



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0072018
(43) 공개일자 2017년06월26일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/024 (2006.01)
A61B 5/1455 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/0059 (2013.01)
A61B 5/0002 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0180337
(22) 출원일자 2015년12월16일
심사청구일자 2015년12월16일

(71) 출원인
경희대학교 산학협력단
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경희대학교 국제캠퍼스내)
전자부품연구원
경기도 성남시 분당구 새나리로 25 (야탑동)
(72) 발명자
김선국
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732, 전자정보대 516호(서천동)
이성호
서울특별시 서초구 잠원로 166-17, 2동 904호(잠원동, 강변아파트)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
김연권

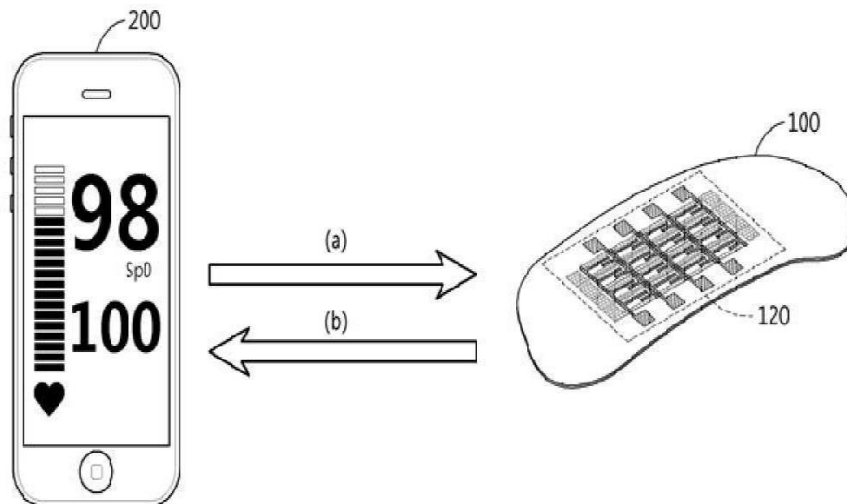
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 **센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치**

(57) 요약

피부 조직으로부터 반사 또는 투과된 광의 광반응성을 증폭하고, 증폭된 광에 대한 피부 조직의 조직 활동 및 기능과 연관된 흡수 정보를 출력하는 복수 개의 광반응성 센서를 포함하는 센서 어레이와, 광반응성 센서로부터 출력된 흡수 정보에 기반하여 센서 어레이에 대한 생체 정보의 평균 값을 측정하는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치를 제공한다.

대표도



(52) CPC특허분류

- A61B 5/024 (2013.01)
- A61B 5/14551 (2013.01)
- A61B 5/6813 (2013.01)
- A61B 5/7225 (2013.01)
- A61B 5/7235 (2013.01)

홍성인

경기도 남양주시 화도읍 비룡로158번길 38, 106동 401호(초록마을)

(72) 발명자

이민구

서울특별시 송파구 오금로54길 10, 101동 608호(거여동, 현대아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2013M3C1A3059590
부처명	미래창조과학부
연구관리전문기관	한국연구재단
연구사업명	첨단융합기술개발
연구과제명	가변렌즈용 고유연 광전자 나노소자 연구
기여율	1/3
주관기관	경희대학교 산학협력단
연구기간	2013.09.17 ~ 2016.02.28이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호	2014M3A9D7070732
부처명	미래과학창조부
연구관리전문기관	한국연구재단
연구사업명	헬스케어원천기술개발
연구과제명	생체신호 진단용 인공피부센서 개발
기여율	1/3
주관기관	경희대학교 산학협력단
연구기간	2014.12.11 ~ 2017.12.10이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호	-
부처명	연구성과실용화진흥원
연구관리전문기관	한국연구재단
연구사업명	연구성과사업화지원사업 기술업그레이드 R&D사업
연구과제명	대면적 2차원 나노판상 성장을 통한 차세대 고이동도 박막전자소자 개발
기여율	1/3
주관기관	경희대학교 산학협력단
연구기간	2014.12.01 ~ 2015.11.30

명세서

청구범위

청구항 1

광을 생성하는 광원부;

스위칭 박막트랜지스터와 연결되고, 상기 광원부로부터 생성되어 피부 조직으로부터 반사 또는 투과된 광의 광 반응성을 증폭하며, 상기 광반응성이 증폭된 광에 대한 상기 피부 조직의 조직 활동(tissue activity) 및 기능(function)과 연관된 생체 정보를 매핑하기 위한 흡수 정보를 출력하는 복수 개의 광반응성 센서를 포함하여 기관 상에 형성되는 센서 어레이; 및

상기 광반응성 센서로부터 출력된 상기 흡수 정보에 기반하여 상기 센서 어레이에 대한 상기 생체 정보의 평균 값을 측정하는 평균 값 측정부

를 포함하는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 광반응성 센서는

능동형 매트릭스 형태로 배열된 하나 이상의 광증폭 포토 트랜지스터

를 포함하는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 광증폭 포토 트랜지스터는

국부적 게이트 전극, 소스 전극, 드레인 전극, 및 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극 사이에 채널이 형성되도록 하고, 상기 게이트 전극과 중첩되지 않은 비오버랩 영역을 포함하는 채널 영역을 포함하며,

상기 비오버랩 영역은 광전도성을 증폭시키는 포토 컨덕터(photo conductor)로 동작하는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 비오버랩 영역은 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극의 양 측면 방향에 각각 형성되거나, 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극 중 어느 한 측면 방향에 형성되는 것을 특징으로 하는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치.

청구항 5

제3항에 있어서,

상기 채널 영역은

전이금속 칼코겐 화합물(Transition Metal Dichalcogenides)로 형성되는 것을 특징으로 하는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 생체 정보는

심박 및 산소포화도 중 적어도 어느 하나와 연관된 조직 활동 및 기능과 연관되는 것을 특징으로 하는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 센서 어레이는

상기 기관에 형성된 IC 회로와 연결되어 패치형 구조로 형성되는 것을 특징으로 하는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 기관은

페이퍼, 폴리머, 직물(woven fabric) 및 금속 포일 중 적어도 어느 하나의 재질로 형성되는 것을 특징으로 하는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 측정된 생체 정보의 평균 값을 외부로 전송하는 통신모듈; 및

상기 통신모듈로부터 수신되는 제어 커맨드(command)에 대응하여 상기 복수 개의 광반응성 센서 중 선택되는 적어도 하나의 광반응성 센서로부터 측정된 흡수 정보에 기반하여 상기 평균 값 측정부로부터 상기 생체 정보의 평균 값을 측정하도록 제어하는 제어부

를 더 포함하는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치에 관한 것으로서, 보다 구체적으로는 광반응성을 증폭시키는 복수 개의 광반응성 센서를 포함하는 센서 어레이로부터 출력된 흡수 정보를 이용하여 피부 조직에 대한 생체 정보의 평균 값을 측정하는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 산소포화도는 적혈구 중 헤모글로빈과 산소가 실제 결합하고 있는 비율을 퍼센트(%)로 표시한 개념으로서, 산소포화도 정상범위는 97~100%이고, 90% 미만이면 저산소증을 의심하게 된다.

[0003] 산소포화도와 관련된 질병을 예방 또는 치료하기 위한 종래의 산소포화도 검사 방법은 침습적인 방법인 동맥혈 가스검사(Arterial Blood Gas Analysis, ABGA)와, 비침습적인 펄스 옥시미터(Pulse oximeter)검사가 있으나, 주로 비침습적인 검사 방법인 펄스 옥시미터 검사가 선호되어 왔다.

[0004] 심박 및 산소포화도를 측정하는 펄스 옥시미터의 원리는 혈액량 변화로 만들어진 맥파(심박동에 동반하는 파장, pulse wave)로부터 동맥 및 모세혈관에 있어 맥박을 측정하고, 서로 다른 흡수 스펙트럼을 가지는 산화헤모글로빈(산소가 결합된 헤모글로빈, O₂Hb)과 환원헤모글로빈(산소가 떨어져나간 헤모글로빈)으로부터 산소포화도(SpO₂)를 측정한다.

[0005] 펄스 옥시미터의 측정 원리를 적용한 종래의 펄스 옥시미터 기술은 주로 손가락 펄스 옥시미터(Finger Pulse Oximeter) 및 가슴 스트랩 심박 박동 모니터(Chest strap heart rate monitor)로 사용되었다.

[0006] 종래의 Finger Pulse Oximeter는 사용자(환자)의 손가락에 착용되어 프로브에 의한 광검출을 이용하여 혈액의 산소포화도를 경피적으로 측정하는 기구로써, 박동하는 혈액에 의해 만들어지는 파동형태를 센서의 흡광기술을 이용해 혈량변동 파형(waveform)으로 나타낸 주기로 맥박을 측정한다.

