(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2024-0097345
(43) 공개일자 2024년06월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61F 2/10 (2006.01) *A61F 2/48* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61F 2/105 (2013.01)
A61F 2/482 (2021.08)
(21) 출원번호 10-2022-0179303
(22) 출원일자 2022년12월20일
심사청구일자 2022년12월20일

(71) 출원인
인천대학교 산학협력단
인천광역시 연수구 갯벌로 27, 인천대학교 이노베이션센터(송도동)
(72) 발명자
김준동
인천광역시 연수구 컨벤시아대로130번길 32 송도자이하버뷰2단지아파트 207동 1402호
프리양카 바트나가
인천광역시 연수구 아카데미로 119 인천대학교 18-3호관 B동 405호
파텔 말케시 쿠마르
인천광역시 연수구 송도국제대로 261 송도더샵센트럴시티 202동 502호
(74) 대리인
강정빈, 심찬

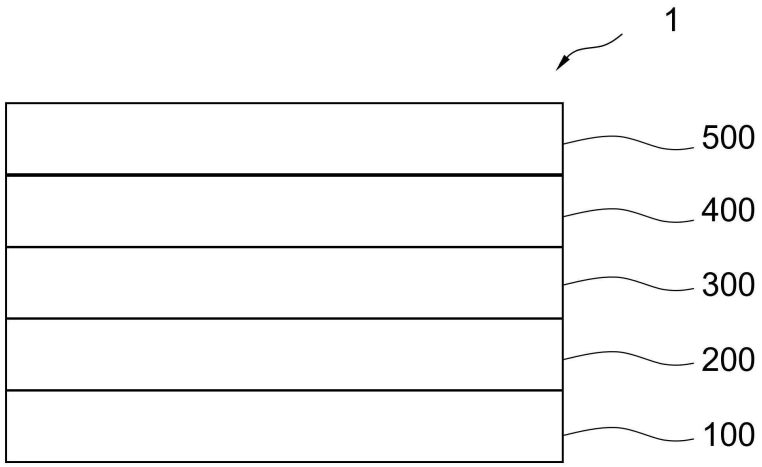
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 **투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서 및 이의 제조방법**

(57) 요 약

본 발명은 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서 및 이의 제조방법에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 n-ZnO 및 p-NiO로 형성된 p-n 이종접합 구조를 유연한 기판 위에 형성하여 투명한 광전소자를 구현하고, 상기 광전소자의 구조로 인해 외부 온도의 변화를 감지하는 기능, 및 인가된 바이어스가 없더라도 작동 가능한 자체작동모드 기능을 구현한, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서 및 이의 제조방법에 관한 것이다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61F 2240/001 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711161972
과제번호 2020R1A2C1009480
부처명 과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명 한국연구재단
연구사업명 이공분야기초연구사업,중견연구자지원사업
연구과제명 고체형 반도체 투명 태양광 프레임 개발: 다기능 2D 활성층을 이용한 신개념 투명 태양전지 및 응용 기술
기 여 율 1/3
과제수행기관명 인천대학교
연구기간 2020.03.01 ~ 2023.02.28
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711164045
과제번호 2021H1D3A2A02096147
부처명 과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명 한국연구재단
연구사업명 교육인력양성사업,인재활용확산지원,해외우수과학자유치사업(BP)
연구과제명 고체형 투명 태양전지 모듈 및 응용 기술 개발
기 여 율 1/3
과제수행기관명 인천대학교
연구기간 2021.10.01 ~ 2023.12.31
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711161384
과제번호 2020H1D3A2A02085884
부처명 과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명 한국연구재단
연구사업명 교육인력양성사업,인재활용확산지원,해외우수과학자유치사업(BP)
연구과제명 고성능 반도체 투명 태양광 에너지 시스템 및 순환 에너지 기술 개발
기 여 율 1/3
과제수행기관명 인천대학교
연구기간 2020.07.01 ~ 2022.12.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서로서,

유연기판층;

상기 유연기판층 위에 배치되는 제1투명전극층;

상기 제1투명전극층 위에 배치되고, ZnO를 포함하는 n타입산화물층;

상기 n타입산화물층에 위에 배치되고, NiO를 포함하는 p타입산화물층; 및

상기 n타입산화물층 위에 배치되는 제2투명전극층;을 포함하고,

상기 n타입산화물층 및 p타입산화물층에 의하여 n-ZnO/p-NiO 이종접합 구조가 형성되는, 투명 온도감지 센서.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 투명 온도감지 센서는,

전력을 자체적으로 발전하는 자체작동모드로 작동할 수 있고,

상기 자체작동모드로 작동하는 경우에, 인가되는 바이어스가 없더라도 온도 감지에 대한 응답신호를 발생시키고, 상기 응답신호를 뇌에 전송할 수 있는, 투명 온도감지 센서.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 투명 온도감지 센서는,

빛에 의해 유도된 열에 의해 발생된 신호를 저장함으로써 신체의 통각수용 메커니즘을 모방할 수 있는, 투명 온도감지 센서.

청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 투명 온도감지 센서는, 0 내지 100℃의 온도범위 하에서, 상기 n타입산화물층에서 발생하는 파이로전류를 통해 빛으로 인해 유도되는 온도의 변화를 감지하는, 투명 온도감지 센서.

청구항 5

청구항 1에 있어서,

상기 n타입산화물층은 RF스퍼터링 공법을 통해, ZnO타켓을 사용하여 실온에서, 1 내지 1000mTorr의 작동압력, 1 내지 1000sccm의 아르곤(Ar) 유량, 및 1 내지 1000W의 RF전력 하에서, 1 내지 100nm/min의 성장속도로 형성되는, 투명 온도감지 센서.

청구항 6

투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서의 제조방법으로서,

유연기판층을 배치하는 단계;

상기 유연기판층 위에 제1투명전극층을 배치하는 단계;

상기 제1투명전극층 위에, ZnO를 포함하는 n타입산화물층을 배치하는 단계;

상기 n타입산화물층에 위에, NiO를 포함하는 p타입산화물층을 배치하는 단계; 및

상기 n타입산화물층 위에 제2투명전극층을 배치하는 단계;를 포함하고,

상기 n타입산화물층 및 p타입산화물층에 의하여 n-ZnO/p-NiO 이종접합 구조가 형성되는, 투명 온도감지 센서의 제조방법.

청구항 7

청구항 6에 있어서,

상기 투명 온도감지 센서의 제조방법은,

전력을 자체적으로 발전하는 자체작동모드로 작동할 수 있고,

상기 자체작동모드로 작동하는 경우에, 인가되는 바이어스가 없더라도 온도 감지에 대한 응답신호를 발생시키고, 상기 응답신호를 뇌에 전송할 수 있는, 투명 온도감지 센서의 제조방법.

청구항 8

청구항 6에 있어서,

상기 투명 온도감지 센서의 제조방법은,

빛에 의해 유도된 열에 의해 발생된 신호를 저장함으로써 신체의 통각수용 메커니즘을 모방할 수 있는, 투명 온도감지 센서의 제조방법.

청구항 9

청구항 6에 있어서,

상기 n타입산화물층을 배치하는 단계는 RF스퍼터링 공법을 통해, ZnO타켓을 사용하여 실온에서, 1 내지 1000mTorr의 작동압력, 1 내지 1000sccm의 아르곤(Ar) 유량, 및 1 내지 1000W의 RF전력 하에서, 1 내지 100nm/min의 성장속도로 형성되는, 투명 온도감지 센서의 제조방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서 및 이의 제조방법에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 n-ZnO 및 p-NiO로 형성된 p-n 이종접합 구조를 유연한 기판 위에 형성하여 투명한 광전소자를 구현하고, 상기 광전소자의 구조로 인해 외부 온도의 변화를 감지하는 기능, 및 인가된 바이어스가 없더라도 작동 가능한 자체작동모드 기능을 구현한, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서 및 이의 제조방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0003] 피부의 표면에는 다양한 감각수용기가 포함되어 있고, 상기 감각수용기를 통해 인간은 온도, 빛, 압력, 및 진동과 같은 자극신호들을 뇌에 전송할 수 있다. 피부 손상에 따른 감각수용기의 손상은 삶의 질에 큰 영향을 미칠 수 있으나, 현재 인공적으로 제작된 감각수용기를 이용한 복구 치료 요법은 매우 부족한 실정이다.

[0005] 상기 감각수용기에는 온도수용기가 포함된다. 온도수용기는 피부의 진피층에 존재하는 핵심적인 수용기 중 하나이고, 외부 온도 정보를 인식하는 데에 중요한 역할을 하며, 내부 대사 과정 조절을 용이하게 하는 효과를 발휘한다. 이에 따라 인공적으로 제작된 온도수용기는 상당히 잠재성이 높은 의료 분야로 주목받고 있다.

[0006] 종래에는 다양한 재료를 사용한 인공 온도수용기들이 보고되어 왔다. 다만 종래의 인공 온도수용기들은 유기재료를 사용하여 외부 투과성 물질에 대한 보호를 제공하지 못한다는 문제점이 있다. 또한 종래의 온도감지 센서들은 지속적인 작동에 필요한 외부 에너지를 수급하기 어렵다는 문제점도 가지고 있는 실정이다. 또한 종래에 의료 전자장치에 전력을 공급하는 플랫폼을 위한 장치는 태양광 에너지를 활용할 수 있는 Si, GaAs, 및 유기물질을 사용하는 광전소자를 활용하였지만, 장치의 외관이 불투명함에 따라 발생하는 문제점이 있다.

[0008] 이를 고려하여, 본 발명에서는 투명 광전소자를 기반으로 하는 투명 온도감지 센서를 제안한다. 본 발명의 투명 온도감지 센서는 상기 온도수용기를 인공적으로 대체할 수 있다.

[0009] 더욱 상세하게는, 상기 투명 온도감지 센서는 투명한 기판 위에 금속산화물 이종접합 구조를 포함하는 광전소자를 구현함으로써, 상기 투명 온도감지 센서에 자체적으로 발전된 전력을 제공하는 구성의 역할을 한다. 또한, 본 발명의 투명 온도감지 센서는 ZnO층을 포함하여, 외부 온도 변화를 감지하는 구성의 역할을 한다. 상기 ZnO층은 광전소자를 구성하고 있는 p-n 이종접합 구조에 n타입산화물층으로서 포함되어 있다.

[0010] 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서는 투명하고 유연한 기판 상면에 금속산화물을 이용하여 구현함으로써, 투명하면서 유연하다는 특징이 있다. 이러한 특징으로 인해, 본 발명의 투명 온도감지 센서는 피부에 직접적으로 적용이 가능하다.

[0011] 한편, 본 발명의 투명 온도감지 센서를 인공피부로서 사용할 경우, 인체에 삽입된 전력이 필요한 의료 전자장치에 자체적인 전력발전을 통해 전력을 제공하는 플랫폼으로 활용될 수 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0013] 본 발명은 n-ZnO 및 p-NiO로 형성된 p-n 이종접합 구조를 유연한 기판 위에 형성하여 투명한 광전소자를 구현하고, 상기 광전소자의 구조로 인해 외부 온도의 변화를 감지하는 기능, 및 인가된 바이어스가 없더라도 작동 가능한 자체작동모드 기능을 구현한, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서 및 이의 제조방법을 제공하는 것을 그 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

[0015] 상기와 같은 과제를 해결하기 위하여 본 발명의 일 실시예는, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서로서, 유연기판층; 상기 유연기판층 위에 배치되는 제1투명전극층; 상기 제1투명전극층 위에 배치되고, ZnO를 포함하는 n타입산화물층; 상기 n타입산화물층에 위에 배치되고, NiO를 포함하는 p타입산화물층; 및 상기 n타입산화물층 위에 배치되는 제2투명전극층;을 포함하고, 상기 n타입산화물층 및 p타입산화물층에 의하여 n-ZnO/p-NiO 이종접합 구조가 형성되는, 투명 온도감지 센서를 제공한다.

