



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2023-0174834
(43) 공개일자 2023년12월29일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/259 (2021.01) A61B 5/00 (2021.01)
A61B 5/01 (2021.01) A61B 5/024 (2006.01)
A61B 5/145 (2006.01) A61B 5/28 (2021.01)
A61B 5/296 (2021.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/259 (2022.01)
A61B 5/01 (2021.01)

(21) 출원번호 10-2022-0075947

(22) 출원일자 2022년06월22일

심사청구일자 2022년06월22일

(71) 출원인

울산과학기술원

울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50

(72) 발명자

정훈의

울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50

성민호

울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인 무한

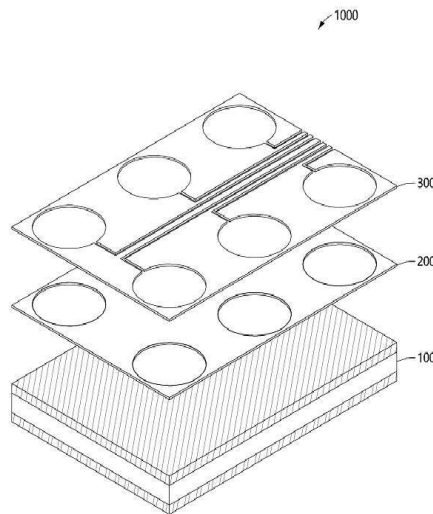
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 전도성 젤을 포함하는 피부 부착형 패치 및 이를 포함하는 생체신호 측정용 센서

(57) 요약

본 발명은 미세 접착 패턴 및 전도성 젤을 포함하는, 미세 구조층; 상기 미세 구조층 상에 형성되는, 가이드 구조층; 및 상기 가이드 구조층 상에 부착되는 금속전극필름층을 포함하고, 상기 가이드 구조층은 전도성젤을 포함하는, 피부 부착형 패치와, 이를 포함하는 생체신호 측정용 센서에 관한 것이다. 상기 패치는, 미세 구조층 및 가이드 구조층에 포함된 전도성 젤이 피부와 전극필름층 사이의 수직적 전도성 경로를 제공하여, 정밀한 생체 전기 신호의 측정이 가능한 장점을 갖는다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/024 (2013.01)
A61B 5/14532 (2013.01)
A61B 5/28 (2022.01)
A61B 5/296 (2021.01)
A61B 5/6813 (2013.01)
A61B 5/6833 (2013.01)
A61B 2562/14 (2013.01)

송현석

울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50

(72) 발명자

최건준

울산광역시 울주군 언양읍 유니스트길 50

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711155649
과제번호	2021R1A2C3006297
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	개인기초연구(과기정통부)
연구과제명	미래형 소프트 기계시스템을 위한 지능형 복합소재 및 가공 기술 개발
기 여 율	1/1
과제수행기관명	울산과학기술원
연구기간	2022.03.01 ~ 2023.02.28

명세서

청구범위

청구항 1

미세 접착 패턴 및 전도성 젤을 포함하는, 미세 구조층;
상기 미세 구조층 상에 형성되는, 가이드 구조층; 및
상기 가이드 구조층 상에 부착되는 금속전극필름층을 포함하고,
상기 가이드 구조층은 전도성 젤을 포함하며,
상기 가이드 구조층의 전도성 젤은 상기 미세 구조층의 전도성 젤과 수직적 전기 경로로 연결된 것인, 피부 부착형 패치.

청구항 2

제1항에 있어서,
상기 미세 접착 패턴은 상호 이격되어 배열되고,
상기 미세 접착 패턴의 사이 공간에 전도성 젤이 충전된 구조를 갖는 것인, 피부 부착형 패치.

청구항 3

제2항에 있어서,
상기 미세 접착 패턴은 미세 섬모 형태를 갖는 것인, 피부 부착형 패치.

청구항 4

제3항에 있어서,
상기 미세 섬모는, 본체부; 및 상기 본체부의 상면에 돌출부를 포함하는 것으로,
상기 돌출부의 폭 길이는, 본체부의 폭 길이 보다 긴 것이고,
상기 돌출부의 두께는, 본체부의 두께 보다 작은 것인,
피부 부착형 패치.

청구항 5

제1항에 있어서,
상기 미세 구조층 및 가이드 구조층은,
폴리디메틸실록산, 폴리우레탄아크릴레이트, 폴리이미드, 폴리에틸렌글리콜디아크릴레이트, 및 폴리에틸렌글리콜디메타크릴레이트로 이루어지는 군으로부터 선택되는 1종 이상의 고분자를 포함하는 것인, 피부 부착형 패치.

청구항 6

제1항에 있어서,
상기 전도성 젤은,
5 k Ω 이하의 전기저항을 갖는 것인, 피부 부착형 패치.

청구항 7

제6항에 있어서,
상기 전도성 젤은, 폴리피롤, 폴리아닐린, 폴리에틸렌디옥시티오펜, 폴리스티렌설포산, 폴리아세틸렌, 폴리티오펜, 폴리파라페닐렌, 폴리페닐렌설파이드, 및 폴리파라페닐렌비닐렌으로 이루어지는 군으로부터 선택되는 1종 이상인 것인, 피부 부착형 패치.

청구항 8

제1항에 있어서,
상기 패턴은, 격벽을 형성하는 격자 구조를 갖고,
상기 격벽의 일부에 측수 구조가 구비된 것인, 피부 부착형 패치.

청구항 9

제1항 내지 제8항 중 어느 한 항의 피부 부착형 패치를 포함하는, 생체신호 측정용 센서.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 전도성 젤을 포함하는 피부 부착형 패치 및 이를 포함하는 생체신호 측정용 센서에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 웨어러블 스마트 디바이스 (WEARABLE SMART DEVICES or System) 혹은 시스템은 1980년대 중반 미국의 MIT의 MEDIA LAB에서 최초로 개념을 제시하였고, 이후 스마트폰의 급속한 발전과 더불어, IoT(사물인터넷, Internet of Things) 개념이 알려지며, 사물과 사람이 네트워크를 통해 정보를 공유할 수 있게 되었다. 따라서 컴퓨터 안에서만 가능했던 네트워크에서 다양한 사물에 적용이 되어 이른바 인지 가능한 디바이스란 의미를 더해, ‘웨어러블 스마트 디바이스’란 새로운 개념이 세상에 등장하게 되었다.

