



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0125128  
(43) 공개일자 2020년11월04일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/00 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/0059 (2013.01)

A61B 5/6898 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2019-0048943

(22) 출원일자 2019년04월26일

심사청구일자 2019년04월26일

(71) 출원인

연세대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)

(72) 발명자

박진우

서울특별시 서초구 서초중앙로 188, A동 2207호(서초동, 아크로비스타)

임창진

서울특별시 서대문구 신촌로7안길 57, 201호(창천동)

(74) 대리인

김연권

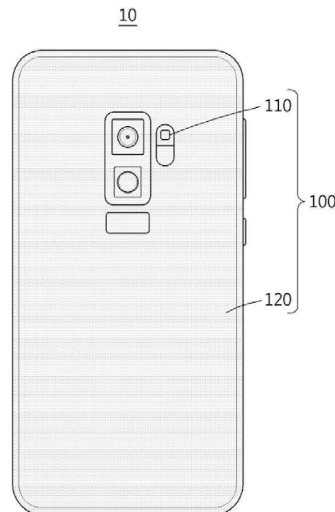
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼

(57) 요약

본 발명은 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼을 개시한다. 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼은 사용자의 신체와 접촉되어 피부 표면의 산소 농도에 따라 달라지는 광 전류를 생성하는 경피성 산소분압 센서; 및 상기 경피성 산소분압 센서가 임베디드되고, 모바일 디바이스에 탈부착되거나 고정되어 상기 모바일 디바이스와 상기 경피성 산소분압 센서의 전기적 연결을 중계하는 커버를 포함하는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

**A61B 5/7235** (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2019024453
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	중견연구자지원사업
연구과제명	말초모세혈관 질환의 조기 진단을 위한 웨어러블 경피성 산소센서 개발(2/3)
기 여 율	1/1
과제수행기관명	연세대학교 산학협력단
연구기간	2019.03.01 ~ 2020.02.29

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

사용자의 신체와 접촉되어 피부 표면의 산소 농도에 따라 달라지는 광 전류를 생성하는 경피성 산소분압 센서;  
및

상기 경피성 산소분압 센서가 임베디드되고, 모바일 디바이스에 탈부착되거나 고정되어 상기 모바일 디바이스  
및 상기 경피성 산소분압 센서의 전기적 연결을 중계하는 커버

를 포함하는 것을 특징으로 하는 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 모바일 디바이스 센서 플랫폼은,

상기 광 전류를 기반으로 상기 사용자의 경피성 산소분압을 산출하고, 상기 산출된 경피성 산소분압과 기 설정  
된 평균 경피성 산소분압을 비교하여 상기 사용자의 건강 상태를 파악한 진단 정보를 생성하는 제어부

를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼.

#### 청구항 3

제2항에 있어서,

상기 제어부는 상기 모바일 디바이스의 전압을 상기 경피성 산소분압 센서로 공급하는 것을 특징으로 하는 경피  
성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼.

#### 청구항 4

제2항에 있어서,

상기 제어부는 상기 사용자의 피부 두께에 따라 경피성 산소 분압을 보정하는 것을 특징으로 하는 경피성 산소  
분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼.

#### 청구항 5

제2항에 있어서,

상기 제어부는 상기 사용자의 움직임에 따라 경피성 산소 분압을 보정하는 것을 특징으로 하는 경피성 산소분압  
센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼.

#### 청구항 6

제1항에 있어서,

상기 경피성 산소분압 센서는,

센싱필름;

상기 센싱필름 상에 구비되는 발광소자;

상기 발광소자와 교대로 이격 배치되는 포토 다이오드; 및

상기 센싱필름과 상기 포토 다이오드 사이에 구비되어 외부 빛을 차단하는 광 필터를 포함하는 것을 특징으로 하는 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼.

#### 청구항 7

제6항에 있어서,

상기 발광소자는,

LED(Light emitting diode) 및 OLED(Organic light emitting diode) 중 어느 하나인 것을 특징으로 하는 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼.

#### 청구항 8

제6항에 있어서,

상기 센싱필름은 폴리머 매트릭스로 구성되는 베이스층 상에 상기 사용자의 피부 표면의 산소에 의해 퀸칭(quenching) 현상이 발생하는 센싱 염료가 도포되는 것을 특징으로 하는 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼.

#### 청구항 9

제8항에 있어서,

상기 센싱 염료는 플라티늄 옥타에틸포르피린 (Platinum octaethylporphyrin, PtOEP), 로다민 6G(Rhodamine 6G), 로다민 110(Rhodamine 110), 로다민 700 (Rhodamine 700), 설포로다민 B (Sulforhodamine B) 및 설포로다민 101 (Sulforhodamine 101)을 포함하는 로다민계 유기 염료, 움벨리페론 (Umbelliferone) 중 적어도 어느 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼.

#### 청구항 10

제6항에 있어서,

상기 발광소자는 제1 파장의 빛을 발산하고,

상기 센싱필름은 상기 제1 파장의 빛을 흡수하여 제1 파장보다 큰 제2 파장의 빛을 발산하는 것을 특징으로 하는 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼.

### 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 본 발명은 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼에 관한 것이다.

### 배경 기술

[0003] 산소는 신체 에너지 생성과 조직 재생에 필수적인 요소로서, 혈관이 좁아지거나 막혀 산소가 조직으로 전달되지 않으면 뇌경색, 심근경색, 당뇨병과 같은 심각한 질병이 발생되며, 혈관 수술을 시행한 모든 장기이식 및 유리 피판술 후 혈관 폐쇄 위험이 발생한다.

- [0004] 상기 기술한 질환 중 뇌경색과 심근경색은 산소 결핍 질환이고, 당뇨병은 말초 혈관계 질환이며, 특히 말초 혈관계 질환은 혈액순환 장애를 포함한 다양한 질환을 통칭한다.
- [0005] 60세 이상 인구의 20% 이상이 산소 결핍 질환 및 말초 혈관계 질환으로 고통받고 있는 것으로 알려질 만큼 매우 심각한 질환이다.
- [0006] 인체의 산소분압에는 동맥혈 산소분압, 헤모글로빈 산소포화도, 경피성 산소분압 등으로 구분할 수 있다.
- [0007] 기존에 체내 산소분압 측정을 위해 가장 광범위하게 사용되는 방법으로 옥시메트리법이 있다.
- [0008] 옥시메트리법은 분광기(spectroscopy)를 인체에 조사시켰을 때 산소를 운반하는 헤모글로빈에 의해 흡수되는 두 빛의 세기의 비율로부터 혈류에 의해 운반되는 산소량을 유추하는 방법이다. 이 방법은 원리가 간단하며 빛을 이용하는 비침습적 방법이라는 장점이 있다. 하지만 이 장비로 측정 가능한 것은 혈중의 헤모글로빈의 농도로서, 실제 조직 내부 혹은 피부 표면의 산소 농도를 정확히 대표하지 못하며, 이에 따라 심한 저체온이나 빈혈, 혈액순환 장애를 파악할 수 없다. 또한, 손가락 끝, 귓볼 등 빛이 투과할 만한 부위에서 측정해야 한다는 제약이 있다.
- [0009] 이 기술은 현재 모바일 앱으로도 출시된 바 있지만 이 또한 손가락 끝에서만 측정할 수 있으며, 헤모글로빈의 산소포화도를 70~100%를 정상범위로 잡는 등 정확도가 높지 않다는 문제점이 있다.
- [0010] 체내 산소분압을 측정하는 또 다른 방법으로 레이저 도플러법과 조영제 투여를 통한 모세혈관촬영술이 있다.
- [0011] 이들 방법은 상기 옥시메트리법과 마찬가지로 비침습적이고 혈류에 대한 상세한 정보를 제공하나, 혈류가 곧 산소분압은 아니며, 조영제 과민반응과 혈관 침습 기술, 고가의 대형장비, 전문측정 인력 필요 등으로 인해 사용이 매우 제한적이라는 단점이 있다. 이로 인해 사용자가 직접 손쉽게 실시간으로 측정할 수 없으며 반드시 병원에 내원해서 전문인력의 도움을 받아 측정해야 한다는 제약이 있다.

## 선행기술문헌

### 특허문헌

- [0013] (특허문헌 0001) 대한민국 공개특허공보 제10-2007-0113238호, "휴대용 진단 기구"
- (특허문헌 0002) 대한민국 등록특허공보 제10-1757712호, "체내 니코틴, 나트륨, 활성화 산소의 함유량 농도를 측정하는 휴대용 측정기"

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

- [0014] 본 발명은 작고 가벼운 경피성 산소분압 센서가 모바일 디바이스에 구비되어 휴대가 가능하여 사용자의 체내 산소분압을 용이하게 측정할 수 있는 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼을 제공하고자 한다.
- [0015] 본 발명은 경피성 산소분압 센서가 모바일 디바이스와 연동되어 별도의 전원 공급 구성을 구비하지 않아 휴대성이 향상된 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼을 제공하고자 한다.
- [0016] 본 발명은 경피성 산소분압 센서가 사용자의 피부 표면의 산소 농도를 감지하여, 비침습적으로 사용자의 건강 상태를 빠르게 확인할 수 있는 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼을 제공하고자 한다.
- [0017] 본 발명은 별도로 제어부 구성없이 경피성 산소분압 산출 시 모바일 디바이스의 제어부를 이용하여, 경피성 산소분압 센서를 소형화시킬 수 있는 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼을 제공하고자 한다.
- [0018] 본 발명은 경피성 산소분압에 따라 사용자의 건강 상태를 파악하고 진단 정보를 생성하여 사용자의 건강을 실시

간으로 모니터링할 수 있는 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼을 제공하고자 한다.

[0019] 본 발명은 경피성 산소분압의 오차를 보정하여 사용자의 경피성 산소분압을 정확하게 측정할 수 있는 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼을 제공하고자 한다.

### 과제의 해결 수단

[0021] 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼은 사용자의 신체와 접촉되어 피부 표면의 산소 농도에 따라 달라지는 광 전류를 생성하는 경피성 산소분압 센서; 및 상기 경피성 산소분압 센서가 임베디드되고, 모바일 디바이스에 탈부착되거나 고정되어 상기 모바일 디바이스와 상기 경피성 산소분압 센서의 전기적 연결을 중계하는 커버를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0022] 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼에 따르면, 상기 모바일 디바이스 센서 플랫폼은, 상기 광 전류를 기반으로 상기 사용자의 경피성 산소분압을 산출하고, 상기 산출된 경피성 산소분압과 기 설정된 평균 경피성 산소분압을 비교하여 상기 사용자의 건강 상태를 파악한 진단 정보를 생성하는 제어부를 더 포함할 수 있다.

[0023] 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼에 따르면, 상기 제어부는 상기 모바일 디바이스의 전압을 상기 경피성 산소분압 센서로 공급할 수 있다.

[0024] 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼에 따르면, 상기 제어부는 상기 사용자의 피부 두께에 따라 경피성 산소 분압을 보정할 수 있다.

[0025] 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼에 따르면, 상기 제어부는 상기 사용자의 움직임에 따라 경피성 산소 분압을 보정할 수 있다.

