 부착하여 실시간으로 생체 신호를 감지하여 빅데이터를 구축하고, 의료진이 수집된 환자의 의료 정보를 열람하여 환자의 건강 상태를 원격으로 진단할 수 있게 한다. 사용자의 활동을 제한하는 베드사이드(bedside) 고정식 의료 장비의 한계를 넘어 웨어러블 기기가 의료 서비스로 활용되기 위한 핵심 기술은 높은 민감도와 정확도를 지니는 생체 신호 센싱 기술이다. 이를 위한 센서 기술 중 하나인 전자 피부(electronic skin)는 유연하거나 신축성을 지니면서 사람의 피부와 같이 촉각, 온도, 진동과 같은 외부 자극을 구분 감지할 수 있으며, 사람 피부의 굴곡진 부분에 쉽게 부착하여 생체 신호를 민감하게 획득할 수 있어 건강 관리를 위한 웨어러블 기기의 센서 소자로 촉망받고 있다.

전자 피부는 유연하거나 신축성 있는 고분자 필름 형태로 제작될 수 있으며, 소재의 선택에 따라 외부에서 가해진 자극을 압저항, 압전, 마찰전기, 전기 용량 등의 방식으로 감지할 수 있다. 최근에는 높은 민감도, 감지 정확도 및 빠른 반응 속도를 지닌 전자 피부를 제작하기 위해 고분자 필름의 구조를 나노/마이크로 구조로 제어하는 연구가 활발히 진행되고 있다.¹ 특히, 생존과 번성을 위해 오랜 시간 진화를 거듭해온 다양한 생물의 특수한 구조와 기능을 모사한 생체 모사 전자 피부는 고성능 및 다기능성 센서 소자로써 크게 주목받고 있다(그림 1). 예를 들어, 외부의 자극을 매우 민감하게 감지할 수 있는 사람 피부의 표피-진피 맞물림 구조, 곤충의 슬릿 기관(slit organ)과 같은 감각 기관, 포유류의 수염과 같은 다양한 생물의 구조를 모사하여 기존 전자 피부에

Author



이영오

2014
2014-현재 울산과학기술원 화학공학 (학사)
울산과학기술원 에너지 및 화학공학부 (석·박사 통합과정)



박종화

2012
2012-2019 부산대학교 나노소재공학 (학사)
울산과학기술원 에너지 및 화학공학부 (석·박사 통합과정)



고현협

1999 중앙대학교 화학공학과 (학사)
2001 연세대학교 화학공학과 (석사)
2001-2002 효성 화학연구소 (연구원)
2004 Iowa State Univ. 재료공학과 (석사)
2008 Georgia Tech. 재료공학과 (박사)
2008-2010 UC Berkeley 전자공학과 (박사후연구원)
2010-현재 울산과학기술원 에너지 및 화학공학부 부교수

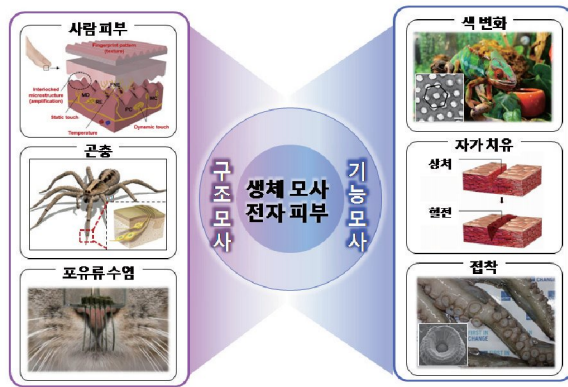


그림 1. 높은 촉각 감지 민감도를 지니는 생물의 특수한 구조와 특수한 기능.

비해 훨씬 높은 민감도와 정확도를 지닌 전자 피부가 보고되어 있다.^{2,5} 또한, 카멜레온이나 오징어의 외부 환경에 따라 색이 변하는 기능, 생체 피부의 자가 치유(self-healing) 능력, 문어와 게코도마뱀의 접착력과 같은 생물의 특수한 기능을 모사한 전자 피부는 기존 센서의 외부 자극에 대한 전기적 감지 기능뿐 아니라 웨어러블 기기에 유용한 다양한 센싱 및 접착 기능을 지닐 수 있다.⁶⁻⁸

본 특집에서는 다양한 생물의 특수한 구조와 기능을 관찰하고, 이를 모사하여 개발된 고성능 전자 피부 및 다기능성 전자 피부에 대하여 소개하고자 한다. 특히, 다양한 생체 신호 감지를 위한 촉각 자극 및 온도를 정확하고 신뢰성 있게 감지할 수 있는 생체 모사 전자 피부의 최근 동향을 소개하고, 생체 모사 전자 피부가 지닌 고성능 및 다기능성을 활용한 응용 사례들을 기술하고자 한다.

2. 본론

2.1 생체 구조 모사 전자 피부

2.1.1 사람 피부 모사 전자 피부

인체의 피부는 다양한 물리량(압력, 진동, 질감)과 외부 환경 변화(온도, 습도)를 높은 민감도로 검출할 수 있고, 높은 유연성 및 신축성과 더불어 자가 치유, 피부 보호, 노폐물 분비와 같은 고유의 특성을 보유하고 있어 이상적인 촉각시스템으로 간주되고 있다. 최근에는 이러한 인체 피부의 구조와 고감도 및 다기능성 촉각 감지 특성을 모사하여 인공전자피부의 성능 및 특성을 향상시킨 연구들이 보고되고 있다. 대표적인 예로 그림 2a는 인체 피부 내 표피와 진피층 사이의 맞물려진 마이크로 구조와 다양한 자극 수용체(mechanoreceptor)를 통한 촉각 메커니즘을 모사하여 다양한 물리량을 고감도로 검출할 수 있는 인공전자피부를 구현한 연구를 보여준다.² 실제로 인체 피부는 진피층 내부에 다양한 자극 수용체(마이크로, 메르켈, 루피니, 파치니 소체)가 분포되어 있어 정적/

