



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2022년06월10일  
(11) 등록번호 10-2407568  
(24) 등록일자 2022년06월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/00 (2021.01) A61B 5/024 (2006.01)  
A61B 5/08 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 5/0059 (2013.01)  
A61B 5/02416 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2018-0054055  
(22) 출원일자 2018년05월11일  
심사청구일자 2020년09월11일  
(65) 공개번호 10-2019-0036446  
(43) 공개일자 2019년04월04일  
(30) 우선권주장  
1020170125190 2017년09월27일 대한민국(KR)  
(56) 선행기술조사문헌  
JP2016131733 A\*  
KR1020150071304 A\*  
KR1020160086710 A\*  
\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자  
세종대학교산학협력단  
서울특별시 광진구 능동로 209 (군자동, 세종대학교)  
(72) 발명자  
임유승  
서울특별시 광진구 능동로 209 세종대학교 충무관 308호(군자동)  
김다솔  
서울특별시 광진구 능동로 209 세종대학교 충무관 308호(군자동)  
(뒷면에 계속)  
(74) 대리인  
특허법인이상

전체 청구항 수 : 총 11 항

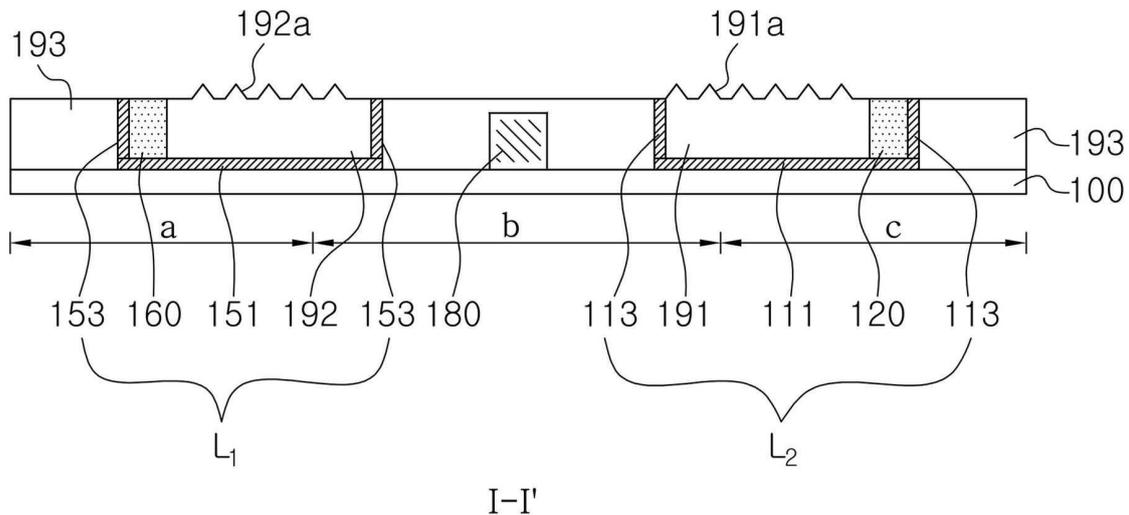
심사관 : 이재균

(54) 발명의 명칭 포토트랜지스터 및 이를 이용하는 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치

(57) 요약

웨어러블 생체 정보 모니터링 장치를 제공할 수 있다. 상기 장치는 기판을 구비한다. 상기 기판 상에 한 쌍의 광방출장치들이 배치된다. 광방출장치들의 각각은 제1 방향의 길이가 제2 방향의 길이에 비해 긴 장방형을 갖고, 상기 제1 방향의 일측 단부에 배치된 광원과 상기 광원으로부터 상기 제1 방향으로 연장된 광도파로를 구비한다. 상기 광도파로들 사이에 포토 센서가 배치된다. 상기 광도파로는 유연한 고분자 재료로 형성된다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

- A61B 5/08 (2013.01)
- A61B 5/6833 (2013.01)
- A61B 5/7235 (2021.01)
- A61B 5/7275 (2013.01)
- A61B 2562/125 (2013.01)
- A61B 2562/16 (2020.05)

(72) 발명자

**최윤영**

서울특별시 광진구 능동로 209 세종대학교 충무관 308호(군자동)

**임세린**

서울특별시 광진구 능동로 209 세종대학교 충무관 308호(군자동)

**박준희**

서울특별시 광진구 능동로 209 세종대학교 충무관 308호(군자동)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2015-0-00938
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	정보통신기술진흥센터
연구사업명	SW중심대학지원사업
연구과제명	SW중심대학 / (영문)SW specialized college
기 여 율	1/2
과제수행기관명	세종대학교 산학협력단
연구기간	2015.10.01 ~ 2019.02.28

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2017R1D1A1B03030818
부처명	교육부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	일반연구자사업
연구과제명	프린팅 기반 준-2차원 산화물 반도체/압타머 범용 플랫폼 기초 연구
기 여 율	1/2
과제수행기관명	세종대학교 산학협력단
연구기간	2017.06.01 ~ 2020.05.31

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

기관;

상기 기관 상에 배치되고, 각각이 제1 방향의 길이가 제2 방향의 길이에 비해 긴 장방형을 갖고, 상기 제1 방향의 일측 단부에 배치된 광원과 상기 광원으로부터 상기 제1 방향으로 연장된 광도파로를 구비하는 한 쌍의 광방출장치들; 및

상기 광도파로들 사이에 배치된 포토 센서를 포함하고,

상기 광도파로는 유연한 고분자 재료로 형성되고, 상부면이 사용자의 피부에 닿을 수 있도록 외부로 노출되며, 상기 상부면 내에 요철구조를 구비하는 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 기관은 유연한 고분자 기관인 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치.

#### 청구항 3

제1항에 있어서,

상기 기관 상에, 상기 광방출장치들과 상기 포토 센서 사이에 배치된 베이스 고분자층을 더 포함하고,

상기 베이스 고분자층의 상부면은 상기 광도파로의 상부면과 동일 레벨에 위치하는 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치.

#### 청구항 4

제3항에 있어서,

상기 광도파로를 형성하는 고분자 재료와 상기 베이스 고분자층은 폴리실록산(polysiloxane)계 고분자인 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치.

#### 청구항 5

삭제

#### 청구항 6

제1항에 있어서,

상기 광도파로는 측면 및 바닥면에 반사판들을 구비하는 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치.

#### 청구항 7

제1항에 있어서,

상기 광원들은 적외선 LED들 또는 적색 LED들인 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치.

#### 청구항 8

제1항에 있어서,

상기 포토 센서는 포토다이오드 또는 포토트랜지스터인 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치.

#### 청구항 9

제8항에 있어서,  
 상기 포토트랜지스터는  
 게이트 전극;  
 상기 게이트 전극의 상부 또는 하부를 가로지르는 채널층;  
 상기 게이트 전극과 상기 채널층 사이에 배치된 게이트 절연막;  
 상기 채널층의 양측 단부에 접속하는 소오스 및 드레인 전극들; 및  
 광이 상기 채널층에 입사하는 면 상에 배치된 유기 광흡수층을 포함하는 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치.

**청구항 10**

제9항에 있어서,  
 상기 채널층은 준-2차원 산화물 반도체층이고,  
 상기 유기 광흡수층은 적색 또는 적외선 대역의 광을 흡수하는 광전변환 고분자를 함유하는 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치.

**청구항 11**

제10항에 있어서,  
 상기 유기 광흡수층은 전자 억셉터 물질을 더 포함하고, 상기 광전변환 고분자와 상기 전자 억셉터 물질이 서로 섞여 있는 벌크-헤테로정션(bulk heterojunction; BHJ)층인 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치.

**청구항 12**

제1항에 있어서,  
 상기 포토센서의 출력값은 사용자의 심박수, 한숨 횟수, 기침 횟수 및 호흡수 중 적어도 하나의 정보를 포함하는 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치.

**청구항 13**

삭제

**청구항 14**

삭제

**청구항 15**

삭제

**청구항 16**

삭제

**청구항 17**

삭제

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 포토센서 및 이를 이용하는 생체 정보 모니터링 장치에 관한 것으로, 구체적으로는 포토트랜지스터 및 이를 이용하는 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치에 관한 것이다.