[0016] 본 발명의 몇 실시예에서는, 상기 투명 온도감지 센서는 전력을 자체적으로 발전하는 자체작동모드로 작동할 수 있고, 상기 자체작동모드로 작동하는 경우에, 인가되는 바이어스가 없더라도 온도 감지에 대한 응답신호를 발생시키고, 상기 응답신호를 뇌에 전송할 수 있는 수 있다.

[0017] 본 발명의 몇 실시예에서는, 상기 투명 온도감지 센서는, 빛에 의해 유도된 열에 의해 발생된 신호를 저장함으로써 신체의 통각수용 메커니즘을 모방할 수 있다.

[0018] 본 발명의 몇 실시예에서는, 상기 투명 온도감지 센서는, 0 내지 100℃의 온도범위 하에서, 상기 n타입산화물층에서 발생하는 파이로전류를 통해 빛으로 인해 유도되는 온도의 변화를 감지할 수 있다.

[0019] 본 발명의 몇 실시예에서는, 상기 n타입산화물층은 RF스퍼터링 공법을 통해, ZnO타켓을 사용하여 실온에서, 1 내지 1000mTorr의 작동압력, 1 내지 1000sccm의 아르곤(Ar) 유량, 및 1 내지 1000W의 RF전력 하에서, 1 내지 100nm/min의 성장속도로 형성될 수 있다.

[0021] 상기와 같은 과제를 해결하기 위하여 본 발명의 일 실시예는, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서의 제조방법으로서, 유연기판층을 배치하는 단계; 상기 유연기판층 위에 제1투명전극층을 배치하는 단계; 상기 제1투명전극층 위에, ZnO를 포함하는 n타입산화물층을 배치하는 단계; 상기 n타입산화물층에 위에, NiO를 포함하는 p타입산화물층을 배치하는 단계; 및 상기 n타입산화물층 위에 제2투명전극층을 배치하는 단계;를 포함하고, 상기 n타입산화물층 및 p타입산화물층에 의하여 n-ZnO/p-NiO 이종접합 구조가 형성되는, 투명 온도감지 센서의 제조방법을 제공한다.

[0022] 본 발명의 몇 실시예에서는, 전력을 자체적으로 발전하는 자체작동모드로 작동할 수 있고, 상기 자체작동모드로 작동하는 경우에, 인가되는 바이어스가 없더라도 온도 감지에 대한 응답신호를 발생시키고, 상기 응답신호를 뇌에 전송할 수 있다.

[0023] 본 발명의 몇 실시예에서는, 빛에 의해 유도된 열에 의해 발생된 신호를 저장함으로써 신체의 통각수용 메커니즘을 모방할 수 있다.

[0024] 본 발명의 몇 실시예에서는, 상기 n타입산화물층을 배치하는 단계는 RF스퍼터링 공법을 통해, ZnO타켓을 사용하여 실온에서, 1 내지 1000mTorr의 작동압력, 1 내지 1000sccm의 아르곤(Ar) 유량, 및 1 내지 1000W의 RF전력 하에서, 1 내지 100nm/min의 성장속도로 형성될 수 있다.

발명의 효과

[0026] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 투명 광전소자는 금속산화물에 의하여 형성된 이종접합을 포함하므로, 우수한 광전특성, 및 우수한 투과성을 가지는 효과를 발휘할 수 있다.

[0027] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서는 금속산화물을 주된 재료로 사용함으로써, 고에너지 광자를 포함하는 자외선 파장범위를 가진 광원을 흡수하는 특성이 우수하고, 이를 통해 고에너지 광자로부터 장기를 보호하는 효과를 발휘할 수 있다.

[0028] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서는 파이로효과를 제공하는 n타입산화물을 구비함으로써, 빛에 의한 열 발생을 감지하는 효과를 발휘할 수 있다.

[0029] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서는 우수한 광전특성을 가짐으로써, 외부 에너지의 공급 없이 온도 신호를 감지하고 온도 신호를 전송하는 자체작동모드를 제공하는 효과를 발휘할 수 있다.

[0030] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서는 자체작동모드를 제공함으로써, 신체에 이식된 의료 전자장치에 전력을 공급하는 플랫폼이 되고, 상기 이식된 의료 전자장치의 배터리 교체에 의한 수술을 크게 감소시키는 효과를 발휘할 수 있다.

[0031] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서는 우수한 투과성, 및 유연한 기판을 가짐으로써, 건강 모니터링, 광열 요법, 의료 진단과 같은 의료 행위를 저해하지 않고 피부에 직접 적용될 수 있는 효과를 발휘할 수 있다.

[0032] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서는 히스테리시스 루프 개방을 가짐으로써, 극단적인 열로 인해 발생하는 응답신호를 기억하는 메모리를 제공하고, 종래의 생체모방 온도감지 센서에서 구현한 바 없는 통각수용기 모델을 최초로 구현하는 효과를 발휘할 수 있다.

[0033] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서는 인공피부, 로봇공학, 생물학적 드레싱, 및 보철에 사용되는 효과를 발휘할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0035] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서의 층상구조를 개략적으로 도시한다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서의 작동 메커니즘, 광학적 특성, 및 단면에 대한 사항을 도시한다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서의 파장에 따른 투과율에 대한 사항을 도시한다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 제2투명전극층에 포함된 ZnO, 및 AgNW를 TEM, 및 EDX(Energy Dispersive X-ray spectroscopy)를 사용하여 촬영한 사항에 대해 도시한다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서의 파이로-광 특성에 대한 사항을 도시한다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서가 자외선 파장범위를 가진 광원 하에서 보이는 전류 거동에 대해 도시한다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서의 통각수용기 특성에 대한 사항을 도시한다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서의 통각과민, 및 이질통 특성에 대한 사항을 도시한다.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서의 응답성에 대한 사항을 도시한다.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서가 플렉서블 기판에 적용됐을 때의 특성, 및 에너지밴드 다이어그램에 대한 사항을 도시한다.

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서가 AgNW로 코팅되지 않았을 때의 전류-전압 거동에 대한 사항을 도시한다.

도 12는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서에 포함된 캐소드, 및 애노드의 광학적 특성에 대한 사항을 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0036] 이하에서는, 다양한 실시예들 및/또는 양상들이 이제 도면들을 참조하여 개시된다. 하기 설명에서는 설명을 목적으로, 하나 이상의 양상들의 전반적 이해를 돕기 위해 다수의 구체적인 세부사항들이 개시된다. 그러나, 이러한 양상(들)은 이러한 구체적인 세부사항들 없이도 실행될 수 있다는 점 또한 본 발명의 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 인식될 수 있을 것이다. 이후의 기재 및 첨부된 도면들은 하나 이상의 양상들의 특정한 예시적인 양상들을 상세하게 기술한다. 하지만, 이러한 양상들은 예시적인 것이고 다양한 양상들의 원리들에서의 다양한 방법들 중 일부가 이용될 수 있으며, 기술되는 설명들은 그러한 양상들 및 그들의 균등물들을 모두 포함하고자 하는 의도이다.

[0037] 또한, 다양한 양상들 및 특징들이 다수의 디바이스들, 컴포넌트들 및/또는 모듈들 등을 포함할 수 있는 시스템에 의하여 제시될 것이다. 다양한 시스템들이, 추가적인 장치들, 컴포넌트들 및/또는 모듈들 등을 포함할 수 있다는 점 그리고/또는 도면들과 관련하여 논의된 장치들, 컴포넌트들, 모듈들 등 전부를 포함하지 않을 수도 있다는 점 또한 이해되고 인식되어야 한다.

[0038] 본 명세서에서 사용되는 "실시예", "예", "양상", "예시" 등은 기술되는 임의의 양상 또는 설계가 다른 양상 또는 설계들보다 양호하다거나, 이점이 있는 것으로 해석되지 않을 수도 있다.

[0039] 또한, "포함한다" 및/또는 "포함하는"이라는 용어는, 해당 특징 및/또는 구성요소가 존재함을 의미하지만, 하나

이상의 다른 특징, 구성요소 및/또는 이들의 그룹의 존재 또는 추가를 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0040] 또한, 제1, 제2 등과 같이 서수를 포함하는 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되지는 않는다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 예를 들어, 본 발명의 권리 범위를 벗어나지 않으면서 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소도 제1 구성요소로 명명될 수 있다. 및/또는 이라는 용어는 복수의 관련된 기재된 항목들의 조합 또는 복수의 관련된 기재된 항목들 중의 어느 항목을 포함한다.

[0041] 또한, 본 발명의 실시예들에서, 별도로 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 이때 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥 상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 발명의 실시예에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

[0043] 피부 진피층에 존재하는 온도수용기는 핵심적인 감각수용기 중 하나이지만 현재 온도수용기의 복구를 위한 인공 온도수용기 치료법은 매우 부족한 실정이다. 또한 종래에 의료 전자장치에 전력을 공급하는 플랫폼을 위한 장치는 태양광 에너지를 활용할 수 있는 Si, GaAs, 및 유기물질을 사용하는 광전소자를 활용하였지만, 장치의 외관이 불투명함에 따라 발생하는 문제점이 있다.

[0045] 이를 고려하여, 본 발명에서는 상기 온도수용기를 인공적으로 대체할 수 있는 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)를 제공한다.

[0046] 보다 상세하게는, 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 광전소자를 포함하고, 상기 광전소자는 상기 투명 온도감지 센서(1)에 전압을 제공하는 역할을 한다. 상기 광전소자는 금속산화물 p-n 이종접합 구조를 가진다. 상기 이종접합 구조로 인하여, 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 가시광선 파장영역을 가진 광원(이하, 가시광선 광원) 하에서 60% 이상의 투과율을 가질 수 있고, 0.5V의 전압, 및 200 $\mu A/cm^2$의 전력밀도를 생성할 수 있다. 또한 이러한 구조를 통해, 상기 투명 온도감지 센서(1)는 외부 에너지의 공급 없이도 온도 신호를 감지할 수 있고, 감지한 상기 온도 신호를 자동으로 전송하는 자체작동모드로 작동할 수 있다.

[0047] 또한, 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 ZnO를 재료로 하는 n타입산화물층(300)을 포함하고, 상기 n타입산화물층(300)은 상기 투명 온도감지 센서(1)가 외부의 온도변화를 감지할 수 있도록 한다. ZnO는 파이로전류를 생성할 수 있는데, 이때 파이로전류란 도체 혹은 반도체에 열이 가해질 때 일시적인 생성되는 전류를 뜻한다. 이러한 구성을 통해, 상기 투명 온도감지 센서(1)는 0℃ 내지 100℃의 온도범위에서 외부 환경의 온도변화를 감지하는 효과를 발휘할 수 있다.

[0048] 한편, 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 자연피부를 모방할 수 있는 기능 중 하나인 통각수용 메커니즘 기능을 구현할 수 있다. 상기 통각수용 메커니즘은 역치(threshold), 이질통(allodynia), 및 통각과민(hyperalgesia)과 같은 기능을 포함한다.

[0049] 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)는 투명하고 유연한 기판 상면에 구현됨으로써, 투명하면서 유연하다는 특징이 있다. 이러한 특징으로 인하여, 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 피부에 직접적으로 적용이 가능하다.