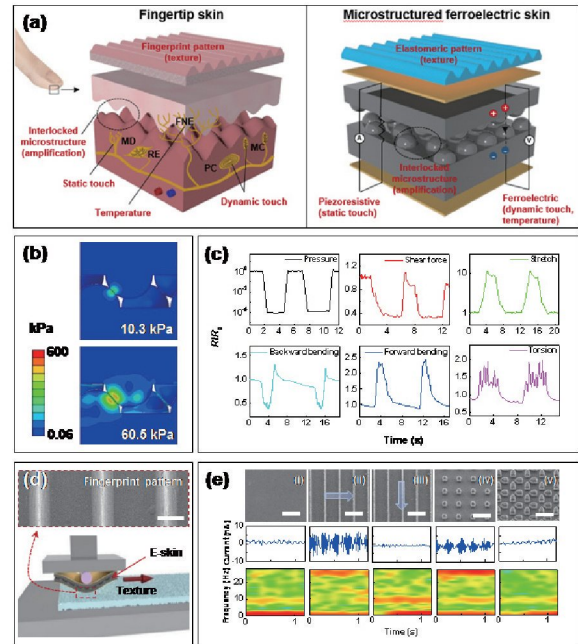


그림 2. 사람 피부 모사 맞물려진 마이크로 돔 구조 전자 피부: (a) 사람 손가락 피부 모사 강유전 특성의 전자 피부,² (b) 맞물려진 마이크로 돔 구조의 응력 집중 분포 시뮬레이션 결과,⁹ (c) 맞물려진 마이크로 돔 구조 기반 전자 피부의 신호 구분 감지 특성,¹⁰ (d) 인체 지문 모사 전자 피부의 거칠기 감지 모식도,² (e) 인체 지문 모사 전자 피부의 거칠기 감지 특성.²

동적 압력, 신축 특성을 감지할 수 있고, 자율신경계(free nerve ending)를 통해 온도를 검출할 수 있다. 또한, 이러한 자극 수용체는 서로 다른 기계적 특성을 가진 표피-진피층 사이의 microridge 구조 근처에 존재하고, microridge 구조에 의해 형성되는 응력 집중 효과(stress concentration effect)에 의하여 외부 물리적 자극이 자극 수용체에 효과적으로 전달될 수 있어서 증폭된 촉각 신호를 확보할 수 있다. 손가락 피부의 중요한 기능 중 하나인 표면 거칠기 및 질감 감지 특성은 손가락 피부의 지문 패턴에 의한 진동 신호 증폭 효과로 인해 구현될 수 있다. 이러한 인체 피부와 구조 및 기능을 모사한 인공전자피부는 환원 그래핀 산화물(reduced graphene oxide, rGO)과 압전 고분자 polyvinylidene fluoride(PVDF)의 복합화와 맞물려진 마이크로돔(microdome) 구조를 통해 구현될 수 있다. 강유전 특성을 보유한 PVDF 고분자 소재는 압력 및 온도에 따라 자체적으로 전기적 신호를 발생시킬 수 있는 압전(piezoelectric)과 초전(pyroelectric) 특성을 보유하고 동시에, rGO의 복합화를 통해 접촉 저항 변화 기반의 압저항(piezoresistive) 특성을 확보할 수 있어, 단일 소재 내에서 정적/동적 압력 및 온도를 동시에 검출할 수 있는 센서 소재로 응용될 수 있다. 인체 피부 내 마이크로 구조를 모사한 맞물려진 마이크로 돔(interlocked microdome) 구조는 그림 2b와 같이 넓은 접촉 면적 변화율과 맞물려진 마이크로 돔 구조 사이에 응력 집중 효과를 통해 고감도로 넓은 범위

의 압력 감지 특성을 확보할 수 있다.⁹ 또한, 맞물려진 마이크로 돔 구조는 다방향성 물리적 자극에 의하여 다른 접촉 면적 변화 메커니즘을 제공하기 때문에, 구분 가능한 전기적 신호 패턴에 의한 다방향성 촉각 감지 센서로 응용될 수 있다(그림 2c).¹⁰ 뿐만 아니라, 인체 지문을 모사한 일정한 마이크로 구조 표면을 가진 탄성 고분자 소재 패턴을 센서 상부에 부착 시킴으로써, 표면 거칠기, 질감, 형상을 검출할 수 있는 소자로 이용한다.² 그림 2d와 같이 수백 마이크로 크기의 line 패턴의 polydimethylsiloxane (PDMS)가 부착된 인공전자피부를 임의의 수십 마이크로 크기의 표면 구조체 위를 스캔할 경우, 지문 패턴과 표면과의 마찰에 의해 발생하는 압전 특성 기반 전기적 신호가 규칙적으로 발생하게 되고, 이러한 신호를 시간에 따른 주파수 분석 (short time fourier transform, STFT)을 통해 표면 마이크로 구조 간의 간격, 방향, 거칠기 등을 검출할 수 있다(그림 2e).

맞물려진 마이크로 구조는 민감도 및 다기능성 특성을 향상시킬 뿐만 아니라, 넓은 접촉 면적 변화율을 통해 센서 감지 구간을 확대시킬 수 있는 이점이 있다. 기존의 단일 층 기반의 센서들은 외부 물리적 자극에 대하여 센서 자체 변형의 한계점이 존재하기 때문에, 센서 출력 신호가 낮은 압력 범위에서 급격하게 줄어들고 포화되는 비선형적인 반응 결과를 보여준다. 이와 같은 비선형적 반응성은 실제 응용분야에 적용하기 위해 출력 선형화를 위한 추가적인 센서 신호처리 프로세스를 요구하게 되는 한계점이 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여, 최근에는 센서 구조체를 다층형태로 배열함으로써, 압력에 의한 변형율을 증가시켜 넓은 압력 범위에서 일정한 압력 민감도를 보유할 수 있는

인공전자피부를 구현한 연구가 있다.¹¹ 그림 3a와 같이 맞물려진 마이크로 돔 구조 기반 PVDF/rGO 복합 소재를 다층 형태로 제어하게 되면, 기존 마이크로 구조를 통한 민감도 확보와 동시에 응력 분산 효과를 통한 광범위한 영역의 압력 감지 신호를 확보할 수 있다. 이러한 다층 형태의 인공전자피부는 수 Pa에 해당되는 미세한 소리부터 수백 kPa에 해당되는 발바닥 압력 분포까지 감지할 수 있다.

피부 내의 마이크로 구조는 응력 집중 효과 이외에 포피 (140 ~ 600 kPa)와 진피(2~80 kPa) 층은 서로 다른 탄성 계수로 인해 외부 압력이 진피 층 내부 자극 수용체로 효과적으로 전달될 수 있도록 한다. 이러한 피부 내의 기계적 특성 차이에 의한 효과적인 응력 전달 효과를 이용하여 최근에는 서로 다른 탄성 계수를 가진 두 마이크로 구조 필름을 맞물리도록 위치시켜 마찰 전기(triboelectric) 센서의 특성을 향상시킨 연구가 있다.¹² 그림 2b에 나타난 마찰전기 기반 인공전자피부는 고분자 poly(vinylidene fluoride-co-trifluoroethylene) P(VDF-TrFE))와 PDMS 소재를 이용 함으로써, 이 두 소재 간의 서로 다른 기계적 탄성 특성 차이를 통한 효과적인 응력 전달로 높은 변형율과 접촉 면적 변화율을 증가시켰다. 또한, 두 가지 고분자 소재에 다공성 구조를 도입하여 접촉 면적 변화율을 추가적으로 증가시켜 마찰전기 특성을 향상시켰다.