[0003] 이처럼 ‘웨어러블 스마트 디바이스(wearable smart device)’는 주변에서 쉽게 찾아볼 수 있게 되었다. 웨어러블 스마트 디바이스는 “신체 또는 사물 등에 부착하여 외부 컴퓨터등과 연동되어 상세한 정보수집, 분석, 신체적 변화 및 치유 행위를 할 수 있는 모든 것”을 지칭하며, 일부 컴퓨팅 기능 연동이 가능한 애플리케이션까지 포함한다. 즉, 스마트폰이나 태블릿, 노트북처럼 들고 다니는 것을 넘어 사용자의 신체에 더욱 가까이 접근하여 사용하는 전자기기를 의미하는 것이다.

[0004] 이와 같은 웨어러블 디바이스는 스마트폰처럼 간편하게 휴대할 수 있는 형태의 제품으로 현재까지 출시된 안경, 시계, 팔찌(밴드) 형태의 디바이스로 휴대가 가능한 포터블(portable) 디바이스, 피부에 부착 가능한 전극 형태로 심박, 체온 등의 신체변화 및 운동에너지를 에너지원으로 이용해 센싱과 네트워크 연결기능까지 할 수 있는 디바이스로 전극처럼 피부에 직접 부착할 수 있는 어태처블(attachable) 디바이스, 신체에 직접 이식하거나 복용할 수 있는 디바이스인 이식형(implantable) 디바이스로 구분할 수 있다.

[0005] 웨어러블 디바이스는 현재 안경이나 시계, 팔찌와 같은 액세서리형으로 대부분을 차지하고 있지만, 가까운 미래에는 의복형 혹은 피부 부착형으로 발전할 것으로 예상되며, 이에 따라 센서도 부착형 웨어러블용으로 활용할

수 있는 초유연 피부 부착형 센서에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 부착형 센서는 유연성, 안전성, 신축성을 지닌 소재에 생체신호 (호흡 · 심박 · 체온), 스트레인 측정, 온도 측정, 무선 통신 기능 등이 내장된 소자를 의미한다.

[0006] 상기와 같은 피부 부착형 센서는 피부에 부착되어, 지속적으로 생체 신호를 수집해야만 하나, 피부의 변형 및 굽힘에 의해 접착력이 저하되어 파열되거나 피부로부터 박리되는 문제가 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0007] (특허문헌 0001) 한국 공개특허 제2018-0051715호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위하여, 미세 접착 패턴 및 전도성 젤을 포함하는, 미세 구조층; 상기 미세 구조층 상에 형성되는, 가이드 구조층; 및

[0009] 상기 가이드 구조층 상에 부착되는 금속전극필름층을 포함하고, 상기 가이드 구조층은 전도성젤을 포함하며, 상기 가이드 구조층의 전도성 젤은 상기 미세 구조층의 전도성 젤과 수직적 전기 경로로 연결된 것인, 피부 부착형 패치를 제공하는 것이다.

[0010] 또한, 본 발명은 본 발명에 의한 전극을 포함하는 생체신호 측정용 센서를 제공한다.

[0012] 그러나, 본 발명이 해결하고자 하는 과제는 이상에서 언급한 것들로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 과제들은 아래의 기재로부터 해당 분야 통상의 기술자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0014] 본 발명은 미세 접착 패턴 및 전도성 젤을 포함하는, 미세 구조층;

[0015] 상기 미세 구조층 상에 형성되는, 가이드 구조층; 및

[0016] 상기 가이드 구조층 상에 부착되는 금속전극필름층을 포함하고,

[0017] 상기 가이드 구조층은 전도성젤을 포함하며,

[0018] 상기 가이드 구조층의 전도성 젤은 상기 미세 구조층의 전도성 젤과 수직적 전기 경로로 연결된 것인, 피부 부착형 패치를 제공한다.

[0019] 본 발명의 일 구현예로, 상기 미세 접착 패턴은 상호 이격되어 배열되고,

[0020] 상기 미세 접착 패턴의 사이 공간에 전도성 젤이 충전된 구조를 갖는 것일 수 있다.

[0021] 본 발명의 다른 구현예로, 상기 미세 접착 패턴은 미세 섬모 형태를 갖는 것일 수 있다.

[0022] 본 발명의 또다른 구현예로, 상기 미세 섬모는, 본체부; 및 상기 본체부의 상면에 돌출부를 포함하는 것으로, 상기 돌출부의 폭 길이는, 본체부의 폭 길이 보다 긴 것이고, 상기 돌출부의 두께는, 본체부의 두께 보다 작은 것일 수 있다.

[0023] 본 발명의 또다른 구현예로, 상기 미세 접착층 및 가이드 구조층은,

[0024] 폴리디메틸실록산, 폴리우레탄아크릴레이트, 폴리이미드, 폴리에틸렌글리콜디아크릴레이트, 및 폴리에틸렌글리콜디메타크릴레이트로 이루어지는 군으로부터 선택되는 1종 이상의 고분자를 포함하는 것일 수 있다.

[0025] 본 발명의 또다른 구현예로, 상기 전도성 젤은, 5 k Ω 이하의 전기저항을 갖는 것일 수 있다.

[0026] 본 발명의 또다른 구현예로, 상기 전도성 젤은, 폴리피롤, 폴리아닐린, 폴리에틸렌디옥시티오펜, 폴리스티렌설펜산, 폴리아세틸렌, 폴리티오펜, 폴리파라페닐렌, 폴리페닐렌설파이드, 및 폴리파라페닐렌비닐렌으로 이루어지는 군으로부터 선택되는 1종 이상인 것일 수 있다.

[0027] 본 발명의 또다른 구현예로, 상기 패턴은, 격벽을 형성하는 격자 구조를 갖고, 상기 격벽의 일부에 측수 구조가 구비된 것일 수 있다.

[0029] 또한, 본 발명은 본 발명에 의한 패치를 포함하는, 생체신호 측정용 센서를 제공한다.

발명의 효과

[0031] 종래 피부 부착형 전극은, 습식 또는 건식 방식으로 제조되어, 안정적인 사용이 어렵거나, 신호의 정확성이 부족한 문제가 있었으나, 본 발명은 미세 접착 구조 내부에 전도성 젤을 포함시켜, 습식 및 건식 메커니즘을 모두 활용할 수 있는 피부 부착형 패치를 제공하는 것으로, 본 발명의 패치를 이용하여 고품질의 생체 신호를 습득할 수 있다.