**배경 기술**

- [0002] 최근 센서 기술의 발달과 함께, 바이오 신호를 센싱하고 센싱 결과를 분석하여 다양한 생체 정보(biometric information)를 제공하는 장치 또는 서비스가 출시되고 있다.
- [0003] 일례로 스마트 폰이나 스마트 워치에는 광용적맥파(PPG, Photoplethysmography) 센서가 탑재되어 있으며, 사용자는 PPG 센서에 손가락 등을 접촉하여, 자신의 심박수 등을 측정할 수 있다. 광용적맥파센서는 손가락 끝, 귓볼, 이마 등의 피부에서 적외선 또는 적색광을 이용하여 혈액의 부피 변화를 측정하고, 측정 신호를 출력한다.
- [0004] 일반적으로 사람이, 숨을 들이 쉴 때는 수축기 혈압이 감소하며, 이완기 혈압이 증가하고 심박수가 증가하게 되고, 반대로 숨을 내쉬면 이완기 혈압은 감소하며 수축기 혈압은 증가하고 심박수는 감소하기 때문에, 광용적맥파 신호를 이용하여 심박수 측정이 가능하다.
- [0005] 또한 광용적맥파 신호는 사람의 호흡에 따라서도 변화하기 때문에, 광용적맥파 신호를 이용하여 호흡수 측정도 가능하다.
- [0006] 현재 PPG 센서는 스마트 폰이나 스마트 워치 등과 같은 웨어러블 디바이스에 탑재되어 있는데, 이러한 웨어러블 디바이스는 사용자 몸에 부착되는 형태가 아니기 때문에 사용자의 움직임에 따라서 PPG 센서가 움직이거나 사용자와 PPG 센서 사이의 거리가 증가하여, 센싱의 정확도가 낮아질 수 있는 문제가 있다.
- [0007] 관련 선행문헌으로 대한민국 공개특허 제2014-0059404호, 제2009-0055817호, 제2009-0042354호가 있다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

- [0008] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는, 착용자의 움직임에 따른 노이즈를 줄일 수 있는 생체 정보 모니터링 장치를 제공함에 있다.
- [0009] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 과제는, 생체 정보 모니터링에 이용하는 광의 파장이 긴 경우에도 충분한 감지 능력을 가지는 포토트랜지스터를 제공함에 있다.
- [0010] 본 발명의 기술적 과제들은 이상에서 언급한 기술적 과제로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 기술적 과제들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

**과제의 해결 수단**

- [0011] 상기 과제를 이루기 위하여 본 발명의 일 측면은 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치를 제공한다. 상기 장치는 기관을 구비한다. 상기 기관 상에 한 쌍의 광방출장치들이 배치된다. 광방출장치들의 각각은 제1 방향의 길이가 제2 방향의 길이에 비해 긴 장방형을 갖고, 상기 제1 방향의 일측 단부에 배치된 광원과 상기 광원으로부터 상기 제1 방향으로 연장된 광도파로를 구비한다. 상기 광도파로들 사이에 포토 센서가 배치된다. 상기 광도파로는 유연한 고분자 재료로 형성된다.
- [0012] 상기 기관은 유연한 고분자 기관일 수 있다.
- [0013] 상기 기관 상에, 상기 광방출장치들과 상기 포토 센서 사이에 베이스 고분자층이 배치될 수 있다. 상기 베이스 고분자층의 상부면은 상기 광도파로의 상부면과 동일 레벨에 위치할 수 있다. 상기 광도파로를 형성하는 고분자 재료와 상기 베이스 고분자층은 폴리실록산(polysiloxane)계 고분자일 수 있다.
- [0014] 상기 광도파로는 상부면 내에 요철구조를 구비할 수 있다. 상기 광도파로는 측면 및 바닥면에 반사판들을 구비할 수 있다.
- [0015] 상기 광원들은 적외선 LED들 또는 적색 LED들일 수 있다. 상기 포토 센서는 포토다이오드 또는 포토트랜지스터일 수 있다. 상기 포토센서의 출력값은 사용자의 심박수, 한숨 횟수, 기침 횟수 및 호흡수 중 적어도 하나의 정보를 포함할 수 있다.
- [0016] 상기 과제를 이루기 위하여 본 발명의 다른 측면은 포토트랜지스터를 제공한다. 상기 포토트랜지스터는 게이트 전극, 상기 게이트 전극의 상부 또는 하부를 가로지르는 채널층, 상기 게이트 전극과 상기 채널층 사이에 배치된 게이트 절연막, 상기 채널층의 양측 단부에 접속하는 소오스 및 드레인 전극들, 및 광이 상기 채널층에 입사

하는 면 상에 배치된 유기 광흡수층을 포함한다.

[0017] 상기 채널층은 준-2차원 산화물 반도체층이고, 상기 유기 광흡수층은 적색 또는 적외선 대역의 광을 흡수하는 광전변환 고분자를 함유할 수 있다. 상기 유기 광흡수층은 전자 억셉터 물질을 더 포함하고, 상기 광전변환 고분자와 상기 전자 억셉터 물질이 서로 섞여 있는 벌크-हे테로정선(bulk heterojunction; BHJ)층일 수 있다. 상기 준-2차원 산화물 반도체층은 SnO<sub>2</sub>, TiO<sub>2</sub>, WO<sub>3</sub>, ZnO, Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 및 In<sub>2</sub>O<sub>3</sub>로 이루어진 군에서 선택되는 하나를 포함하는 산화물 반도체층이고, 상기 광전변환 고분자는 PBDTT-DPP(Poly{2,6'-4,8-di(5-ethylhexylthienyl)benzo[1,2-b;3,4-b]dithiophene-alt-5-dibutyloctyl-3,6-bis(5-bromothiophen-2-yl)pyrrolo[3,4-c]pyrrole-1,4-dione})일 수 있다. 상기 전자 억셉터 물질은 PCBM(Phenyl-C61-butyric acid methyl ester)일 수 있다.

**발명의 효과**

[0018] 본 발명에 따르면, 착용자의 움직임에 따른 노이즈를 줄일 수 있는 생체 정보 모니터링 장치가 제공될 수 있다. 또한, 생체 정보 모니터링에 이용하는 광의 파장이 긴 경우에도 충분한 감지능력을 가지는 포토트랜지스터가 제공될 수 있다.

[0019] 그러나, 본 발명의 효과들은 이상에서 언급한 효과로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

**도면의 간단한 설명**

[0020] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치를 나타낸 평면도이다.  
 도 2는 도 1의 절단선 I-I'를 따라 취해진 단면도이다.  
 도 3은 도 1 및 도 2를 참조하여 설명한 본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치를 사용자가 착용하였을 때를 개략적으로 나타낸 단면도이다.  
 도 4a 및 도 4b는 도 1 및 도 2를 참조하여 설명한 본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치를 제조하는 방법을 순차적으로 나타낸 단면도들이다.  
 도 5a 내지 도 5f는 본 발명의 실시예들에 따른 포토트랜지스터들을 나타낸 단면도들이다.  
 도 6은 본 발명의 실시예들에 따른 포토다이오드를 나타낸 단면도이다.  
 도 7은 포토트랜지스터 비교예 (a), 포토트랜지스터 제조예 2 (b), 및 포토트랜지스터 제조예 1 (c)에 따른 포토트랜지스터들에 특정 파장의 광을 조사하거나 하지 않은 상태에서 게이트 전극에 인가되는 전압을 변화시킬 때의 I-V 그래프들을 나타낸다.  
 도 8은 포토트랜지스터 비교예, 포토트랜지스터 제조예 2, 및 포토트랜지스터 제조예 1에 따른 포토트랜지스터들의 광반응특성을 나타낸 그래프이다.  
 도 9 및 도 10은 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치를 사용자가 직접 착용한 후 얻은 그래프이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0021] 이하, 본 발명을 보다 구체적으로 설명하기 위하여 본 발명에 따른 바람직한 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 보다 상세하게 설명한다. 그러나, 본 발명은 여기서 설명되어지는 실시예에 한정되지 않고 다른 형태로 구체화될 수도 있다. 도면들에 있어서, 층이 다른 층 또는 기판 "상"에 있다고 언급되어지는 경우에 그것은 다른 층 또는 기판 상에 직접 형성될 수 있거나 또는 그들 사이에 제 3의 층이 개재될 수도 있다. 본 실시예들에서 "제 1", "제 2", 또는 "제 3"은 구성요소들에 어떠한 한정을 가하려는 것은 아니며, 다만 구성요소들을 구별하기 위한 용어로서 이해되어야 할 것이다.

[0022] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치를 나타낸 평면도이다. 도 2는 도 1의 절단선 I-I'를 따라 취해진 단면도이다.