[0051] 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)는 인공피부로 활용될 경우, 인체의 온도수용기를 인공적으로 대체할 수 있고, 이 과정에서 외부의 바이어스 없이 작동전압을 제공하는 자체작동모드를 제공할 수 있으며, 이 과정에서 실제 피부의 통각수용 메커니즘을 포함한 기능을 제공할 수 있다. 또한, 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 투명도를 해치지 않으면서도 인체에 삽입된 의료 전자장치에 전력을 공급하는 플랫폼으로써 활용될 수 있다.

[0053] 이하에서는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)에 대하여 상세하게 서술하

기로 한다.

[0055] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)의 층상구조를 개략적으로 도시한다.

[0057] 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)는, 유연기판층(100); 상기 유연기판층(100) 위에 배치되는 제1투명전극층(200); 상기 제1투명전극층(200) 위에 배치되고, ZnO를 포함하는 n타입산화물층(300); 상기 n타입산화물층(300)에 위에 배치되고, NiO를 포함하는 p타입산화물층(400); 및 상기 n타입산화물층(300) 위에 배치되는 제2투명전극층(500);을 포함하고, 상기 n타입산화물층(300) 및 p타입산화물층(400)에 의하여 n-ZnO/p-NiO 이종접합 구조가 형성될 수 있다.

[0058] 이와 같은 구성에서, 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 우수한 광전특성, 및 우수한 투과성을 가지는 효과를 발휘할 수 있다. 더욱 상세하게는, 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 0.5V의 전압, 및 200 $\mu A/cm^2$의 전력밀도를 생성하며, 60% 이상의 가시광선 광원을 투과한다.

[0060] 본 발명의 일 실시예에 따른 유연기판층(100)은 투과성, 및 유연성을 가진 기판을 사용하여 제작될 수 있다. 바람직하게는 폴리에틸렌테레프탈레이트(PET) 기판 위에 제작될 수 있다.

[0061] 본 발명의 일 실시예에서, 상기 유연기판층(100) 위에 제1투명전극층(200)이 배치될 수 있다.

[0063] 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)를 구성하는 n타입산화물층(300), 및 p타입산화물층(400) 각각은 금속산화물을 포함한다.

[0064] ZnO, 및 NiO와 같은 금속산화물은 높은 안정성, 낮은 비용, 및 생체 적합성으로 인해 바이오센서 및 생체 전자장치에 있어 유망한 후보이다. 또한, 상기 금속산화물은 큰 에너지밴드갭을 가짐으로써 가시광선 광원 하에서 높은 투명도를 제공하고, 고에너지 광자를 포함하는 자외선 파장범위를 가진 광원(이하, 자외선 광원)을 흡수하여 에너지원으로서 사용할 수 있고, 이를 통해 고에너지 광자로부터 장기를 보호하는 효과를 발휘할 수 있다. 상기 금속산화물은 광전자공학, 메모리센서, 및 이식형 의료 전자장치를 포함하는 광범위한 응용분야에서 사용된다. 상기 금속산화물은 이종접합 구조를 활용하여 성능 매개변수를 용이하게 조정할 수 있다. 따라서 상기 금속산화물은 효율적이고, 감지에 민감하며, 안정적인 바이오센서에 필수적이다.

[0066] 본 발명의 일 실시예에 따른 n타입산화물층(300)은 ZnO를 포함한다.

[0067] ZnO는 비중심대칭구조, 큰 에너지밴드갭, 및 매우 안정적인 우르자이트 결정구조를 가지는 특징이 있다. 상기 특징들로 인하여, ZnO는 인공 감각뇌(sensory brain)의 잠재성 높은 후보로 각광받고 있다.

[0068] 또한 ZnO는 상기 비중심대칭구조에 의해 파이로효과를 구현할 수 있다. 이때 파이로효과는 내장된 분극화(polarization)에 의해 구동되는 결정 내 쌍극자(dipole) 형성의 결과일 수 있다. ZnO는 적절한 열 및 환경 조건이 주어지면 온도구배가 파이로효과로 인해 파이로전류를 구동할 수 있다.

[0069] 따라서, 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 0 내지 100℃의 온도범위 하에서, 상기 n타입산화물층(300)에서 발생하는 파이로전류를 통해 빛으로 인해 유도되는 온도의 변화를 감지할 수 있다.

[0071] 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 n-ZnO/p-NiO 이종접합 구조를 형성함으로써 우수한 광전특성을 가지고, 이에 따라 광생성 전류, 및 전압을 제공할 수 있다. 이를 통해, 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 외부 에너지의 공급 없이 온도 신호를 감지하고 온도 신호를 전송하는 자체작동모드(self-powered mode)를 제공하는 효과를 발휘할 수 있다. 즉 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 투명 광전소자 기반의 투명 온도감지 센서(1)에 해당한다.

[0072] 따라서, 상기 투명 온도감지 센서(1)는, 전력을 자체적으로 발전하는 자체작동모드로 작동할 수 있고, 또한 상기 투명 온도감지 센서는 자체작동모드로 작동하는 경우에 인가되는 바이어스가 없더라도 온도 감지에 대한 응답신호를 발생시키며 상기 응답신호를 뇌에 전송할 수 있다.

[0074] 한편, 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 상기의 구성들을 포함함으로써, 외부의 온도가 지속적으로 증가하면 넓은 히스테리시스 루프 개방(hysteresis loop opening) 특성을 구현할 수 있다. 상기의 특성으로 인하여, 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 온도 감지에 의하여 발생하는 응답신호를 기억하는 메커니즘, 즉 신체의 통각수용 메커니즘을 모방하는 특성을 구현할 수 있다. 바람직하게는, 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 빛에 의해 유도된 열에 의해 발생된 신호를 저장함으로써 신체의 통각수용 메커니즘을 모방할 수 있다.

[0075] 상기 특성은 종래에 보고된 인공 온도수용기 및 온도감지 센서에서 구현된 바 없는 특성에 해당하고, 본 발명에서 최초로 제공하는 특성에 해당한다.

[0078] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)의 작동 메커니즘, 광학적 특성, 및 단면에 대한 사항을 도시하고, 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)의 파장에 따른 투과율에 대한 사항을 도시하며, 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 제2투명전극층(500)에 포함된 ZnO, 및 AgNW를 TEM, 및 EDX(Energy Dispersive X-ray spectroscopy)를 사용하여 촬영한 사항에 대해 도시한다.

[0080] 이때, 상기 투명 온도감지 센서(1)의 단면도는 전계 방출 주사 전자현미경(FESEM)을 통해 생성될 수 있다. 또한 상기 투명 온도감지 센서(1)의 구조적 특성을 측정하기 위해 HAADF(high-angle annular dark-field imaging)와 EDS(energy-dispersive X-ray spectroscopy)를 이용한 열전계방출 투과전자현미경(FETEM)(FEI, TALOS F200X)을 사용할 수 있다. 상기 투명 온도감지 센서(1)의 광학적 특성을 특성화하기 위해 UV-visible 확산반사 분광광도계(Shimadzu, UV-2600)를 사용할 수 있다. 상기 투명 온도감지 센서(1)의 전류-전압 특성을 측정하기 위해 Potentiostat/galvanostat(PGStat ZIVE SP2, WonA Tech.)를 사용할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에서, 태양광 성능을 측정하기 위해 시뮬레이터 시스템(McScience-K3000,Korea)를 사용할 수 있다. 태양광 광원 하에서 전압-전류 특성은 광전지 전력계(McScience-K101)을 사용할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에서 사용된 자외선 광원은 365nm 발광다이오드를 사용할 수 있고, 사진 측정을 위해 일정한 거리를 두고 고정할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에서, 광원의 강도는 표준 Si 포토다이오드, 및 여러 파워미터(KUSAM-MECO, KM-SPM-11, 및 Lutron, UV340)을 사용하여 보정할 수 있다.

[0081] 상기 투명 온도감지 센서(1)의 모든 온도 측정은 핫플레이트, 자체 설계한 Peltier 설정, 및 뜨거운 물이 포함된 석영 큐벳을 사용하여 수행될 수 있다.

[0083] 도 2(a)는 피부의 단면도, 및 스파이크 활동전위 형태의 응답신호가 뇌에 전해지는 메커니즘을 도시한다.

[0084] 피부는 인체를 덮고 있으며, 수분 유지, 체온 조절, 외부 자극으로부터 신체 보호, 및 감각과 같은 필수적인 신체 기능을 유지할 수 있도록 하는 역할을 한다. 한편, 온도 지각(perception)은 신체가 외부 온도 변화에 직면했을 때 항상성을 유지하고 대기 조건 하에서 생명 활동을 유지하도록 하는 데에 매우 중요하다. 온도 정보는 외부 온도 변화에 대한 정보를 담고 있고, 체내에서 칼륨(K^+) 및 칼슘(Ca^{2+}) 이온을 사용하여 전달되며, 세포막에서 70mV의 휴지 전위를 통한 균형을 이루고 있다. 상기 온도 정보는 세포막 내의 전압을 낮춤으로써 이온 채널을 열 수 있다.

[0085] 도 2(a)의 스파이크 활동 전위의 형태에서 보이는 바와 같이, 온도 정보는 시냅스에 의해 다음 뉴런으로 전파되고 최종적으로 뇌에 수신될 수 있다. 신경망의 감각 뉴런은 높은 수준의 처리를 위해, 온도 및 감각 정보를 전송하기 전에 감각정보를 수집, 정제, 및 처리할 수 있다.

[0086] 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)는 스마트 헬스케어와 같이 인체와 외부

환경을 연결하는 2차 인공피부일 수 있다. 또한 상기 투명 온도감지 센서(1)는 이식형 의료 전자장치에 전력을 공급하는 플랫폼이 될 수 있다.

[0088] 즉 본 발명의 일 실시예에서, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)는 인공 피부, 로봇공학, 생물학적 드레싱, 및 보철에 사용되는 효과를 발휘할 수 있다.

[0089] 또한, 상기 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)는 우수한 광전특성을 가짐으로써, 외부 에너지의 공급 없이 온도 신호를 감지하고 온도 신호를 전송하는 자체작동모드(self-powered mode)를 제공하는 효과를 발휘할 수 있다. 상기 자체작동모드를 제공함으로써, 상기 투명 온도감지 센서(1)는 신체에 이식된 의료 전자장치에 전력을 공급하는 플랫폼이 되고, 상기 이식된 의료 전자장치의 배터리 교체에 의한 수술을 크게 감소시키는 효과를 발휘할 수 있다.

[0091] 도 2(b)는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)의 디지털 사진을 나타낸다.

[0092] 종래의 의료 전자장치에 전력을 공급하는 플랫폼을 위한 장치는 태양광 에너지를 활용할 수 있는 Si, GaAs, 및 유기물질을 사용하는 광전소자를 사용하였지만, 장치의 외관이 불투명함에 따라 발생하는 문제들을 해결해야하는 과제가 있다. 피부에 직접 적용되는 의료 전자장치는 피부 본연의 색과 일치하도록 투명도를 제공하는 것이 바람직하다.

[0093] 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)는, n-ZnO/p-NiO 이종접합 구조를 갖춤으로써 가시광선 광원 하에서 평균가시투과율(AVT) 60% 이상을 보인다(도 3 참고).

[0094] 즉, 상기 투명 온도감지 센서(1)는 우수한 투과성, 및 유연한 기판을 가짐으로써, 건강 모니터링, 광열 요법, 의료 진단과 같은 의료 행위를 저해하지 않고 피부에 직접 적용될 수 있는 효과를 발휘할 수 있다.

[0096] 도 2(c)는 광원이 있는 조건, 및 광원이 없는 조건 하에서 투명 온도감지 센서(1)의 전류-전압 거동을 각각 도시한다.