최근에는 인체 피부의 구조 이외에 인체의 촉각 메커니즘을 모사하여 인공전자피부의 특성을 향상시킨 연구들이 보고되고 있다. 대표적인 예로 그림 3c는 인체 내 촉각 세포 중 하나인 메르켈 소체 내 Piezo2 단백질의 외부 자극 감지 원리를 모사하여 고감도, 고신축성 인공전자피부 연구를 보여 주고 있다.¹³ 이 연구는 Piezo2 단백질 이온 채널의 점유탄성 (viscoelastic property) 특성을 통해 전기 화학적 신호가 전달되는 것을 모사하기 위하여, 열가소성 고분자 폴리우레탄 (thermoplastic polyurethane, TPU)와 이온 액체(ionic liquid)를 복합화 하고 마이크로 구조로 제어함으로써 고감도 전기 용량 방식의 센서 소자를 구현하였다. 이러한 인공전자피부는 기존 압력 센서에 비하여 저전력 구동이 가능하고 또한 넓은 압력 감지 범위를 가지고 있어 다양한 응용 분야에 적용 가능함을 제시하였다.

이외에도 최근에는 생물학적 촉각 신경의 동작 원리를 모사한 인공 촉각 신경 구조체를 구현한 연구가 보고되었다.¹⁴ 생체 촉각 신경 시스템은 촉각 기관으로부터 발생하는 신호는 뉴런과 시냅스를 통해 중추신경계까지 전달되는 형태로 구성되어 있다. 이와 같은 각각의 시스템을 모사하기 위하여 촉각 수용을 담당하는 압력 센서, 활동 전위로 변환시키는 뉴런의 기능을 담당하는 유기 오실레이터, 그리고 활동 전위가 모여서 정보를 전달하는 시냅스 기능을 담당하는 유기 트랜지스터를 하나의 소자로 집적화 하여 인공 촉각 신경 시스템을 개발하였다. 이러한 촉각 신경 시스템 구현을 통해 물체

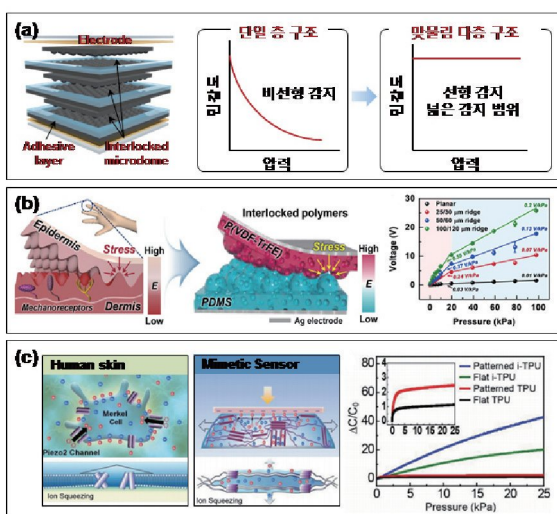


그림 3. 사람 피부 모사 전자 피부: (a) 맞물림 마이크로 돔 구조의 다층 구조 제어를 통한 고민감도, 선형, 광범위 압력 센서,¹¹ (b) 사람 피부의 표피-진피간 응력 집중 효과를 모사한 마찰 전기 기반 전자 피부,¹² (c) 인체 내 메르켈 소재 모사 전자 피부.¹³

의 표면 높낮이, 방향을 감지하고, 또한 곤충의 신경과 연결하여 움직임을 제어하는 연구를 진행하였다.

2.1.2 곤충 모사 전자 피부

사람의 인체 이외에 자연계에 존재하는 많은 생체들의 독특한 구조는 인공전자피부 특성을 향상시키기 위한 새로운 접근법을 제공한다. 대표적인 예로 그림 4a는 거미 다리에 존재하는 마이크로/나노 크기 수준의 미세한 균열(crack) 구조를 모사하여 고주파수의 진동을 높은 민감도로 검출할 수 있는 스트레인 센서를 보여준다.⁴ 실제로 거미 다리에 존재하는 마이크로/나노 크기의 균열 구조는 외부 압력에 의해 균열 구조 주위 응력이 집중되는 특성이 있어 10 nm 크기의 진폭을 민감하게 감지할 수 있다고 알려져 있다. 이러한 고감도 진동 감지 특성을 모사하여 수십 나노 두께의 백금 박막과 나노 크기의 균열 구조를 제작하고, 진동, 압력, 스트레인에 따라 전기적 접촉 저항이 급격하게 바뀌는 특성을 이용하여 고감도, 고내구성, 진동 센서를 구현할 수 있었다(그림 4b). 이 연구에서는 고성능의 스트레인 센서를 이용하여 미세한 생체 신호와 소리를 높은 정확도로 검출하는 결과를 보여주었다. 이 밖에도, 균열을 이용한 스트레인 센서는 단일벽 탄소나노튜브 필름(single walled carbon nanotube)과 graphene woven fabric 소재를 이용하여 보고되었고, 이러한 스트레인 센서들 또한 높은 유연성, 넓은 스트레인 감지 구간, 다방향성 스트레인 감지 특성을 보유할 수 있다.^{15,16}

자연계에 존재하는 딱정벌레의 날개 표면과 잠자리의 머리과 목 사이 부분에서는 사람의 피부와 비슷한 맞물림(interlocking) 마이크로 구조를 발견할 수가 있다.¹⁷ 이러한 맞물림 마이크로 구조는 넓은 표면적과 다방향성 압력에 대

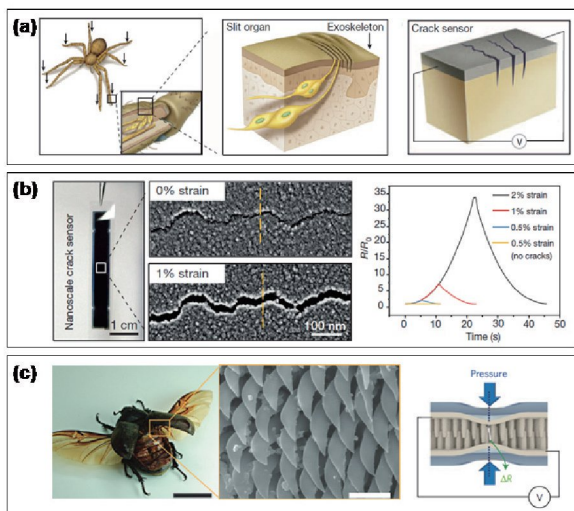


그림 4. 곤충 모사 전자 피부: (a) 거미 다리의 슬릿 기관을 모사한 균열 구조 기반 스트레인 센서,⁴ (b) 균열 기반 스트레인 센서의 사진 및 스트레인 감지 성능,⁴ (c) 딱정벌레 구조 모사 전자 피부.^{17,18}