[0023] 도 1 및 도 2를 참조하면, 기판(100)이 제공될 수 있다. 기판(100)은 플렉서블한 재질 구체적으로, 폴리머 기판일 수 있다. 일례로서, 기판(100)은 PET(poly(ethylene terephthalate)), PEN(poly(ethylene naphthalate)), PC(polycarbonate), PES(poly(ethersulfone)), TPU(thermoplastic polyurethane elastomers),

또는 PI(polyimide) 기판일 수 있다. 나아가, 상기 기판(100)은 플렉서블하면서도 신축성을 갖는 폴리머 기판 일례로서, TPU 기판일 수 있다. 또한, 상기 기판(100)은 패치타입일 수 있다.

[0024] 상기 기판(100) 상에 광방출장치(light emitting apparatus,  $L_1$ ,  $L_2$ )가 배치될 수 있다. 상기 광방출장치( $L_1$ ,  $L_2$ )는 복수개 일례로서, 2개 구비될 수 있다. 2개 이상의 상기 광방출장치들( $L_1$ ,  $L_2$ )이 배치된 경우에, 한 쌍의 광방출장치들( $L_1$ ,  $L_2$ ) 사이에 적어도 하나의 포토센서(180), 일례로서 2개 이상의 포토센서(180)가 배치될 수 있다. 일례로서, 상기 광방출장치들( $L_1$ ,  $L_2$ )은 제1 방향의 길이가 다른 제2 방향의 길이에 비해 긴 장방형의 장치 들일 수 있고, 상기 2개 이상의 포토센서들(180)은 상기 제1 방향을 따라 일렬로 배치될 수 있다. 포토 센서 (180)는 특정 파장 대역의 광량을 전기적 신호로 변환하는 포토 다이오드 또는 포토 트랜지스터일 수 있다.

[0025] 상기 각 광방출장치( $L_1$ ,  $L_2$ )는 상기 제1 방향의 일측 단부에 배치된 광원(light source, 120, 160)과 상기 광원 (120, 160)으로부터 상기 제1 방향으로 연장된 광도파로(191, 192)를 구비할 수 있다. 상기 광도파로(191, 192)는 광손실이 적으면서도 유연한(flexible) 고분자 재료로 형성될 수 있다. 상기 광도파로(191, 192)는 추 후 설명되는 바와 같이, 사용자의 피부에 직접 닿을 수 있는 부분으로, 유연한 재료로 형성될 경우 사용자의 피 부에 자극을 주지 않으면서도 사용자가 움직이는 경우에도 사용자의 피부에 밀착하여 배치될 수 있다. 상기 광 도파로(191, 192)는 폴리실록산(polysiloxane)계 고분자, 일 구체예로서 폴리디메틸실록산(PDMS, polydimethylsiloxane)로 형성될 수 있다.

[0026] 상기 광도파로(191, 192)는 그의 광방출면 (또는 상부면)에 형성된 요철구조(191a, 192a)를 구비할 수 있다. 상기 광도파로 (191, 192)를 형성하는 재료 구체적으로, 폴리실록산(polysiloxane)계 고분자는 1.438 내지 1.543 정도의 굴절률을 가져, 상기 광도파로 (191, 192)와 외부 공기사이의 계면에서 전반사가 일어나 상기 광 도파로 (191, 192)에서 외부로 광의 방출이 어려울 수 있으나, 상기 요철구조(191a, 192a)는 이러한 전반사율을 줄여 광추출효율을 향상시킬 수 있다. 상기 요철구조(191a, 192a)는 규칙적인 형상으로 형성되거나 또는 랜덤 하게 형성될 수 있고, 나아가 음각 형태의 패턴, 양각 형태의 패턴 등 빛을 산란시키는 패턴이면 모두 가능할 수 있다. 일례로서, 상기 요철구조(191a, 192a)는 단면이 삼각형을 가질 수 있다.

[0027] 상기 광도파로(191, 192)의 광방출면을 제외한 다른 면들에 반사판들 일례로서, 바닥면에 바닥 반사판(111, 151) 및/또는 측면에 측면 반사판(113, 153)이 배치될 수 있다. 이에 따라, 상기 광도파로(191, 192) 내에서 전달되는 광은 요철구조(191a, 192a)가 형성된 광방출면을 통해서만 외부로 방출될 수 있다.

[0028] 상기 광방출장치들( $L_1$ ,  $L_2$ )이 복수개 배치된 경우, 상기 광원(120, 160)들은 상기 광방출장치들( $L_1$ ,  $L_2$ ) 내에 각 구비될 수 있으며, 서로 같은 파장대역의 광을 방출할 수 있다. 이 경우, 하나의 광원을 구비하는 경우에 비해 센서의 민감도가 향상될 수 있다. 다른 예에서, 상기 광원(120, 160)들은 서로 다른 피크 파장을 갖는 서로 다른 파장 대역의 광을 방출할 수 있다. 상기 일례로서, 상기 광원(120, 160)들 중 하나는 적외선 대역 구 체적으로는 근적외선의 광을 방출하는 적외선 광원 구체적으로는 근적외선 광원일 수 있고, 상기 광원(120, 160)들 중 다른 하나는 적색 대역의 광을 방출하는 적색 광원 또는 녹색 대역의 광을 방출하는 녹색 광원일 수 있다. 상기 근적외선 광원의 피크파장은 약 800-1000nm일 수 있고, 상기 적색 광원의 피크파장은 약 660nm일 수 있다. 상기 광원(120, 160)은 무기반도체 LED(light emitting diode)일 수 있다.

[0029] 상기 포토 센서(180)는 상기 광방출장치( $L_1$ ,  $L_2$ )로부터 방출되고 사용자의 피부를 투과한 후 입사된 광의 광량을 전기적 신호로 변환하는 장치로서, 상기 광방출장치( $L_1$ ,  $L_2$ )가 복수개 구비된 경우 서로 인접하는 광도파로들 (191, 192) 사이에 배치될 수 있으며, 앞서 설명한 바와 같이 다수 개 구비될 수 있다. 이 경우, 상기 포토 센 서들(180)은 같은 파장대역의 광을 검출할 수 있고, 이에 따라 얻어진 전기적 신호들은 합산되어 민감도를 향상 시킬 수 있다. 이 때, 상기 광원(120, 160)들 모두는 상기 포토 센서들(180)이 검출할 수 있는 파장대역의 광 을 방출할 수 있다. 그러나, 이에 한정되지 않고, 상기 포토 센서들(180)은 서로 다른 파장대역의 광을 검출할 수 있다. 일례로서, 상기 포토 센서들(180) 중 하나는 적외선 대역의 광을 검출하는 적외선 센서일 수 있고, 상기 포토 센서들(180) 중 다른 하나는 적색 대역의 광을 검출하는 적색 센서 또는 녹색 대역의 광을 방출하는 녹색 센서일 수 있다. 이 경우, 상기 광원(120, 160)들 또한 포토 센서들(180)이 검출할 수 있는 파장대역의 광들에 대응하는 파장대역의 광을 방출할 수 있다.

[0030] 상기 기판(100) 상에서 상기 광방출장치( $L_1$ ,  $L_2$ ) 및 상기 포토 센서(180)외에 처리회로부(미도시)가 더 배치될 수 있다. 상기 처리회로부는 상기 광방출장치( $L_1$ ,  $L_2$ )의 광원(120, 160)에 전원을 공급하는 광원 전원공급회로

(미도시), 상기 포토 센서(180)에 전원을 공급하는 센서 전원공급회로(미도시), 상기 포토 센서(180)에서 발생된 전기신호를 읽어들이는 검출회로(미도시), 상기 검출회로로부터 생체 정보를 생성하는 생체 정보 생성부(미도시), 및 상기 전기신호 또는 상기 생체 정보를 외부의 디스플레이 장치로 송신하는 송신회로(미도시)를 구비할 수 있다.

[0031] 상기 광방출장치(L<sub>1</sub>, L<sub>2</sub>), 상기 포토 센서(180), 및 상기 처리회로(미도시)가 배치된 영역을 제외한 영역에는 베이스 고분자층(193)이 배치될 수 있다. 구체적으로, 상기 광방출장치(L<sub>1</sub>, L<sub>2</sub>)를 제외한 영역에는 베이스 고분자층(193)으로 채워질 수 있다. 상기 베이스 고분자층(193)은 유연한 고분자 재료로 형성될 수 있고, 일례로서 상기 광도파로(191, 192)를 형성하는 고분자와 동일한 고분자로 채워질 수 있다. 이러한 고분자는 앞서 설명한 바와 같이, 폴리실록산(polysiloxane)계 고분자, 일 구체예로서 폴리디메틸실록산(PDMS, polydimethylsiloxane)로 형성될 수 있다. 상기 베이스 고분자층(193)은 상기 광도파로(191, 192)의 광방출면(혹은 상부면)과 동일한 레벨에 위치한 상부면을 구비할 수 있고, 상기 처리회로(미도시)를 덮도록 배치될 수 있다. 도면에는 베이스 고분자층(193)이 상기 포토센서(180)를 덮도록 배치된 것으로 도시되었으나, 이에 한정되지 않고, 상기 베이스 고분자층(193)의 상부면이 상기 포토센서(180)의 상부면과 동일한 레벨에 위치할 수도 있다.