[0026] 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼에 따르면, 상기 경피성 산소분압 센서는, 센싱필름; 상기 센싱필름 상에 구비되는 발광소자; 상기 발광소자와 교대로 이격 배치되는 포토 다이오드; 및 상기 센싱필름과 상기 포토 다이오드 사이에 구비되어 외부 빛을 차단하는 광 필터를 포함할 수 있다.

[0027] 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼에 따르면, 상기 발광소자는, LED(Light emitting diode) 및 OLED(Organic light emitting diode) 중 어느 하나일 수 있다.

[0028] 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼에 따르면, 상기 센싱필름은 폴리머 매트릭스로 구성되는 베이스층 상에 상기 사용자의 피부 표면의 산소에 의해 퀀칭(quenching) 현상이 발생하는 센싱 염료가 도포될 수 있다.

[0029] 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼에 따르면, 상기 센싱 염료는 플라티늄 옥타에틸포르피린 (Platinum octaethylporphyrin, PtOEP), 로다민 6G(Rhodamine 6G), 로다민 110(Rhodamine 110), 로다민 700 (Rhodamine 700), 설향로다민 B (Sulforhodamine B) 및 설향로다민 101 (Sulforhodamine 101)을 포함하는 로다민계 유기 염료, 움벨리페론 (Umbelliferone) 중 적어도 어느 하나를 포함할 수 있다.

[0030] 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼에 따르면, 상기 발광소자는 제1 파장의 빛을 발산하고, 상기 센싱필름은 상기 제1 파장의 빛을 흡수하여 제1 파장보다 큰 제2 파장의 빛을 발산할 수 있다.

### 발명의 효과

[0032] 본 발명의 실시예는 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼을 제공함으로써, 작고 가벼운 센서가 모바일 디바이스에 구비되어 휴대가 가능하여 사용자의 경피성 산소분압을 용이하게 측정할 수 있다.

[0033] 본 발명의 실시예는 경피성 산소분압 센서가 모바일 디바이스와 연동되어 모바일 디바이스의 전원으로 경피성 산소분압 센서의 구동이 가능함으로써, 별도의 전원 공급 구성을 구비하지 않아 휴대성을 향상시킬 수 있다.

- [0034] 본 발명의 실시예는 경피성 산소분압 센서가 사용자의 피부 표면의 산소 농도를 감지하여, 비침습적으로 사용자의 건강 상태를 빠르게 확인할 수 있다.
- [0035] 본 발명의 실시예는 경피성 산소분압 산출 시 모바일 디바이스의 제어부를 이용하여, 경피성 산소분압 센서에 별도로 제어부 구성을 구비할 필요가 없어 경피성 산소분압 센서를 소형화시킬 수 있다.
- [0036] 본 발명의 실시예는 경피성 산소분압에 따라 사용자의 건강 상태를 파악하고 진단 정보를 생성하여 사용자의 건강을 실시간으로 모니터링할 수 있다.
- [0037] 본 발명의 실시예는 경피성 산소분압의 오차를 보정하여 사용자의 경피성 산소분압을 정확하게 측정하고 이에 따라 사용자의 건강 상태를 정확하게 파악할 수 있다.

### 도면의 간단한 설명

- [0039] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼이 모바일 디바이스에 부착된 것을 도시한 평면도이다.
- 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼의 작동 모습을 보여주는 것이다.
- 도 3은 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서의 구체적인 모습을 나타낸 단면도이다.
- 도 4는 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서의 산소 농도에 따른 광 방출을 보여주는 위한 것이다.
- 도 5는 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서의 개략적인 구성을 나타내는 모식도이다.
- 도 6은 본 발명에 따른 경피성 산소분압 센서의 켄칭 현상을 나타낸 자블론스키 다이어그램(Jablonski diagram)이다.
- 도 7은 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서로부터 측정된 산소 농도에 대한 광 전류 그래프이다.
- 도 8은 스테른-볼머 플롯(Stern-Volmer plot, SVP)를 나타낸 것이다.
- 도 9는 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서의 산소 농도에 대한 민감도 그래프이다.
- 도 10은 본 발명의 제2 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서의 구체적인 모습을 나타낸 단면도이다.
- 도 11은 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서의 구체적인 모습을 나타낸 단면도이다.
- 도 12는 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서의 작동 원리를 설명하기 위한 것이다.
- 도 13은 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서의 반투명 포토 다이오드를 나타낸 사시도이다.
- 도 14는 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서에서 다른 실시예의 반투명 포토 다이오드를 나타낸 사시도이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0040] 이하 첨부 도면들 및 첨부 도면들에 기재된 내용들을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세하게 설명하지만, 본 발명이 실시예에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다.
- [0041] 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, 단계는 하나 이상의 다른 구성요소, 단계의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.
- [0042] 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.
- [0043] 또한, '또는'이라는 용어는 배타적 논리합 'exclusive or'이기보다는 포함적인 논리합 'inclusive or'를 의미한

다. 즉, 달리 언급되지 않는 한 또는 문맥으로부터 명확하지 않는 한, 'x가 a 또는 b를 이용한다'라는 표현은 포괄적인 자연 순열들(natural inclusive permutations) 중 어느 하나를 의미한다.

- [0044] 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.
- [0045] 아래 설명에서 사용되는 용어는, 연관되는 기술 분야에서 일반적이고 보편적인 것으로 선택되었으나, 기술의 발달 및/또는 변화, 관례, 기술자의 선호 등에 따라 다른 용어가 있을 수 있다. 따라서, 아래 설명에서 사용되는 용어는 기술적 사상을 한정하는 것으로 이해되어서는 안 되며, 실시예들을 설명하기 위한 예시적 용어로 이해되어야 한다.
- [0046] 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 설명 부분에서 상세한 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 아래 설명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌 그 용어가 가지는 의미와 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 이해되어야 한다.
- [0047] 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.
- [0048] 한편, 본 발명의 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 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.
- [0050] 본 발명에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼은 모바일 디바이스에 경피성 산소분압 센서가 내장되어 사용자의 피부 표면과 접촉됨으로써 경피성 산소분압을 측정하는 것이다.
- [0051] 본 발명에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼에 따르면, 경피성 산소분압 센서를 이용해 피부 표면의 산소 농도에 따라 달라지는 광 전류를 측정하고, 모바일 디바이스를 이용해 광 전류로부터 경피성 산소분압(transcutaneous oxygen pressure, tcpO<sub>2</sub>)을 산출한다.
- [0052] 본 발명에서 기재된 경피성 산소분압이라 함은 피부 표면 또는 조직 표면에서 측정되는 산소 분압을 의미하는 것으로서, 본 발명은 경피성 산소분압과 동맥혈 산소분압의 높은 상관관계를 활용하여 동맥혈 산소분압을 측정하는 대신 비침습적으로 경피성 산소분압을 측정함으로써 편리하게 건강 상태를 파악할 수 있다.
- [0053] 이때 모바일 디바이스라 함은 사용자가 소지하고 있는 단말, 스마트폰, 태블릿 PC 등 휴대성을 가지고 CPU, 메모리, 디스플레이, 통신부가 구비된 모바일 디바이스라면 그 종류에 제한은 없으나, 본 발명의 설명에서는 편의상 모바일 디바이스를 스마트폰으로 가정할 수 있다.
- [0054] 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼에 대한 설명을 도 1과 함께 하면 다음과 같다.
- [0056] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼이 모바일 디바이스에 부착된 것을 도시한 평면도이며, 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼의 작동 모습을 도시한 것이다.
- [0057] 도 1 및 도 2를 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼(100)은 경피성 산소분압 센서(110)와 커버(120)를 포함한다.
- [0058] 경피성 산소분압 센서(110)는 사용자의 신체와 접촉되어 피부 표면의 산소 농도에 따라 달라지는 광 전류를 생성한다.
- [0059] 예를 들면 경피성 산소분압 센서(110)는 사용자가 모바일 디바이스(10)를 파지하는 손과 같은 사용자의 신체와

접촉될 시 피부 표면의 산소를 감지하고 감지된 산소 농도에 따라 광 전류를 달리 생성하는 기능을 제공한다.

- [0060] 이 경우 피부 표면의 산소가 감지되는 사용자의 신체 부위는, 휴대성을 가지는 모바일 디바이스(10)의 특성 상 사용자의 손가락 끝, 손가락 마디, 손바닥이 될 수 있고, 상기 경피성 산소분압 센서(110)와 접촉될 수 있는 신체 부위라면 한정되지 않을 수 있다.
- [0061] 실시예에 따라, 경피성 산소분압 센서(110)는 사용자의 피부 표면의 산소 농도에 따라 광 전류를 달리 생성하기 위해 사용자의 신체 부위와 접촉되어 피부 표면의 산소 농도를 감지하는 센싱필름, 발광소자, 포토 다이오드, 광 필터를 포함할 수 있다.
- [0062] 실시예에 따라서는 도 2에 나타난 바와 같이 경피성 산소분압 센서(110)는 사용자의 신체 부위에 조사된 빛으로부터 사용자의 피부 표면의 산소 농도를 감지할 수 있다.
- [0063] 경피성 산소분압 센서(110)의 구성 및 작동 원리에 대한 상세한 설명은 후술할 도 3 내지 도 9와 함께 다루기로 한다.
- [0064] 커버(120)는 경피성 산소분압 센서(110)를 내장하고, 모바일 디바이스(10)에 탈부착되거나 고정되어 모바일 디바이스(10)와 경피성 산소분압 센서(110)의 전기적 연결을 중계하는 것으로서, 도 1에 도시되지 않았지만 경피성 산소분압 센서(110)와 모바일 디바이스(10)는 커버(120)를 매개로 별도의 와이어로 전기적 연결될 수 있다.
- [0065] 경피성 산소분압 센서(110)로부터 생성된 광 전류로부터 사용자의 경피성 산소 분압을 파악하기 위해 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼(100)은 제어부(미도시)를 더 포함할 수 있다.
- [0066] 제어부는 모바일 디바이스(10)의 CPU와 같은 프로세서에 해당하는 것으로서, 커버(120)에 의해 전기적으로 연결된 경피성 산소분압 센서(110)로부터 광 전류 신호를 수신할 수 있고, 수신된 광 전류 신호를 기반으로 사용자의 경피성 산소분압을 산출할 수 있다. 이에 대한 상세한 설명은 후술할 경피성 산소분압 센서(110)의 구체적인 구성과 함께 다루기로 한다.
- [0068] 나아가, 상기 제어부는 산출된 경피성 산소분압과 기 설정된 평균 경피성 산소분압을 비교하여 사용자의 건강 상태를 파악한 진단 정보를 생성할 제공할 수 있다.
- [0069] 구체적으로, 상기 제어부는 상기 제어부로부터 산출된 경피성 산소분압인 사용자의 경피성 산소분압과 기 설정된 평균 경피성 산소분압을 비교한 후, 사용자의 경피성 산소분압이 평균 경피성 산소분압보다 작은 경우 사용자가 건강하지 않은 것으로 판단하여 사용자의 건강 상태를 표시하는 진단 정보를 생성한다.
- [0070] 또는 상기 제어부는 사용자의 경피성 산소분압이 평균 경피성 산소분압과 동일한 경우 사용자가 건강한 것으로 판단하여 사용자의 건강 상태를 표시하는 진단 정보를 생성한다.
- [0071] 예를 들어 상기 진단 정보는 사용자의 경피성 산소분압 수치와 기 설정된 경피성 산소분압 수치를 비교하는 그래프, '건강' 혹은 '위험' 등 사용자의 건강 상태, 위험 질병 종류, 의료진 연락처 정보를 포함할 수 있다.
- [0072] 이때, 기 설정된 평균 경피성 산소분압은 신체 부위에 따른 평균적인 경피성 산소분압으로서, 모바일 디바이스(10)에 구비된 메모리에 데이터로 저장될 수 있다.
- [0073] 예를 들어, 기 설정된 평균 경피성 산소분압은 피부 표면(superficial region skin)의 경피성 산소분압은  $8 \pm 3.2\text{mmHg}$ , 유두상돌기의 진피(dermal papillae skin)의 경피성 산소분압은  $24 \pm 6.4\text{mmHg}$ 가 될 수 있다.
- [0074] 일례로, 사용자의 손가락 끝을 상기 경피성 산소분압 센서와 접촉했을 때 상기 제어부로부터 산출된 사용자의 경피성 산소분압이  $8\text{mmHg}$ 라고 한다면, 기 설정된 피부 표면의 경피성 산소분압( $8 \pm 3.2\text{mmHg}$ )의 범위에 포함되므로 사용자가 건강하다고 판단될 수 있고, 상기 판단된 사용자의 건강 상태를 표시하는 진단 정보를 생성할 수 있다.
- [0075] 이는 하나의 수치적 예시에 불과하며, 실제로 상기 제어부는 경피성 산소분압이  $50\text{mmHg}$  이상일 때 사용자가 건강하다고 판단하여, 사용자의 건강 상태를 표시하는 진단 정보를 생성할 수 있다.
- [0076] 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼(100)은 모바일 디바이스(10)에 설치된 어플리케이션과 연동되어 상기 진단 정보가 어플리케이션을 통해 사용자에게 제공될 수 있다.

