



(11) 공개번호 10-2018-0002550

(43) 공개일자 2018년01월08일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01N 27/14 (2006.01) *G01N 33/487* (2006.01)
- (52) CPC특허분류
G01N 27/14 (2013.01)
G01N 33/48721 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2017-0111896(분할)
- (22) 출원일자 2017년09월01일
 심사청구일자 2017년09월01일
- (62) 원출원 특허 10-2016-0081453
 원출원일자 2016년06월29일
 심사청구일자 2016년06월29일

- (71) 출원인
서울대학교산학협력단
서울특별시 관악구 관악로 1 (신림동)
기초과학연구원
대전광역시 유성구 유성대로1689번길 70 (전민
동, KT대덕2연구센터)
- (72) 발명자
김대형
인천광역시 연수구 송도문화로28번길 28 103동
1005호
현택환
서울특별시 강남구 남부순환로 2803 도곡동삼성래
미안아파트 108동 104호
(뒷면에 계속)
- (74) 대리인
강문호

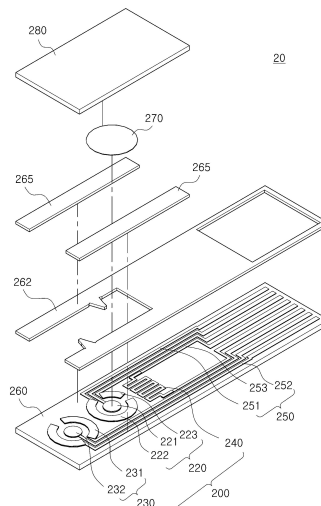
전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 발명의 명칭 바이오 센싱 장치

(57) 요약

바이오 센싱 장치가 제공된다. 상기 바이오 센싱 장치는, 지지층, 상기 지지층의 양측에 배치되는 스페이서, 상기 스페이서 사이의 상기 지지층 위에 배치되는 바이오 센서, 및 상기 바이오 센서와 이격되도록 상기 스페이서 위에 배치되는 커버층을 포함한다. 상기 바이오 센서는 글루코오스 센서를 포함할 수 있고, 상기 지지층, 상기 스페이서, 및 상기 커버층에 의해 상기 바이오 센싱 장치의 정면에 땀을 흡수할 수 있는 땀흡수 갭이 정의될 수 있다.

대표도 - 도40



(72) 발명자

최승홍

서울특별시 양천구 목동서로 221, 509호

송창영

부산광역시 연제구 연제로8번길 37, 101동 503호

이현재

인천광역시 남동구 장승남로 33번길 21, 103동 309호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 IBS-R006-D1

부처명 과학기술정보통신부(전 미래창조과학부)

연구관리전문기관 기초과학연구원

연구사업명 기초과학연구원의부연구단

연구과제명 나노입자의 합성과 의료, 에너지 분야 응용

기 여 율 1/1

주관기관 서울대학교 산학협력단

연구기간 2012.08.01 ~ 2016.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

지지층;

상기 지지층의 양측에 배치되는 스페이서;

상기 스페이서 사이의 상기 지지층 위에 배치되는 바이오 센서; 및

상기 바이오 센서와 이격되도록 상기 스페이서 위에 배치되는 커버층을 포함하고,

상기 바이오 센서는 글루코오스 센서를 포함하며,

상기 지지층, 상기 스페이서, 및 상기 커버층에 의해 땀을 흡수할 수 있는 땀흡수 겹이 정의되는 것을 특징으로 하는 바이오 센싱 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 바이오 센서는 상기 글루코오스 센서와 인접하게 배치되는 pH 센서를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 바이오 센싱 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 pH 센서는, 제2 전극 및 상기 제2 전극에 인접하게 배치되는 제1 전극을 포함하고,

상기 제1 전극은 상기 제2 전극을 둘러싸는 것을 특징으로 하는 바이오 센싱 장치.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 pH 센서는, 제2 전극 및 상기 제2 전극에 인접하게 배치되는 두 개의 제1 전극을 포함하고,

상기 두 개의 제1 전극은 상기 제2 전극을 둘러싸는 것을 특징으로 하는 바이오 센싱 장치.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 바이오 센서는, 상기 글루코오스 센서와 인접하게 배치되고, pH 센서 및 온도 센서 중에서 하나 또는 둘을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 바이오 센싱 장치.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 글루코오스 센서는 땀 속의 글루코오스 농도를 측정하고,

상기 pH 센서는 상기 땀의 pH를 측정하며,

상기 온도 센서는 상기 땀의 온도를 측정하는 것을 특징으로 하는 바이오 센싱 장치.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 글루코오스 센서에 의해 측정된 상기 글루코오스 농도는, 상기 pH 센서에 의해 측정된 상기 땀의 pH 및 상기 온도 센서에 의해 측정된 상기 땀의 온도 중에서 하나 또는 둘에 의해 보정되는 것을 특징으로 하는 바이오 센싱 장치.

청구항 8

제 5 항에 있어서,

상기 지지층 위에 형성된 배선 패턴을 더 포함하고,

상기 배선 패턴은, 상기 글루코오스 센서에 연결되는 제1 배선 패턴, 상기 pH 센서에 연결되는 제2 배선 패턴, 및 상기 온도 센서에 연결되는 제3 배선 패턴을 포함하는 것을 특징으로 하는 바이오 센싱 장치.

청구항 9

제 8 항에 있어서,

상기 배선 패턴 위에 배치되는 절연층을 더 포함하고,

상기 절연층은 상기 글루코오스 센서 및 상기 pH 센서를 노출하는 것을 특징으로 하는 바이오 센싱 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 절연층은 상기 지지층과 상기 스페이서 사이에 배치되는 것을 특징으로 하는 바이오 센싱 장치.

청구항 11

제 1 항,

상기 글루코오스 센서 위에 배치되는 스크린층을 더 포함하고,

상기 글루코오스 센서는 땀 속의 글루코오스 농도를 측정하고,

상기 스크린층은 상기 글루코오스 센서에 제공되는 상기 땀에서 이물질을 제거하는 것을 특징으로 하는 바이오 센싱 장치.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 커버층은 땀흡수층으로 형성되는 것을 특징으로 하는 바이오 센싱 장치.

청구항 13

제 1 항에 있어서,

상기 지지층 아래에 배치되는 방수층을 더 포함하는 바이오 센싱 장치.

청구항 14

제 1 항에 있어서,

상기 지지층은 고분자 스트립인 것을 특징으로 하는 바이오 센싱 장치.

청구항 15

제 1 항에 있어서,

상기 바이오 센서는, 제1 전극 및 상기 제1 전극에 인접하게 배치되는 제2 전극을 포함하고,

상기 제2 전극은 상기 제1 전극을 둘러싸는 것을 특징으로 하는 바이오 센싱 장치.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 바이오 센서는 상기 제1 전극에 인접하게 배치되는 제3 전극을 더 포함하고,

상기 제2 전극 및 상기 제3 전극은 상기 제1 전극을 둘러싸는 것을 특징으로 하는 특징으로 하는 바이오 센싱 장치.

청구항 17

제 1 항에 있어서,

상기 바이오 센서는, 제1 전극 및 상기 제1 전극과 인접하게 배치되는 두 개의 제2 전극을 포함하고,

상기 두 개의 제2 전극은 상기 제1 전극을 둘러싸는 것을 특징으로 하는 바이오 센싱 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 바이오 센싱 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 의료 장치가 발달하고 건강 관리 및 치료를 보다 편하고 효과적으로 하는데 관심이 증대하면서 웨어러블 바이오 장치에 대한 연구가 활발히 이루어지고 있다. 종래의 웨어러블 바이오 장치는 다양한 센서들을 고집적화하기가 어렵고, 여러가지 요인에 의해 질병 진단이나 생체 신호 측정을 정확하게 할 수 없어 신뢰성이 떨어지고 상용화 하는데 한계가 있다.

[0003] 한편, 고령화 사회, 잘못된 생활 습관 등으로 당뇨병의 유병률이 증가하고 있다. 당뇨병은 장기적으로 적절한 혈당 조절이 안 될 경우, 체내 주요 장기에 합병증을 일으킨다. 따라서, 혈당을 정상적으로 유지하는 것은 중요하다.

[0004] 이와 같이, 적절한 혈당 조절을 하기 위해서는 정확한 혈당 측정이 중요하나, 기존의 혈당 측정기의 대부분은 침습적인 방식으로 혈액을 채취하여 혈당을 측정하기 때문에 환자에게 고통과 불편함을 줄 수 있다. 따라서, 채혈을 하지 않고 혈당을 측정하는 비침습적 혈당 측정기의 개발이 요구되고 있다. 또, 정확한 혈당 농도의 측정 뿐만 아니라 동시에 혈당을 조절할 수 있는 혈당 조절 장치의 개발도 필요하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위하여, 본 발명은 신뢰성이 우수한 바이오 센싱 장치를 제공한다.

[0006] 본 발명은 고집적화된 바이오 센싱 장치를 제공한다.

[0007] 본 발명은 비침습적인 방식으로 인체의 글루코오스 농도를 정확하게 측정할 수 있는 바이오 센싱 장치를 제공한다.

[0008] 본 발명은 1회용으로 사용될 수 있는 바이오 센싱 장치를 제공한다.

[0009] 본 발명의 다른 목적들은 다음의 상세한 설명과 첨부한 도면으로부터 명확해 질 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 본 발명의 실시예들에 따른 바이오 센싱 장치는, 지지층, 상기 지지층의 양측에 배치되는 스페이서, 상기 스페이서 사이의 상기 지지층 위에 배치되는 바이오 센서, 및 상기 바이오 센서와 이격되도록 상기 스페이서 위에 배치되는 커버층을 포함한다. 상기 바이오 센서는 글루코오스 센서를 포함할 수 있고, 상기 지지층, 상기 스페이서, 및 상기 커버층에 의해 상기 바이오 센싱 장치의 정면에 땀을 흡수할 수 있는 땀흡수 겹이 정의될 수 있다.

[0011] 상기 글루코오스 센서는, 제1 전극 및 상기 제1 전극에 인접하게 배치되는 제2 전극을 포함할 수 있고, 상기 제

2 전극은 상기 제1 전극을 둘러쌀 수 있다.

- [0012] 상기 글루코오스 센서는 상기 제1 전극에 인접하게 배치되는 제3 전극을 더 포함할 수 있고, 상기 제2 전극 및 상기 제3 전극은 상기 제1 전극을 둘러쌀 수 있다.
- [0013] 상기 제1 전극은, 다공성 금속, 상기 다공성 금속 위에 배치되는 과산화수소 분해층, 및 상기 과산화수소 분해층 위에 배치되는 글루코오스 분해층을 포함할 수 있다.
- [0014] 상기 제1 전극의 직경은 800 ~ 1,000 μ m일 수 있고, 상기 글루코오스 센서의 직경은 2 ~ 3mm일 수 있다.
- [0015] 상기 제1 전극은 원형 형상 또는 다각형 형상을 가질 수 있고, 상기 글루코오스 센서의 아웃라인은 원형 형상 또는 다각형 형상을 가질 수 있다.
- [0016] 상기 바이오 센서는 상기 글루코오스 센서와 인접하게 배치되는 pH 센서를 더 포함할 수 있다.
- [0017] 상기 pH 센서는, 제2 전극 및 상기 제2 전극에 인접하게 배치되는 제1 전극을 포함할 수 있고, 상기 제1 전극은 상기 제2 전극을 둘러쌀 수 있다.
- [0018] 상기 pH 센서는, 제2 전극 및 상기 제2 전극과 인접하게 배치되는 두 개의 제1 전극을 포함할 수 있고, 상기 두 개의 제1 전극은 상기 제2 전극을 둘러쌀 수 있다.
- [0019] 상기 바이오 센서는, 상기 글루코오스 센서와 인접하게 배치되고, pH 센서 및 온도 센서 중에서 하나 또는 둘을 더 포함할 수 있다.
- [0020] 상기 글루코오스 센서는 땀 속의 글루코오스 농도를 측정할 수 있고, 상기 pH 센서는 상기 땀의 pH를 측정할 수 있으며, 상기 온도 센서는 상기 땀의 온도를 측정할 수 있다.
- [0021] 상기 글루코오스 센서에 의해 측정된 상기 글루코오스 농도는, 상기 pH 센서에 의해 측정된 상기 땀의 pH 및 상기 온도 센서에 의해 측정된 상기 땀의 온도 중에서 하나 또는 둘에 의해 보정될 수 있다.
- [0022] 상기 바이오 센싱 장치는 상기 지지층 위에 형성된 배선 패턴을 더 포함할 수 있다. 상기 배선 패턴은, 상기 글루코오스 센서에 연결되는 제1 배선 패턴, 상기 pH 센서에 연결되는 제2 배선 패턴, 및 상기 온도 센서에 연결되는 제3 배선 패턴을 포함할 수 있다.
- [0023] 상기 바이오 센싱 장치는 상기 배선 패턴 위에 배치되는 절연층을 더 포함할 수 있고, 상기 절연층은 상기 글루코오스 센서 및 상기 pH 센서를 노출할 수 있다.
- [0024] 상기 절연층은 상기 지지층과 상기 스페이서 사이에 배치될 수 있다.
- [0025] 상기 바이오 센싱 장치는 상기 글루코오스 센서 위에 배치되는 스크린층을 더 포함할 수 있다. 상기 글루코오스 센서는 땀 속의 글루코오스 농도를 측정할 수 있고, 상기 스크린층은 상기 글루코오스 센서에 제공되는 상기 땀에서 이물질을 제거할 수 있다.
- [0026] 상기 커버층은 땀흡수층으로 형성될 수 있다.
- [0027] 상기 바이오 센싱 장치는 상기 지지층 아래에 배치되는 방수층을 더 포함할 수 있다.
- [0028] 상기 지지층은 고분자 스트립일 수 있다.
- [0029] 상기 바이오 센서는, 제1 전극 및 상기 제1 전극에 인접하게 배치되는 제2 전극을 포함할 수 있고, 상기 제2 전극은 상기 제1 전극을 둘러쌀 수 있다.
- [0030] 상기 바이오 센서는 상기 제1 전극에 인접하게 배치되는 제3 전극을 더 포함할 수 있고, 상기 제2 전극 및 상기 제3 전극은 상기 제1 전극을 둘러쌀 수 있다.
- [0031] 상기 바이오 센서는, 제1 전극 및 상기 제1 전극과 인접하게 배치되는 두 개의 제2 전극을 포함할 수 있고, 상기 두 개의 제2 전극은 상기 제1 전극을 둘러쌀 수 있다.

발명의 효과

- [0032] 본 발명의 실시예들에 따른 바이오 센싱 장치는 우수한 신뢰성을 가질 수 있다. 상기 바이오 센싱 장치는 질병 진단이나 생체 신호 측정을 정확하게 할 수 있다.
- [0033] 본 발명의 실시예들에 따른 바이오 센싱 장치는 고집적화될 수 있다. 상기 바이오 센싱 장치에 포함되는 바이오

센서는 소형화될 수 있어 작은 면적에 복수 개의 다양한 센서들이 집적될 수 있다.

[0034] 본 발명의 실시예들에 따른 바이오 센싱 장치는 비침습적인 방식으로 인체의 글루코오스 농도를 정확하게 측정할 수 있다. 상기 바이오 센싱 장치는 땀 속의 글루코오스 농도를 측정할 수 있다. 상기 바이오 센싱 장치에 포함되는 글루코오스 센서 등의 바이오 센서가 소형화될 수 있어 적은 양의 땀으로도 글루코오스 농도가 정확하게 측정될 수 있다. 또, 상기 글루코오스 센서는 전기화학적 활성 표면이 큰 다공성 금속을 포함할 수 있어 적은 양의 땀으로도 글루코오스 농도가 정확하게 측정될 수 있다. 상기 바이오 센싱 장치는 상기 글루코오스 센서에 의해 측정된 글루코오스 농도가 pH 센서 및/또는 온도 센서에 의해 보정될 수 있어 글루코오스 농도를 더욱 정확하게 측정할 수 있다. 상기 바이오 센싱 장치는 스크린층에 의해 글루코오스 센싱에 사용되는 땀에서 이물질을 제거할 수 있다. 상기 바이오 센싱 장치는 방수층에 의해 글루코오스 센싱에 사용되는 땀이 외부로 배출되는 것을 방지할 수 있고, 글루코오스 센싱을 방해하는 외부의 수분 등 이물질이 바이오 센싱 장치 내부로 침투하는 것을 방지할 수 있다.

[0035] 본 발명의 실시예들에 따른 바이오 센싱 장치는 1회용으로 사용될 수 있다. 상기 바이오 센싱 장치는 스트립형으로 소형화될 수 있고, 땀흡수 겹을 통하여 땀을 용이하게 수집할 수 있어 1회용으로 간편하게 사용될 수 있다. 상기 바이오 센싱 장치는 커버층을 땀흡수층으로 형성함으로써 땀을 더욱 용이하게 수집할 수 있다. 상기 바이오 센싱 장치는 방수층을 포함하는 것에 의해 인체에 부착하여 사용될 수 있고, 땀이 적게 나거나 잘 나지 않는 사용자에게 부착되어 효과적으로 사용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0036] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오 센싱 장치의 평면도이다.
 도 2는 도 1의 바이오 센싱 장치의 분해 사시도이다.
 도 3은 도 1의 바이오 센싱 장치의 실제 이미지를 나타낸다.
 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 습도 센서의 평면도이다.
 도 5는 도 4의 습도 센서의 캘리브레이션 커브를 나타낸다.
 도 6은 본 발명의 다른 실시예에 따른 습도 센서의 평면도이다.
 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 글루코오스 센서의 평면도이다.
 도 8은 도 7의 글루코오스 센서의 분해 사시도이다.
 도 9는 도 7의 글루코오스 센서의 캘리브레이션 커브를 나타낸다.
 도 10은 글루코오스 센서의 크기와 센싱에 필요한 땀의 최소 부피와의 관계를 나타낸다.
 도 11은 글루코오스 센서의 다공성 금속과 글루코오스 분해층의 SEM 이미지를 나타낸다.
 도 12는 다공성 금속과 평면형 금속의 과산화수소 센싱 성능을 비교하여 나타낸다.
 도 13은 다공성 금속과 평면형 금속의 CV 곡선을 비교하여 나타낸다.
 도 14 내지 도 15는 본 발명의 다른 실시예들에 따른 글루코오스 센서의 평면도이다.
 도 16 내지 도 18은 본 발명의 또 다른 실시예들에 따른 글루코오스 센서의 평면도이다.
 도 19는 본 발명의 일 실시예에 따른 pH 센서의 평면도이다.
 도 20은 도 19의 pH 센서의 캘리브레이션 커브를 나타낸다.
 도 21은 본 발명의 다른 실시예에 따른 pH 센서의 평면도이다.
 도 22 내지 도 24는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 pH 센서의 평면도이다.
 도 25는 본 발명의 일 실시예에 따른 온도 센서의 평면도이다.
 도 26은 도 25의 온도 센서의 캘리브레이션 커브를 나타낸다.
 도 27은 pH 변화에 따른 글루코오스 센서의 글루코오스 농도의 측정값의 변화를 나타낸다.

도 28은 pH 측정값에 의한 글루코오스 농도의 측정값의 보정을 설명하기 위한 도면이다.

도 29 내지 도 38은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오 센싱 장치의 형성 방법을 나타낸다.

도 39는 본 발명의 다른 실시예에 따른 바이오 센싱 장치의 평면도이다.

도 40은 도 39의 바이오 센싱 장치의 분해 사시도이다.

도 41은 도 39의 바이오 센싱 장치의 정면도이다.

도 42는 도 39의 바이오 센싱 장치의 실제 이미지를 나타낸다.

도 43은 도 39의 바이오 센싱 장치의 사용 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 44 내지 도 47은 본 발명의 다른 실시예에 따른 바이오 센싱 장치의 형성 방법을 나타낸다.

도 48은 본 발명의 일 실시예에 따른 약물 전달 장치의 사시도이다.

도 49는 도 48의 약물 전달 장치의 분해 사시도이다.

도 50은 도 48의 약물 전달 장치의 실제 이미지를 나타낸다.

도 51은 본 발명의 일 실시예에 따른 약물 전달부의 부분 확대도를 나타낸다.

도 52는 본 발명의 일 실시예에 따른 상변화 나노 입자를 나타낸다.

도 53 내지 도 55는 본 발명의 일 실시예에 따른 약물 전달부의 형성 방법을 나타낸다.

도 56은 본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 바이오 시스템을 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0037] 이하, 실시예들을 통하여 본 발명을 상세하게 설명한다. 본 발명의 목적, 특징, 장점은 이하의 실시예들을 통해 쉽게 이해될 것이다. 본 발명은 여기서 설명되는 실시예들에 한정되지 않고, 다른 형태로 구체화될 수도 있다. 여기서 소개되는 실시예들은 개시된 내용이 철저하고 완전해질 수 있도록 그리고 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 본 발명의 사상이 충분히 전달될 수 있도록 하기 위해 제공되는 것이다. 따라서, 이하의 실시예들에 의하여 본 발명이 제한되어서는 안 된다.
- [0038] 본 명세서에서 제1, 제2 등의 용어가 다양한 요소들(elements)을 기술하기 위해서 사용되었지만, 상기 요소들이 이 같은 용어들에 의해서 한정되어서는 안 된다. 이러한 용어들은 단지 상기 요소들을 서로 구별시키기 위해서 사용되었을 뿐이다. 또, 어떤 요소가 다른 요소 위에 있다고 언급되는 경우에 그것은 다른 요소 위에 직접 형성될 수 있거나 또는 그들 사이에 제3의 요소가 개재될 수도 있다는 것을 의미한다.
- [0039] 도면들에서 요소의 크기, 또는 요소들 사이의 상대적인 크기는 본 발명에 대한 더욱 명확한 이해를 위해서 다소 과장되게 도시될 수 있다. 또, 도면들에 도시된 요소의 형상이 제조 공정상의 변이 등에 의해서 다소 변경될 수 있을 것이다. 따라서, 본 명세서에서 개시된 실시예들은 특별한 언급이 없는 한 도면에 도시된 형상으로 한정되어서는 안 되며, 어느 정도의 변형을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.
- [0040] 본 명세서에서 기재된 'A'가 원형 형상을 갖는다는 것은 'A'가 원형 형상 뿐만 아니라 타원형 형상도 가질 수 있다는 것을 의미한다.
- [0041] 본 명세서에서 기재된 'A'가 'B'를 둘러싼다는 것은 'A'가 'B'를 완전히 둘러싸지 않더라도 'A'가 'B'의 중심을 바라보도록 신장하는 형상을 가질 수 있다는 것을 의미한다.
- [0042] 본 명세서에서 바이오 센싱 장치와 약물 전달 장치는 땀 속의 글루코오스 농도를 측정하고, 이를 이용하여 사용자의 인체 내 글루코오스를 조절하는 내용을 예로 들어 설명하고 있으나 이에 한정되지 않고 다양하게 활용될 수 있다. 예를 들어, 땀 속의 글루코오스 농도 이외에 인체의 다양한 분비물, 예를 들어, 소변 속의 글루코오스 농도를 측정하고, 이를 이용하여 사용자의 인체 내 글루코오스를 조절할 수 있다. 또, 측정 및 조절 대상이 글루코오스 이외의 것으로 확장될 수 있다.