[0032] 도 3은 도 1 및 도 2를 참조하여 설명한 본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치를 사용자가 착용하였을 때를 개략적으로 나타낸 단면도이다.

[0033] 도 3을 참조하면, 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치는 사용자의 일부 신체부위의 피부(200) 상에 착용될 수 있다. 상기 신체부위는 특별히 한정되지는 않으나 말초동맥 또는 모세혈관이 위치하는 부분 일례로서, 손가락, 손, 팔, 발가락, 발, 또는 다리일 수 있다.

[0034] 상기 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치를 사용자의 피부(200) 상에 착용 후, 광원(120, 160)을 동작시켜 특정 파장 대역의 광을 방출하도록 하면, 방출된 광은 광도파로(191, 192) 내에서 도파되면서 요철구조(191a, 192a)가 형성된 광방출면을 만나면 외부로 방출될 수 있다. 상기 외부 방출광은 맞닿은 피부(200) 내로 침투되고 뼈(205)에서 반사된 후 포토센서(180) 내로 입사될 수 있다.

[0035] 상기 피부(200) 내에서 광이 진행할 때, 광은 상기 피부(200) 내의 혈관 구체적으로는 말초동맥 또는 모세혈관을 통과할 수 있다. 이 때, 혈관을 흐르는 혈액 내의 적혈구는 헤모글로빈(Hb)을 포함하고 있으며, 헤모글로빈은 산소와 결합된 형태로서 혈액 내 산소를 운반한다. 산소의 분압이 높으면 HbO<sub>2</sub> 형태로, 산소와 결합하지 않은 헤모글로빈은 Hb로 남으며 각각의 분자는 다른 광흡수 특성 구체적으로, 흡수할 수 있는 피크 파장이 다를 수 있다. 산소와 결합한 헤모글로빈(HbO<sub>2</sub>)은 적색광 일례로서, 약 650nm 근처의 광에 대해서는 산소와 결합하지 않은 헤모글로빈(Hb) 대비 투과도가 높은 반면, 산소와 결합한 헤모글로빈(HbO<sub>2</sub>)은 근적외선광 일례로서, 약 800-1000nm 근처의 광에 대해서는 산소와 결합하지 않은 헤모글로빈(Hb) 대비 투과도가 낮을 수 있다.

[0036] 따라서 상기 광원(120, 160)으로부터 방출된 광이 적색광 또는 적외선광일 때, 상기 피부(200)를 통과하여 상기 포토센서(180)로 입사하는 광의 세기 또는 광량은 혈관 내의 헤모글로빈의 산소포화도와 혈류량에 의해 달라질 수 있다. 상기 포토센서(180)는 입사된 광의 세기를 전기신호 구체적으로는 전류 또는 전압으로 변환하여 생체 정보를 제공할 수 있다. 상기 생체 정보는 혈관 내 헤모글로빈의 산소포화도 뿐 아니라, 혈류량 변화를 초래하는 심장의 수축 및 이완에 대한 정보 즉, 심박수, 한숨 횟수, 호흡수 및 기침횟수 중 어느 하나일 수 있다.

[0037] 도 4a 및 도 4b는 도 1 및 도 2를 참조하여 설명한 본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치를 제조하는 방법을 순차적으로 나타낸 단면도들이다. 그러나 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치를 제조하는 방법은 이에 한정되지 않고 다양하게 변화될 수 있다.

[0038] 도 4a를 참조하면, 용기(10) 내에, 광도파로(도 2의 191, 192)를 제외한 광방출장치(L<sub>1</sub>, L<sub>2</sub>) 즉, 반사판(111, 151, 113, 153)과 광원(120, 160), 그리고 포토 센서(180)와 처리회로부(미도시)를 배치할 수 있다. 상기 반사판(111, 151, 113, 153)과 광원(120, 160)에 의해 광도파로 영역이 정의될 수 있다.

[0039] 이 후, 상기 용기(10) 내에 유연한 고분자(190) 일례로서, 폴리실록산(polysiloxane)계 고분자, 일 구체예로서 폴리디메틸실록산(PDMS, polydimethylsiloxane)을 채워 넣을 수 있다. 이때의 고분자(190)는 경화전 혹은 반경화된 상태에서 흐름성을 가질 수 있다. 그 결과, 상기 광도파로 영역 내에, 그리고 상기 광방출장치(L<sub>1</sub>, L<sub>2</sub>), 상기 포토 센서(180), 및 상기 처리회로부(미도시)가 배치된 영역을 제외한 영역 내에는 고분자(190)가 채워질

수 있고, 경우에 따라서는 상기 고분자(190)는 상기 포토센서(180)와 상기 처리회로(미도시)를 덮도록 배치될 수 있다.

- [0040] 도 4b를 참조하면, 일 면 상에 요철구조(20a)가 형성된 몰드(20)를 상기 요철구조(20a)가 상기 광도파로 영역에 대응하도록 배치할 수 있다. 이 후, 상기 몰드(20)를 상기 용기(10) 방향으로 가압한 상태에서, 열을 가하여 상기 고분자(190)를 경화시킬 수 있다. 이 때, 열을 가하는 것은 공기 중에서 약 60도의 열을 가하는 것일 수 있다. 상기 몰드(20)는 일예로서, 실리콘 기판일 수 있고, 상기 요철구조(20a)는 상기 실리콘 기판 상에 마스크 패턴을 형성한 후 습식 식각하여 형성할 수 있다.
- [0041] 상기 고분자(190)가 경화가 완료되면 상기 몰드(20)를 제거할 수 있다. 이 경우, 도 2를 참조하여 설명한 바와 같이 상기 요철구조(20a)에 대응한 요철구조(191a, 192a)를 광방출면 상에 구비하는 광도파로(191, 192) 및 그 이외의 영역에 베이스 고분자층(193)이 형성될 수 있다.
- [0042] 이 후, 상기 용기(10)를 제거하고, 도 2에 도시된 바와 같은 기관(100)을 설치할 수 있다.
- [0043] 도 5a 내지 도 5f는 본 발명의 실시 예들에 따른 포토트랜지스터들을 나타낸 단면도들이다. 이 포토트랜지스터는 도 1 및 도 2를 참조하여 설명한 포토센서의 일예에 해당할 수 있다.
- [0044] 도 5a 및 도 5f를 참조하면, 포토트랜지스터는 베이스 기재(181, 711, 721) 상에 배치된 게이트 전극(182, 712, 722), 상기 게이트 전극(182, 712, 722)의 상부 또는 하부를 가로지르는 채널층(184, 714, 724), 상기 게이트 전극(182, 712, 722)과 상기 채널층(184, 714, 724) 사이에 배치된 게이트 절연막(183, 713, 723), 및 상기 채널층(184, 714, 724)의 양측 단부에 접속하는 소오스 및 드레인 전극들(186, 187, 715, 716, 725, 726)을 구비할 수 있고, 게이트 전극(182, 712)이 채널층(184, 714) 하부에 배치된 바텀 게이트형(도 5a, 도 5b, 및 도 5e) 또는 게이트 전극(182, 722)이 채널층(184, 724) 상부에 배치된 탑 게이트형(도 5c, 도 5d, 및 도 5f), 그리고 소오스 및 드레인 전극들(186, 187, 725, 726) 채널층(184, 724) 하부에 배치된 바텀 컨택형(도 5b, 도 5c, 및 도 5f) 또는 소오스 및 드레인 전극들(186, 187, 715, 716) 채널층(184, 714) 상부에 배치된 탑 컨택형(도 5a, 도 5d, 및 도 5e)으로 구분될 수 있다. 한편, 상기 바텀 게이트형(도 5a, 도 5b, 및 도 5e) 포토트랜지스터는 도 3을 참조하여 설명한 피부를 투과하여 진행된 광이 베이스 기재(181, 711)의 반대방향으로 입사될 수 있도록 배치되며, 상기 탑 게이트형(도 5c, 도 5d, 및 도 5f) 포토트랜지스터는 도 3을 참조하여 설명한 피부를 투과하여 진행된 광이 베이스 기재(181, 721)를 통해 입사될 수 있도록 배치될 수 있다. 광이 베이스 기재(181, 721)를 통해 입사되는 경우, 상기 베이스 기재(181, 721)은 투명 재질 예를 들어, 유리 또는 투명 고분자로 형성될 수 있다.
- [0045] 상기 채널층(184, 714, 724)은 준-2차원(quasi-2D) 산화물 반도체층일 수 있다. 상기 준-2차원 산화물 반도체층은 특정 파장대역의 광을 흡수하여 흡수된 광의 세기에 비례하는 전류를 발생시킬 수 있다. 한편, 준-2차원 산화물 반도체층에 흐르는 전류는, 게이트 전극(182, 712, 722)에 인가된 전압에 의해서도 조절될 수 있다. 준-2차원 산화물 반도체층은 그래핀의 2차원 결정 구조와 유사한 구조를 갖는 산화물 반도체를 의미하며, Ga<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, SnO<sub>2</sub>, ZnO 및 In<sub>2</sub>O<sub>3</sub>로 이루어진 군에서 선택되는 하나를 포함 또는 서로 혼합된 산화물 반도체층일 수 있다. 상기 채널층(184, 714, 724)은 수 nm의 두께 예를 들어, 약 1 내지 5nm의 매우 얇은 두께로 형성될 수 있다.
- [0046] 상기 준-2차원 산화물 반도체층은 전구체인 금속 질화물을 초순수 물에 용해시킨 후 용액 공정 기반으로 형성할 수 있다. 이용되는 금속 전구체는 채널층을 형성하는 산화물 반도체의 종류가 달라지며, 구체적으로는 인듐 나이트레이트(indium nitrate), 아연 나이트레이트(zinc nitrate), 갈륨 나이트레이트(gallium nitrate), 주석 나이트레이트(tin nitrate)일 수 있다.
- [0047] 일반적인 용액 공정에서는 산화물 반도체 전구체를 유기 용매에 용해시킨 용액을 이용하는데, 이 경우 유니폼한 구조의 박막을 얻기 어렵다. 반면 금속 질화물을 초순수 물에 녹인 금속 나이트레이트 수화물은 플랫(flat)한 구조를 나타내기 때문에, 유니폼한 구조의 박막을 얻을 수 있으며, 준-2차원 산화물 반도체층이 형성될 수 있다.
- [0048] 포토트랜지스터는 유기 광흡수층(185, 717, 727)을 더 구비할 수 있는데, 상기 유기 광흡수층(185, 717, 727)은 상기 광이 상기 채널층(184, 714, 724)에 입사하는 면 상에 배치되어, 상기 광은 상기 유기 광흡수층(185, 717, 727)을 투과한 후 상기 채널층(184, 714, 724)에 도달하거나 상기 유기 광흡수층(185, 717, 727)에서 전부 흡수될 수 있다.
- [0049] 상기 유기 광흡수층(185, 717, 727)은 밴드갭이 상기 채널층(184, 714, 724) 내의 준-2차원 산화물 반도체 대비

