



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2022년03월23일
(11) 등록번호 10-2378056
(24) 등록일자 2022년03월21일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/263 (2021.01) A61B 5/00 (2021.01)
A61B 5/268 (2021.01) A61B 5/293 (2021.01)
A61B 5/294 (2021.01) A61N 1/05 (2006.01)
A61N 1/36 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/263 (2021.01)
A61B 5/268 (2021.01)

(21) 출원번호 10-2020-0153473

(22) 출원일자 2020년11월17일

심사청구일자 2020년11월17일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020150095964 A
KR1020160018951 A

(73) 특허권자

연세대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)

가톨릭관동대학교산학협력단

강원도 강릉시 범일로579번길 24(내곡동, 가톨릭관동대학교)

(72) 발명자

최현진

서울특별시 성북구 성북로4길 52, 206동 2105호(돈암동, 한신한진아파트)

성재석

경기도 수원시 영통구 센트럴파크로 33, 101동 603호 (하동, 광교힐스테이트레이크)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

김인철

전체 청구항 수 : 총 12 항

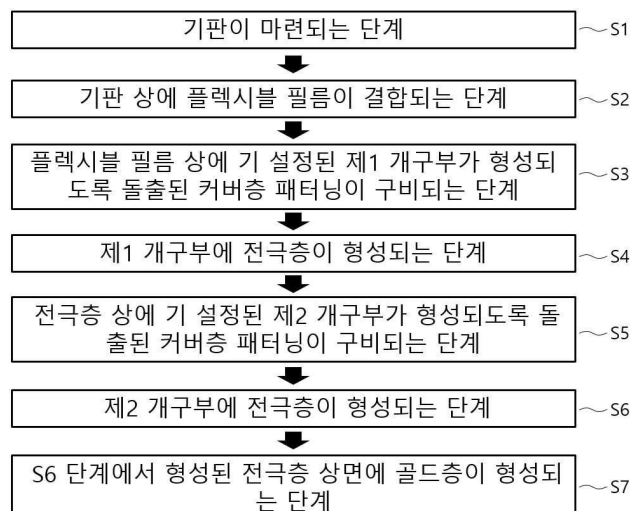
심사관 : 서광욱

(54) 발명의 명칭 **신경신호측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 제조방법 및 플렉시블 전극 구조체, 이를 이용한 신경신호측정 및 신경자극 시스템**

(57) 요약

본 발명은 신경신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 제조방법으로서, 기판(100)이 마련되는 S1 단계; 상기 기판(100) 상에 플렉시블 필름(200)이 결합되는 S2 단계; 상기 플렉시블 필름(200) 상에 기 설정된 제1 개구부(310)가 형성되도록 돌출된 커버층(300) 패터닝이 구비되는 S3 단계; 상기 제1 개구부(310)에 전극층(400)이 형성되는 S4 단계; 상기 전극층(400) 상에 기 설정된 제2 개구부(320)가 형성되도록 돌출된 커버층(300) 패터닝이 구비되는 S5 단계; 및 상기 제2 개구부(320)에 전극층(400)이 형성되는 S6 단계를 포함한다.

대표도 - 도12



(52) CPC특허분류

A61B 5/293 (2022.01)

A61B 5/294 (2022.01)

A61B 5/6868 (2013.01)

A61N 1/0529 (2013.01)

A61N 1/3605 (2013.01)

A61B 2562/125 (2013.01)

(72) 발명자

허여울

인천광역시 부평구 경인로 964

박상건

인천광역시 부평구 부개3동 길주남로 143, 103동
1904호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711104844

과제번호 2018M3C7A1024673

부처명 과학기술정보통신부

과제관리(전문)기관명 한국연구재단

연구사업명 뇌과학원천기술개발(R&D)

연구과제명 3차원 나노 IC 소자 개발을 통한 신경신호 측정 및 자극 시스템 구축

기 여 율 1/1

과제수행기관명 연세대학교

연구기간 2020.01.01 ~ 2020.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

기관이 마련되는 S1 단계;

상기 기관 상에 플렉시블 필름이 결합되는 S2 단계;