해 다른 접촉 면적을 제공할 수 있어 고감도, 다방향성 압력 센서로 응용이 가능하다.^{17,18} 그림 4c는 백금이 코팅된 마이크로 기둥(micropillar) 구조 어레이를 맞물림 구조로 제어하여 접촉 면적 기반의 인공전자피부를 구현한 사례를 보여준다. 이 외에도 맞물림 구조는 실크(silk) 또는 미모사 잎(mimosa leaves) 표면으로부터 물딩한 PDMS와 결합하여 고감도 압력 센서로의 응용 연구가 보고되고 있다.^{19,20} 또한, 압전 소재 zinc oxide(ZnO)를 다양한 나노 구조체로 제어하고 맞물림 형태로 구성하여 압력 및 온도 센서로의 응용 연구를 진행한 연구 또한 보고되고 있다.²¹

2.1.3 포유류 수염 모사 전자 피부

곤충이나 포유류에서 발견되는 수염(whisker) 및 미세 섬모(cilia)는 공기의 흐름이나 주변 방해물에 의해 민감하게 반응하는 특성을 가지고 있어, 미세한 움직임을 관찰하는 유체 및 표면 질감 감지 센서에 큰 모티브를 제공하고 있다. 또한, 수염 및 섬모는 굽힘 방향에 따라 외부 자극의 방향도 구분 감지할 수 있도록 도와준다. 그림 5a는 수염 및 섬모 구조를 모사하여 압력과 온도를 고감도로 감지할 수 있는 인공전자피부를 보여준다.⁵ Whisker 기반 전자 피부는 높은 종횡비(aspect ratio)의 탄성 고분자에 프린팅 방법을 통해 제작될 수 있으며 carbon nanotube(CNT)/Ag 나노입자의 복합 소재를 프린팅한 압력 및 스트레인 감지를 위한 whisker 어레이와 전도성 고분자/CNT 복합 소재를 프린팅한 온도 감지를 위한 whisker 어레이로 나누어질 수 있다. 수염 및 섬모가 굽는 방향에 따라 힘을 민감하게 감지하는 것처럼, whisker 어레이는 압력 및 온도 자극의 세기 및 방향을 감지할 수 있고, 이를 통해 임의의 사물의 형태 및 압력/온도 분포를 실시간으로 관찰할 수 있다.

또한, 최근에는 형상 기억 고분자(shape memory polymer)와 금(gold)으로 구성된 스트레인 게이지 기반의 whisker 어레이가 보고되었다.²² 형상 기억 고분자는 온도 조절에 따라 기판을 원하는 모양으로 고정시킬 수 있기 때문에,

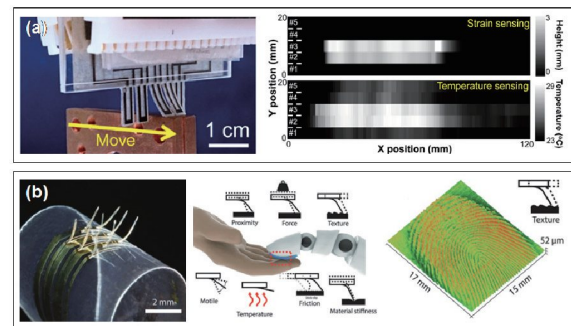


그림 5. 포유류 수염 모사 전자 피부: (a) 수염 모사 스트레인/압력 감지 전자 피부,⁵ (b) 형상 기억 고분자를 이용한 whisker 기반 전자 피부.²²

3-dimensional(3D) 형상의 whisker 어레이를 제작하기에 적합하다. 이렇게 제작된 whisker 어레이는 금 기반 스트레인 게이지를 통해 압력, 접촉, 질감, 온도, 마찰, 소재 강도 등 여러가지 자극을 감지할 수 있다. 특히, 높은 종횡비의 whisker 어레이의 높은 변형 특성을 통해 접촉하는 물체의 거칠기를 높은 해상도(50 μm)로 감지할 수 있으며, 사람 손가락의 지문 패턴까지 스캔하여 형상화 할 수 있다.

2.2 생체 기능 모사 전자 피부

2.2.1 색 변화 기능 모사 전자 피부

앞서 소개한 바와 같이 민감한 촉각 자극 감지를 위한 다양한 생물의 특수한 구조 외에도, 특수한 기능을 지닌 다양한 생물이 있다. 특히, 오징어와 카멜레온과 같은 동물은 외부 환경으로부터 자신을 보호하기 위한 방법으로 주변 환경에 맞추어 자신의 색을 변화시킨다. 오징어는 표피 근처에 밝은 노란색, 주황색, 그리고 어두운 색의 세 층의 색소 세포(chromatophore)로 구성된 피부를 지닌다.²³ 다양한 색의 색소 세포는 세포의 크기를 늘리거나 줄임에 따라 색이 나타나거나 없어질 수 있으며, 이러한 원리로 주변의 환경과 같은 색을 조합해 낼 수 있다. 또한, 카멜레온 피부의 최외각층인 홍색소포(iridophore)에는 구아닌 나노결정(guanine nanocrystal)이 격자 구조로 존재한다(그림 6a).²⁴ 피부 속의 색소를 분산시키거나 축적하여 피부색을 변화시키는 다른 동물과 달리, 카멜레온은 이러한 결정 구조를 사각형과 육각형의 결정 구조로 변화시킬 수 있고, 이에 따라 반사되는 빛의 파장을 변화시켜서 피부색을 조절할 수 있다. 다양한 생물의 색 변화 방법을 모사한 색 변화 기반 전자 피부는 가해진 촉각 자극 및 온도에 따라 다양한 색의 변화를 통해 자극의 세기를 감지할 수 있으며, 시각을 통해 감지하기 때문에 직각적인 감지

가 가능하고 센서 어레이를 제작하지 않아도 가해진 자극의 위치와 세기를 감지할 수 있는 장점이 있다.