좁은 광전변환 고분자를 포함할 수 있다. 상기 광전변환 고분자는 적색 또는 적외선 대역의 광을 흡수할 수 있을 정도로 좁은 밴드갭을 가질 수 있다. 일례로서, 상기 광전변환 고분자는 약 1.7eV의 밴드갭을 가져 약 500 내지 850nm 파장범위 즉, 적색 또는 근적외선 대역의 광을 흡수할 수 있는 PBDTT-DPP(Poly{2,6'-4,8-di(5-ethylhexylthienyl)benzo[1,2-b;3,4-b] dithiophene-alt-5-dibutyloctyl-3,6-bis(5-bromothiophen-2-yl)pyrrolo[3,4-c]pyrrole-1,4-dione})일 수 있다. 상기 유기 광흡수층(185, 717, 727)에 특정 파장대역의 광이 조사되면 상기 광전변환 고분자는 조사된 광을 흡수하여 전자-정공 쌍을 생성하고, 생성된 전자-정공 쌍은 전자와 정공으로 분리되어, 전자는 상기 채널층(184, 714, 724)의 전도대로 전달될 수 있다. 이에 따라, 상기 채널층(184, 714, 724)은 광의 세기에 비례하여 전자 농도가 증가할 수 있고, 이에 따라 상기 포토트랜지스터의 온-전류가 조사된 광의 세기에 의존하여 변화할 수 있다.

[0050] 다른 예에서, 상기 유기 광흡수층(185, 717, 727)은 상기 광전변환 고분자에 더하여 전자 억셉터 물질을 더 포함하고, 이들 두 물질이 서로 섞여 있는 벌크-헤테로정션(bulk heterojunction; BHJ)층일 수 있다. 이 경우, 상기 광전변환 고분자는 전자 도너 물질로 명명될 수 있고, 상기 전자 억셉터 물질은 광전변환 고분자가 광조사에 의해 생성한 전자-정공 쌍으로부터 전자를 더 효율적으로 분리하여 상기 채널층(184, 714, 724)으로 전달할 수 있다.

[0051] 상기 유기 광흡수층(185, 717, 727)은 일례로서, 50 내지 100nm의 두께로 형성될 수 있다. 상기 트랜지스터의 전도성 채널은 상기 채널층(184, 714, 724)에 주로 형성될 수 있고, 상기 유기 광흡수층(185, 717, 727)은 광에 의해 생성된 전자를 상기 채널층(184, 714, 724)에 전달하는 역할을 할 수 있다.

[0052] 상기 소오스 및 드레인 전극들(186, 187, 715, 716, 725, 726), 그리고 상기 게이트 전극(182, 712, 722)은 알루미늄 전극일 수 있으나, 이에 한정되지 않는다.

[0053] 도 6은 본 발명의 실시 예들에 따른 포토다이오드를 나타낸 단면도이다. 이 포토다이오드는 도 1 및 도 2를 참조하여 설명한 포토센서의 일예에 해당할 수 있다.

[0054] 도 6을 참조하면, 베이스 기재(810) 상에 유기 광흡수층(830)과 준-2차원 산화물 반도체층(840)이 차례로 배치될 수 있다. 이 경우, 이 포토다이오드는 도 3을 참조하여 설명한 피부를 투과하여 진행된 광이 베이스 기재(810)를 통해 입사될 수 있도록 배치될 수 있고, 이 경우 상기 베이스 기재(810)은 투명 재질 예를 들어, 유리 또는 투명 고분자로 형성될 수 있다.

[0055] 상기 유기 광흡수층(830)에 접하는 쇼트키 전극(820)이 배치될 수 있고, 상기 준-2차원 산화물 반도체층(840)에 접하는 오믹 전극(850)이 배치될 수 있다. 상기 쇼트키 전극(820)은 상기 유기 광흡수층(830)과의 계면에 쇼트키 배리어를 형성할 수 있는 전극으로, 일례로서 금(Au), 백금(Pt)일 수 있다. 이 쇼트키 배리어로 인해 본 실시예에 따른 다이오드의 정류특성이 나타날 수 있다. 한편, 상기 오믹 전극(850)은 상기 준-2차원 산화물 반도체층(840)과의 계면에 오믹 접합을 형성할 수 있는 전극으로, 일례로서 알루미늄(Al), 몰리브덴(Mo), 인듐-주석-산화물(indium tin oxide), 구리(Cu), 티타늄(Ti)일 수 있다.

[0056] 상기 유기 광흡수층(830)은 밴드갭이 상기 준-2차원 산화물 반도체층(840) 대비 좁은 광전변환 고분자를 포함할 수 있다. 상기 광전변환 고분자는 적색 또는 적외선 대역의 광을 흡수할 수 있을 정도로 좁은 밴드갭을 가질 수 있다. 일례로서, 상기 광전변환 고분자는 약 1.7eV의 밴드갭을 가져 약 500 내지 850nm 파장범위 즉, 적색 또는 근적외선 대역의 광을 흡수할 수 있는 PBDTT-DPP(Poly{2,6'-4,8-di(5-ethylhexylthienyl)benzo[1,2-b;3,4-b]dithiophene-alt-5-dibutyloctyl-3,6-bis(5-bromothiophen-2-yl)pyrrolo[3,4-c]pyrrole-1,4-dione})일 수 있다. 상기 유기 광흡수층(830)에 특정 파장대역의 광이 조사되면 상기 광전변환 고분자는 조사된 광을 흡수하여 전자-정공 쌍을 생성하고, 생성된 전자-정공 쌍은 전자와 정공으로 분리되어, 전자는 상기 준-2차원 산화물 반도체층(840)의 전도대로 전달될 수 있다. 이에 따라, 상기 준-2차원 산화물 반도체층(840) 내에 광의 세기에 비례하여 전자 농도가 증가할 수 있고, 이에 따라 상기 포토다이오드의 온-전류가 조사된 광의 세기에 의존하여 변화할 수 있다.