[0097] 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)의 자체작동을 가능하게 하는 전력발전을 확인하기 위하여, 자외선 광원(λ=365nm, 2mW/cm^2)을 상기 투명 온도감지 센서(1)에 조사하였다. 도 2(c)에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)는 500mV의 개방회로전압, 및 200 μA/cm^2 이상의 단락전류밀도를 가질 수 있다. 상기 개방회로전압, 및 단락전류밀도는 다양한 이식형 의료 전자장치의 요구사항(수 μW 내지 mW 범위)을 충족할 수 있다.

[0099] 도 2(d)는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)의 작동 메커니즘 개요를 개략도로 도시한다.

[0100] 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)의 p-n 이종접합 구조는 강한 전기장을 갖는 p형 NiO, 및 n형 ZnO 접합에 의해 형성될 수 있다. 상기 p-n 이종접합 구조는 상기 투명 온도감지 센서(1)로 빛 에너지로부터 광생성 캐리어를 수집하는 동력을 제공할 수 있다.

[0101] 상기 투명 온도감지 센서(1)는 FTO를 포함하는 제1투명전극층(200), 및 AgNW를 포함하는 제2투명전극층(500)을 포함함으로써 가시광선 파장영역을 갖는 광원을 투과할 수 있어 전체적으로 투명할 수 있다.

[0102] 광원이 조사되는 경우에 상기 광생성 캐리어 중 전자는 p타입산화물층(400)(NiO) 측에서 n타입산화물층(300)(ZnO)으로 이동하여 제1투명전극층(200)에 의해 수집되는 반면, 상기 광생성 캐리어 중 정공은 n타입산화물층(300)(ZnO) 측에서 p타입산화물층(400)(NiO)를 통해 이동하고, 제2투명전극층(500)에서 수집될 수 있다.

[0103] 즉, 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)는 금속산화물에 의하여 형성된 이종접합을 포함하므로, 우수한 광전특성, 및 우수한 투과성을 가지는 효과를 발휘할 수 있다. 또한, 상기 투명 온도감지 센서(1)는 금속산화물을 주된 재료로 사용함으로써, 고에너지 광자를 포함하는 자외선 파장범위를 가진 광원을 흡수하는 특성이 우수하고, 이를 통해 고에너지 광자로부터 장기를 보호하는 효과를 발휘할 수 있다.

[0105] 도 2(e)는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)의 단면을 투과전자현미경을 이용하여 촬영한 사진을 나타낸다.

[0106] 본 발명의 일 실시예에 따른 상기 n타입산화물층(300)은 1 내지 500nm의 두께를 가질 수 있고, 상기 p타입산화물층(400)은 1 내지 200nm의 두께를 가질 수 있고, 바람직하게는 상기 n타입산화물층(300)은 250nm의 두께를 가질 수 있고, 상기 p타입산화물층(400)은 20nm의 두께를 가질 수 있다. 도 4에 도시된 바와 같이, 상기 제2투명전극층(500)은 AgNW, 및 1 내지 100nm의 두께를 가지는 ZnO박막을 포함할 수 있고, 바람직하게는 10nm의 두께를 가지는 ZnO박막을 포함할 수 있다.

[0107] 이러한 구조를 통하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)는 온도감지를 위한 파이로전류(pyrocurrent)를 제공할 수 있다. 또한, ZnO 및 NiO에 의하여 형성된 p-n 이종접합 구조에서 발생하는 기존 내장($E_{built-in}$) 및 파이로(E_{pyro}) 전위로 인해 상기 투명 온도감지 센서(1)는 외부 바이어스 없이 작동할 수 있다.

[0108] 즉, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)는 파이로효과를 제공하는 n타입산화물을 구비함으로써, 빛에 의한 열 발생을 감지하는 효과를 발휘할 수 있다.

[0110] 도 2(f)는 신체의 온도수용기가 뇌와 함께 활동할 때의 메커니즘을 개략적으로 도시한다.

[0111] 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)는 외부의 온도자극을 감지하여 응답신호로 전환하고, 상기의 응답신호를 뇌로 자발적으로 전송할 수 있다. 또한 상기 응답신호는 학습, 및 통각수용 메커니즘을 위해 신경 시스템을 통해 스파이크 전위를 갖춘 신호로 뇌에 전송될 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 장치는 외부의 온도자극을 감지하고, 응답신호를 전송하는 행위에 필요한 전력을 자체적으로 공급할 수 있다.

[0113] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)의 파이로-광 특성에 대한 사항을 도시하고, 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)가 자외선 파장범위를 가진 광원 하에서 보이는 전류 거동에 대해 도시한다.

[0115] 도 5(a)는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1), 및 단일ZnO의 파이로전류, 및 광전류의 거동을 도시한다. 상기 거동은 자외선 광원(λ=365nm, P=4mW/cm^2)을 사용하여 추정할 수 있다. 이때 단일ZnO는 다른 재료가 적층되지 않은 순수한 ZnO 자체를 의미한다. 단일ZnO층은 파이로전류를 가지는 반면, 상기 투명 온도감지 센서(1)에 포함된 p-n 이종접합 구조는 광전류, 및 파이로전류를 모두 가진다. 이를 통해, 파이로효과는 주로 ZnO으로 이루어진 n타입산화물층(300)에서 발생하고, 광전효과는 p-n 이종접합 구조를 통해 발생함을 확인할 수 있다.

[0116] ZnO는 비중심대칭구조를 가짐으로써 파이로전류가 발생할 수 있다. 상기 투명 온도감지 센서(1)는 ZnO와 p-n접합을 이루는 NiO를 p타입산화물층(400)으로 가짐으로써 광전류를 동반할 수 있으며, 상기 광전류, 및 파이로전류는 광원의 전류밀도에 비례할 수 있다(도 6 참고). 자외선 광원의 강도가 0.5mW/cm^2에서 4mW/cm^2으로 증가할 때, 상기 투명 온도감지 센서(1)는 현저한 파이로전류의 증가가 발생하는 특징을 가진다. 종래의 생체모방 온도수용기 및 온도감지 센서는 온도 의존적 발열 반응 및 발열 전류 특징을 보이지 않았으므로, 상기의 특징은 본 발명에서 최초로 제공하는 것이다.

[0118] 도 5(b)는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)의 온도에 따른 전류 거동에 대해 도시한다.

[0119] 파이로전류(I_{pyro})는 온도 변화에 민감하다. 본 발명의 일 실시예에 따르면, 파이로전류는 0℃에서 110㎂이고, 75℃에서 252㎂를 가진다. 이를 통해 파이로전류는 온도에 비례하여 증가함을 알 수 있다. 한편, 광전류(I_{photo})는 온도가 변해도 비교적 균일하게 유지될 수 있다. 이를 통해, 광전류는 광자 에너지에서 비롯되고, 파이로전류는 주변 온도 조건에 의해 조절됨을 확인할 수 있다. 도 5(b)에 도시된 바와 같이, 온도에 따른 파이로전류의

거동은 인간 피부의 거동과 상응한다고 할 수 있다.

[0121] 도 5(c)는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)가 갖는 온도에 대한 전류의 거동을 파이로전류, 및 광전류 각각 도시한다.

[0122] 파이로전류의 변화를 명시적으로 강조하기 위하여, 도 5(c)에서와 같이 다양한 온도조건에서 광전류의 거동, 및 파이로전류의 거동 각각을 도시했다. 상기 투명 온도감지 센서(1)는 온도의 변화에 따라 광전류의 변화는 거의 나타나지 않는 반면, 온도의 변화에 따라 파이로전류의 변화는 명확하게 나타나는 특성을 가진다. 또한 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)의 파이로전류는 고온영역에서 더 가파르게 증가한다. 이는 상기 투명 온도감지 센서(1)가 외부환경의 온도변화에 매우 민감하고, 온도가 높아질수록 더 민감해지는 인간 피부의 온도수용기의 작용과 거의 상응한 특성을 가진다고 할 수 있다.

[0123] 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)는 0 내지 100℃의 온도범위에서 작동할 수 있고, 바람직하게는 0℃ 내지 75℃의 온도범위에서 작동할 수 있다. 이는 종래의 온도감지 센서가 고온 및 저온을 분리하여 감지하던 것과 비교했을 때 상당한 이점이다. 이에 반하여 사람의 피부는 온도감지의 범위가 5℃ 내지 48℃로 비교적 좁다. 전술한 도 2(a)에 도시된 바와 같이, 인간의 피부는 고온 및 저온 온도수용기를 포함하는 온도수용기가 온도 변화에 대한 단백질의 반응을 통해 조절되며 온도를 감지하기 때문이다.

[0125] 도 5(d)는 광원의 전력밀도에 따른 환경의 온도변화를 도시한다. 이를 통해 환경의 온도변화에 따른 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)가 생성하는 파이로전류 변화에 대한 거동을 확인할 수 있다.

[0126] 온도 변화에 따른 파이로전류 유도 메커니즘은 하기와 같이 설명할 수 있다. 전술한 도 2(d)에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)가 켜지지 않는 경우에는, p-n 이종접합 구조를 통한 전하 확산으로 인해 내장전위($E_{built-in}$)가 형성될 수 있다. 이때 자외선 광원이 조사되면, 광열효과로 인해 장치의 온도변화가 발생하고, 포논(phonon)이 형성될 수 있다. 상기 광열효과는 광원을 도체 혹은 반도체에 조사했을 때 전자가 여기하며 공명 및 진동을 발생시키고 이에 따라 열에너지가 발생하는 효과에 해당한다.

[0127] 이후 n타입산화물층(300)(ZnO)에 포획된 에너지준위로 존재로 인해, ZnO에서 여기된 전자는 비방사(non-radiative) 재결합을 거치고, ZnO 내에서 열에너지를 유도하는 포논을 발생시킬 수 있다. 상기 열에너지는 ZnO에 존재하는 불균형 전하에서 진동을 유도하며, 상기 여기된 전자가 ZnO를 가로질러 움직이고 배열되게 할 수 있다. 파이로전하로 인하여 유도된 전기장(E_{pyro})는 내장된 전기장의 방향을 따라 형성되므로 전체 전기장을 강화할 수 있다. 전기장의 강화는 전력밀도의 증가와 함께 Anderson의 모델에서 설명한 바와 같이, 밴드의 상향 굽힘을 유발하며, 이는 이종접합에서 발생하는 캐리어의 수송이 용이하게 하는 효과로 이어질 수 있다. 따라서 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 파이로효과로 인해 고출력의 응답신호를 유도할 수 있다.

[0128] 이것은 $I_{Pyro} = Ap(dT/dt)$로 주어지는 파이로전류와 온도변화율 사이의 관계에 의해서 설명할 수 있다. 여기서 A는 전극면적, p는 파이로계수, dT/dt는 시간에 따른 온도변화 속도에 해당한다.

[0130] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)의 통각수용 메커니즘 특성에 대한 사항을 도시하고, 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)의 통각과민, 및 이질통 특성에 대한 사항을 도시하며, 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)의 응답성에 대한 사항을 도시한다.

[0132] 감각 메모리는 인간이 원래의 자극이 제거되더라도 주변에 대한 감각 정보를 유지하도록 돕는 간략한 메모리를 의미한다. 상기 감각 메모리는 인간이 보고, 듣고, 느끼는 것을 포함한 상당한 양의 감각 정보를 감각 기관을 통해 저장한다. 다만, 상기 감각 메모리는 중요한 정보를 후속 장기 메모리 단계로 전달하는 것을 목적으로 하기 때문에 단기간 동안에만 유지될 수 있다.