최근, 오징어나 카멜레온이 피부 색을 변화시키는 메커니즘을 모사하여 외부 자극 및 주변 환경에 따라 색이 변하는 전자 피부들이 개발되고 있다. 그림 6b는 카멜레온 피부의 홍색소포 층의 구조를 모사하여 완벽히 배열되어 있지 않은 실리카 나노입자를 포함한 탄성 고분자 복합 소재 기반 스트레인 및 압력 센서를 보여준다.⁶ 스트레인 센서는 탄성 고분자인 poly(ethylene glycol) phenyl ether acrylate(PEGPEA)와 실리카 나노입자의 복합 소재로 구성되어 있으며, PEGPEA와 실리카 나노입자는 비슷한 굴절률을 지닌 소재로 선택하여 빛의 산란을 통한 빛 손실을 줄일 수 있다. 실리카 나노입자는 실리카 나노입자와 PEGPEA의 부피율 및 실리카 나노입자 표면의 용매화 층(solvation layer)의 두께 조절을 통해 실리카 나노입자가 일정한 거리를 둔 채 배열될 수 있다. 실리카 나노입자 사이의 공간은 탄성 고분자가 채우고 있어 스트레인에 따라 실리카 나노입자의 배열이 재배열되지 않으며, 이에 따라 반복적인 스트레인 테스트에도 일정한 색 변화를 보인다. 복합 소재는 스트레인이 가해질 때 카멜레온의 구아닌 나노결정의 격자 구조가 바뀌는 것처럼 규칙적으로 배열된 실리카 나노입자의 간격이 변화하여 빨간색의 복합 소재가 70%의 스트레인에서 파란색을 나타낸다. 이러한 복합 소재는 스트레인뿐 아니라 압력 센서로도 활용될 수 있는데, 압력에 따른 실리카 나노입자 간의 간격이 변화하여 복합 소재의 색이 청색 이동(blue shift)을 나타낸다. 카멜레온의 격자 구조 변화를 모사한 압력 및 스트레인 센서 외에도, 전기 변색(electrochromic) 소재 혹은 감열 변색(thermochromic) 색소를 이용한 색변화 기반 압력 센서도 보고되었다.^{25,26}

압력과 스트레인과 같은 촉각 자극뿐 아니라 온도의 변화에 따라 색이 변화하는 색 변화 기반 온도 센서도 최근 보고되었다(그림 6c).²⁷ 색 변화 기반 온도 센서를 위해 온도에 따라 반응하는 하이드로젤인 poly(*N*-isopropylacrylamide)(PNIPAM)을 550 nm 크기의 마이크로젤 형태로 제작하였으며, 금 나노입자를 PNIPAM 마이크로젤 표면에 위치시켜 라즈베리 모양의 마이크로 입자를 제작했다. PNIPAM은 lower critical solution temperature(LCST) 이상의 온도에서 부피가 수축하는 경향이 있기 때문에, 표면에 존재하는 금 나노입자 간의 간격이 줄어들고, 반대로 LCST 이하의 온도에서 PNIPAM의 부피가 팽창하여 금 나노입자 간의 간격이 증가한다. 이 때, 금 나노입자 간의 플라즈몬 결합(plasmon coupling) 현상으로 인해 온도가 낮을 때는 빨간색, 온도가 높을 때는 회색 빛을 띄게 된다. 기존의 하이드로젤 기반의 온도 센서는 큰 부피 변화를 동반하는 하이드로젤 기반 센서의 특성상 패치 형태의 웨어러블 센서로 사용하기 힘들고, 느

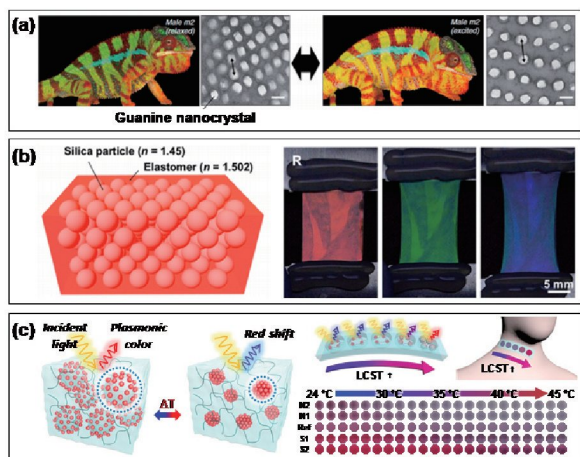


그림 6. 색 변화 기능 모사 전자 피부: (a) 카멜레온 피부의 색 변화 원리,²⁴ (b) 카멜레온 모사 색 변화 기반 스트레인 센서,⁶ (c) 온도 반응성 하이드로젤을 이용한 색 변화 기반 온도 센서.²⁷

린 반응 시간과 좁은 온도 감지 범위로 인해 패치 형태의 웨어러블 센서로 사용하기 힘든 단점이 있다. 이에 반해, 본 연구에서는 라즈베리 모양의 마이크로 입자를 온도에 반응하지 않는 poly acrylamide(PAAm) 하이드로젤 매트릭스 속에 넣어 부피 변화에 의한 라즈베리 마이크로 입자의 색 변화 성능을 유지하면서도 센서 자체의 부피가 변화하지 않는 센서를 제작하였고, 센서의 위, 아래를 박막의 PDMS로 동봉하여 패치형 웨어러블 센서로 응용했다. 또한, 마이크로 입자의 특성으로 인해 빠른 온도 감지 특성(1s)을 지니며, PNIPAM의 LCST를 조절한 센서 어레이를 제작하여 25-40 °C의 넓은 온도 범위의 감지가 가능하다. 색 변화 기반 온도 센서의 다른 예로는 액정(liquid crystal)을 이용한 온도 센서가 있으며, 손목에 부착하여 혈관에 흐르는 혈류의 온도를 감지할 수 있을 정도로 높은 민감도를 보인다.²⁸

2.2.2 자가 치유 기능 모사 전자 피부

자연계의 생체 시스템은 스스로 복구하고 치유되는 자가 치유 능력이 있다. 특히, 사람의 피부는 베이거나 멍이 들어도 일정한 시간이 지나면 손상된 부위를 스스로 회복하는 능력을 지닌다. 유연하거나 신축성 있는 고분자를 기반으로 제작되는 전자 피부는 고분자 재료가 손상되면 성능과 내구성이 저하된다. 그 중에서도 높은 민감도와 빠른 반응속도를 위한 마이크로 구조 기반 전자 피부는 마이크로 구조 표면에 스크래치가 나거나 반복된 자극으로 인해 마이크로 구조가 마모되게 되면, 전자 피부의 성능이 크게 감소한다. 자연계의 자가 치유 능력을 모사하여 외부 자극에 의해 손상된 부분을 스스로 치유하는 자가 치유 고분자는 이러한 전자 피부의 한계를 해결할 수 있는 대안으로 주목받고 있다.