- [0007] 또한, 종래의 Chest strap heart rate monitor는 가슴 주변을 둘러싸는 스트랩에 포함된 전극을 이용한 광학적 측정 방식으로, 심장부위의 반사된 광원에 의해 생성된 파형으로 나타낸 주기로 맥박을 측정한다.
- [0008] 다만, 종래의 Finger Pulse Oximeter는 손가락에 측정하는 방식으로 지속적인 착용이 어려우며, 유아가 착용할 경우 모니터링의 한계가 존재하였고, 운동강도를 위한 심박 및 산소포화도 측정에 한계를 보였으며, 착용감이 나쁘다는 문제점이 존재하였다.
- [0009] 또한, 종래의 Chest strap heart rate monitor는 지속적 착용이 가능하나 착용감의 불편감과 거주장스러운 사용 방법으로, 지속적인 모니터링이 가능하지만 착용의 이질감이 있으며, 운동강도를 위한 측정 후 기기의 세척 및 관리의 번거로움이 존재하였다.
- [0010] 이러한 종래 기술의 문제점을 극복하고자 신체에 부착하여 산소포화도 및 심박을 측정하는 펄스 옥시미터 기술이 개발되었으나, 종래의 펄스 옥시미터 기술은 주로 단일 센서를 이용하여 신체의 산소포화도 및 심박을 측정함으로써, 단일 센서의 크기(면적)에 대응하는 신체의 일정 부분(면적)만 측정 가능하다는 한계가 존재하였고, 산소포화도 및 심박을 포함하는 생체 정보의 측정 값이 신체의 부착 위치나 면적에 의해 변화한다는 문제점이 존재하였다.
- [0011] 또한, 종래의 펄스 옥시미터 기술은 신체의 여러 부위에 대한 온도를 측정할 수 없는 문제점이 있었고, 산소포화도 및 심박의 소수 첫째자리까지 정확하게 측정되지 않는 한계가 존재하여 하나의 센서로부터 측정되는 생체 정보에 대한 신뢰도가 낮다는 한계가 존재하였다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0012] (특허문헌 0001) 한국공개특허 제10-2015-0068333호(2015.06.19), “심박수 검출을 위한 바이오 임피던스 센서 어레이 및 그것의 동작 방법”
- (특허문헌 0002) 한국등록특허 제10-0826187호(2008.04.23), “생체정보 측정 장치 및 생체정보 측정 기능을 구비한 이동단말기 및 생체정보 측정 기능을 구비한 원격 조종 장치 및 이를 위한 방법”
- (특허문헌 0003) 한국공개특허 제10-2014-0038931호(2014.03.31), “조직의 산소 포화도 측정 및 관류 이미징을 위한 장치, 시스템, 및 방법”

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0013] 본 발명은 피부 조직에 반사되는 광의 반사도 또는 투과도를 감지하여 비침습적으로 짧은 시간 동안에 실시간으로 피부 조직에 대한 심박 및 산소포화도를 포함하는 생체 정보를 측정할 수 있는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치를 제공하고자 한다.
- [0014] 또한, 본 발명은 유연하면서 생체 친화성이 좋고, 피부 위에서도 미끄러지지 않는 신체 부착형 생체 정보 측정 장치를 이용하여 사용자가 측정하고자 하는 부위에 대한 정확한 피부 조직의 흡수 정보를 측정하고, 흡수 정보에 기반하여 측정된 생체 정보의 평균 값을 외부로 전송하며, 실시간으로 생체 정보에 따른 치료 및 예방을 할 수 있는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치를 제공하고자 한다.
- [0015] 또한, 본 발명은 전이금속 칼코젠 화합물을 채널 영역의 물질로 사용하고, 국부적 게이트 전극과, 중첩하지 않는 채널 영역의 포토 컨덕터로 동작하는 비오버랩 영역을 통하여 광전도성을 증폭시키는 포토 컨덕터와, 포토 트랜지스터가 결합된 광증폭 포토 트랜지스터를 포함한 광반응성 센서를 포함할 수 있는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치를 제공하고자 한다.
- [0016] 또한, 본 발명은 복수 개의 광반응성 센서를 포함하는 센서 어레이를 패치형으로 제작하여 피부 조직(측정 대상 부위)의 접촉 면적에 대한 정확한 산소포화도 및 심박(맥박)을 측정할 수 있는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치를 제공하고자 한다.
- [0017] 또한, 본 발명은 복수 개의 광반응성 센서를 기반으로 측정하고자 하는 피부 조직의 넓은 접촉 면적 및 여러 부

위에 대한 생체 조직의 산소포화도 및 심박의 평균 값을 측정하여 광반응성 센서로부터 측정되는 각기 다른 흡수 정보에 대한 오차를 줄일 수 있는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치를 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