[0032] 또한, 전극필름과 미세 접착 패턴 사이에 전도성 젤이 보충된 가이드 구조층을 포함하여, 전도성 젤의 유출 및 건조를 방지할 수 있고, 상기 가이드 구조층에 포함된 전도성 젤전도성 젤은 피부와 전극필름이 수직적 전도성 경로를 제공하여, 정밀한 생체 전기 신호의 측정이 가능하다.

[0033] 아울러, 상기 전도성 젤과 수직적 전도성 경로가 형성된 전극필름은, 전도성 물질 패터닝된 코팅을 통해 수평적 전도성 경로가 구현될 수 있어, 수직/수평의 선택적 경로 형성이 가능한바, 체온, 맥파(압력), 혈당 등의 다양한 신호를 측정할 수 있는 센서의 전극으로 활용될 수 있다.

[0035] 본 발명의 효과는 상기한 효과로 한정되는 것은 아니며, 본 발명의 상세한 설명 또는 청구범위에 기재된 발명의 구성으로부터 추론 가능한 모든 효과를 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

도면의 간단한 설명

[0037] 도 1은 본 발명의 일 구현예에 따른 패치의 분해도를 나타낸 도면이다.

도 2a는 본 발명의 일 구현예에 따른 미세 구조층 및 가이드 구조층의 형태를 나타낸 것이다.

도 2b는 본 발명의 일 구현예에 따른 미세 구조층의 측면도를 나타낸 것이다.

도 2c는 본 발명의 일 구현예에 따른 미세 섬모의 형태를 나타낸 것이다.

도 3a는 본 발명의 일 구현예에 따른 미세 구조층의 상측 단면을 나타낸 것이다.

도 3b는 본 발명의 패턴 및 측수 구조에 대한 다양한 예시를 나타낸 것이다.

도 4는 본 발명의 패치의 수직 및 수평적 전도성 경로를 나타낸 것이다.

도 5는 본 발명의 일 구현예에 따른 미세 구조층 및 가이드 구조층의 제조방법을 단계별로 나타낸 도면이다.

도 6은 본 발명의 일 구현예에 따른 금속 전극 필름층의 제조방법을 단계별로 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0038] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명한다. 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. 또한, 본 명세서에서 사용되는 용어들은 본 발명의 바람직한 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. 각 도면에 제시된 동일한 참조 부호는 동일한 부재를 나타낸다.

- [0039] 명세서 전체에서, 어떤 부재가 다른 부재 "상에" 위치하고 있다고 할 때, 이는 어떤 부재가 다른 부재에 접해 있는 경우뿐 아니라 두 부재 사이에 또 다른 부재가 존재하는 경우도 포함한다.
- [0040] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성 요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.
- [0042] 이하, 본 발명의 피부 부착형 패치(1000)와 이를 포함하는 생체신호 측정용 센서(2000)에 대하여 실시예 및 도면을 참조하여 구체적으로 설명하도록 한다. 그러나, 본 발명이 이러한 실시예 및 도면에 제한되는 것은 아니다.
- [0044] 도 1에 나타난 것과 같이, 본 발명은 미세 접착 패턴 및 전도성 젤을 포함하는, 미세 구조층;
- [0045] 상기 미세 구조층 상에 형성되는, 가이드 구조층; 및
- [0046] 상기 가이드 구조층 상에 부착되는 금속전극필름층을 포함하고,
- [0047] 상기 가이드 구조층은 전도성 젤을 포함하며,
- [0048] 상기 가이드 구조층의 전도성 젤은 상기 미세 구조층의 전도성 젤과 수직적 전기 경로로 연결된 것인, 피부 부착형 패치를 제공하는 것이다.
- [0049] 또한, 본 발명은 상기 피부 부착형 패치를 포함하는, 생체신호 측정용 센서를 제공한다.
- [0051] 도 1에 나타난 것과 같이, 본 발명의 패치(1000)는, 미세 접착 패턴(101) 및 전도성 젤(102)을 포함하는, 미세 구조층(100); 상기 미세 구조층(100) 상에 형성되는, 가이드 구조층(200); 및 상기 가이드 구조층(200) 상에 부착되는 금속전극필름층(300)을 포함한다.
- [0052] 도 2a를 참고하여, 상기 가이드 구조층(200)은, 전도성 젤(202)을 포함하며, 상기 가이드 구조층의 전도성 젤은 상기 미세 구조층의 전도성 젤과 수직적 전기 경로로 연결된 것일 수 있다.
- [0054] 본 발명의 일 구현예로서 상기 미세 구조층(100)은, 미세 접착 패턴이 형성되어 있고, 미세 접착 패턴(101)이 설정된 간격만큼 상호 이격되어 배열되며, 상기 미세 접착 패턴(101)의 사이 공간에 전도성 젤(102)이 충전된 구조를 갖는 것일 수 있다. 상기 구조의 측면을 예시로서, 도 2b에 나타내었다. 상기 소정의 간격을 가지고 이격되어 설치된 미세 접착 패턴(101)의 사이에 전도성 젤(102)이 충전되어 있는 것이다. 상기 미세 구조층(100)은, 피부와 직접 맞닿는 부분으로서, 상기과 같이 미세 접착 패턴이 서로 이격되고, 그 사이에 전도성 젤이 충전된 구조를 가져, 피부 부착력이 향상될 수 있는 것이다.
- [0056] 종래 피부 부착형 전극은 EMG, EEG, ECG 와 같은 생체 전기 신호를 측정하기 위해 사용되며, 습식 또는 건식 방식으로 제조된 바 있다. 습식 접착 방식의 경우, 주로 염(NaCl, Cl, KCl) 기반의 전도성 젤을 사용하며, 안정적으로 피부와 기계적 전기적 연결이 가능한 장점을 가지나, 전도성 젤의 도포 면적을 조절하기 어렵고, 사용 후 잔여물을 남기며, 시간이 흐름에 따라 건조되어 전도성을 유지하지 못하는 한계를 갖는다. 또한, 전도성 젤 사이의 간섭으로 인하여 쇼트가 발생할 수 있다. 건식 접착 방식의 경우, 주로 금속(금, 티타늄) 전극을 피부에 직접 연결하여 사용하며, 사용이 간편한 특징이 있으나, 피부 전기 신호 측정 시 피부접촉저항 임피던스가 크며, 노이즈에 취약한 한계를 갖는다. 이에 본 발명은 미세 접착 패턴과 그 사이에 전도성 젤이 충전된 미세 구조층을 사용한 것으로, 습식 접착 방식과 건식 접착 방식을 모두 응용한 것을 특징으로 하며, 기존 습식 전극의 단점(전도성 젤 건조, 전극과 전도성 젤의 간섭으로 인한 쇼트) 및 건식 전극의 단점(높은 피부 접촉 저항, 불안정한 생체 신호)을 보완하여, 신호 안정성을 확보하고 전도성 젤의 과도한 사용 및 유실을 방지한 것이다.
- [0058] 도 2a에 나타난 것과 같이, 본 발명의 가이드 구조층은, 베이스층(201)에 전도성 젤(202)이 충전되는 공간을 구비하고 있는 구조를 갖는다. 상기 전도성 젤이 충전되는 공간은 상기 도면에서 제시된 것과 같이 위에서 관찰할

