



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2021년09월24일
(11) 등록번호 10-2304806
(24) 등록일자 2021년09월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/053 (2021.01) A61B 5/00 (2021.01)
A61B 5/021 (2006.01) H01L 33/00 (2010.01)
H01L 33/24 (2010.01) H01L 33/38 (2010.01)
H01L 33/44 (2010.01) H01L 33/50 (2010.01)

(52) CPC특허분류
A61B 5/0531 (2021.01)
A61B 5/02141 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2019-0130979

(22) 출원일자 2019년10월21일

심사청구일자 2019년10월21일

(65) 공개번호 10-2021-0047437

(43) 공개일자 2021년04월30일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020190070573 A

(뒷면에 계속)

전체 청구항 수 : 총 19 항

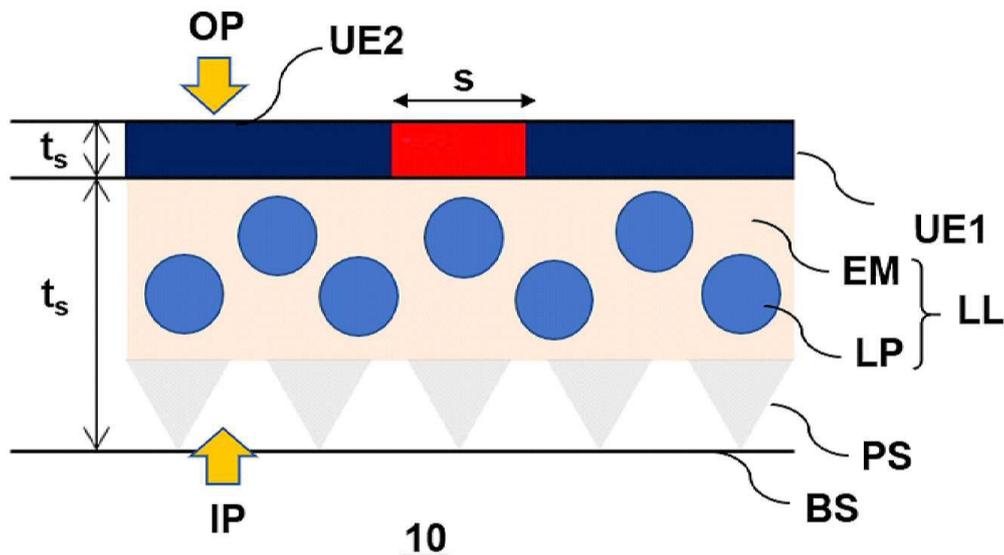
심사관 : 김상운

(54) 발명의 명칭 반응성 표시 소자 및 이의 제조 방법

(57) 요약

본 발명은 반응성 표시 소자 및 이의 제조 방법에 관한 것이다. 본 발명의 일 실시예에 따른 반응성 표시 소자는 제 1 면 및 상기 제 1 면에 대향하는 제 2 면을 가지며, 탄성 매트릭스 및 상기 탄성 매트릭스 내의 발광 입자들을 포함하는 발광층; 및 상기 제 1 면 상에 배치되고, 서로 이격된 제 1 전극 및 제 2 전극을 포함하며, 상기 제 1 전극과 상기 제 2 전극 사이에 교류 전원이 인가되는 상부 전극을 포함하며, 상기 반응성 표시 소자는 상기 제 2 면 상에 접촉하는 생체 피부를 가변 임피던스 성분을 갖는 하부 전극으로서 활용할 수 있다.

대표도 - 도1a



(52) CPC특허분류

A61B 5/6843 (2013.01)
A61B 5/742 (2021.01)
H01L 33/005 (2013.01)
H01L 33/24 (2013.01)
H01L 33/26 (2013.01)
H01L 33/38 (2013.01)
H01L 33/44 (2013.01)
H01L 33/502 (2013.01)
A61B 2562/0247 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

KR1020160097435 A
 KR1020180024897 A
 WO2013124750 A1
 KR101527937 B1

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2019110101
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	중견연구자지원사업
연구과제명	(후속)사용자 상호작용 교류기반 디스플레이/센싱 소재 및
소자(3/3)(2017.3.1~2020.2.29)	
기여율	1/2
과제수행기관명	연세대학교 산학협력단
연구기간	2019.03.01 ~ 2020.02.29

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2018111787
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	원천기술개발사업
연구과제명	[Ezbaro] (총괄/3세부)인공 공감각 일렉트로닉스 플랫폼 개발 (1단계)(2/3)
기여율	1/2
과제수행기관명	연세대학교 산학협력단
연구기간	2019.01.16 ~ 2020.01.15

공지예외적용 : 있음

명세서

청구범위

청구항 1

제 1 면 및 상기 제 1 면에 대향하는 제 2 면을 가지며, 탄성 매트릭스 및 상기 탄성 매트릭스 내의 발광 입자들을 포함하는 발광층; 및

상기 제 1 면 상에 배치되고, 서로 이격된 제 1 전극 및 제 2 전극을 포함하며, 상기 제 1 전극과 상기 제 2 전극 사이에 교류 전원이 인가되는 상부 전극을 포함하는 반응성 표시 소자로서,

상기 반응성 표시 소자는 상기 제 2 면 상에 접촉하는 생체 피부를 가변 임피던스 성분을 갖는 하부 전극으로서 활용하는 반응성 표시 소자.

청구항 2

제1항에 있어서

상기 생체 피부의 상기 가변 임피던스 성분은 상기 생체 피부의 온도, 상기 생체 피부의 땀 분출량, 상기 탄성 매트릭스에 가해지는 압력 또는 이들의 조합에 의해 결정되며,

상기 가변 임피던스 성분의 변화에 따라 상기 발광층의 발광 특성이 가변하는 반응성 표시 소자.

청구항 3

제1항에 있어서

상기 반응성 표시 소자의 커패시턴스 성분은 상기 탄성 매트릭스에 가해지는 압력에 의해 변하며,

상기 발광층의 발광 강도가 상기 커패시턴스의 변화량에 비례하여, 가변되는 반응성 표시 소자.

청구항 4

제1항에 있어서

상기 하부 전극은 플로팅 전극으로 동작하는 반응성 표시 소자.

청구항 5

제1항에 있어서

상기 제 1 전극과 상기 하부 전극 사이에 중첩되는 상기 발광층의 제 1 영역은 제 1 커패시턴스 성분으로 정의되고, 상기 제 2 전극과 상기 하부 전극 사이에 중첩되는 상기 발광층의 제 2 영역은 제 2 커패시턴스 성분으로 정의되며,

상기 가변 임피던스 성분은 상기 제 1 커패시턴스 성분과 상기 제 2 커패시턴스 성분 사이에 직렬 연결되는 반응성 표시 소자.

청구항 6

제1항에 있어서

상기 발광층은 상기 제 2 면에 돌출되고 상부에 첨단부를 갖는 형상 가변 패턴 구조체들을 포함하는 반응성 표시 소자.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 형상 가변 패턴 구조체는,

원기둥, 다각형 기둥, 원뿔, 다각뿔, 원뿔대, 또는 다각뿔대 형상을 갖는 반응성 표시 소자.

청구항 8

제6항에 있어서

상기 형상 가변 패턴 구조체의 밑변의 길이는 상기 발광 입자의 직경보다 작은 반응성 표시 소자.

청구항 9

제1항에 있어서

상기 발광 입자의 평균 직경은 10 μm 내지 50 μm 범위를 갖는 반응성 표시 소자.

청구항 10

제1항에 있어서

상기 발광층의 평균 두께는 15 μm 내지 100 μm 범위를 갖는 반응성 표시 소자.

청구항 11

제1항에 있어서

상기 제 1 전극과 상기 제 2 전극 사이의 이격 거리는 5 μm 내지 30 μm 범위를 갖는 반응성 표시 소자.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 탄성 매트릭스는, PDMS(polydimethylsiloxane), 열가소성 러버(thermoplastic rubber), 실리콘 러버(silicone rubber), 플루오로 실리콘 러버(fluoro silicone rubber), 비닐메틸실리콘 러버(vinyl methyl silicone rubber), 스티렌-부타디엔 러버(styrene-butadiene rubber), 스티렌-에틸렌-부틸렌-스티렌 러버(styrene-ethylene-butylene-styrene rubber), 아크릴 러버(acryl rubber), 부타디엔 러버(butadiene rubber), 클로로이소부틸렌 이소프렌러버(chloro isobutylene isoprene rubber), 폴리크로로프렌(polychloroprene rubber), 에피클로로히드린 러버(epichlorohydrin rubber), 에틸렌 프로필렌 러버(ethylene propylene rubber), 에틸렌프로필렌디엔 러버(ethylene propylene diene rubber), 폴리에테르우레탄 러버(polyether urethane rubber), 폴리이소프렌 러버(polyisoprene rubber), 이소부틸렌 이소프렌 부틸 러버(isobutylene isoprene butyl rubber), 아크릴로니트릴 부타디엔 러버(acrylonitrile butadiene rubber), 폴리우레탄 러버(polyurethane rubber) 중 어느 하나를 포함하는 반응성 표시 소자.

청구항 13

제 1 항에 있어서,

상기 발광 입자는 무기 발광 입자를 포함하며,

상기 무기 발광 입자는 I-VII족 반도체, III-V족 반도체 및 II-VI족 반도체 중 어느 하나를 포함하는 반응성 표시 소자.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 I-VII족 반도체는 CuCl, CuBr, CuI, AgI 중 어느 하나, 또는 둘 이상의 조합을 포함하고,

상기 III-V족 반도체는 GaN, GaP, GaAs, InP, AlGaIn, AlGaP, AlInGaIn, InGaAs, GaAsP 중 어느 하나, 또는 둘 이상의 조합을 포함하며,

상기 II-VI족 반도체는 CdO, CdS, CdSe, CdTe, ZnO, ZnS, ZnSe, ZnTe, CdZnTe, HgCdTe, HgZnTe 중 어느 하나, 또는 둘 이상의 조합을 포함하는 반응성 표시 소자.

청구항 15

제 13 항에 있어서,

상기 무기 발광 입자는 ZnS계 발광체를 포함하며,

상기 ZnS계 발광체는 ZnS에 적어도 하나의 전이 금속 또는 전이후 금속이 활성제로 첨가되어서 적색, 녹색, 또는 청색의 발광색을 발현하는 반응성 표시 소자.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 적색의 발광 색을 유도하는 ZnS계 형광체는 ZnS:Mn의 황화물을 포함하고,

상기 녹색의 발광 색을 유도하는 ZnS계 형광체는 ZnS:Cu, ZnS:Al, ZnS:Cu:Al, ZnS:Cu:Al:Cu, (Zn,Cd)S:Cu:Al, (Zn,Cd)S:Cu, (Zn,Cd)S:Cu:Al:Cu 의 황화물을 포함하며,

상기 청색의 발광 색을 유도하는 ZnS계 형광체는 ZnS:Ag, ZnS:Ag:Cl, ZnS:Ag:Cl:Al, (Zn,Cd)S:Ag, ZnS:Ag:Cl:Al:Mg, (Zn,Cd)S:Ag:Cl, (Zn,Cd)S:Ag:Cl:Al, (Zn,Cd)S:Ag:Cl:Mg의 황화물을 포함하는 반응성 표시 소자.

청구항 17

제 1 항에 있어서,

상기 상부 전극은 인듐 틴 옥사이드(indium tin oxide, ITO), 산화아연(zinc oxide, ZnO), 인듐 도핑된 산화아연(indium doped ZnO, IZO), 알루미늄 도핑된 산화아연(aluminum doped ZnO, AZO), 갈륨 도핑된 산화아연(gallium doped ZnO, GZO), 산화주석(tin oxide) 및 불소 도핑된 산화주석(fluorine doped tin oxide, FTO), 탄소 나노 튜브(CNT: Carbon Nano Tube), 그래핀(Graphene), 은 나노 와이어(Ag Nano Wire), 메탈 메시, 하이브리드 메탈 임베디드, 전도성 고분자 재료 중 어느 하나를 포함하는 투명 전극인 반응성 표시 소자.

상기 전도성 고분자 재료는 폴리에틸렌디옥시티오펜(PEDOT), PEDOT:PSS(폴리-(3,4-에틸렌디옥시티오펜):폴리(스티렌설포네이트)), 폴리아닐린, 폴리티오펜, 폴리아세틸렌, 폴리피롤 또는 이들의 조합을 포함하는 반응성 표시 소자.

청구항 18

탄성 매트릭스 및 발광 입자들을 포함하는 전구체 용액을 코팅하여 발광층을 형성하는 단계;

상기 발광층의 제 1 면상에, 전극 재료를 포함하는 전구체 용액을 코팅하여, 가요성 도전층을 형성하는 단계; 및

상기 가요성 도전층을 패터닝하여, 서로 이격된 제 1 전극과 제 2 전극을 포함하는 상부 전극을 형성하는 단계를 포함하며,

상기 제 1 면상에 대향하는 상기 발광층의 제 2 면 상에 생체 피부를 접촉시켜, 상기 생체 피부를 가변 임피던스 성분을 갖는 하부 전극으로서 활용하는 반응성 표시 소자의 제조 방법.

청구항 19

제 18 항에 있어서,

상기 상부 전극을 형성하는 단계 이후에, 상기 상부 전극의 적어도 일부 영역에 VHB 필름을 형성하는 단계를 더 포함하는 반응성 표시 소자의 제조 방법.

발명의 설명

기술 분야

본 발명은 전자 소자에 관한 것으로, 더욱 상세하게는, 반응성 표시 소자 및 이의 제조 방법에 관한 것이다.

[0001]

배경 기술

- [0003] 최근 사물인터넷(Internet of Things: IoT)에 기반하여 개인 전자 장치부터 헬스케어 및 인공 지능 시스템에 폭넓은 적용이 가능한 자극 반응성 센서에 대한 수요가 끊임없이 증가하고 있다. 상기 자극 반응성 센서는 인간 활동 모니터링 및 개인 건강 관리의 수많은 생체 의학 응용 분야에서 핵심적인 역할을 수행할 수 있는 인간-기계 인터페이스로서 중요한 관심을 받고 있다. 이러한 자극 반응성 센서는 사람 또는 동물의 피부 표피로부터 발생하는 다양한 생체 신호를 검출할 수 있는 사람 또는 동물의 피부 표피로부터 발생하는 다양한 생체 신호를 검출할 수 있다.
- [0004] 종래의 경우, 체온과 땀뿐만 아니라 압력, 변형 및 전단과 같은 개별 표피 자극으로부터 다양한 종류의 생체 신호를 검출하기 위해서는 개별 표피 자극을 감지할 수 있는 센서들을 통합 플랫폼에 결합하여, 상기 자극 반응성 센서를 구현하고 있다. 그러나, 상기 개별 표피 자극을 감지할 수 있는 다수의 센서들을 통합 플랫폼에 결합하여 상기 자극 반응성 센서를 구현할 경우, 상기 자극 반응성 센서를 소형화하기 어려울 수 있고, 제조 비용이 증가할 수 있다.
- [0005] 또한, 종래의 상기 자극 반응성 센서는 생체 신호를 검출하여, 상기 생체 신호를 해독 및 표시할 수 있는 외부 장치 예컨대, 컴퓨터 또는 스마트폰으로 전송하고, 상기 외부 장치는 상기 생체 신호를 시각화하여 그 결과를 표시할 수 있다. 이를 위해서는 상기 자극 반응성 센서와 상기 외부 장치 간에 생체 신호를 전달하기 위한 송수신 모듈이 필요하므로, 시스템 구성이 복잡해질 수 있다.
- [0006] 더하여, 상기 자극 반응성 센서는 사람 또는 동물의 피부 상에 부착되어 상기 다양한 종류의 생체 신호를 검출하기 위해서는 유연성 이외에도, 고감도(high sensitivity), 빠른 응답 시간과 회복시간(fast response and relaxation times), 높은 안정성(excellent stability) 및 넓은 구동 주파수의 범위 같은 특성이 요구된다.
- [0007] 그러나, 종래의 압력을 측정하는 센서는 50 KHz 내지 100 KHz의 주파수 범위에서 동작하여, 생체 신호 정보를 전달하기 위한 센서로 활용하는데 제한될 수 있다. 또한, 종래의 압력을 측정하는 센서는 수 kPa 내지 수백 GPa의 광범위한 범위 압력 변화에 대하여 요구되는 고감도 성능을 충족하기 어려울 수 있다.
- [0008] 따라서, 단일 플랫폼에 기반하여 다양한 종류의 표피 자극들을 검출하고, 다양한 종류의 표피 자극에 대응하여 넓은 동작 주파수의 범위를 가지며, 특히, 수 kPa 내지 수십 kPa의 광범위한 범위 압력 변화에 대하여 고민감도를 갖는 생체 신호 정보를 검출 및 표시하는 소형화가 가능한 반응성 표시 소자가 요구된다.