상기 플렉시블 필름 상에 기 설정된 제1 개구부가 형성되도록 돌출된 커버층 패터닝이 구비되는 S3 단계;

상기 제1 개구부에 전극층이 형성되는 S4 단계;

상기 전극층 상에 기 설정된 제2 개구부가 형성되도록 돌출된 커버층 패터닝이 구비되는 S5 단계; 및

상기 제2 개구부에 전극층이 형성되는 S6 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 신경신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 제조방법.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

S2 단계의 상기 플렉시블 필름은 폴리이미드(Polyimide) 재질을 포함하는 것을 특징으로 하는 신경신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 제조방법.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

S4 단계에서 전극층은 전기주물(electroforming) 방식으로 구비되는 것을 특징으로 하는 신경신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 제조방법.

청구항 4

청구항 1에 있어서,

S4 단계의 전극층과 S6 단계의 전극층은 상호 연결되도록 형성되는 것을 특징으로 하는 신경신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 제조방법.

청구항 5

청구항 1에 있어서,

S6 단계에서 형성된 전극층 상면에 골드층이 형성되는 S7 단계가 더 구비되는 것을 특징으로 하는 신경신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 제조방법.

청구항 6

청구항 5에 있어서,

S6 단계후 또는 S7 단계후에 기관이 제거되는 것을 특징으로 하는 신경신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 제조방법.

청구항 7

청구항 1에 있어서,

상기 전극층은 기준전극을 포함하는 것을 특징으로 하는 신경신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 제조방법.

청구항 8

청구항 1에 따른 신경신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 제조방법으로 제조되는 것을 특징으로 하는 신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 구조체.

청구항 9

청구항 8에 있어서,

S4 단계의 전극층과 S6 단계의 전극층은 상호 연결되도록 형성되는 것을 특징으로 하는 신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 구조체.

청구항 10

청구항 8에 있어서,

S6 단계에서 형성된 전극층 상면에 골드층이 형성되는 S7 단계가 더 구비되는 것을 특징으로 하는 신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 구조체.

청구항 11

청구항 8에 따른 플렉시블 전극 구조체를 포함하는 신경신호측정 및 신경자극 시스템으로서,

인체 내부에 삽입 장착되며, 상기 전극층을 통해 생체신호를 측정하는 센싱부 전극층을 통해 전기자극을 가하는 자극부 및 제어부와 무선 교신하는 통신부를 갖는 플렉시블 전극 구조체; 및

상기 통신부로부터 수신한 측정값을 분석하고, 상기 자극부에 가해질 전기자극을 제어하는 제어부를 포함하는 것을 특징으로 하는 플렉시블 전극 구조체를 포함하는 신경신호측정 및 신경자극 시스템.

청구항 12

청구항 11에 있어서,

상기 제어부는 인체 외부에 배치되며, 컴퓨팅 수단에 의해 구현되는 것을 특징으로 하는 플렉시블 전극 구조체를 포함하는 신경신호측정 및 신경자극 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 필름형태의 플렉시블 전극에 관한 것이다. 구체적으로는 버텀-업 방식으로 제조되는 신경신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 제조방법 및 플렉시블 전극 구조체에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근 뇌 부위에서 나오는 미세한 신경신호를 정확히 측정하기 위한 여러 방법들이 개발되고 있다. 이러한 생체 신호를 측정함으로써 인체 및 동물의 이상행동 혹은 질병등이 어느 부위의 신경손상 원인에 의해 일어나는 가를 알 수 있고, 이를 바탕으로 신경자극 등을 통해 여러 원인 문제를 해결할 수 있게 된다.

[0003] 따라서 생체에서 나오는 신호를 어떻게하면 정확하게 측정할 수 있는가 하는 것은 매우 중요한 문제이고, 이를 위한 다양한 전극 형태들이 개발되고 있는 실정이다.

[0004] 이러한 신경신호를 측정하기 위해서 현재 사용되고 있는 전극으로 전선(wire)를 4가닥 꼬은 형태인 4극관(tetrode) 전극형태와 실리콘(silicon) 기판을 정밀 에칭함으로 구현하는 MEMS 형태 전극이 있다(도 1 참조).