- [0018] 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치는 광을 생성하는 광원부, 스위칭 박막트랜지스터와 연결되고, 상기 광원부로부터 생성되어 피부 조직으로부터 반사 또는 투과된 광의 광반응성을 증폭하며, 상기 광반응성이 증폭된 광에 대한 상기 피부 조직의 조직 활동(tissue activity) 및 기능(function)과 연관된 생체 정보를 매핑하기 위한 흡수 정보를 출력하는 복수 개의 광반응성 센서를 포함하여 기관 상에 형성되는 센서 어레이 및 상기 광반응성 센서로부터 출력된 상기 흡수 정보에 기반하여 상기 센서 어레이에 대한 상기 생체 정보의 평균 값을 측정하는 평균 값 측정부를 포함한다.
- [0019] 일실시예에 따른 상기 광반응성 센서는 능동형 매트릭스 형태로 배열된 하나 이상의 광증폭 포토 트랜지스터를 포함할 수 있다.
- [0020] 일실시예에 따른 상기 광증폭 포토 트랜지스터는 국부적 게이트 전극, 소스 전극, 드레인 전극, 및 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극 사이에 채널이 형성되도록 하고, 상기 게이트 전극과 중첩되지 않은 비오버랩 영역을 포함하는 채널 영역을 포함하며, 상기 비오버랩 영역은 광전도성을 증폭시키는 포토 컨덕터(photo conductor)로 동작할 수 있다.
- [0021] 일실시예에 따른 상기 비오버랩 영역은 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극의 양 측면 방향에 각각 형성되거나, 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극 중 어느 한 측면 방향에 형성될 수 있다.
- [0022] 일실시예에 따른 상기 채널 영역은 전이금속 칼코겐 화합물(Transition Metal Dichalcogenides)로 형성될 수 있다.
- [0023] 일실시예에 따른 상기 생체 정보는 심박 및 산소포화도 중 적어도 어느 하나와 연관된 조직 활동 및 기능과 연관될 수 있다.
- [0024] 일실시예에 따른 상기 센서 어레이는 상기 기관에 형성된 IC 회로와 연결되어 패치형 구조로 형성될 수 있다.
- [0025] 일실시예에 따른 상기 기관은 페이퍼, 폴리머, 직물(woven fabric) 및 금속 포일 중 적어도 어느 하나의 재질로 형성될 수 있다.
- [0026] 일실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치는 상기 측정된 생체 정보의 평균 값을 외부로 전송하는 통신모듈 및 상기 통신모듈로부터 수신되는 제어 커맨드(command)에 대응하여 상기 복수 개의 광반응성 센서 중 선택되는 적어도 하나의 광반응성 센서로부터 측정된 흡수 정보에 기반하여 상기 평균 값 측정부로부터 상기 생체 정보의 평균 값을 측정하도록 제어하는 제어부를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0027] 본 발명의 실시예에 따르면, 피부 조직에 반사되는 광의 반사도 또는 투과도를 감지하여 비침습적으로 짧은 시간 동안에 실시간으로 피부 조직에 대한 심박 및 산소포화도를 포함하는 생체 정보를 측정할 수 있다.
- [0028] 또한, 본 발명의 실시예에 따르면, 유연하면서 생체 친화성이 좋고, 피부 위에서도 미끄러지지 않는 신체 부착형 생체 정보 측정 장치를 이용하여 사용자가 측정하고자 하는 부위에 대한 정확한 피부 조직의 흡수 정보를 측정하고, 흡수 정보에 기반하여 측정된 생체 정보의 평균 값을 외부로 전송하며, 실시간으로 생체 정보에 따른 치료 및 예방을 할 수 있다.
- [0029] 또한, 본 발명의 실시예에 따르면, 전이금속 칼코겐 화합물을 채널 영역의 물질로 사용하고, 국부적 게이트 전극과, 중첩하지 않는 채널 영역의 포토 컨덕터로 동작하는 비오버랩 영역을 통하여 광전도성을 증폭시키는 포토 컨덕터와, 포토 트랜지스터가 결합된 광증폭 포토 트랜지스터를 포함한 광반응성 센서를 포함할 수 있다.
- [0030] 또한, 본 발명의 실시예에 따르면, 복수 개의 광반응성 센서를 포함하는 센서 어레이를 패치형으로 제작하여 피부 조직(측정 대상 부위)의 접촉 면적에 대한 정확한 산소포화도 및 심박(맥박)을 측정할 수 있다.
- [0031] 또한, 본 발명의 실시예에 따르면, 복수 개의 광반응성 센서를 기반으로 측정하고자 하는 피부 조직의 넓은 접촉 면적 및 여러 부위에 대한 생체 조직의 산소포화도 및 심박의 평균 값을 측정하여 광반응성 센서로부터 측정되는 각기 다른 흡수 정보에 대한 오차를 줄일 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0032] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치를 구현한 예를 도시한 것이다.
- 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치의 구성을 설명하기 위해 도시한 블록도이다.
- 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이의 구성을 상세히 도시한 것이다.
- 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 광반응성 센서 기반의 센서 어레이의 구조 및 회로도를 도시한 것이다.
- 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 광반응성 센서를 포함하는 센서 어레이를 통하여 측정되는 평균값을 도시한 그래프이다.
- 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 광반응성 센서의 광증폭 포토 트랜지스터를 도시한 것이다.
- 도 7은 본 발명의 실시예에 따른 광반응성 센서의 광증폭 포토 트랜지스터의 회로부 구성도를 도시한 것이다.
- 도 8은 본 발명의 실시예에 따른 광증폭 포토 트랜지스터의 포토 컨덕터로서의 특성을 도시한 그래프이다.
- 도 9는 본 발명의 실시예에 따른 광증폭 포토 트랜지스터의 전달 커브(transfer curve) 그래프를 도시한 것이다.
- 도 10은 광반응성 특성에 대한 그래프를 도시한 것이다.
- 도 11은 본 발명의 실시예에 따른 광증폭 포토 트랜지스터의 비오버랩 길이에 따른 민감도를 도시한 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0033] 이하 첨부 도면들 및 첨부 도면들에 기재된 내용들을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세하게 설명하지만, 본 발명이 실시예에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다.
- [0034] 본 명세서에서 사용된 용어는 실시예들을 설명하기 위한 것이며 본 발명을 제한하고자 하는 것은 아니다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 "포함한다(comprises)" 및/또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성요소, 단계, 동작 및/또는 소자는 하나 이상의 다른 구성요소, 단계, 동작 및/또는 소자의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.
- [0035] 본 명세서에서 사용되는 “실시예” “예” “측면” “예시” 등은 기술된 임의의 양상(aspect) 또는 설계가 다른 양상 또는 설계들보다 양호하다거나, 이점이 있는 것으로 해석되어야 하는 것은 아니다.
- [0036] 또한, '또는' 이라는 용어는 배타적 논리합 'exclusive or' 이기보다는 포함적인 논리합 'inclusive or' 를 의미한다. 즉, 달리 언급되지 않는 한 또는 문맥으로부터 명확하지 않는 한, 'x가 a 또는 b를 이용한다' 라는 표현은 포함적인 자연 순열들(natural inclusive permutations) 중 어느 하나를 의미한다.
- [0037] 또한, 본 명세서 및 청구항들에서 사용되는 단수 표현("a" 또는 "an")은, 달리 언급하지 않는 한 또는 단수 형태에 관한 것이라고 문맥으로부터 명확하지 않는 한, 일반적으로 "하나 이상"을 의미하는 것으로 해석되어야 한다.
- [0038] 또한, 본 명세서 및 청구항들에서 사용되는 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다.
- [0039] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어(기술 및 과학적 용어를 포함)는 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 공통적으로 이해될 수 있는 의미로 사용될 수 있을 것이다. 또 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 용어들은 명백하게 특별히 정의되어 있지 않는 한 이상적으로 또는 과도하게 해석되지 않는다.
- [0040] 한편, 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는, 그 상세한 설명을 생략할 것이다. 그리고, 본 명세서에서 사용되는 용어(terminology)들은 본 발명의 실시예를 적절히 표현하기 위해 사용된 용어들로서, 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 본 발명이 속하는 분야의 관례 등에 따라 달라질 수 있다. 따라서, 본 용어들에 대한 정의는 본 명

세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.

- [0042] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치를 구현한 예를 도시한 것이다.
- [0043] 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치(100)는 센서 어레이(120)를 포함한다.
- [0044] 센서 어레이(120)는 복수 개의 광반응성 센서를 포함하여 기관 상에 형성된다. 여기서, 광반응성 센서는 스위칭 박막트랜지스터와 연결되고, 광원부로부터 생성되어 피부 조직으로부터 반사 또는 투과된 광의 광반응성을 증폭하며, 광반응성이 증폭된 광에 대한 피부 조직의 조직 활동 및 기능과 연관된 생체 정보를 매핑하기 위한 흡수 정보를 출력한다.
- [0045] 실시예에 따라서, 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치(100)는 센서 어레이(120)외에 광원부(미도시), 평균 값 측정부(미도시), 통신모듈(미도시), 제어부(미도시) 및 전원공급부(미도시) 중 적어도 하나 이상을 더 포함할 수도 있다.
- [0046] 상기 광원부는 광원을 생성할 수 있고, 상기 평균 값 측정부는 광반응성 센서로부터 출력된 흡수 정보에 기반하여 센서 어레이(120)에 대한 생체 정보의 평균 값을 측정할 수 있다.
- [0047] 또한, 상기 통신모듈은 측정된 생체 정보의 평균 값을 외부로 전송할 수 있으며, 상기 제어부는 생체 정보의 평균 값을 측정하도록 제어할 수 있고, 상기 전원공급부는 광원부, 평균 값 측정부, 통신모듈 및 제어부 중 적어도 어느 하나의 구동 전원을 공급할 수 있다.
- [0048] 다시, 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치(100)는 광반응성 센서로부터 출력된 흡수 정보 및 평균 값 측정부로부터 측정된 생체 정보의 평균 값 중 적어도 어느 하나의 정보(b)를 단말기(200)로 전송할 수 있다.
- [0049] 단말기(200)는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치(100)로부터 수신된 흡수 정보 및 생체 정보의 평균 값 중 적어도 어느 하나의 정보에 기반하여 사용자(환자)에게 심박 및 산소포화도에 대한 정보를 실시간으로 제공할 수 있다.
- [0050] 예를 들면, 단말기(200)는 기설정된 심박 및 산소포화도에 대한 기준값을 기반으로 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치(100)로부터 수신된 흡수 정보 및 생체 정보의 평균 값 중 적어도 어느 하나의 정보를 수치, 값, 퍼센트, 영상, 그림, 그래프 및 메시지 중 적어도 어느 하나로 사용자에게 제공할 수 있으며, 실시예에 따라서는 경고메시지, 알람, 음성, 불빛 및 진동 중 적어도 어느 하나를 포함하는 알람 정보를 제공할 수도 있다.
- [0051] 또한, 단말기(200)는 사용자로부터 입력된 커맨드(command)에 따라 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치(100)를 제어할 수도 있다.
- [0052] 예를 들면, 단말기(200)는 사용자로부터 입력된 커맨드(command)에 기반하여 사용자의 심박 및 산소포화도를 포함하는 펄스 옥시미터를 측정하도록 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치(100)로 제어 커맨드(a)를 전송할 수 있으며, 그에 따른 펄스 옥시미터의 평균 값을 측정하기 위하여 광을 생성하는 광원부를 제어하도록 제어 커맨드(a)를 전송할 수도 있다.
- [0053] 또한, 단말기(200)는 복수 개의 광반응성 센서 중 측정하고자 하는 신체 부위에 따른 임의의 광반응성 센서를 선택하도록 제어할 수 있으며, 광반응성 센서를 포함하는 센서 어레이를 제어하도록 제어 커맨드(a)를 전송할 수도 있다.
- [0054] 실시예에 따라서, 단말기(200)는 사용자가 소지하는 단말기, 스마트폰, 태블릿 PC 및 PC 중 적어도 어느 하나일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0055] 또한, 단말기(200)는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치(100)로부터 수신된 흡수 정보 및 생체 정보의 평균 값 중 적어도 어느 하나의 정보를 통합 서버(미도시)로 전송할 수도 있다.
- [0056] 상기 통합 서버는 단말기(200)로부터 수신된 흡수 정보 및 생체 정보의 평균 값 중 적어도 어느 하나의 정보를 종합 관리하고, 사용자의 데이터 변화 추이 및 건강 상태를 분석하여 단말기(200)로 전송할 수 있다.
- [0057] 또한, 통합 서버는 사용자의 데이터를 건강 관리 전문가, 병원, 건강센터 및 건강 관리 지도를 위한 전문가에게 정보를 제공할 수 있으며, 분석된 데이터에 기반하여 사용자에게 맞는 운동, 음식, 생활 습관 및 처방 중 적어

도 어느 하나를 제공할 수도 있다.