[선행기술문헌]

[특허문헌]

(특허문헌 0001) 한국 등록특허공보 제10-1668022호 "생체신호측정용 전극센서 및 제조방법"(등록일자: 2016.10.14)

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0010] 따라서, 본 발명이 해결하고자 하는 기술적 과제는, 단일 플랫폼에 기반하여 다양한 종류의 표피 자극들을 검출하고, 다양한 종류의 표피 자극에 대응하여 넓은 동작 주파수의 범위를 가지며, 수 kPa 내지 수십 kPa의 광범위한 범위 압력 변화에 대하여 고민감도를 갖는 생체 신호 정보를 검출 및 표시하는 소형화가 가능한 반응성 표시 소자를 제공하는 것이다.
- [0011] 또한, 본 발명이 해결하고자 하는 다른 기술적 과제는 진술한 이점을 갖는 반응성 표시 소자의 제조 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0013] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 제 1 면 및 상기 제 1 면에 대향하는 제 2 면을 가지며, 탄성 매트릭스 및 상기 탄성 매트릭스 내의 발광 입자들을 포함하는 발광층; 및 상기 제 1 면 상에 배치되고, 서로 이격된 제 1 전극 및 제 2 전극을 포함하며, 상기 제 1 전극과 상기 제 2 전극 사이에 교류 전원이 인가되는 상부 전극을 포함하는 반응성 표시 소자로서, 상기 반응성 표시 소자는 상기 제 2 면 상에 접촉하는 생체 피부를 가변 임피던스 성분을 갖는 하부 전극으로서 활용하는 반응성 표시 소자가 제공될 수 있다. 상기 생체 피부의 상기 가변 임피던스

스 성분은 상기 생체 피부의 온도, 상기 생체 피부의 땀 분출량, 상기 탄성 매트릭스에 가해지는 압력 또는 이들의 조합에 의해 결정되며, 상기 가변 임피던스 성분의 변화에 따라 상기 발광층의 발광 특성이 가변될 수 있다. 상기 반응성 표시 소자의 커패시턴스 성분은 상기 탄성 매트릭스에 가해지는 압력에 의해 변하며, 상기 발광층의 발광 강도가 상기 커패시턴스의 변화량에 비례하여, 가변될 수 있다.

[0014] 일 실시예에서, 상기 하부 전극은 플로팅 전극으로 동작할 수 있다. 상기 제 1 전극과 상기 하부 전극 사이에 증착되는 상기 발광층의 제 1 영역은 제 1 커패시턴스 성분으로 정의되고, 상기 제 2 전극과 상기 하부 전극 사이에 증착되는 상기 발광층의 제 2 영역은 제 2 커패시턴스 성분으로 정의되며, 상기 가변 임피던스 성분은 상기 제 1 커패시턴스 성분과 상기 제 2 커패시턴스 성분 사이에 직렬 연결될 수 있다. 상기 발광층은 상기 제 2 면에 돌출되고 상부에 첨단부를 갖는 형상 가변 패턴 구조체들을 더 포함할 수 있다. 상기 형상 가변 패턴 구조체는, 원기둥, 다각형 기둥, 원뿔, 다각뿔, 원뿔대, 또는 다각뿔대 형상을 가질 수 있다. 상기 형상 가변 패턴 구조체의 면적의 한번의 길이는 상기 발광 입자의 직경보다 작을 수 있다.

[0015] 일 실시예에서, 상기 발광 입자의 평균 직경은 10 μm 내지 50 μm 범위를 갖고, 상기 발광층의 평균 두께는 15 μm 내지 100 μm 범위를 갖고, 상기 제 1 전극과 상기 제 2 전극 사이의 이격 거리는 5 μm 내지 30 μm 범위를 갖는다. 상기 탄성 매트릭스는, PDMS(polydimethylsiloxane), 열가소성 러버(thermoplastic rubber), 실리콘 러버(silicone rubber), 플루오로 실리콘 러버(fluoro silicone rubber), 비닐메틸실리콘 러버(vinyl methyl silicone rubber), 스티렌-부타디엔 러버(styrene-butadiene rubber), 스티렌-에틸렌-부틸렌-스티렌 러버(styrene-ethylene-butylene-strylene rubber), 아크릴 러버(acryl rubber), 부타디엔 러버(butadiene rubber), 클로로이소부틸렌 이소프렌러버(chloro isobutylene isoprene rubber), 폴리클로로프렌(polychloroprene rubber), 에피클로로히드린 러버(epichlorohydrin rubber), 에틸렌 프로필렌 러버(ethylene propylene rubber), 에틸렌프로필렌디엔 러버(ethylene propylene diene rubber), 폴리에테르우레탄 러버(polyether urethane rubber), 폴리이소프렌 러버(polyisoprene rubber), 이소부틸렌 이소프렌 부틸 러버(isobutylene isoprene butyl rubber), 아크릴로니트릴 부타디엔 러버(acrylonitrile butadiene rubber), 폴리우레탄 러버(polyurethane rubber) 중 어느 하나를 포함할 수 있다. 상기 발광 입자는 무기 발광 입자를 포함하며, 상기 무기 발광 입자는 I-VII족 반도체, II-VI족 반도체 및 II-VI족 반도체 중 어느 하나를 포함할 수 있다. 상기 I-VII족 반도체는 CuCl, CuBr, CuI, AgI 중 어느 하나, 또는 둘 이상의 조합을 포함하고, 상기 III-V족 반도체는 GaN, GaP, GaAs, InP, AlGaIn, AlGaP, AlInGaIn, InGaAs, GaAsP 중 어느 하나, 또는 둘 이상의 조합을 포함하며, 상기 II-VI족 반도체는 CdO, CdS, CdSe, CdTe, ZnO, ZnS, ZnSe, ZnTe, CdZnTe, HgCdTe, HgZnTe 중 어느 하나, 또는 둘 이상의 조합을 포함할 수 있다. 상기 무기 발광 입자는 ZnS계 발광체를 포함하며, 상기 ZnS계 발광체는 ZnS에 적어도 하나의 전이 금속 또는 전이후 금속이 활성제로 첨가되어서 적색, 녹색, 또는 청색의 발광색을 발현할 수 있다. 상기 적색의 발광 색을 유도하는 ZnS계 형광체는 ZnS:Mn의 황화물을 포함하고, 상기 녹색의 발광 색을 유도하는 ZnS계 형광체는 ZnS:Cu, ZnS:Al, ZnS:Cu:Al, ZnS:Cu:Al:Ag, (Zn,Cd)S:Cu:Al, (Zn,Cd)S:Cu, (Zn,Cd)S:Cu:Al:Ag 의 황화물을 포함하며, 상기 청색의 발광 색을 유도하는 ZnS계 형광체는 ZnS:Ag, ZnS:Ag:Cl, ZnS:Ag:Cl:Al, (Zn,Cd)S:Ag, ZnS:Ag:Cl:Al:Mg, (Zn,Cd)S:Ag:Cl, (Zn,Cd)S:Ag:Cl:Al, (Zn,Cd)S:Ag:Cl:Mg의 황화물을 포함할 수 있다. 상기 상부 전극은 인듐 틴 옥사이드(indium tin oxide, ITO), 산화아연(zinc oxide, ZnO), 인듐 도핑된 산화아연(indium doped ZnO, IZO), 알루미늄 도핑된 산화아연(aluminum doped ZnO, AZO), 갈륨 도핑된 산화아연(gallium doped ZnO, GZO), 산화주석(tin oxide) 및 불소 도핑된 산화주석(fluorine doped tin oxide, FTO), 탄소 나노 튜브(CNT: Carbon Nano Tube), 그래핀(Graphene), 은 나노 와이어(Ag Nano Wire), 메탈 매시, 하이브리드 메탈 임베디드, 전도성 고분자 재료 중 어느 하나를 포함할 수 있다. 상기 전도성 고분자 재료는 폴리에틸렌디옥시티오펜(PEDOT), PEDOT:PSS(폴리-(3,4-에틸렌디옥시티오펜):폴리(스티렌설포네이트), 폴리아닐린, 폴리티오펜, 폴리아세틸렌, 폴리피롤 또는 이들의 조합을 포함할 수 있다.

[0016] 본 발명의 다른 실시예에 따르면, 탄성 매트릭스 및 발광 입자들을 포함하는 전구체 용액을 코팅하여 발광층을 형성하는 단계; 상기 발광층의 제 1 면상에, 전극 재료를 포함하는 전구체 용액을 코팅하여, 가요성 도전층을 형성하는 단계; 및 상기 가요성 도전층을 패터닝하여, 서로 이격된 제 1 전극과 제 2 전극을 포함하는 상부 전극을 형성하는 단계를 포함하며, 상기 제 1 면상에 대향하는 상기 발광층의 제 2 면 상에 생체 피부를 접촉시켜, 상기 생체 피부를 가변 임피던스 성분을 갖는 하부 전극으로서 활용하는 반응성 표시 소자의 제조 방법이 제공될 수 있다. 상기 제 1 전극과 제 2 전극으로 이격시키는 단계 후에, 상기 상부 전극의 적어도 일부 영역에 VHB 필름을 형성하는 단계를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0018] 본 발명의 실시예에 따르면, 탄성 매트릭스 및 상기 탄성 매트릭스 내의 발광 입자들을 포함하는 발광층의 일면 상에 접촉하는 생체 피부를 가변 임피던스 성분을 갖는 하부 전극으로서 활용함으로써, 단일 플랫폼에 기반하여 다양한 종류의 표피 자극들을 검출하고, 다양한 종류의 표피 자극에 대응하여 넓은 동작 주파수의 범위를 가지며, 수 kPa 내지 수십 kPa의 광범위한 범위 압력 변화에 대하여 고민감도를 갖는 생체 신호 정보를 검출 및 표시할 수 있는 이점이 있다.

[0019] 또한, 본 발명의 다른 실시예에 따르면, 기술한 이점을 갖는 반응성 표시 소자의 제공 방법이 제공될 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0021] 도 1a 및 도 1b는 각각 본 발명의 일 실시예에 따른 반응성 표시 소자(10)의 단면도 및 사시도이다.
- 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 반응성 표시 소자(10)가 생체 피부와 접촉하여 동작하는 예를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 3a는 본 발명의 실시예에 따른 반응성 표시 소자(10)의 무부하(unloading) 상태를 설명하기 위한 도면이고, 도 3b는 본 발명의 실시예에 따른 반응성 표시 소자(10)의 부하/loading) 상태를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 반응성 표시 소자(10)의 구동 상태에 따른 커패시턴스 용량의 변화를 나타내는 그래프이다.
- 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 반응성 표시 소자의 제조 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6a 내지 도 6b는 본 발명의 일 실시예에 따른 반응성 표시 소자의 SEM(scanning electron microscope) 사진이다. 구체적으로, 도 6a는 반응성 표시 소자(10)의 상부의 정면에서 본 SEM 이미지이며, 도 6b는 반응성 표시 소자의 단면도에 대한 SEM 이미지이다.
- 도 7a와 도 7b는 본 발명의 실시예에 따른 유한요소법(Finite Element Analysis, FEA)을 이용한 반응성 표시 소자의 교류 전계 필드 분석 결과의 도면이다.
- 도 8a는 PDMS 내의 ZnS:Cu 입자의 함량에 따른 유전상수 값을 주파수에 따라 측정한 그래프이다.
- 도 8b는 압력 변화에 따른 커패시턴스 변화와 민감도를 나타내는 그래프이다.
- 도 9a는 본 발명의 일 실시예에 따른 가압 횟수에 따른 반응성 표시 소자의 커패시턴스 변화를 나타내는 그래프이다.
- 도 9b는 본 발명의 일 실시예에 따른 압력에 따른 반응성 표시 소자의 발광 세기를 나타내는 그래프이다.
- 도 10a은 굽힘 속도 및 굽힘 각도에 따른 커패시턴스 변화를 나타내는 그래프이고, 도 10b는 손가락 마디에 부착된 반응성 표시 소자의 굽힘 각도를 보여주는 이미지이다.
- 도 11a는 사람의 목 부위에 부착된 반응성 표시 소자의 커패시턴스 변화 패턴을 보여주는 도면이고, 도 11b는 사람 복부의 표피 상에 부착된 반응성 표시 소자의 커패시턴스 변화 패턴을 보여주는 도면이다.
- 도 12a는 온도 변화에 따른 커패시턴스 변화를 나타내는 그래프이고, 도 12b는 40 °C에서 압력 변화에 따른 임피던스 변화를 나타내는 도면이다.
- 도 13a는 주파수 변화에 따른 임피던스 변화를 보여주는 그래프이고, 도 13b는 DMSO 변화에 따른 임피던스 변화를 보여주는 그래프이고, 도 13c은 전압 변화에 따른 반응성 표시 소자의 휘도 변화를 보여주는 그래프이다.
- 도 14a는 온도 변화에 따른 임피던스 변화를 측정하기 위해서 반응성 표시 소자가 부착된 손가락 마디를 이용하여, 물컵을 쥐는 이미지와 땀 분출량의 변화에 따른 임피던스 변화를 측정하기 위해 반응성 표시 소자가 부착된 손가락 부위를 보여주는 이미지이다.
- 도 15a는 반응성 표시 소자를 이용하여 손가락의 지문 정보를 감지하는 예를 설명하기 위한 도면이고, 도 15b는 감지된 지문 정보의 이미지를 보여주는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0022] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세히 설명하기로 한다.
- [0023] 본 발명의 실시예들은 당해 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 본 발명을 더욱 완전하게 설명하기 위하여 제공되는 것이며, 하기 실시예는 여러 가지 다른 형태로 변형될 수 있으며, 본 발명의 범위가 하기 실시예에 한정되는 것은 아니다. 오히려, 이들 실시예는 본 개시를 더욱 충실하고 완전하게 하고, 당업자에게 본 발명의 사상을 완전하게 전달하기 위하여 제공되는 것이다.
- [0024] 도면에서 동일 부호는 동일한 요소를 지칭한다. 또한, 본 명세서에서 사용된 바와 같이, 용어 "및/또는"은 해당 열거된 항목 중 어느 하나 및 하나 이상의 모든 조합을 포함한다.
- [0025] 본 명세서에서 사용된 용어는 실시예를 설명하기 위하여 사용되며, 본 발명의 범위를 제한하기 위한 것이 아니다. 또한, 본 명세서에서 단수로 기재되어 있다 하더라도, 문맥상 단수를 분명히 지적하는 것이 아니라면, 복수의 형태를 포함할 수 있다. 또한, 본 명세서에서 사용되는 "포함한다(comprise)" 및/또는 "포함하는(comprising)"이란 용어는 언급한 형상들, 숫자, 단계, 동작, 부재, 요소 및/또는 이들 그룹의 존재를 특정하는 것이며, 다른 형상, 숫자, 동작, 부재, 요소 및/또는 그룹들의 존재 또는 부가를 배제하는 것이 아니다.
- [0026] 본 명세서에서 기관 또는 다른 층 "상에(on)" 형성된 층에 대한 언급은 상기 기관 또는 다른 층의 바로 위에 형성된 층을 지칭하거나, 상기 기관 또는 다른 층 상에 형성된 중간 층 또는 중간 층들 상에 형성된 층을 지칭할 수도 있다. 또한, 당해 기술 분야에서 숙련된 자들에게 있어서, 다른 형상에 "인접하여(adjacent)" 배치된 구조 또는 형상은 상기 인접하는 형상에 중첩되거나 하부에 배치되는 부분을 가질 수도 있다.
- [0027] 본 명세서에서, "아래로(below)", "위로(above)", "상부의(upper)", "하부의(lower)", "수평의(horizontal)" 또는 "수직의(vertical)"와 같은 상대적 용어들은, 도면들 상에 도시된 바와 같이, 일 구성 부재, 층 또는 영역들이 다른 구성 부재, 층 또는 영역과 갖는 관계를 기술하기 위하여 사용될 수 있다. 이들 용어들은 도면들에 표시된 방향뿐만 아니라 소자의 다른 방향들도 포괄하는 것임을 이해하여야 한다.
- [0028] 본 명세서에서, "투명한"이란 용어는, 가시광선, 적외선, 또는 자외선 영역 모두의 대역에 있어 투광도를 갖는 것에 한정되지 아니하며, 이들 영역의 일부 파장 대역에 있어 투광도를 갖는 것으로 해석되어야 한다.
- [0029] 이하에서, 본 발명의 실시예들은 본 발명의 이상적인 실시예들(및 중간 구조들)을 개략적으로 도시하는 단면도들을 참조하여 설명될 것이다. 이들 도면들에 있어서, 예를 들면, 부재들의 크기와 형상은 설명의 편의와 명확성을 위하여 과장될 수 있으며, 실제 구현시, 도시된 형상의 변형들이 예상될 수 있다. 따라서, 본 발명의 실시예는 본 명세서에 도시된 영역의 특정 형상에 제한된 것으로 해석되어서는 아니 된다. 또한, 도면의 부재들의 참조 부호는 도면 전체에 걸쳐 동일한 부재를 지칭한다.
- [0031] 도 1a 및 도 1b는 각각 본 발명의 일 실시예에 따른 반응성 표시 소자(10)의 단면도 및 사시도이다.
- [0032] 도 1a 및 도 1b를 참조하면, 반응성 표시 소자(10)는 제 1 면 및 상기 제 1 면에 대향하는 제 2 면을 가지며, 탄성 매트릭스(EM) 및 탄성 매트릭스(EM) 내의 발광 입자들(LP)을 포함하는 발광층(LL) 및 상기 제 1 면 상에 배치되고, 서로 이격된 제 1 전극(UE1) 및 제 2 전극(UE2)을 포함하며, 제 1 전극(UE1)과 제 2 전극(UE2) 사이에 교류 전원(AC)이 인가되는 상부 전극을 포함할 수 있다. 반응성 표시 소자(BS)는 발광층(LL)의 상기 제 1 면에 대향하는 상기 제 2 면 상에 접촉하는 생체 피부(BS)를 가변 임피던스 성분을 갖는 하부 전극으로서 활용할 수 있다. 상기 하부 전극은 플로팅 전극으로 동작할 수 있다.
- [0033] 생체 피부(BS)는 사람 또는 동물의 피부일 수 있다. 일 실시예에서, 생체 피부(BS)의 상기 가변 임피던스 성분은 생체 피부(BS)의 온도, 생체 피부(BS)의 땀 분출량, 생체 피부(BS)에 의한 탄성 매트릭스(LL)에 가해지는 내부 압력(IP) 또는 이들의 조합에 의해 결정될 수 있다. 더하여, 생체 피부(BS)의 상기 가변 임피던스 성분은 상부 전극(UE1, UE2)을 통해 가해지는 외부 압력(OP), 외부 온도 및 외부 습도에 의해서도 영향을 받을 수 있다. 그러나, 상기 외부의 습도는 반응성 표시 소자(10)의 임피던스 변화에 미치는 영향이 미미하여 무시할 수 있다.
- [0034] 일 실시예에서, 상기 가변 임피던스 성분의 변화에 따라 발광층(LL)의 휘도 및 발광 강도 같은 발광 특성이 가변될 수 있다. 바람직하게, 반응성 표시 소자(10)로 전달되는 온도 또는 땀 분출량이 증가할수록 반응성 표시 소자(10)의 임피던스는 감소하고, 이로 인해 인가된 교류 전압(AC)에 의해서 발광 강도 또는 휘도가 증가할 수 있다.
- [0035] 일 실시예에서, 반응성 표시 소자(10)는 임피던스 성분 이외에 커패시턴스 성분을 더 가질 수 있다. 반응성 표시 소자(10)의 상기 커패시턴스 성분은 탄성 매트릭스(EM)에 가해지는 압력에 의해 가변되며, 발광층(LL) 내 발