[0005] 그러나, 4극관(tetrode) 전극은 제작에 많은 시간이 소요되고 단면이 일정하지 않다는 문제점을 가진다. 또한, MEMS 전극은 가격이 높고, 잘 부러지는(brittle) 특성으로 인해 내구성이 약한 문제점을 가진다.

[0006] 최근에는 이러한 단점들을 극복하고자 필름형태의 전극이 개발되고 있는 상황이다. 그러나, 일반적인 필름공정을 활용하기 때문에 전극의 두께가 매우 낮아서 임피던스가 높고, 제작비용이 상승한다는 여러 문제점들이 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0007] (특허문헌 0001) (문헌 1) 한국공개특허공보 제10-2019-0094932호(2019.08.05)

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0008] 본 발명에 따른 신경신호측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 제조방법 및 플렉시블 전극 구조체는 다음과 같은 해결과제를 가진다.
- [0009] 첫째, 기존의 탑 다운 방식이 아닌, 바텀 업 방식으로 제조하고자 한다.
- [0010] 둘째, 기존 필름형 전극 대비 전극 두께를 증가시키고자 한다.
- [0011] 셋째, 전극 구성시 기준 전극을 일체화 시키고자 한다.
- [0012] 본 발명의 해결과제는 이상에서 언급한 것들에 한정되지 않으며, 언급되지 아니한 다른 해결과제들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

- [0013] 본 발명은 기판이 마련되는 S1 단계; 상기 기판 상에 플렉시블 필름이 결합되는 S2 단계; 상기 플렉시블 필름 상에 기 설정된 제1 개구부가 형성되도록 돌출된 커버층 패터닝이 구비되는 S3 단계; 상기 제1 개구부에 전극층이 형성되는 S4 단계; 상기 전극층 상에 기 설정된 제2 개구부가 형성되도록 돌출된 커버층 패터닝이 구비되는 S5 단계; 및 상기 제2 개구부에 전극층이 형성되는 S6 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 신경신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 제조방법이다.
- [0014] 본 발명에 있어서, S2 단계의 상기 플렉시블 필름은 폴리이미드(Polyimide) 재질을 포함할 수 있다.
- [0015] 본 발명에 있어서, S4 단계에서 전극층은 전기주물(electroforming) 방식으로 구비될 수 있다.
- [0016] 본 발명에 있어서, S4 단계의 전극층과 S6 단계의 전극층은 상호 연결되도록 형성될 수 있다.
- [0017] 본 발명에 있어서, S6 단계에서 형성된 전극층 상면에 골드층이 형성되는 S7 단계가 더 구비될 수 있다.
- [0018] 본 발명에 있어서, S6 단계후 또는 S7 단계후에 기판이 제거될 수 있다.
- [0019] 본 발명에 있어서, 상기 전극층은 기준전극을 포함할 수 있다.
- [0021] 본 발명은 신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 구조체로서, 신경신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 제조방법으로 제조될 수 있다.
- [0022] 본 발명에 있어서, S4 단계의 전극층과 S6 단계의 전극층은 상호 연결되도록 형성될 수 있다.
- [0023] 본 발명에 있어서, S6 단계에서 형성된 전극층 상면에 골드층이 형성되는 S7 단계가 더 구비될 수 있다.
- [0024] 본 발명에 따른 플렉시블 전극 구조체를 포함하는 신경신호측정 및 신경자극 시스템으로서, 인체 내부에 삽입 장착되며, 상기 전극층을 통해 생체신호를 측정하는 센싱부 전극층을 통해 전기자극을 가하는 자극부 및 제어부와 무선 교신하는 통신부를 갖는 플렉시블 전극 구조체; 및 상기 통신부로부터 수신한 측정값을 분석하고, 상기 자극부에 가해질 전기자극을 제어하는 제어부를 포함할 수 있다.
- [0025] 본 발명에 있어서, 상기 제어부는 인체 외부에 배치되며, 컴퓨팅 수단에 의해 구현될 수 있다.

발명의 효과

- [0026] 본 발명에 따른 신경신호측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 제조방법 및 플렉시블 전극 구조체는 다음과 같은 효과를 가진다.