- [0058] 또한, 실시예에 따라서, 상기 통합 서버의 구성은 단말기(200)에서도 수행될 수 있다.
- [0060] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치의 구성을 설명하기 위해 도시한 블록도이다.
- [0061] 도 2를 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치(100)는 피부 조직의 조직 활동 및 기능과 연관된 생체 정보를 매핑하기 위한 흡수 정보를 출력하고, 출력된 흡수 정보에 기반하여 생체 정보의 평균 값을 측정한다.
- [0062] 이를 위해, 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치(100)는 광원부(110), 센서 어레이(120) 및 평균 값 측정부(130)를 포함한다.
- [0063] 광원부(110)는 광을 생성한다. 여기서, 상기 광은 피부 조직에 반사 또는 투과되어 광반응성 센서에 감지되는 적외선 영역 내지 자외선 영역 범위를 갖는 광일 수 있다.
- [0064] 센서 어레이(120)는 스위칭 박막트랜지스터와 연결되고, 광원부(110)로부터 생성되어 피부 조직으로부터 반사 또는 투과된 광의 광반응성을 증폭하며, 광반응성이 증폭된 광에 대한 피부 조직의 조직 활동(tissue activity) 및 기능(function)과 연관된 생체 정보를 매핑하기 위한 흡수 정보를 출력하는 복수 개의 광반응성 센서를 포함하여 기판 상에 형성된다.
- [0065] 예를 들면, 광원부(110)에서 생성된 광은 피부 조직으로부터 반사 또는 투과되어 피부 조직에 부착된 광반응성 센서로 입사되고, 광반응성 센서는 입사된 광의 광반응성을 증폭한 후, 감지하여 피부 조직의 흡수 정보를 출력할 수 있다.
- [0066] 센서 어레이(120)는 기판에 형성된 IC 회로와 연결되어 패치형 구조로 형성될 수 있다.
- [0067] IC회로는 집적화 기술을 구사함으로써, 신호의 필터, 증폭, 디지털화 및 처리 기능을 처리할 수 있다. 실시예에 따라서, IC회는 기판 내에서 신호를 처리하는 집적화 및 다기능화 IC센서(integrated circuit sensor)일 수 있다.
- [0068] 또한, 패치형 구조는 신체 표면의 접촉 부위의 면적 및 특성에 따라 다양한 크기 및 형상으로 구현될 수 있고, 피부에 적용하기에 적합한 의료용 피부 접촉 허용 접착제를 포함하는 것일 수 있으며, 패치형 구조는 다양한 크기를 갖는 원형, 사각형, 직사각형, 마름모형, 십자형, 굽은 형 및 알파벳 X자형 중 적어도 어느 하나로 구현될 수도 있다.
- [0069] 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치(100)의 기판은 센서 어레이(120)를 포함할 수 있으며, 페이퍼, 폴리머, 직물(woven fabric) 및 금속 포일 중 적어도 어느 하나의 재질로 형성될 수 있다.
- [0070] 실시예에 따라서, 기판은 피부에 부착 가능한 플렉서블(Plexible) 기판일 수 있으며, 폴리이미드(Polyimide), 폴리카보네이트(polycarbonate), 폴리 아크릴레이트(polyacrylate), 폴리에테르이미드(Polyether Imide), 폴리에테르술폰(polyethersulfone), 폴리에틸렌테레프탈레이트(polyethyleneterephthalate) 및 폴리에틸렌 나프탈레이트(Polyethylenenaphthalate) 중 적어도 어느 하나의 물질로 이루어질 수도 있다.
- [0071] 전술한 물질들은 450℃ 이상의 높은 공정 온도에서 사용 가능하므로 광증폭 포토 트랜지스터 제조 시 광증폭 포토 트랜지스터의 특성 저하를 최소화할 수 있다.
- [0072] 또한, 플렉서블 기판은 열에 의해 휘거나 늘어나는 성질이 있으므로, 그 위에 광증폭 포토 트랜지스터의 패턴을 정밀하게 형성하는데 어려움이 있다.
- [0073] 이에 본 발명의 인공피부센서는 희생층 상에 액상의 고분자 물질을 스핀 코팅(spincoating)하여 플렉서블 기판을 제조함으로써, 열 또는 기계적 충격을 완화할 수 있도록 한다.
- [0074] 이하에서는 도 3을 참조하여 센서 어레이(120)를 상세히 설명하기로 한다.
- [0076] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이의 구성을 상세히 도시한 것이다.

- [0077] 도 3을 참조하면, 센서 어레이(120)는 복수 개의 광반응성 센서(170)를 포함하며, 광반응성 센서(170)는 광증폭 포토 트랜지스터(180)를 포함하고, 스위칭 박막트랜지스터(160)와 연결될 수 있다.
- [0078] 또한, 광반응성 센서(170)는 구동전압(Vdd), 스캔신호(Scan) 및 게이트-바이어스(Gate-Bias)와 연결될 수 있다.
- [0079] 실시예에 따라서, 센서 어레이(120)는 복수 개의 광반응성 센서(170)를 포함할 수 있으나, 광반응성 센서(170)의 개수, 면적, 크기 및 형태는 실시예에 따라서 달라질 수 있으므로, 이에 한정되는 것은 아니다. 이하에서는 도 4를 참조하여 광반응성 센서(170) 및 스위칭 박막트랜지스터(160)를 상세히 설명하기로 한다.
- [0081] 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 광반응성 센서 기반의 센서 어레이의 구조 및 회로도를 도시한 것이다.
- [0082] 보다 상세하게는, 도 4a는 본 발명의 실시예에 따른 광반응성 센서 기반의 센서 어레이의 구조를 도시한 것이고, 도 4b는 본 발명의 실시예에 따른 광반응성 센서 기반의 센서 어레이의 회로도를 도시한 것이다.
- [0083] 도 4a를 참조하면, 본 발명의 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치는 능동형 매트릭스 형태로 배열된 하나 이상의 광증폭 포토 트랜지스터를 포함하는 광반응성 센서(170) 및 스위칭 박막트랜지스터(160)를 포함한다.
- [0084] 광반응성 센서(170) 기반의 센서 어레이(120)는 흡수 정보를 출력하는 회로도의 광반응성 특성(photoresponse properties)을 최대화하기 위해, 매트릭스 형태로 배치된 DC 바이어스(DC biases)가 인가된 광반응성 센서(170)를 포함할 수 있다.
- [0085] 또한, 피부 조직에 의해 산란된 광의 게이트 펄스 신호(gate pulse signal)가 스위칭 박막트랜지스터(160)로 공급되면, 스위칭 박막트랜지스터(160)는 턴온되고, 스위칭 박막트랜지스터(160)의 드레인과 연결된 광반응성 센서(170)는 광 흡수에 따라 턴온되며, 커패시터(190)는 레퍼런스 전압에 의해 리셋(reset)될 수 있다.
- [0086] 또한, 광반응성 센서(170)는 피부 조직에 의해 반사된 광을 감지하여 광반응성을 증폭하고, 감지된 광의 흡수 상태에 따라 온/오프(on/off) 상태를 출력할 수 있으며, 그에 따른 흡수 정보를 출력할 수 있다.
- [0087] 도 4b에 도시된 바와 같이, 광반응성 센서 기반의 센서 어레이에서, 매트릭스 형태로 배치된 스위칭 박막 트랜지스터(160)의 게이트는 게이트 라인과 연결되고, 스위칭 박막 트랜지스터(160)의 소스는 데이터 라인과 연결되며, 스위칭 박막트랜지스터(160)의 드레인은 광증폭 포토 트랜지스터(180)의 소스와 연결된다.
- [0088] 광반응성 센서 기반의 센서 어레이는 각 버스 라인이 외부 터치 리드-아웃 IC(read-out IC, R/O IC)에 연결되어 있는 동안 각 게이트 라인은 시프트 레지스터로서 동작할 수 있다.
- [0089] 또한, 광반응성 센서 기반의 센서 어레이의 상기 게이트 라인 및 데이터 라인은 게이트 구동 회로 및 데이터 구동 회로에 각각 연결되고, 연결된 각 라인 및 회로는 게이트 구동 신호 전압 및 입력 데이터 신호 전압을 공급 받을 수 있다.
- [0091] 다시 도 2를 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치(100)의 평균 값 측정부(130)는 광반응성 센서로부터 출력된 흡수 정보에 기반하여 센서 어레이(120)에 대한 생체 정보의 평균 값을 측정한다.
- [0092] 평균 값 측정부(130)는 복수 개의 광반응성 센서로부터 측정되는 피부 조직에 대한 흡수 정보에 기반하여 생체 정보의 평균 값을 측정할 수 있다.
- [0093] 실시예에 따라서, 평균 값 측정부(130)는 서로 다른 부위의 피부 조직에 부착된 센서 어레이(120)로부터 수신되는 흡수 정보에 기반하여 서로 다른 부위에 대한 통합된 생체 정보의 평균 값을 측정할 수도 있다.
- [0094] 상기 생체 정보는 심박 및 산소포화도 중 적어도 어느 하나와 연관된 조직 활동 및 기능과 연관될 수 있다. 또한, 생체 정보는 펄스 옥시미터(pulse oximeter)를 일컫을 수도 있다.
- [0095] 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치(100)는 통신모듈(150) 및 제어부(140)를 더 포함할 수 있다.
- [0096] 통신모듈(150)은 측정된 생체 정보의 평균 값을 외부로 전송할 수 있다.
- [0097] 통신모듈(150)은 서로 다른 전송대역폭으로 생체 정보의 평균값 및 흡수 정보 중 적어도 어느 하나의 정보를 송