- [0044] **[패치형 바이오 센싱 장치]**
- [0046] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오 센싱 장치의 평면도이고, 도 2는 도 1의 바이오 센싱 장치의 분해 사시도이며, 도 3은 도 1의 바이오 센싱 장치의 실제 이미지를 나타낸다.
- [0047] 도 1 내지 도 3을 참조하면, 바이오 센싱 장치(10)는 바이오 센서(100), 배선 패턴(150), 지지층(160), 제1 절연층(161), 제2 절연층(162), 스크린층(170), 땀흡수층(180), 및 방수층(190)을 포함할 수 있다.
- [0048] 바이오 센서(100)는 습도 센서(110), 글루코오스 센서(120), pH 센서(130), 및 온도 센서(140)를 포함할 수 있고, 배선 패턴(150)은 제1 배선 패턴(151), 제2 배선 패턴(152), 제3 배선 패턴(153), 및 제4 배선 패턴(154)을 포함할 수 있다. 배선 패턴(150)은 전도성 물질, 예를 들어, 금(Au), 백금(Pt), 알루미늄(Al), 니켈(Ni) 등의 금속이나 ITO 등의 금속 산화물로 형성될 수 있다. 또, 배선 패턴(150)은 크롬층/금층(Cr/Au) 등의 이중층으로 형성될 수 있다.
- [0049] 습도 센서(110)는 제1 전극(111) 및 제2 전극(112)을 포함할 수 있다. 습도 센서(110)의 제1 전극(111) 및 제2 전극(112)은 전기적으로 서로 분리된 제1 배선 패턴(151) 위에 배치될 수 있다. 습도 센서(110)는 제1 배선 패턴(151)에 의해 외부 장치와 전기적으로 연결될 수 있다. 제1 배선 패턴(151)은 구불구불한 형상을 가질 수 있다.
- [0050] 습도 센서(110)는 제1 전극(111)과 제2 전극(112)간 임피던스를 측정하는 것에 의해 땀의 양(습도)을 측정할 수 있다. 습도 센서(110)는 글루코오스 센서(120)에 의한 글루코오스 농도 측정값을 신뢰할 수 있게 하는 땀의 임계 양(임계 습도)을 설정하고, 땀의 양을 모니터링한다. 습도 센서(110)에 의해 측정된 습도값이 상기 임계 습도값 이상이면, 글루코오스 센서(120), pH 센서(130), 및 온도 센서(140)가 측정을 시작한다.
- [0051] 글루코오스 센서(120)는 제1 전극(121), 제2 전극(122), 및 제3 전극(123)을 포함할 수 있다. 제1 전극(121)은 작업 전극(working electrode)일 수 있고, 제2 전극(122)은 상대 전극(counter electrode)일 수 있으며, 제3 전극(123)은 기준 전극(reference electrode)일 수 있다. 본 실시예에서, 글루코오스 센서(120)는 3전극 센서이나, 이에 제한되지 않으며, 2전극 센서로 형성될 수 있다.
- [0052] 글루코오스 센서(120)의 제1 전극(121), 제2 전극(122), 및 제3 전극(123)은 전기적으로 서로 분리된 제2 배선 패턴(152) 위에 배치될 수 있다. 글루코오스 센서(120)는 제2 배선 패턴(152)에 의해 외부 장치와 전기적으로 연결될 수 있다. 제2 배선 패턴(152)은 구불구불한 형상을 가질 수 있다.
- [0053] 글루코오스 센서(120)는 습도 센서(110)에 의해 측정된 습도값이 상기 임계 습도값 이상이면 땀 속의 글루코오스 농도를 측정한다. 글루코오스 센서(120)는 제2 전극(122)과 제3 전극(123)이 제1 전극(121)을 둘러싸는 구조를 가짐으로써 글루코오스 센서(120)뿐만 아니라 바이오 센싱 장치(10) 전체가 고집적화될 수 있다. 또, 제1 전극(121)은 약 1,000 μ m 이하의 직경을 갖는 작은 크기로 형성될 수 있고, 이에 의해 약 1 μ l의 적은 양의 땀으로도 땀 속의 글루코오스 농도를 정확하게 측정할 수 있다.
- [0054] 글루코오스 센서(120)는 하나 또는 둘 이상 배치될 수 있다. 둘 이상의 글루코오스 센서(120)가 적절한 위치에 배치되는 것에 의해 땀 속 글루코오스 농도가 더욱 정확하게 측정될 수 있다.
- [0055] pH 센서(130)는 제1 전극(131) 및 제2 전극(132)을 포함할 수 있다. 제1 전극(131)은 작업 전극일 수 있고, 제2 전극(132)은 기준 전극 및/또는 상대 전극 일 수 있다. 또는, 이와 반대로 제1 전극(131)이 기준 전극 및/또는 상대 전극일 수 있고, 제2 전극(132)이 작업 전극일 수 있다. 본 실시예에서, pH 센서(130)는 2전극 센서이나, 이에 제한되지 않으며, 글루코오스 센서(120)와 같이 3전극 센서로 형성될 수 있다.
- [0056] pH 센서(130)의 제1 전극(131) 및 제2 전극(132)은 전기적으로 서로 분리된 제3 배선 패턴(153) 위에 배치될 수 있다. pH 센서(130)는 제3 배선 패턴(153)에 의해 외부 장치와 전기적으로 연결될 수 있다. 제3 배선 패턴(153)은 구불구불한 형상을 가질 수 있다.
- [0057] pH 센서(130)는 습도 센서(110)에 의해 측정된 습도값이 상기 임계 습도값 이상이면 땀의 pH를 측정한다. pH 센서(130)는 제1 전극(131)과 제2 전극(132) 간 OCP(open circuit potential) 변화를 측정하는 것에 의해 땀의 pH를 측정할 수 있다. pH 센서(130)에 의해 측정된 pH값에 따라 글루코오스 농도 측정값이 실시간으로 보정될 수 있다.
- [0058] pH 센서(130)는 하나 또는 둘 이상 배치될 수 있다. 둘 이상의 pH 센서(130)가 적절한 위치에 배치되는 것에 의

해 땀의 pH가 더욱 정확하게 측정될 수 있다. 또, pH 센서(130)는 제2 전극(132) 주위에 두 개의 제1 전극(131)이 배치됨으로써 실질적으로 두 개의 pH 센서로 기능할 수 있다. 두 개의 제1 전극(131)은 제2 전극(132)을 둘러쌀 수 있다. 따라서, 글루코오스 센서(120)를 사이에 두고 서로 이격 배치된 두 개의 제2 전극(132)과 제2 전극(132) 주위에 배치된 두 쌍의 제1 전극(131)은 실질적으로 네 개의 pH 센서로 기능할 수 있다.

[0059] 온도 센서(140)는 제1 절연층(161) 위에 배치되어 서로 분리된 제4 배선 패턴(154)에 각각 연결된다. 온도 센서(140)와 제4 배선 패턴(154)은 구불구불한 형상을 가질 수 있다.

[0060] 온도 센서(140)는 습도 센서(110)에 의해 측정된 습도값이 상기 임계 습도값 이상이면 땀의 온도를 측정한다. 온도 센서(140)는 저항체로서 온도 변화에 따른 전기저항값을 측정하여 땀의 온도를 측정할 수 있다. 온도 센서(140)에 의해 측정된 온도값에 따라 글루코오스 농도 측정값이 실시간으로 보정될 수 있다.

[0061] 바이오 센서(100)는 글루코오스 농도를 더욱 정확하게 측정하기 위해 습도 센서(110), pH 센서(130), 및 온도 센서(140)를 포함하나 제한이 있는 것은 아니다. 상기 센서들을 포함하지 않거나 하나 또는 둘 이상 선택하여 포함할 수 있다.

[0062] 지지층(160)은 바이오 센서(100) 및 배선 패턴(150) 아래에 배치되어 바이오 센서(100) 및 배선 패턴(150)을 지지한다. 지지층(160)은 실리콘 고분자(silicone polymer), 예를 들어, PDMS(polydimethylsiloxane)로 형성될 수 있다. 지지층(160)은 실리콘 패치(silicone patch)일 수 있다.

[0063] 제1 절연층(161)은 배선 패턴(150)과 지지층(160) 사이에 배치되고, 제2 절연층(162)은 배선 패턴(150) 위에 배치된다. 제1 절연층(161) 및/또는 제2 절연층(162)은 구불구불한 형상을 가질 수 있고, 신축성을 가질 수 있다. 제1 절연층(161) 및 제2 절연층(162)은, 예를 들어, 폴리이미드, 에폭시 등으로 형성될 수 있다. 제2 절연층(162)은 바이오 센서(100)와 배선 패턴(150)의 말단 영역을 노출시키고, 이에 의해 바이오 센서(100)는 땀과 접촉할 수 있고, 배선 패턴(150)의 상기 말단 영역은 외부 장치와 전기적으로 연결될 수 있다. 단, 제2 절연층(162)은 온도 센서(140)를 노출시키지 않고 덮을 수 있다.

[0064] 스크린층(170)은 글루코오스 센서(120) 위에 배치된다. 스크린층(170)은 땀흡수층(180)을 통하여 흡수된 땀에서 글루코오스를 센싱하는데 방해가 될 수 있는 이물질(약물 등 포함)을 걸러낼 수 있다. 또, 스크린층(170)은 글루코오스 센서(120)의 제1 전극(121)의 글루코오스 분해층(도 8의 121c)을 안정적으로 고정시킬 수 있다. 스크린층(170)은, 예를 들어, 나피온(Nafion®) 등으로 형성될 수 있다.

[0065] 땀흡수층(180)은 바이오 센서(100) 위에 배치된다. 땀흡수층(180)은 땀을 흡수하여 바이오 센서(100)에 제공한다. 인체에서 배출되는 땀의 양이 적은 경우라 하더라도 땀이 땀흡수층(180)에 의해 흡수되어 빠르고 용이하게 수집될 수 있다. 땀흡수층(180)은 땀을 잘 흡수하고 배출할 수 있는 다공성 소재, 예를 들어, 솜과 같은 섬유질 소재로 형성될 수 있다.

[0066] 방수층(190)은 지지층(160) 아래에 배치된다. 방수층(190)은 바이오 센싱 장치(10)가 인체에 부착된 후 땀 이외의 수분이 바이오 센서(100)로 침투하는 것을 방지할 수 있고, 지지층(160) 영역 내 땀흡수층(180)으로 땀이 수집되는 것을 도울 수 있다. 또, 방수층(190)은 지지층(160)이 더욱 안정적으로 인체에 부착될 수 있게 한다. 방수층(190)은, 예를 들어, 테가덤(Tegaderm®)으로 형성될 수 있다.

[0068] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 습도 센서의 평면도이다.

[0069] 도 4를 참조하면, 습도 센서(110)는 제1 전극(111) 및 제2 전극(112)을 포함할 수 있다. 제1 전극(111)과 제2 전극(112)은 빗 형상을 가질 수 있다. 제1 전극(111)의 빗살이 제2 전극(112)의 홈으로 삽입되고, 제2 전극(112)의 빗살이 제1 전극(111)의 홈으로 삽입되어, 제1 전극(111)의 빗살과 제2 전극(112)의 빗살이 교대로 배치될 수 있다. 습도 센서(110)의 아웃라인(outline)은 원형 형상을 갖지만 이에 제한되지 않으며 다각형 형상을 가질 수 있다. 도 6을 참조하면, 습도 센서(110)의 아웃라인은 사각형 형상을 가질 수 있다. 습도 센서(110)의 직경은 약 2 ~ 3mm일 수 있다. 제1 전극(111) 및 제2 전극(112)은 PEDOT(poly(3,4-ethylenedioxythiophene)) 등의 전도성 물질로 형성될 수 있다.

[0071] 도 5는 도 4의 습도 센서의 캘리브레이션 커브를 나타낸다.

[0072] 도 5를 참조하면, 땀이 없는 건조한 상태에서는 제1 전극(111)과 제2 전극(112) 간 임피던스가 약 $10^7 \Omega$ 이나 땀

의 양이 약 $1\mu\text{l}$ 이상이면 임피던스가 약 $10^3\Omega$ 이하로 감소한다. 이와 같이, 습도 센서(110)는 제1 전극(111)과 제2 전극(112) 간 임피던스를 측정하는 것에 의해 습도를 측정할 수 있다.

- [0074] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 글루코오스 센서의 평면도이고, 도 8은 도 7의 글루코오스 센서의 분해 사 시도이다.
- [0075] 도 7 및 도 8을 참조하면, 글루코오스 센서(120)는 제1 전극(121), 제2 전극(122), 및 제3 전극(123)을 포함할 수 있다. 제1 전극(121)과 글루코오스 센서(120)의 아웃라인은 원형 형상을 갖지만 이에 제한되지 않는다. 도 14 및 도 15를 참조하면, 제1 전극(121)과 글루코오스 센서(120)의 아웃라인은 사각형이나 삼각형 등의 다각형 형상을 가질 수 있다. 제1 전극(121)의 직경은 약 $800 \sim 1,000\mu\text{m}$ 일 수 있고, 글루코오스 센서(120)의 직경은 약 $2 \sim 3\text{mm}$ 일 수 있다.
- [0076] 제1 전극(121)은 다공성 금층(121a)과, 다공성 금층(121a) 위에 배치된 과산화수소 분해층(121b)과, 과산화수소 분해층(121c) 위에 배치된 글루코오스 분해층(121c)을 포함할 수 있다. 글루코오스 분해층(121c)은 글루코오스 분해 효소인 글루코오스 옥시다아제를 포함할 수 있고, 땀 속의 글루코오스를 분해하여 과산화수소를 형성할 수 있다. 과산화수소 분해층(121b)은 과산화수소 분해의 촉매 역할을 하는 프러시안 블루(Prussian blue)를 포함할 수 있고, 글루코오스 분해층(121c)에서 글루코오스가 분해되어 형성된 과산화수소를 분해할 수 있다. 다공성 금층(121a)은 과산화수소의 분해에 의해 발생하는 전자를 포획할 수 있다. 즉, 땀 속에 글루코오스가 존재하면, 글루코오스 분해층(121c)이 상기 글루코오스를 분해하여 과산화수소를 생성하고, 과산화수소 분해층(121b)이 상기 과산화수소를 분해하여 전자를 생성하며, 다공성 금층(121a)이 생성된 전자를 포획하여 전기 신호를 발생한다. 상기 전기 신호에 의해 글루코오스 농도가 측정될 수 있다.
- [0077] 다공성 금층(121a)은 전기화학적 활성 표면을 최대화할 수 있어 과산화수소 분해층(121b)에 의해 분해된 과산화수소의 농도를 정확하게 측정할 수 있다. 이에 의해 약 $1\mu\text{l}$ 의 적은 양의 땀으로도 땀 속 글루코오스 농도를 정확하게 측정할 수 있다. 또, 다공성 금층(121a)은 다공성 구조에 의해 글루코오스 분해층을 안정적으로 고정시킬 수 있다.
- [0078] 제2 전극(122)은 크롬층/백금층(Cr/Pt) 등의 전도성 물질로 형성될 수 있고, 제3 전극(123)은 은층/염화은층(Ag/AgCl) 등의 전도성 물질로 형성될 수 있다.
- [0080] 도 9는 도 7의 글루코오스 센서의 캘리브레이션 커브를 나타낸다.
- [0081] 도 9를 참조하면, 사람의 땀 속의 전형적인 글루코오스 농도 범위인 $10\mu\text{M} \sim 1\text{mM}$ 에서 글루코오스 농도가 증가할수록 글루코오스 센서의 측정값이 비례하여 증가한다. 이는 글루코오스 센서에 의해 땀 속 글루코오스 농도가 정확하게 측정될 수 있음을 나타낸다.
- [0083] 도 10은 글루코오스 센서의 크기와 센싱에 필요한 땀의 최소 부피와의 관계를 나타낸다.
- [0084] 도 10을 참조하면, 글루코오스 센서의 작업 전극인 제1 전극의 직경(Dw)이 감소함에 따라 글루코오스 농도를 측정하는데 요구되는 땀의 양이 약 $1\mu\text{l}$ 정도의 적은 양까지 감소될 수 있다.
- [0086] 도 11은 글루코오스 센서의 다공성 금층과 글루코오스 분해층의 SEM 이미지를 나타낸다. 좌측의 이미지는 다공성 금층을 나타내고 우측의 이미지는 글루코오스 분해층(글루코오스 옥시다아제)을 나타낸다.
- [0087] 도 11을 참조하면, 다공성 금층은 전기 도금(electrodeposition)에 의해 형성되고, 글루코오스 분해층은 드랍 캐스팅(drop casting)에 의해 다공성 금층 위에 가교되어 형성된다. 다공성 금층의 다공성 구조에 의해 글루코오스 분해층이 다공성 금층 위에 안정적으로 고정될 수 있다.
- [0089] 도 12는 다공성 금층과 평면형 금층의 과산화수소 센싱 성능을 비교하여 나타낸다.
- [0090] 도 12를 참조하면, 과산화수소 분해층(프러시안 블루)이 증착된 다공성 금층(Porous Au)은 과산화수소 농도가

증가할수록 그 측정값도 과산화수소 농도에 비례하여 증가하나 과산화수소 분해층이 증착된 평면형 금층(Planar Au)은 과산화수소가 증가하여도 그 측정값이 비례하여 변화하지 않는다. 다공성 금층이 평면형 금층에 비하여 전기화학 활성 표면이 더 크기 때문에 과산화수소 농도에 대한 센싱 능력이 우수하다.

[0092] 도 13은 다공성 금층과 평면형 금층의 CV 곡선을 비교하여 나타낸다.

[0093] 도 13을 참조하면, 다공성 금층이 평면형 금층에 비하여 높은 전하 저장 커패시턴스를 갖는다. 또, 다공성 금층이 평면형 금층에 비하여 계면 임피던스가 낮다.

[0095] 도 16 내지 도 18은 본 발명의 또 다른 실시예들에 따른 글루코오스 센서의 평면도이다.

[0096] 도 16 내지 도 18을 참조하면, 글루코오스 센서(120)는 제1 전극(121) 및 제2 전극(122)을 포함할 수 있다. 제1 전극(121)은 작업 전극일 수 있고, 제2 전극(122)은 기준 전극 및/또는 상대 전극일 수 있다. 즉, 글루코오스 센서(120)는 2전극 센서일 수 있다. 제2 전극(122)은 제1 전극(121)을 둘러쌀 수 있다. 제1 전극(121)과 글루코오스 센서(120)의 아웃라인은 원형 형상 또는 사각형이나 삼각형 등의 다각형 형상을 가질 수 있다.

[0098] 도 19는 본 발명의 일 실시예에 따른 pH 센서의 평면도이다.

[0099] 도 19를 참조하면, pH 센서(130)는 제1 전극(131)과 제2 전극(132)을 포함할 수 있다. 제2 전극(132) 주위에 두 개의 제1 전극(131)이 배치되어 pH 센서(130)는 실질적으로 두 개의 pH 센서로 기능할 수 있다. 제2 전극(132)과 pH 센서(130)의 아웃라인은 원형 형상을 갖지만 이에 제한되지 않는다. 도 21을 참조하면, 제2 전극(132)과 pH 센서(130)의 아웃라인은 사각형 등의 다각형 형상을 가질 수 있다. 제2 전극(132)의 직경은 약 800 ~ 1,000 μm 일 수 있고, pH 센서(130)의 직경은 약 2 ~ 3mm일 수 있다. 제1 전극(131)은 폴리아닐린 등의 전도성 물질로 형성될 수 있고, 제2 전극(132)은 은층/염화은층(Ag/AgCl) 등의 전도성 물질로 형성될 수 있다.

[0101] 도 20은 도 19의 pH 센서의 캘리브레이션 커브를 나타낸다.

[0102] 도 20을 참조하면, 시간이 흐름에 따라 제1 전극(131)과 제2 전극(132) 간 OCP(open circuit potential)가 -80mV에서 160mV로 증가할 때 pH 센서에 의해 측정된 pH값이 7에서 4로 감소한다. 이와 같이, 제1 전극(131)과 제2 전극(132) 간 OCP를 측정하는 것에 의해 땀의 pH를 측정할 수 있다.

[0104] 도 22 내지 도 24는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 pH 센서의 평면도이다.

[0105] 도 22 내지 도 24를 참조하면, pH 센서(130)는 제1 전극(131) 및 제2 전극(132)을 포함할 수 있다. 제1 전극(131)은 작업 전극일 수 있고, 제2 전극(132)은 기준 전극 및/또는 상대 전극일 수 있다. 또는 이와 반대로, 제1 전극(131)이 기준 전극 및/또는 상대 전극일 수 있고, 제2 전극(132)이 작업 전극일 수 있다. 제1 전극(131)은 제2 전극(132)을 둘러쌀 수 있다. 제2 전극(132)과 pH 센서(132)의 아웃라인은 원형 형상 또는 사각형이나 삼각형 등의 다각형 형상을 가질 수 있다.

[0107] 도 25는 본 발명의 일 실시예에 따른 온도 센서의 평면도이다.

[0108] 도 25를 참조하면, 온도 센서(140)는 저항체로서 온도 변화에 따른 전기저항값을 측정하여 땀의 온도를 측정할 수 있다. 온도 센서(140)는 구불구불한 형상을 가질 수 있다. 온도 센서(140)는 크롬층/백금층(Cr/Pt) 등의 금속으로 형성될 수 있다.