[0057] 다른 예에서, 상기 유기 광흡수층(830)은 상기 광전변환 고분자에 더하여 전자 억셉터 물질을 더 포함하고, 이들 두 물질이 서로 섞여 있는 벌크-헤테로정션(bulk heterojunction; BHJ)층일 수 있다. 이 경우, 상기 광전변환 고분자는 전자 도너 물질로 명명될 수 있고, 상기 전자 억셉터 물질은 광전변환 고분자가 광조사에 의해 생성한 전자-정공 쌍으로부터 전자를 더 효율적으로 분리하여 상기 준-2차원 산화물 반도체층(840)으로 전달할 수 있다. 상기 전자 억셉터 물질은 일례로서, PCBM(Phenyl-C61-butyric acid methyl ester)일 수 있다.

[0058] 도 5a 내지 도 5f 및 도 6을 참조하여 설명된 준-2차원 산화물 반도체층은 다음과 같은 방법을 통해 형성할 수

있다.

[0059] 먼저, 금속 질화물을 초순수 물에 용해시킬 수 있다. 안정화를 위해 금속 질화물이 초순수 물에 용해된 용액에 대해 에이징 구체적으로, 상기 수용액을 소정 시간 교반할 수 있다. 이어서, 금속질화물 용액 구체적으로는 수화물 상태의 금속질화물을 포함하는 용액을 기판에 도포할 수 있다. 이 때, 도포는 스핀 코팅, 잉크젯 프린팅 등의 습식 방법을 사용하여 수행할 수 있다. 상기 도포 전에, 기판을 친수성 표면으로 만들기 위해, 기판 표면에 오존 또는 UV 처리를 수행할 수 있다. 상기 도포 후, 150도 내지 350도 사이의 대기 분위기에서 3시간동안 열처리를 수행할 수 있다. 열처리를 통해 용매가 증발하고, 금속 질화물은  $MxOy$  형태의 1-4 nm 두께의 준-2차원 반도체층을 형성할 수 있다.

[0060] 이하, 본 발명의 이해를 돕기 위하여 바람직한 실험예(example)를 제시한다. 다만, 하기의 실험예는 본 발명의 이해를 돕기 위한 것일 뿐, 본 발명이 하기의 실험예에 의해 한정되는 것은 아니다.

[0061] **포토티랜지스터 제조예 1 : 준이차원  $In_2O_3$ /BHI 유기 광흡수층**

[0062] 도 5에 나타낸 바와 유사한 포토티랜지스터를 제조하되, 베이스 기재를 게이트 전극으로 사용함에 따라 게이트 전극의 형성을 생략한 포토티랜지스터를 제조하였다. 먼저, Si 기판 상에 약 400nm의  $SiO_2$  게이트 절연막을 형성하고, 상기 게이트 절연막을 오존 또는 UV 처리한 후, 상기 처리된 게이트 절연막 상에 인듐 질화물 수용액을 도포한 후 250도의 대기 분위기에서 3시간 동안 열처리를 수행하여  $In_2O_3$ 층을 1~5nm로 형성하였다. 상기  $In_2O_3$ 층 상에, 새도우 마스크를 사용한 스퍼터링법을 사용하여 알루미늄 소오스/드레인 전극들을 형성하였다. 상기 소오스/드레인 전극들 사이에 노출된  $In_2O_3$ 층 상에PBDTT-DPP(Poly{2,6'-4,8-di(5-ethylhexylthienyl)benzo[1,2-b:3,4-b'] dithiophene-alt-5-dibutyloctyl-3,6-bis(5-bromothiophen-2-yl)pyrrolo[3,4-c]pyrrole-1,4-dione})와 PCBM(Phenyl-C61-butyric acid methyl ester)이 섞여 있는 벌크-헤테로정션(bulk heterojunction; BHI)층인 유기 광흡수층을 50~100nm로 형성하였다.

[0063] **포토티랜지스터 제조예 2 : 준이차원  $In_2O_3$ /PBDTT-DPP 유기 광흡수층**

[0064] 상기 유기 광흡수층을 형성함에 있어서, PCBM을 사용하지 않고 PBDTT-DPP만을 사용한 것을 제외하고는 상기 소자 제조예 1과 동일한 소자를 제조하였다.

[0065] **포토티랜지스터 비교예 : 준이차원  $In_2O_3$**

[0066] 상기 유기 광흡수층을 형성하지 않은 것을 제외하고는 상기 소자 제조예 1과 동일한 소자를 제조하였다.

[0067] 도 7은 포토티랜지스터 비교예 (a), 포토티랜지스터 제조예 2 (b), 및 포토티랜지스터 제조예 1 (c)에 따른 포토티랜지스터들에 특정 파장의 광을 조사하거나 하지 않은 상태에서 게이트 전극에 인가되는 전압을 변화시킬 때의 I-V 그래프들을 나타낸다. 이 때, 소오스 전극을 접지하였고 드레인 전극에 5V의 전압을 인가하였다. 도 7에서 "dark"는 광이 조사되지 않은 상태를 의미한다.

[0068] 도 7(a)을 참조하면, 유기 광흡수층을 포함하지 않고 준이차원  $In_2O_3$ 층을 채널층으로 포함하는 비교예에 따른 포토티랜지스터는 적색 대역(588nm, 605nm, 630nm) 혹은 근적외선 대역(780nm)의 광 조사에 의해서는  $I_{off}$ ,  $V_{th}$ , 또는  $I_{on}$ 이 전혀 달라지지 않음을 알 수 있다. 이는 준이차원  $In_2O_3$ 층이 청색 대역의 광을 흡수하기 때문으로 추정되었다.

[0069] 도 7(b)를 참조하면, 유기 광흡수층으로 PBDTT-DPP층을 구비하는 제조예 2에 따른 포토티랜지스터는 적색 대역(588nm, 605nm, 630nm) 및 근적외선 대역(780nm)의 광 조사에 의해서는  $I_{off}$ 가 증가하고,  $V_{th}$ 가 약간 마이너스 방향으로 이동하는것을 알 수 있다. 이는 PBDTT-DPP층이 적색 및 근적외선 대역의 광을 흡수한 후 생성한 전자-정공 쌍으로부터 전자를 채널층인  $In_2O_3$ 층으로 공급하였기 때문으로 추정되었다.

[0070] 도 7(c)를 참조하면, 유기 광흡수층으로 PBDTT-DPP/PCBM의 BHI층을 구비하는 제조예 1에 따른 포토티랜지스터는 적색 대역(588nm, 605nm, 630nm) 및 근적외선 대역(780nm)의 광 조사에 의해서는  $I_{off}$ 가 크게 증가하고,  $V_{th}$ 가 마이너스 방향으로 크게 이동하며,  $I_{on}$  또한 증가하는 것을 알 수 있다. 이는 BHI층이 적색 및 근적외선 대역의 광을 흡수한 후 생성한 전자-정공 쌍으로부터 전자를 채널층인  $In_2O_3$ 층으로 공급하되, BHI 구조를 통해 전자-정공의 분리효율 및 전자전달효율이 증가하였기 때문으로 추정되었다.

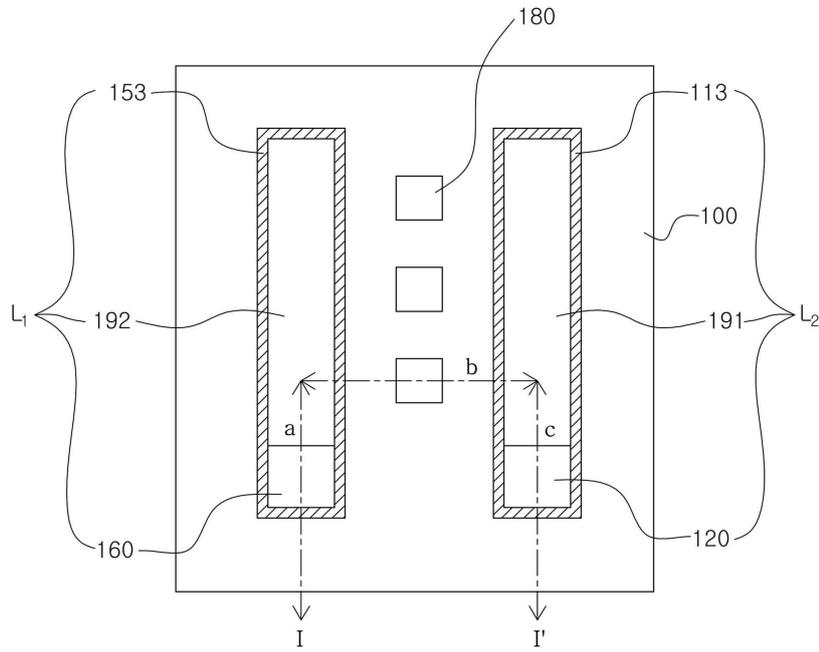
[0071] 도 8은 포토티랜지스터 비교예, 포토티랜지스터 제조예 2, 및 포토티랜지스터 제조예 1에 따른 포토티랜지스터

들의 광반응특성을 나타낸 그래프이다.