- [0027] 첫째, 기존의 탑 다운 방식이 아닌, 바텀 업 방식으로 제조하여, 저비용으로 우수한 신경신호 측정이 가능한 전극을 제조하는 효과가 있다.
- [0028] 둘째, 바텀 업 방식으로 제조함으로써, 기존 필름형 전극 대비 전극 두께를 용이하게 증가시키는 효과가 있다.
- [0029] 셋째, 전극 구성시 기준 전극을 일체화시킴으로써, 측정 정확도 및 편의성 증대가 되는 효과가 있다.
- [0030] 본 발명의 효과는 이상에서 언급된 것들에 한정되지 않으며, 언급되지 아니한 다른 효과들은 아래의 기재로부터 당업자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0031] 도 1a 및 도 1b는 생체신호 측정을 위한 기준 전극 형상을 나타낸다.
- 도 2는 전극의 유연성 구현을 위해 필름을 기반으로 제작한 기준 전극의 형상을 나타낸다.
- 도 3은 도 2의 기준 전극의 제조공정 모식도를 나타내었다.
- 도 4는 본 발명에 따른 플렉시블 전극 제조 방법을 도식화한 것이다.
- 도 5는 본 발명에 따른 플렉시블 전극 구조체의 형상을 나타낸다.
- 도 6은 본 발명에 따른 플렉시블 전극 구조체를 이용한 수술 사진을 나타낸다.
- 도 7은 본 발명에 따른 플렉시블 전극 구조체를 이용한 신경신호 측정실험 사진을 나타낸다.
- 도 8은 본 발명에 따른 플렉시블 전극 구조체를 이용해 측정된 신경신호 측정결과를 나타낸다.
- 도 9는 기준 전극이 일체화된 형태로 추가된 실시예를 나타낸다.
- 도 10a는 기준 전극이 미구비된 실시예이고, 도 10b 및 도 10c는 기준 전극이 구비된 실시예를 나타낸다.
- 도 11은 본 발명에 따른 신경신호측정 및 신경자극 시스템의 구성도이다.
- 도 12는 본 발명에 따른 플렉시블 전극 제조 방법의 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0032] 이하, 첨부한 도면을 참조하여, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명의 실시예를 설명한다. 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 이해할 수 있는 바와 같이, 후술하는 실시예는 본 발명의 개념과 범위를 벗어나지 않는 한도 내에서 다양한 형태로 변형될 수 있다. 가능한 한 동일하거나 유사한 부분은 도면에서 동일한 도면부호를 사용하여 나타낸다.
- [0033] 본 명세서에서 사용되는 전문용어는 단지 특정 실시예를 언급하기 위한 것이며, 본 발명을 한정하는 것을 의도하지는 않는다. 여기서 사용되는 단수 형태들은 문구들이 이와 명백히 반대의 의미를 나타내지 않는 한 복수 형태들도 포함한다.
- [0034] 본 명세서에서 사용되는 "포함하는"의 의미는 특정 특성, 영역, 정수, 단계, 동작, 요소 및/또는 성분을 구체화하며, 다른 특정 특성, 영역, 정수, 단계, 동작, 요소, 성분 및/또는 군의 존재나 부가를 제외시키는 것은 아니다.
- [0035] 본 명세서에서 사용되는 기술용어 및 과학용어를 포함하는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 일반적으로 이해하는 의미와 동일한 의미를 가진다. 사전에 정의된 용어들은 관련기술문헌과 현재 개시된 내용에 부합하는 의미를 가지는 것으로 추가 해석되고, 정의되지 않는 한 이상적이거나 매우 공식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0037] 본 발명은 새로운 필름제작 공정을 신경신호 측정용 전극제작에 활용함으로써 저렴하고 내구성이 강한 신경신호 측정용 플렉시블 전극에 관한 기술이다. 본 발명은 다양한 뇌 부위에 신경신호 측정을 하기 위해서 다양한 타입의 전극을 개발하는 것을 목적으로 한다.
- [0038] 본 발명은 미세한 전극구조 형성하고, 다양한 뇌 부위에서 신경세포 주위에서 수많은 신경신호를 측정하는 시스템으로 구현될 수 있다.
- [0040] 이하에서는 도면을 참고하여 본 발명을 설명하고자 한다. 참고로, 도면은 본 발명의 특징을 설명하기 위하여,

일부 과장되게 표현될 수도 있다. 이 경우, 본 명세서의 전 취지에 비추어 해석되는 것이 바람직하다.