[0110] 도 26은 도 25의 온도 센서의 캘리브레이션 커브를 나타낸다.

[0111] 도 26을 참조하면, 온도가 20℃에서 60℃로 증가할 때 온도 센서의 저항이 약 820 Ω 에서 약 880 Ω 으로 증가한다. 이와 같이, 온도 변화에 따른 온도 센서의 전기저항을 측정하는 것에 의해 땀의 온도를 측정할 수 있다.

다.

- [0113] 도 27은 pH 변화에 따른 글루코오스 센서의 글루코오스 농도의 측정값의 변화를 나타낸다.
- [0114] 도 27을 참조하면, 땀 속에는 젖산과 같은 신진대사 분비물이 포함되어 있어 땀의 pH는 4 ~ 6 범위 내로 낮아질 수 있다. pH 5에서 글루코오스 농도의 실제값과 글루코오스 센서에 의한 측정값이 같다면, pH 4에서는 글루코오스 농도의 측정값이 실제값보다 작을 수 있고, pH 6 및 pH 7에서는 글루코오스 농도의 측정값이 실제값보다 클 수 있다.
- [0116] 도 28은 pH 측정값에 의한 글루코오스 농도의 측정값의 보정을 설명하기 위한 도면이다.
- [0117] 도 28을 참조하면, 땀 속 글루코오스 농도를 0.3mM로 일정하게 유지한 상태에서 pH가 변화될 때 글루코오스 농도의 측정값이 보정된다. 좌측 도면은 pH를 5 => 4 => 5로 변화시킨 경우를 나타내는데 pH가 5에서 4로 낮아지는 경우 글루코오스 농도의 측정값이 실제값인 0.3mM보다 작아지므로 측정값을 올려서 글루코오스 농도를 실제값인 0.3mM로 보정할 수 있다. 우측 도면은 pH를 5 => 6 => 5로 변화시킨 경우를 나타내는데 pH가 5에서 6으로 높아지는 경우 글루코오스 농도의 측정값이 실제값인 0.3mM보다 커지므로 측정값을 내려서 글루코오스 농도를 실제값인 0.3mM로 보정할 수 있다. 이와 같이, pH의 변화에 따라 글루코오스 센서에 의해 측정된 글루코오스 농도를 실시간으로 보정함으로써 글루코오스 농도를 정확하게 측정할 수 있다.
- [0119] 도 29 내지 도 38은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오 센싱 장치의 형성 방법을 나타낸다. 도 29, 도 31, 도 33, 도 35, 및 도 37은 형성 과정에서 바이오 센싱 장치의 사시도를 나타내고, 도 30, 도 32, 도 34, 도 36, 및 도 38은 상기 사시도의 영역별 단면도를 나타낸다. 제1 영역(A)은 습도 센서가 형성되는 영역을 나타내고, 제2 영역(B)은 글루코오스 센서가 형성되는 영역을 나타내고, 제3 영역(C)은 pH 센서가 형성되는 영역을 나타내며, 제4 영역(D)은 온도 센서가 형성되는 영역을 나타낸다.
- [0120] 도 29 및 도 30을 참조하면, 희생 기판(500) 위에 제1 절연층(161)을 형성한다. 희생 기판(500)은, 예를 들어, 실리콘 기판일 수 있다. 제1 절연층(161)은, 예를 들어, 폴리이미드를 스핀 코팅하는 것에 의해 형성될 수 있다.
- [0121] 제1 절연층(161) 위에 배선 패턴(150)을 형성한다. 배선 패턴(150)은 제1 배선 패턴(151), 제2 배선 패턴(152), 제3 배선 패턴(153), 및 제4 배선 패턴(154)을 포함할 수 있다. 배선 패턴(150)은 전도성 물질, 예를 들어, 금(Au), 백금(Pt), 알루미늄(Al), 니켈(Ni) 등의 금속이나 ITO 등의 금속 산화물로 형성될 수 있다. 또, 배선 패턴(150)은 크롬층/금층(Cr/Au) 등의 이중층으로 형성될 수 있다. 예를 들어, 배선 패턴(150)은 제1 절연층(161) 위에 크롬층과 금층을 차례로 형성한 후 패터닝하는 것에 의해 형성될 수 있다. 배선 패턴(150)은 구불구불한 형상을 갖도록 형성될 수 있다. 제4 배선 패턴(154)은 제4 영역(D)에서 서로 연결되지 않고 분리된다.
- [0122] 도 31 및 도 32를 참조하면, 제2 영역(B)에 글루코오스 센서의 제2 전극(122)을 형성하고, 제4 영역(D)에 온도 센서(140)를 형성한다. 예를 들어, 글루코오스 센서의 제2 전극(122)과 온도 센서(140)는 배선 패턴(150)이 형성된 제1 절연층(161) 위에 스퍼터링과 같은 물리기상증착 공정을 수행하여 크롬층과 백금층을 차례로 형성한 후 패터닝하는 것에 의해 동시에 형성될 수 있다. 글루코오스 센서의 제2 전극(122)은 제2 배선 패턴(152) 위에 형성되고, 온도 센서(140)는 제1 절연층(161) 위에 형성된다. 온도 센서(140)는 서로 분리된 제4 배선 패턴(154)을 연결하도록 형성된다.
- [0123] 도 33 및 도 34를 참조하면, 희생 기판(500) 위에 배선 패턴(150)을 덮는 제2 절연층(162)을 형성한다. 예를 들어, 제2 절연층(162)은 글루코오스 센서의 제2 전극(122)과 온도 센서(140)가 형성된 제1 절연층(161) 위에 에폭시를 스핀 코팅하여 에폭시층을 형성한 후 상기 에폭시층을 패터닝하는 것에 의해 형성될 수 있다. 상기 에폭시층이 패터닝될 때 제1 절연층(161)도 패터닝되어 배선 패턴(150)과 온도 센서(140) 이외의 영역에서 제거될 수 있다. 상기 패터닝에 의해 제1 절연층(161)과 제2 절연층(162)은 구불구불한 형상을 가질 수 있다. 제2 절연층(162)은 제1 영역(A), 제2 영역(B), 제3 영역(C) 및 배선 패턴(150)의 말단 영역을 노출시킨다. 제2 절연층(162)은 온도 센서(140)를 노출시키지 않고 덮을 수 있다.
- [0124] 도 35 및 도 36을 참조하면, 제2 절연층(162)까지 형성된 희생 기판(500) 위의 결과물을 지지층(160)으로 전사

한다. 예를 들어, 상기 결과물은 수용성 테이프에 의해 지지층(160)으로 전사될 수 있고, 전사 후 상기 수용성 테이프는 물에 의해 제거될 수 있다.

- [0125] 제1 영역(A)의 제1 배선 패턴(151) 위에 습도 센서(140)를 형성한다. 습도 센서(110)는 제1 전극(111) 및 제2 전극(112)을 포함할 수 있다. 습도 센서(110)의 제1 전극(111) 및 제2 전극(112)은 전기적으로 서로 분리된 제1 배선 패턴(151) 위에 형성될 수 있다.
- [0126] 예를 들어, 습도 센서(110)는 0.01M의 3,4-에틸렌디옥시티오펜(ethylenedioxythiophene)과 0.1M의 LiClO_4 을 포함하는 아세토니트릴 용액을 제1 영역(A)에 제공하여 전기도금 공정을 수행하는 것에 의해 PEDOT로 형성될 수 있다.
- [0127] 제2 영역(B)의 제2 배선 패턴(152) 위에 글루코오스 센서(120)의 제3 전극(123)을 형성하고, 제3 영역(C)의 제3 배선 패턴(153) 위에 pH 센서(130)의 제2 전극(132)을 형성한다.
- [0128] 글루코오스 센서(120)의 제3 전극(123)과 pH 센서(130)의 제2 전극(132)은, 예를 들어, 은층/염화은층(Ag/AgCl)로 형성될 수 있다.
- [0129] 상기 은층은 제2 영역(B)과 제3 영역(C)에 5mM의 AgNO_3 와 1M의 KNO_3 의 수용액을 제공하여 전기도금 공정을 수행하는 것에 의해 형성될 수 있다. 상기 염화은층은 상기 은층이 형성된 영역에 0.1M의 KCl과 0.01M의 HCl의 수용액을 제공하고 전기도금 공정을 수행하여 상기 은층의 상부를 염소화하는 것에 의해 형성될 수 있다.
- [0130] 제2 영역(B)에서 제2 배선 패턴(152) 위에 글루코오스 센서(120)의 제1 전극(121)을 형성한다. 제1 전극(121)은 다공성 금층(121a), 과산화수소 분해층(121b), 및 글루코오스 분해층(121c)을 포함할 수 있다.
- [0131] 다공성 금층(121a)은 제2 영역(B)에 2mM의 HAuCl_4 을 포함하는 2M의 황산 수용액을 제공하여 전기도금 공정을 수행하는 것에 의해 형성될 수 있다.
- [0132] 과산화수소 분해층(121b)은 다공성 금층(121a)이 형성된 제2 영역(B)에 10mM의 KCl, 2.5mM의 $\text{K}_3[\text{Fe}(\text{CN})_6]$, 및 2.5mM의 $\text{FeCl}_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ 을 포함하는 0.1M의 염산 수용액을 제공하고 전기도금 공정을 수행하여 다공성 금층(121a) 위에 프러시안 블루를 증착시키는 것에 의해 형성될 수 있다.
- [0133] 글루코오스 분해층(121c)은 과산화수소 분해층(121b)에 글루코오스 옥시다아제(GOx)를 고정시키는 것에 의해 형성될 수 있다. 먼저 2wt%의 아세트산에 키토산을 녹여 1wt%의 키토산 용액을 형성한다. 상기 키토산 용액을 박리 그래파이트(exfoliated graphite)를 포함하는 1X PBS(phosphate buffered saline)와 혼합하여 키토산-그래핀 혼합 용액을 형성한다. 상기 키토산-그래핀 혼합 용액에 글루코오스 옥시다아제와 BSA(bovine serum albumin)를 각각 0.05g/mL와 0.01g/mL의 농도가 되도록 첨가하여 GOx-BSA 혼합 용액을 형성한다. 또, 상기 키토산-그래핀 혼합 용액에 글루코오스 옥시다아제를 0.05g/mL의 농도가 되도록 첨가하여 GOx 혼합 용액을 형성한다. 상기 GOx-BSA 혼합 용액 0.8 μL 를 다공성 금층(121a) 위에 드랍 캐스팅한 후 건조시킨다. 이어서, 상기 GOx 혼합 용액 0.8 μL 를 다공성 금층(121a) 위에 드랍 캐스팅하여 건조시킨다. 이에 의해 글루코오스 분해층(121c)이 형성된다.
- [0134] 글루코오스 센서(120)의 제1 전극(121), 제2 전극(122), 및 제3 전극(123)은 전기적으로 서로 분리된 제2 배선 패턴(152) 위에 형성될 수 있다.
- [0135] 제3 영역(C)의 제3 배선 패턴(153) 위에 pH 센서(130)의 제1 전극(131)을 형성한다. 예를 들어, pH 센서(130)의 제1 전극(131)은 제3 영역(C)에 0.1M의 아닐린을 포함하는 1M의 염산 수용액을 제공하여 전기도금 공정을 수행하는 것에 의해 폴리아닐린으로 형성될 수 있다. pH 센서(130)의 제1 전극(131)과 제2 전극(132)은 전기적으로 서로 분리된 제3 배선 패턴(153) 위에 형성될 수 있다.
- [0136] 도 37 및 도 38을 참조하면, 제2 영역(B)의 글루코오스 센서(120) 위에 스크린층(170)을 형성한다. 예를 들어, 스크린층(170)은 0.5wt%의 나피온 2 μL 를 글루코오스 센서(120) 위에 드랍 캐스팅하는 것에 의해 형성될 수 있다.
- [0137] 스크린층(170)을 건조시킨 후 2wt% 글루타르알데히드(glutaraldehyde) 0.8 μL 를 글루코오스 센서(120) 위에 드랍 캐스팅하여 글루코오스 분해층(121c)을 가교결합시킨다.
- [0138] 스크린층(170) 위에 바이오 센서(100)를 덮는 땀흡수층(180)을 형성한다. 땀흡수층(180)은 땀을 잘 흡수하고 배

출할 수 있는 다공성 소재, 예를 들어, 솜과 같은 섬유질 소재로 형성될 수 있다.

[0139] 지지층(160) 아래에 방수층(190)을 형성한다. 방수층(190)은, 예를 들어, 테가덤 등으로 형성될 수 있다.

[0140] 바이오 센싱 장치(10)의 구성 요소의 형성 순서는 위에 기재된 순서에 제한되지 않으며 바뀔 수 있다.

[0142] [스트립형 바이오 센싱 장치]

[0144] 도 39는 본 발명의 다른 실시예에 따른 바이오 센싱 장치의 평면도이고, 도 40은 도 39의 바이오 센싱 장치의 분해 사시도이고, 도 41은 도 39의 바이오 센싱 장치의 정면도이며, 도 42는 도 39의 바이오 센싱 장치의 실제 이미지를 나타낸다.

[0145] 도 39 내지 도 42를 참조하면, 바이오 센싱 장치(20)는 바이오 센서(200), 배선 패턴(250), 지지층(260), 절연층(262), 스페이서(265), 스크린층(270), 및 커버층(280)을 포함할 수 있다. 바이오 센서(200)의 세부 구성 중 전술한 바이오 센싱 장치(10)의 바이오 센서(100)와 중복되는 부분의 설명은 생략될 수 있다.

[0146] 바이오 센서(200)는 글루코오스 센서(220), pH 센서(230), 및 온도 센서(240)를 포함할 수 있다. 배선 패턴(250)은 제1 배선 패턴(251), 제2 배선 패턴(252), 및 제3 배선 패턴(253)을 포함할 수 있다. 제1 배선 패턴(251)은 지지층(260)의 일측을 따라 배치될 수 있고, 제2 배선 패턴(252)은 지지층(260)의 타측을 따라 배치될 수 있다. 제3 배선 패턴(253)은 한 개씩 지지층(260)의 일측과 타측에 각각 배치될 수 있다. 배선 패턴(250)은 전도성 물질, 예를 들어, 금(Au), 백금(Pt), 알루미늄(Al), 니켈(Ni) 등의 금속이나 ITO 등의 금속 산화물로 형성될 수 있다. 또, 배선 패턴(250)은 크롬층/금층(Cr/Au) 등의 이중층으로 형성될 수 있다.

[0147] 글루코오스 센서(220)는 제1 전극(221), 제2 전극(222), 및 제3 전극(223)을 포함할 수 있다. 제1 전극(221)은 작업 전극일 수 있고, 제2 전극(222)은 상대 전극일 수 있으며, 제3 전극(223)은 기준 전극일 수 있다. 본 실시예에서, 글루코오스 센서(220)는 3전극 센서이나, 이에 제한되지 않으며, 2전극 센서로 형성될 수 있다.

[0148] 글루코오스 센서(220)의 제1 전극(221), 제2 전극(222), 및 제3 전극(223)은 전기적으로 서로 분리된 제1 배선 패턴(251) 위에 배치될 수 있다. 글루코오스 센서(220)는 제1 배선 패턴(251)에 의해 외부 장치와 전기적으로 연결될 수 있다.

[0149] 글루코오스 센서(220)는 땀 속의 글루코오스 농도를 측정한다. 글루코오스 센서(220)는 제2 전극(222)과 제3 전극(223)이 제1 전극(221)을 둘러싸는 구조를 가짐으로써 글루코오스 센서(220)뿐만 아니라 바이오 센싱 장치(20) 전체가 고집적화될 수 있다. 또, 제1 전극(221)은 약 1,000 μ m 이하의 직경을 갖는 작은 크기로 형성될 수 있고, 이에 의해 적은 양의 땀으로도 땀 속의 글루코오스 농도를 정확하게 측정할 수 있다.

[0150] pH 센서(230)는 제1 전극(231) 및 제2 전극(232)을 포함할 수 있다. 제1 전극(231)은 작업 전극일 수 있고, 제2 전극(232)은 기준 전극 및/또는 상대 전극 일 수 있다. 또는, 이와 반대로 제1 전극(231)이 기준 전극 및/또는 상대 전극일 수 있고, 제2 전극(232)이 작업 전극일 수 있다. 본 실시예에서, pH 센서(230)는 2전극 센서이나, 이에 제한되지 않으며, 글루코오스 센서(220)와 같이 3전극 센서로 형성될 수 있다.

[0151] pH 센서(230)의 제1 전극(231) 및 제2 전극(232)은 전기적으로 서로 분리된 제2 배선 패턴(252) 위에 배치될 수 있다. pH 센서(230)는 제2 배선 패턴(252)에 의해 외부 장치와 전기적으로 연결될 수 있다.

[0152] pH 센서(230)는 땀의 pH를 측정한다. pH 센서(230)는 제1 전극(231)과 제2 전극(232) 간 OCP(open circuit potential) 변화를 측정하는 것에 의해 땀의 pH를 측정할 수 있다. pH 센서(230)에 의해 측정된 pH값에 따라 글루코오스 농도 측정값이 실시간으로 보정될 수 있다.

[0153] pH 센서(230)는 제2 전극(232) 주위에 두 개의 제1 전극(231)이 배치됨으로써 실질적으로 두 개의 pH 센서로 기능할 수 있다. 두 개의 제1 전극(231)은 제2 전극(232)을 둘러쌀 수 있다.

[0154] 온도 센서(240)는 지지층(260) 위에 배치되어 서로 분리된 제3 배선 패턴(253)에 각각 연결된다. 온도 센서(240)는 구불구불한 형상을 가질 수 있다.

[0155] 온도 센서(240)는 땀의 온도를 측정한다. 온도 센서(240)는 저항체로서 온도 변화에 따른 전기저항값을 측정하여 땀의 온도를 측정할 수 있다. 온도 센서(240)에 의해 측정된 온도값에 따라 글루코오스 농도 측정값이 실시

간으로 보정될 수 있다.

- [0156] 바이오 센서(200)는 글루코오스 농도를 더욱 정확하게 측정하기 위해 pH 센서(230) 및 온도 센서(240)를 포함하나 제한이 있는 것은 아니다. 상기 센서들을 포함하지 않거나 하나만 선택하여 포함할 수 있다.
- [0157] 지지층(260)은 바이오 센서(200) 및 배선 패턴(250) 아래에 배치되어 바이오 센서(200) 및 배선 패턴(250)을 지지한다. 지지층(260)은 고분자, 예를 들어, 폴리이미드로 형성될 수 있다. 지지층(260)은 고분자 스트립(polymer strip)일 수 있다.
- [0158] 절연층(262)은 배선 패턴(250) 위에 배치된다. 절연층(262)은, 예를 들어, 에폭시 등으로 형성될 수 있다. 절연층(262)은 바이오 센서(200)와 배선 패턴(250)의 말단 영역을 노출시키고, 이에 의해 바이오 센서(200)는 땀과 접촉할 수 있고, 배선 패턴(250)의 상기 말단 영역은 외부 장치와 전기적으로 연결될 수 있다. 단, 절연층(262)은 온도 센서(240)를 노출시키지 않고 덮을 수 있다.
- [0159] 스페이서(265)는 지지층(260)의 양측에 각각 배치된다. 스페이서(265)는 지지층(260)이 신장하는 방향을 따라 바이오 센서(200)가 배치되는 영역의 양측에 배치될 수 있다. 스페이서(265)는, 예를 들어, PTFE(polytetrafluoroethylene)와 같은 접착성 고분자로 형성될 수 있다. 스페이서(265)와 지지층(260) 사이에 절연층(262)이 배치될 수 있다. 도 35를 참조하면, 지지층(260), 커버층(280), 절연층(262), 및 스페이서(265)에 의해 정의되는 땀흡수 갭(sweat absorbing gap)(265g)에 의해 형성되는 모세관 힘(capillary force)에 의해 땀이 흡수될 수 있다. 스페이서(265)는 모세관 힘을 유도하는 땀흡수 갭(265g)을 형성할 수 있는 두께를 가질 수 있다.
- [0160] 스크린층(270)은 글루코오스 센서(220) 위에 배치된다. 스크린층(270)은 흡수된 땀에서 글루코오스를 센싱하는데 방해가 될 수 있는 이물질(약물 등 포함)을 걸러낼 수 있다. 또, 스크린층(270)은 글루코오스 센서(220)의 제1 전극(221)의 글루코오스 분해층(도 8의 121c)을 안정적으로 고정시킬 수 있다. 스크린층(270)은, 예를 들어, 나피온 등으로 형성될 수 있다.
- [0161] 커버층(280)은 바이오 센서(200) 및 스페이서(265) 위에 배치된다. 커버층(280)은 지지층(260) 및 스페이서(265)와 함께 땀을 흡수할 수 있는 땀흡수 갭(265g)을 형성할 수 있다. 커버층(280)은, 예를 들어, PET(polyethylene terephthalate)로 형성될 수 있다.
- [0162] pH 센서(230), 글루코오스 센서(220), 및 온도 센서(240)가 두 스페이서(265) 사이에 지지층(260)이 신장하는 방향으로 차례로 배치될 수 있다. 땀흡수 갭(265g)을 통하여 흡수된 땀은 pH 센서(230)와 글루코오스 센서(220)를 거쳐 온도 센서(240)로 이동할 수 있다. 상기 센서들의 배치 순서는 제한되지 않으며 변경될 수 있다.
- [0163] 바이오 센싱 장치(20)는 상기 땀흡수 갭(265g)을 통하여 글루코오스 농도 측정에 요구되는 양의 땀을 직접 수집하기 때문에 바이오 센서(200)는 습도 센서를 포함하지 않을 수 있다. 또, 바이오 센싱 장치(20)는 피부에 부착되지 않고 인체에 발생한 땀을 흡수하여 글루코오스 농도를 측정할 수 있고, 글루코오스 농도 측정이 요구될 때 1회용으로 사용될 수 있다. 이와 같이, 바이오 센싱 장치(20)는 피부에 부착되지 않고 사용될 수 있어 이물감을 없앨 수 있고 사용하기가 간편하다.
- [0165] 도 43은 도 39의 바이오 센싱 장치의 사용 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0166] 도 43을 참조하면, 바이오 센싱 장치(20)는 땀을 흡수한 후 ZIF 커넥터(25)를 통하여 외부 장치에 연결되고, 글루코오스 농도가 측정될 수 있다. 이와 같이, 바이오 센싱 장치(20)는 인체에 부착되지 않고 1회용으로 간편하게 사용될 수 있다.
- [0168] 본 발명의 다른 실시예에서, 도 39의 바이오 센싱 장치(20)의 커버층(280)은 전술한 바이오 센싱 장치(10)의 땀흡수층(180)과 동일하게 형성되거나 땀흡수층을 포함할 수 있다. 인체에서 배출되는 땀의 양이 적은 경우라 하더라도 땀이 커버층(280)에 의해 흡수되어 빠르고 용이하게 수집될 수 있다.
- [0169] 또, 바이오 센싱 장치(20)는 지지층(260) 아래에 배치되는 방수층을 더 포함할 수 있다. 상기 방수층은 전술한 바이오 센싱 장치(10)의 방수층(190)과 동일하게 형성될 수 있다. 상기 방수층에 의해 바이오 센싱 장치(20)는 사용자의 인체에 부착되어 고정될 수 있고, 사용자가 일정시간 활동을 하여 땀이 충분히 흡수가 된 후 바이오 센싱 장치(20)는 인체에서 분리되고, ZIF 커넥터(25)를 통하여 외부 장치에 연결되어 글루코오스 농도가 측정될

수 있다. 즉, 상기 방수층을 포함하는 바이오 센싱 장치(20)는 땀이 적게 나거나 잘 나지 않는 사용자에게 부착되어 효과적으로 사용될 수 있다. 상기 방수층은 땀 이외의 수분이 바이오 센서(200)로 침투하는 것을 방지할 수 있고, 바이오 센서(200) 영역 내로 땀이 수집되는 것을 도울 수 있다.