- [0077] 실시예에 따라서는, 상기 생성된 진단 정보는 모바일 디바이스(10)에 설치된 어플리케이션과 연동되어 사용자에게 제공될 수 있다.
- [0078] 예를 들어, 상기 생성된 진단 정보는 사용자의 모바일 디바이스(10)에 설치된 어플리케이션에 보고서 형식으로 제공될 수 있다.
- [0079] 실시예에 따라서는, 모바일 디바이스(10)에 설치된 어플리케이션은 의료진이 구비한 단말에 설치된 어플리케이션이나 의료진이 운영하는 병원 컴퓨터에 설치된 소프트웨어 프로그램과 연동될 수 있다.
- [0080] 예를 들어, 상기 진단 정보는 상기 제어부에 의해 생성되는 즉시 의료진 단말로 전송될 수 있다.
- [0081] 의료진은 상기 전송받은 진단 정보를 통해 사용자의 건강 이상 징후를 모니터링할 수 있으며, 사용자의 건강 이상 시 즉각적인 대처가 가능하다.
- [0083] 경피성 산소분압 센서(110)의 발광소자(112) 및 포토 다이오드(113)가 작동하기 위해서는 전류가 공급되어야 하는 바, 종래에는 별도의 파워 서플라이나 배터리 등 전원부를 구비하여 휴대성이 떨어지고, 전원부와 경피성 산소분압 센서를 연결하는 전선이 엉키거나 당겨지는 현상으로 인해 측정되는 광 전류에 오차가 발생하는 문제점이 발생하였다.
- [0084] 종래의 문제점을 해결하기 위해 상기 제어부는 모바일 디바이스(10)의 전압을 경피성 산소분압 센서(110)에 공급함으로써 별도의 전원부를 구비하지 않아도 경피성 산소분압 센서(110)에 전압, 전류를 공급할 수 있어 휴대가 용이할 수 있다.
- [0085] 본 발명의 모바일 디바이스(10)로부터 경피성 산소분압 센서(110)로 전력을 전달하는 방법에는 크게 두 가지가 있을 수 있으며, 모바일 디바이스(10)의 일 실시예인 스마트폰을 예시로 하여 전력 전달 방법을 설명하도록 한다.
- [0086] 첫번째는 OTG(On-the-go) 케이블 등을 이용하여 스마트폰과 경피성 산소분압 센서(110)를 서로 연결한 후 스마트폰을 호스트 모드로 전환하여 전력을 공급하는 방법이 있다.
- [0087] 두번째는 경피성 산소분압 센서(110)의 직류와 교류 전환을 통한 자기유도방식이다.
- [0088] 구체적으로, 송신패드(transmitter)를 스마트폰에, 수신패드(receiver)를 경피성 산소분압 센서(110)에 장착하면 송신패드의 자기 에너지로 인해 수신패드에 유도전류가 발생하여 연결선 없이도 무선으로 스마트폰으로부터 경피성 산소분압 센서(110)로 전압 공급이 가능하다.
- [0089] 상기 두 가지 방법은 모바일 디바이스(10)로부터 경피성 산소분압 센서(110)에 전압을 공급하는 예시일 뿐이며, 상기 두 가지 방법에 제한되는 것은 아니다.
- [0091] 또한, 상기 제어부는 사용자의 피부 두께에 따라 광 전류를 기반으로 산출된 경피성 산소 분압을 보정할 수 있다.
- [0092] 일반적으로 피부의 진피층(Dermis)에 혈관이 많이 분포하는데, 혈관의 동맥혈 산소분압( $\text{PaO}_2$ )과 진피층 조직에 녹아 있는 산소가 피부표면으로 방출(diffusion)되면서 경피성 산소분압을 측정할 수 있다.
- [0093] 그러나, 경피성 산소분압의 측정 부위에 따라 표피층(epidermis)이나 각질층(Stratum corneum)의 두께에 차이가 있는데, 예를 들어 이마의 표피층의 두께는 0.202mm, 아랫입술의 표피층의 두께는 0.113mm, 윗입술의 표피층의 두께는 0.156mm 등과 같이 신체 부위에 따라 표피층의 두께가 다르다.
- [0094] 이로 인해 피부 표면으로 방출되는 경피성 산소분압 값이 달리 산출될 수 있다. 따라서 각각의 신체 부위 별 피부 두께 정보를 데이터베이스화하여 모바일 디바이스(10)에 미리 저장해 놓은 후 사용자가 경피성 산소분압 센서(110)를 접촉한 신체 부위에 맞게 보정계수를 산출하여 경피성 산소분압을 보정할 수 있다.
- [0095] 피부 두께는 나이에 따라 변하는데, 남자의 경우 20년마다 9%씩 피부 두께가 감소하고, 여자의 경우 20년마다 3%씩 피부 두께가 감소한다.
- [0096] 모바일 디바이스(10)는 나이에 따른 피부 두께의 감소를 나타내는 그래프를 미리 저장하고 있어, 상기 제어부는

본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼(100)과 연동된 어플리케이션을 통해 사용자가 나이를 입력하면 사용자의 나이와 기 설정된 기준 나이에 따른 피부 두께의 감소율을 보정계수로 설정할 수 있다.

- [0097] 이때, 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼(100)과 연동된 어플리케이션은 사용자의 나이를 입력받기 위해 별도의 템플릿을 형성하여 사용자의 모바일 디바이스(10)의 화면에 디스플레이할 수 있다.
- [0098] 모바일 디바이스(10)의 화면에 사용자의 나이를 입력하는 템플릿이 표시되면, 모바일 디바이스(10)에 별도로 구비된 입력 수단을 통해 사용자의 나이를 입력받을 수 있다.
- [0099] 예를 들어 기 설정된 기준 나이가 25세이고, 사용자의 나이가 60세라면, 상기 제어부는 모바일 디바이스(10)에 저장된 나이에 따른 피부 두께 감소 그래프를 이용하여 25세(기준 나이)부터 60세(사용자 나이)까지 피부 두께의 감소율을 보정계수로 설정할 수 있다.
- [0100] 상기 제어부는 상기 제어부에 의해 설정된 보정계수와 상기 제어부에 의해 산출된 경피성 산소분압 측정값을 곱하여 사용자의 나이에 따른 피부 두께에 따라 경피성 산소분압을 보정할 수 있다.
- [0102] 상기 제어부는 사용자의 움직임에 따라 광 전류를 기반으로 산출된 경피성 산소 분압을 보정할 수 있으며, 모바일 디바이스(10)가 될 수 있는 스마트폰을 예로 들어 설명하면 다음과 같다.
- [0103] 스마트폰에는 자이로센서, 가속도 센서, 근접 센서, 모션 인식 센서, 칼만 필터 등 다양한 센서가 구비된다. 이때 스마트폰의 움직임에 따라 스마트폰에 구비된 센서 신호도 변화하는데, 센서 신호의 변화량은 스마트폰에 구비된 센서의 종류에 따라 달라진다.
- [0104] 예를 들어, 스마트폰에 구비된 경피성 산소분압 센서(110)를 신체 부위에 접촉시켜 경피성 산소분압을 측정할 시 스마트폰의 움직임에 의해 가속도 센서의 값 또는 x, y, z축 방향에 따른 위치 센서의 값이 변할 수 있다.
- [0105] 또는 모바일 디바이스(10)와 사용자 간의 거리 변화에 따라 근접 센서 신호가 변할 수 있다.
- [0106] 상기 제어부는 스마트폰에 구비된 센서 신호의 변화량을 기반으로 칼만 필터(Kalman Filter) 알고리즘을 이용하여 사용자의 경피성 산소분압을 보정할 수 있다. 나아가, DTW(Dynamic time warping) 알고리즘을 이용하여 기 저장된 평균 경피성 산소분압 데이터와 사용자의 경피성 산소분압을 비교하여 사용자의 경피성 산소분압을 보정할 수 있다.
- [0107] 칼만 필터 알고리즘과 DTW 알고리즘은 사용자가 움직였는지 판단하는 대표적인 알고리즘이다.
- [0108] 구체적으로, DTW 알고리즘은 두 장치(모바일 디바이스(10)-사용자) 간의 거리를 최소화 하는 방향으로 매칭시켜 모바일 디바이스와 사용자 간의 누적 거리를 계산한 후 최소가 되는 거리로 모바일 디바이스와 사용자 간의 거리를 인식하는 알고리즘이다.
- [0109] 상기 DTW 알고리즘을 이용하여 모바일 디바이스(10)와 사용자를 매칭시켰을 경우 유클리디안 거리 방법을 사용했을 때와는 달리 부분적으로 왜곡되거나 변형된 파형에 대해서도 적절하게 매칭시킬 수 있다.
- [0110] 칼만 필터 알고리즘은 노이즈가 존재하는 센서 측정 값으로부터 노이즈가 제거된 정확한 값을 확률적으로 추정하는 알고리즘으로서, 최소자승법(Least Square)을 바탕으로 이전의 측정 데이터와 새로운 측정 데이터를 사용하여 데이터에 포함된 노이즈를 제거하여 새로운 결과를 추정하는 알고리즘이다.
- [0111] 상기 DTW 알고리즘과 상기 칼만 필터 알고리즘은 공지된 알고리즘이므로, 보다 자세한 설명은 생략하기로 한다.
- [0112] 또한, 상기 두 알고리즘은 사용자가 스마트폰을 파지하면서 생성된 스마트폰의 센서 신호 변화량을 기반으로 사용자의 움직임을 파악하는 알고리즘의 예시일 뿐이며, 상기 두 알고리즘에 제한되는 것은 아니다.
- [0113] 상기 제어부는 사용자가 스마트폰에 구비된 경피성 산소분압 센서(110)와 접촉된 상태에서 움직일 경우, 스마트폰에 구비된 센서 신호 변화량을 파악하고 알고리즘을 이용하여 스마트폰의 센서 신호 변화량에 따른 경피성 산소분압을 보정할 수 있다.
- [0115] 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼(100)은 모바일 디바이스

(10)와 경피성 산소분압 센서(110)가 융합되어 사용자의 경피성 산소분압 측정이 편리하고 휴대가 용이할 뿐 아니라, 오차 보정 기능을 통해 경피성 산소분압을 정확히 측정할 수 있어 사용자의 건강 상태를 오류없이 정확히 판단할 수 있다.