- [0042] 도 1a 및 도 1b는 생체신호 측정을 위한 기존 전극 형상을 나타낸다. 도 1a에 도시된 기존 4극관(tetrode) 타입의 전극은 유연(flexible)하다는 장점은 있으나, 보통 연구자가 4가닥의 매우 얇은 전선을 꼬아서 수작업으로 제작을 하여 전극을 제작하는데 많은 시간이 소요되며, 전극의 단면을 절단하였을 때, 절단면의 면적이 일정하지 않는 단점이 존재한다. 또한 상용으로 판매되는 4극관(tetrode) 타입의 전극의 경우 단면이 일정하고 제작에 소요되는 시간이 없으나, 매우 비싼 가격으로 판매되고 있는 실정이다.
- [0043] 도 1b에 도시된 실리콘 기반의 MEMS 형 전극 경우에는 한정된 전극의 표면에 매우 많은 채널을 형성할 수 있는 장점은 있으나, 가격이 매우 고가이고, 유연한(flexible) 특성이 없어서 조금의 충격에도 깨져서 전극에 손상이 가는 문제점이 존재한다.
- [0045] 도 2는 전극의 유연성 구현을 위해 필름을 기반으로 제작한 기존 전극의 형상을 나타낸다. 도 3은 도 2의 기존 전극의 제조공정 모식도를 나타내었다.
- [0046] 기존의 여러 단점들을 극복하고자 필름형태의 전극이 개발되었으나, 탑 다운 방식에 해당되는 스퍼터링(sputtering) 및 에칭(etching) 공정을 이용하여 전극패턴을 구현함으로써, 스퍼터링(sputtering) 공정의 한계로 인해 전극의 두께가 매우 얇아지게 되어 임피던스가 높고, 또한 불필요한 전극을 에칭으로 제거하는 공정으로 인해 재료비 및 제작비용이 상승한다는 여러 문제점들이 발생되었다.
- [0048] 도 4는 본 발명에 따른 플렉시블 전극 제조 방법을 도식화한 것이다. 도 12는 본 발명에 따른 플렉시블 전극 제조 방법의 순서도이다.
- [0049] 본 발명에 따른 신경신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 제조방법은 기판(100)이 마련되는 S1 단계; 상기 기판(100) 상에 플렉시블 필름(200)이 결합되는 S2 단계; 상기 플렉시블 필름(200) 상에 기 설정된 제1 개구부(310)가 형성되도록 돌출된 커버층(300) 패터닝이 구비되는 S3 단계; 상기 제1 개구부(310)에 전극층(400)이 형성되는 S4 단계; 상기 전극층(400) 상에 기 설정된 제2 개구부(320)가 형성되도록 돌출된 커버층(300) 패터닝이 구비되는 S5 단계; 및 상기 제2 개구부(320)에 전극층(400)이 형성되는 S6 단계를 포함한다.
- [0051] 본 발명에 있어서, S2 단계의 상기 플렉시블 필름(200)은 폴리이미드(Polyimide) 재질을 포함한다. 물론, 이외의 다양한 유연 재질이 사용될 수 있다.
- [0052] 본 발명에 있어서, S4 단계에서 전극층(400)은 전기주물(electroforming) 방식으로 구비될 수 있다.
- [0053] 본 발명에 있어서, S4 단계의 전극층(400)과 S6 단계의 전극층(400)은 상호 연결되도록 형성될 수 있다.
- [0054] 본 발명에 있어서, S6 단계에서 형성된 전극층(400) 상면에 골드층(500)이 형성되는 S7 단계가 더 구비될 수 있다.
- [0055] 본 발명에 있어서, S6 단계후 또는 S7 단계후에 기판(100)이 제거될 수 있다.
- [0056] 본 발명에 있어서, 상기 전극층(400)은 기준전극을 포함될 수 있다.
- [0058] 본 발명은 전극 구조체로 구현될 수 있다. 또한, 전술한 전극 제조방법의 주요 구성 및 특징을 공통으로 포함하고 있다.
- [0059] 본 발명에 따른 전극 구조체는 본 발명에 따른 플렉시블 전극 제조방법으로 제조될 수 있으며, 신호 측정 및 신경자극이 가능한 필름형태의 플렉시블 전극 구조체로 구현될 수 있다.
- [0061] 본 발명에 있어서, S4 단계의 전극층(400)과 S6 단계의 전극층(400)은 상호 연결되도록 형성될 수 있다.
- [0063] 본 발명에 있어서, S6 단계에서 형성된 전극층(400) 상면에 골드층(500)이 형성되는 S7 단계가 더 구비될 수 있다.
- [0064] 골드층(gold layer)은 일반적으로 접촉(contact)되는 부분에 많이 형성될 수 있다. 골드층의 역할은 접촉 저항값을 낮추는 역할을 한다. 골드(금)가 가장 안정된 금속층이므로 일반 금속층이 노출된 경우대비, 골드코팅을 할 경우 부식방지도 되면서, 생체내 안정성도 확보되고, 저항값이 낮아져서 임피던스를 낮추는 역할을 한다.
- [0066] 도 4는 본 발명에 따른 플렉시블 전극 구조체의 제조 공정을 도식화한 것이다.
- [0067] 도 3에 도시된 종래 기술은 전극 형성 후 에칭으로 불필요한 부분 제거하는 방식으로 패턴 형성하는 방식이다.