광 입자들(LP)의 발광 강도가 커패시턴스 성분의 변화량에 비례하여 가변될 수 있다. 바람직하게, 반응성 표시 소자(10)에 가해지는 압력에 의해 비례하여 커패시턴스 성분의 변화량이 커지며, 이로 인해 반응성 표시 소자(10)의 발광 강도가 커질 수 있다.

[0036] 상기 커패시턴스 성분은 제 1 커패시턴스 성분, 제 2 커패시턴스 성분 및 제 3 커패시턴스 성분을 포함할 수 있다. 상기 제 1 커패시턴스 성분은 제 1 전극(UE1)과 하부 전극(BS) 사이에 중첩되는 발광층(LL)의 제 1 영역으로 정의되고, 상기 제 2 커패시턴스 성분은 제 2 전극(UE1)과 하부 전극(BS) 사이에 중첩되는 발광층(LL)의 제 2 영역으로 정의되며, 상기 제 3 커패시턴스 성분은 제 1 전극(UE1)과 제 2 전극(UE2) 사이의 공간 영역(s)으로 정의될 수 있다. 또한, 상기 가변 임피던스 성분은 상기 제 1 커패시턴스 성분과 상기 제 2 커패시턴스 성분 사이에 직렬 연결될 수 있다.

[0037] 일 실시예에서, 발광층(LL)은 상기 제 1 면에 대항하는 제 2 면에 돌출되고 상부에 첨단부를 갖는 형상 가변 패턴 구조체(PS)들을 포함할 수 있다. 형상 가변 패턴 구조체(PS)는 원기둥, 다각형 기둥, 원뿔, 다각뿔, 원뿔대, 또는 다각뿔대 형상을 가질 수 있다. 바람직하게, 형상 가변 패턴 구조체(PS)는 생체 피부(BS)에 가까워질수록 단면적이 점진적으로 작아지는 사각뿔 형상을 가질 수 있다. 그러나, 본 발명은 이러한 형상들에 제한되지 않는다. 또한, 하나의 다각뿔 형상을 갖는 형상 가변 패턴 구조체들(PS)이 배열되는 것을 예시적으로 설명하고 있지만, 구현에 있어서, 서로 다른 2 이상의 형상들을 갖는 형상 가변 패턴 구조체들(PS)이 랜덤하게 또는 규칙적으로 배열될 수 있다.

[0038] 또한, 형상 가변 패턴 구조체(PS)의 면적의 한변의 길이는 발광 입자(LP)의 직경보다 작을 수 있다. 이는 발광 입자들(LP)이 형상 가변 패턴 구조체(PS) 내부로 이동하는 것을 방지할 수 있다. 압력에 의해 형상 가변 패턴 구조체(PS)가 변형될 수 있으며 발광 입자들(LP)이 형상 가변 패턴 구조체(PS) 내부에 위치하는 경우에 형상 가변 패턴 구조체(PS)의 변형에 의해 발광 입자들(LP)이 깨지거나 손상되어 발광 특성이 저하될 수 있다. 따라서, 발광 입자들(LP)이 형상 가변 패턴 구조체(PS) 내부로 이동 또는 배치되는 것을 방지하는 것이 바람직하다.

[0039] 형상 가변 패턴 구조체(PS)의 면적의 한변의 길이는 1 μ m 내지 10 μ m 범위 내일 수 있다. 바람직하게, 형상 가변 패턴 구조체(PS)의 최대 지름(또는 크기)은 3 μ m 내지 7 μ m 범위 내일 수 있다. 형상 가변 패턴 구조체(PS)의 최대 지름(또는 크기)이 1 μ m 이하의 경우, 압력을 감지하는 범위가 낮아져서 생체 신호 검출이 어려울 수 있고, 10 μ m 이상의 경우, 형상 가변 패턴 구조체(PS) 내부로 발광 입자가 유입되어 가압에 의해 변형되는 형상 가변 패턴 구조체(PS)에 의해 발광 입자가 깨질 수 있다.

[0040] 발광 입자(LP)의 평균 직경은 10 μ m 내지 50 μ m 범위 내일 수 있다. 발광 입자(LP)의 평균 직경이 10 μ m 이하인 경우 형상 가변 패턴 구조체(PS) 내부로 발광 입자가 유입되어 가압에 의해 변형되는 형상 가변 패턴 구조체(PS)에 의해 발광 입자가 깨질 수 있고, 50 μ m 이상의 경우, 압력 변화에 따른 발광 세기의 차이가 미미하여, 압력 변화에 따른 결과를 시각화하여도 제한적일 수 있다.

[0041] 발광층(LL)의 평균 두께는 15 μ m 내지 100 μ m 범위 내일 수 있다. 발광층의 두께가 15 μ m 이하인 경우, 생체 신호를 시각화하기 위한 발광 입자를 수용하기 어렵고, 100 μ m 이상의 경우 가해지는 동일 전압대비 전계의 세기가 매우 약해지기 때문에 발광 성능이 저하될 수 있다.

[0042] 제 1 전극(UE1)과 제 2 전극(UE2) 사이의 이격 거리(s)는 5 μ m 내지 30 μ m 범위 내일 수 있다. 이격 거리(s)가 5 μ m 이하의 경우 초기 커패시턴스 값(C_{air})이 너무 커져서 가해지는 전계의 세기가 커져서 불필요한 발광 작동이 수행될 수 있고, 30 μ m 이상의 경우 소자의 성능 영향을 주지않아 생체 신호의 시각화가 어려울 수 있다.

[0043] 일 실시예에서, 탄성 매트릭스(EM)와 형상 가변 패턴 구조체(PS)는 일체형이거나, 탄성 매트릭스(EM) 상에 형상 가변 패턴 구조체(PS)가 바인더에 의해 결합될 수 있다. 교류 전원(AC)은 사인파(sine wave) 또는 구형파(사각파, square wave)일 수 있지만, 이에 제한되지 않는다.

[0044] 탄성 매트릭스(EM)는, PDMS(polydimethylsiloxane), 열가소성 러버(thermoplastic rubber), 실리콘 러버(silicone rubber), 플루오로 실리콘 러버(fluoro silicone rubber), 비닐메틸실리콘 러버(vinyl methyl silicone rubber), 스티렌-부타디엔 러버(styrene-butadiene rubber), 스티렌-에틸렌-부틸렌-스티렌 러버(styrene-ethylene-butylene-strylene rubber), 아크릴 러버(acryl rubber), 부타디엔 러버(butadiene rubber), 클로로이소부틸렌 이소프렌러버(chloro isobutylene isoprene rubber), 폴리클로로프렌(polychloroprene rubber), 에피클로로히드린 러버(epichlorohydrin rubber), 에틸렌 프로필렌 러버(ethylene propylene rubber), 에틸렌프로필렌디엔 러버(ethylene propylene diene rubber), 폴리에테르우레탄 러버

(polyether urethane rubber), 폴리이소프렌 러버(polyisoprene rubber), 이소부틸렌 이소프렌 부틸 러버(isobutylene isoprene butyl rubber), 아크릴로니트릴 부타디엔 러버(acrylonitrile butadiene rubber), 폴리우레탄 러버 (polyurethane rubber) 중 어느 하나를 포함할 수 있다.

[0045] 일 실시예에서, 발광 입자들(LP)은 무기 발광 입자를 포함할 수 있다. 상기 무기 발광 입자는 발광 특성을 갖는 압전 재료로 구성된 코어, 상기 코어 내부에 배치되는 서로 다른 적어도 하나의 도펀트들, 그리고 상기 코어를 둘러싸는 절연체를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 상기 절연체는 전술한 탄성 매트릭스(EM)일 수 있다. 상기 무기 발광 입자는 I-VII 족 반도체, III-V 족 반도체 및 II-VI 족 반도체 중 어느 하나를 포함할 수 있다. 상기 I-VII족 반도체는 CuCl, CuBr, CuI, AgI 중 어느 하나, 또는 둘 이상의 조합을 포함하고, 상기 III-V족 반도체는 GaN, GaP, GaAs, InP, AlGaIn, AlGaP, AlInGaIn, InGaAs, GaAsP 중 어느 하나, 또는 둘 이상의 조합을 포함하며, 상기 II-VI족 반도체는 CdO, CdS, CdSe, CdTe, ZnO, ZnS, ZnSe, ZnTe, CdZnTe, HgCdTe, HgZnTe 중 어느 하나, 또는 둘 이상의 조합을 포함할 수 있다. 바람직하게, 상기 무기 발광 입자는 ZnS계 발광체를 포함하며, 상기 ZnS계 발광체는 ZnS에 적어도 하나의 전이 금속 또는 전이후 금속이 활성제로 첨가되어서 적색, 녹색, 또는 청색의 발광색을 발현할 수 있다. 상기 적색의 발광 색을 유도하는 ZnS계 형광체는 ZnS:Mn의 황화물을 포함하고, 상기 녹색의 발광 색을 유도하는 ZnS계 형광체는 ZnS:Cu, ZnS:Al, ZnS:Cu:Al, ZnS:Cu:Al:Au, (Zn,Cd)S:Cu:Al, (Zn,Cd)S:Cu, (Zn,Cd)S:Cu:Al:Au의 황화물을 포함하며, 상기 청색의 발광 색을 유도하는 ZnS계 형광체는 ZnS:Ag, ZnS:Ag:Cl, ZnS:Ag:Cl:Al, (Zn,Cd)S:Ag, ZnS:Ag:Cl:Al:Mg, (Zn,Cd)S:Ag:Cl, (Zn,Cd)S:Ag:Cl:Al, (Zn,Cd)S:Ag:Cl:Mg의 황화물을 포함할 수 있다.

[0046] 상부 전극(UE1, UE2)은 인듐 틴 옥사이드(indium tin oxide, ITO), 산화아연(zinc oxide, ZnO), 인듐 도핑된 산화아연(indium doped ZnO, IZO), 알루미늄 도핑된 산화아연(aluminum doped ZnO, AZO), 갈륨 도핑된 산화아연(gallium doped ZnO, GZO), 산화주석(tin oxide) 및 불소 도핑된 산화주석(fluorine doped tin oxide, FTO), 탄소 나노 튜브(CNT: Carbon Nano Tube), 그래핀(Graphene), 은 나노 와이어(Ag Nano Wire), 메탈 메시, 하이브리드 메탈 임베디드, 전도성 고분자 재료 중 어느 하나를 포함할 수 있다. 상기 전도성 고분자 재료는 폴리에틸렌디옥시티오펜(PEDOT), PEDOT:PSS(폴리-(3,4-에틸렌디옥시티오펜):폴리(스티렌설포네이트)), 폴리아닐린, 폴리티오펜, 폴리아세틸렌, 폴리피롤 또는 이들의 조합을 포함할 수 있다.

[0048] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 반응성 표시 소자(10)가 생체 피부와 접촉하여 동작하는 예를 설명하기 위한 도면이다.

[0049] 도 2를 참조하면, 검출 부위의 피부 표피(epidermis) 상에 전술한 도 1a과 도 1b의 반응성 표시 소자(10)가 배치되어, 상기 피부 표피(epidermis)의 일면과 반응성 표시 소자(10) 내의 발광층(LL)의 일면이 접촉될 수 있다. 이때, 상기 피부 표피(epidermis) 상에 접촉하고 있는 반응성 표시 소자(10)가 다른 위치로 이동되거나 탈리되지 못하도록, 접착 테이프(AD)에 의해 반응성 표시 소자(10)는 고정될 수 있다. 접착 테이프(AD)는 VHB 접착 테이프일 수 있다.

[0050] 일 실시예에서, 반응성 표시 소자(10)는 상기 피부 표피(epidermis)의 하부에 있는 진피는 혈관 및 땀샘이 존재하며, 진피 내부의 혈관을 통해 혈액이 생체 내부를 순환하고 땀샘을 통해 땀이 분비됨으로써, 체온이 유지될 수 있다. 또한, 혈관 내부의 혈액은 혈관 내에서의 압력을 통해 흐른다. 이러한, 혈관의 압력과 체온 그리고 땀샘으로부터 분비되는 땀은 상기 피부 표피로 전달될 수 있고, 상기 피부 표피와 접촉하고 있는 반응성 표시 소자(10)는 피부 표피를 통해 전달되는 체온, 혈관 내의 압력 그리고 땀샘으로부터 분비되는 땀으로부터 각각 독립적으로 발생하는 생체 신호들을 검출할 수 있다.

[0051] 예컨대, 피부 표피를 통해 전달되는 체온, 혈관 내의 압력 그리고 땀샘으로부터 분비되는 땀에 의해 반응성 표시 소자(10)의 임피던스 성분 및 커패시턴스 성분이 가변적으로 변화하며, 가변되는 임피던스 성분 또는 가변되는 커패시턴스 성분 또는 이들의 조합으로부터 생체 신호가 검출될 수 있다. 또한, 인가되는 AC의 전계에 구동되는 발광층(LL)이 발광하며, 가변되는 임피던스 성분 또는/및 가변되는 커패시턴스 성분에 의해서 발광 강도 휘도가 조절될 수 있다. 이는 자극 반응성 센서(10)가 생체 신호를 검출하여, 발광을 통해 상기 생체 신호를 표시할 수 있어서, 별도의 외부 장치를 활용하지 않더라도, 본 발명의 반응성 표시 소자(10)는 생체 신호 검출 및 표시를 동시에 할 수 있다.

[0052] 전술한 바와 같이, 반응성 표시 소자(10)는 땀, 체온 및 내부 압력 같은 별도의 생체 신호들을 독립적으로 검출한 후, 발광층(LL)의 발광을 통해 생체 신호를 시각화하여 표시할 수 있다. 이는 상부 전극(UE) 및 발광층(LL)의 적층의 단일 플랫폼 구조에서, 복수의 생체 신호들을 독립적으로 검출할 수 있는 것이어서, 개별 생체 신호들을 각각 검출하기 위해 복수의 센서를 결합하는 구조보다는 간단하다. 또한, 반응성 표시 소자(10)에 의해

생체 신호의 검출 및 시각화가 모두 가능하므로, 별도의 외부 장치와 연결을 수행하는 송수신 모듈이 불필요하므로 설계를 더욱 간단하게 할 수 있다.