- [0171] 도 44 내지 도 47은 본 발명의 다른 실시예에 따른 바이오 센싱 장치의 형성 방법을 나타낸다.
- [0172] 도 44를 참조하면, 지지층(260) 위에 배선 패턴(250)을 형성한다. 지지층(260)은 고분자, 예를 들어, 폴리이미드로 형성될 수 있고, 폴리이미드 스트립일 수 있다.
- [0173] 배선 패턴(250)은 제1 배선 패턴(251), 제2 배선 패턴(252), 및 제3 배선 패턴(253)을 포함할 수 있다. 배선 패턴(250)은 전도성 물질, 예를 들어, 금(Au), 백금(Pt), 알루미늄(Al), 니켈(Ni) 등의 금속이나 ITO 등의 금속 산화물로 형성될 수 있다. 또, 배선 패턴(250)은 크롬층/금층(Cr/Au) 등의 이중층으로 형성될 수 있다. 예를 들어, 배선 패턴(250)은 지지층(260) 위에 크롬층과 금층을 차례로 형성한 후 패터닝하는 것에 의해 형성될 수 있다. 제3 배선 패턴(253)은 온도 센서가 형성되는 영역에서 서로 연결되지 않고 분리된다.
- [0174] 도 45를 참조하면, 제1 배선 패턴(251) 위에 글루코오스 센서의 제2 전극(222)을 형성하고, 지지층(260) 위에 온도 센서(240)를 형성한다. 예를 들어, 글루코오스 센서의 제2 전극(222)과 온도 센서(240)는 배선 패턴(250)이 형성된 지지층(260) 위에 스퍼터링과 같은 물리기상증착 공정을 수행하여 크롬층과 백금층을 차례로 형성한 후 패터닝하는 것에 의해 동시에 형성될 수 있다. 온도 센서(240)는 서로 분리된 제3 배선 패턴(253)을 연결하도록 형성된다.
- [0175] 도 46을 참조하면, 지지층(260) 위에 배선 패턴(250)을 덮는 절연층(262)을 형성한다. 예를 들어, 절연층(262)은 글루코오스 센서의 제2 전극(222)과 온도 센서(240)가 형성된 지지층(260) 위에 에폭시를 스핀 코팅하여 에폭시층을 형성한 후 상기 에폭시층을 패터닝하는 것에 의해 형성될 수 있다. 절연층(262)은 글루코오스 센서와 pH 센서가 형성되는 영역과 배선 패턴(250)의 말단 영역을 노출시킨다. 절연층(262)은 온도 센서(240)를 노출시키지 않고 덮을 수 있다.
- [0176] 도 47을 참조하면, 절연층(262)에 의해 노출된 제1 배선 패턴(251) 위에 글루코오스 센서(220)의 제1 전극(221)과 제3 전극(223)을 형성한다. 또, 절연층(262)에 의해 노출된 제2 배선 패턴(252) 위에 pH 센서(230)의 제1 전극(231)과 제2 전극(232)을 형성한다. 글루코오스 센서(220) 및 pH 센서(230)의 형성 공정 중에서 전술한 바이오 센싱 장치(10)의 글루코오스 센서(120) 및 pH 센서(130)의 형성 공정과 중복되는 부분의 설명은 생략될 수 있다.
- [0177] 글루코오스 센서(220)의 제1 전극(221)은 다공성 금층, 과산화수소 분해층, 및 글루코오스 분해층을 포함할 수 있다. 글루코오스 센서(220)의 제3 전극(223)과 pH 센서(230)의 제2 전극(232)은, 예를 들어, 은층/염화은층(Ag/AgCl)로 형성될 수 있다. pH 센서(230)의 제1 전극(231)은, 예를 들어, 폴리아닐린으로 형성될 수 있다.
- [0178] 글루코오스 센서(220)의 제1 전극(221), 제2 전극(222), 및 제3 전극(223)은 전기적으로 서로 분리된 제1 배선 패턴(251) 위에 형성될 수 있고, pH 센서(230)의 제1 전극(231) 및 제2 전극(232)은 전기적으로 서로 분리된 제2 배선 패턴(252) 위에 형성될 수 있다.
- [0179] 지지층(260)의 양측에 각각 스페이서(265)를 형성한다. 스페이서(265)는 지지층(260)이 신장하는 방향을 따라 바이오 센서(200)가 배치되는 영역의 양측에 형성될 수 있다. 스페이서(265)는, 예를 들어, PTFE와 같은 접착성 고분자로 형성될 수 있다. 스페이서(265)와 지지층(260) 사이에 절연층(262)이 배치될 수 있다.
- [0180] 글루코오스 센서(220) 위에 스크린층(270)을 형성한다. 스크린층(270)은, 예를 들어, 나피온으로 형성될 수 있다. 스크린층(270)을 형성한 후 글루타르알데히드를 글루코오스 센서(220) 위에 드랍 캐스팅하여 글루코오스 분해층을 가교결합시킨다.
- [0181] 바이오 센서(200) 및 스페이서(265) 위에 커버층(280)을 형성한다. 커버층(280)은, 예를 들어, PET로 형성될 수 있다. 커버층(280)은 지지층(260) 및 스페이서(265)와 함께 땀을 흡수할 수 있는 땀흡수 겹(265g)을 형성할 수 있다.
- [0182] 바이오 센싱 장치(20)의 구성 요소의 형성 순서는 위에 기재된 순서에 제한되지 않으며 바뀔 수 있다.

- [0184] 본 발명의 다른 실시예에서, 커버층(280)은 땀을 잘 흡수하고 배출할 수 있는 다공성 소재, 예를 들어, 솜과 같은 섬유질 소재로 형성될 수 있다. 또, 지지층(260) 아래에 방수층을 추가하여 형성할 수 있다. 상기 방수층은, 예를 들어, 테가덤으로 형성될 수 있다.
- [0186] [약물 전달 장치]
- [0188] 도 48은 본 발명의 일 실시예에 따른 약물 전달 장치의 사시도이고, 도 49는 도 48의 약물 전달 장치의 분해 사시도이고, 도 50은 도 48의 약물 전달 장치의 실제 이미지를 나타내고, 도 51은 본 발명의 일 실시예에 따른 약물 전달부의 부분 확대도를 나타내며, 도 52는 본 발명의 일 실시예에 따른 상변화 나노 입자를 나타낸다.
- [0189] 도 48 내지 도 52를 참조하면, 약물 전달 장치(30)는 약물 전달부(300)와 가열부(350)를 포함할 수 있다.
- [0190] 약물 전달부(300)는 마이크로니들 결합층(310), 마이크로니들(320), 상변화층(330), 및 상변화 나노입자(340)를 포함할 수 있다.
- [0191] 마이크로니들 결합층(310)은 마이크로니들(320)과 결합하여 마이크로니들(320)을 지지할 수 있다. 마이크로니들(320)은 마이크로니들 결합층(310) 위에 2차원으로 배열될 수 있다. 마이크로니들 결합층(310)과 마이크로니들(320)은 같은 물질을 이용하여 일체로 형성될 수 있고, 마이크로니들 결합층(310)은 마이크로니들(320)을 안정적으로 지지할 수 있다. 마이크로니들 결합층(310)과 마이크로니들(320)은, 예를 들어, 히알루론산 하이드로젤 등으로 형성될 수 있다.
- [0192] 마이크로니들(320) 표면은 상변화층(330)으로 코팅될 수 있다. 상변화층(330)은 일정 온도 이상에서 상변화가 일어날 수 있는 물질, 예를 들어, 테트라데칸올(tetradecanol) 등으로 형성될 수 있다. 상변화층(330)은 온도가 일정 온도 이상으로 올라가면 액체 상태로 상변화가 일어나고, 마이크로니들(320) 내부에 있는 상변화 나노입자(340)에 저장된 글루코오스 조절 약물(341)이 외부로 방출될 수 있는 상태가 된다.
- [0193] 상변화 나노입자(340)는 제1 상변화 나노입자(340a)와 제2 상변화 나노입자(340b)를 포함할 수 있다. 또, 상변화 나노입자(340)는 글루코오스 조절 약물(341), 상변화 물질(342), 및 리간드 화합물(343)을 포함할 수 있다.
- [0194] 글루코오스 조절 약물(341)은, 예를 들어, 메트포르민(metformin), 클로르프로파마이드(chlorpropamide) 등을 포함할 수 있다.
- [0195] 상변화 물질(342)은 구 형상을 가질 수 있고, 그 내부에 글루코오스 조절 약물(341)을 저장할 수 있다. 상변화 물질(342)은 일정 온도 이상에서 상변화가 일어날 수 있는 물질, 예를 들어, 팜오일(palm oil), 트리데카노익 애시드(tridecanoic acid) 등을 포함할 수 있다. 제1 상변화 나노입자(340a)는 제1 상변화 온도에서 상변화가 일어나는 상변화 물질, 예를 들어, 팜오일을 포함할 수 있고, 제2 상변화 나노입자(340b)는 제2 상변화 온도에서 상변화가 일어날 수 있는 상변화 물질, 예를 들어, 트리데카노익 애시드를 포함할 수 있다. 상기 제1 상변화 온도는 40℃보다 낮은 온도, 예를 들어, 38℃일 수 있고, 상기 제2 상변화 온도는 40℃보다 높은 온도, 예를 들어, 43℃일 수 있다. 따라서, 제1 상변화 나노입자(340a)와 제2 상변화 나노입자(340b)는 서로 다른 온도에서 상변화 물질(342)의 상변화가 일어나서 글루코오스 조절 약물(341)을 방출할 수 있다. 예를 들어, 약물 전달부(300)가 40℃로 가열되는 경우, 40℃보다 상변화 온도가 낮은 제1 상변화 나노입자(340a)는 글루코오스 조절 약물(341)을 방출하고, 40℃보다 상변화 온도가 높은 제2 상변화 나노입자(340b)는 글루코오스 조절 약물(341)을 방출하지 않는다. 또, 약물 전달부(300)가 45℃로 가열되는 경우, 45℃보다 상변화 온도가 낮은 제1 상변화 나노입자(340a)와 제2 상변화 나노입자(340b)가 모두 글루코오스 조절 약물(341)을 방출한다. 이와 같이, 약물 전달부(300)의 가열 온도를 조절하여 글루코오스 조절 약물(341)을 단계별로 순차적으로 방출함으로써 사용자가 인체 내 글루코오스를 효과적으로 조절할 수 있다.
- [0196] 상변화 나노입자(340)가 상변화 물질(342)을 포함하고, 상변화 물질(342) 내에 글루코오스 조절 약물(341)이 저장되기 때문에 마이크로니들(320) 표면에 코팅된 상변화층(330)이 손상되더라도 글루코오스 조절 약물(341)이 외부로 방출되는 것을 방지할 수 있다.
- [0197] 리간드 화합물(343)은 O/W 에멀전(oil-in-water emulsion)을 형성할 수 있는 물질, 예를 들어, DOPA-HA(3,4-Dihydroxyl-L-phenylalanine(DOPA)-conjugated hyaluronic acid)와 폴록사머(poloxamer)를 포함할 수 있다. 리간드 화합물(343)은 상변화 물질(342)을 둘러쌀 수 있고, 상변화 나노입자(340)가 마이크로니들(320) 내에 균일

하게 분산될 수 있게 한다.

- [0198] 가열부(350)는 히터(370), 온도 센서(380), 지지층(360), 제1 절연층(361), 제2 절연층(362), 및 방수층(390)을 포함할 수 있다.
- [0199] 히터(370)는 가열부(350)에 하나 또는 둘 이상 포함될 수 있다. 히터(370)의 개수에 따라 가열부(350)의 가열 영역이 구분될 수 있다. 예를 들어, 히터(370)는 제1 히터(371), 제2 히터(372), 및 제3 히터(373)를 포함할 수 있고, 가열부(350)는 세 개의 가열 영역으로 구분될 수 있다. 예를 들어, 제1 히터(371)를 동작하여 약물 전달부(300)를 40℃로 가열하는 경우 제1 히터(371) 위에 배치된 마이크로니들(320) 내 제1 상변화 입자(340a)가 상변화하여 글루코오스 조절 약물(341)을 방출하고, 제1 히터(371)를 동작하여 약물 전달부(300)를 45℃로 가열하는 경우 제1 히터(371) 위에 배치된 마이크로니들(320) 내 제2 상변화 입자(340b)가 상변화하여 글루코오스 조절 약물(341)을 방출한다. 또, 제2 히터(372)를 동작하여 약물 전달부(300)를 40℃로 가열하는 경우 제2 히터(372) 위에 배치된 마이크로니들(320) 내 제1 상변화 입자(340a)가 상변화하여 글루코오스 조절 약물(341)을 방출하고, 제2 히터(372)를 동작하여 약물 전달부(300)를 45℃로 가열하는 경우 제2 히터(372) 위에 배치된 마이크로니들(320) 내 제2 상변화 입자(340b)가 상변화하여 글루코오스 조절 약물(341)을 방출한다. 또, 제3 히터(373)를 동작하여 약물 전달부(300)를 40℃로 가열하는 경우 제3 히터(373) 위에 배치된 마이크로니들(320) 내 제1 상변화 입자(340a)가 상변화하여 글루코오스 조절 약물(341)을 방출하고, 제3 히터(373)를 동작하여 약물 전달부(300)를 45℃로 가열하는 경우 제3 히터(373) 위에 배치된 마이크로니들(320) 내 제2 상변화 입자(340b)가 상변화하여 글루코오스 조절 약물(341)을 방출한다. 이와 같이, 제1 히터(371), 제2 히터(372), 및 제3 히터(373)의 동작을 제어하여 글루코오스 조절 약물(341)의 방출을 조절할 수 있다. 따라서, 사용자가 측정된 글루코오스 농도에 따라 인체에 투입되는 글루코오스 조절 약물(341)의 투입량을 효과적으로 조절할 수 있다. 또, 인체에 한 번 부착된 약물 전달 장치(30)로 여러 번 반복해서 글루코오스 조절 약물(341)을 투입할 수 있어 장시간 사용할 수 있고, 편의성이 증대될 수 있다.
- [0200] 온도 센서(380)는 히터(370)에 인접하게 배치되어 온도를 측정할 수 있다. 예를 들어, 온도 센서(380)는 제1 히터(371)와 제2 히터(372) 사이 및 제2 히터(372)와 제3 히터(373) 사이에 배치될 수 있다. 온도 센서(380)에 의해 히터(370)의 동작 여부를 확인할 수 있고, 히터(370)를 제어할 수 있게 한다.
- [0201] 지지층(360)은 히터(370) 및 온도 센서(380) 아래에 배치되어 히터(370) 및 온도 센서(380)를 지지한다. 또, 지지층(360)은 약물 전달부(300)와 결합하여 약물 전달부(300)를 지지할 수 있다. 지지층(360)은 실리콘 고분자(silicone polymer), 예를 들어, PDMS(polydimethylsiloxane)로 형성될 수 있다. 지지층(360)은 실리콘 패치(silicone patch)일 수 있다.
- [0202] 제1 절연층(361)은 히터(370)와 지지층(360) 사이 및 온도 센서(380)와 지지층(360) 사이에 배치되고, 제2 절연층(362)은 히터(370)와 약물 전달부(300) 사이 및 온도 센서(380)와 약물 전달부(300) 사이에 배치된다. 제1 절연층(361) 및/또는 제2 절연층(362)은 구불구불한 형상을 가질 수 있고, 신축성을 가질 수 있다. 제1 절연층(361) 및 제2 절연층(362)은, 예를 들어, 폴리이미드, 에폭시 등으로 형성될 수 있다. 제2 절연층(362)은 히터(370)와 온도 센서(380)의 말단 영역을 노출시키고, 이에 의해 히터(370)와 온도 센서(380)의 상기 말단 영역은 외부 장치와 전기적으로 연결될 수 있다.
- [0203] 방수층(390)은 지지층(360) 아래에 배치된다. 방수층(390)은 약물 전달 장치(30)가 인체에 부착된 후 수분 등의 이물질이 약물 전달 장치(30) 내로 침투하는 것을 방지할 수 있고, 약물 전달부(300)에서 방출되는 글루코오스 조절 약물(341) 등이 외부로 배출되는 것을 방지할 수 있다. 방수층(390)은, 예를 들어, 테가덤으로 형성될 수 있다.
- [0205] 도 53 내지 도 55는 본 발명의 일 실시예에 따른 약물 전달부의 형성 방법을 나타낸다.
- [0206] 도 53을 참조하면, 몰드(600)에 글루코오스 조절 약물이 로딩된 상변화 나노입자를 포함하는 히알루론산 용액(300s)을 제공한다. 몰드(600)는 2차원적으로 배열되는 홈(600h)을 갖는다. 홈(600h)은 약 250 μ m의 직경과 약 1mm의 높이를 가질 수 있다. 몰드(600)는, 예를 들어, PDMS 몰드일 수 있다. 몰드(600)를 이용하는 것에 의해 복잡한 공정 없이 약물 전달부(300)의 형성 과정을 단순화할 수 있다.
- [0207] 도 54를 참조하면, 몰드(600)에 제공된 히알루론산 용액(300s)을 경화시켜 마이크로니들 결합층(310)과 마이크로니들(320)을 형성한다. 마이크로니들 결합층(310)과 마이크로니들(320)은 일체로 형성될 수 있다. 마이크로니들(320)은 몰드(600)의 홈(600h)에 형성되고, 마이크로니들 결합층(310)에 2차원으로 배열된다. 마이크로니들

(320)은 약 250 μ m의 직경과 약 1mm의 높이를 가질 수 있다. 마이크로니들 결합층(310)과 마이크로니들(320)을 몰드(600)로부터 분리한다.

[0208] 도면에는 도시되지 않았지만, 마이크로니들 결합층(310)에 가열부(도 48의 350)를 부착하여 마이크로니들 결합층(310)과 마이크로니들(320)을 몰드(600)로부터 분리할 수 있다. 또, 이와 달리, 약물 전달부를 완전히 형성한 후에 상기 가열부와 결합시킬 수 있다.

[0209] 도 55를 참조하면, 마이크로니들(320) 표면을 상변화 물질(330s)로 코팅한다. 스프레이 코팅(spray coating), 딥 코팅(dip coating), 또는 드랍 캐스팅(drop casting) 등의 공정을 수행하여 마이크로니들(320) 표면이 상변화 물질(330s)로 코팅될 수 있다. 상변화 물질(330s)은, 예를 들어, 테트라데칸올일 수 있다.

[0211] [웨어러블 바이오 시스템]

[0213] 도 56은 본 발명의 일 실시예에 따른 웨어러블 바이오 시스템을 나타낸다.

[0214] 도 1, 도 48, 도 51, 및 도 56을 참조하면, 웨어러블 바이오 시스템(1)은 바이오 센싱 장치(10), 약물 전달 장치(30), 및 제어 장치(40)를 포함할 수 있다. 바이오 센싱 장치(10) 및 약물 전달 장치(30)는 각각 전술한 실시예들에서 설명한 바이오 센싱 장치 및 약물 전달 장치와 동일하므로 중복되는 설명은 생략될 수 있다.

[0215] 바이오 센싱 장치(10)는 바이오 센싱 통신부(11)를 포함할 수 있고, 약물 전달 장치(30)는 약물 전달 통신부(31)를 포함할 수 있으며, 제어 장치(40)는 제어 통신부(41)를 포함할 수 있다. 바이오 센싱 통신부(11), 약물 전달 통신부(31), 및 제어 통신부(41)는 적어도 둘 이상 서로 유선 또는 무선으로 연결될 수 있고, 서로 전기 신호를 송수신할 수 있다.

[0216] 제어 장치(40)는 바이오 센싱 장치(10)와 약물 전달 장치(30)와 전기 신호를 송수신할 수 있고, 바이오 센싱 장치(10)와 약물 전달 장치(30)를 제어할 수 있다.

[0217] 도 56에는 제어 장치(40)가 바이오 센싱 장치(10) 및 약물 전달 장치(30)와 구분되어 도시되어 있으나 이에 제한되지 않으며, 제어 장치(40)는 바이오 센싱 장치(10)나 약물 전달 장치(30)에 포함될 수 있다. 또, 웨어러블 바이오 시스템(1)은 도 1의 패치형 바이오 센싱 장치(10) 대신 도 39의 스트립형 바이오 센싱 장치(20)를 포함할 수 있다.

[0218] 바이오 센싱 장치(10)가 인체에 부착되면 땀흡수층(180)을 통하여 땀이 흡수된다. 제어 장치(40)는 인체 내 글루코오스 농도를 분석하기 전에 일정량의 땀이 흡수되었는지를 확인하기 위해 습도 센서(110)로부터 신호를 수집하여 습도를 측정한다.