신할 수 있으며, 커버리지(coverage)에 따라 지그비, 블루투스, 지웨이브 및 와이파이 중 적어도 어느 하나의 무선 방식이 적용될 수 있다.

- [0098] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치(100)를 통하여 측정된 생체 정보의 평균 값은 통신모듈(150)로부터 사용자 단말기, 통합 서버, 건강 관리 기관 및 제2의 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치 중 적어도 어느 하나로 전송될 수 있다.
- [0099] 제어부(140)는 통신모듈(150)로부터 수신되는 제어 커맨드에 대응하여 복수 개의 광반응성 센서 중 선택되는 적어도 하나의 광반응성 센서로부터 측정된 흡수 정보에 기반하여 평균 값 측정부(130)로부터 생체 정보의 평균 값을 측정하도록 제어할 수 있다.
- [0100] 예를 들면, 제어부(140)는 외부의 단말기로부터 수신되는 제어 커맨드에 대응하여 센서 어레이(120) 중 특정 부분에 위치하는 광반응성 센서로부터 측정되는 흡수 정보만을 이용하여 생체 정보의 평균 값을 측정하도록 평균 값 측정부(130)를 제어할 수 있다.
- [0101] 실시예에 따라서, 제어부(140)는 기관 상에 위치할 수 있으나, 기관이 아닌 외부에 위치하여 광원부(110) 센서 어레이(120), 평균 값 측정부(130) 및 통신모듈(150) 중 적어도 어느 하나를 제어할 수도 있다.
- [0102] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치(100)는 전원공급부(미도시)를 더 포함할 수 있다.
- [0103] 전원공급부는 광원부(110), 센서 어레이(120), 평균 값 측정부(130), 제어부(140) 및 통신모듈(150) 중 적어도 어느 하나의 구동 전원을 공급할 수 있다.
- [0104] 예를 들면, 전원공급부는 초소형 충/방전 배터리 또는 초소형 슈퍼 커패시터(super-capacitor)를 사용하는 액티브(Active) 소자로 구성될 수 있다.
- [0105] 실시예에 따라서, 전원공급부는 코인 전지와 같은 1차 전지나 리튬-폴리머 배터리와 같은 2차 전지일 수 있으며, 전원공급부가 2차 전지일 경우, 외부 전원(단말기)에 의해서 충전될 수 있고, 전원공급부가 코인 전지와 같은 1차 전지일 경우, 교환될 수 있다.
- [0106] 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치(100)의 평균 값 측정부(130), 제어부(140) 및 전원공급부 중 적어도 어느 하나는 본 발명의 실시 형태에 따라서 패치형의 기관이 아닌 외부에 위치될 수도 있다.
- [0108] 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 광반응성 센서를 포함하는 센서 어레이를 통하여 측정되는 평균값을 도시한 그래프이다.
- [0109] 보다 상세하게는, 도 5는 단일 광반응성 센서를 포함하는 생체 정보 측정 장치로부터 측정된 생체 정보(펄스 옥시미터)의 평균 값을 도시한 것이다.
- [0110] 도 5를 참조하면, 1번 센서(광반응성 센서)를 포함하는 생체 정보 측정 장치로부터 측정된 펄스 옥시미터 값은 약 10.3을 나타내고, 2번 센서(광반응성 센서)를 포함하는 생체 정보 측정 장치로부터 측정된 펄스 옥시미터 값은 약 10.1을 나타낸다.
- [0111] 또한, 3번 센서를 포함하는 생체 정보 측정 장치로부터 측정된 펄스 옥시미터 값은 약 9.8을 나타내고, 4번 센서를 포함하는 생체 정보 측정 장치로부터 측정된 펄스 옥시미터 값은 약 10.5를 나타낸다.
- [0112] 도 5에서는 4개의 센서를 예를 들어 설명하였지만, 본 발명은 전술한 센서의 개수에 한정되지 않고, 제한없이 사용 가능하다.
- [0113] 즉, 도 5에서와 같이, 각각의 단일 센서를 포함하는 생체 정보 측정 장치는 펄스 옥시미터의 정확도가 측정 대상 부위의 부착위치나 면적에 따라 변화하여 측정하고자 하는 생체 조직에 대한 펄스 옥시미터 값을 정확하게 측정하는데 한계를 보이는 것을 확인할 수 있다.
- [0114] 그러므로, 복수 개의 광반응성 센서를 포함하는 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치는 단일의 센서로 구성된 생체 정보 측정 장치보다, 산출된 펄스 옥시미터의 평균 값의 정확도 및 신뢰도가 더 높은 것을 확인할 수 있으며, 외부적인 요인에 의한 오차가 작으므로, 피부 조직에 대한 높은 정확도의 펄스 옥시미터를 일정하게 측

정할 수 있음을 알 수 있다.