- [0116] 상술한 바에 따르면, 경피성 산소분압 센서(110)의 구성인 센싱필름(111), 발광소자(112), 포토 다이오드(113), 광 필터(114)를 간단히 언급하였는데, 이에 대한 상세한 설명을 도 3과 함께 하면 다음과 같다.
- [0118] 도 3은 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서의 구체적인 모습을 나타낸 단면도이다.
- [0119] 도 3을 참조하면, 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(110)는 센싱필름(111), 발광소자(112), 포토 다이오드(113) 및 광 필터(114)를 포함한다.
- [0120] 센싱필름(111)은 피측정 대상인 사용자의 신체 부위와 접촉되는 것으로서, 폴리스티렌(Polystyrene, PS)와 같은 폴리머 매트릭스로 구성되는 베이스층 상에 사용자의 피부 표면의 산소에 의해 퀸칭(quenching) 현상이 발생하는 센싱 염료가 도포된 구조를 가질 수 있다.
- [0121] 이때 상기 센싱 염료는 사용자의 피부 표면으로부터 산소를 감지할 수 있는 물질로서, 플라티늄 옥타에틸포르피린 (Platinum octaethylporphyrin, PtOEP), 로다민 6G(Rhodamine 6G), 로다민 110(Rhodamine 110), 로다민 700 (Rhodamine 700), 설향로다민 B (Sulforhodamine B) 및 설향로다민 101 (Sulforhodamine 101)을 포함하는 로다민계 유기 염료, 움벨리페론 (Umbelliferone) 중 적어도 어느 하나를 포함할 수 있다.
- [0122] 발광소자(112)는 센싱필름(111) 상에 배치되는 것으로서, 레드(red), 그린(green), 블루(blue) 파장대의 광 중 어느 하나를 발산할 수 있다. 이때, 발광소자는 LED(Light emitting diode) 및 OLED(Organic light emitting diode) 중 어느 하나가 이용될 수 있으며, 형상이 다양한 커버에 편리하게 임베디드 되도록 플렉서블한 특성을 갖는 OLED를 이용하는 것이 보다 바람직하다.
- [0123] 발광소자(112)는 실시예에 따라 모바일 디바이스에 구비된 LED가 될 수 있다.
- [0124] 이때, 센싱필름(111)은 사용자의 신체 부위와 접촉된 상태에서 발광소자로부터 발광된 광(L1)을 흡수하며, 상기 센싱필름으로 피분석 물질인 산소가 흡착된다.
- [0125] 여기서, 센싱필름(111)은 발광소자(112)로부터 조사된 광(L1)을 흡수한 후, 특정 화합물 또는 원소의 함량에 따라 변형된 광루미네선스(PL) 특성을 가진 특정 파장의 광(L2)을 포토 다이오드(113)로 방출하게 된다.
- [0126] 포토 다이오드(Photodiode)(113)는 센싱필름(111) 상에서 발광소자(112)와 교대로 이격 배치될 수 있다. 이러한 포토 다이오드(113)는 센싱필름(111)에서 방출된 광(L2)을 흡수하며, 흡수된 광의 강도에 따라 사용자의 피부 표면의 산소( $O_2$ ) 함량을 측정하여 광 전류 신호를 생성한다. 이때 포토 다이오드(113)는 유기 포토 다이오드 (Organic photodiode, OPD)일 수 있다.
- [0127] 이러한 포토 다이오드(113)는 투명 전극이 배치된 절연 기재와, 정공 수송층, 활성층, 전자 수송층 및 상부 전극을 포함할 수 있다.
- [0128] 절연 기재는 투명 유리 또는 투명 고분자 필름이 이용될 수 있다.
- [0129] 투명 전극은 인듐틴산화물 (Indium tin oxide, ITO), 플루오르틴산화물 (Fluorine tin oxide, FTO), 인듐아연 산화물 (Indium zinc oxide, IZO) 등의 투명한 전도성 금속 산화물이 이용될 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.
- [0130] 정공 수송층은 투명 전극이 배치된 절연 기재 상에 배치되어 정공의 원활한 이동경로를 제공한다. 이러한 정공 수송층은 폴리(3,4-에틸렌디옥시티오펜):폴리(스타이렌설포네이트)(PEDOT:PSS), 폴리아세틸렌 (polyacetylene), 폴리파이롤 (polypyrrole), 폴리티오펜 (polythiophene), 폴리(p-페닐렌바이닐렌) [poly(p-phenylenevinylene)] 등에서 선택된 1종 이상이 이용될 수 있다.
- [0131] 활성층은 정공 수송층 상에 배치되는 것으로서, 폴리(3-헥실티오펜) ((poly 3-hexylthiophene)) 또는 폴리(3-헥실티오펜-2,5-디일) ((poly3-hexylthiophene-2,5-diyl))과 같은 통상적으로 "P3HT"로 불리는 폴리머와 같은 p형 폴리머 및 폴리머가 그래프트된 메틸 [6,6]-페닐-C61-부타노에이트 (methyl [6,6]-phenyl-C61-butanoate)와 같은 통상적으로 'PCBM'로 불리는 폴리머와 같은 n형 폴리머의 혼합일 수 있다.

- [0132] 전자 수송층은 활성층 상에 배치되어, 전자의 원활한 이동경로를 제공한다. 이러한 전자 수송층은 티타늄 옥사이드( $\text{TiO}_x$ ), 텅스텐 옥사이드( $\text{WO}_x$ ), 산화 아연( $\text{ZnO}_x$ ), 산화 철( $\text{FeO}_x$ ), 산화 구리( $\text{CuO}_x$ ), 산화 지르코늄( $\text{ZrO}_x$ ), 산화 크롬( $\text{CrO}_x$ ), 산화 바나듐( $\text{VO}_x$ ), 산화 망간( $\text{MnO}_x$ ), 산화 코발트( $\text{CoO}_x$ ), 산화 니켈( $\text{NiO}_x$ ), 산화 주석( $\text{SnO}_x$ ), 산화 이리듐( $\text{IrO}_x$ ) 등에서 선택된 1종 이상이 이용될 수 있다.
- [0133] 여기서, 정공 수송층으로부터 주입되는 정공과 전자 수송층으로부터 주입되는 전자는 활성층에서 상호 작용하게 되며, 이러한 상호작용은 엑시톤들, 즉 전자-정공 쌍을 형성하고, 전자와 정공은 분리되어 광 전류를 생성하게 된다.
- [0134] 상부 전극은 전자 수송층 상에 형성되는 것으로서, 상기 투명 전극과 물질 및 특성이 동일할 수 있으나 센싱필름(111)으로부터 방출되는 제2 파장의 빛(L2)을 더 많이 수광하기 위해 상부 전극은 반투과성을 지니는 것이 바람직하며, 이에 대한 상세한 설명은 도 13 및 도 14를 통해 다루기로 한다.
- [0135] 포토 다이오드(113)는 각 층을 모두 용액 공정으로 형성할 수 있으며, 용액 공정을 통한 포토 다이오드(113)의 제조를 통해 공정 간소화 및 경피성 산소분압 센서(110)의 소형화를 도모할 수 있다.
- [0136] 용액 공정을 통해 포토 다이오드(113)를 제조하는 실시예를 설명하면 다음과 같다.
- [0137] 먼저 유리 또는 폴리이미드(Polyimide) 재질의 투명 기판 상에 ITO 마그네트론 스퍼터링 시스템(ITO magnetron sputtering system)을 이용하여 ITO를 100 nm 두께로 증착한다.
- [0138] 다음으로 ITO가 증착된 투명 기판 표면을 PEDOT:PSS가 균일하게 코팅되도록 하여 정공 수송층을 형성한 후 산소 플라즈마를 이용하여 정공 수송층 표면을 소수성에서 친수성으로 표면 처리한다.
- [0139] 그리고 PEDOT:PSS와 IPA(Isopropyl alcohol)를 1:1 중량비로 혼합한 다음 4000 rpm에서 60초 간 정공 수송층 상에 스핀 코팅한 후 120℃에서 10분 동안 열처리한다.
- [0140] 그 위에 P3HT(Poly 3-hexylthiophene):PCBM(Phenyl-C<sub>61</sub>-butyric acid methyl ester) 혼합 용액을 400 rpm에서 30초 간 스핀 코팅한 후 30분 간의 상온 건조와 120℃에서 10분 간 열처리하여 활성층을 형성한다.
- [0141] 그 위에 세슘 카보네이트( $\text{Cs}_2\text{CO}_3$ )가 도핑된 PEIE(Polyethyleneimine ethoxylated)를 5000 rpm에서 30초 간 스핀 코팅하여 전자 수송층을 형성한다.
- [0142] 마지막으로 열 증착 장치를 이용하여 전자 수송층 상에 150 nm 두께로 Al을 증착한 다음 투명 인캡슐레이션으로 포토 다이오드(113)의 안정성을 높인다.
- [0143] 이때, P3HT는 흡광 계수가 높고 유연성이 우수한 공액 고분자이므로 유연한 전자 소자용 재료로 적합하며, P3HT와 PCBM은 p형 전자 도너(donor)와 n형 전자 억셉터(acceptor)로 각각 작용하여 포토 다이오드(113)의 활성층에서 광 흡수로부터 엑시톤을 생성한다.
- [0144] 상기 엑시톤은 효과적으로 전자와 정공으로 분리될 수 있으나, 엑시톤 재결합에 필요한 시간이 약 100ps이기 때문에 전자와 정공 수송 특성이 균형을 이루지 못하면 재결합이 일어나서 광 생성된 전자와 정공이 손실될 수 있다.
- [0145] 따라서 포토 다이오드(113)의 전하 수집 및 전하 수집을 통한 전력 변환 성능을 향상시키기 위해 투명 전극과 활성층 사이에 전하 수송층을, 상부 전극과 활성층 사이에 전자 수송층을 형성한다.
- [0146] 상술한 용액 공정 기반의 포토 다이오드(113) 제조 방법은 하나의 예시일 뿐이며, 상기 제조 방법에 한정되어 포토 다이오드(113)가 제조되는 것은 아니다.
- [0148] 광 필터(114)는 상기 센싱필름(111)과 포토 다이오드(113) 사이에 위치하는 것으로서, 외부로부터 들어오는 빛을 차단하여 포토 다이오드(113)가 센싱필름(111)으로부터 방출되는 광(L2)만을 흡수하도록 도와주는 기능을 수행한다.
- [0149] 광 필터(114)는 석영 필터, 셀로판 시트, 시판 중인 결정 필터(FBH650-40, Thorlabs, Inc., USA), 유연 폴리머 필터(Edmund Optics, Barrington, USA) 등이 될 수 있다.
- [0150] 상기 셀로판 시트는 가시광 흡수 및 투과가 가능하고, 가장 얇고 유연하며 가격이 저렴하다. 상기 셀로판 시트

는 주로 녹색 OLED 광원의 빛인 배경 조명 노이즈를 줄이는 데 효과적이며, 우수한 적색 파장대 빛의 투과율을 가져 광 필터(114)로 사용되기에 바람직하다.