[0133] 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)는 감각 메모리 기능 즉, 외부의 온도자극에 의해 생성된 온도정보, 및 이에 따른 응답신호를 저장하는 기능을 포함할 수 있다.

[0135] 도 7(a)는 온도정보와 인간의 감각 반응에 대해 개략적으로 도시한다. 신체의 온도수용기는 임계값 이상의 온도 자극을 받으면 응답신호를 생성하고, 생성된 상기 응답신호를 뇌에 전달함으로써 사람이 상기 온도자극에 대한 온도를 인지할 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)는 상기 신체의 온도수용기와 상응하는 통각수용 메커니즘을 포함한다. 상기 통각수용 메커니즘은 역치, 이질통, 및 통각과민과 같은 기능을 포함할 수 있다.

[0136] 상기 통각과민은 환경의 유해한 자극으로 인해 신체 조직이 손상되면 온도수용기가 더 민감해짐으로 인해 증폭된 응답신호를 뇌에 전송함으로써, 손상이 큰 자극에 대해 강도 높게 반응하는 현상을 말한다.

[0137] 상기 이질통은 낮은 자극에 대해서 조기에 반응하는 초기 적응 현상을 말한다.

[0138] 상기 역치는 유해한 온도자극 값을 초과해야 유의미한 응답신호를 가지는 현상을 말한다.

[0140] 도 7(b)는 어두운 환경에서, 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)의 온도에 따른 전류-전압 거동을 도시한다. 상기 전류-전압 거동은 순환 전압 전류법을 사용하여 측정할 수 있다. 이때 30℃ 내지 70℃ 범위의 온도에서 -1.5V 내지 1.5V의 인가전압이 연속적으로 스윕되었다.

[0141] 도 7(b)에 도시된 바와 같이, 양의 바이어스 방향으로 히스테리시스 루프 개방(hysteresis loop opening)이 나타나는 것을 확인할 수 있고, 이는 저항성 스위칭이 있음을 의미한다. 또한 상기 히스테리시스 루프 개방은 각각의 사이클마다 전류가 증가할 수 있고, 상기 투명 온도감지 센서(1)의 경우 온도가 30℃에서 70℃로 변하면, 상기 히스테리시스 루프 개방 전류가 크게 증가하는 것을 확인할 수 있다.

[0142] 한편, 상기 히스테리시스 루프 개방, 및 전류의 증가는 음의 바이어스 영역에서는 나타나지 않는 것을 확인할 수 있다. 상기 히스테리시스 루프 개방의 개구부는 n타입산화물층(300)의 재료인 ZnO의 결함 또는 빈 공간에 기인할 수 있으며, 이는 인가된 바이어스 및 다양한 온도 조건에서의 필라멘트 형성으로 이어질 수 있다. 따라서 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)는 감각뇌와 온도수용기와 상응하게 서로 다른 온도자극을 구별하기 위한 메모리를 구현할 수 있다.

[0144] 도 7(c)는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)의 온도에 대한 출력전류 거동을 도시한다.

[0145] 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)의 응답신호는 출력전류의 세기로 확인할 수 있으며, 상기 출력전류는 온도자극이 적용되는 시간이 길어질 수록 커질 수 있다. 상기 응답신호는 30℃ 내지 35℃의 임계 온도범위에서는 최소값을 가지는 반면, 온도가 상기 임계 온도범위를 초과하는 경우에는 상기 출력전류가 커져 증가할 수 있다. 이는 신체의 통각수용 메커니즘 중 역치를 모방하는 특성일 수 있다.

[0146] 또한 상기 투명 온도감지 센서(1)는 0.125V의 낮은 바이어스 전압에서 조기에 반응하는 현상을 가질 수 있다. 이는 신체의 통각수용 메커니즘 중 이질통을 모방하는 특성일 수 있다. 상기 이질통의 크기는 도 8에 도시된 바와 같이, 3.5V의 더 높은 바이어스 하에서 증가한다. 이를 통해 상기 투명 온도감지 센서(1)는 강한 유해 자극에 대해 우수한 온도수용기 반응을 가지고 있음을 확인할 수 있다.

[0147] 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)의 응답속도는 도 9에 도시된 바와 같이 온도에 따라 증가할 수 있다.

[0149] 도 7(d)는 30℃의 온도에서 70℃의 온도까지 승온시키는 것을 1번의 사이클이라고 할 때, 상기 사이클을 5번 연속으로 반복함에 따른 상기 투명 온도감지 센서(1)의 전류-전압 거동 및 저항거동에 대한 사항을 도시한다.

[0150] 상기 응답신호의 전류는 각 사이클 동안, 특히 가장 높은 온도인 70℃에서 증폭된 전류를 가진다. 이는 신체의 통각수용 메커니즘 중 통각과민을 모방하는 특성일 수 있다. 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)의 저항 거동은 멤리스터의 거동을 할 수 있다. 즉, 온도자극을 반복적으로 가한 5회의 사이클 동안 상기 투명 온도감지 센서(1)의 저항은 10kΩ에서 5kΩ로 감소한다. 이를 통해 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)는 열 학습 기능을 포함하고 있음을 알 수 있다.

[0151] 즉, 본 발명의 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)는 히스테리시스 루프 개방을 가짐으로써, 극단적인 열로 인해 발생하는 응답신호를 기억하는 메모리를 제공하고, 종래의 생체모방 온도감지 센서에서 구현한 바 없는 통각수용기 모델을 최초로 구현하는 효과를 발휘할 수 있다.

[0153] 도 7(e)는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)의 실제 디지털 사진을 나타낸다. 온도변화에 따른 상기 투명 온도감지 센서(1)의 특성을 분석하기 위해 뜨거운 물로 채워진 석영 큐벳이 상기 투명 온도감지 센서(1)의 근처에 설치될 수 있다.

[0155] 도 7(f)는 냉각 주기 동안 나타낸 상기 투명 온도감지 센서(1)의 응답도, 및 온도 메모리에 대한 사항을 도시한다. 상기 응답도는 반복되는 사이클동안 일관된 거동을 보였다. 도 7(g)는 상기 투명 온도감지 센서(1)가 고온 및 저온 상태에 놓였을 때, 각각의 상태에 해당하는 열화상 이미지를 나타낸다. 이때 열화상 카메라(Fluke, Fluke Ti95_9Hz Thermal Imager)는 열 측정 중 온도 변화를 캡처하는 데 사용될 수 있다.

[0157] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)가 플렉서블 기판에 적용됐을 때의 특성, 및 에너지밴드 다이어그램에 대한 사항을 도시하고, 도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)가 AgNW로 코팅되지 않았을 때의 전류-전압 거동에 대한 사항을 도시하며, 도 12는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)에 포함된 캐소드, 및 애노드의 광학적 특성에 대한 사항을 도시한다.

[0159] 본 발명의 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)는 인공 온도수용기로 활용할 수 있을 뿐만 아니라 신체에 삽입된 의료 전자장치의 에너지원 및 에너지를 공급하는 플랫폼으로 사용될 수 있다. 상기 투명 온도감지 센서(1)는 높은 투명성으로 인해 사람의 피부에 직접 적용될 수 있으며, 자체적으로 전력을 발전하는 자체작동모드로 작동할 수 있다.

[0161] 도 10(a)는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)가 실제의 피부에 적용된 상태에서 감각메모리가 저장되는 메커니즘을 개략적으로 도시한다. 도 10(b)는 상기 투명 광전소자($2.5\times2.5cm^2$)를 손등에 부착한 상태에서 상기 투명 온도감지 센서(1)의 전류-전압 거동, 및 과도 광응답을 측정한 실제 모습을 디지털 이미지로 나타낸다. 이때 상대적으로 전력밀도가 약한 자외선 광원($0.5mW/cm^2$)이 사용되었다.

[0163] 도 10(c)에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)는 상대적으로 높은 광전압(0.2V)과 단락전류밀도($28\mu A$)를 가질 수 있다. 상기 투명 온도감지 센서(1)는 상당한 전압 향상(0.5V)이 있을 가능성이 높으며(도 11 참고), 성능 개선의 가능성이 높다.

[0165] 도 10(d)는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)의 자외선 광원의 전류밀도에 따른 응답신호에 대한 사항을 도시한다. 이때 상기 광원의 전류밀도는 $10\mu W/cm^2$ 내지 $2mW/cm^2$ 범위를 가질 수 있다. 상기 투명 온도감지 센서(1)는 광원이 없는 조건에서 응답신호를 형성하지 않는 반면, 광원이 조사되는 조건 하에서는 자외선 광원의 강도에 비례하여 강해지는 출력전류를 가짐으로써, 자외선 광원의 강도에 비례하는 응답신호를 형성할 수 있다. 또한 상기 투명 온도감지 센서(1)는 1 내지 10ms의 빠른 응답속도를 제공하며(도 12 참고), 이는 자연 피부의 20 내지 40ms의 시간 분해능보다 우수하다.

[0167] 또한 도 10(e)에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 온도감지 센서(1)는 신경생물학적 과정을 모방한 스파이크 모형의 전위를 통해 응답신호를 전송할 수 있다. 상기 투명 온도감지 센서(1)는 $1mW/cm^2$의 전

력밀도를 가지는 펄스 자외선 광원 하에서, 고온(60℃)의 조건일 때 35㎂의 출력밀도를 가질 수 있고, 저온(30℃)의 조건일 때 28㎂의 출력밀도를 가질 수 있다.

[0169] 본 발명의 일 실시예에서, 상기 투명 온도감지 센서(1)의 작동 메커니즘은 캐리어 거동 메커니즘에 의해 설명할 수 있다. 일시적인 광원 하에서, 상기 투명 온도감지 센서(1)의 캐리어 전송 프로세스는 파이로효과를 따르며, 광열효과와 함께 광전류, 및 파이로전류와 결합될 수 있다.

[0170] 광전류의 경우, 전자는 축적되어 평형상태의 위치에서 페르미 에너지준위(E_f)를 분리한다. 광원에 의해 온도가 상승한 경우, 온도 상승을 통해 발생한 열은 시간에 따른 온도 변화(dT/dt)에 의해 표면에서 더 깊은 n타입산화물층(300)으로 전파된다. 광원이 있는 조건(dT/dt>0, 도 10(f))의 경우, 온도분포는 파이로전하를 분극화하기 위해 n타입산화물층(300)의 표면(고온)에서 깊은 층(저온)으로 계단식 분포를 가질 수 있다. 이는 표면에 더 높은 이온화 경향을 유도하여 내장된 전위를 따라 파이로전기장(E_{pyro})를 형성할 수 있다. 따라서 파이로전류(I_{pyro}), 및 광전류(I_{photo})는 같은 방향으로 형성될 수 있다.

[0171] 한편, 광원이 없는 조건(dT/dt<0, 도 10(f))의 경우, 상기 조건은 파이로전하의 분극화를 회복을 유도할 수 있다. 따라서 내장전위 전기장(Ebuilt-in)의 반대방향으로 Epyro를 변경할 수 있다. 이 변경은 밴드벤딩을 뒤집어 전자가 반대 방향으로 이동하도록 할 수 있고, 정공은 n타입산화물층(300) 방향으로 이동하고 전자는 p타입산화물층(400) 방향으로 이동하도록 할 수 있다. 따라서 본 발명의 일 실시예에 따른 p-n 이종접합 구조는 광원과 온도변화를 민감하게 반영할 수 있다. 이를 통해서 유연한 기판 위에 제작된 본 발명의 투명 온도감지 센서(1)는 외부 전력의 공급 없이 온도 자극을 감지하고, 상기 온도 자극에 의해 발생한 응답신호를 전송할 수 있으며, 다양한 생체 의학 응용 분야에 적용될 가능성을 제시한다.