기존에 개발된 대부분의 자가 치유 고분자는 약한 동적 결합(dynamic bond)의 분리 및 재결합을 통한 자가 치유 능력을 지니기 때문에, 낮은 인성(toughness)으로 인해 전자 피부로 응용하기 힘든 단점이 있다. 이러한 단점을 해결하기

위한 방법으로 서로 다른 힘을 가진 두 가지 수소 결합을 이용한 자가 회복 고분자가 제시되었다(그림 7a).⁷ PDMS 기반의 자가 회복 고분자는 bis(3-aminopropyl)-terminated PDMS에 4,4'-methylenebis(phenyl isocyanate)와 isophorone diisocyanate의 혼합물을 중축합 반응(polycondensation reaction)시킴으로써 합성된다. 이 자가 회복 고분자는 강한 수소 결합을 지니는 PDMS와 4,4'-methylenebis(phenyl urea) (MPU) 간의 PDMS-MPU 결합과 약한 수소 결합을 지니는 PDMS와 isophorone bisurea(IU) 간의 PDMS-IU 결합으로 이루어진다. 강한 수소 결합인 PDMS-MPU 결합은 단단하면서도 탄성있는 특성을 부여하여 발생한 균열이 전파되는 것을 막아주며, 약한 수소 결합인 PDMS-IU 결합은 가해진 힘을 소산시켜 준다. MPU와 IU의 비율을 조절하여 최적화된 자가 회복 고분자는 1,200%의 높은 신축성과 12,000 J/m²의 높은 인성을 지니면서도 상온에서 자가 회복될 수 있다. 또한, 자가 회복 고분자의 위와 아래에 액체 금속(EGaIn)으로 된 전극을 구성하여 끊어져도 자가 회복이 가능한 스트레인 센서를 보고했다.

자가 회복 고분자는 기능성 재료와의 복합화를 통해 다양한 센서로 응용될 수 있다. 그림 7b는 앞서 소개한 자가 회복 고분자를 이용하여 제작된 스트레인 센서, 심전도(electrocardiogram, ECG) 센서 및 전자 발광(electroluminescence) 디스플레이 어레이를 보여준다.²⁹ 자가 회복 고분자와 전도성 재료인 CNT 혹은 은 나노와이어의 복합재료는 높은 전도성을 지니는 전극으로 사용될 수 있는데, 자가 회복 고분자를 복합소재의 매트릭스로 사용했기 때문에 완벽히 절단되더라도 자가 회복이 가능하다. 이렇게 제작된 자가 회복 전극은 자가 회복이 가능한 심전도 센서로 활용이 가능하며, 자가 회복 전극 사이에 자가 회복 고분자 층을 두게 되면 전기 용량 방식의 스트레인 센서를 구현할 수 있다. 또한 자가 회복 고분자와 전자 발광 소재인 ZnS를 복합화한 복합 소재는 자가 회복 전극을 위, 아래 전극으로 사용할 경우 자가 회복 전자 발광 디스플레이로 사용될 수 있다. 제작된 스트레인, ECG 센서와 전자 발광 디스플레이는 신호 처리 기술을 통해 스트레인 정도와 심박 수의 정도를 전자 발광 디스플레이로 표현해주는 자가회복 웨어러블 기기로 응용되었다.

2.2.3 접착 기능 모사 전자 피부

게코도마뱀의 발바닥은 수백만개의 마이크로 섬모(setae)를 지니며, 각각의 마이크로 섬모는 약 1,000개의 주걱 모양의 나노 섬모(spatulae)로 갈라지는 계층 구조(hierarchical structure)를 지닌다. 이러한 계층 구조의 섬모를 지니는 도마뱀의 발은 평면 구조에 비해 접촉대상의 표면과의 분자 간 인력(van der Waals force)을 극대화할 수 있기 때문에, 표면이 끈적이지 않으면서도 높은 접착력을 보인다.³⁰ 게코도

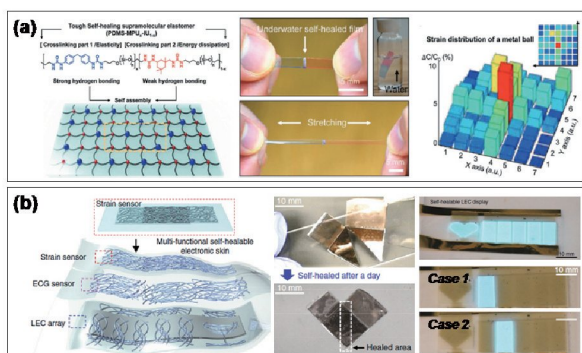


그림 7. 자가 치유 기능 모사 전자 피부: (a) 두 가지 수소 결합을 이용한 자가 회복 고분자 기반 전자 피부,⁷ (b) 자가 회복 고분자를 활용한 스트레인, 심전도 센서 및 전자 발광 디스플레이.²⁹

마뱀의 높은 접착 특성에 대한 원리가 2000년에 처음 보고된 이후로 게코도마뱀의 접착 원리를 모사한 다양한 접착패드들이 개발되어 왔다. 최근에는 문어 빨판의 높은 접착 원리에 대한 연구가 보고되면서, 문어 빨판을 모사한 접착 패드와 이를 이용한 고접착 전자 피부가 주목받고 있다. 문어는 사물에 달라붙을 때, 빨판 내의 근육을 사용하여 빨판의 접착력을 제어한다(그림 8a).⁸ 문어 빨판이 사물에 붙게 되면 빨판 내 빈 공간이 생기게 되고, 이 때 빨판 내의 근육 제어를 통해 내부의 부피를 팽창시키게 되면 빨판 내부의 압력이 외부의 압력보다 낮아져서 사물과의 높은 접착 능력을 보이게 된다. 반대로 빨판 내부의 근육을 제어해 내부의 부피를 이완시키게 되면 빨판 내부의 압력이 외부의 압력과 같아져 접착력을 없앨 수 있다. 이러한 문어의 접착 메커니즘을 모사한 스마트 접착 패드가 최근 개발되었다.⁸ 문어의 빨판 구조를 위해 마이크로 홀(microhole) 구조의 PDMS 층을 제작하였으며, 문어의 근육 제어와 빨판 내 부피 변화에 의한 접착 능력은 열반응성 하이드로젤인 PNIPAM을 마이크로 홀 구조의 PDMS 표면에 코팅하여 온도에 따른 PNIPAM의 부피 변화 및 홀 내부 압력 변화로 구현했다. 이러한 스마트 접착 패드는 기존의 화학적리를 통한 접착제에 비해 접착 표면을 오염시키지 않고, 쉬운 탈착이 가능하며, 다양한 종류의 표면에서도 강한 접착력을 유지할 수 있기 때문에, 웨어러블 소자를 위한 전자 피부로 응용되었을 때 사람이 피부에 완벽히 부착되어 생체 신호를 정확하게 감지할 수 있는 장점이 있다.