때 원형의 단면을 갖는 형태일 수도 있으나, 전극의 종류나 부착되는 부위, 수집하고자 하는 생체신호의 종류 등에 따라 다른 형태의 단면을 가질 수 있음은 명백할 것이다. 예를 들어, 원형, 사각형, 육각형, 사다리꼴형, 삼각형 등의 구조를 자유롭게 가지고 있을 수 있다.

[0059] 본 발명의 미세 구조층의 두께는, 1 내지 100 μm 일 수 있고, 가이드 구조층의 두께는, 10 내지 1000 μm 일 수 있다. 본 발명의 전극은 상기 범위의 두께를 갖는 전극에서, 안정하고 정밀한 신호 측정이 가능함과 동시에, 접착력이 유지될 수 있다.

[0060] 상기 가이드 구조층에 구비된, 전도성 젤(202)이 충전되는 공간은, 원형을 기준으로 하였을 때 지름이 80 내지 1000 μm 의 길이를 가질 수 있다. 상기 범위의 지름을 가질 경우, 미세 구조층에 전도성 젤의 역할을 효과적으로 보조할 수 있으며, 피부로부터의 생체 신호를 전극으로 효율적으로 전달할 수 있다.

[0062] 본 발명의 일 구현예로서, 상기 미세 접착 패턴은, 미세 섬모 형태를 가질 수 있다. 보다 구체적으로 도 2c에 나타난 것과 같이, 상기 미세 섬모는, 본체부(11); 및 상기 본체부의 상면에 돌출부(12)를 포함하는 것으로, 도면상에서 역T자 형태를 가지고 있다. 상기과 같이 돌출부(12)를 포함하여, 피부 표면의 접착력이 상승될 수 있으며, 이러한 구조로 인해 충전된 전도성 젤이 유실되는 것을 방지할 수 있다.

[0063] 상기 돌출부(12)의 폭 길이(1)는, 본체부(11)의 폭 길이(L) 보다 긴 것이고, 상기 돌출부(12)의 두께(h)는, 본체부의 두께(H) 보다 얇은 것을 특징으로 할 수 있다. 상기과 같은 형상에서 본 발명의 전극은 피부에 있어 최적의 접착력을 보인다. 바람직하게는, 돌출부(12)의 폭 길이(1)는, 10 내지 100 μm 일 수 있고, 본체부(11)의 폭 길이(L)는 10 내지 60 μm 일 수 있으며, 돌출부(12)의 두께(h)는, 1 내지 20 μm 일 수 있고, 본체부의 두께(H)는, 5 내지 80 μm 일 수 있다. 본 발명의 미세 섬모 구조는, 상기과 같은 형상을 가짐으로써, 미세 접착 패턴이 전극의 부착을 방해하지 않고 임피던스를 낮춰 효율적인 전기적 연결을 가능하게 한다.

[0065] 본 발명의 일 구현예로서, 상기 미세 접착 패턴 및 가이드 구조층은, 폴리디메틸실록산, 폴리우레탄아크릴레이트, 폴리이미드, 폴리에틸렌글리콜디아크릴레이트, 또는 폴리에틸렌글리콜디메타크릴레이트 등의 고분자를 포함하는 것일 수 있으나, 마이크로 미세 구조 성형이 가능하고 생체 친화성을 갖는 고분자라면 상기 종류에 제한되지 않는다.

[0067] 본 발명의 일 구현예로서, 상기 전도성 젤은, 5 k Ω 이하의 전기저항을 갖는 것일 수 있다. 상기 전도성 젤은 5 k Ω 이하의 전기저항을 가져 피부에 접촉하여 전극까지 전도성 경로를 형성해 줄 수 있다.

[0069] 본 발명의 일 구현예로서 상기 전도성 젤은, 폴리피롤, 폴리아닐린, 폴리에틸렌디옥시티오펜, 폴리스티렌설폰산, 폴리아세틸렌, 폴리티오펜, 폴리파라페닐렌, 폴리페닐렌설파이드, 또는 폴리파라페닐렌비닐렌 중 어느 하나 이상을 포함하는 것일 수 있다. 상기 전도성 젤은 전도성을 가지며 동시에 생체 친화성을 갖는 것을 사용하는 것이 바람직하며, 염 기반(NaCl, Cl, KCl)의 상용젤과 같이 점탄성을 갖는 젤을 사용할 수도 있다.

[0071] 본 발명의 일 구현예로서, 상기 미세 구조층에서 미세 접착 패턴은, 미세 접착 패턴이 격벽을 형성하여 격자 구조를 갖고, 상기 격벽의 일부에 측수 구조가 구비된 것일 수 있다.

[0072] 예시로서, 상기 미세 접착 패턴을 갖는 미세 구조층의 상측 단면을 도 3a에 나타내었다. 도 3a에 나타난 것과 같이, 미세 접착 패턴(101)이 사각 격자형의 패턴을 가짐과 동시에, 격벽의 일부에 측수 구조(t)가 구비되어 있는 것을 알 수 있다.

[0073] 상기 측수 구조는 긴 형상의 줄기에 헤드부를 가지고 있는 것이며, 이러한 측수 구조로 인해, 전도성 젤의 건조를 보다 효율적으로 방지할 수 있고, 전도성 젤의 유실을 방지할 수 있으며, 이에 접착력을 향상시킬 수 있는 역할을 한다. 상기 측수 구조는 줄기 및 헤드부를 합하여 0.01 내지 10 μm 의 길이를 가지고 있을 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니며, 상기 측수 구조들의 길이는 서로 상이하거나 같을 수 있다.