[0173] 이하에서는 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)의 제조방법에 대하여 상세하게 서술하기로 한다.

[0175] 본 발명의 일 실시예에 따른 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)의 제조방법은, 유연기판층(100)을 배치하는 단계; 상기 유연기판층(100) 위에 제1투명전극층(200)을 배치하는 단계; 상기 제1투명전극층(200) 위에, ZnO를 포함하는 n타입산화물층(300)을 배치하는 단계; 상기 n타입산화물층(300)에 위에, NiO를 포함하는 p타입산화물층(400)을 배치하는 단계; 및 상기 n타입산화물층(300) 위에 제2투명전극층(500)을 배치하는 단계;를 포함하고, 상기 n타입산화물층(300) 및 p타입산화물층(400)에 의하여 n-ZnO/p-NiO 이종접합 구조가 형성될 수 있다.

[0177] 상기 유연기판층(100)을 배치하는 단계, 및 제1투명전극층(200)을 배치하는 단계를 수행한 이후에, 상기 유연기판층(100) 및 제1투명전극층(200)을 포함하는 2개의 층은 아세톤, 메탄올, 및 증류수 각각을 용매로 하여 초음파세척될 수 있다. 상기 2개의 층은 질소(N_2)가스를 사용하여 건조될 수 있다.

[0179] 상기 n타입산화물층(300)을 배치하는 단계, 및 p타입산화물층(400)을 배치하는 단계는 대규모 스퍼터링 공법을 사용할 수 있다.

[0180] 보다 상세하게는, 상기 n타입산화물층(300)을 배치하는 단계에서는, RF스퍼터링 공법을 통해, ZnO타켓을 사용하여 실온에서, 1 내지 1000mTorr의 작동압력, 1 내지 1000sccm의 아르곤(Ar) 유량, 및 1 내지 1000W의 RF전력 하에서, 1 내지 100nm/min의 성장속도로 ZnO층을 형성할 수 있다.

[0181] 바람직하게는, 상기 n타입산화물층(300)을 배치하는 단계에서는, RF스퍼터링 공법을 통해, ZnO타켓을 사용하여 실온에서, 5mTorr의 작동압력, 50sccm의 아르곤(Ar) 유량, 및 300W의 RF전력 하에서, 6.66nm/min의 성장속도로 ZnO층을 형성할 수 있다.

[0182] 한편 상기 p타입산화물층(400)을 배치하는 단계에서는, 반응성 스퍼터링 공법을 통해, Ni타켓을 사용하여 실온

에서, 1 내지 1000mTorr의 작동압력, 1 내지 1000sccm의 아르곤(Ar) 유량, 1 내지 1000sccm의 산소(O_2) 유량, 및 1 내지 1000W의 DC전력 하에서, 1 내지 100nm/min의 성장속도로 NiO층을 형성할 수 있다.

[0183] 바람직하게는, 상기 p타입산화물을 배치하는 단계에서는, 반응성 스퍼터링 공법을 통해, Ni타켓을 사용하여 실온에서, 5mTorr의 작동압력, 20sccm의 아르곤(Ar) 유량, 5sccm의 산소(O_2) 유량, 및 50W의 DC전력 하에서, 2.5nm/min의 성장속도로 NiO층을 형성할 수 있다.

[0185] 상기 제2투명전극층(500)을 배치하는 단계에서는, 스핀코팅 공법을 통해, 1 내지 1000㎕의 AgNW잉크 용량을 사용하여, 1 내지 10,000rpm의 회전속도 하에서, 1 내지 500초의 시간동안 AgNW층을 형성한 후에, 1 내지 500℃의 온도에서 1 내지 100분 동안 열처리될 수 있다.

[0186] 바람직하게는, 상기 제2투명전극층(500)을 배치하는 단계에서는, 스핀코팅 공법을 통해, 90㎕의 AgNW잉크 용량을 사용하여, 2500rpm의 회전속도 하에서, 60초의 시간동안 AgNW층을 형성한 후에, 100℃의 온도에서 2분동안 열처리될 수 있다.

[0187] 또한 본 발명의 일 실시예에서, 상기 제2투명전극층(500)을 배치하는 단계에서는, 초박형 ZnO층을 스퍼터링하는 공법을 포함할 수 있다.

[0189] 이와 같은 제조방법은, 전력을 자체적으로 발전하는 자체작동모드로 작동할 수 있고, 상기 자체작동모드로 작동하는 경우에, 인가되는 바이어스가 없더라도 온도 감지에 대한 응답신호를 발생시키고, 상기 응답신호를 뇌에 전송할 수 있는 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서(1)를 구현할 수 있다. 또한 상기 제조방법은, 빛에 의해 유도된 열에 의해 발생된 신호를 저장함으로써 신체의 통각수용 메커니즘을 모방할 수 있는 투명 온도감지 센서(1)를 구현할 수 있다.

[0191] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 투명 광전소자는 금속산화물에 의하여 형성된 이종접합을 포함하므로, 우수한 광전특성, 및 우수한 투과성을 가지는 효과를 발휘할 수 있다.

[0192] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서는 금속산화물을 재료로 사용함으로써, 고에너지 광자를 포함하는 자외선 파장범위를 가진 광원을 흡수하는 특성이 우수하고, 이를 통해 고에너지 광자로부터 장기를 보호하는 효과를 발휘할 수 있다.

[0193] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서는 파이로효과를 제공하는 n타입산화물을 구비함으로써, 빛에 의한 열 발생을 감지하는 효과를 발휘할 수 있다.

[0194] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서는 우수한 광전특성을 가짐으로써, 외부 에너지의 공급 없이 온도 신호를 감지하고 온도 신호를 전송하는 자체작동모드를 제공하는 효과를 발휘할 수 있다.

[0195] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서는 자체작동모드를 제공함으로써, 신체에 이식된 의료 전자장치에 전력을 공급하는 플랫폼이 되고, 상기 이식된 의료 전자장치의 배터리 교체에 의한 수술을 크게 감소시키는 효과를 발휘할 수 있다.

[0196] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서는 우수한 투과성, 및 유연한 기판을 가짐으로써, 건강 모니터링, 광열 요법, 의료 진단과 같은 의료 행위를 저해하지 않고 피부에 직접 적용될 수 있는 효과를 발휘할 수 있다.

[0197] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서는 히스테리시스 루프 개방을 가짐으로써, 극단적인 열로 인해 발생하는 응답신호를 기억하는 메모리를 제공하고, 종래의 생체모방 온도감지 센서에서 구현한 바 없는 통각수용기 모델을 최초로 구현하는 효과를 발휘할 수 있다.

[0198] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 투명 광전소자 기반 투명 온도감지 센서는 인공 피부, 로봇공학, 생물학적 드레싱, 및 보철에 사용되는 효과를 발휘할 수 있다.

[0200] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다. 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