[0219] 일정 습도 이상이 되었을 때, 제어 장치(40)는 글루코오스 센서(120)로부터 신호를 수집하여 땀 속의 글루코오스 농도를 측정한다. 또, 제어 장치(40)는 pH 센서(130)로부터 신호를 수집하여 땀의 pH를 측정하고, 온도 센서(140)로부터 신호를 수집하여 땀의 온도를 측정한다.

[0220] 제어 장치(40)는 측정된 pH값과 온도값을 이용하여 측정된 글루코오스 농도값을 보정한다. 효소 기반의 전기화학 센서는 pH나 온도의 변화에 따라 신호가 왜곡될 수 있고, 이에 의해 측정 오류가 발생할 수 있다. 제어 장치(40)는 측정된 pH값과 온도값을 이용하여 측정된 글루코오스 농도값을 더욱 정밀하게 보정할 수 있다. 도면에 도시되지 않았지만, 바이오 센서(100)는 스트레인 센서를 더 포함할 수 있고, 사용자의 움직임에 따라 야기될 수 있는 신호 왜곡도 보정할 수 있다.

[0221] 제어 장치(40)는 보정된 글루코오스 농도에 따라 사용자의 체내 혈당 상태를 진단한다.

[0222] 사용자의 체내 혈당 상태가 고혈당 상태로 진단되면, 제어 장치(40)는 약물 전달 장치(30)를 동작시켜 인체 내로 글루코오스 조절 약물(341)을 투입할 수 있다.

[0223] 약물 전달부(300)는 글루코오스 조절 약물(341)이 로딩된 상변화 나노입자(340)를 포함하고, 상변화 나노입자(340)는 상변화 온도가 서로 다른 제1 상변화 나노입자(340a)와 제2 상변화 나노입자(340b)를 포함할 수 있다. 따라서, 약물 전달부(300)의 가열 온도를 조절하는 것에 의해 글루코오스 조절 약물(341)의 투입량을 조절할 수 있다.

[0224] 가열부(350)는 약물 전달부(300)를 가열하기 위한 히터(370)를 포함하고, 히터(370)는 둘 이상의 구분되는

히터, 예를 들어, 제1 히터(371), 제2 히터(372), 및 제3 히터(373)를 포함할 수 있다. 제1 히터(371), 제2 히터(372), 및 제3 히터(373)의 동작을 제어하여 약물 전달부(300)의 약물 투입 영역을 조절할 수 있다.

[0225] 따라서, 바이오 센싱 장치(10)와 약물 전달 장치(30)는 땀 발생 => 습도 측정 => 땀 속 글루코오스 농도 측정 => 글루코오스 농도 보정 => 약물 전달부 가열 => 글루코오스 조절 약물 투입 => 인체 내 글루코오스 조절의 과정을 실시간으로 계속하여 반복해서 수행할 수 있다. 이에 의해, 사용자의 인체 내 글루코오스가 일정하게 유지될 수 있다.

[0226] 도면에 도시되지 않았지만, 제어 장치(40)는 제어 통신부(41)나 제어 통신부(41)에 연결된 별도의 네트워크 장치를 통하여 진단된 사용자의 상태를 사용자의 무선 단말이나 가족의 무선 단말, 특정 병원, 구급 센터, 또는 서비스 제공 업체로 전송할 수 있고, 사용자의 상태가 위험해지지 않도록 관리될 수 있다.

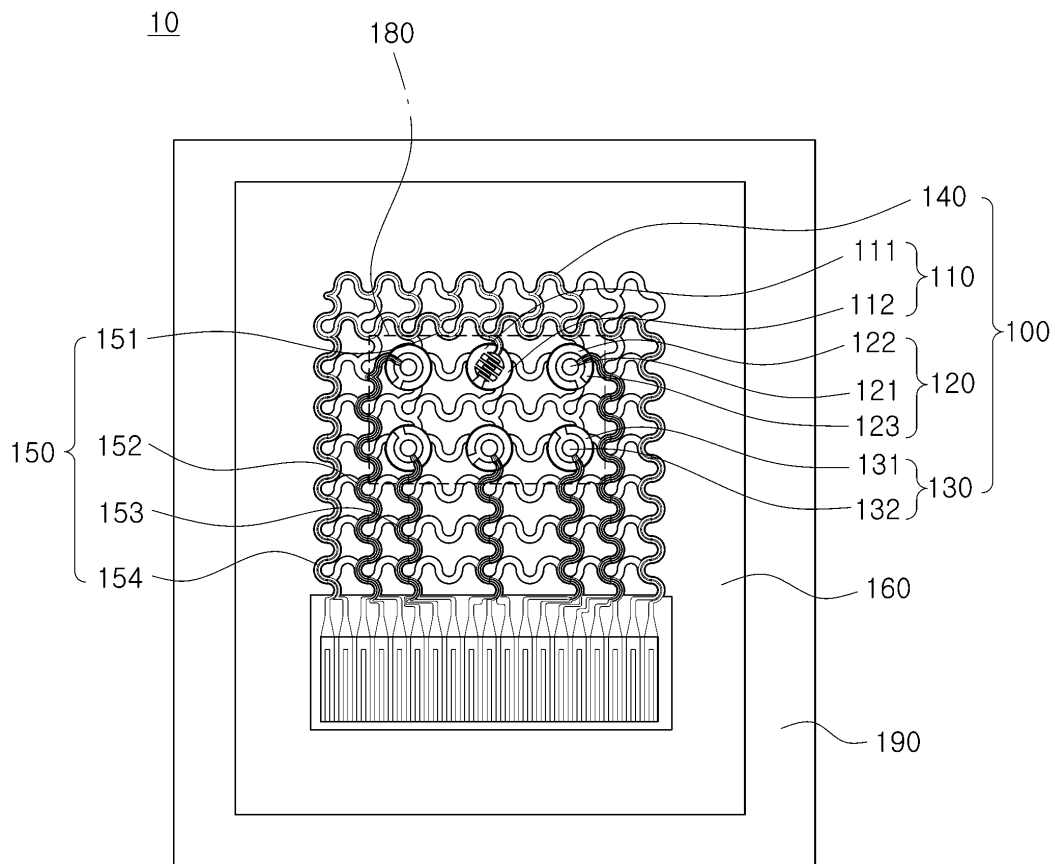
[0228] 이제까지 본 발명에 대한 구체적인 실시예들을 살펴보았다. 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

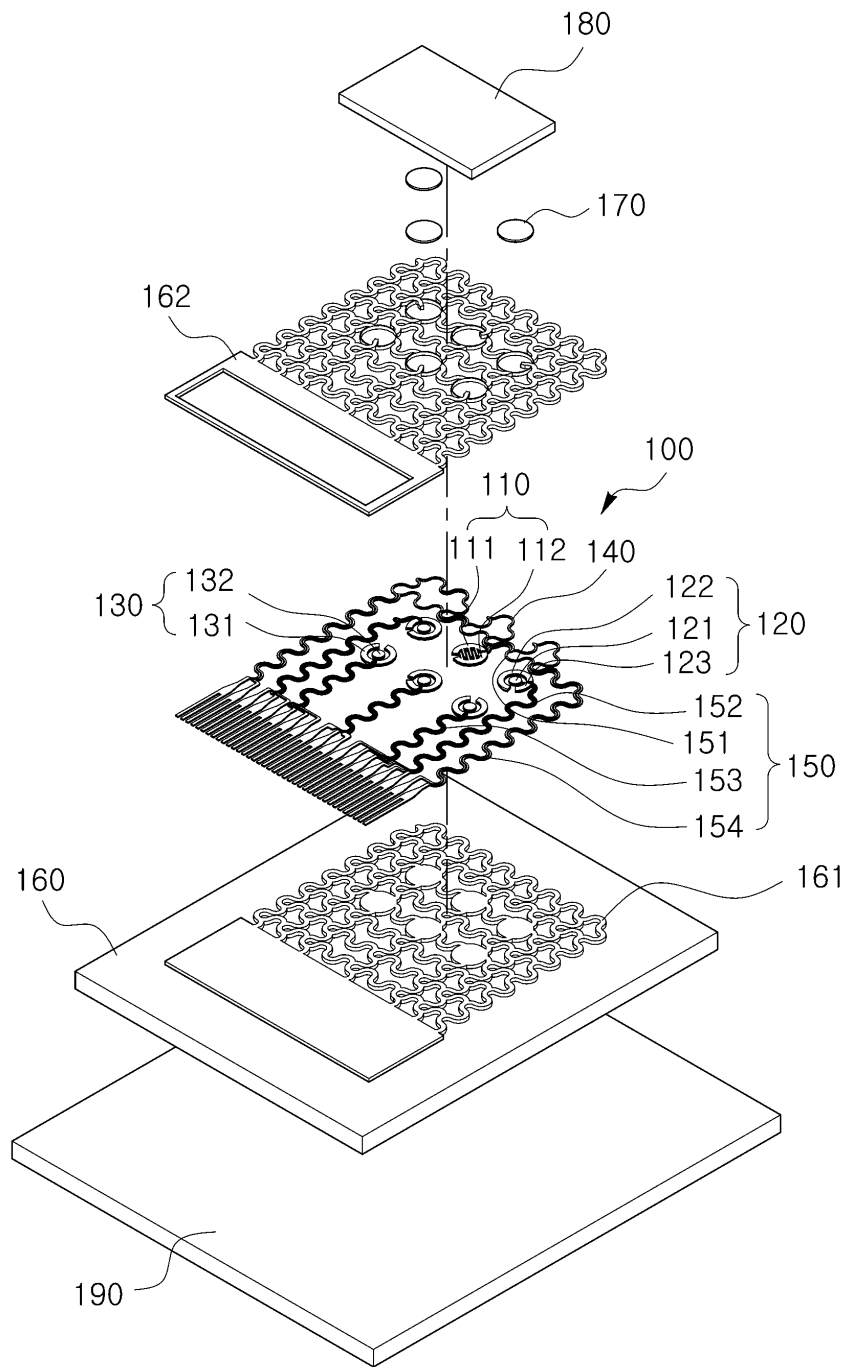
[0230] 1 : 웨어러블 바이오 시스템
 10 : 패치형 바이오 센싱 장치 20 : 스트립형 바이오 센싱 장치
 30 : 약물 전달 장치 40 : 제어 장치
 100, 200 : 바이오 센서 110 : 습도 센서
 120, 220 : 글루코오스 센서 130, 230 : pH 센서
 140, 240 : 온도 센서 150, 250 : 배선 패턴
 160, 260 : 지지층 161 : 제1 절연층
 162 : 제2 절연층 262 : 절연층
 265 : 스페이서 265g : 땀흡수 겹
 170, 270 : 스크린층 180 : 땀흡수층
 280 : 커버층 190, 290 : 방수층
 300 : 약물 전달부 310 : 마이크로니들 결합층
 320 : 마이크로니들 330 : 상변화층
 340 : 상변화 나노입자 350 : 가열부
 360 : 지지층 370 : 히터
 380 : 온도 센서 390 : 방수층