- [0074] 상기 격자형의 패턴은, 도 3b의 상단 좌측에 나타난 것과 같이 사각 격자, 육각 격자, 원형 격자, 십자형 격자와 같이 다양한 구조를 가질 수 있으며, 상기 축수 구조는 도 3b의 상단 우측에 나타난 것과 같이 역시 다양한 구조를 가질 수 있다. 예를 들어, 도 3b의 하단에 나타난 것과 같이, 상기 가이드 구조층은, 육각 격자 구조를 갖는 패턴이 형성되어 있으며, 상기 격자 구조의 격벽의 표면 일부에는 서로 상이한 길이를 갖는 축수가 형성되어 있을 수 있다.
- [0075] 본 발명의 또다른 구현예로서, 상기 격자 구조를 이루는 성분이 전도성 젤이고 그 사이에 미세패턴층의 고분자가 형성된 구조를 가질 수도 있다. 이런 경우 전도성 젤이 격자를 이루는 것으로 수평으로 전기적 연결이 용이한 전극으로 활용될 수 있다.
- [0077] 상기 가이드 층 상에는, 금속 전극 필름층이 형성되어 있다. 상기 금속 전극 필름층은, 가이드 구조층과 미세 구조층의 형상이나, 부착되는 부위, 수득하고자 하는 생체 신호의 종류에 따라 자유롭게 전도성 물질이 패터닝되어 있을 수 있다. 도 4에 나타난 것과 같이 상기 전도성 물질의 패터닝은, 수평적 전도성 경로를 형성하며, 이는 미세 구조층 및 가이드 구조층이 형성한 수직 전도성 경로와 연결되는 바, 본 발명의 전극에 수직/수평 전도성 경로를 효과적으로 형성하여, 수집되는 생체 신호의 품질이 상승할 수 있다.
- [0079] 본 발명의 미세 구조층 및 가이드 구조층의 제조방법을, 도 5에 요약하여 나타내었다. 도 5와 같이, 본 발명은 실리콘 웨이퍼를 준비하고, 상기 웨이퍼 위에 리프트오프레지스트(Lift-off resist, LOR)를 증착한 후, 포토레지스트(SU-8)를 증착한 후, 포토레지스트를 노광하여 격자형 패턴을 현상하고, LOR을 식각(etching)해주었으며, 이를 통해 격자형의 몰드(주형)를 제작하였다. 상기 제작된 몰드 위에 고분자 물질을 도포하고, 그 위에 전도성 젤이 포함되는 공간을 형성하기 위한 원형의 형상을 스탬핑해주었다. 이후 고분자 물질을 경화한 후, 미세 접착 패턴 사이의 공간에 전도성 젤을 충전하여, 미세 구조층 및 가이드 구조층을 완성하였다.
- [0081] 또한, 본 발명의 금속 전극 필름층의 제조방법을, 도 6에 요약하여 나타내었다. 도 6과 같이, 포토리소그래피 공정을 통해 전도성 물질을 이용하여 금속 전극 패턴을 형성하고, 그 패턴에 필름을 결합시켜 금속전극필름층을 제조해주었다. 상기 금속전극필름층을 가이드층 위에 붙여, 본 발명의 전극을 완성할 수 있다.
- [0082] 상기 전극의 패턴은, 예시일 뿐, 상기 패턴에 제한되는 것은 아니며, 가이드 구조층의 형태, 미세 구조층의 형태, 전극에 사용되는 부위, 측정하고자 하는 생체 신호의 종류 등에 따라 패턴의 변경이 가능함은 명백할 것이다.
- [0084] 본 발명의 일 구현예로서, 상기 금속 전극 패턴을 형성하기 위한 전도성 물질은, 탄소나노소재, 금 나노와이어, 티타늄 나노와이어, 은 나노와이어, 백금 박막 또는 금 박막 등으로 이루어지는 군으로부터 선택되는 1종 이상일 수 있다. 다만 이는 예시로서, 전도성을 갖는 소재라면 이에 제한되지 않는다. 또한, 상기 금속 전극 패턴과 결합되는 필름은, 전극의 임피던스에 영향을 주지 않고, 전극의 온도 등에 의해 형상이 변경되지 않는 필름 소재라면 제한없이 이용이 가능하다.
- [0086] 또한, 본 발명은 상기 패치(1000)를 포함하는 생체신호 측정용 센서(2000)를 제공할 수 있다.
- [0087] 상기 센서를 통해 생체 신호가 측정될 수 있으며, 측정된 신호는, 상기 센서와 전기적으로 연결된 생체신호전송부를 통해, 상기 측정된 신호를 처리할 수 있는 컨트롤유닛; 처리된 데이터를 저장할 수 있는 메모리; 및 상기 메모리에 기록된 데이터를 통신장치(스마트폰, 컴퓨터, 또는 노트북 등)로 전송할 수 있는 무선통신모듈을 포함하는 본체로 전달될 수 있다.
- [0088] 이에 본 발명은 상기 센서 및 본체를 포함하는, 생체신호 측정용 장치를 제공할 수 있다. 본 발명의 센서를 통해 수집될 수 있는 생체신호는, 심전도, 근전도, 체온, 혈당, 또는 맥박 등일 수 있다. 상기 본체에는 장치의 상태와 수집된 신호를 확인할 수 있도록, 디스플레이가 포함될 수 있다.

[0089] 또한, 상기 장치에는 상기 본체부에 전력을 공급할 수 있는 배터리가 포함될 수도 있다. 상기 배터리는 재충전 가능한 배터리 또는 재충전 가능하지 않은 배터리일 수 있다. 적절한 배터리들의 예들은 예컨대 리튬-이온 배터리, 니켈 배터리(이러테면, 니켈-카드뮴 배터리), 알카라인 배터리 및/또는 등등을 포함할 수 있다.

[0091] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기를 기초로 다양한 기술적 수정 및 변형을 적용할 수 있다. 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.