부호의 설명

[0202] 1: 투명 온도감지 센서

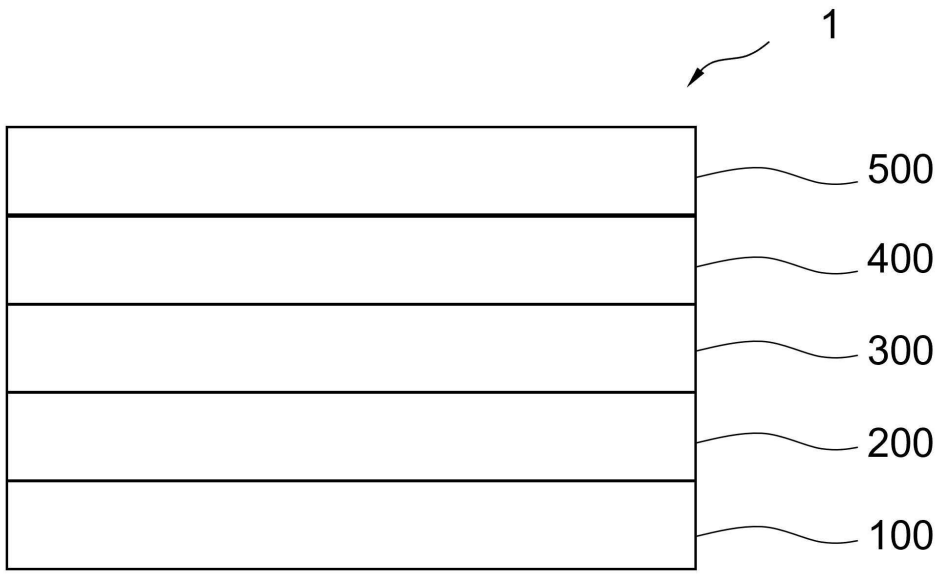
100: 유연기판층 200: 제1투명전극층

300: n타입산화물층 400: p타입산화물층

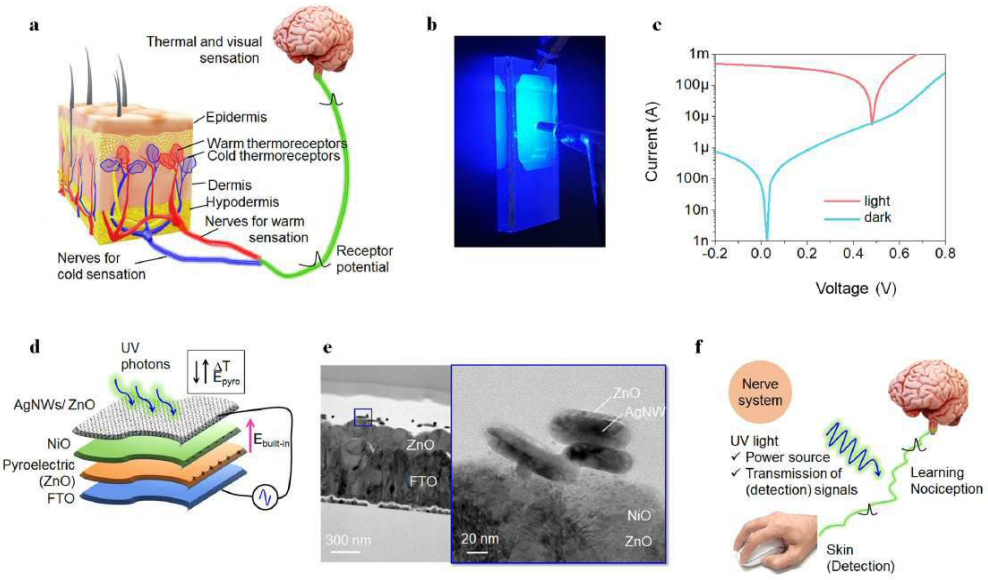
500: 제2투명전극층

도면

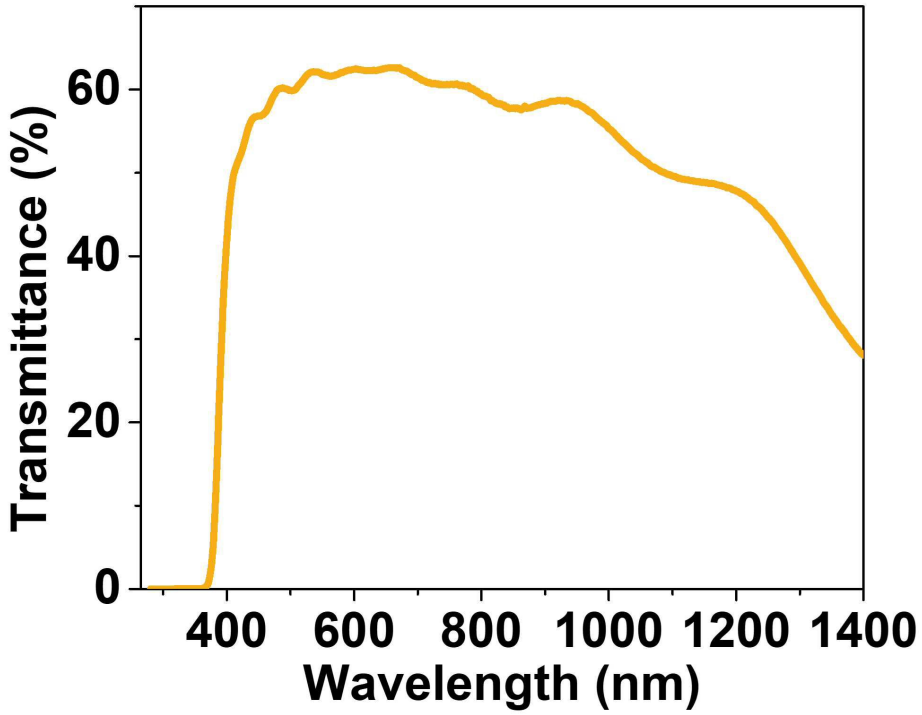
도면1



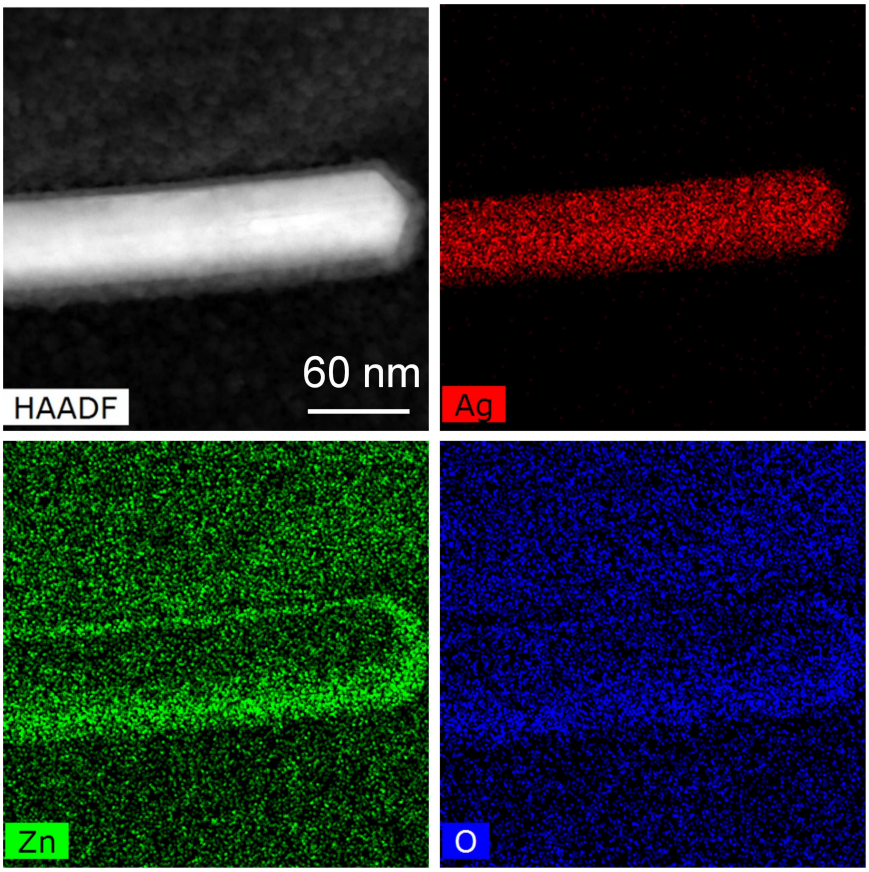
도면2


a
Thermal and visual sensation
Epidermis
Warm thermoreceptors
Cold thermoreceptors
Dermis
Hypodermis
Nerves for warm sensation
Nerves for cold sensation
Receptor potential
b
c
Current (A)
1m
100μ
10μ
1μ
100n
10n
1n
light
dark
-0.2
0.0
0.2
0.4
0.6
0.8
Voltage (V)
d
UV photons
AgNWs/ ZnO
NiO
Pyroelectric (ZnO)
FTO
e
ZnO
AgNW
FTO
NiO
ZnO
300 nm
20 nm
f
Nerve system
UV light
✓ Power source
✓ Transmission of (detection) signals
Learning
Nociception
Skin
(Detection)

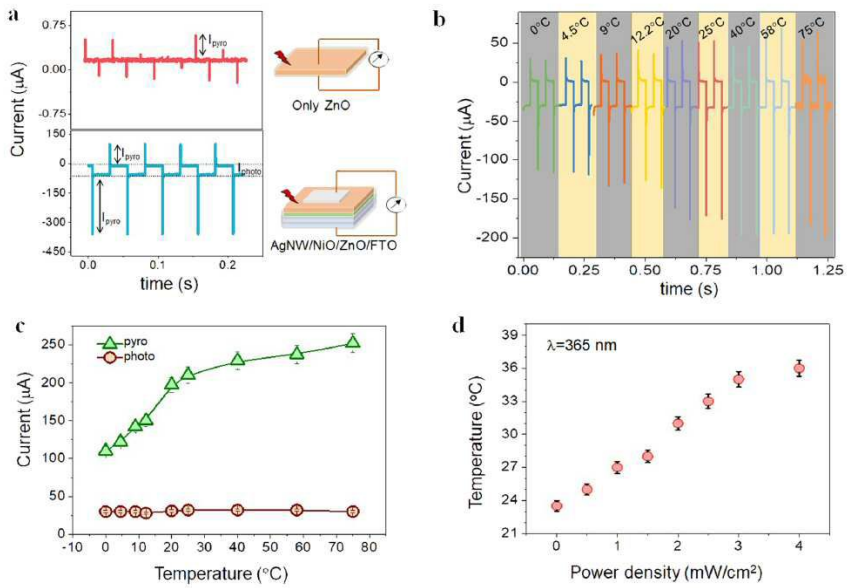
도면3


Transmittance (%)
0
20
40
60
400
600
800
1000
1200
1400
Wavelength (nm)

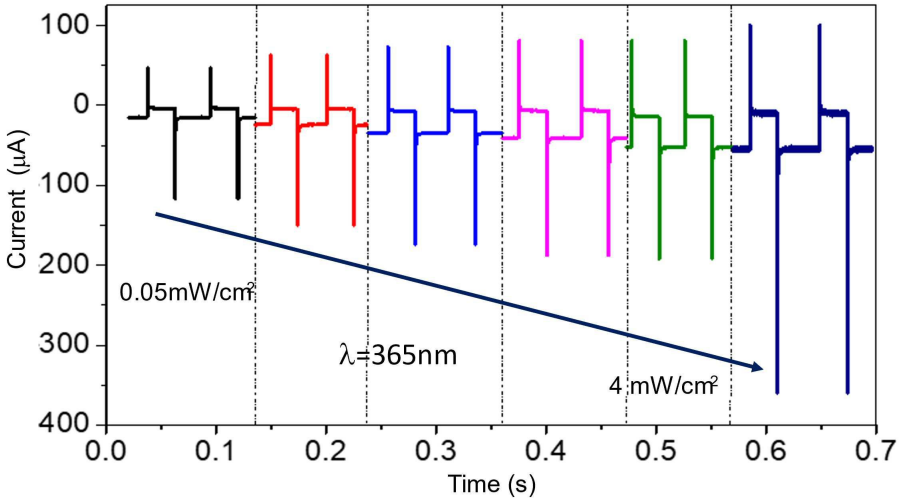
도면4


HAADF
60 nm
Ag
Zn
O

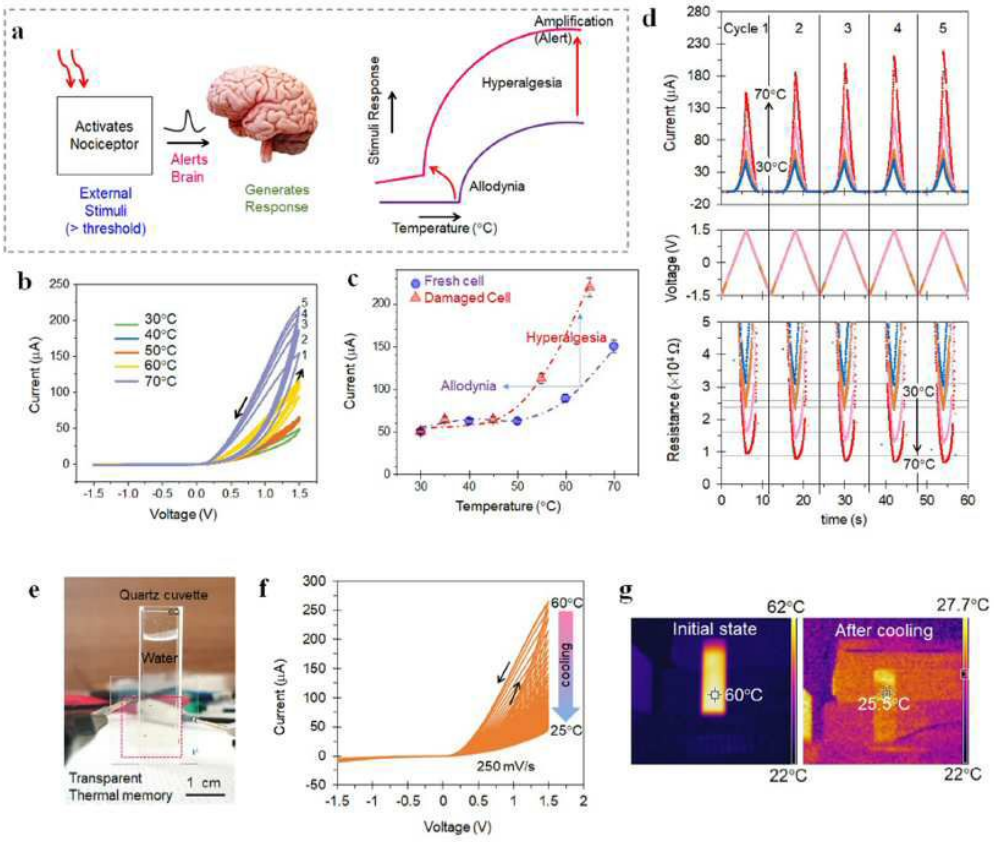
도면5


a
Current (μA)
time (s)
Only ZnO
AgNW/NiO/ZnO/FTO
b
Current (μA)
time (s)
0°C
4.5°C
9°C
12.2°C
20°C
25°C
40°C
58°C
75°C
c
pyro
photo
Current (μA)
Temperature (°C)
d
λ=365 nm
Temperature (°C)
Power density (mW/cm²)