- [0116] 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 광반응성 센서의 광증폭 포토 트랜지스터를 도시한 것이고, 도 7은 본 발명의 실시예에 따른 광반응성 센서의 광증폭 포토 트랜지스터의 회로부 구성도를 도시한 것이다.
- [0117] 본 발명의 광증폭 포토 트랜지스터는 게이트 전극, 소스 전극, 드레인 전극, 및 상기 소스 전극 및 상기 드레인 전극 사이에 채널이 형성되도록 하고, 상기 게이트 전극과 중첩되지 않은 비오버랩 영역을 포함하는 채널 영역을 포함하며, 상기 비오버랩 영역은 광전도성을 증폭시키는 포토 컨덕터(photo conductor)로 동작한다.
- [0118] 실시예에 따라 상기 게이트 전극은 국부적 상부 게이트 구조 또는 국부적 하부 게이트 구조일 수 있다.
- [0120] 도 6을 참조하면, 도 6은 하부 게이트 구조를 갖는 광증폭 포토 트랜지스터로서, 본 발명의 실시예에 따른 광증폭 포토 트랜지스터(180)는 기판(186) 상에 형성된 국부적 하부 게이트 전극(181), 국부적 하부 게이트 전극(181)을 덮도록 형성된 게이트 절연층(182), 게이트 절연층(182)의 양측에 각각 형성된 소스 전극(185S), 드레인 전극(185D) 및 게이트 절연층(182) 상에 형성되고, 소스 전극(185S) 및 드레인 전극(185D) 사이에 채널이 형성되도록 하는 채널 영역(183)을 포함한다.
- [0121] 국부적 하부 게이트 전극(181)은 기판(186) 상에 형성되고, 게이트 절연층(182)은 국부적 하부 게이트 전극(181)을 덮도록 기판(186) 상에 형성된다.
- [0122] 소스 전극(185S) 및 드레인 전극(185D)은 게이트 절연층(182)의 양측에 각각 형성된다.
- [0123] 국부적 하부 게이트 전극(181), 소스 전극(185S), 및 드레인 전극(185D)은 금속 및 투명 전도성 물질 중 어느 하나의 물질로 이루어질 수 있고, 상기 금속은 금(Au), 티타늄(Ti), 알루미늄(Al) 및 팔라듐(Pd) 중 어느 하나의 물질일 수 있으나, 이에 한정되지 않고, 본 발명이 속한 기술분야에서 사용가능한 금속 물질이면 바람직하다. 또한, 상기 투명 전도성 물질은 비정질 산화물, 결정질 산화물, 그래핀(graphene) 및 고분자 유기물 중 적어도 하나 이상의 물질일 수 있다.
- [0124] 실시예에 따라서는 국부적 하부 게이트 전극(181), 소스 전극(185S) 및 드레인 전극(185D)은 투명 전도성 물질로 이루어질 수 있고, 상기 투명 전도성 물질은 IZO(indium zinc oxide), ITO(indium thin oxide), 그래핀(graphene)일 수 있다.
- [0125] 채널 영역(183)은 게이트 절연층(182) 상에 형성되고, 소스 전극(185S) 및 드레인 전극(185D) 사이에 채널이 형성되도록 하며, 국부적 하부 게이트 전극(181)과 중첩되지 않은 비오버랩 영역(184)을 포함한다.
- [0126] 도 7에 도시된 바와 같이, 본 발명의 광증폭 포토 트랜지스터(180)의 비오버랩 영역(184)은 비칭 인가되지 않은 경우 게이트 전극에 바이어스(bias)가 인가되더라도 외부 직렬 저항과 같이 작용한다. 그러나, 비오버랩 영역(184)은 빛이 인가되는 경우에는 저항이 낮아지고 전도성이 증가하여 광전도성을 증폭시키는 포토 컨덕터(photo conductor)로 작용한다.
- [0127] 채널 영역(183)은 전이금속 칼코겐 화합물(Transition Metal Dichalcogenides), 실리콘(Si) 물질 및 실리콘 산화물(Silicon oxide) 중 적어도 하나를 포함하는 물질로 형성될 수 있고, 전이금속 칼코겐 화합물은 단층 또는 다층일 수 있다.
- [0128] 이차원 물질은 일차원 물질과 비교했을 때 복잡한 구조를 제조하기가 상대적으로 쉬워 차세대 나노전자소자의 물질로 이용하기에 적합하다. 이러한 2차원 물질 중 2차원 전이금속 칼코겐화합물(2D Transition Metal Dichalcogenides)은 이황화 몰리브덴(Molybdenum Disulfide, MoS₂), 이셀레니드 몰리브덴(Molybdenum Diselenide, MoSe₂), 이셀레니드 텅스텐(Tungsten Diselenide, WSe₂), 이텔루리드 몰리브덴(Molybdenum Ditelluride, MoTe₂), 및 이셀레니드 주석(Tin Diselenide, SnSe₂) 중 적어도 어느 하나일 수 있다.
- [0129] 또한, 2차원 전이금속 칼코겐화합물은 일반적으로 2eV아래의 밴드갭(band-gap)을 갖기 때문에 1500nm 밀의 파장 빛에 흡수할 수 있다.
- [0130] 도 6의 본 발명의 실시예에 따른 광증폭 포토 트랜지스터(180)의 비오버랩 영역(184)은 소스 전극(185S) 및 드레인 전극(185D)의 양 측면 방향에 각각 형성된 것으로 도시되었으나, 이에 한정되지 않고, 광증폭 포토 트랜지스터의 비오버랩 영역(184)은 소스 전극(185S) 및 드레인 전극(185D) 중 어느 한 측면 방향에 형성될 수도

있다.

[0131] 또한, 본 발명의 광증폭 포토 트랜지스터(180)에서는 다층 전이금속 칼코겐화합물은 3층 이상인 것이 바람직하다.

[0133] 도 8은 본 발명의 실시예에 따른 광증폭 포토 트랜지스터의 포토 컨덕터로서의 특성을 도시한 그래프이다. 도 8a는 녹색광(532nm)가 조사되는 경우의 특성 그래프이고, 도 8b는 적색광(638nm)이 조사되는 경우의 특성 그래프이다.

[0134] 도 8을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 광증폭 포토 트랜지스터는 빛이 조사되는 경우, 빛이 조사되지 않는 경우와 대비하여 저항이 낮아지고 전도성이 증가하는 경향을 보인다. 또한, 조사되는 빛의 파장이 클수록 드레인 전류의 크기가 커진다.

[0136] 도 9는 본 발명의 실시예에 따른 광증폭 포토 트랜지스터의 전달 커브(transfer curve) 그래프를 도시한 것이고, 도 10은 광반응성 특성에 대한 그래프를 도시한 것이다.

[0137] 도 9 및 도 10을 참조하면, 이는 빛이 인가되었을 때 전자-정공 쌍(electron-hole pair)이 국부적 게이트 전극과 중첩하는 채널 영역뿐만 아니라, 포토 컨덕터로 작용하는 채널 영역의 비오버랩 영역에도 생성이 되어, 채널 전체의 전도성이 증폭되고, 포토 트랜지스터의 오프-전류(off-current)뿐만 아니라, 온-전류(on-current)도 크게 증가함을 확인할 수 있다.

[0138] 도 9 및 도 10에 도시된 바와 같이 본 발명의 국부적 게이트 전극 구조를 포함하는 광증폭 포토 트랜지스터는 국부적 게이트 전극이 아닌 공통 게이트 전극 구조(common gated structure)를 갖는 종래 기술(Woong Choi, et.al, Advanced Materials 24, 5382-5386(2012))의 광반응성인 100mAW-1 이하 보다 약 100 내지 1000배의 광반응성이 증폭되는 효과를 보인다.

[0140] 도 8 내지 도 10에 도시된 바와 같이 본 발명의 광증폭 포토 트랜지스터는 국부적 게이트 전극을 형성하여 포토 컨덕터와 포토 트랜지스터가 결합된 구조를 통하여 광이득 및 광반응성을 증폭시킬 수 있다.

[0142] 도 11은 본 발명의 실시예에 따른 광증폭 포토 트랜지스터의 비오버랩 길이에 따른 민감도를 도시한 것이다. 도 11을 참조하면, 비오버랩 길이 및 광반응성에 따라 민감도(Sensitivity)가 증가함을 확인할 수 있다. 그러므로, 본 발명의 실시예에 따른 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치는 비오버랩 영역을 포함하여 광이득 및 광반응성을 증폭시키는 광반응성 센서를 제공할 수 있다.

[0144] 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.

[0145]

[0146] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

부호의 설명

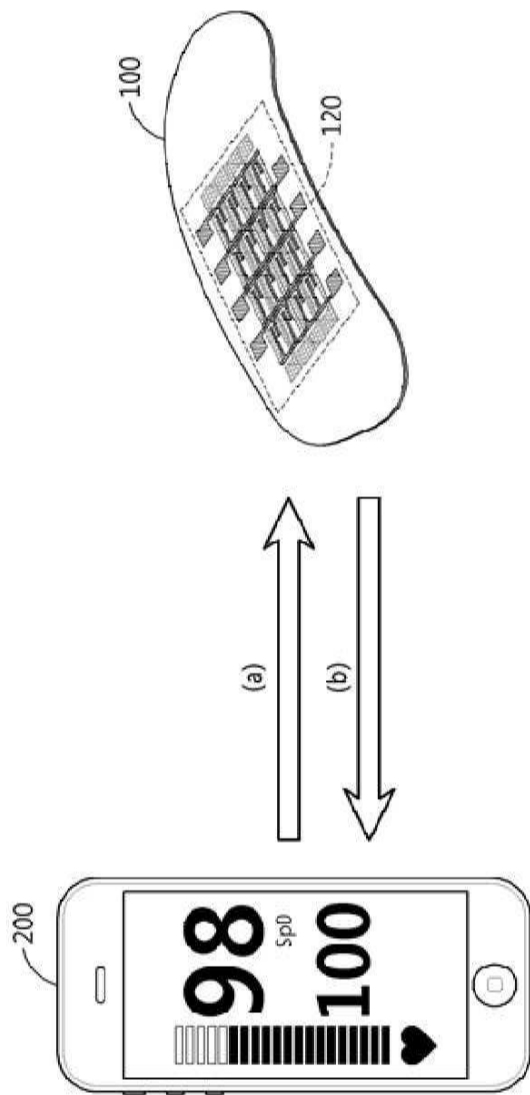
[0147] 100: 센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치