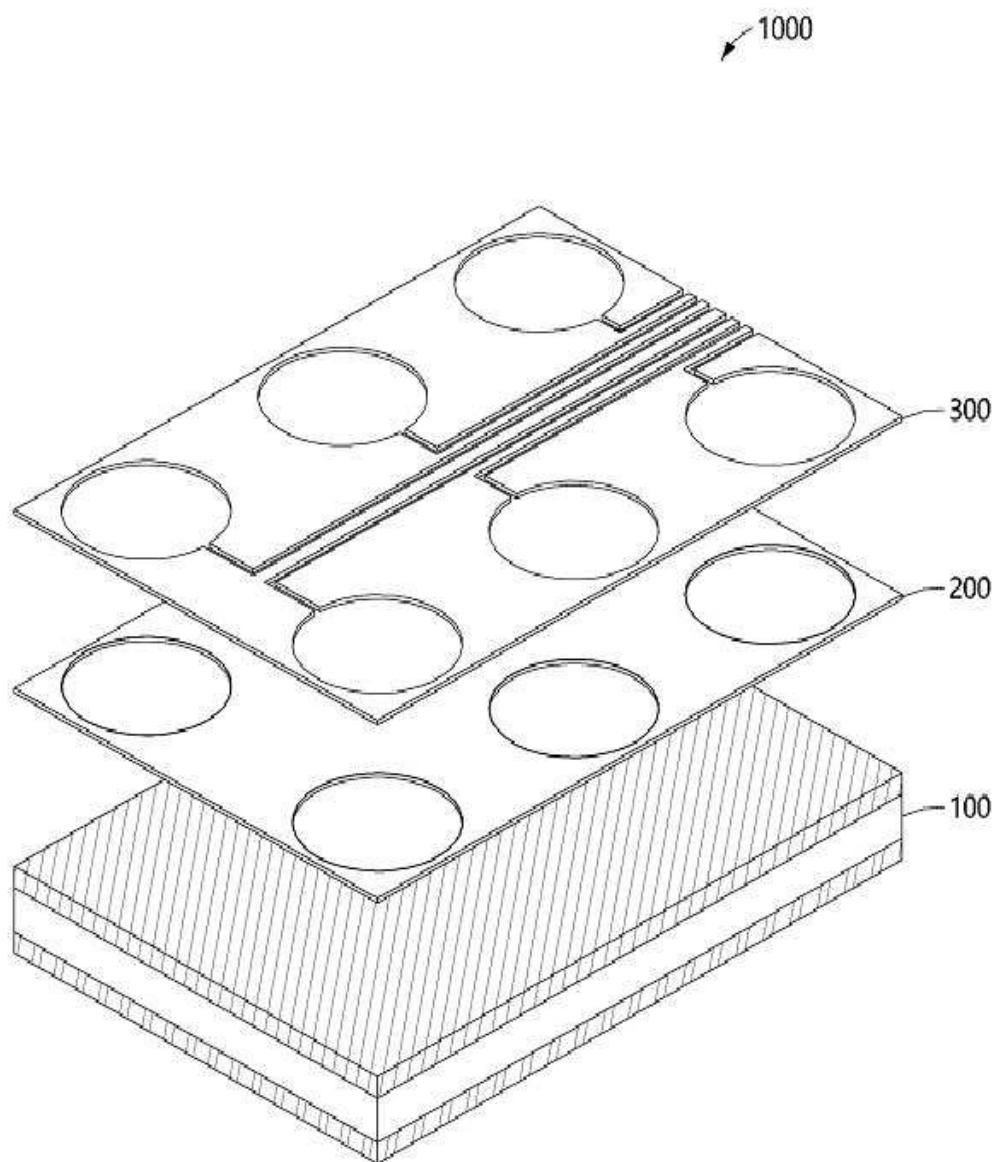
[0093] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 청구범위의 범위에 속한다.

부호의 설명

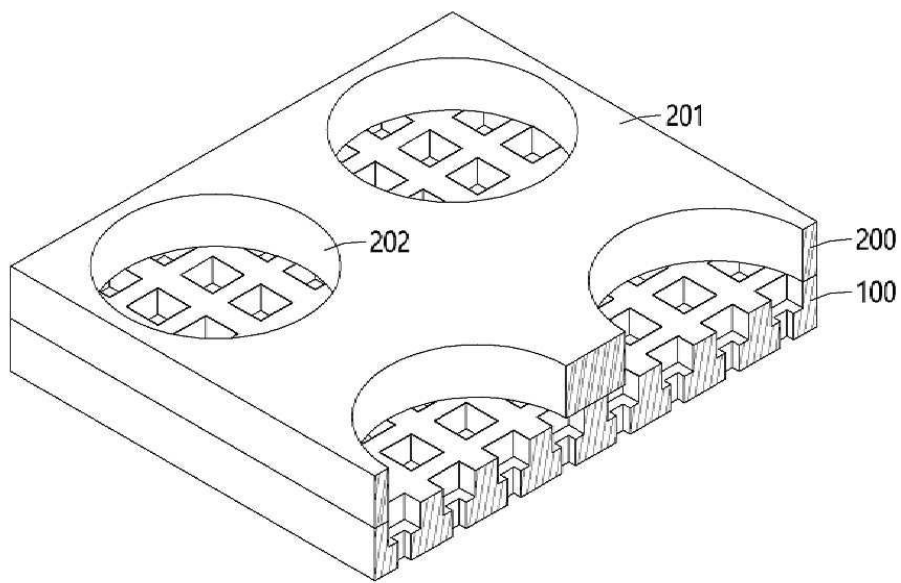
[0095] 1000 : 피부 부착형 패치
 100 : 미세 구조층
 200 : 가이드 구조층
 300 : 금속전극필름층
 101 : 미세 접착 패턴
 102 : 전도성 젤
 201 : 베이스층
 202 : 전도성 젤
 11 : 본체부
 12 : 돌출부
 t : 측수 구조