- [0054] 도 3a는 본 발명의 실시예에 따른 반응성 표시 소자(10)의 무부하(unloading) 상태를 설명하기 위한 도면이고, 도 3b는 본 발명의 실시예에 따른 반응성 표시 소자(10)의 부하(loading) 상태를 설명하기 위한 도면이다. 본 발명에서, 상기 무부하 상태는 생체 피부(BS)를 가변 임피던스 성분을 갖는 하부 전극이 발광층(LL) 상에 접촉하지 않는 상태를 지칭할 수 있다. 상기 부하 상태는 생체 피부(BS)를 가변 임피던스 성분을 갖는 하부 전극이 발광층(LL) 상에 접촉하는 상태를 지칭할 수 있다.
- [0055] 도 3a를 참조하면, 반응성 표시 소자가 무부하 상태인 경우에, 제 1 전극(UE1)과 제 2 전극(UE2) 사이에 교류 전원(AC)에 의해 형성되는 전계(EF)는 발광층(LL)의 평면 상에 수평하게 형성될 수 있다. 또한, 제 1 전극(UE1)과 제 2 전극(UE2) 사이의 이격 공간(d1)에는 공기(Air)가 존재할 수 있으며, 이격 공간(d1) 내의 공기(Air)로 인해서 제 1 전극(UE1)과 제 2 전극(UE2) 사이의 이격 공간(d1)은 유전체로서 기능하게 될 수 있다. 따라서, 제 1 전극(UE1)과 제 2 전극(UE2) 사이의 이격 공간(d1)은 초기 낮은 커패시턴스(C_{air})의 증가 회로로 나타낼 수 있다.
- [0056] 도 3b를 참조하면, 생체 피부(BS)를 가변 임피던스 성분을 갖는 하부 전극이 발광층(LL)과 접촉함으로써, 상기 하부 전극과 상부 전극(UE1, UE2) 사이에 수직 구동 전계(VEF)가 형성되고, 하부 전극-발광층(LL)-상부 전극(UE1, UE2)의 전계 경로가 형성될 수 있다. 바람직하게, 수직 구동 전계(VEF)는 상기 하부 전극과 상부 전극(UE1) 사이에 중첩하는 발광층(LL)의 제 1 영역과 상기 하부 전극과 상부 전극(UE2) 사이에 중첩하는 발광층(LL)의 제 2 영역에 형성된다. 또한, 상기 제 1 영역과 상기 제 2 영역 사이는 하부 전극-발광층(LL)-상부 전극(UE1, UE2)의 전계 경로를 통해 전기적으로 결합될 수 있다. 또한, 상기 제 1 영역은 제 1 커패시턴스(C_{s1})로 증가할 수 있고, 상기 제 2 영역은 제 2 커패시턴스(C_{s2})로 증가할 수 있다. 여기서, 임피던스(ZE)는 반응성 표시 소자(10)의 임피던스 성분이고, 초기 커패시턴스(C_{air}), 제 1 커패시턴스(C_{s1}) 및 제 2 커패시턴스(C_{s2})의 총합이 반응성 표시 소자(10)의 커패시턴스 성분이다. 여기서, 상기 부하 상태에서, 반응성 표시 소자(10)는 제 1 커패시턴스(C_{s1}), 임피던스(ZE) 및 제 2 커패시턴스(C_{s2})가 직렬 연결된 증가 회로로 나타낼 수 있다.
- [0057] 일 실시예에서, 상기 부하 상태에서, 상기 하부 전극으로 활용되는 생체 피부(BS)의 체온 및 땀 분출량에 의해 생체 피부(BS)의 임피던스 성분이 변함으로써, 반응성 표시 소자(10)의 임피던스(ZE)가 변할 수 있고, 혈압 같은 내부 압력 또는 외부로부터 가해지는 압력(이하 외부 압력이라 칭함: OP)에 의해 제 1 커패시턴스(C_{s1}) 및 제 2 커패시턴스(C_{s2})가 변할 수 있다.
- [0058] 예컨대, 본 발명에서는 체온이 증가하거나 피부의 땀 분출량이 증가하게 되면, 생체 피부(BS)의 임피던스가 감소하여 반응성 표시 소자(10)의 임피던스(ZE)가 감소하게 될 수 있다. 또한, 내부 압력 또는 외부 압력이 증가하게 되면, 가변 패턴 구조체(PS)가 변형되어 상부 전극과 하부 전극 사이의 거리가 짧아져서 커패시턴스가 증가할 수 있다. 전술한 부하 상태의 증가 회로에서, 임피던스 성분과 커패시턴스 성분이 변함에 따라 발광층(LL)의 발광 강도 또는 휘도가 가변될 수 있다.
- [0060] 전술한 바와 같이, 탄성 매트릭스(EM) 및 탄성 매트릭스(EM) 내의 발광 입자들(LP)을 포함하는 발광층(LL)의 일면 상에 접촉하는 생체 피부(BS)를 가변 임피던스 성분을 갖는 하부 전극으로서 활용함으로써, 단일 플랫폼에 기반하여 다양한 종류의 표피 자극들을 검출하며 검출 결과를 시각화하여 나타낼 수 있다. 또한, 가변 패턴 구조체(PS)를 도입함으로써, 다양한 종류의 표피 자극에 대응하여 넓은 동작 주파수의 범위를 가지며, 수 kPa 내지 수십 kPa의 범위 압력 변화에 대하여 고민감도 검출이 가능하다. 이는 혈압 같은 작은 압력에 대하여도 생체 신호의 검출이 가능하다.
- [0061] 따라서, 본 발명의 반응성 표시 소자(10)는, 인체에 무해한 재료를 사용할 경우 인체에 적용하여 심박 측정, 근육과 인체의 움직임 등 다양한 헬스모니터링을 위한 센서 및 표시 소자로 다양하게 활용될 수 있다.
- [0062] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 반응성 표시 소자(10)의 구동 상태에 따른 커패시턴스 용량의 변화를 나타내는 그래프이다.
- [0063] 도 4를 참조하면, 무부하 상태(unloading)의 커패시턴스(C_0)가 부하 상태(loading) 상태의 커패시턴스(C_c)보다 작고, 부하 상태(loading) 상태의 커패시턴스(C_c)는 인가되는 압력이 가해진 상태의 커패시턴스(C_{p1} , C_{p2})보다 작다. 압력이 증가함에 상부 전극과 생체 피부 사이의 거리가 짧아져서 커패시턴스 변화가 커지는 것을 알 수

있다.

- [0064] 기술한 바와 같이, 본 발명의 반응성 표시 소자(10)는 압력에 따라 커패시턴스(또는 정전용량)이 변하는 것으로서, 도 3와 같이, 무부하 상태에서 상부 전극(UE1, UE2)사이의 공간 영역(s)이 유전체로 기능하여, 반응성 표시 소자(10)는 낮은 정전용량을 가지며, 생체 피부(BS)를 가변 임피던스 성분을 갖는 하부 전극이 반응성 표시 소자(10)의 발광층(LL)의 첨단부에 접촉하는 경우, 상기 하부 전극을 통해 정전용량이 증가하고, 더하여, 내부 또는 외부 압력을 통해 정전용량을 점자 증가시킬 수 있다. 이러한 정전용량의 변화를 이용하여, 반응성 표시 소자(10)는 고민감도 및 고유연성을 가질 수 있다. 또한, 반응성 표시 소자(10)는 압력 감지뿐만 아니라 탄성 매트릭스(예: PDMS)와 무기 발광 입자(예: ZnS:Cu)를 포함하는 발광층(LL)의 광 방출을 통해서 생체 신호의 시각화 또는 이미징화가 가능하다.
- [0065] 본 발명의 반응성 표시 소자(10)는 종래의 정전용량 기반의 압력 센서의 상부 전극과 하부 전극 사이의 유전체를 이용하는 방식과 달리, 하부전극 사이의 공기층을 유전체로 이용하여 매우 낮은 정전용량 값을 유지할 수 있으며, 하부 전극으로서 생체 피부(BS)가 접촉할 시, 고민감도 정전용량 센서의 특성을 가지며, 동시에 검출된 생체 신호의 이미징을 구현할 수 있다. 따라서, 본 발명의 반응성 표시 소자(10)는 하부 전극으로 이용되는 생체 피부(BS)의 접촉만으로 임피던스 성분 및 커패시턴스의 변화 값을 가질 수 있으며, 수 kPa 내지 수십 GPa의 광범위한 압력 변화에 고민감도 측정이 가능하다. 또한, 피라미드 구조체 같은 형상 가변 패턴 구조체의 영향으로 도전성 외부 객체(CO)의 민감도를 향상시켜 고해상도의 이미징을 구현할 수 있다. 더하여, 인체에 무해한 재료를 이용하기 때문에, 인체에 적용하여 심박 측정, 근육과 인체의 움직임 같은 다양한 헬스 모니터링을 위한 센서 및 이미징 디스플레이 소자로서 다양하게 활용 가능하다.
- [0067] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 반응성 표시 소자의 제조 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0068] 도 5를 참조하면, 반응성 표시 소자(10)의 제조 방법이 형상 가변 패턴 구조체의 배열을 포함하는 실리콘 몰드를 준비하는 단계(100), 실리콘 몰드(PSW) 상에, 탄성 매트릭스(EM) 및 발광 입자들(LP)을 포함하는 전구체 용액(P)을 코팅하여 발광층(LL)을 형성하는 단계(110), 발광층(LL) 상에, 전극 재료를 포함하는 전구체 용액을 코팅하여, 하부 전극을 형성하는 단계(120), 하부 전극(EL)을 에칭을 통해 제 1 전극(UE1)과 제 2 전극(UE2)으로 분리하는 단계(140), 발광층(LL)과 제 1 전극(UE1)과 제 2 전극(UE2)의 적층 구조체를 실리콘 몰드(SM)로부터 박리하는 단계(150, 160, 170)를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 형상 가변 구조체(ES)는 원기둥, 다각형 기둥, 원뿔, 다각뿔, 원뿔대, 또는 다각뿔대 형상을 가질 수 있다. 바람직하게, 형상 가변 구조체들(ES)는 사각뿔 형상을 갖는 피라미드 구조체일 수 있다.
- [0069] 미세 패턴화된 실리콘 몰드를 전구체 용액(P)의 증착 전에 대략 40W에서 3 분 동안 산소 또는 질소를 이용하여 플라즈마 처리를 할 수 있다. 이는 실리콘 Si 몰드로부터 ZnS:Cu/PDMS 층의 제거를 용이하게 하기 위함이다. 일 실시예에서, 전구체 용액(P)은 ZnS:Cu 분말을 PDMS 액체 및 경화제(Sylgard 184)와 10 : 1의 중량비로 혼합하여 제조될 수 있다.
- [0070] 발광층(LL)과 제 1 전극(UE1)과 제 2 전극(UE2)을 실리콘 몰드(SM)로부터 박리하는 단계는 VHF 같은 접착 테이프(TF)를 하부 전극 상에 붙이는 단계(150), 이후 VHF 접착 테이프(TF)를 이용하여 발광층(LL)과 발광층(LL)에 형성된 제 1 전극(UE1)과 제 2 전극(UE2)의 적층 구조체를 실리콘 몰드(SM)로부터 분리시키는 단계(160), 그리고 선택적으로 VHF 접착 테이프(TF)를 발광층(LL)로부터 분리시키는 단계(170)를 포함할 수 있다.
- [0072] 도 6a 내지 도 6b는 본 발명의 일 실시예에 따른 반응성 표시 소자의 SEM(scanning electron microscope) 사진이다. 구체적으로, 도 6a는 반응성 표시 소자(10)의 상부의 정면에서 본 SEM 이미지이며, 도 6b는 반응성 표시 소자(10)의 단면도에 대한 SEM 이미지이다. 일 실시예에서, 탄성 매트릭스(EM)는 PDMS이고, 발광 입자(LP)는 구리가 도핑된 황화아연(ZnS:Cu)이다.
- [0074] 도 7a와 도 7b는 본 발명의 실시예에 따른 유한요소법(Finite Element Analysis, FEA)을 이용한 반응성 표시 소자의 교류 전계 필드 분석 결과이다. 도 7a는 무부하 시 반응성 표시 소자의 교류 전계 분석 결과이고, 도 7b는 부하 시 반응성 표시 소자의 교류 전계 필드 분석 결과이다.
- [0075] 도 7a와 도 7b를 참조하면, 무부하 시 표피 자극 전극의 전계 크기 분포는 제 1 전극(UE1)과 제 2 전극(UE2) 사이의 공간 영역에서의 교류 전계가 나타나고, 부하 시에는 제 1 전극(UE1)과 제 2 전극(UE2) 상에 전반적으로 넓게 분포하여 나타나는 것을 알 수 있다. 즉, 피부에 접촉하기 전에 PEDOT:PSS 전극 사이에 형성된 전계는 반응성 표시 소자가 피부에 균일하게 놓일 때 2 개의 겹쳐진 피부 영역으로 크게 퍼져 나타난다.
- [0077] 도 8a는 PDMS 내의 ZnS:Cu 입자의 함량에 따른 유전상수 값을 주파수에 따라 측정한 그래프로서, 도 8a를 참조

하면, PDMS 내에 ZnS:Cu 입자 함량이 높을수록 유전 상수가 증가함을 알 수 있으며, PDMS 내에 ZnS:Cu 입자 함량이 낮은 경우 주파수 범위에서 주파수 변화에 따른 유전 상수의 변화가 미미하고, PDMS 내에 ZnS:Cu 입자 함량이 높은 경우 특정 주파수(예: 100kHz)까지 주파수 변화에 따른 유전 상수의 변화가 일어나지만 특정 주파수(예: 100kHz) 이후에는 주파수가 증가하더라도 유전 상수의 변화가 미미하게 나타난다. 이는 PDMS 내에 ZnS:Cu 입자 함량이 높을수록 고성능의 센싱이 가능한 것을 의미한다.

- [0078] 도 8b는 압력 변화에 따른 커패시턴스 변화와 민감도를 나타내는 그래프로서, 도 8b를 참조하면, 수 kPa 내지 30 kPa의 범위 내에서 커패시턴스 변화 및 민감도 변화가 일어나는 것을 알 수 있다.
- [0079] 도 9a는 본 발명의 일 실시예에 따른 가압 횟수에 따른 반응성 표시 소자의 커패시턴스 변화를 나타내는 그래프이다.
- [0080] 도 9a를 참조하면, 가압 횟수에 상관없이 반응성 표시 소자의 커패시턴스 변화가 일정하게 나타난다. 이는 반응성 표시 소자의 내구성이 일정하게 유지되는 것을 의미한다.
- [0081] 도 9b는 본 발명의 일 실시예에 따른 압력에 따른 반응성 표시 소자의 발광 세기를 나타내는 그래프이다. 이때, 반응성 표시 소자는 450 nm 파장으로 일정하게 출력될 수 있다.
- [0082] 도 9b를 참조하면, 가해지는 압력에 상관없이 일정한 파장(예: 450 nm)이 출력되며, 출력되는 파장에 해당하는 광의 세기가 압력에 비례하여 증가한다. 또한, 인가되는 압력에 따라 반응성 표시 소자의 광 휘도는 증가할 수 있다.
- [0084] 도 10a는 굽힘 속도 및 굽힘 각도에 따른 커패시턴스 변화를 나타내는 그래프이고, 도 10b는 손가락 마디에 부착된 반응성 표시 소자의 굽힘 각도를 보여주는 이미지이다.
- [0085] 도 10a 및 도 10b를 참조하면, 굽힘 속도는 커패시턴스가 증가하였다가 초기 값으로 복구되는 시간과 관련이 있으며, 손가락의 굽힘 각도가 증가하수록 반응성 표시 소자에 가해지는 압력이 커져서 반응성 표시 소자의 커패시턴스 변화가 커지는 것을 알 수 있다.
- [0086] 도 11a는 사람의 목 부위에 부착된 반응성 표시 소자의 커패시턴스 변화 패턴을 보여주는 도면이고, 도 11b는 사람 복부의 표피 상에 부착된 반응성 표시 소자의 커패시턴스 변화 패턴을 보여주는 도면이다.
- [0087] 도 11a를 참조하면, 목 부위의 표피에 부착된 반응성 표시 소자의 커패시턴스는 일정한 패턴을 가지며 변화하는 것을 알 수 있다. 이는 특정 부위에 혈관을 흐르는 혈액의 압력에 의해 커패시턴스가 변화하는 것을 알 수 있다.
- [0088] 도 11b를 참조하면, 일반적인 호흡 상태, 호흡을 멈춘 상태 호흡을 빠르게 하는 상태에 따라 커패시턴스가 변화하는 패턴이 상이한 것을 알 수 있다. 따라서, 신체 별로 혈관을 흐르는 혈액의 압력 특성에 따른 커패시턴스 패턴을 알 수 있다면, 일정 시간 동안의 커패시턴스가 변화하는 패턴으로부터 건강 상태를 모니터링할 수 있을 것이다.
- [0090] 도 12a는 온도 변화에 따른 커패시턴스 변화를 나타내는 그래프이고, 도 12b는 40 °C에서 압력 변화에 따른 임피던스 변화를 나타내는 도면이다.
- [0091] 도 12a에 참조하면, 온도 변화하더라도 커패시턴스 변화가 없는 것을 알 수 있고, 도 12b를 참조하면, 해당 온도에서 압력이 증가하수록 임피던스가 낮아지는 것을 알 수 있다. 이는 압력이 증가할수록 전도도가 증가하여 임피던스가 감소하는 것으로 추측된다.
- [0093] 반응성 표시 소자가 체온과 땀 모두에 따라 전도도가 가변하는 표피 자극 전극과 접촉하여 동작하기 때문에, 반응성 표시 소자에 인가되는 AC 전계가 전도도에 의존하는 한 임피던스 변화 측면에서 정보를 모니터링할 수 있다. 이를 증명하기 위해, 반응성 표시 소자의 감지 성능이 PEDOT:PSS와 혼합된 디메틸 술폭시드(dimethyl sulfoxide: DMSO)의 양에 따라 PEDOT:PSS 플로팅 전극과 전도도에 어떻게 의존하는지를 실험하였다.
- [0094] 도 13a는 주파수 변화에 따른 임피던스 변화를 보여주는 그래프이고, 도 13b는 DMSO 변화에 따른 임피던스 변화를 보여주는 그래프이고, 도 13c는 전압 변화에 따른 반응성 표시 소자의 휘도 변화를 보여주는 그래프이다.
- [0095] 도 13a를 참조하면, 주파수가 증가하수록 전도도가 증가하여 임피던스가 감소한다. 동작 주파수 대략 100kHz에서 임피던스가 감소하는 것을 알 수 있다. 도 13b를 참조하면, 동작주파수 100 kHz에서 DMSO 농도가 증가할수록 전도도가 증가하여 임피던스가 감소하는 것을 알 수 있다.