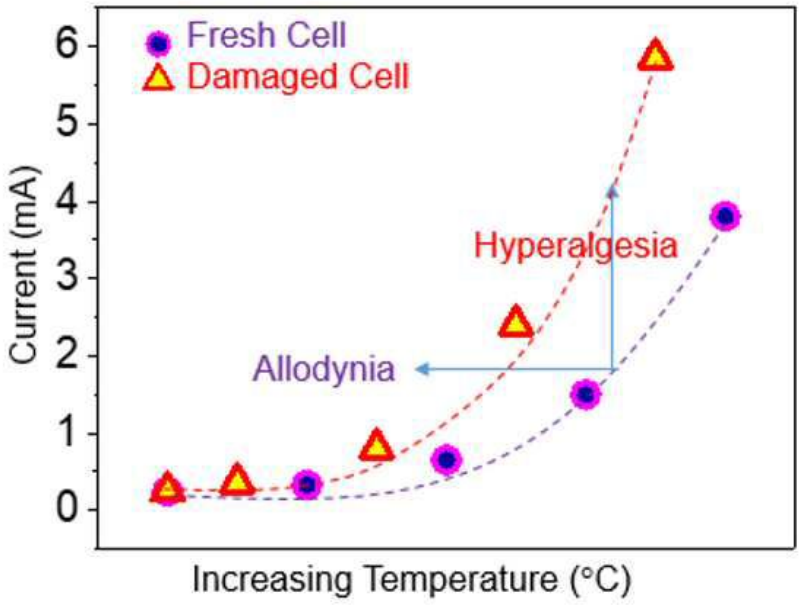
도면6


Current (μA)
Time (s)
0.05mW/cm²
λ=365nm
4 mW/cm²

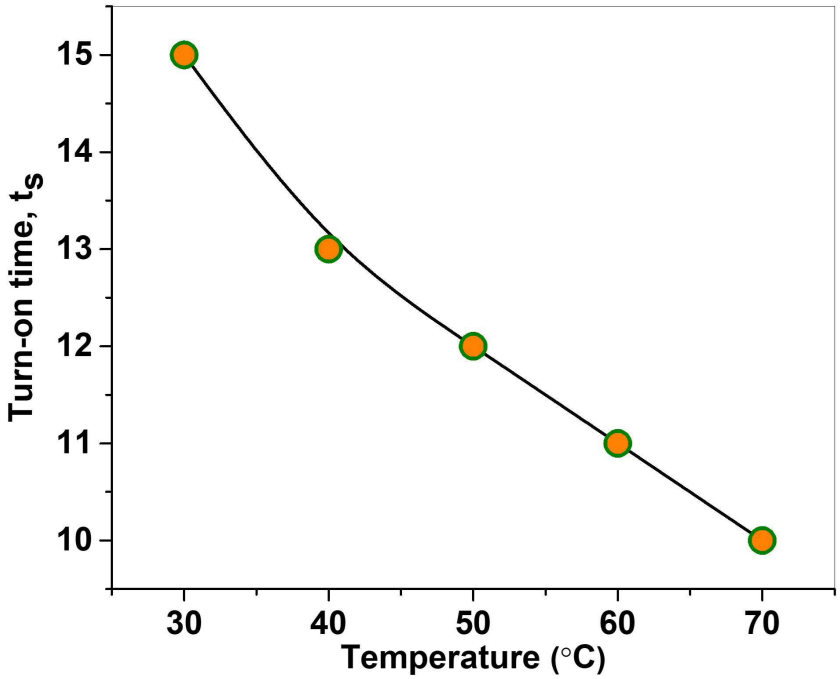
도면7


a
Activates Nociceptor
Alerts Brain
Generates Response
External Stimuli (> threshold)
Amplification (Alert)
Hyperalgesia
Allodynia
Stimuli Response
Temperature (°C)
b
Current (μA)
Voltage (V)
30°C
40°C
50°C
60°C
70°C
c
Fresh cell
Damaged Cell
Hyperalgesia
Allodynia
Current (μA)
Temperature (°C)
d
Cycle 1
Current (μA)
Voltage (V)
Resistance (×10³ Ω)
time (s)
e
Quartz cuvette
Water
Transparent Thermal memory
1 cm
f
Current (μA)
Voltage (V)
60°C
cooling
25°C
250 mV/s
g
62°C
27.7°C
Initial state
After cooling
60°C
25.5°C
22°C
22°C

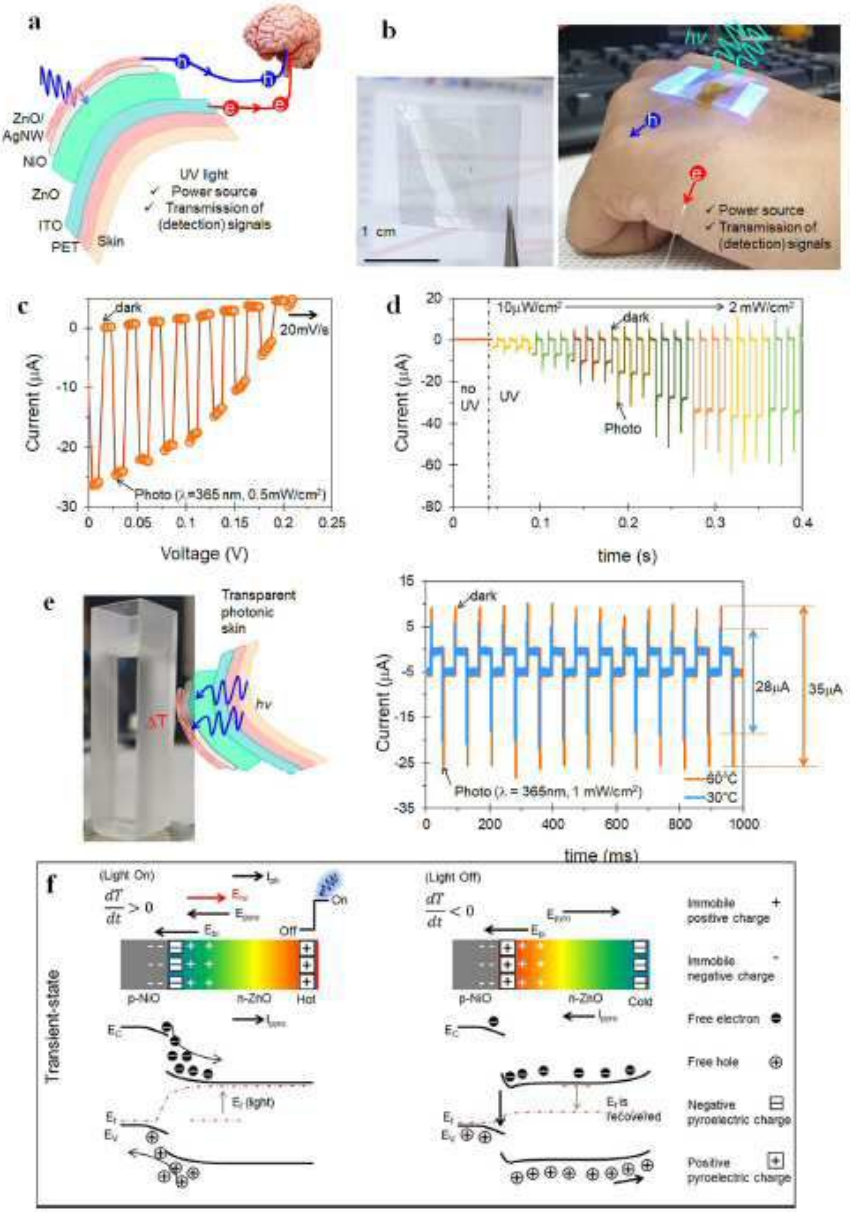
도면8


Fresh Cell
Damaged Cell
Hyperalgesia
Allodynia
Current (mA)
Increasing Temperature (°C)
0
1
2
3
4
5
6

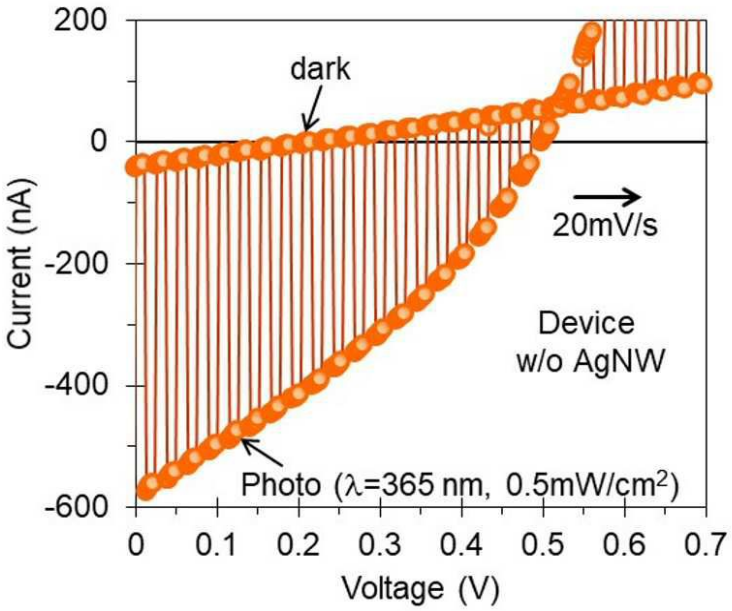
도면9


Turn-on time, t_s
Temperature (°C)
10
11
12
13
14
15
30
40
50
60
70

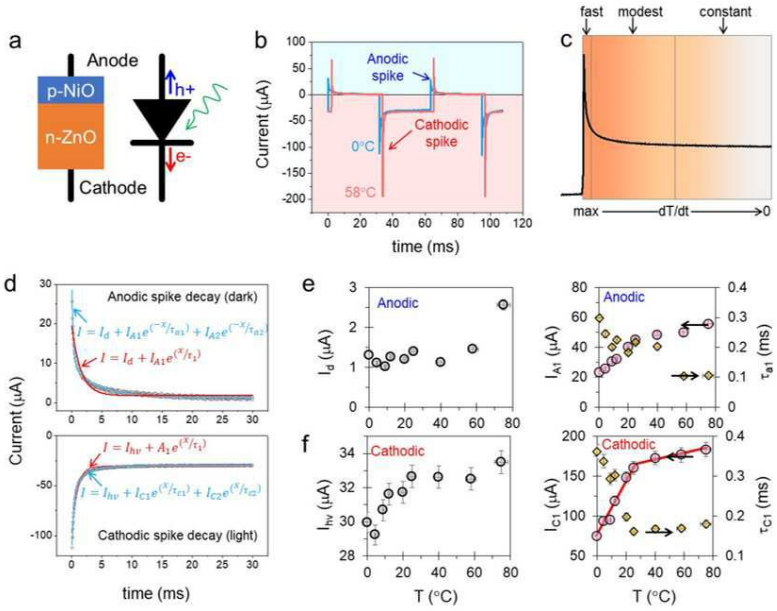
도면10


a
ZnO/
AgNW
NiO
ZnO
ITO
PET
Skin
UV light
✓ Power source
✓ Transmission of
(detection) signals
b
1 cm
hν
✓ Power source
✓ Transmission of
(detection) signals
c
dark
20mV/s
Photo (λ =365 nm, 0.5mW/cm²)
Current (μA)
Voltage (V)
d
10μW/cm²
2 mW/cm²
dark
no
UV
UV
Photo
Current (μA)
time (s)
e
Transparent
photonic
skin
ΔT
hν
dark
28μA
35μA
Photo (λ = 365nm, 1 mW/cm²)
60°C
30°C
Current (μA)
time (ms)
f
(Light On)
dT/dt > 0
On
Off
p-NiO
n-ZnO
Hot
Transient-state
(Light Off)
dT/dt < 0
p-NiO
n-ZnO
Cold
Immobile positive charge
Immobile negative charge
Free electron
Free hole
Negative pyroelectric charge
Positive pyroelectric charge

도면11


dark
20mV/s
Device
w/o AgNW
Photo (λ=365 nm, 0.5mW/cm2)
Current (nA)
Voltage (V)

도면12


a
Anode
p-NiO
n-ZnO
Cathode
h+
e-
b
Anodic spike
Cathodic spike
0°C
58°C
Current (μA)
time (ms)
c
fast
modest
constant
max
dT/dt
0
d
Anodic spike decay (dark)
Cathodic spike decay (light)
Current (μA)
time (ms)
e
Anodic
f
Cathodic
T (°C)