도면

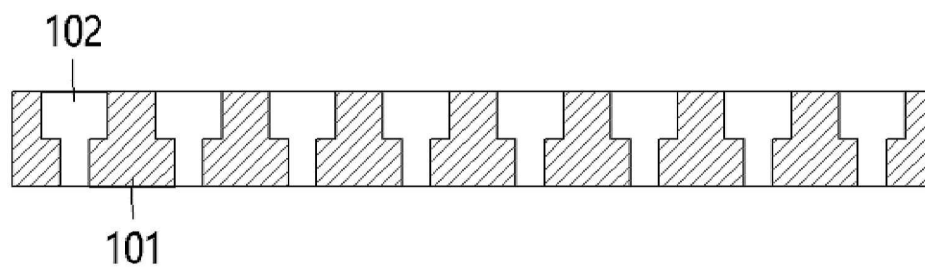
도면1



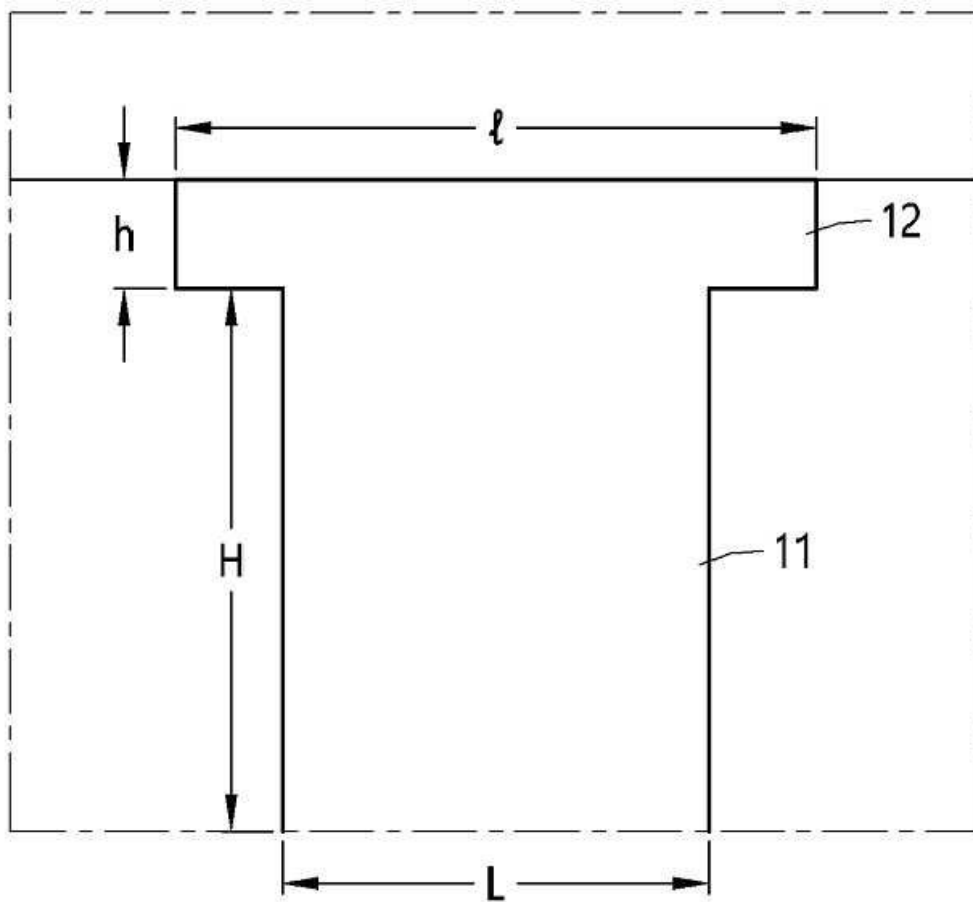
도면2a



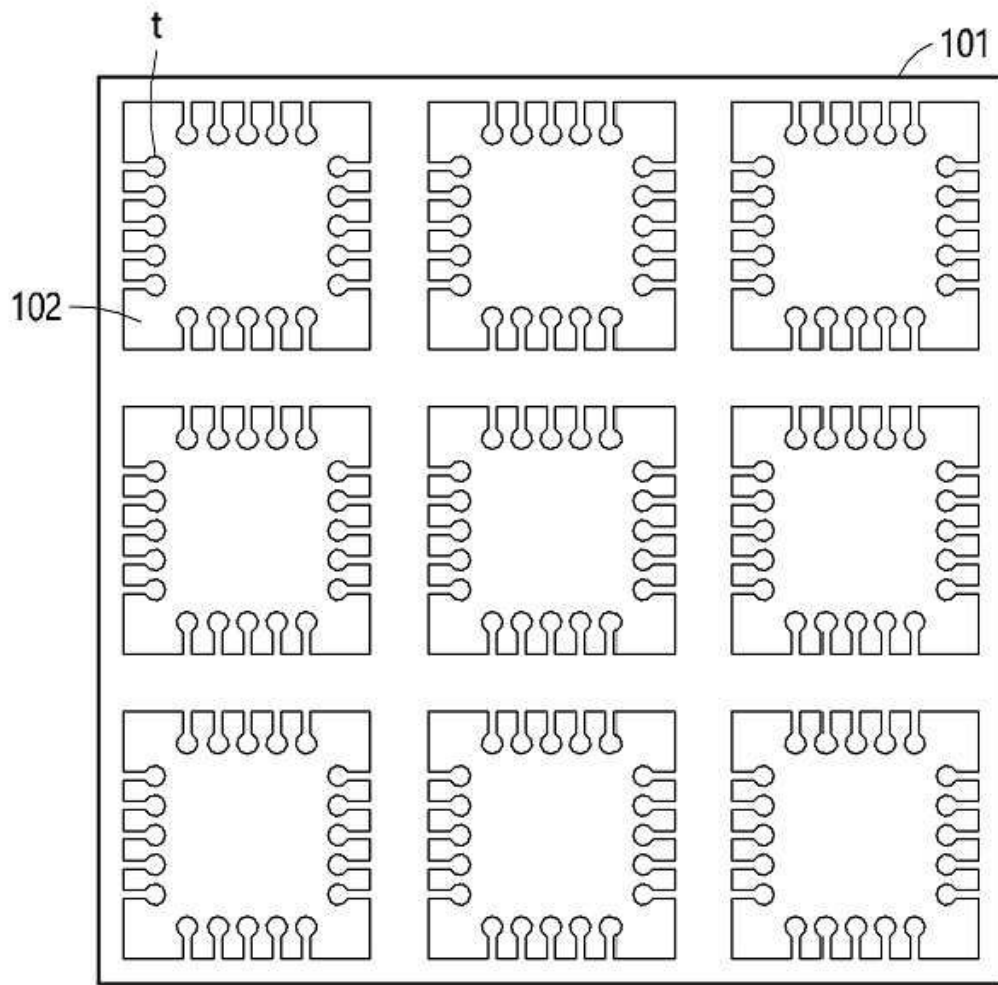
도면2b