게코도마뱀이나 오징어의 접착 능력을 모사한 접착 능력이 있는 전자 피부는 스마트 접착 패드 층과 센서 층을 적층하여 제작될 수 있다. 그림 8b는 높은 접착 특성의 생체 모사 피부 부착형 온도 센서를 보여준다.³¹ 전자 피부의 접착 층은

앞서 설명한 스마트 패드와 같이 문어 빨판의 접착 능력을 모사하여 PNIPAM이 코팅된 마이크로 구조의 PDMS 층으로 구성되어 있다. 접착 특성은 PNIPAM의 온도 변화에 의한 부피 변화와 이로 인한 마이크로 구조 내부의 압력 변화에 의해 조절된다. 전자 피부의 온도 감지 층은 PNIPAM 매트릭스에 전도성 충전제인 poly(3,4-ethylenedioxythiophene)-poly(styrenesulfonate) (PEDOT:PSS)와 CNT를 복합화한 전도성 복합소재로 구성되어 있다. PEDOT:PSS와 CNT는 온도가 증가할 때 저항이 감소하는 negative temperature coefficient(NTC) 특성을 지니는 대표적인 전도성 소재이며, PNIPAM을 고분자 매트릭스로 사용함으로써, LCST 이상의 온도에서 고분자 매트릭스가 수축하여 NTC로 인한 저항 감소에 더해 추가적인 저항 감소를 일으키게 되어 높은 온도 감지 민감도(2.6%/°C)를 기대할 수 있다. 접착 층과 온도 감지 층을 적층한 전자 피부는 피부에 대한 높은 접착성과 높은 온도 감지 민감도로 인해, 피부에 부착하여 시간에 따른 체온의 변화를 정확하게 감지할 수 있으며, 10번의 접착/탈착 테스트 후에도 정확한 체온 감지 특성을 보인다.

접착 층과 센서 층을 적층하는 방법 외에도 접착 패드 자체가 생체 신호 감지 특성을 지니게 되면, 간단한 구조의 피부 접착 전자 피부를 제작할 수 있다. 그림 8c는 게코도마뱀의 발바닥 구조를 모사하여 제작된 생체 모사 전도성 접착 패드를 보여준다.³² 전도성 접착 패드는 탄성 고분자인 PDMS와 전도성 충전제인 CNT/ 그래핀(graphene)을 복합화한 전도성 소재를 사용하였으며, 표면의 구조를 게코도마뱀의 발바닥 모양을 모사한 버섯모양의 마이크로 기둥 모양으로 제어하여 접착 특성을 지닌다. 게코도마뱀의 발바닥 구조가 접착 표면과의 넓은 접촉 면적으로 인해 분자간 인력을 극대화하는 것처럼, 버섯 모양의 마이크로 기둥 또한 넓은 접촉 면적으로 인한 높은 분자간 인력으로 높은 접착성(1.3 N/cm²)을 가진다. 또한, 접착 패드 자체가 생체 신호에 적당한 전도성(~0.01 S/cm)을 지니기 때문에, 피부 부착형 심전도 센서로 응용되었다.

3. 결론

본 특집에서는 자연계에 존재하는 생물의 특수한 구조와 기능을 소개하고 이를 모사한 다양한 전자 피부를 살펴보았다. 자연계의 생물은 외부에서 가해진 촉각 및 온도 자극을 보다 민감하게 감지하고 반응하기 위해 감각 수용체와 주변의 생체 구조를 생존에 유리하게 진화시켜 왔다. 특히, 사람 피부 내 표피-진피 맞물림 구조와 주변의 자극 수용체, 곤충의 감각 기관, 포유류의 수염은 외부 자극에 민감한 대표적인 생체 구조이며, 이를 모사한 높은 민감도의 다양한 전자 피부들이 보고되었다. 뿐만 아니라, 오징어나 카멜레온의 색 변화

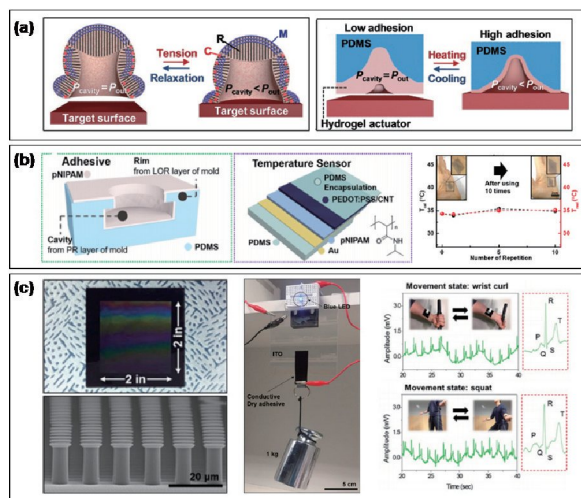


그림 8. 접착 기능 모사 전자 피부: (a) 문어 빨판의 접착 원리 및 이를 모사한 스마트 접착 패드,⁸ (b) 문어 빨판 구조 모사 피부 부착형 온도 센서,³¹ (c) 게코도마뱀 발바닥 구조 모사 전도성 접착 패드.³²

능력, 생태계의 차가 회복 능력, 게코도마뱀이나 문어의 접착 능력에 대한 모사는 기존의 전자 피부에 가장 중요하게 여겨지는 높은 민감도 뿐만 아니라 다양한 추가적인 기능을 부여하였다. 이러한 생체 모사 기술을 통한 전자 피부는 자연의 지혜를 빌려 기존의 문제점을 해결하거나 더 우수한 특성을 제시할 수 있기 때문에 지속적인 관찰과 연구가 기대되며, 이를 통해 개발된 고성능 전자 피부는 의료용 헬스케어 기기, 웨어러블 소자 및 휴먼 머신 인터페이스 분야의 핵심 기술이 될 것으로 예상된다.