- [0096] 도 13c를 참조하면, 교류 전압의 크기가 증가하수록 반응성 표시 소자의 휘도가 증가하는 것을 알 수 있다. 특히, DMSO 농도가 높을수록 반응성 표시 소자의 전도도가 증가하므로 동일한 교류 전압의 크기가 인가되더라도 DMSO 농도가 높은 반응성 표시 소자의 휘도가 높다.
- [0098] 도 14a는 온도 변화에 따른 임피던스 변화를 측정하기 위해서 반응성 표시 소자가 부착된 손가락 마디를 이용하여, 물컵을 쥐는 이미지와 땀 분출량의 변화에 따른 임피던스 변화를 측정하기 위해 반응성 표시 소자가 부착된 손가락 부위를 보여주는 이미지이다. 물컵에 물을 부어서 온도를 조절할 수 있다.
- [0099] 도 14b는 온도 변화에 따른 임피던스 변화를 보여주는 그래프이고, 도 14c는 온도 변화에 따른 반응성 표시 소자의 휘도를 보여주는 이미지이다.
- [0100] 도 14b를 참조하면, 온도가 증가하수록 임피던스가 감소하는 것을 알 수 있다. 이는 온도가 증가함에 따라 반응성 표시 소자의 전도도가 증가하는 것을 의미한다. 도 14c를 참조하면, 25 ℃에서의 반응성 표시 소자의 발광 강도보다 임피던스가 낮은 100 ℃에서의 반응성 표시 소자의 발광 강도가 큰 것을 알 수 있다.
- [0101] 도 14d는 땀 분출량 변화에 따른 임피던스 변화를 보여주는 그래프이고, 도 14e는 땀 분출량 변화에 따른 반응성 표시 소자의 휘도를 보여주는 이미지이다.
- [0102] 도 14d를 참조하면, 땀 분출량이 증가하수록 임피던스가 감소하는 것을 알 수 있다. 이는 땀 분출량이 증가함에 따라 반응성 표시 소자의 전도도가 증가하는 것을 의미한다. 도 14e를 참조하면, 10mM의 나트륨에서의 반응성 표시 소자의 발광 강도보다 임피던스가 낮은 160 mM의 나트륨에서 반응성 표시 소자의 발광 강도가 큰 것을 알 수 있다.
- [0104] 본 발명의 다른 반응성 표시 소자의 응용 예로서, 반응성 표시 소자를 지문 정보를 감지 및 표시하는 장치로 이용할 수 있다.
- [0105] 도 15a는 반응성 표시 소자를 이용하여 손가락의 지문 정보를 감지하는 예를 설명하기 위한 도면이고, 도 15b는 감지된 지문 정보의 이미지를 보여주는 도면이다.
- [0106] 도 15a를 참조하면, 본원 발명의 반응성 표시 장치가 부착된 손가락 지문 부위를 투명한 기관 상에 접촉시키면 반응성 표시 장치에 압력이 가해져서, 투명한 기관을 통해 지문 정보가 시각화되어 나타날 수 있다.
- [0107] 도 15b를 참조하면, 반응성 표시 장치의 발광층(LL)의 한 면이 피라미드 형태의 형상 가변 패턴 구조체(PS)를 갖는 경우(pyramid)의 감지된 지문 정보가 발광층(LL)의 한 면이 평평한 경우(flat)의 감지된 지문 정보보다 선명하게 나타나는 것을 알 수 있다.
- [0108] 평평한 경우 상부 전극과 하부 전극 사이의 거리가 짧고, 접촉한 면적이 넓지만, 피라미드인 경우, 거리가 길고, 상부에 첨단부만 접촉하여 면적이 작아지므로, 평평한 경우보다 피라미드 형태(Pyramidal)의 형상 가변 패턴 구조체를 갖는 반응성 표시 소자(Pyramidal)가 커패시턴스 변화가 크기 때문인 것으로 보인다.
- [0110] 전술한 바와 같이, 발 발명의 반응성 표시 소자(10)는 평면 내의 제 1 전극과 제 2 전극에 교류 전압이 인가될 때, 피라미드 구조의 발광층에 접촉된 하부 전극을 통하여 전기장이 인가가 되고 발생하는 교류 전계 기반 전기장에 의해 무기물 발광 입자가 발광하는 구동 원리를 갖는다. 종래 디스플레이 소자는 절연체층 위로 상부 전극 역할을 하는 객체의 접촉 여부가 매우 중요하여 전도도가 높은 물질을 전극으로 이용하여야 하기 때문에 어려움이 있다. 그러나, 본 발명에서 고무 탄성체의 피라미드 구조를 이용하여 생체 피부와 접촉이 용이하다. 또한, 접촉된 생체 피부의 체온이나 땀 분출량에 의해 임피던스 변화 측정이 가능하며, 인가되는 압력에 따라, 소자의 커패시턴스 또는 정전용량 변화 측정이 가능하다.
- [0111] 또한, 본 발명에서는 하부 전극 간의 연결로 인해 생체 피부의 접촉이 있기 전에는 전극 간에 존재하는 공기가 유전체로서 역할을 하게 되며, 생체 피부와 접촉이 이루어지면 교류 전계 전기장이 생체 피부의 하부 전극을 통해 형성되어, 고무 탄성체와 무기 발광 입자의 복합층이 유전체 역할을 하게 되어 정전용량 값이 증가한다. 정전용량의 증가와 동시에 생체 피부의 고민감도 측정이 가능하다. 또한, 종래 기술의 한계점으로는 소자의 교류 구동 주파수가 50 kHz 내지 100 kHz로 제한적인 반면 본 발명에서는 무기 발광 입자의 경우 100 Hz 내지 400 kHz로 교류 구동 주파수의 범위가 매우 넓다. 이처럼 종래에 상부 전극의 전도도가 낮을 경우에 소자가 구동되지 않았지만, 본 발명에서는 낮은 전도도를 갖더라도 낮은 주파수 영역대에서 발광이 가능하기 때문에 다양한 생체 피부의 감지 및 시각화가 가능하다. 더불어, 생체 피부와 접촉하는 표면이 평평한 SiO2 절연체 층이 아닌 피라미드 구조체로 이루어진 PDMS 같은 고무 탄성체를 이용하여 생체 피부와의 접촉능을 향상시켜서 생체 피부의 활용성과 효율성을 크게 확장하였다. 더욱이 손가락을 피라미드 구조의 고무 탄성체에 접촉할 경우 손가락

의 지문 전체가 높은 성능을 갖으며 발광하는 일종의 지문 정보를 감지하는 것이 가능하다.

[0112] 본 발명의 반응성 표시 소자는 커패시턴스와 임피던스를 동시에 감지하여 터치, 체온 및 땀과 같은 다양한 신체 정보를 시각화할 수 있는 단일 플랫폼의 장치로서, 구조가 간단할 뿐만 아니라, 감지 및 표시가 가능하다. 따라서, 인체 활동 및 건강 모니터링 시스템의 수 많은 신생 생체 응용 분야에 대해 높은 감지 성능을 갖춘 매우 단순하지만 다기능의 다기능 스킨 디스플레이 플랫폼을 확장할 수 있다.

[0113] 종래 생체 정보변화에 대한 헬스 모니터링을 위해서 각각의 자극에 별도의 소자를 배치하여 이를 전기적 신호로 감지하여 정보 처리과정을 통해 변화를 보여주는 과정이 필요하다. 이 경우 하나의 소자는 하나의 자극만을 감지할 수 있기 때문에 다양하고 많은 종류를 갖는 인체 감각 정보를 얻기 위해서는 전자소자들의 소형화를 통한 고집적화 방식을 이용해 대용량 정보처리의 한계뿐만 아니라 시스템의 복잡화/비대화를 야기하여 무게 증가, 전력량 증가와 같은 문제를 갖고 있다. 본 발명에서는 인체 피부층을 소자 구조에 포함시켜 다양한 인체 변화 정보를 피부층을 통해 직접적으로 소자에 전달할 수 있고 이 변화를 발광 세기 변화로 불필요한 처리과정 없이 눈으로 확인할 수 있는 것을 특징으로 한다. 인체 피부층을 제외하고 제 1 전극과 제 2 전극과 고무 탄성 발광 복합체인 두개의 층으로 이루어진 매우 단순한 구조를 갖고 있으며, 이 하나의 소자로부터 압력변화, 온도변화, 땀 분출량 변화 그리고 지문정보와 같은 다기능을 가질 수 있다.

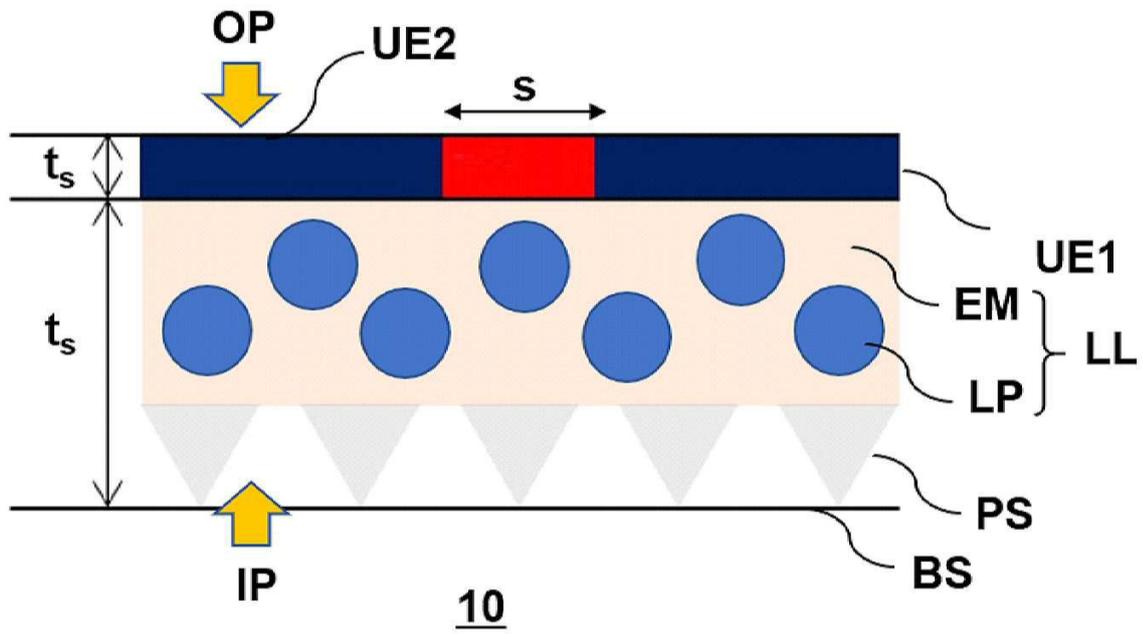
[0115] 이상에서 설명한 본 발명이 전술한 실시예 및 첨부된 도면에 한정되지 않으며, 본 발명의 기술적 사상을 벗어나지 않는 범위 내에서 여러가지 치환, 변형 및 변경이 가능하다는 것은, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 있어 명백할 것이다.

부호의 설명

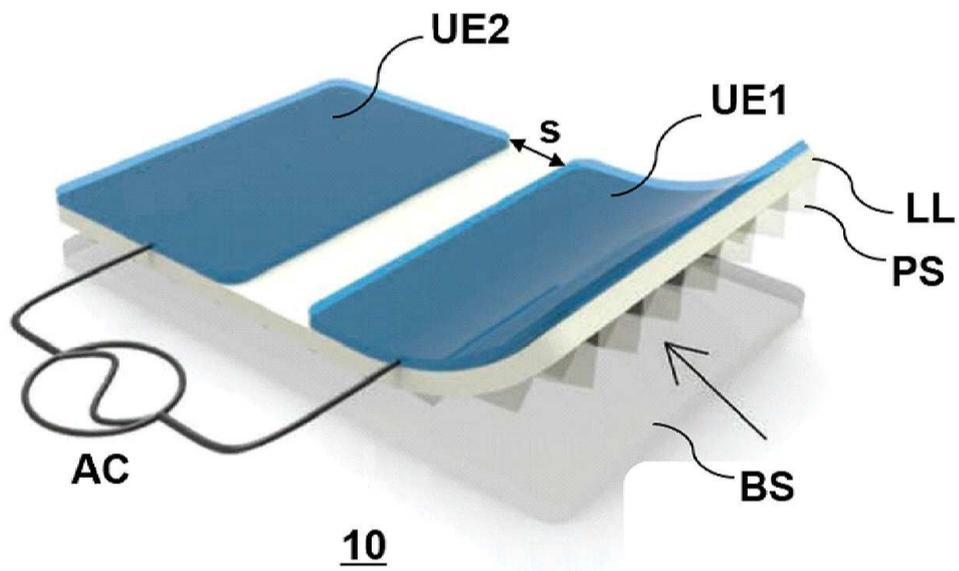
- [0117] 10: 반응성 표시 소자
- UE1, UL2: 상부 전극
- LL: 발광층
- EM: 탄성 매트릭스
- LP: 발광 입자
- PS: 형상 가변 패턴 구조체
- BS: 생체 피부