- [0152] 상술한 바에 따르면, 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼(100)은 센싱필름(111), 발광소자(112), 센싱필름(111)으로부터의 발광되는 빛을 흡수하여 광 전류를 측정하는 포토 다이오드(113)를 포함한다.
- [0153] 이때, 본 발명의 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스(10) 센서 플랫폼은 센싱필름(111)에 흡착된 산소에 의해서 센싱필름(111)으로부터 방출되는 광 루미네선스(Photoluminescence, PL)의 발광 세기 특성이 달라져, 산소 농도를 파악할 수 있다.
- [0154] 센싱필름(111)을 이용하여 산소 농도를 파악하는 원리에 대해서는 도 4 및 도 5를 참조하여 보다 구체적으로 설명하도록 한다.
- [0156] 도 4는 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서의 산소 농도에 따른 광 방출을 보여주는 위한 것이며, 도 5는 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서의 개략적인 구성을 나타내는 모식도이다.
- [0157] 도 4 및 도 5에서 센싱필름(111)은 PS 매트릭스로 이루어진 베이스층 상에 센싱 염료인 PtOEP가 도포되어 형성된 것이다.
- [0158] 도 4 및 도 5를 참조하면, 발광소자(112)로부터 535nm의 제1 파장의 빛이 센싱필름(111)에 조사되면, 센싱필름(111)은 제1 파장의 빛을 흡수한 후, 광 루미네선스에 의해 제1 파장보다 큰 645nm의 제2 파장의 빛을 방출한다. 즉, 상대적으로 큰 에너지를 가지는 제1 파장의 빛이 센싱필름(111)에 의해 작은 에너지를 가지는 제2 파장의 빛으로 바뀌는 것이다.
- [0159] 이때 산소의 농도에 따라 퀸칭(quenching)이 진행되면서 광 루미네선스의 광 강도가 바뀌게 된다. 포토 다이오드(113)는 제2 파장대의 광을 흡수하여 광 전류 신호(photocurrent signal)을 얻을 수 있게 된다.
- [0160] 산소에 따른 퀸칭 현상 원리를 도 6과 함께 설명하면 다음과 같다.
- [0162] 도 6은 본 발명에 따른 경피성 산소분압 센서의 퀸칭 현상을 나타낸 자블론스키 다이어그램(Jablonski diagram)이다.
- [0163] 도 6을 참조하면, 센싱 염료를 이루는 물질의 분자에서 바닥 상태에 있던 전자가 발광소자(112)로부터 방출된 제1 파장의 빛(hv)을 흡수하고 단일항 들뜬 상태( $S_1$ )가 된다. 이후 단일항 들뜬 상태의 전자는 센싱필름(111)에 흡착된 산소에 의해 계간 전이(Intersystem crossing)가 발생할 가능성이 증가하여 에너지 E를 잃고 삼중항 들뜬 상태( $T_1$ )가 된다.
- [0164]  $T_1$  상태의 전자는 다시 바닥 상태로 돌아가면서 제2 파장의 빛(hv-E)을 방출하게 된다. 센싱필름(111)에 흡착된 산소의 농도가 클수록 센싱 염료인 PtOEP 분자와 산소 분자 간에 충돌(dynamic quenching)이 일어나 에너지가 PtOEP 분자에서 산소 분자로 전달될 가능성이 커지므로 발광하는 PtOEP 분자 개수가 줄어들게 되고 그만큼 빛의 강도(intensity)가 줄어든다.
- [0165] 따라서, 센싱필름(111)은 긴 파장대의 제2 파장의 빛을 방출하게 된다.
- [0166] 다시 도 4를 참조하면, 상술한 퀸칭 현상에 의해 산소 농도에 따라 다른 파장을 가지는 제2 파장의 빛이 센싱필름(111)으로부터 방출되며, 산소의 농도가 증가할수록 붉은색 빛의 강도가 약해지면서 상대적으로 빛이 방출되는 부분이 검게 보인다.
- [0168] 도 7은 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서로부터 측정된 산소 농도에 대한 광 전류 그래프이다.
- [0169] 도 7을 참조하면 광 전류는 산소 농도가 클수록 낮게 측정되는 것을 알 수 있는데, 이는 산소 농도에 따라 방출

되는 PL의 세기가 약해지고 센싱필름(111)으로부터 방출된 빛을 흡수하는 포토 다이오드(113)는 방출되는 빛의 강도에 따라 다른 크기의 광 전류를 생성하기 때문이다.

- [0171] 경피성 산소분압 센서(110)는 분자 간의 에너지 교환을 통한 소광(quenching) 효과를 이용하여 사용자의 산소 농도를 감지한다. 상기 센싱염료가 될 수 있는 PtOEP는 백금(Pt)을 포함한 덴드리머(dendrimer) 구조의 인광 물질로서 스핀 보존의 제한을 받지 않기 때문에 엑시톤들이 PtOEP에 포획된 형태로 존재한다.
- [0172] 그리고 스핀-궤도 결합(Spin-orbit coupling)과 계간 전이(intersystem crossing) 현상에 의해 단일항 상태(singlet state)와 삼중항 상태(triplet state)의 혼합이 생겨서 상기 센싱 염료로부터 강한 인광이 방출된다.
- [0173] 이때, 산소와 같은 쌍자성이며 삼중항 상태를 가진 분자가 센싱 염료의 분자와 충돌하게 되면 동적 소광 현상(dynamic quenching)에 의해 발광할 에너지를 산소에 빼앗기게 되고, 그만큼 광 루미네선스에 의한 강도, 즉 광 전류가 감소하게 된다.
- [0174] 경피성 산소분압 센서(110)에 의해 감지된 산소 농도는 광 전류 감소량과 산소 농도의 관계식인 스테른-볼머 방정식(Stern-Volmer equation)을 통해 산출될 수 있으며, 스테른-볼머 방정식에 대한 상세한 설명은 도 8과 함께 다루기로 한다.
- [0176] 도 8은 스테른-볼머 플롯(Stern-Volmer plot, SVP)를 나타낸 것이다.
- [0177] 도 8을 참조하면 센싱필름(111)에 흡착된 산소 농도에 따라 포토 다이오드(113)로부터 생성되는 광 전류 신호(photocurrent signal)가 변화하는 것을 확인할 수 있다.
- [0178] 즉, 선형적인 스테른-볼머 플롯(Stern-Volmer plot)을 통해 스테른-볼머 상수를 알 수 있으며, 산소가 없을 때 켄칭 전 광 전류( $I_0$ )와 산소가 있을 때 켄칭 후 광 전류( $I$ )의 비율과 스테른-볼머 상수( $K_{sv}$ )를 기반으로 산소 농도를 산출할 수 있다.
- [0179] 이때 산소가 있을 때 켄칭 후 광 전류( $I$ ) 대비 산소가 없을 때 켄칭 전 광 전류( $I_0$ )의 비율( $I/I_0$ )을 민감도(sensitivity)라 하며, 도 8에 기재된 수학적식에서  $[O_2]$ 는 산소 농도를 의미한다.
- [0180] 도 8은 이론적인 스테른-볼머 플롯을 나타내는 것이며, 실험적으로는 산소 농도와 민감도는 일차식으로 비례하지 않는다.
- [0181] 이는 상기 센싱 염료 분자끼리 켄칭 현상을 일으키거나, 센싱필름(111)에 확산되는 산소가 균일하지 않을 수 있기 때문이다.
- [0182] 따라서, 이론적인 스테른-볼머 플롯과 실험적인 스테른-볼머 플롯은 차이가 있으며, 실험적인 스테른-볼머 플롯을 도 9와 함께 설명하면 다음과 같다.
- [0184] 도 9는 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서의 산소 농도에 대한 민감도 그래프로서, 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(110)의 실험적인 스테른-볼머 플롯이다.
- [0185] 도 9에서 빨간색 그래프는 실험적으로 센싱 염료 분자끼리의 켄칭 현상, 센싱필름(111)에 불균일하게 확산되는 산소 등의 요인으로 인해, 센싱필름(111)에서 켄칭이 잘 일어나는 부분과 켄칭이 잘 일어나지 않는 부분인 두 영역으로 나누어 피팅한 결과이다.
- [0186] 도 9에 기재된 수학적식에서  $f_1$ 은 센싱필름(111)에서 켄칭 효율이 우수한 영역의 비율,  $f_2$ 는 센싱필름(111)에서 켄칭 효율이 상대적으로 떨어지는 부분의 영역을 의미한다. 예를 들어, 센싱필름(111) 상에 센싱염료인 PtOEP가 분포하는 전체 면적(active area)을 1이라 할 때 켄칭이 효율적으로 일어나는 영역이 전체 면적 대비 65%라 하면  $f_1$ 은 0.65이다. 이에 따라,  $f_2$ 는 0.35가 되며  $f_1$ 과  $f_2$ 의 합은 1이 된다.
- [0187] 도 9에 기재된 수학적식에서  $K_{sv}^1$ 는 켄칭이 효율적으로 일어나는 영역의 켄칭 상수를 의미하고,  $K_{sv}^2$ 는 켄칭이 효율적으로 일어나지 않는 영역의 켄칭 상수를 의미한다.