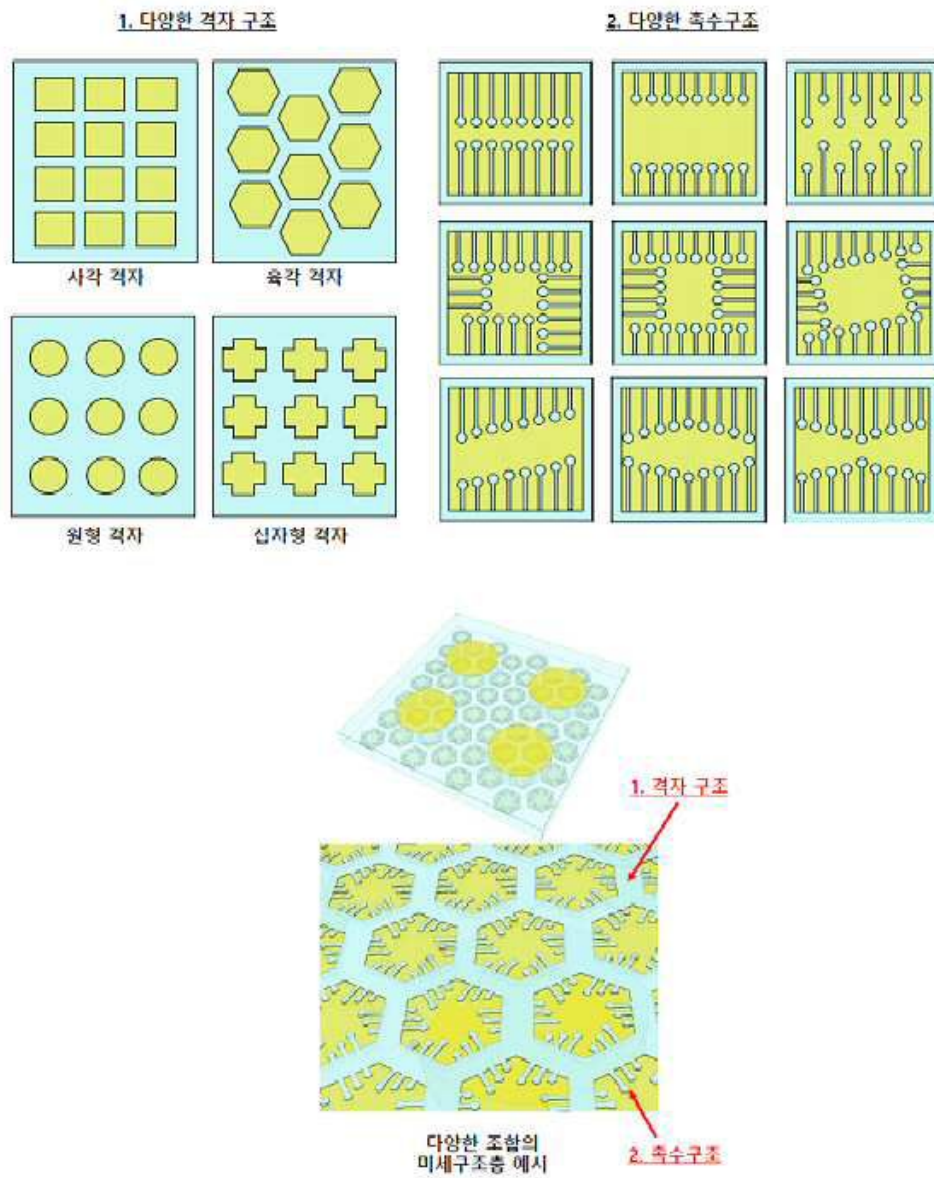
도면2c



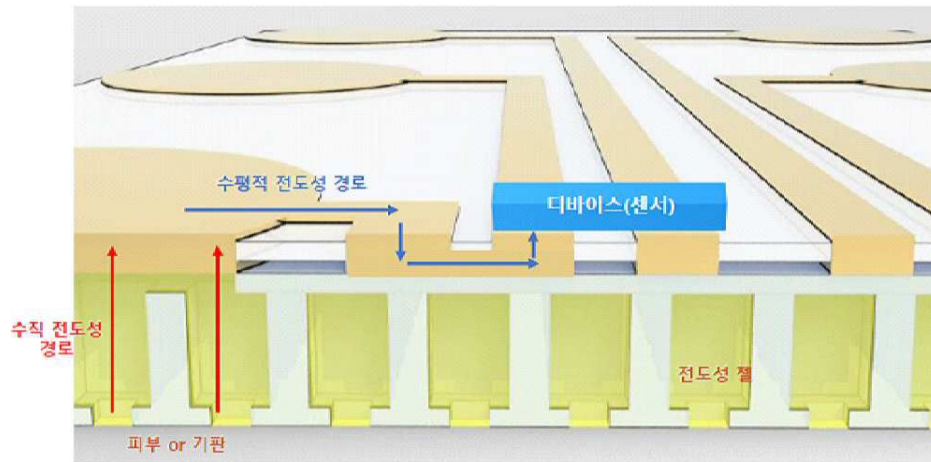
도면3a



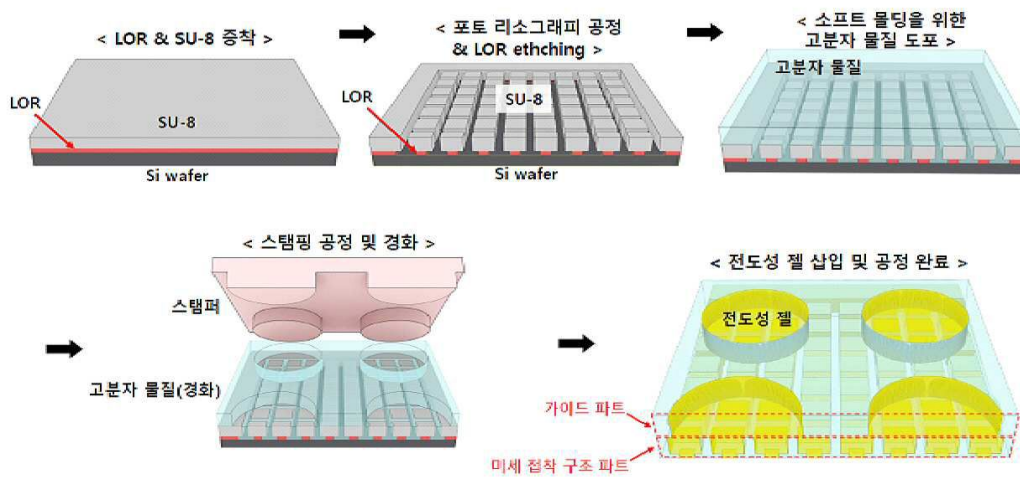
도면3b



도면4



도면5



도면6