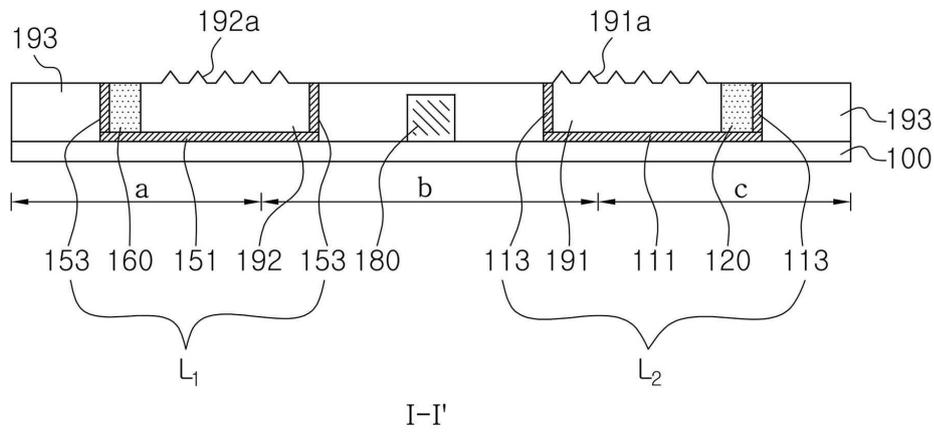
- [0072] 도 8을 참조하면, 포토트랜지스터 제조예 1 (Quasi-2D In<sub>2</sub>O<sub>3</sub>/ BHJ polymer)에 따른 포토트랜지스터가 적색 및 근적외선 대역의 파장에서 다른 포토트랜지스터들에 비해 높은 민감도를 나타냄을 알 수 있다.
- [0073]
- [0074] 도 9 및 도 10은 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치를 사용자가 직접 착용한후 얻은 그래프이다. 이 때, 생체 정보 모니터링 장치는 도 1 및 도 2를 참조하여 설명한 것이되, 포토센서로는 포토트랜지스터 제조예 1에 따른 포토트랜지스터를 사용하였다.
- [0075] 도 9를 참조하면, 적외선(880nm)을 조사하는 LED로부터 방출된 후 사용자의 피부를 투과하여 포토트랜지스터에 입사된 광에 의해, 포토트랜지스터에서 출력되는 전기적 신호인 전압의 역수( $V^{-1}$ )를 착용시간의 경과에 대해 나타내었다. 살펴보면, 포토트랜지스터로부터의 출력값은 시간의 경과에 따라 파동의 형태를 나타내는 것을 알 수 있다(b). 이러한 파동은 심장의 박동에 의해 나타나는 것으로, 생체 정보 생성부에서 1분간 보여지는 파동의 개수를 카운트하여 심박수를 계산할 수 있다. 본 그래프에서 얻어지는 분당 심박수는 72이다.
- [0076] 10초 ~ 20초 구간에서는 출력값이 급격하게 하락하는 패턴을 나타내고 있는데, 이러한 패턴은 사용자가 한숨을 쉴 때 나타내는 패턴이다. 따라서 생체 정보 생성부에서는 측정값이 미리 설정된 시간동안 감소하는 패턴을 나타낼 경우, 사용자가 한숨을 쉬었다고 판단하여, 한숨 횟수를 카운트할 수 있다.
- [0077] 또한 박스(310, 320) 내의 출력값의 패턴은 일반적 패턴과 상이하며, 순간적으로 출력값이 급격히 증가하다가 하락함을 알 수 있다. 이러한 패턴은 사용자가 기침을 할 때 발생하는 패턴이며, 따라서 생체 정보 생성부는 출력값의 증가폭이 임계값 이상이거나 또는 하락폭이 임계값 이하인 경우, 사용자가 기침을 하는 상태라고 판단하여 기침 횟수를 카운트할 수 있다.
- [0078] 도 10을 참조하면, 적외선(850nm)을 조사하는 LED로부터 방출된 후, 사용자의 피부를 투과하여 포토트랜지스터에 입사된 광에 의해 포토트랜지스터에서 출력되는 전기적 신호인 전류를 착용시간의 경과에 대해 나타내었다. 살펴보면, 출력 전류값의 중앙값(median)인 베이스 라인(base line)은 또한 파동의 형태를 가질 수 있다. 이 베이스 라인의 파동의 개수를 카운트하면, 사용자의 호흡수를 계산할 수 있다.
- [0079] 이와 같이, 웨어러블 생체 정보 모니터링 장치는 사용자의 생체 정보인 심박수, 한숨 횟수, 기침 횟수 및 호흡수 중 적어도 하나를 제공할 수 있다.
- [0080]
- [0081] 이상, 본 발명을 바람직한 실시예를 들어 상세하게 설명하였으나, 본 발명은 상기 실시예에 한정되지 않고, 본 발명의 기술적 사상 및 범위 내에서 당 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의하여 여러가지 변형 및 변경이 가능하다.