도면

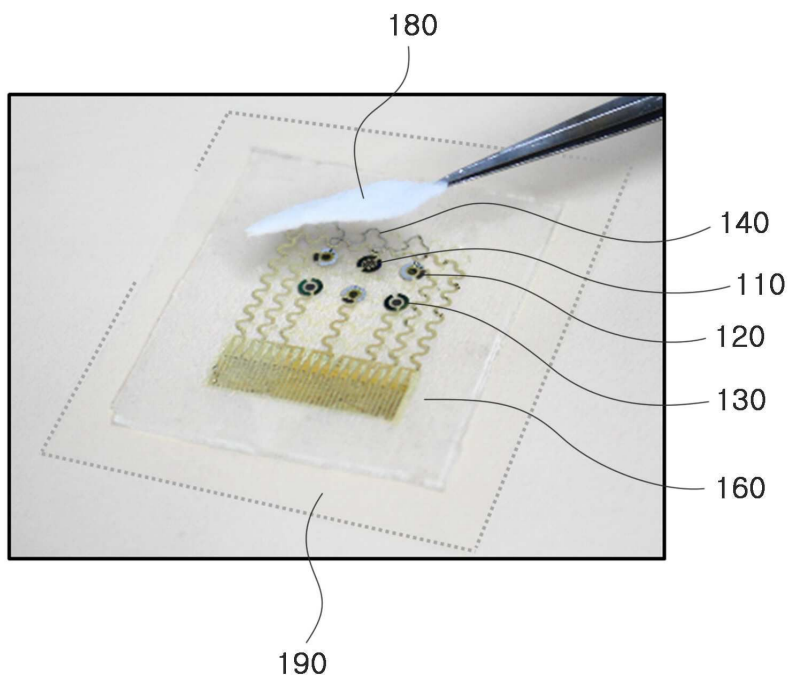
도면1



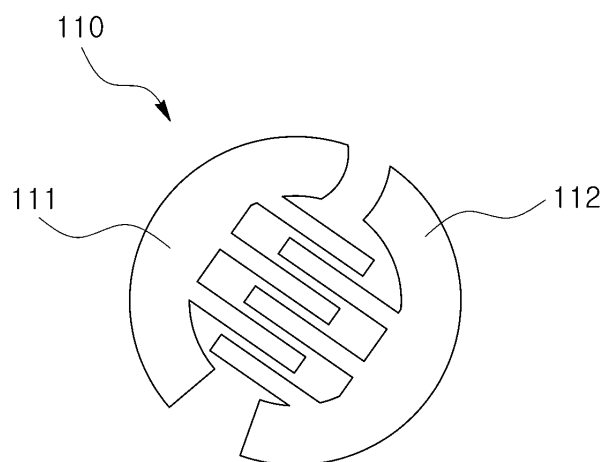
도면2



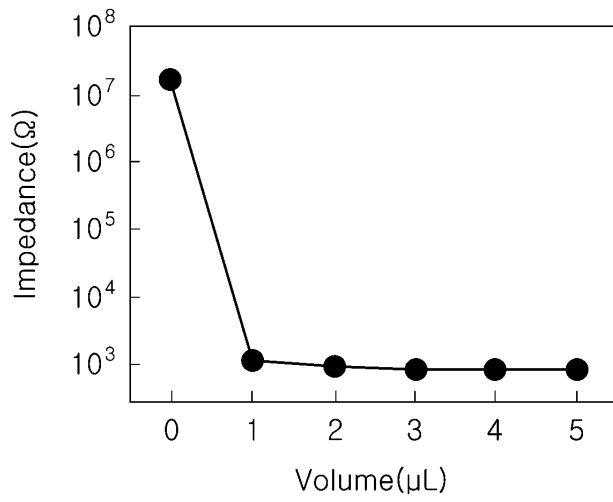
도면3



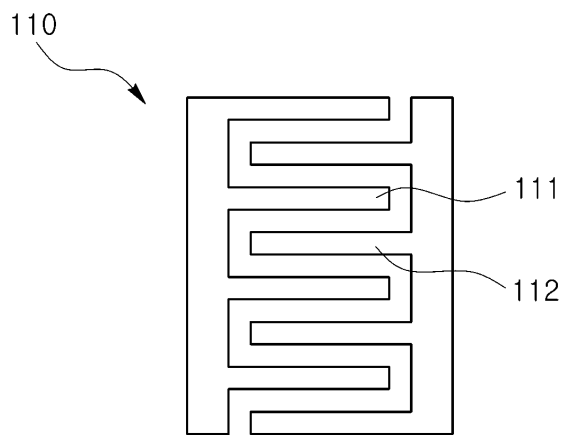
도면4



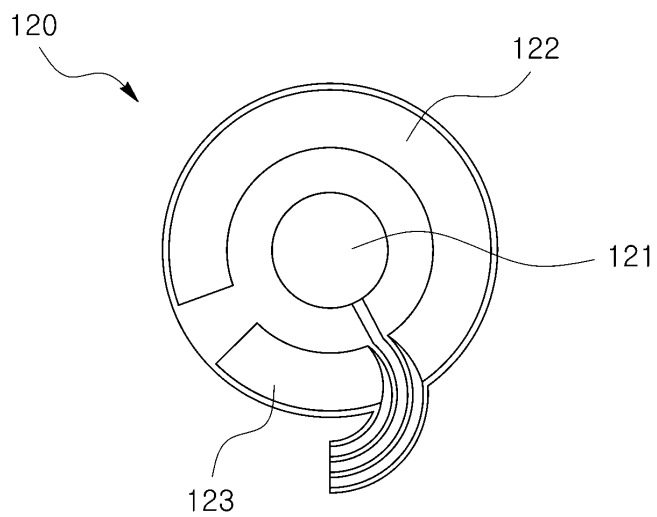
도면5



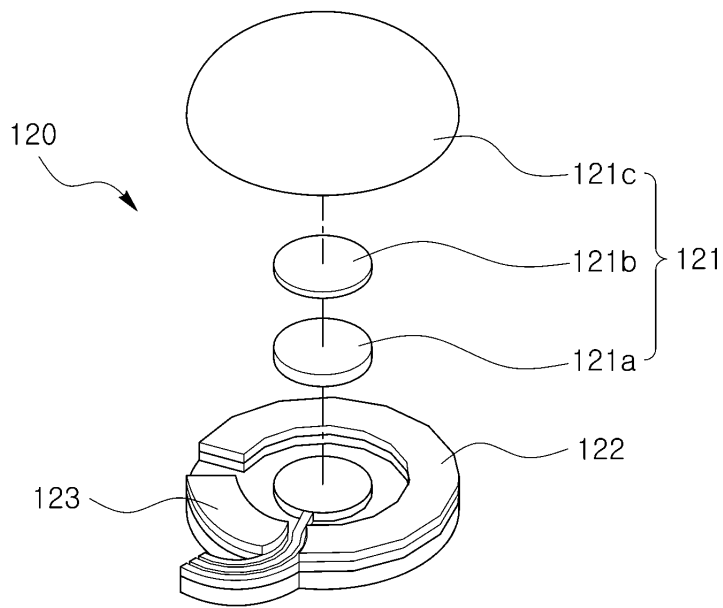
도면6



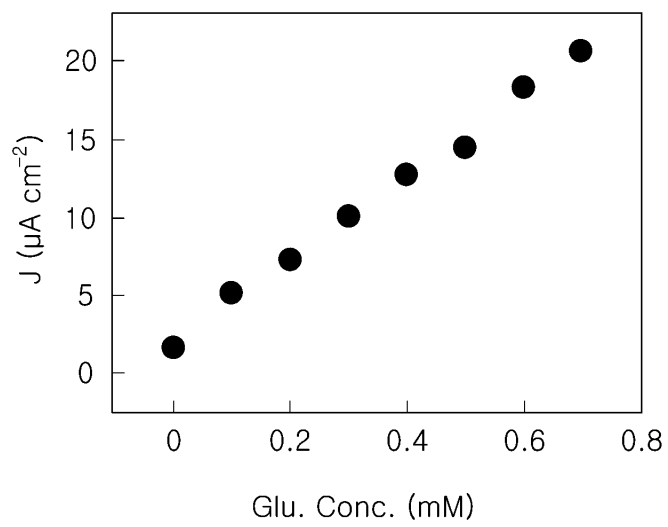
도면7



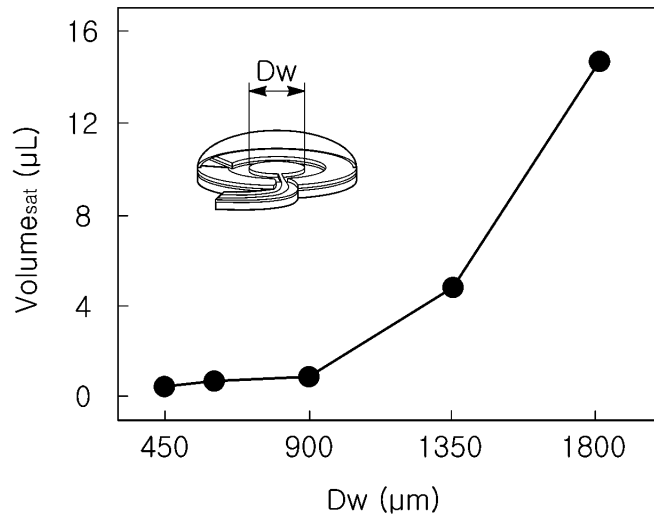
도면8



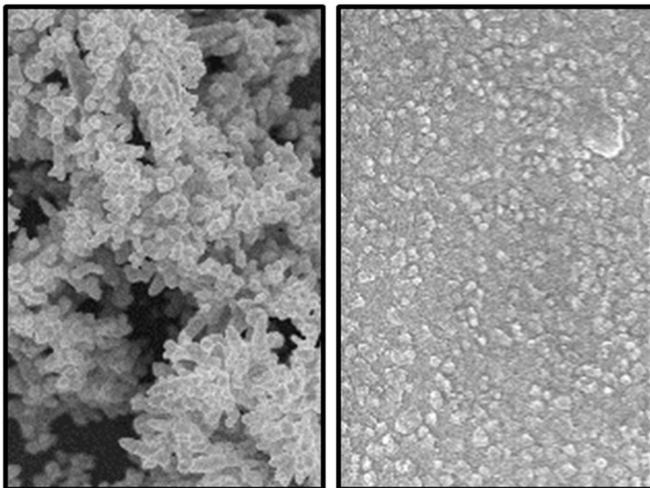
도면9



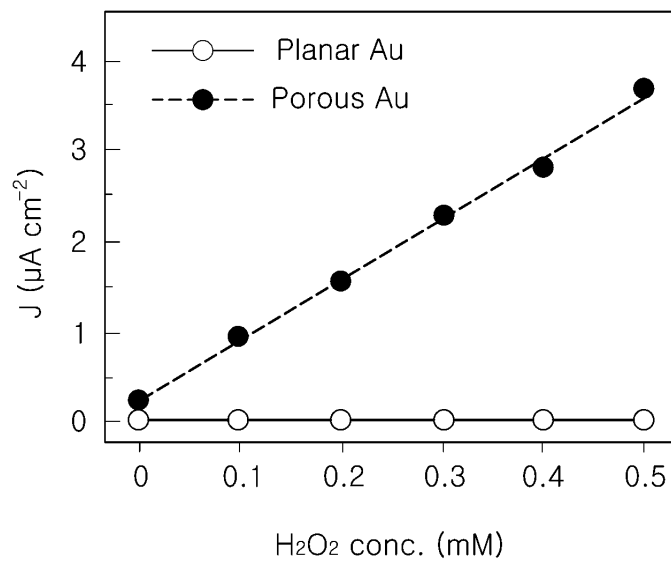
도면10



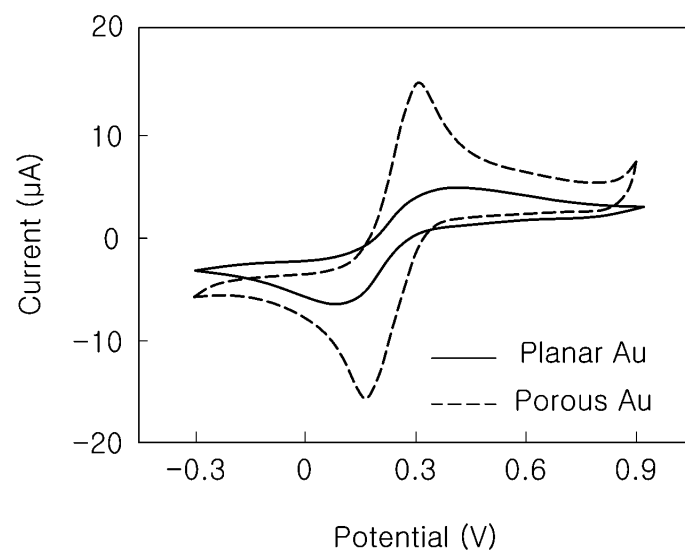
도면11



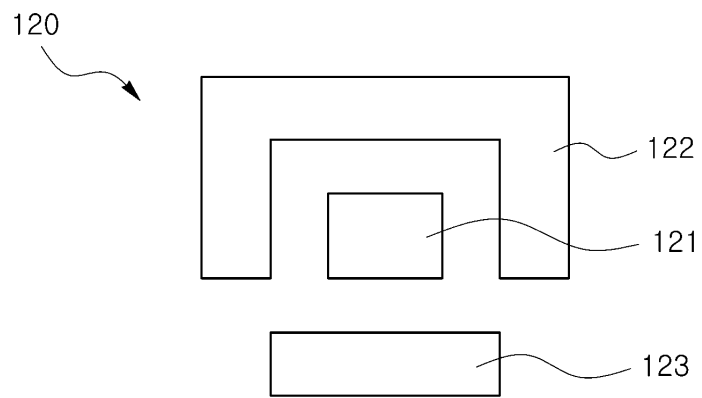
도면12



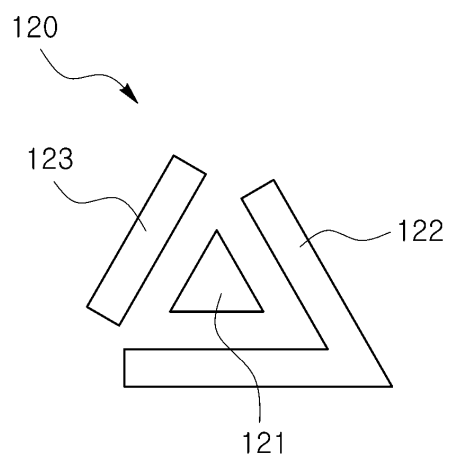
도면13



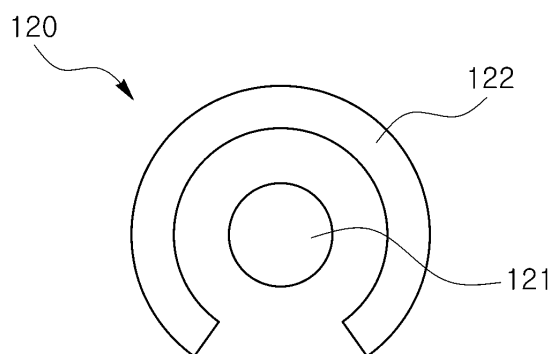
도면14



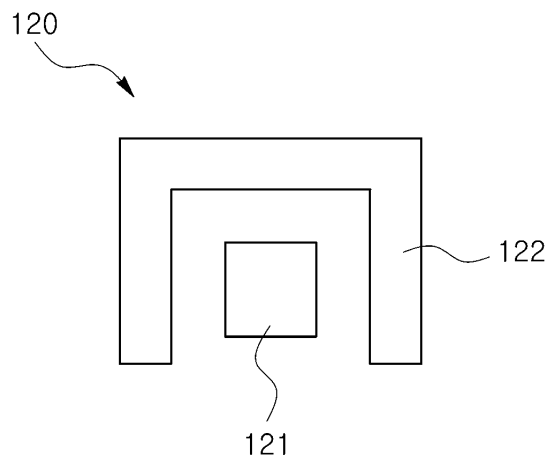
도면15



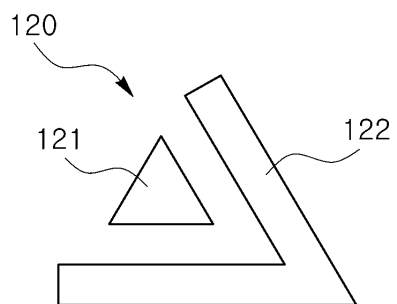
도면16



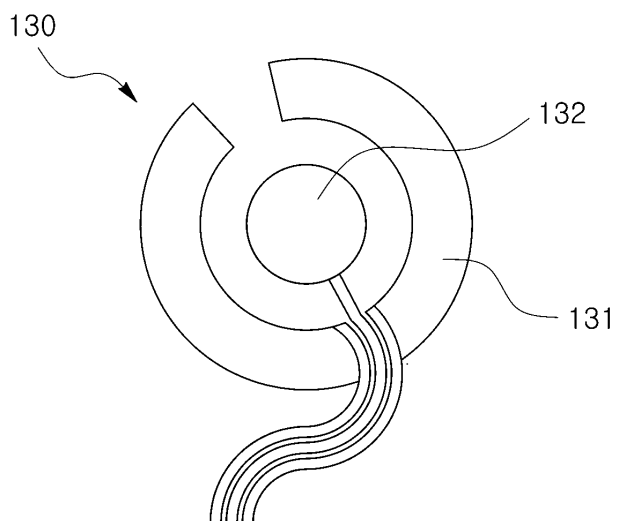
도면17



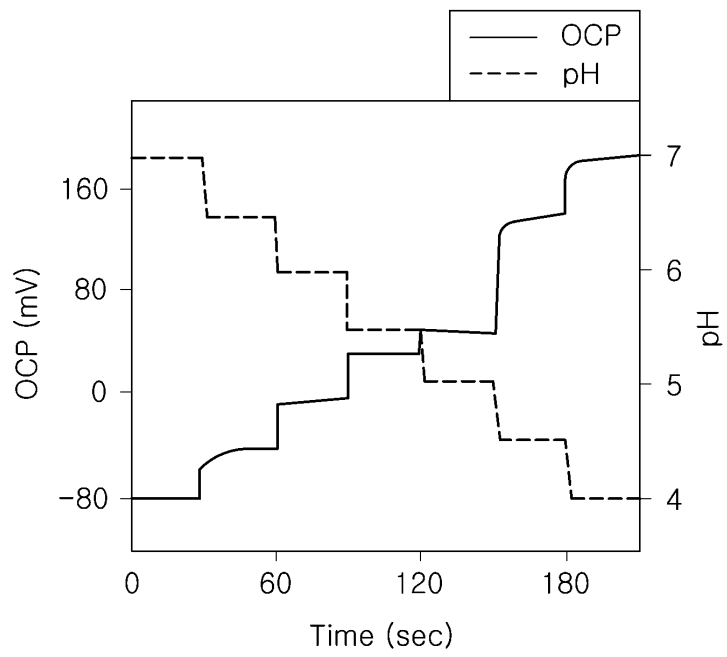