- [0188] 도 9를 참조하면, 도 8의 이상적인 스테른-볼머 플롯에 비해 아래 방향으로 휘어진 곡선 형태의 플롯을 가진다.
- [0189] 도 9의 플롯 형태로 보아 센싱필름(111)에 흡착된 산소 농도가 증가함에 따라 센싱 염료의 발광 강도가 감소하여, 센싱 염료가 산소와 접촉하기 전후의 광 전류 비율이 증가하는 것을 알 수 있다.
- [0191] 다시 도 3을 참조하면, 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서는 센싱필름(111)에 흡착된 산소에 의해서 센싱필름(111)의 광 전류가 달라져, 산소의 농도를 감지할 수 있고, 상기 제어부에 의해 광 전류를 수치화한 후 광 전류를 기반으로 사용자의 경피성 산소분압을 산출할 수 있다.
- [0192] 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(110)는 센싱필름(111), 발광소자(112), 포토 다이오드(113), 광 필터(114)가 일체형 구조를 가지므로, 구조가 간단하여 제조 단가가 저렴하다.
- [0193] 또한, 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(110)는 발광소자(112)와 포토 다이오드(113)가 동일한 면에 배치되므로, 두께 감소를 통한 슬림화를 도모할 수 있게 된다.
- [0195] 이하, 도 3에 도시된 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(110) 외에 다양한 실시예 형태를 가지는 경피성 산소분압 센서에 대해 설명하도록 한다.
- [0197] 본 발명의 제2 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(210)는 센싱필름(211), 발광소자(212), 포토 다이오드(213), 커버 역할을 하는 지지체(214)를 더 포함하여 센싱필름(211), 발광소자(212), 포토 다이오드(213)를 외부의 환경으로부터 보호할 수 있으며, 이에 대한 설명을 도 10과 함께 하면 다음과 같다.
- [0199] 도 10은 본 발명의 제2 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서의 구체적인 모습을 나타낸 단면도이다.
- [0200] 도 10을 참조하면, 본 발명의 제2 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(210)는 지지체(214)를 더 포함할 수 있다.
- [0201] 지지체(214)는 센싱필름 및 발광소자의 측면과 상면을 덮는다. 이러한 지지체는 센싱필름 및 발광소자의 측면에 부착된 수직부(215)와, 수직부로부터 수평 방향으로 연장되어 발광소자 및 포토 다이오드의 상 측을 덮는 수평부(216)를 가질 수 있다.
- [0202] 본 발명의 제2 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(210)에서의 센싱필름(211), 발광소자(212), 포토 다이오드(213)는 상기 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(110)의 센싱필름(111), 발광소자(112), 포토 다이오드(113)와 동일하므로, 중복 설명은 생략한다.
- [0204] 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(110)는 발광소자(112)와 포토 다이오드(113)가 센싱필름(111) 상의 동일한 면에서 일정한 간격으로 이격 배치되는 구조를 갖는다.
- [0205] 이에 따라, 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(110)는 센싱필름(111)을 여기시키기 위해 발광소자로부터 제1 파장의 빛(L1)을 발광할 시, 발광소자로부터 발광된 빛(L1)이 모두 센싱필름(111)으로 흡수되는 것이 아니라, 이 중 일부가 포토 다이오드(113)로 흡수되어 신호 간의 크로스토크(crosstalk)를 발생시켜 경피성 산소분압 센서의 민감도를 감소시키게 된다.
- [0206] 이와 같이, 제2 파장대의 광(L2)이 아닌 발광소자로부터 발광되는 제1 파장대의 광(L1)이 포토 다이오드로 함께 들어가는 간섭이 심하여 센싱필름의 산소 농도에 따른 광 전류 신호가 크로스토크로 인한 노이즈(noise)에 묻혀 정확한 제2 파장대의 광(L2)이 포토 다이오드로 전달되지 못할 우려가 있다.
- [0207] 또한, 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(110)는 포토 다이오드가 한쪽 방향의 면으로부터 입사되는 광만을 감지하기 때문에 센싱필름에서 무작위 방향으로 발생하는 제2 파장의 빛(L2)을 모두 감지하는데 어려움이 있다.
- [0208] 따라서, 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(110)는 한쪽 방향의 면으로부터 입사되는 광만을

감지할 수 있는 광학적 한계로 인해 산소 농도에 따른 정확한 광 전류를 얻지 못하여 민감도가 낮을 뿐만 아니라, 정확도가 낮아 정확한 감지를 요하는 인체, 생물학 등에 적용하는데 어려움이 있다.

- [0209] 이를 해결하기 위해, 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(310)는 반투명 포토 다이오드(313)를 적용함과 더불어, 발광소자와 반투명 포토 다이오드를 서로 다른 층에서 지그재그 배열로 배치시키는 것에 의해 양쪽 면에서 반투명 포토 다이오드가 광을 흡수하는 것이 가능하도록 설계하였으며, 이러한 경피성 산소분압 센서의 또 다른 실시예의 구체적인 모습은 도 11에 나타내었다.
- [0211] 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(310)는 발광소자(312)와 반투명 포토 다이오드(313) 사이에 반사 필터(314)가 배치되고, 반투명 포토 다이오드(313) 상에는 반사 지지체(315)가 배치된다.
- [0212] 이 결과, 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(310)는, 본 발명의 제2 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(210)와 동일한 전력으로 발광소자를 구동시키더라도, 양쪽 면에서 반투명 포토 다이오드(313)가 광을 흡수할 수 있으므로 센싱필름(311)을 더 많이 여기시킬 수 있게 된다.
- [0213] 또한, 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(310)는 반투명 포토 다이오드(313)의 상부 및 하부에 반사 지지체(315) 및 반사 필터(314)가 배치되는 것에 의해, 손실되거나 투과해 버리는 광 루미네선스 특성을 갖는 제2 파장의 빛을 제반사시켜 최대한 활용할 수 있으므로 경피성 산소분압 센서의 민감도와 정확성을 향상시킬 수 있게 된다.
- [0214] 이에 대해서는 이하 첨부된 도면을 참조하여 보다 구체적으로 설명하도록 한다.
- [0215] 도 11은 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서의 구체적인 모습을 나타낸 단면도이며, 도 12는 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서의 작동 원리를 설명하기 위한 것이다.
- [0216] 도 11 및 도 12를 참조하면, 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(310)는 센싱필름(311), 발광소자(312), 반투명 포토 다이오드(313), 반사 필터(314) 및 반사 지지체(315)를 포함한다. 이때, 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(310)의 센싱필름(311) 및 발광소자(312)는 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(110)의 것과 동일하므로, 중복 설명은 생략하도록 한다.
- [0217] 반투명 포토 다이오드(313)는 발광소자(312)와 이격된 상부에 배치되며, 발광소자(312)의 외측에 배치된다. 반투명 포토다이오드(313)는 상기 포토 다이오드와 동일한 원리 및 특성을 가지므로 중복 설명은 생략하도록 하며, 반투명 포토다이오드(313)의 실시예에 대한 설명을 도 13 및 도 14와 함께하면 다음과 같다.
- [0219] 도 13은 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서의 반투명 포토 다이오드를 나타낸 사시도이고, 도 14는 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서에서 다른 실시예의 반투명 포토 다이오드를 나타낸 사시도이다.
- [0220] 도 13에 도시된 바와 같이, 반투명 포토 다이오드(313)는 투명 전극(410)이 배치된 절연 기재(420)와, 정공 수송층(430), 활성층(440), 전자 수송층(450) 및 반투명 전극(460)을 포함할 수 있다. 이때 반투명 포토 다이오드(313)는 본 발명의 제1 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(110)의 포토 다이오드(113)의 절연 기재, 투명 전극, 정공 수송층, 활성층, 전자 수송층과 동일하므로 중복 설명은 생략하도록 한다.
- [0221] 반투명 전극(460)은 전자 수송층(450) 상에 배치되는 것으로서, 은나노와이어(AgNWs) 용액을 분무법 또는 스핀 코팅법으로 50 ~ 150nm의 얇은 두께로 코팅하고, 건조하는 것에 형성될 수 있다. 이러한 은나노와이어(AgNWs)는 높은 전기 전도도를 갖기 때문에 50 ~ 150nm의 얇은 두께로 반투명 전극을 형성하더라도 전기 전도성 확보에 문제가 없으므로 고 투과도 특성을 나타낼 수 있게 된다.
- [0222] 이에 따라, 반투명 포토 다이오드(313)는 양측의 전극이 투명 전극과 반투명 전극으로 이루어지므로 반투과 특성을 확보할 수 있게 된다. 또한, 반투명 포토 다이오드는 각 층을 모두 용액 공정으로 형성할 수 있으며, 이를 통해 공정 간소화를 도모할 수 있는 장점을 갖는다.
- [0223] 도 14에 따른 다른 실시예의 반투명 포토 다이오드는 반투명 전극을 제외하고는, 도 13의 반투명 포토 다이오드와 실질적으로 동일하므로, 중복 설명은 생략하고 차이점 위주로 설명하도록 한다.
- [0224] 도 14에 도시된 바와 같이, 반투명 전극(460)은 일정한 간격으로 절개된 복수의 슬릿(S)을 갖는 금속 재질로 이

루어질 수 있다.

- [0225] 이때, 반투명 전극은 1mm 내지 3mm의 일정한 간격을 갖는 격자구조를 가지며, 0.1mm 내지 0.3mm의 너비로 절개된 복수의 슬릿(S)을 갖도록 설계되는 것이 바람직하다. 이에 따라, 0.1mm 내지 0.3mm의 너비를 갖는 복수의 슬릿(S)으로 빛이 투과될 수 있으므로 반투명 특성을 확보할 수 있게 된다.
- [0226] 이러한 반투명 전극(460)은 전자 수송층(450) 상에 알루미늄(Al), 금(Au), 은(Ag), 백금(Pt), 팔라듐(Pd), 구리(Cu), 텅스텐(W), 철(Fe), 니켈(Ni), 아연(Zn) 등에서 선택된 1종 이상을 증착하여 금속층을 형성한 후, 금속층을 선택적으로 식각하는 것에 의해 형성될 수 있다.
- [0228] 한편, 도 11 및 도 12를 다시 참조하면, 반사 필터(314)는 발광소자(312) 및 반투명 포토 다이오드(313) 사이에 배치된다. 이에 따라, 발광소자(312)는 센싱필름(311) 상에 배치되고, 반투명 포토 다이오드(313)는 반사 필터(314) 상에 배치된다. 이 결과, 발광소자(312)와 반투명 포토 다이오드(313)는 서로 다른 층에서 지그재그 형태로 배열될 수 있다.
- [0229] 이때, 반사 필터(314) 상에 배치된 반투명 포토 다이오드(313)는 발광소자(312)와 일부가 중첩되도록 배열되거나, 또는 발광소자(312)와 중첩되지 않도록 배열될 수 있다.
- [0230] 이러한 반사 필터(314)는 센싱필름(311)으로부터 방출되는 제2 파장의 빛(L2)만을 선택적으로 투과시킨다. 이를 위해, 반사 필터(314)는 특정 파장대의 광을 투과시키고, 특정 파장대의 광을 제외한 나머지는 반사시키는 밴드 패스 필터(bandpass filter)를 이용하는 것이 바람직하다.
- [0231] 이에 따라, 반사 필터(314)는 발광소자로부터 발광되는 제1 파장의 빛(L1)을 선택적으로 반사시키는 것에 의해 반투명 포토 다이오드(313)로 유입되는 노이즈(noise)로 인한 간섭 효과를 최소화할 수 있고, 센싱필름에서 방출되는 제2 파장의 빛(L2)은 선택적으로 투과시키게 된다. 일 예로, 제1 파장의 빛(L1)은 500nm 내지 600nm일 수 있고, 제2 파장의 빛(L2)은 601 내지 700nm일 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.
- [0232] 반사 지지체(315)는 반투명 포토 다이오드(313)와 이격된 상 측에 배치된다.
- [0233] 반사 지지체(315)는 제1 지지 프레임(316), 제2 지지 프레임(317) 및 반사층(318)을 포함한다.
- [0234] 제1 지지 프레임(316)은 수직 방향으로 배치된다. 이러한 제1 지지 프레임(316)은 센싱필름(311), 발광소자(312) 및 반사 필터(314)의 측 벽면에 부착될 수 있다.
- [0235] 제2 지지 프레임(317)은 제1 지지 프레임(316)과 연결되어, 반투명 포토 다이오드(313)의 상 측을 덮는다. 제2 지지 프레임(316)은, 단면상으로 볼 때, 반원 형상을 가질 수 있으나, 이는 예시적인 것으로 그 형상은 다양한 형태가 적용될 수 있다. 이때, 제2 지지 프레임(317)은 반투명 포토 다이오드(313)와 일정 간격 이격되도록 배치시키는 것이 바람직하다.
- [0236] 제1 지지 프레임(316) 및 제2 지지 프레임(317) 각각은 폴리이미드(PI), 폴리에틸렌 테레프탈레이트(PET), 폴리다이메틸실록산(PDMS), 폴리메타크릴산메틸(PMMA), 폴리(N, N-디메틸아크릴아미드)(PDMA), 폴리프로필렌(PP), 폴리아미드 이미드, 폴리카보네이트(PC), 폴리아릴레이트, 폴리에테르이미드, 폴리에틸렌나프탈레이트 및 폴리프탈아미드 중 선택된 1종 이상의 재질로 형성될 수 있다.
- [0237] 반사층(318)은 제2 지지 프레임(317)에 배치되어, 센싱필름(311)으로부터 방출된 빛(L2)을 반투명 포토 다이오드(313)로 재 반사시킨다. 즉, 반사층(318)은 센싱필름(311)으로부터 방출되어 반투명 포토 다이오드(313)로 입사되지 못하고 통과해 버리는 제2 파장의 빛(L2)을 반투명 포토 다이오드(313)로 재반사시켜 재반사된 광(L3)이 반투명 포토 다이오드(313)로 다시 유입되도록 하는 역할을 한다.
- [0238] 이를 위해, 반사층(318)은 발광소자(312)에서 발광되는 제1 파장의 빛(L1)보다 대략 2배 이상 높은 물리적, 화학적 특성을 가지는 금속 물질로 이루어지는 것이 바람직하다. 따라서, 반사층(318)은 Au, Cu, Ag, Al, Pd, Pt, Ru 및 Rh 중 선택된 1종 이상을 이용하는 것이 바람직하다. 이러한 반사층(318)은 제2 지지 프레임(317)의 표면 전체 또는 반투명 포토 다이오드(313)와 마주보는 면에만 상술한 금속 물질을 스퍼터링 방식으로 증착하는 것에 의해 형성될 수 있다.
- [0239] 여기서, 센싱필름(311)에서 발생하는 광 루미네선스 특성을 갖는 제2 파장의 빛(L2)은 무작위 방향으로 방출된다. 이때, 센싱필름(311)로부터 방출되는 광(L2) 중 반투명 포토 다이오드(313)에 흡수되지 못하여 옆으로 진행