120: 센서 어레이

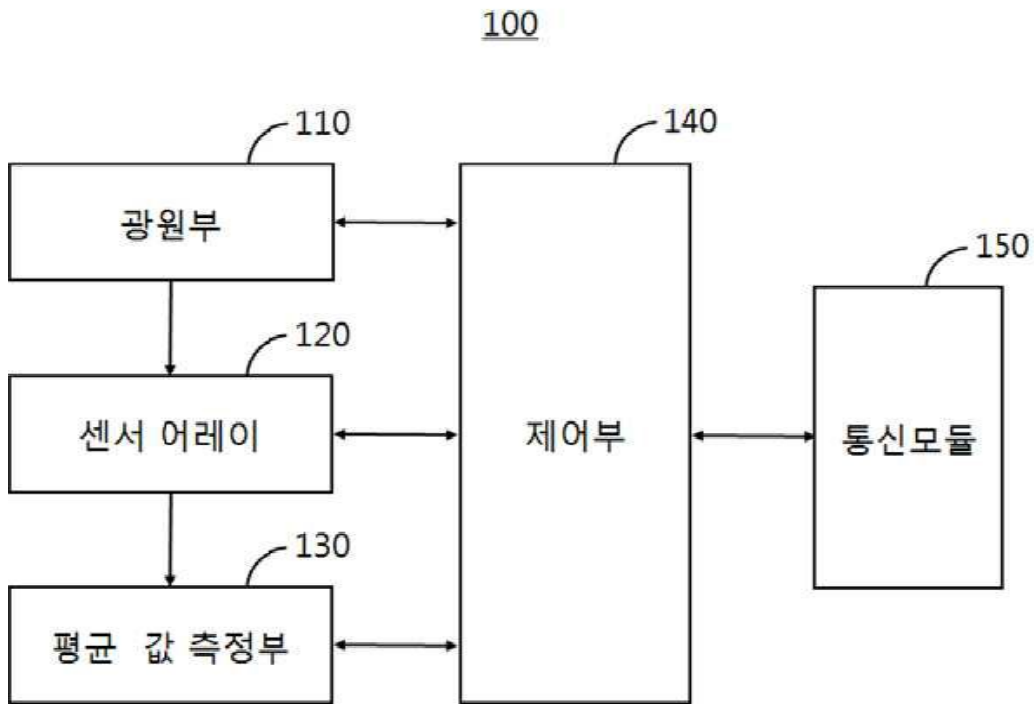
200: 단말기

도면

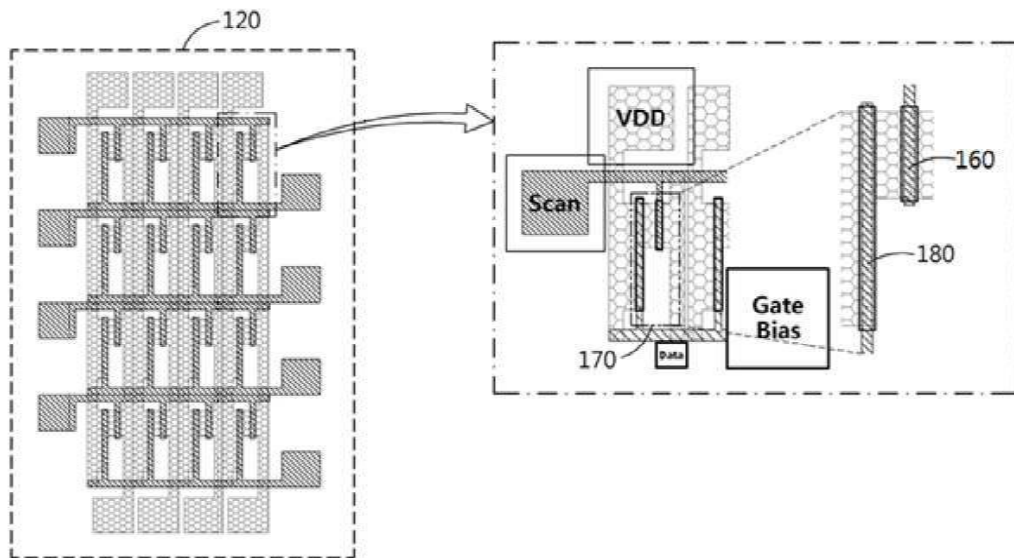
도면1



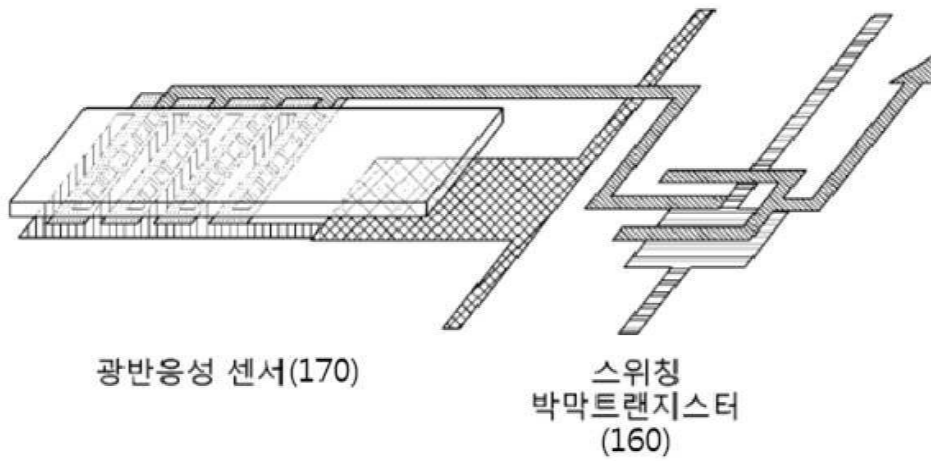
도면2



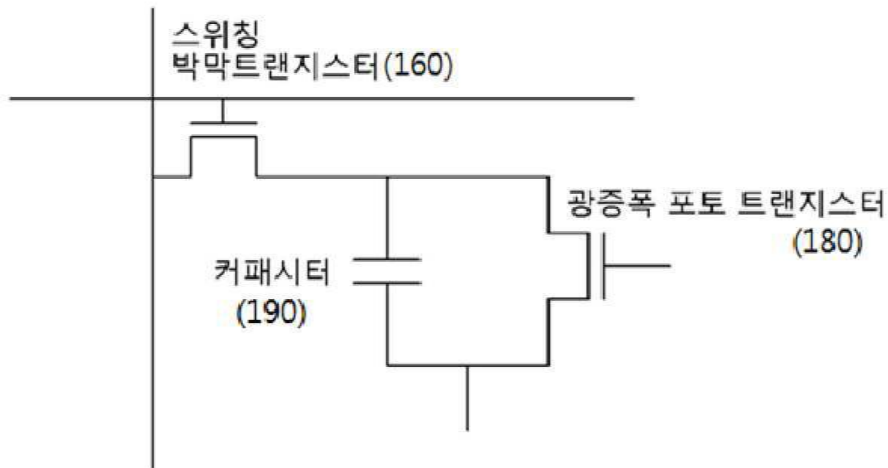
도면3



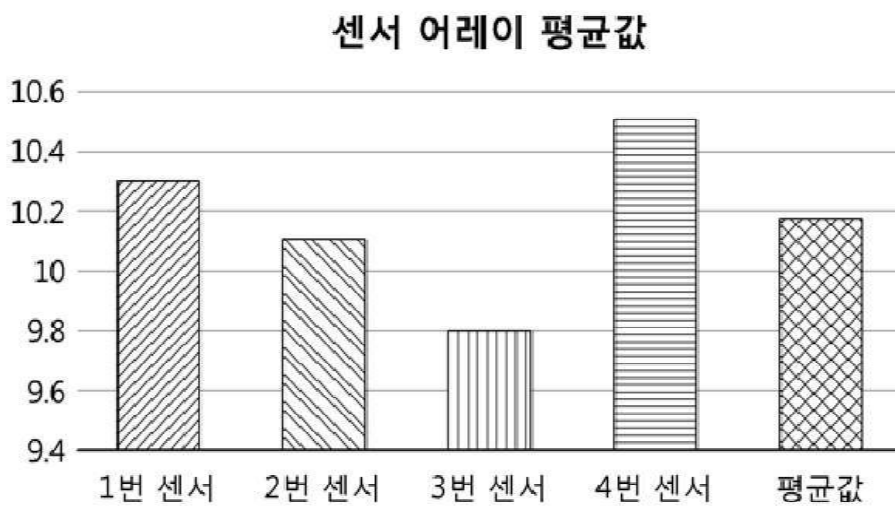
도면4a



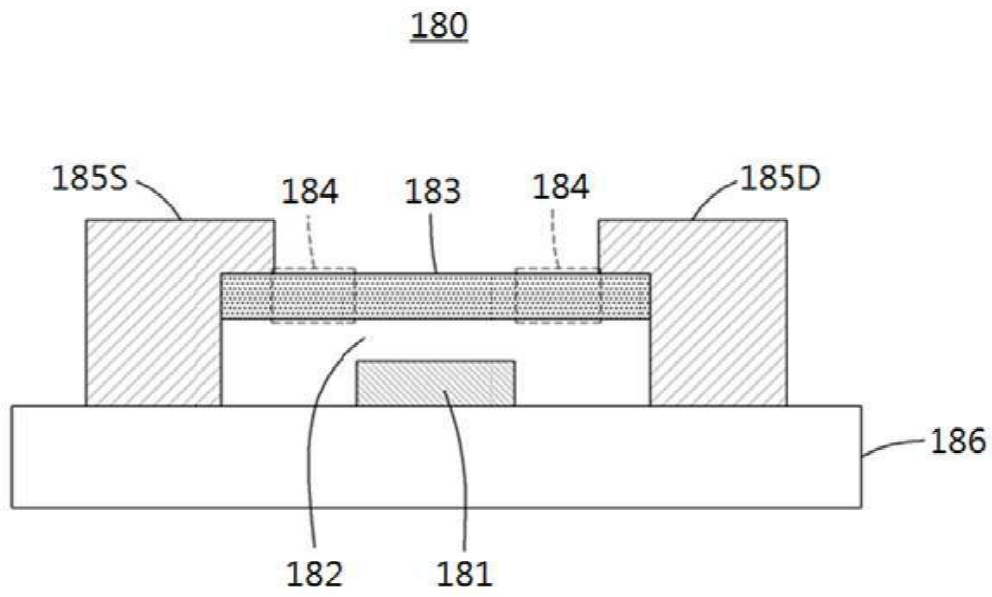