- [0068] 반면에, 본 발명은 바텀 업 방식으로, 원하는 패턴에 해당하는 개구부(opening area)를 커버층(coverlayer) 패터닝(patterning) 으로 형성하여 일종의 격벽을 형성하고, 그 부위에 전극을 바텀 업(bottom-up) 방식으로 채워나아가는 전기주물(electroforming) 방식을 이용하여 신경신호 측정용 전극을 제조할 수 있다.
- [0070] 본 발명은 이와 같이 간단한 방법을 사용함으로써, 플렉시블한 필름형 전극 형성이 용이하고, 필요한 부분에만 전극을 형성할 수 있게되어 재료적으로 낭비되는 부분이 없어 비용이 절감되는 효과도 얻을 수 있다.
- [0072] 도 5는 본 발명에 따른 플렉시블 전극 구조체의 형상을 나타낸다.
- [0073] 본 발명에 따른 전극은 여러 생크(shank)를 구성할 수도 있으며, 도 5에 도시된 바와 같이, MEMS형 전극과 동일하게 전극의 패턴을 임의로 디자인 하여 제작할 수도 있는 장점을 가질 수 있다.
- [0075] 도 6은 본 발명에 따른 플렉시블 전극 구조체를 이용한 수술 사진을 나타낸다.
- [0076] 신경신호 측정이 가능한 전극 구조체에서의 중요한 요소 중 하나는 실험동물의 뇌에 삽입시 문제가 되지 않도록 적당한 텐션과 강도를 가지고 있어야 한다는 것이다.
- [0077] 본 발명에 따른 전극 구조체는 절연을 위한 코팅에 의해서 실험동물의 뇌에 삽입 될수 있는 적당한 기계적 물성을 갖도록 조절할 수 있게 되고, 도 6에 도시된 바와 같이, 뇌 삽입에 문제가 없음을 확인할 수 있다.
- [0079] 도 7은 본 발명에 따른 플렉시블 전극 구조체를 이용한 신경신호 측정실험 사진을 나타낸다.
- [0080] 본 발명에 따른 전극 구조체는 이러한 기계적 물성 조절 특성으로 인해 도 7에 도시된 바와 같이, 외부 충격에 의해서 전극이 파손되지 않는 장점도 가지고 있다.
- [0082] 도 8은 본 발명에 따른 플렉시블 전극 구조체를 이용해 측정된 신경신호 측정결과를 나타낸다.
- [0083] 각 4 채널에서 측정된 신경세포의 활동전위(action potential)을 확인할 수 있었고, MEMS 전극과 동일하게 4 채널에서 동시에 측정된 활동전위(action potential)을 이용하여 단일 신호(single unit signal)로 구분이 가능하여 생체신호 측정이 충분히 가능함을 확인하였다.
- [0085] 도 9는 기준 전극이 일체화된 형태로 추가된 실시예를 나타낸다.
- [0086] 도 9a는 기준 전극이 미구비된 실시예이고, 도 9b 및 도 9c는 기준 전극이 구비된 실시예를 나타낸다.
- [0087] 기존 전극의 경우 전극내에 기준(reference) 채널이 존재하지 않았으나, 개선된 타입에서는 전극의 말단에 기준(reference)를 위한 전극을 추가하여 부가적인 기준전극을 삽입하는 수술 없이 한번에 뇌신경신호 측정이 가능한 장점을 가지고 있다.