참고문헌

1. J. Park, Y. Lee, M. Ha, S. Cho, and H. Ko, *J. Mater. Chem. B*, **4**, 2999 (2016).
2. J. Park, M. Kim, Y. Lee, H. S. Lee, and H. Ko, *Sci. Adv.*, **1**, e1500661 (2015).
3. J. Park, J. Kim, J. Hong, H. Lee, Y. Lee, S. Cho, S.-W. Kim, J. Kim, S. Y. Kim, and H. Ko, *NPG Asia Mater.*, **10**, 163 (2018).
4. D. Kang, P. V. Pikhitsa, Y. W. Choi, C. Lee, S. S. Shin, L. Piao, B. Park, K.-Y. Suh, T.-i. Kim, and M. Choi, *Nature*, **516**, 222 (2014).
5. S. Harada, W. Honda, T. Arie, S. Akita, and K. Takei, *ACS Nano*, **8**, 3921 (2014).
6. G. H. Lee, T. M. Choi, B. Kim, S. H. Han, J. M. Lee, and S.-H. Kim, *ACS Nano*, **11**, 11350 (2017).
7. J. Kang, D. Son, G. J. N. Wang, Y. Liu, J. Lopez, Y. Kim, J. Y. Oh, T. Katsumata, J. Mun, and Y. Lee, *Adv. Mater.*, **30**, 1706846 (2018).
8. H. Lee, D. S. Um, Y. Lee, S. Lim, H. j. Kim, and H. Ko, *Adv. Mater.*, **28**, 7457 (2016).
9. J. Park, Y. Lee, J. Hong, M. Ha, Y.-D. Jung, H. Lim, S. Y. Kim, and H. Ko, *ACS Nano*, **8**, 4689 (2014).
10. J. Park, Y. Lee, J. Hong, Y. Lee, M. Ha, Y. Jung, H. Lim, S. Y. Kim, and H. Ko, *ACS Nano*, **8**, 12020 (2014).
11. Y. Lee, J. Park, S. Cho, Y.-E. Shin, H. Lee, J. Kim, J. Myoung, S. Cho, and S. Kang, C. Baig, *ACS Nano*, **12**, 4045 (2018).
12. M. Ha, S. Lim, S. Cho, Y. Lee, S. Na, C. Baig, and H. Ko, *ACS Nano*, **12**, 3964 (2018).
13. M. L. Jin, S. Park, Y. Lee, J. H. Lee, J. Chung, J. S. Kim, J. S. Kim, S. Y. Kim, E. Jee, D. W. Kim, J. W. Chung, S. G. Lee, D. Choi, H.-T. Jung, and D. H. Kim, *Adv. Mater.*, **29**, 1605973 (2017).
14. Y. Kim, A. Chortos, W. Xu, Y. Liu, J. Y. Oh, D. Son, J. Kang, A. M. Foudeh, C. Zhu, Y. Lee, S. Niu, J. Liu, R. Pfattner, Z. Bao, and T.-W. Lee, *Science*, **360**, 998 (2018).
15. T. Yamada, Y. Hayamizu, Y. Yamamoto, Y. Yomogida, A. Izadi-Najafabadi, D. N. Futaba, and K. Hata, *Nat. Nanotechnol.*, **6**, 296 (2011).
16. X. Li, R. Zhang, W. Yu, K. Wang, J. Wei, D. Wu, A. Cao, Z. Li, Y. Cheng, Q. Zheng, R. S. Ruoff, and H. Zhu, *Scientific Reports*, **2**, 870 (2012).
17. C. Pang, T.-i. Kim, W. G. Bae, D. Kang, S. M. Kim, and K. Y. Suh, *Adv. Mater.*, **24**, 475 (2012).
18. C. Pang, G.-Y. Lee, T.-i. Kim, S. M. Kim, H. N. Kim, S.-H. Ahn, and K.-Y. Suh, *Nat. Mater.*, **11**, 795 (2012).
19. X. Wang, Y. Gu, Z. Xiong, Z. Cui, and T. Zhang, *Adv. Mater.*, **26**, 1336 (2014).
20. B. Su, S. Gong, Z. Ma, L. W. Yap, and W. Cheng, *Small*, **11**, 1886 (2015).
21. M. Ha, S. Lim, J. Park, D. S. Um, Y. Lee, and H. Ko, *Adv. Funct. Mater.*, **25**, 2841 (2015).
22. J. T. Reeder, T. Kang, S. Rains, and W. Voit, *Adv. Mater.*, **30**, 1706733 (2018).
23. L. M. Mäthger, S. L. Senft, M. Gao, S. Karaveli, G. R. Bell, R. Zia, A. M. Kuzirian, P. B. Dennis, W. J. Crookes-Goodson, and R. R. Naik, *Adv. Funct. Mater.*, **23**, 3980 (2013).
24. J. Teyssier, S. V. Saenko, D. Van Der Marel, and M. C. Milinkovitch, *Nat. Commun.*, **6**, 6368 (2015).
25. H.-H. Chou, A. Nguyen, A. Chortos, J. W. To, C. Lu, J. Mei, T. Kurosawa, W.-G. Bae, J. B.-H. Tok, and Z. Bao, *Nat. Commun.*, **6**, 8011 (2015).
26. G. Kim, S. Cho, K. Chang, W. S. Kim, H. Kang, S. P. Ryu, J. Myoung, J. Park, C. Park, and W. Shim, *Adv. Mater.*, **29**, 1606120 (2017).
27. A. Choe, J. Yeom, R. Shanker, M. P. Kim, S. Kang, and H. Ko, *NPG Asia Mater.*, **10**, 912 (2018).
28. L. Gao, Y. Zhang, V. Malyarchuk, L. Jia, K.-I. Jang, R. C. Webb, H. Fu, Y. Shi, G. Zhou, L. Shi, D. Shah, X. Huang, B. Xu, C. Yu, Y. Huang, and J. A. Rogers, *Nat. Commun.*, **5**, 4938 (2014).
29. D. Son, J. Kang, O. Vardoulis, Y. Kim, N. Matsuhisa, J. Y. Oh, J. W. To, J. Mun, T. Katsumata, Y. Liu, A. F. McGuire, M. Krasen, F. Molina-Lopez, J. Ham, U. Kraft, Y. Lee, Y. Yun, J. B. H. Tok, and Z. Bao, *Nat. Nanotechnol.*, **13**, 1057 (2018).
30. K. Autumn, Y. A. Liang, S. T. Hsieh, W. Zesch, W. P. Chan, T. W. Kenny, R. Fearing, and R. Full, *Nature*, **405**, 681 (2000).
31. J. H. Oh, S. Y. Hong, H. Park, S. W. Jin, Y. R. Jeong, S. Y. Oh, J. Yun, H. Lee, J. W. Kim, and J. S. Ha, *ACS Appl. Mater. Interfaces*, **10**, 7263 (2018).
32. T. Kim, J. Park, J. Sohn, D. Cho, and S. Jeon, *ACS Nano*, **10**, 4770 (2016).