도면18



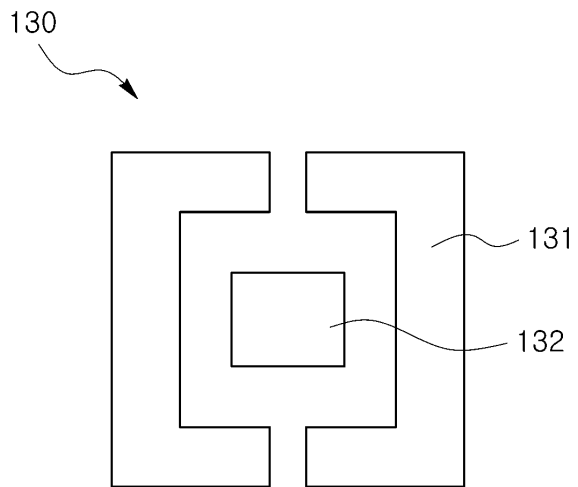
도면19



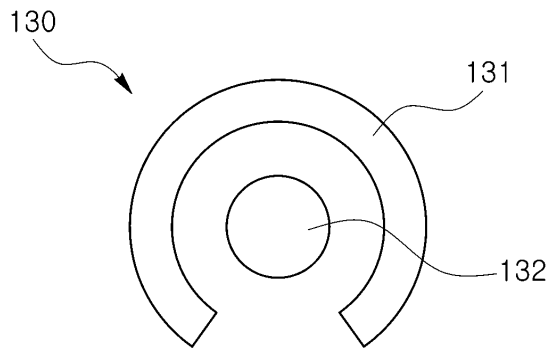
도면20



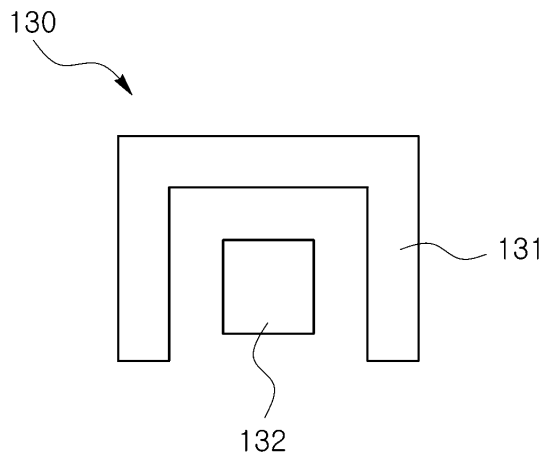
도면21



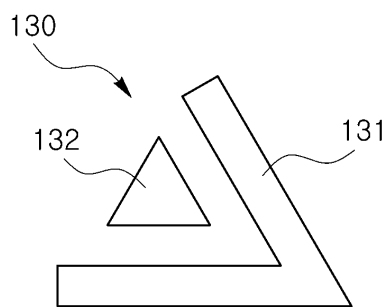
도면22



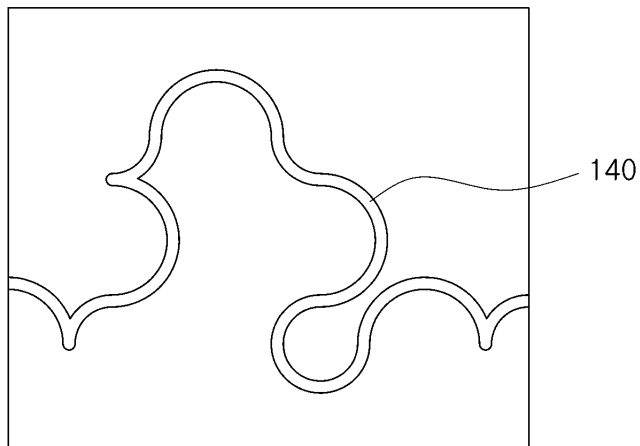
도면23



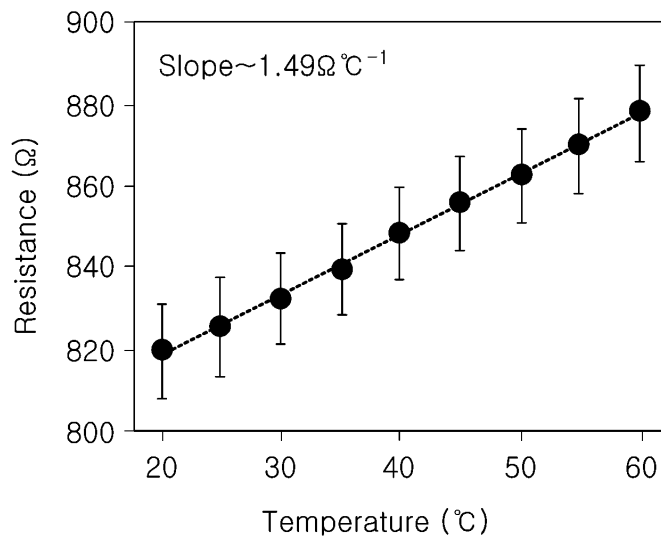
도면24



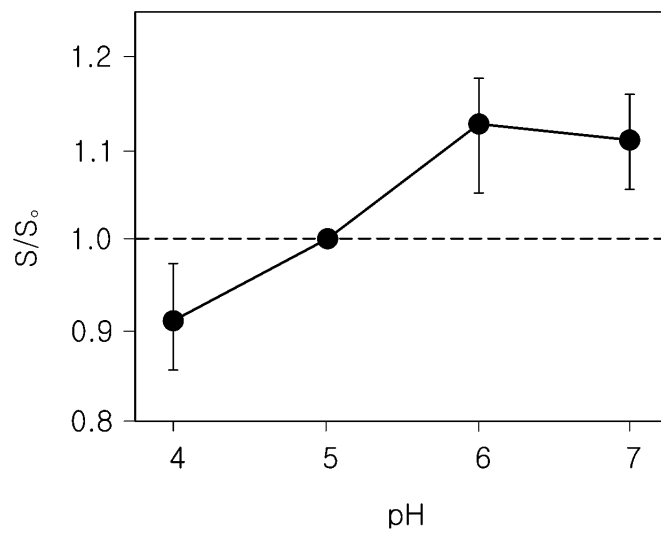
도면25



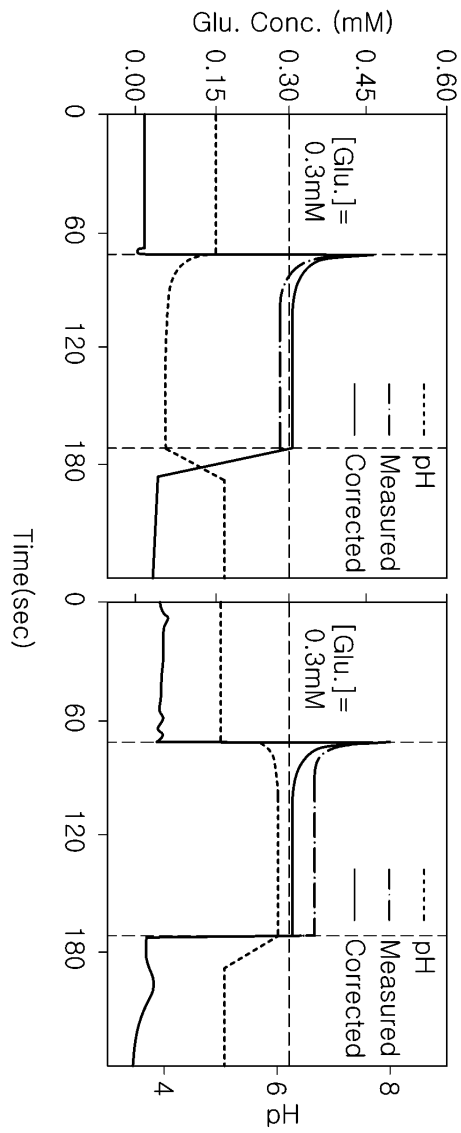
도면26



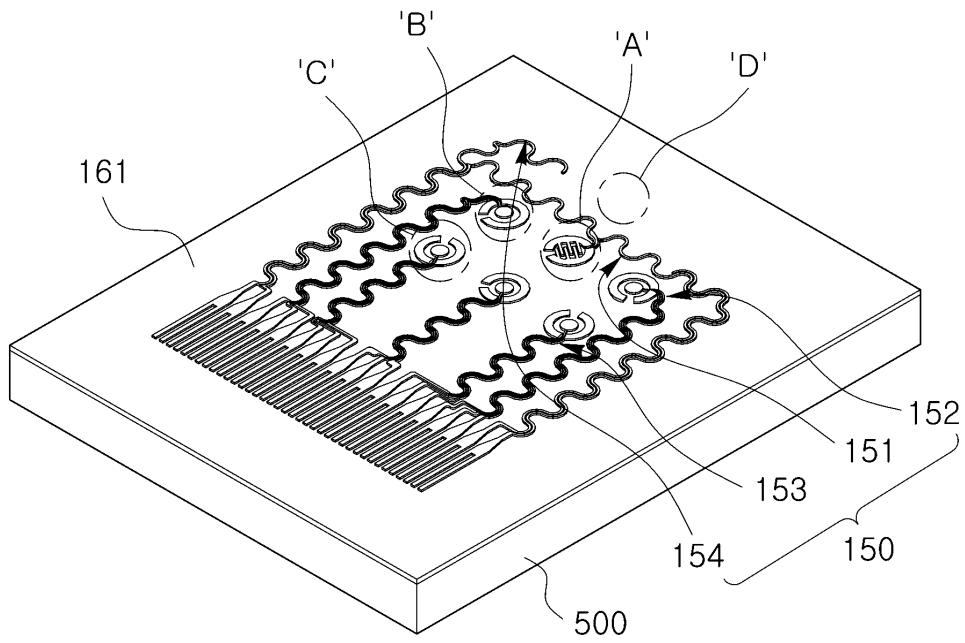
도면27



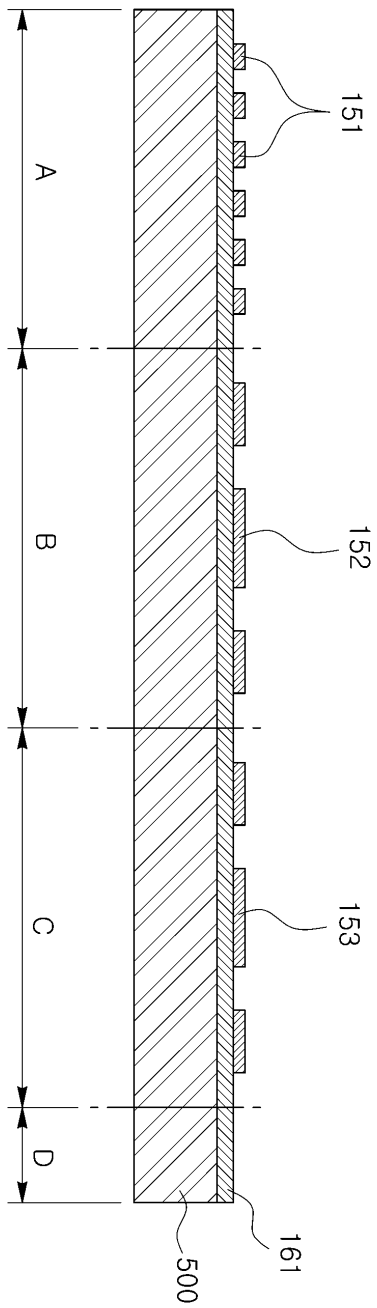
도면28



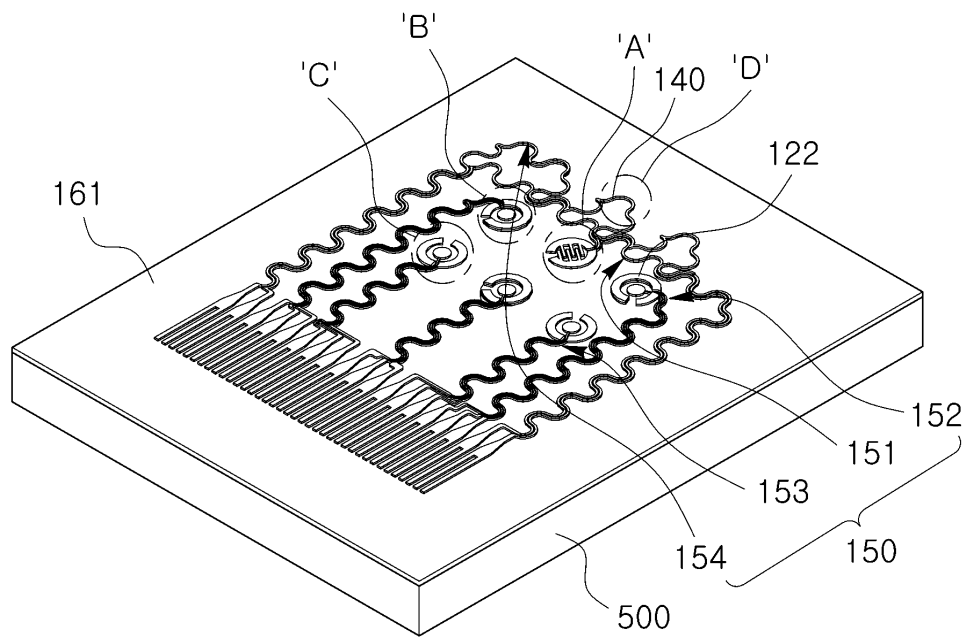
도면29



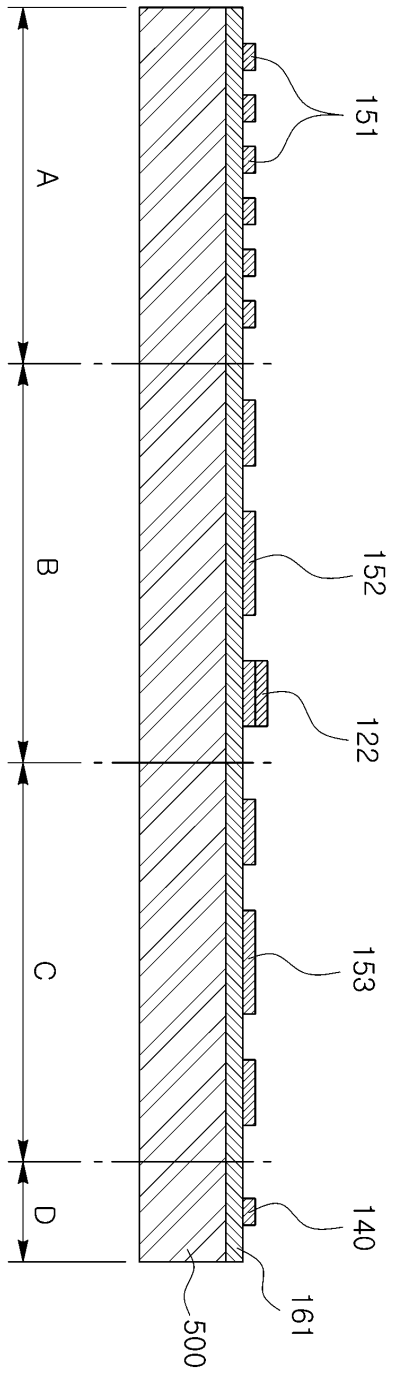
도면30



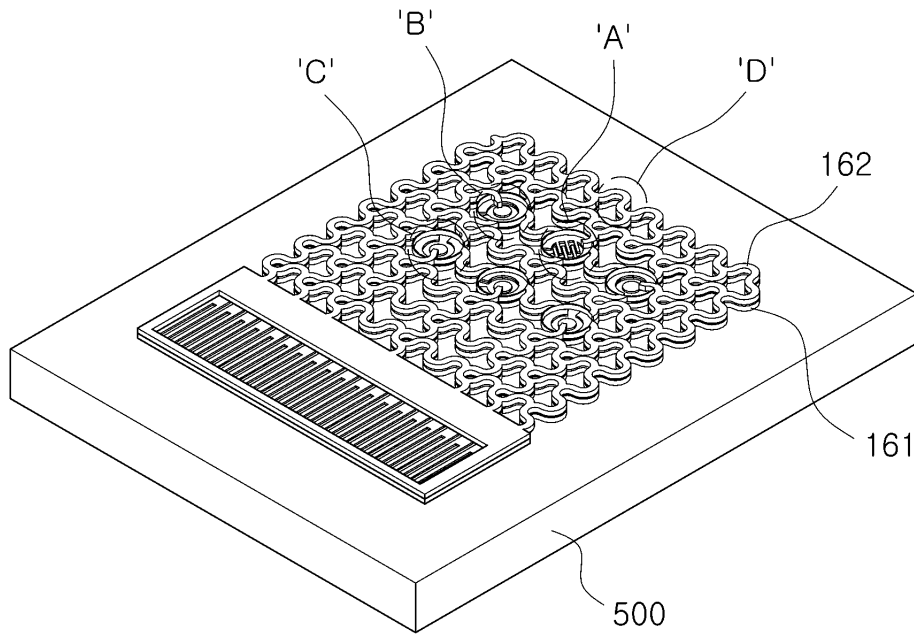
도면31



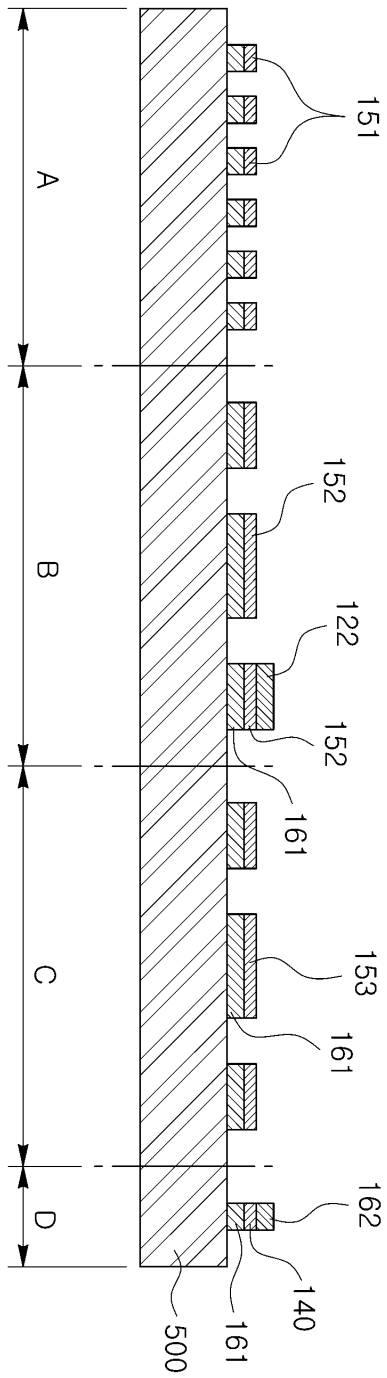
도면32



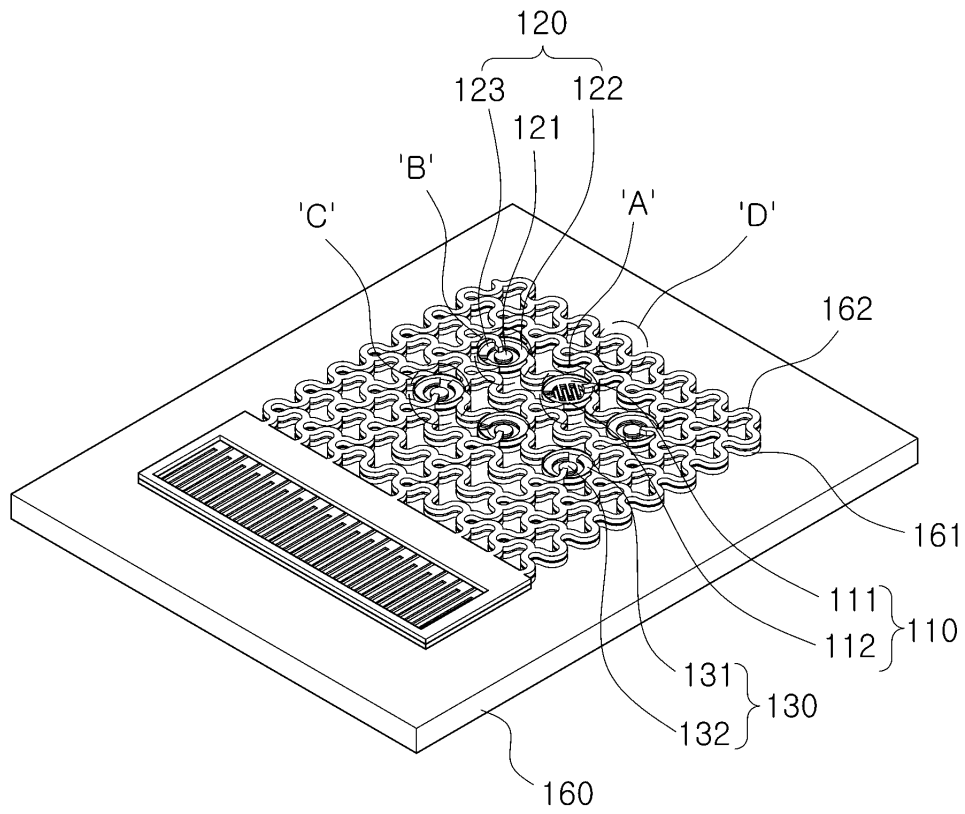
도면33



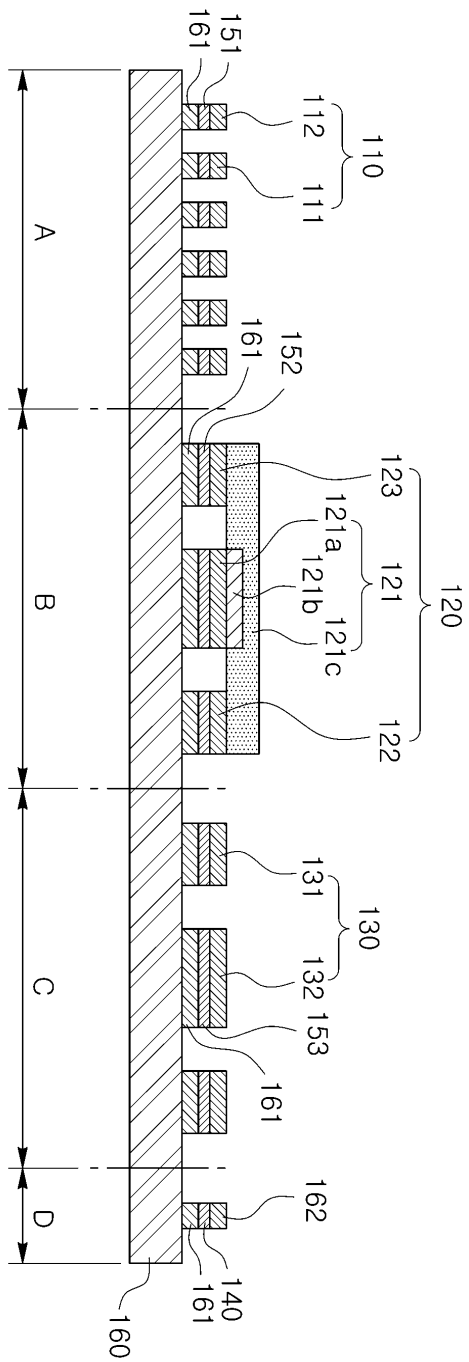
도면34



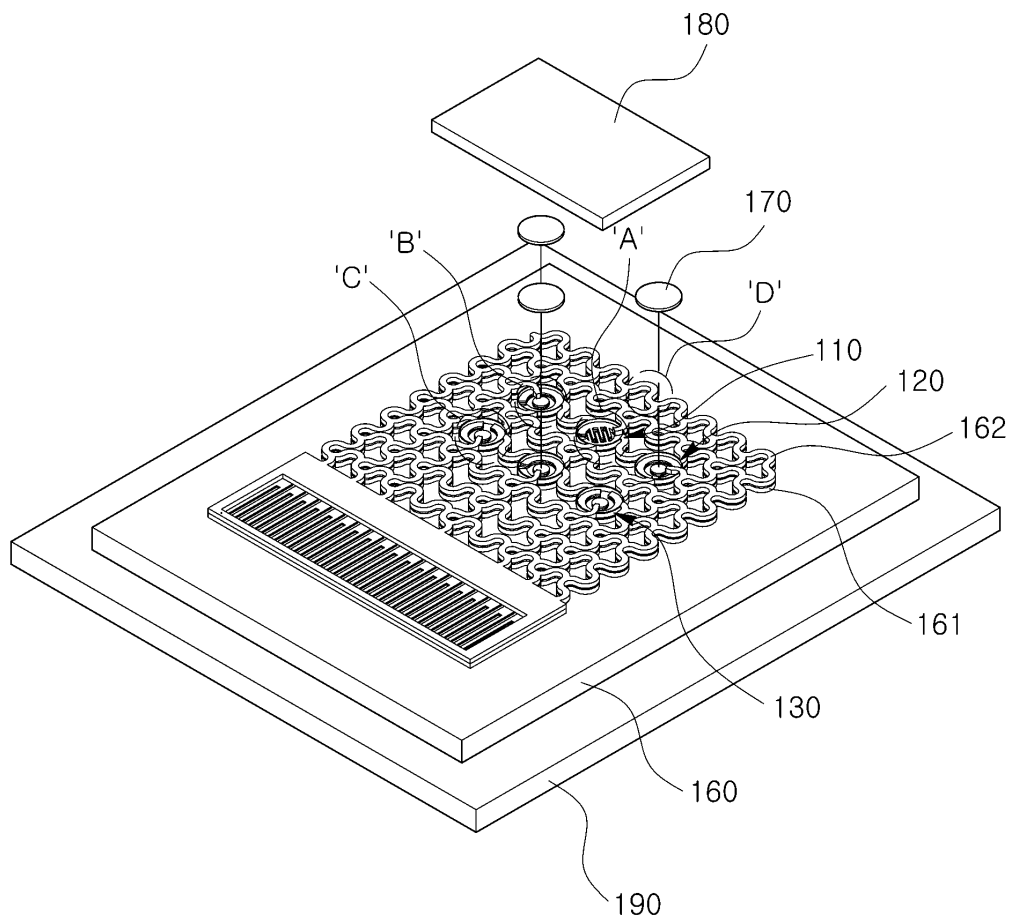
도면35



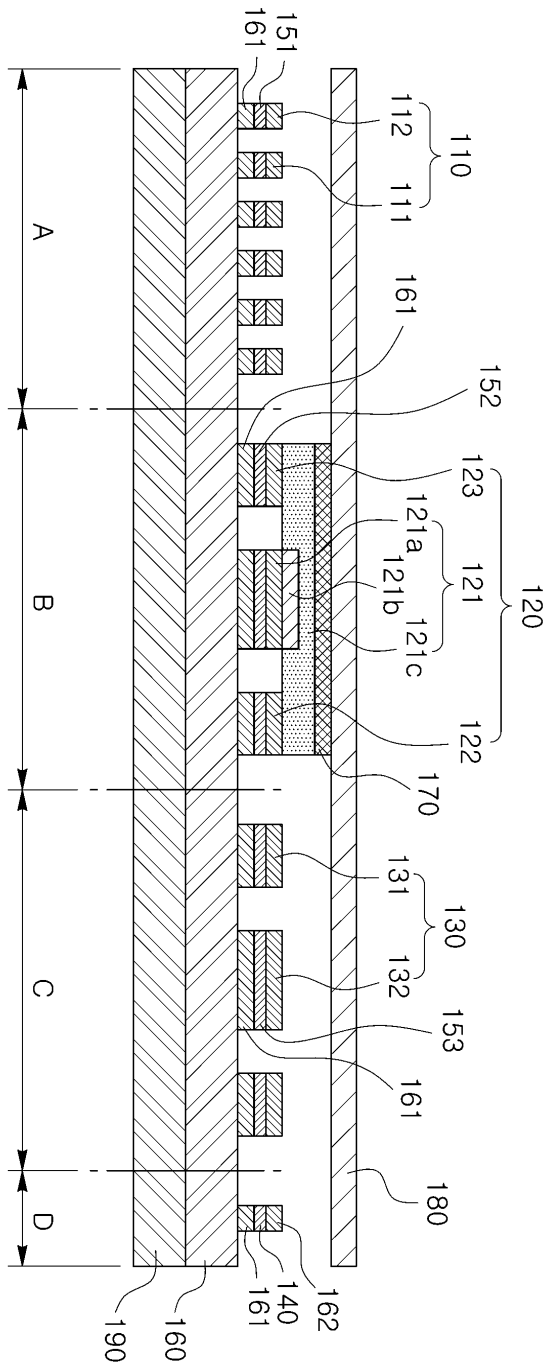