도면

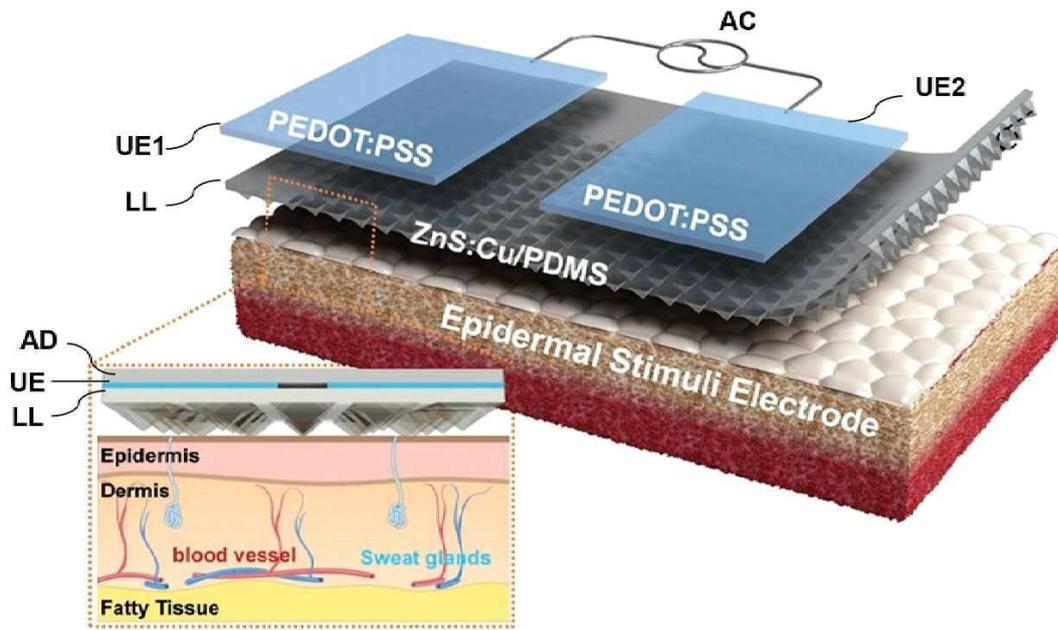
도면1a



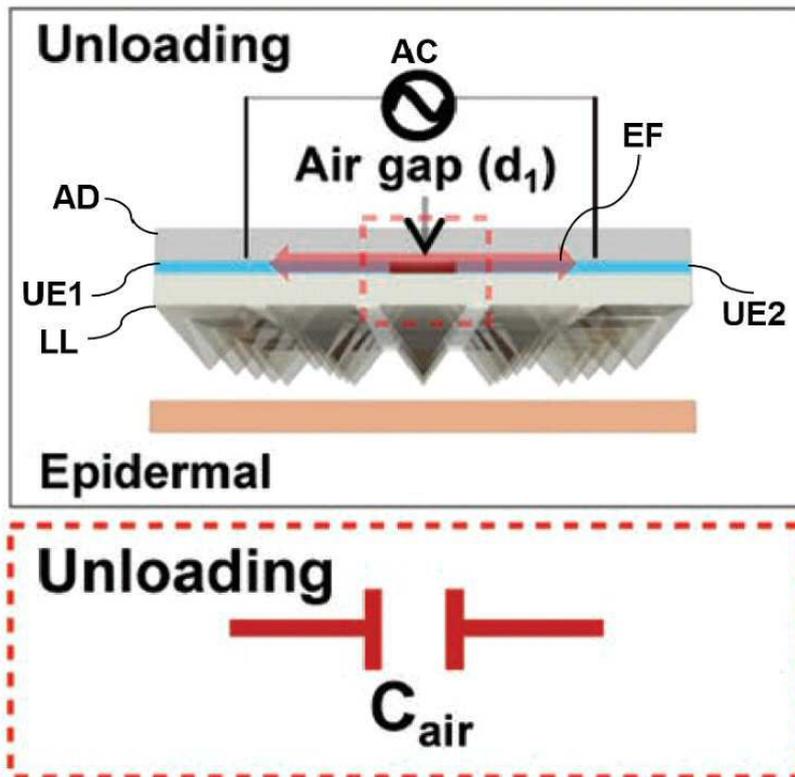
도면1b



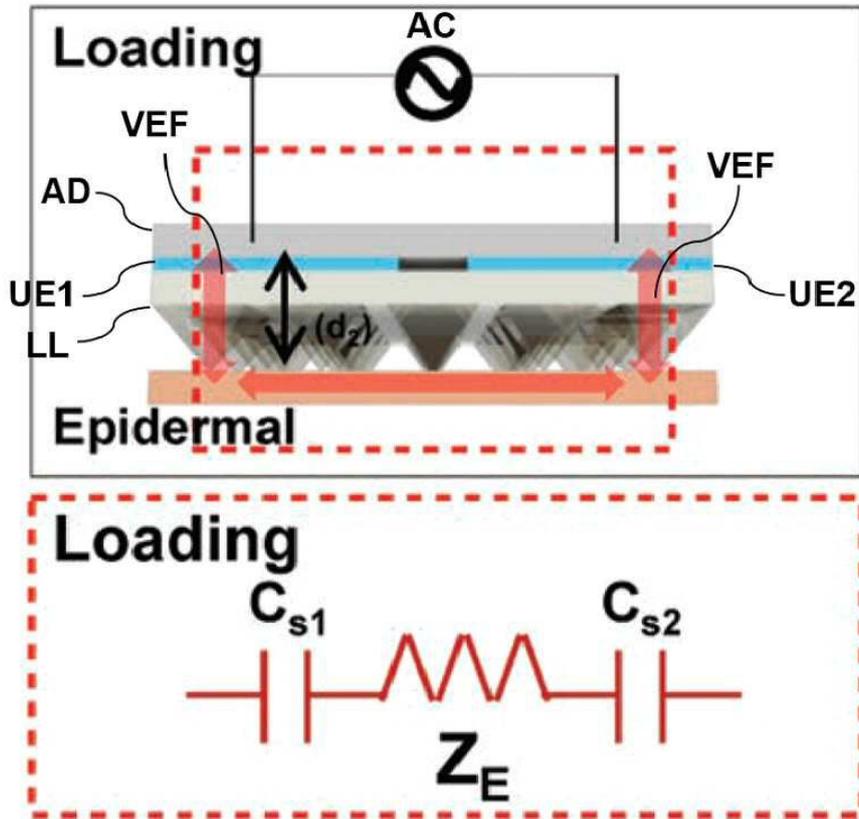
도면2



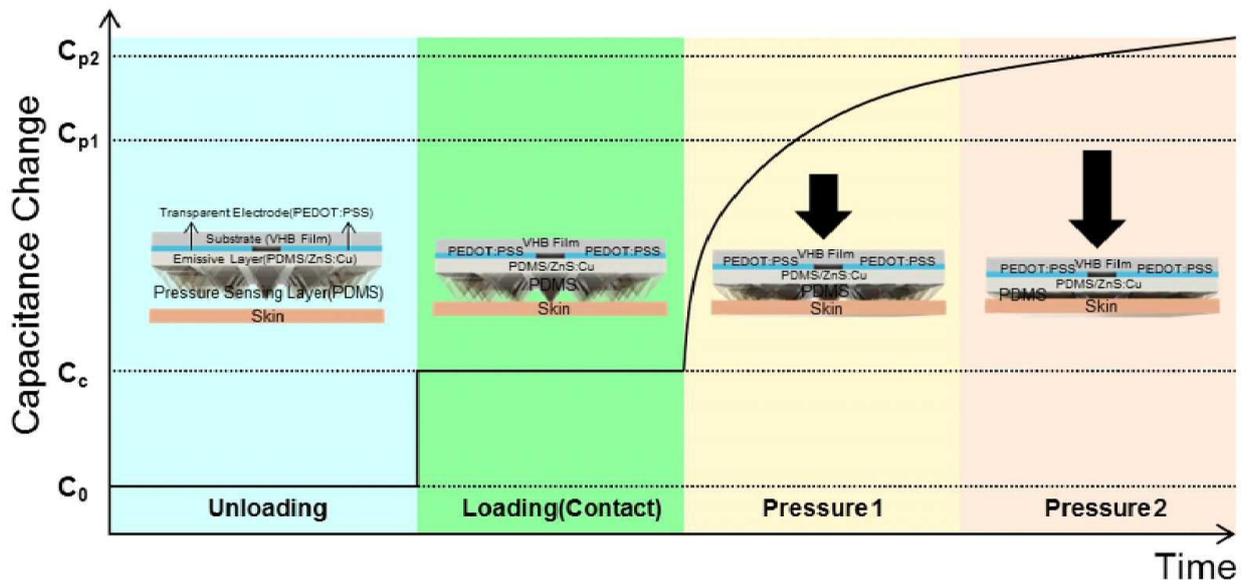
도면3a



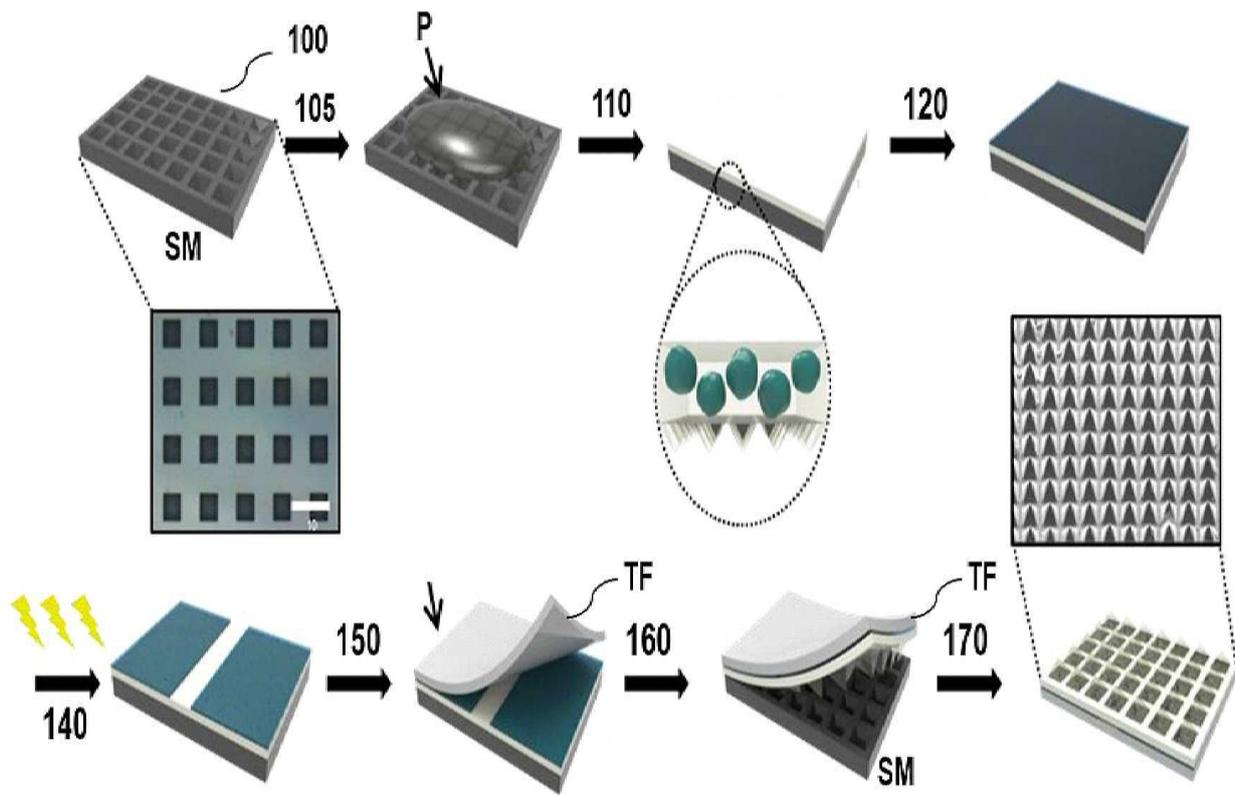
도면3b



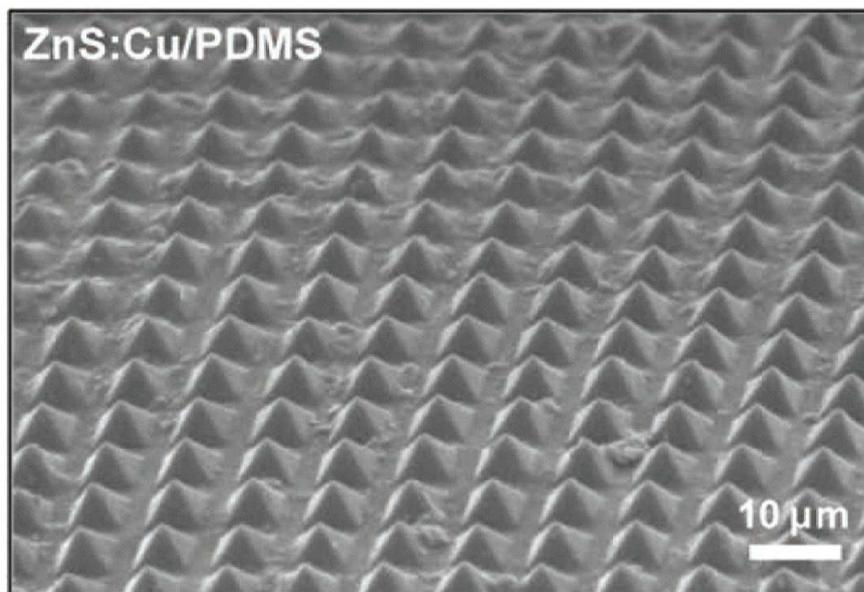
도면4



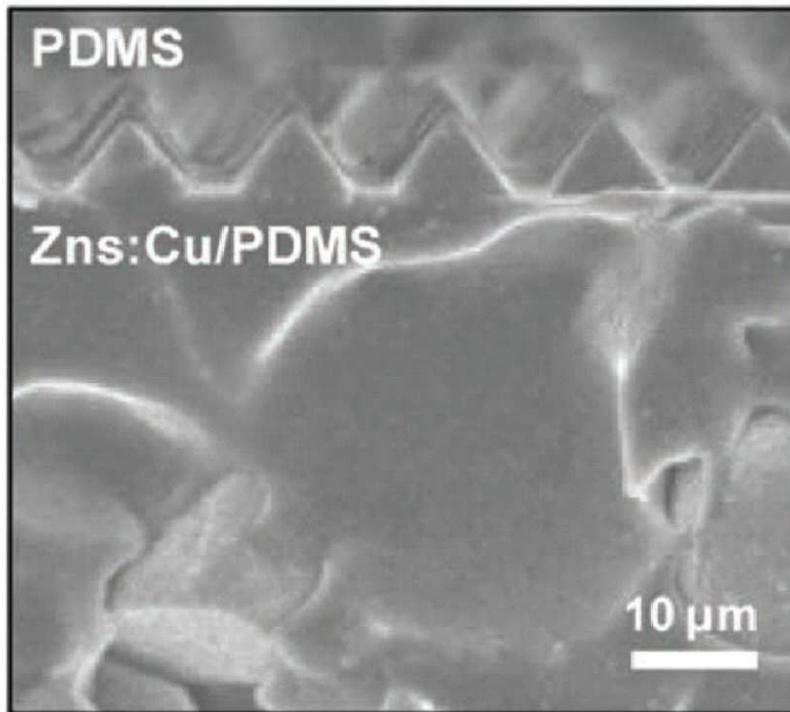
도면5



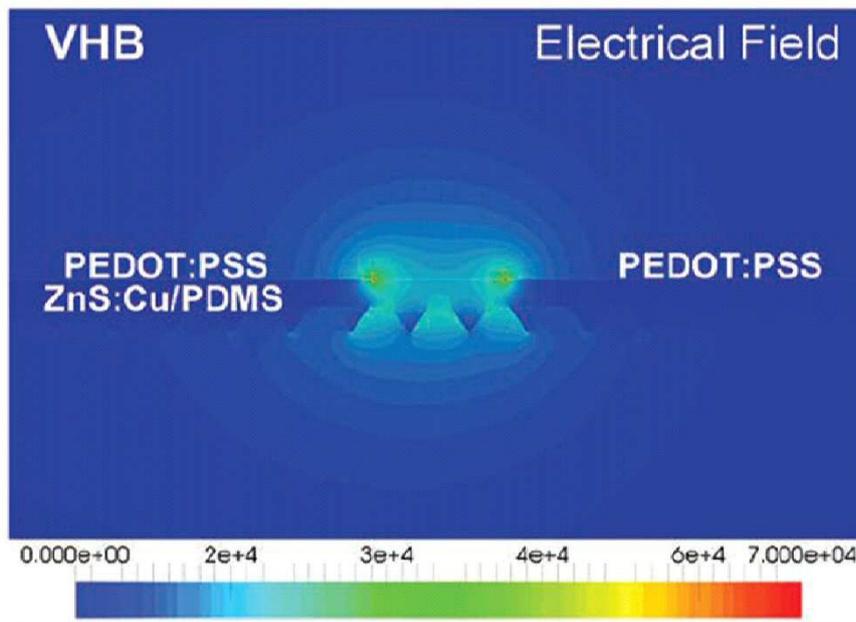
도면6a



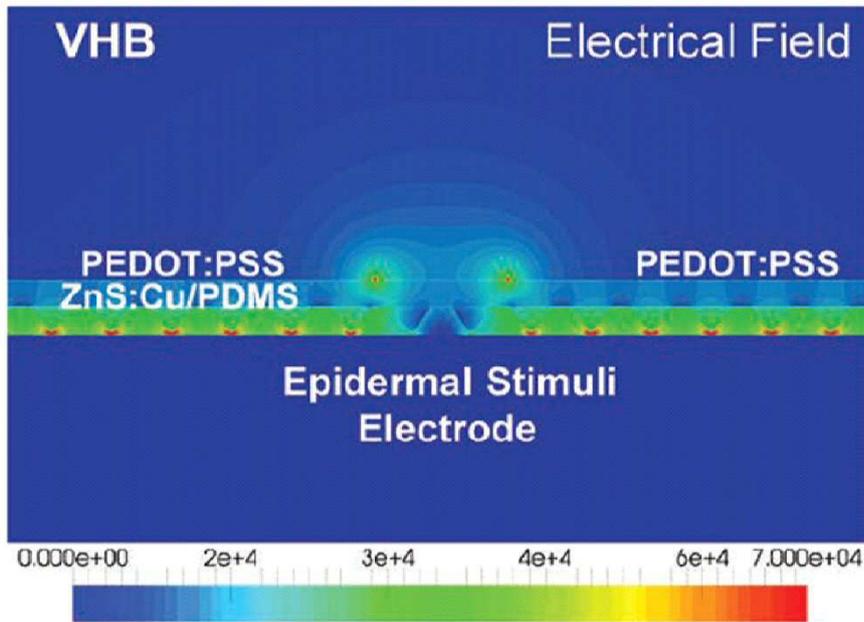
도면6b



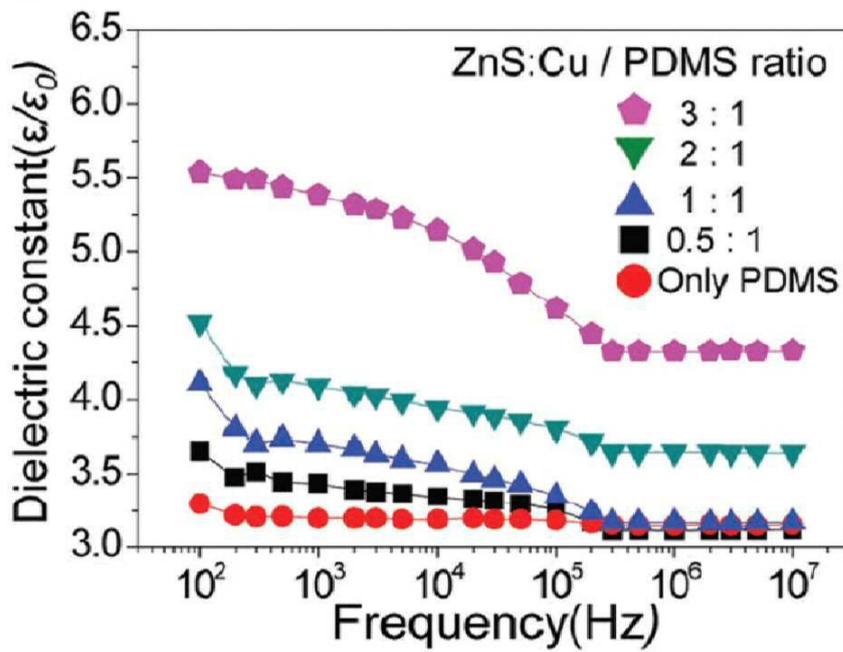