된 광은 반투명 포토 다이오드(313)의 상 측을 덮는 반사 지지체(315)의 반사층(318)에 의해 재반사되어 반투명 포토 다이오드(313)로 재 흡수될 수 있다.

[0240] 이에 따라, 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(310)는 센싱필름(311)으로부터 방출되어 반투명 포토 다이오드(313)로 유입되는 광 루미네선스 특성을 갖는 제2 파장의 빛(L2)의 소실을 최소화할 수 있으므로, 센싱 정확도와 민감도를 향상시킬 수 있게 된다.

[0242] 전술한 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(310)는 반투명 포토 다이오드(313)를 적용함과 더불어, 발광소자(312)와 반투명 포토 다이오드(313) 사이에 반사 필터(314)가 배치되고, 반투명 포토 다이오드(313) 상에는 반사 지지체(315)가 배치되는 것에 의해, 반투명 포토 다이오드(313)의 양쪽 방향에서 광을 흡수하는 것이 가능해질 수 있다.

[0243] 이 결과, 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(310)는, 제2 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(210)의 발광소자(212)와 동일한 전력으로 발광소자(312)를 구동 시키더라도, 양쪽 면에서 반투명 포토 다이오드(313)가 광을 흡수할 수 있으므로 센싱필름(311)을 더 많이 여기시킬 수 있게 된다.

[0244] 또한, 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(310)는 반투명 포토 다이오드(313)의 상부 및 하부에 반사 지지체(315) 및 반사 필터(314)가 각각 배치되는 것에 의해, 손실되거나 투과해 버리는 광 루미네선스 특성을 갖는 제2 파장의 빛(L2)을 재 반사시켜 최대한 활용할 수 있으므로 민감도와 정확성을 향상시킬 수 있게 된다.

[0245] 특히, 반사 필터(314)는 발광소자(312)로부터 발광되는 제1 파장의 빛(L1)을 선택적으로 반사시키는 것에 의해 반투명 포토 다이오드(313)로 유입되는 노이즈(noise)로 인한 간섭 효과를 최소화할 수 있고, 센싱필름(311)에서 방출되는 제2 파장의 빛(L2)은 선택적으로 투과시키게 된다.

[0246] 이 결과, 본 발명의 제3 실시예에 따른 경피성 산소분압 센서(310)는 센싱필름(311)으로부터 방출되어 반투명 포토 다이오드(313)로 유입되는 광 루미네선스 특성을 갖는 제2 파장의 빛(L2)의 소실을 최소화할 수 있으므로, 센싱 정확도와 민감도를 향상시킬 수 있게 된다.

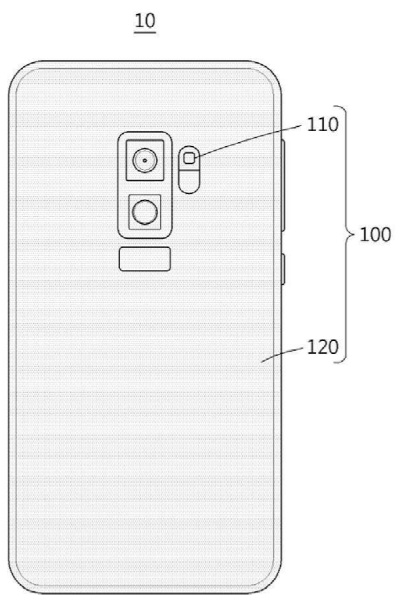
[0248] 한편, 본 명세서와 도면에 개시된 본 발명의 실시 예들은 이해를 돕기 위해 특정 예를 제시한 것에 지나지 않으며, 본 발명의 범위를 한정하고자 하는 것은 아니다. 여기에 개시된 실시 예들 이외에도 본 발명의 기술적 사상에 바탕을 둔 다른 변형 예들이 실시 가능하다는 것은, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 자명한 것이다.

## 부호의 설명

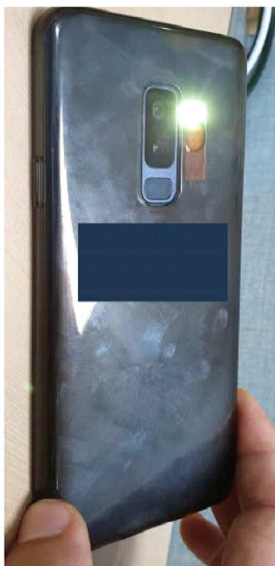
- [0250] 10 : 모바일 디바이스  
 100 : 경피성 산소분압 센서가 내장된 모바일 디바이스 센서 플랫폼  
 110 : 경피성 산소분압 센서  
 120 : 커버  
 111 : 센싱필름  
 112 : 발광소자  
 113 : 포토 다이오드  
 114 : 광 필터