도면

도면1

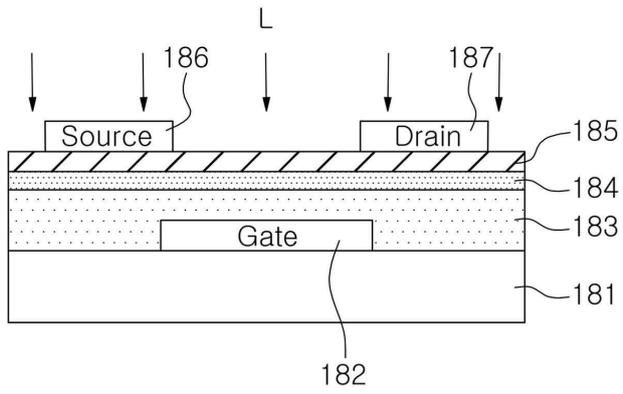


도면2

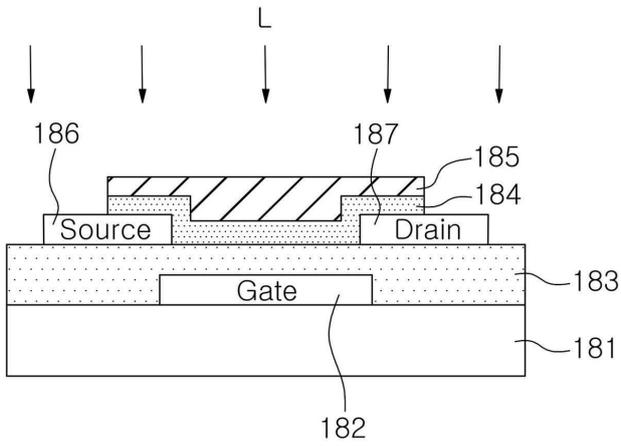




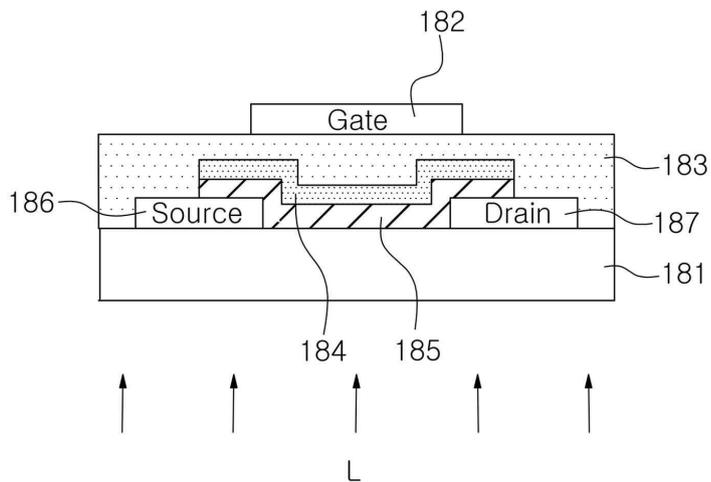
도면5a



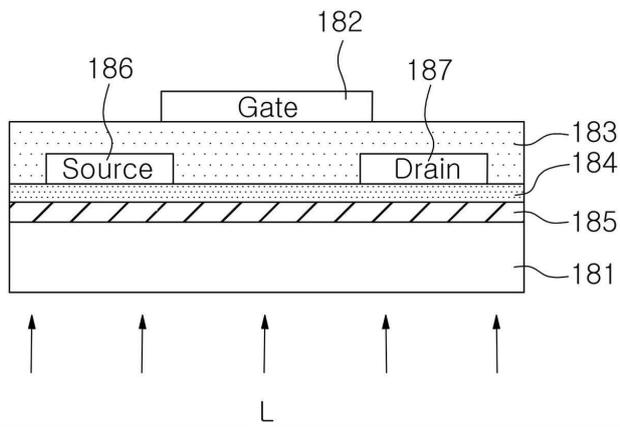
도면5b



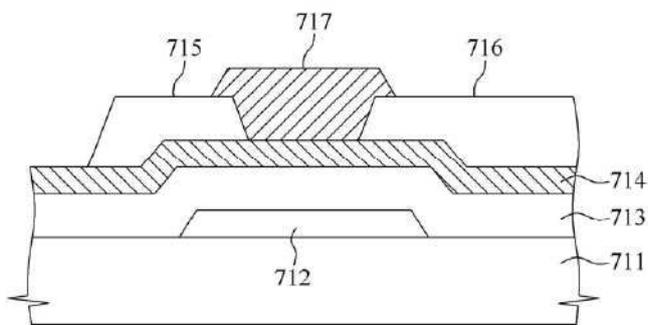
도면5c



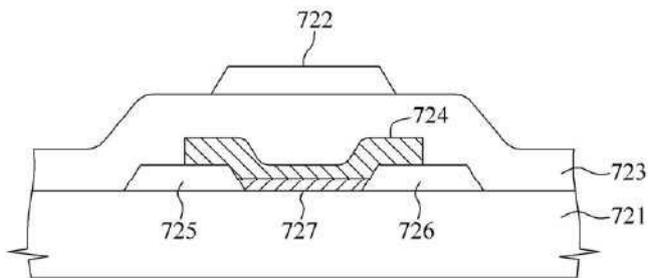
도면5d



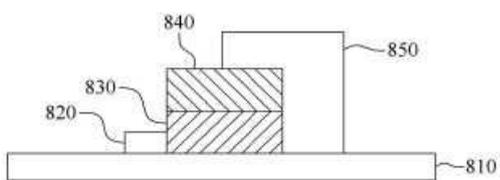
도면5e



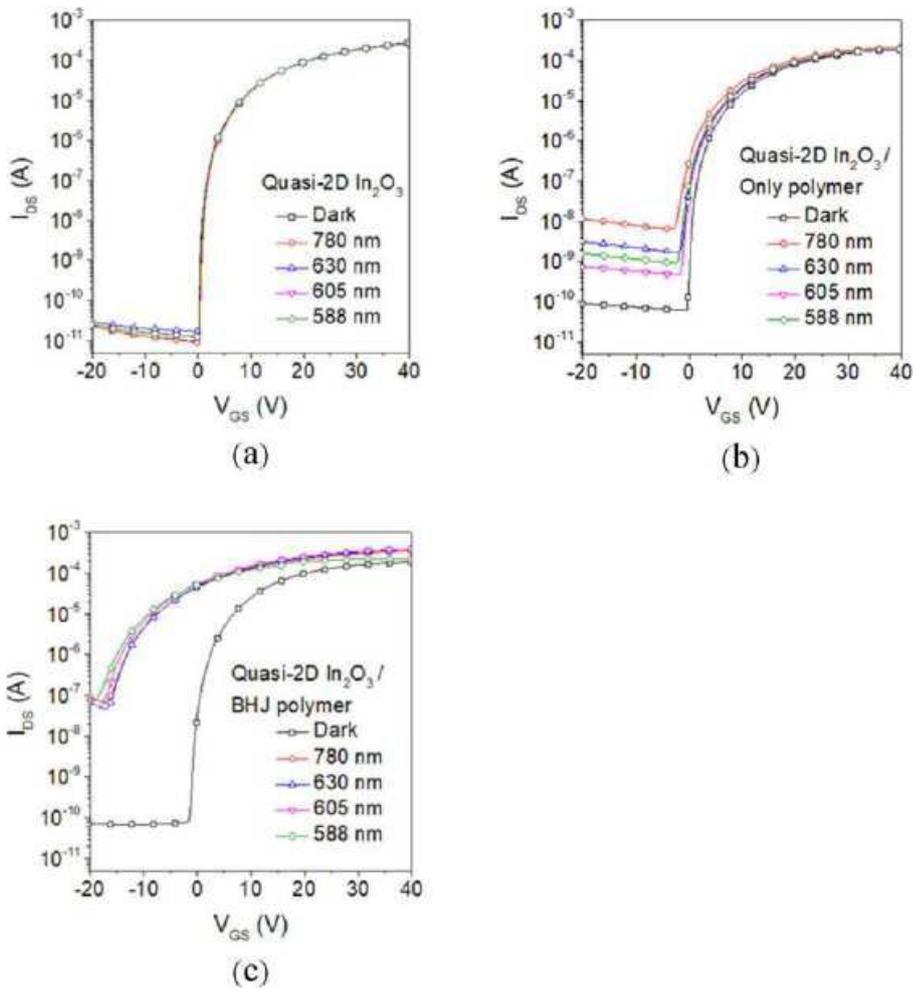
도면5f



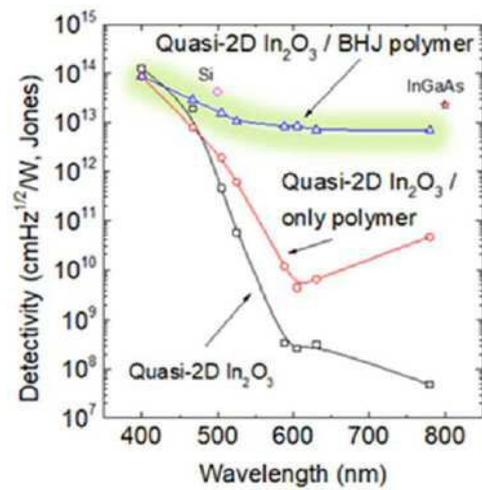
도면6



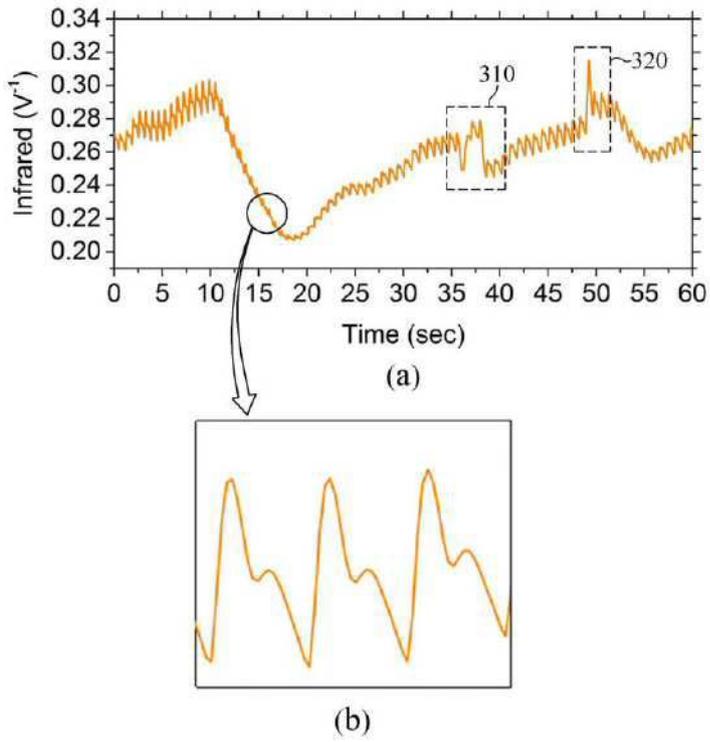
도면7



도면8



도면9



도면10