도면7a



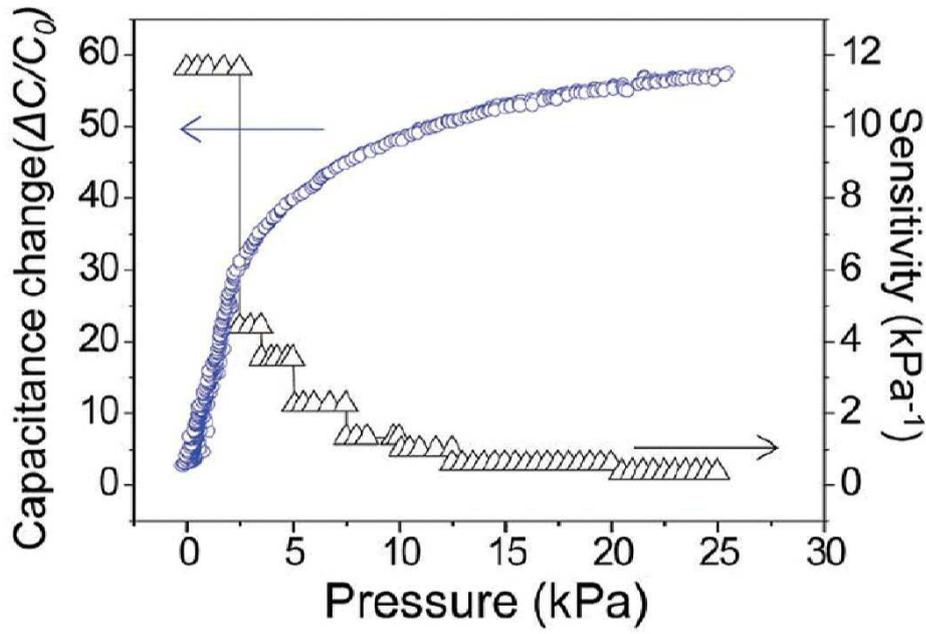
도면7b



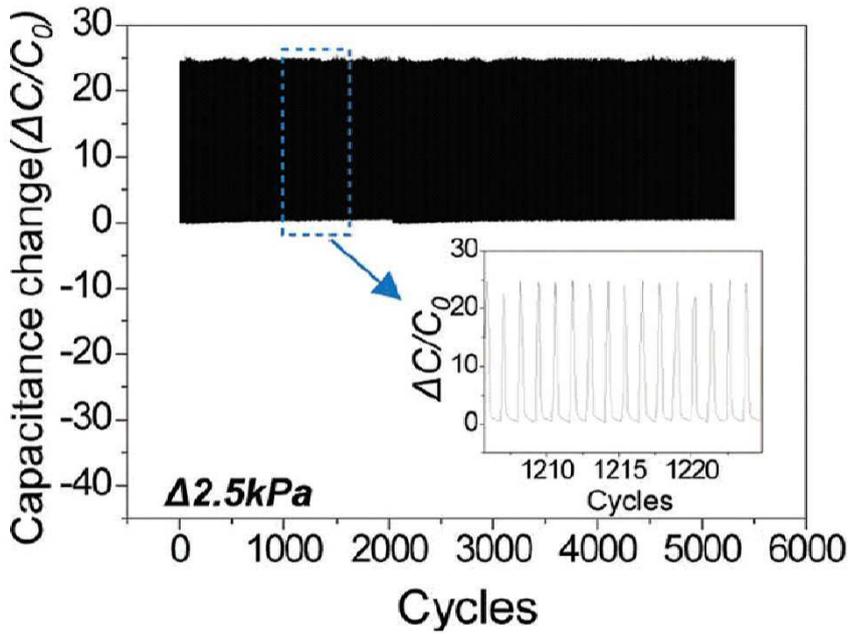
도면8a



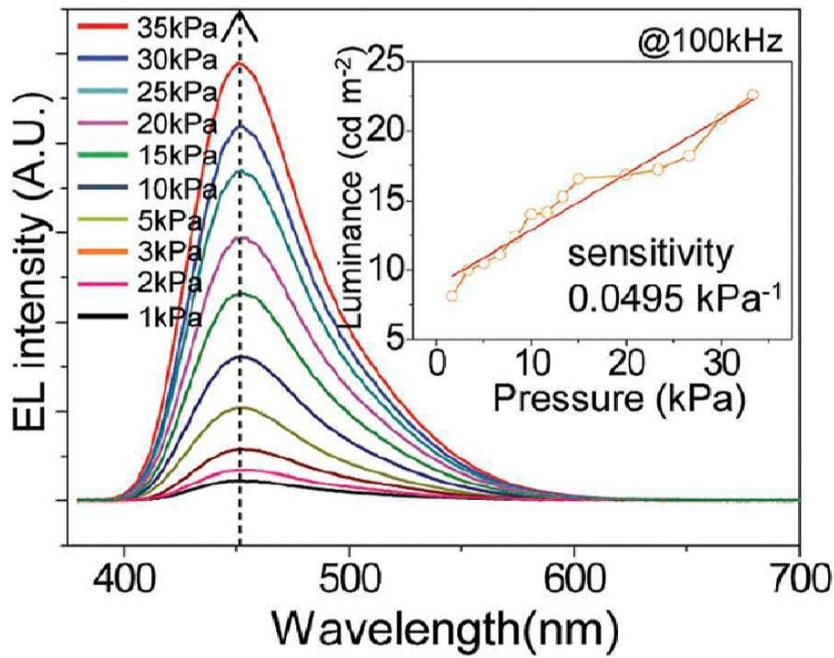
도면8b



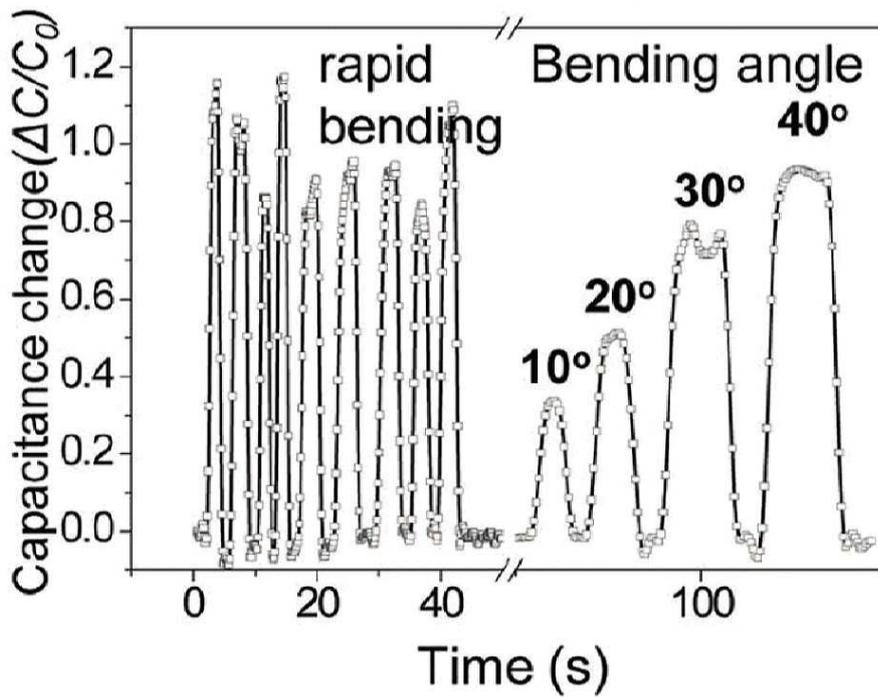
도면9a



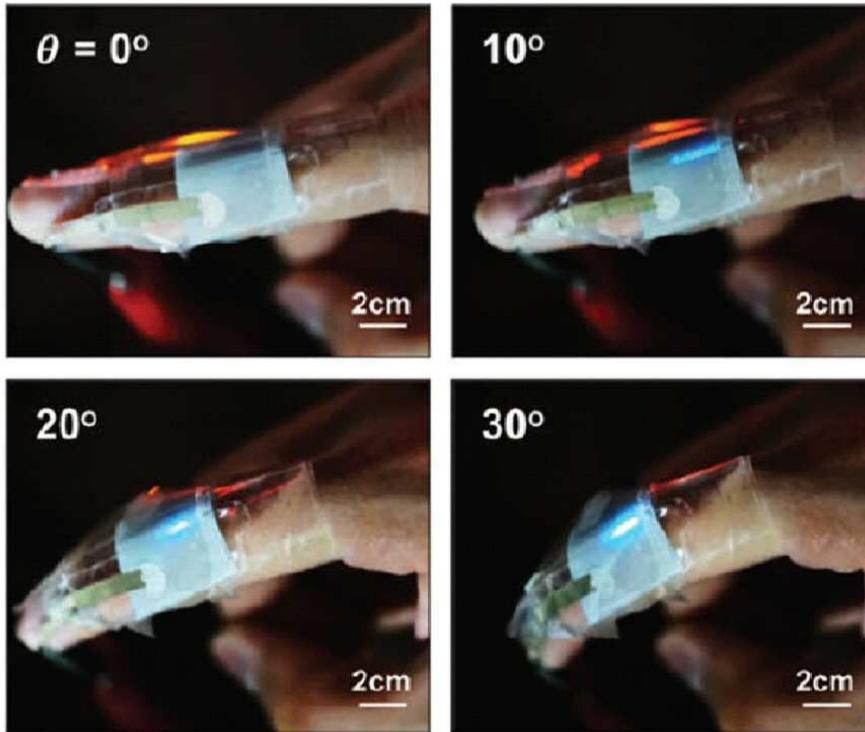
도면9b



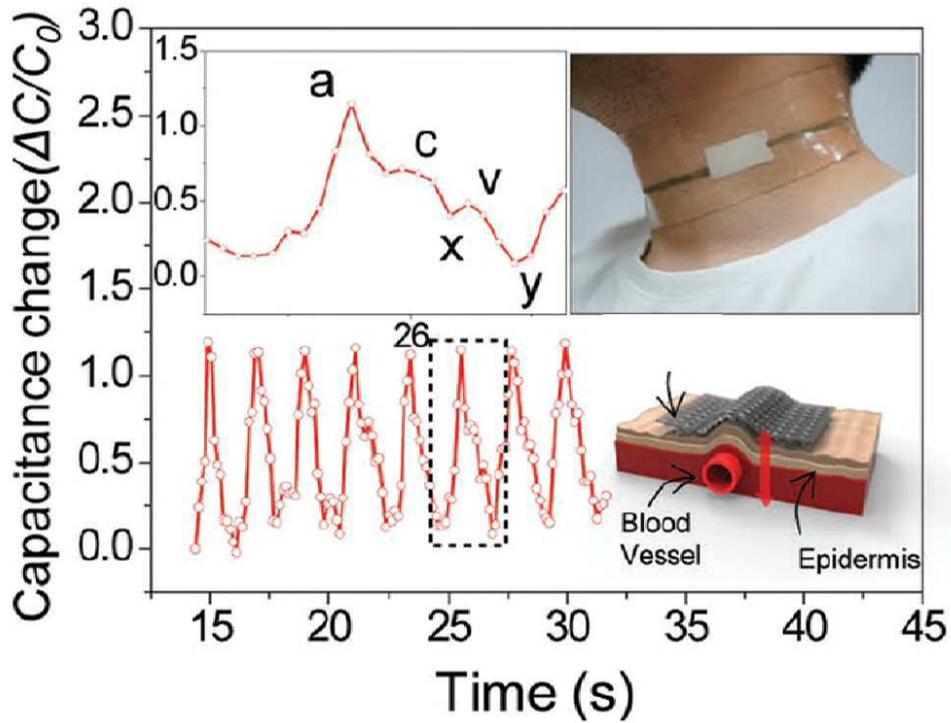
도면10a



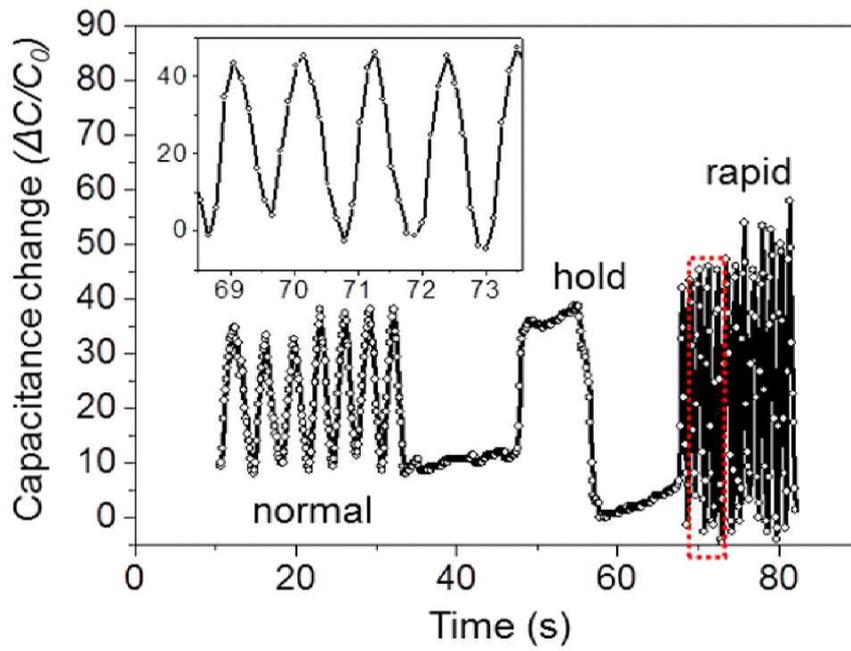
도면10b



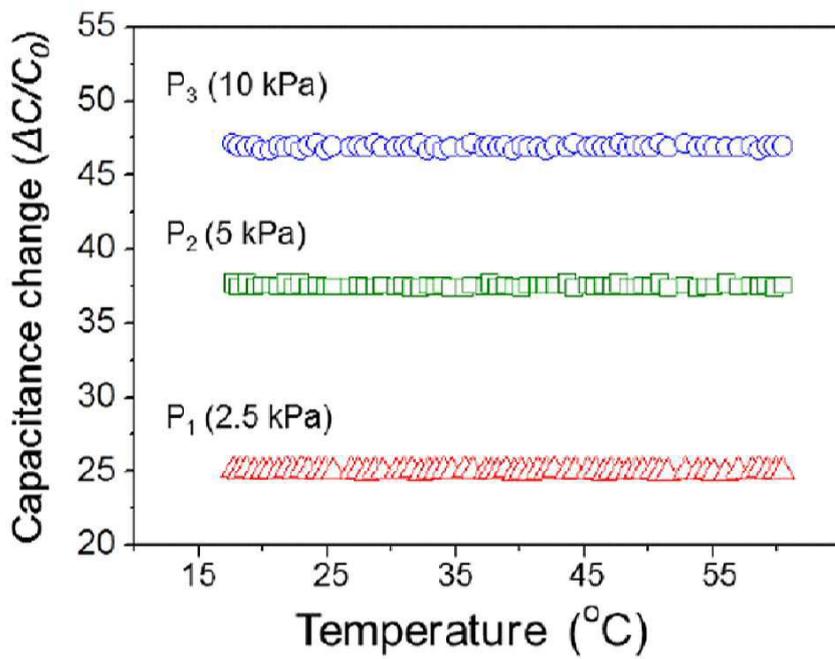
도면11a



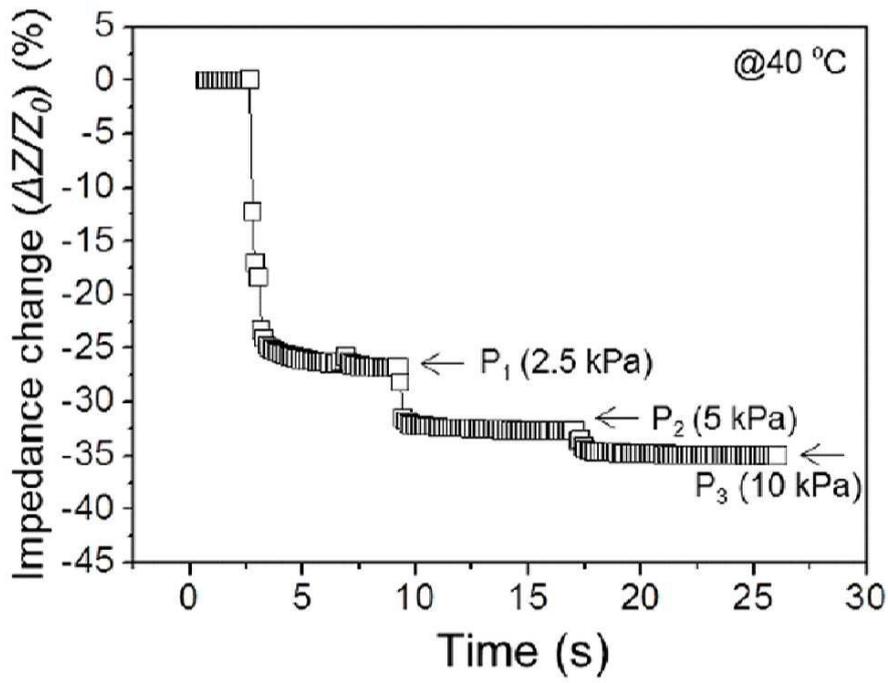
도면11b