도면

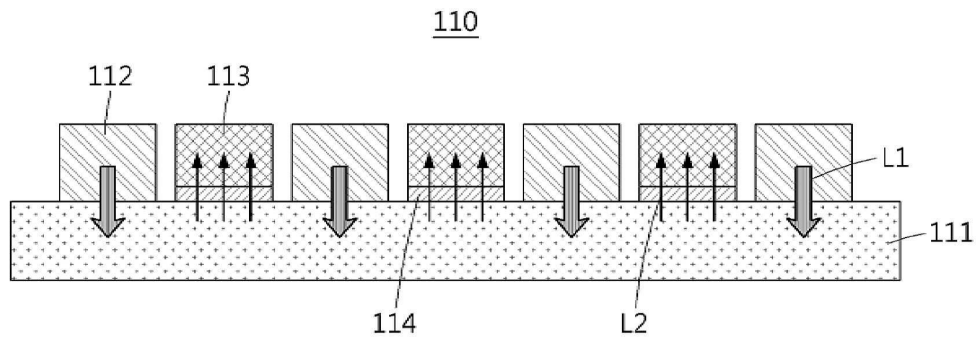
도면1



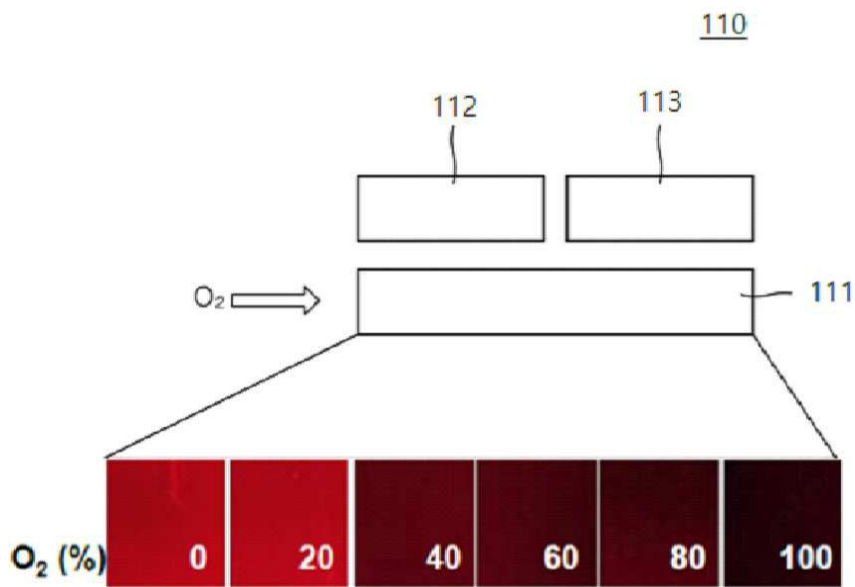
도면2



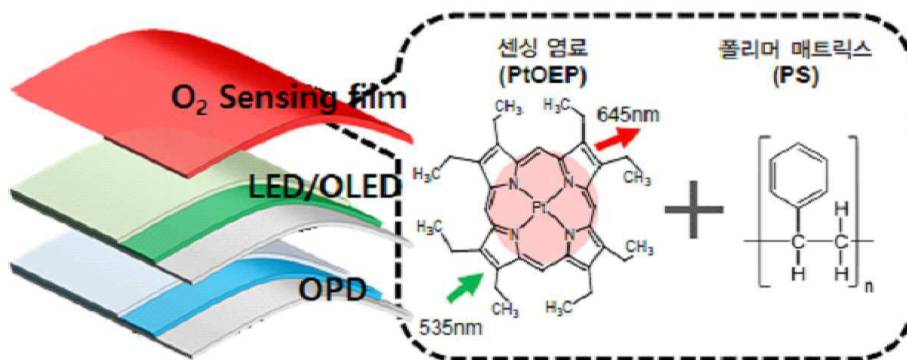
도면3



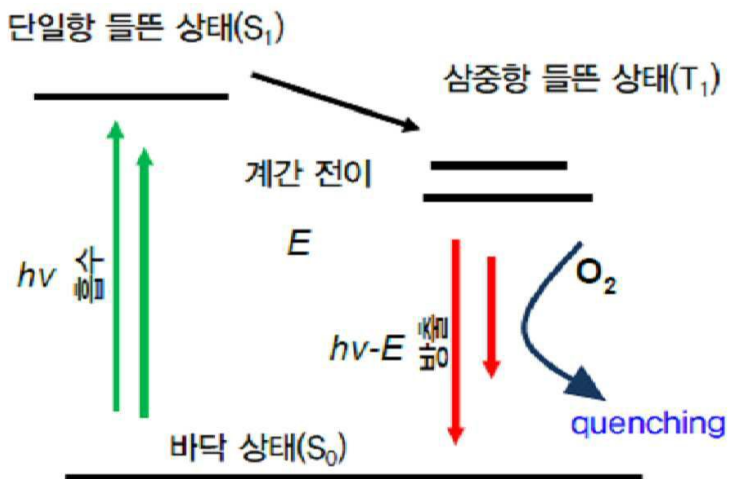
도면4



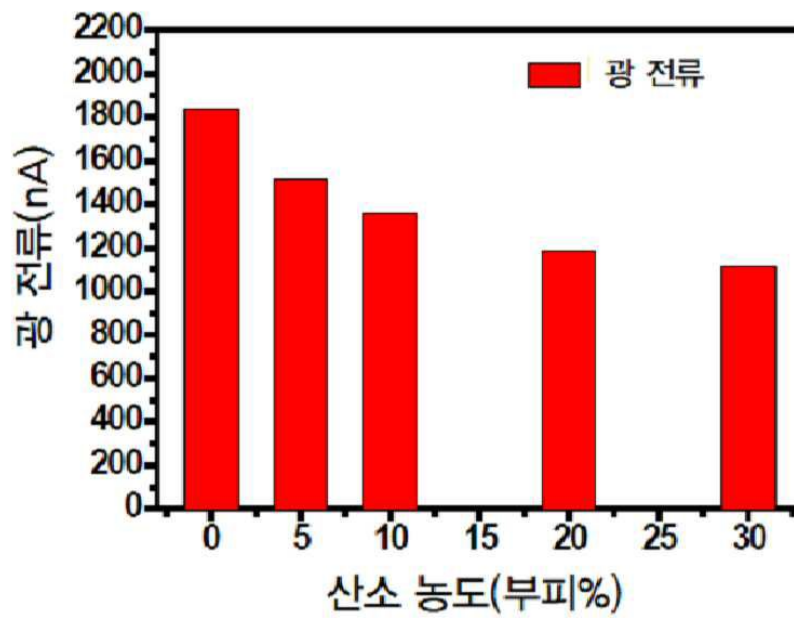
도면5



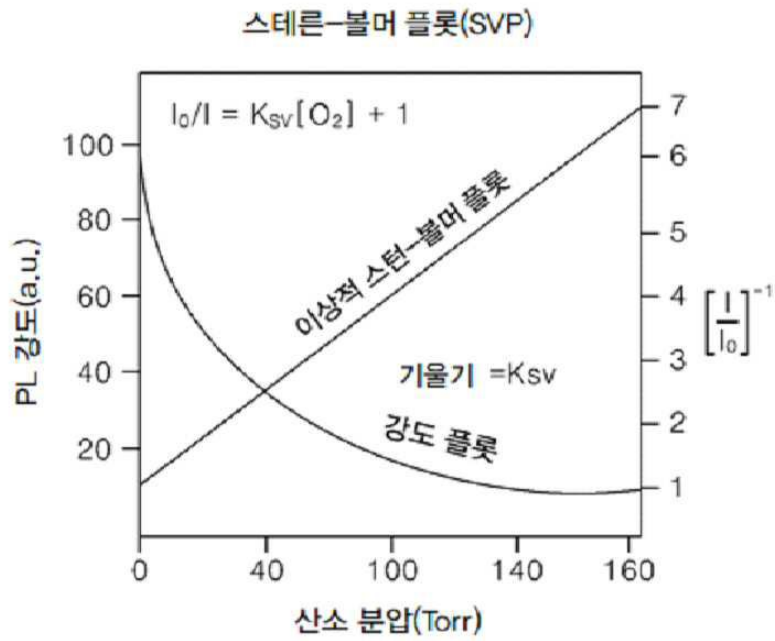
도면6



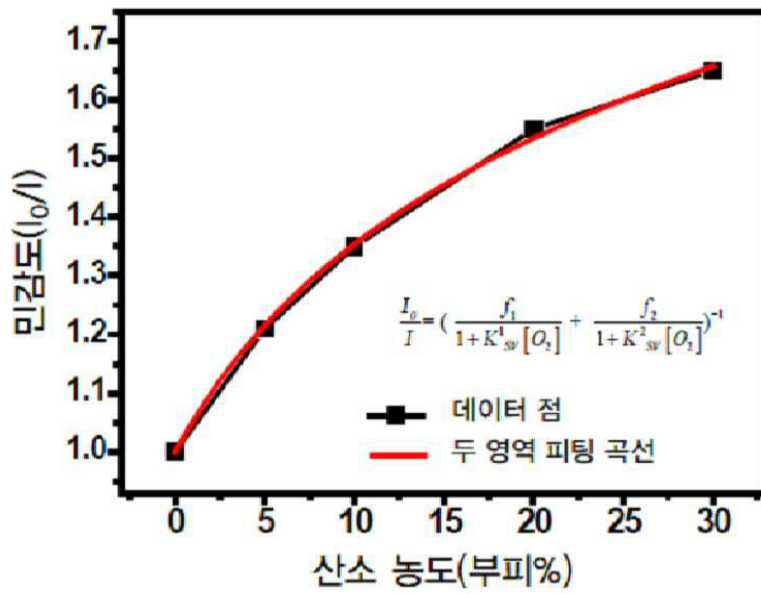
도면7



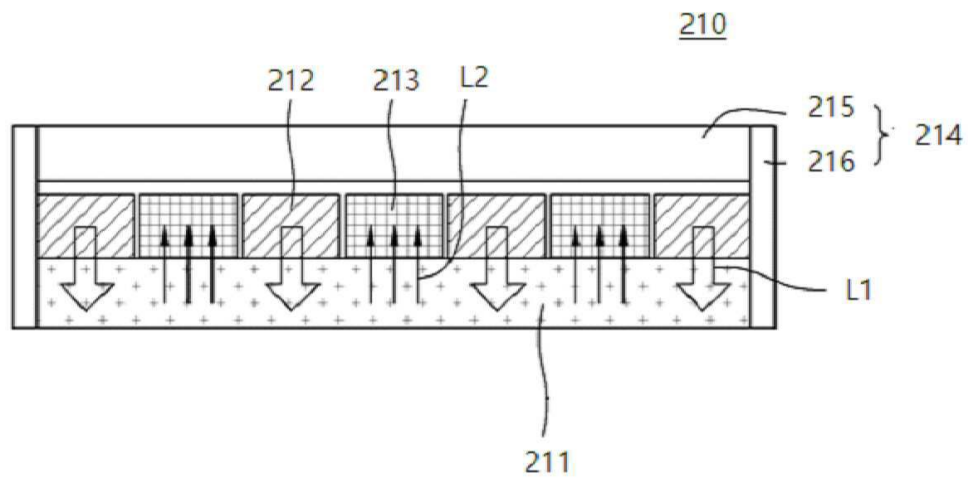
도면8



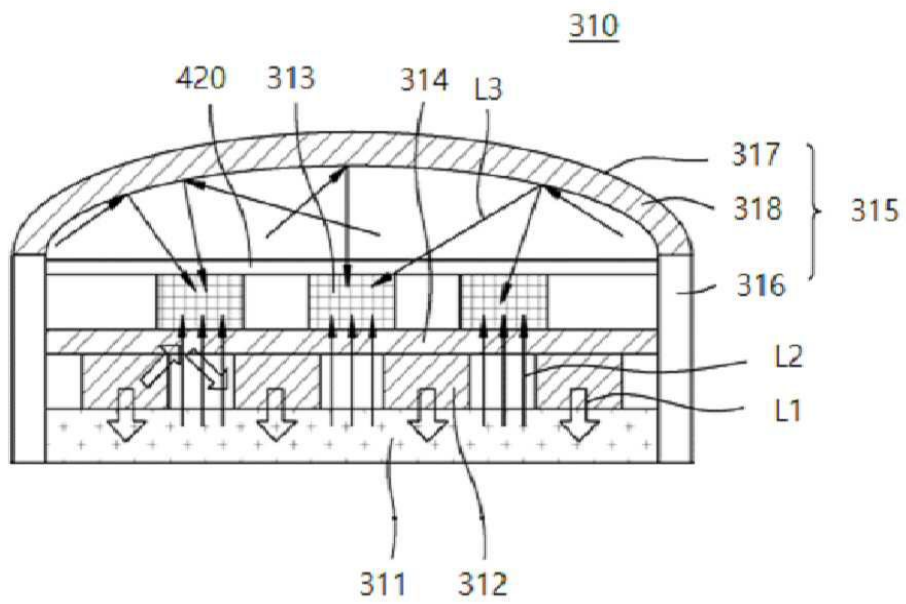
도면9



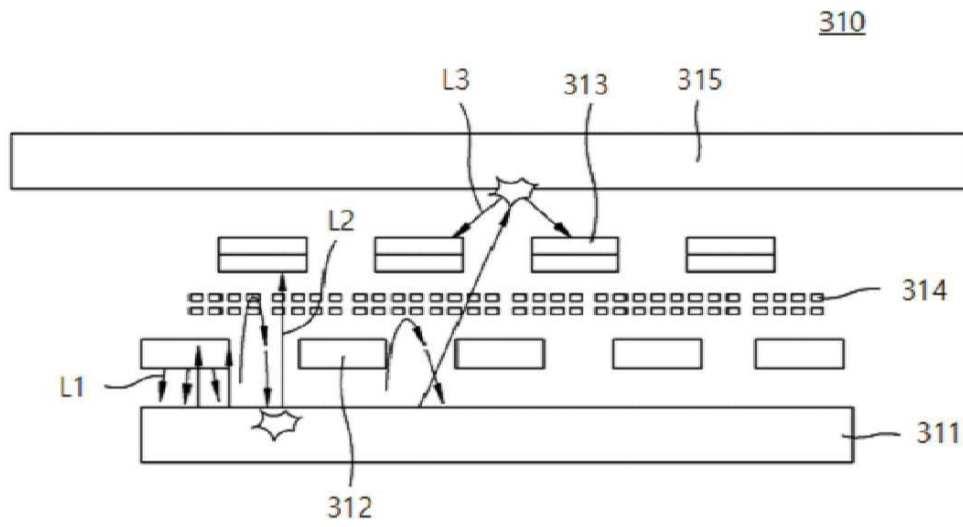
도면10



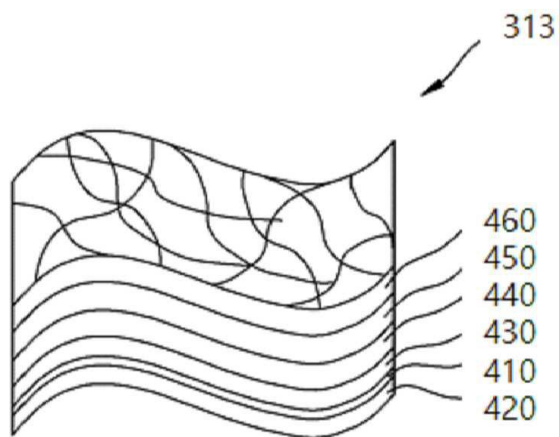
도면11



도면12



도면13



도면14