도면4b



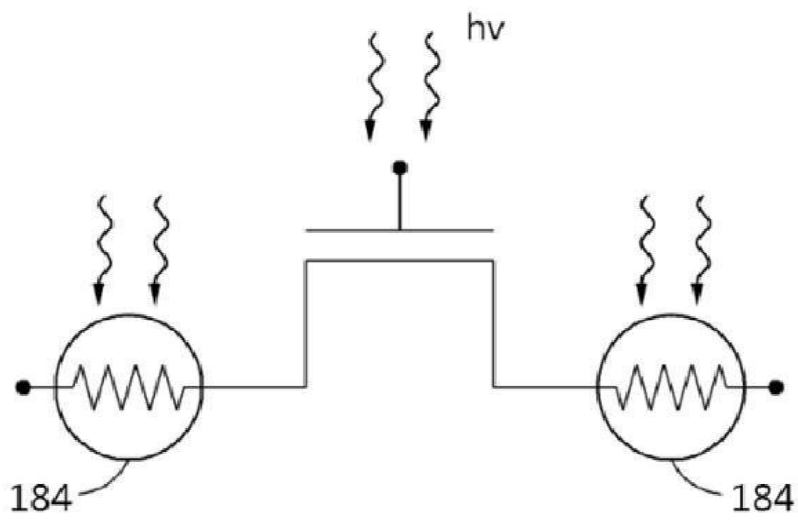
도면5



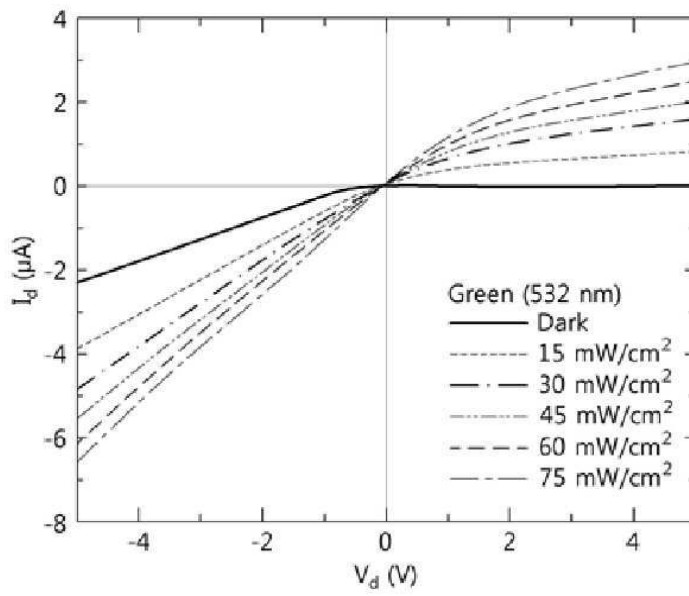
도면6



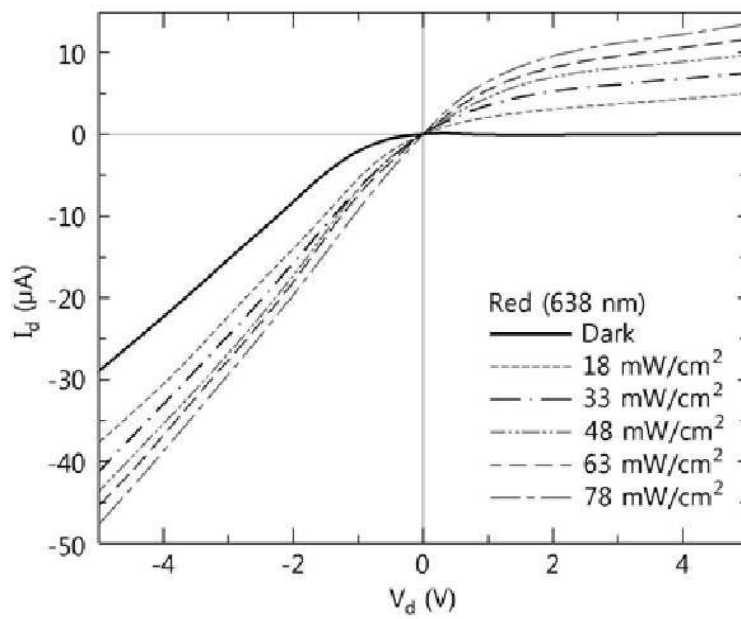
도면7



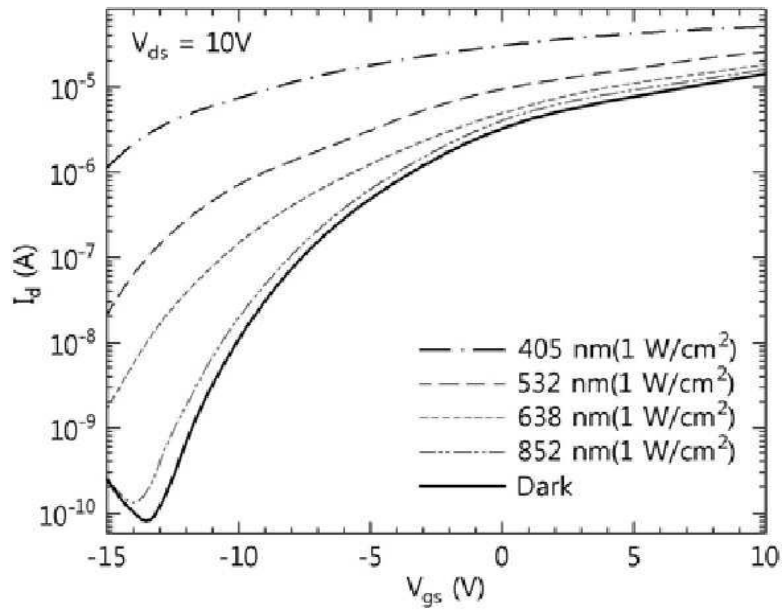
도면8a



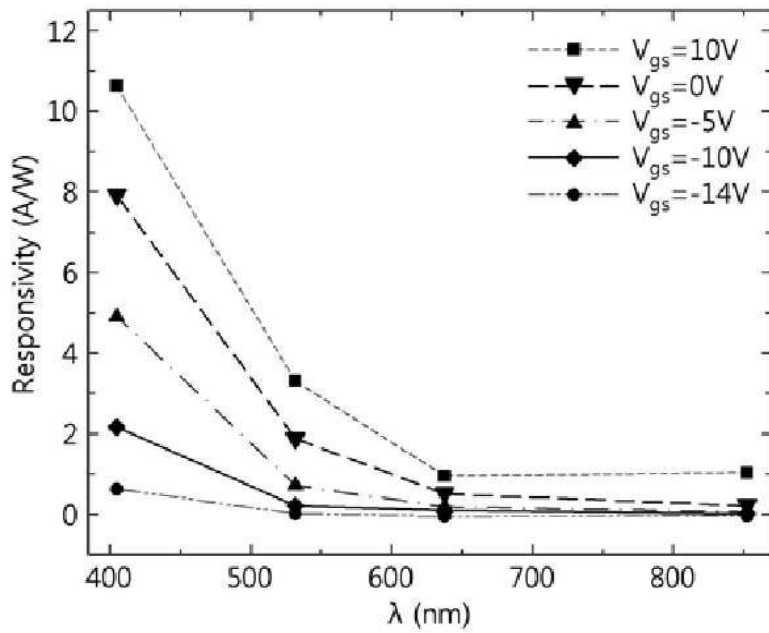
도면8b



도면9



도면10



도면11