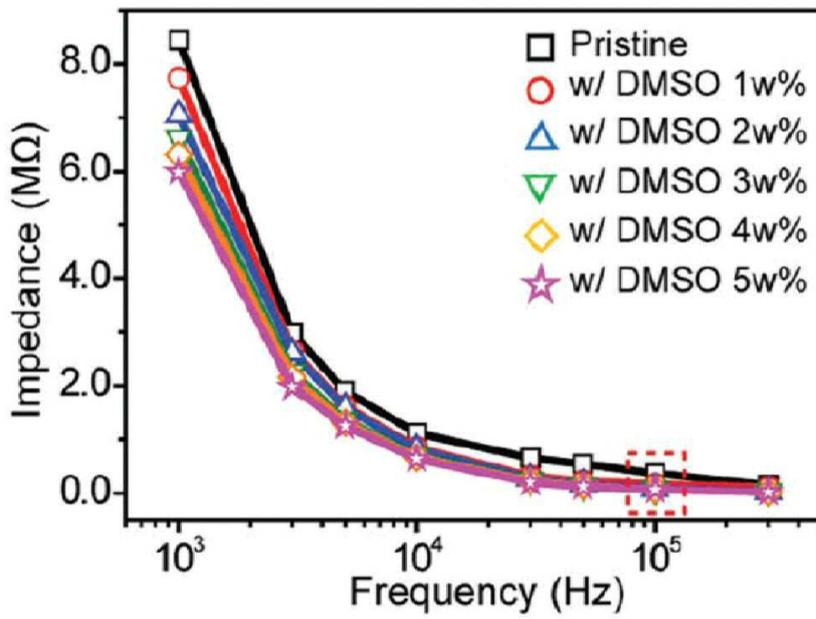
도면12a



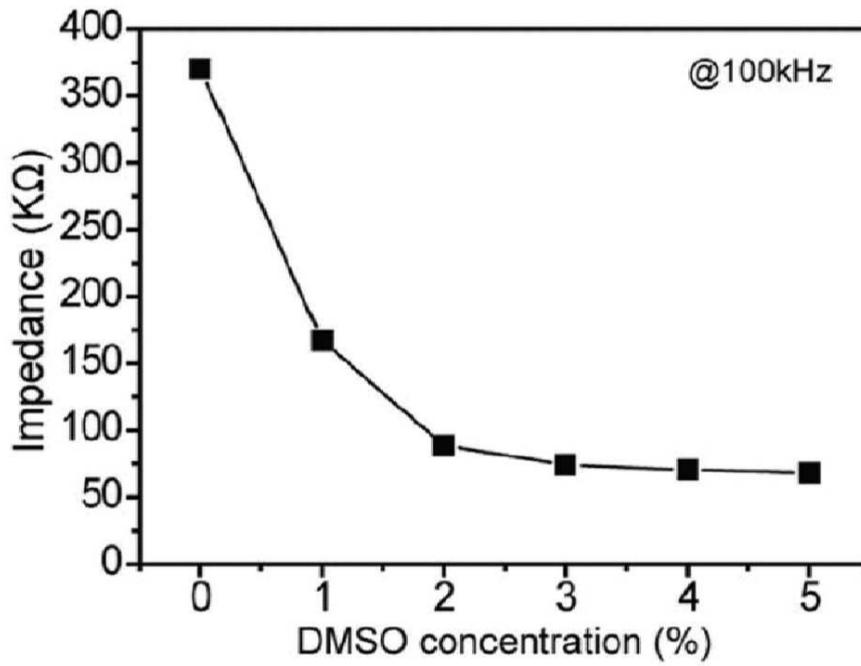
도면12b



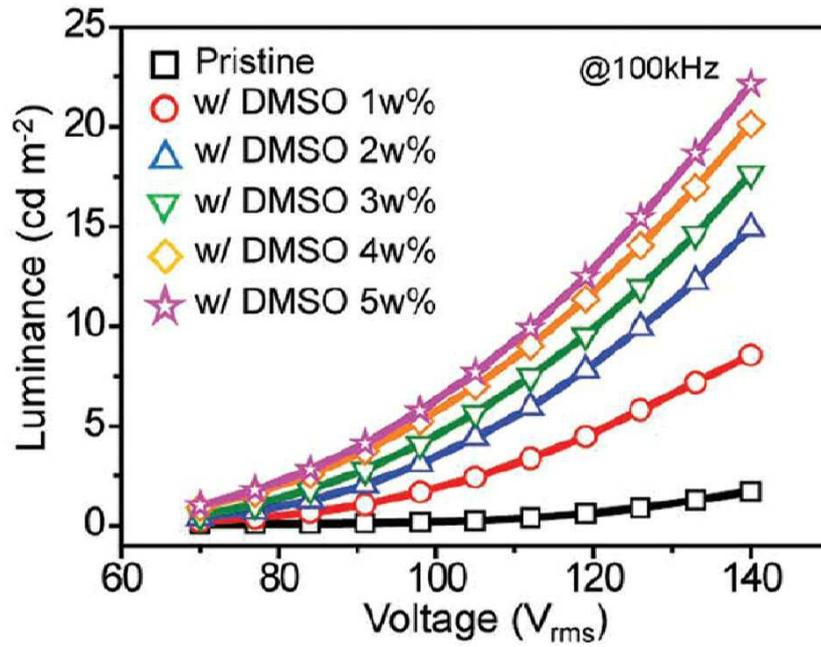
도면13a



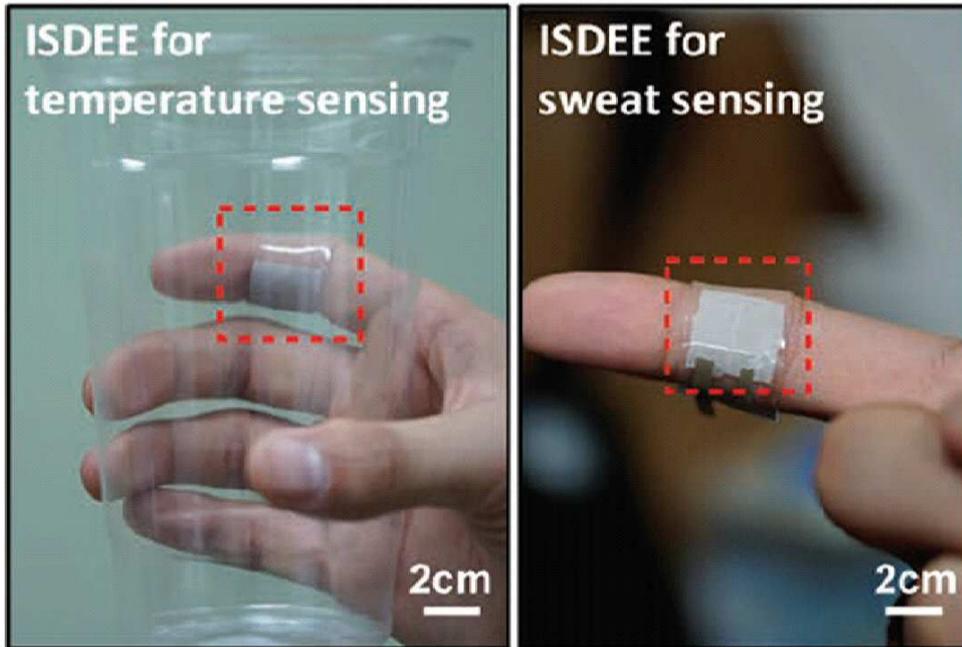
도면13b



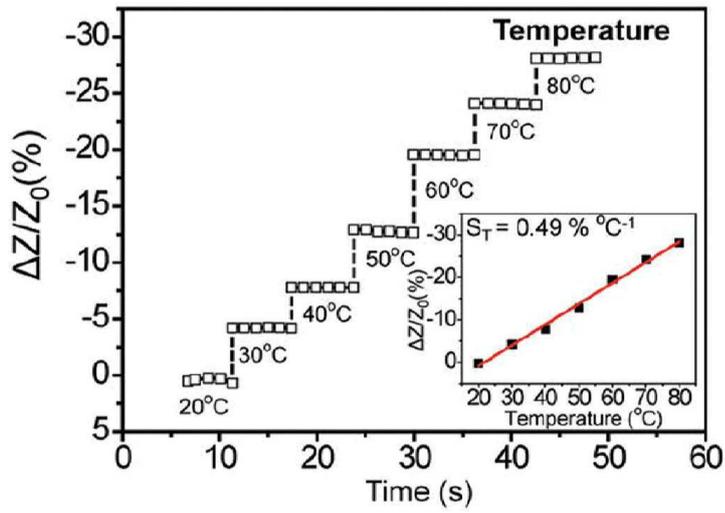
도면13c



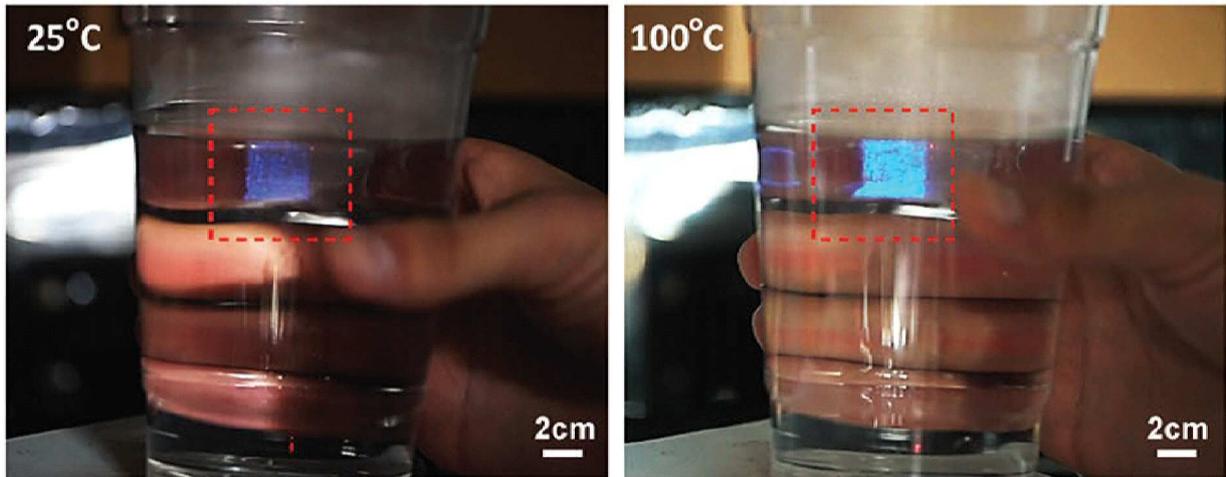
도면14a



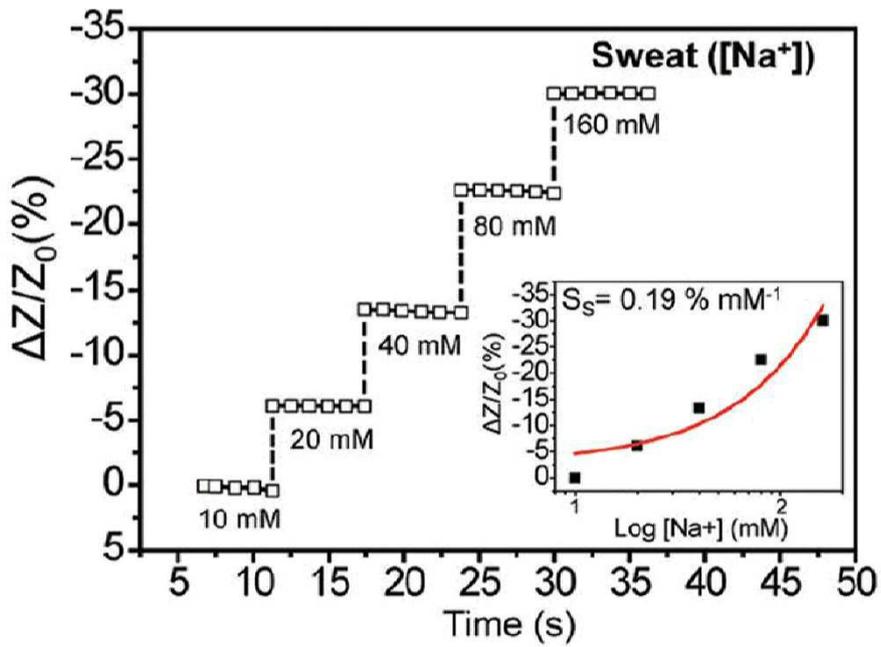
도면14b



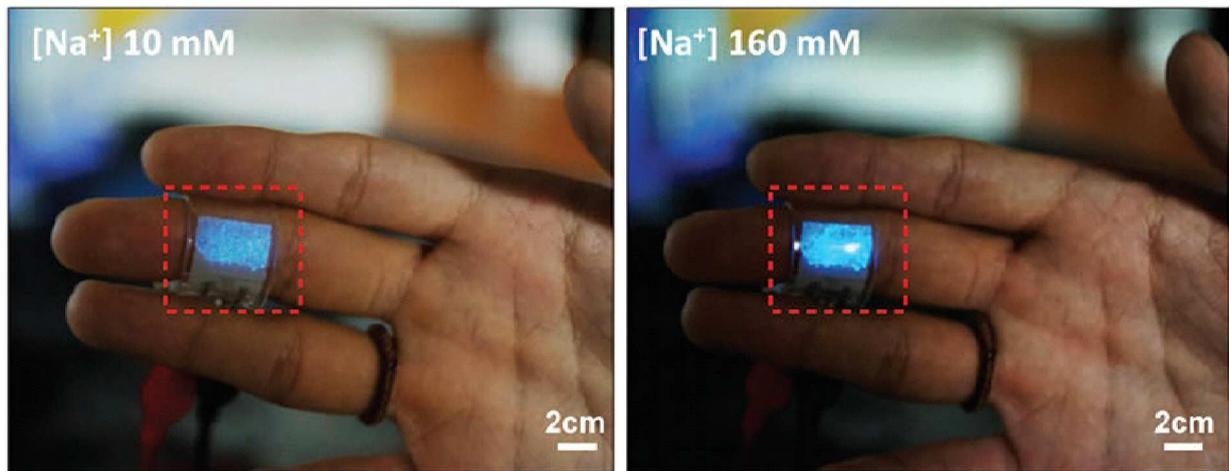
도면14c



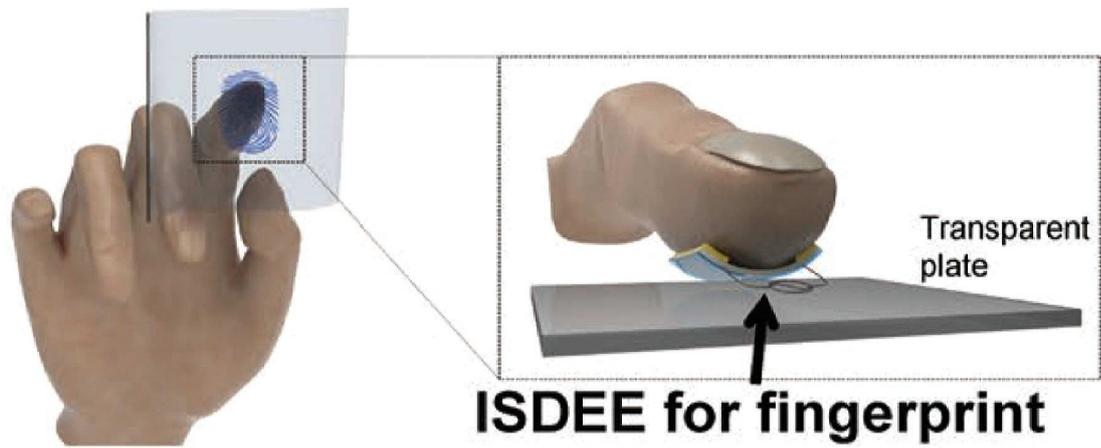
도면14d



도면14e



도면15a



도면15b