도면36



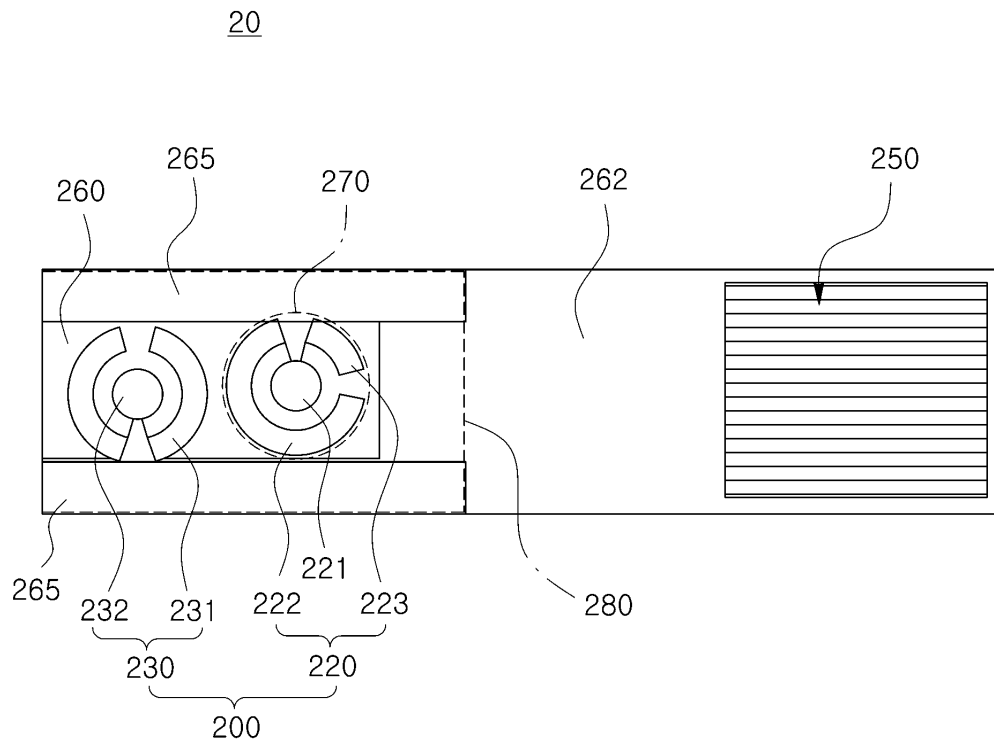
도면37



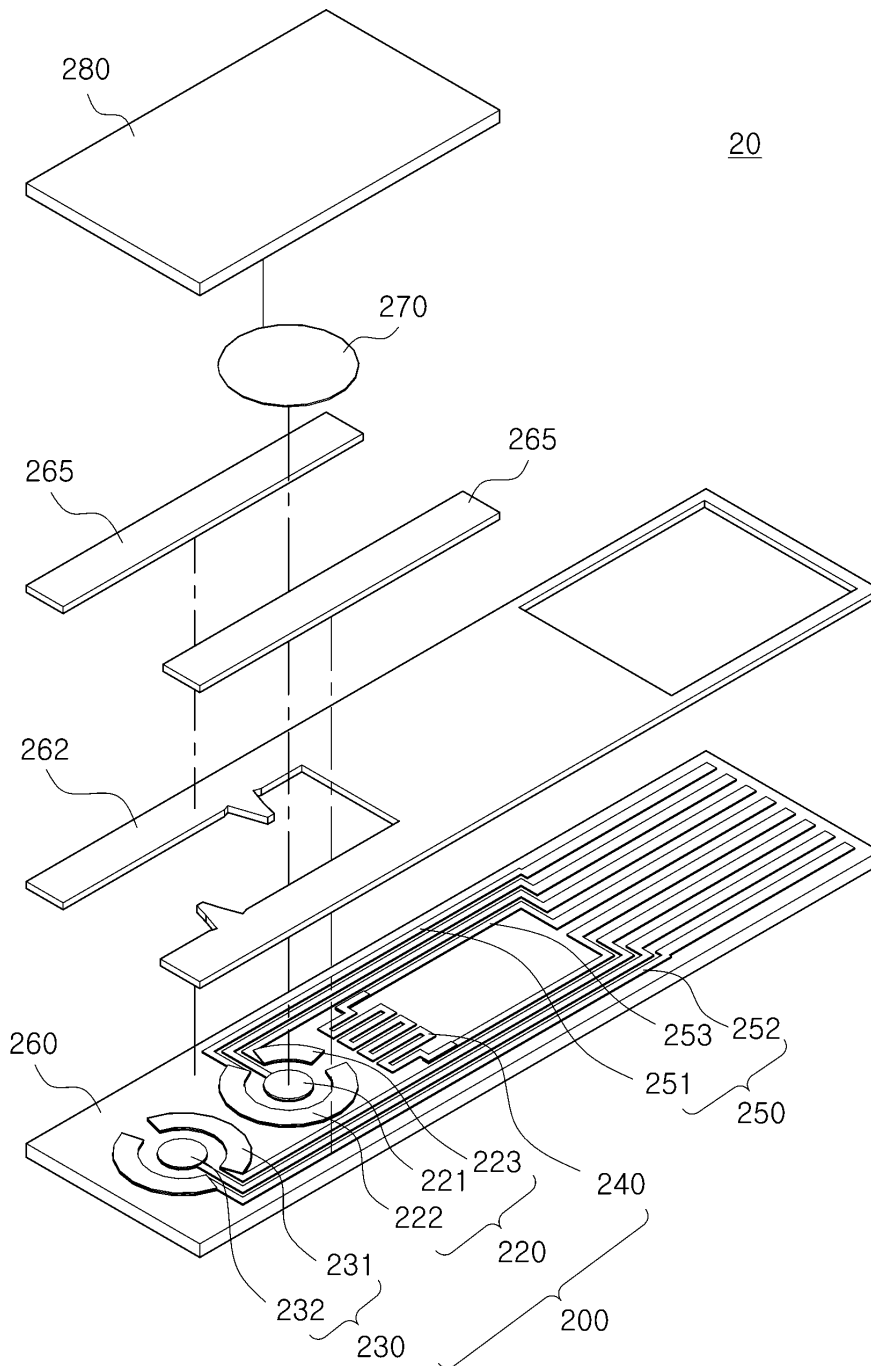
도면38



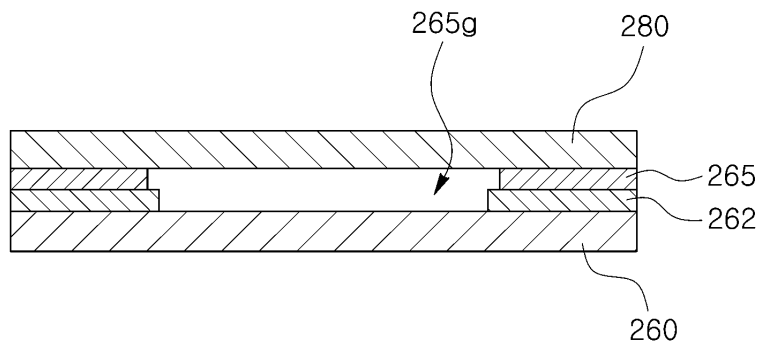
도면39



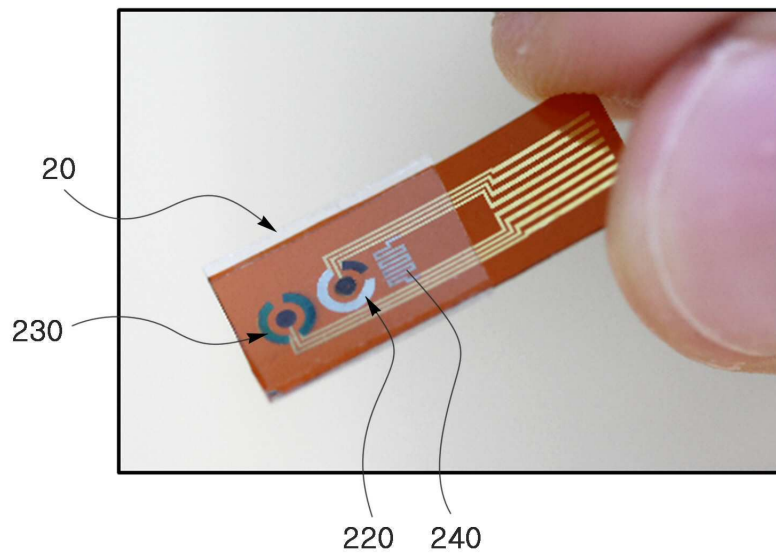
도면40



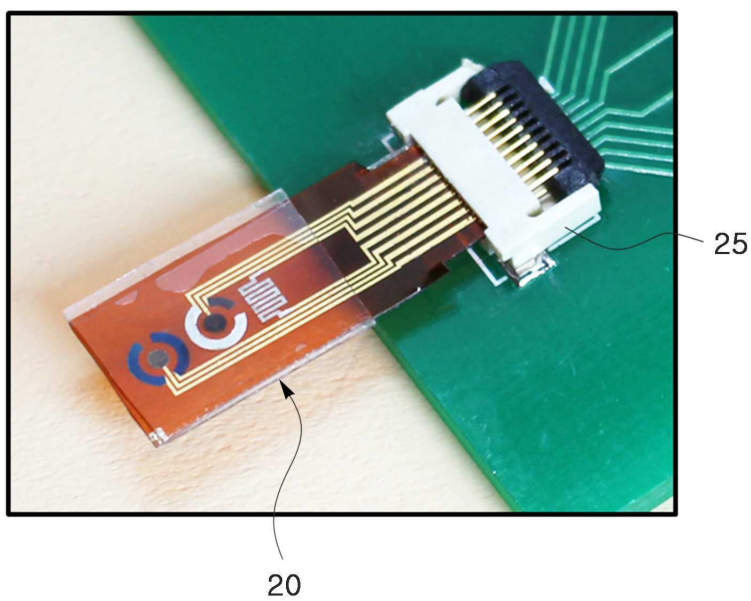
도면41



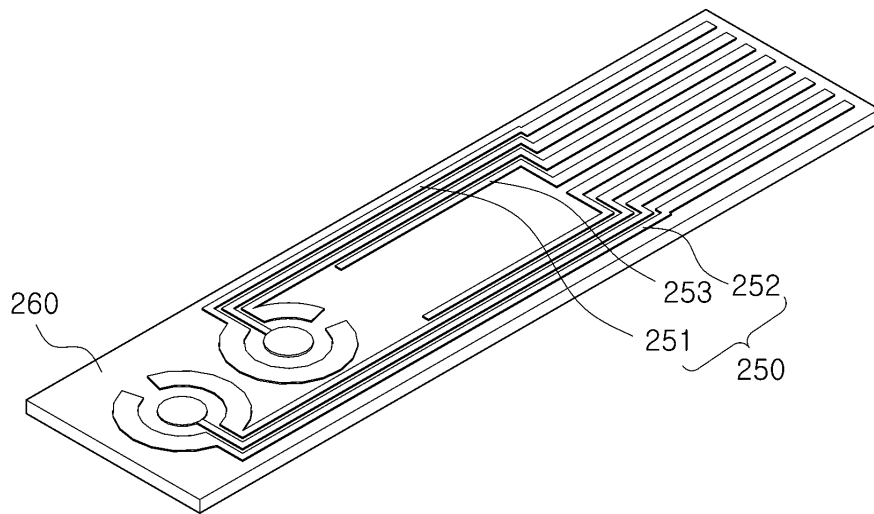
도면42



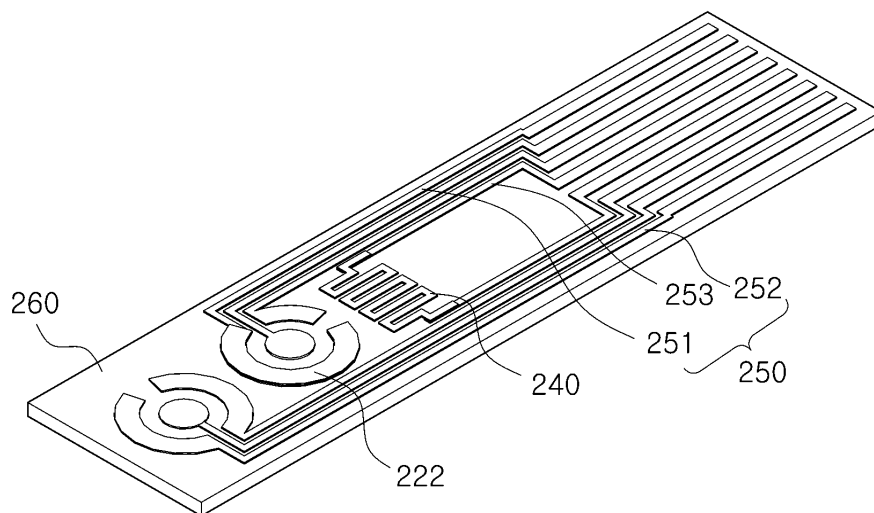
도면43



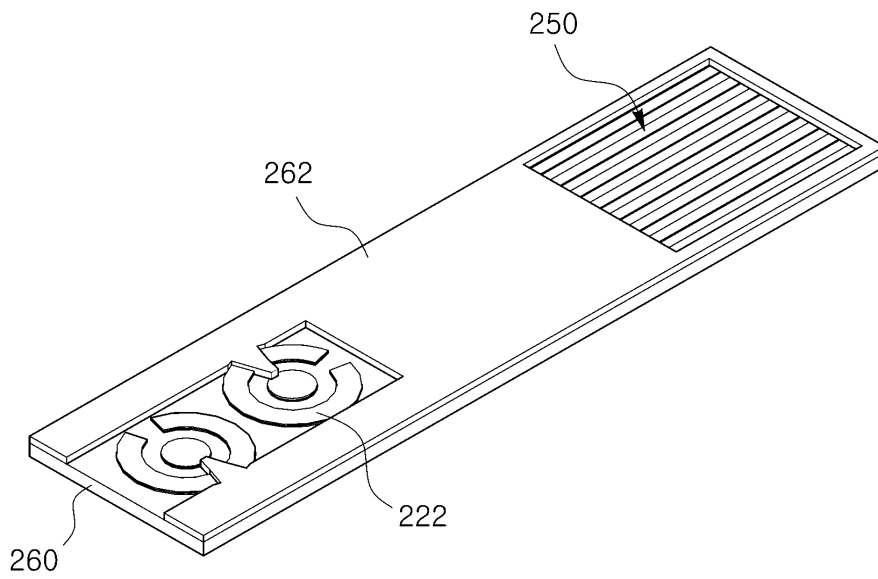
도면44



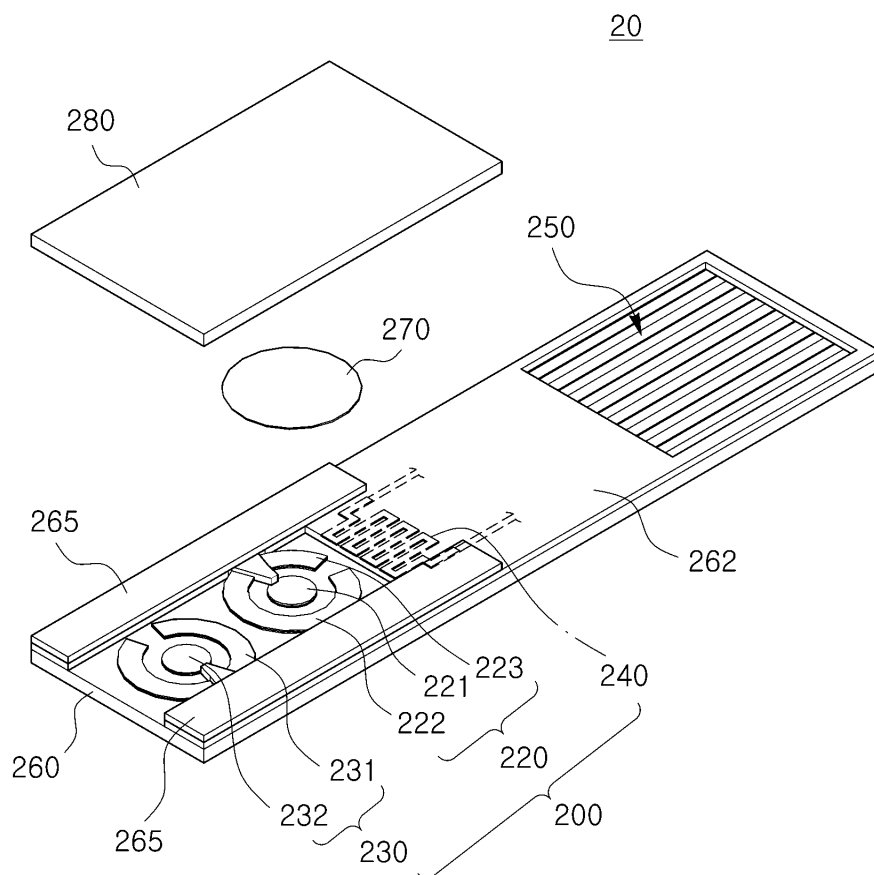
도면45



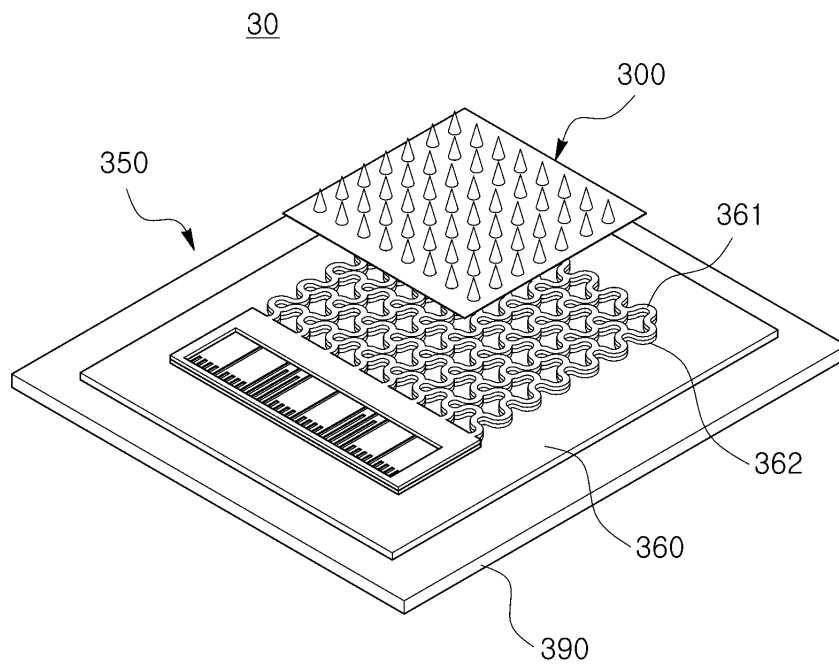
도면46



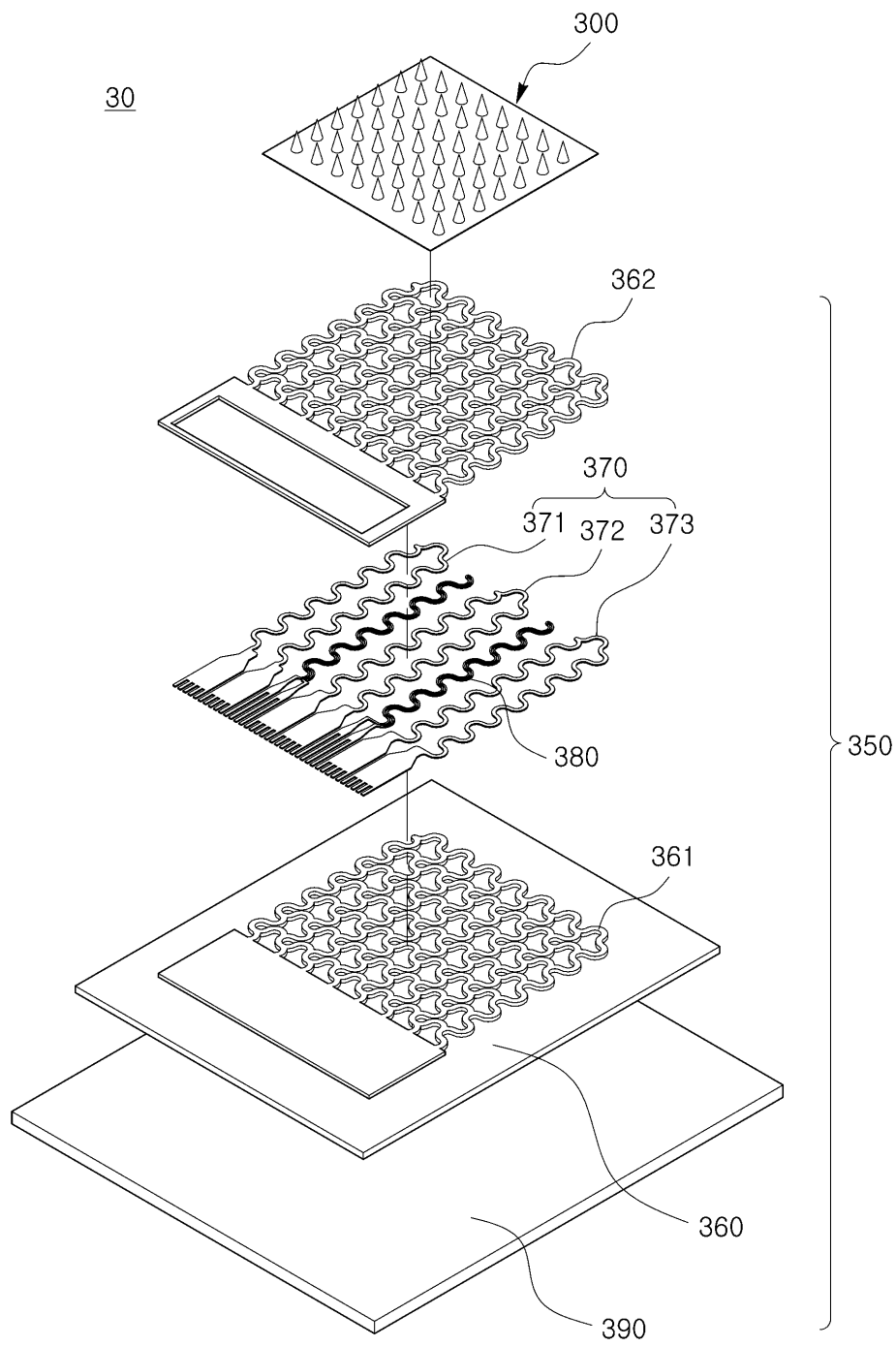
도면47



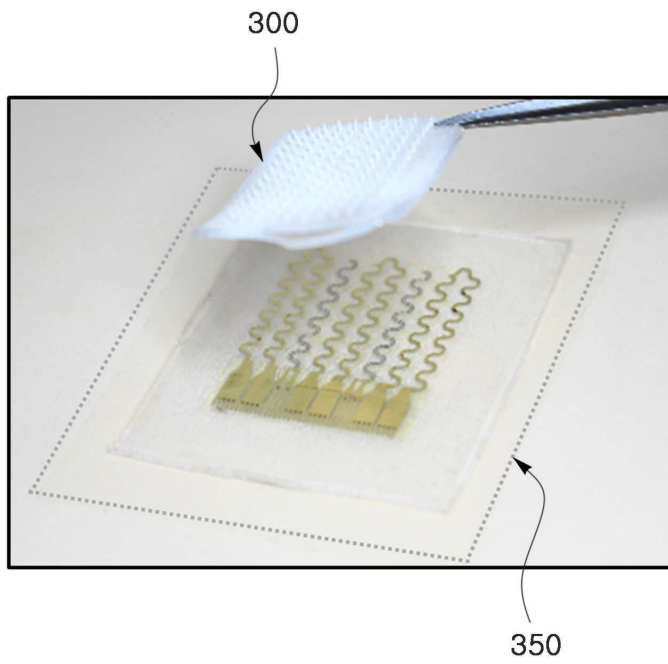
도면48



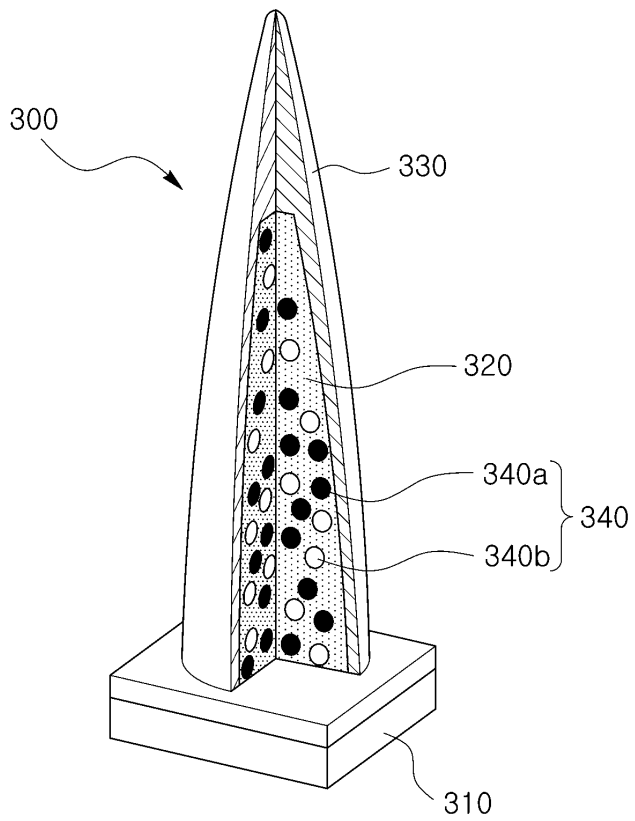
도면49



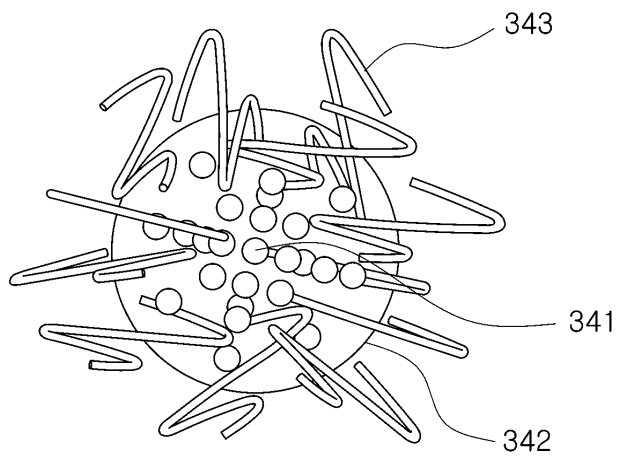
도면50



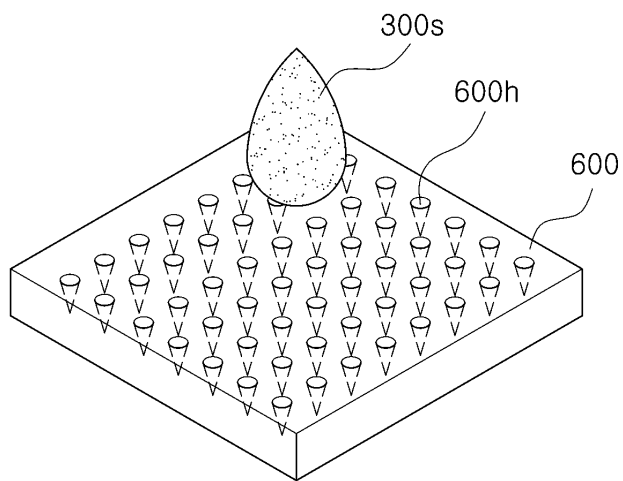
도면51



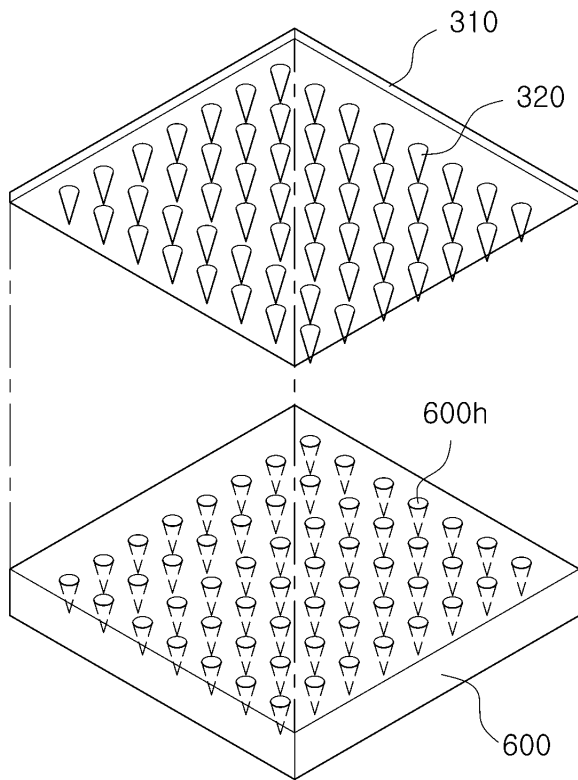
도면52



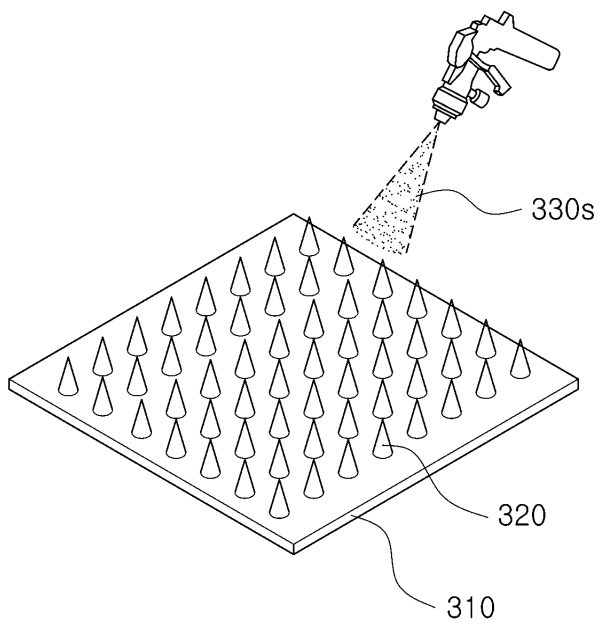
도면53



도면54



도면55



도면56