- [0089] 기존 전극의 경우 도 3에 도시된 바와 같이, 패턴된 전극에서 개구부(opening area) 형성을 위해 커버층(coverlayer)이 전극 위로 덮이는 구조이므로 언제나 전극 높이가 커버층(coverlayer) 높이보다 낮아, 상호 단차가 생긴다는 특징이 있다(도 10a 참조).
- [0091] 그러나, 본 발명의 경우, 도 4에 도시된 바와 같이, 커버층(coverlayer) 격벽을 먼저 형성한 후 전극을 바텀 업(bottom-up) 방식으로 채워나가는 방법에 해당된다.
- [0092] 따라서, 이와 같이 바텀 업(bottom-up) 방식으로 채워나가는 방법을 이용함으로써, 전극의 높이를 커버층(coverlayer) 높이 대비 낮거나, 동일하거나 혹은 더 높도록 자유롭게 조절 가능할 수 있게 된다(도 10b 내지 도 10d 참조).
- [0093] 본 발명은 이러한 방식으로 전극의 임피던스를 손쉽게 조절할 수 있다.
- [0094] 이와 같이 전극의 임피던스를 간단한 방법으로 조절함으로써 신호대 잡음비값(S/N 값)을 높일 수 있어 정밀한 생체신호 측정이 가능하게 된다.
- [0096] 기존 방식은 전극 위를 커버층으로 덮은 후 개구부를 만드는 도 10a와 같은 방법을 이용함으로써, 언제나 전극 대비 커버층이 높다는 특징을 가지고 있다. 이러한 경우, 전기적으로 보면 전극의 볼륨(volume)이 도 10b 내지 도 10d와 대비할때, 더 작기 때문에 전극의 저항이 높아서 전극 임피던스가 높게 된다. 도 10d의 실시예가 가장 낮은 임피던스를 나타내게 된다.
- [0097] 이러한 높은 임피던스로 인해 신호대 잡음비 값이 낮아지게 되는 문제가 있다. 그리고, 형상적인 측면에서 보면 단차가 있기 때문에 생체부위에 정확한 저저접촉이 되기 쉽지 않아서 실제로 접촉되는 면적이 작을 수 있어 이

또한 임피던스를 높이는 원인이 된다. 또한 단차가 있는 경우 인체내 삽입을 할 때 긁히거나 걸리는 문제도 발생할 수 있다.

[0099] 그러나, 본 발명은 전해도금 방식과 같이 버텀 업(bottom-up) 방식으로 전극을 채워 나가는 방식이므로 전극높이 조절을 공정상 용이하게 조절할 수 있고, 이로 인해 임피던스를 간단히 조절할 수 있게 된다.

[0101] 전극 높이가 커버층보다 높게 하는 것도 채워나가는 것과 동일한 방법이다. 이 방식이 전해도금과 유사하여 일정 수준 이상으로 계속 채워나가면 나중에는 표면보다도 조금 더 높게 채울 수 있게 될 것이다. 이때 형상은 볼록 렌즈 유사한 형태가 나오게 된다. 물론 이 방법에도 한계는 있을 수 있다. 일정 높이 이상으로는 전압을 계속 가해도 전극 높이가 무한정 커지지는 않는다. 그리고, 전극 높이가 커버층보다 너무 높을 경우에는 단차로 인해 인체내 삽이를 할 때 긁히거나 걸리는 문제도 발생할 수 있어 어느 정도 까지만 전극 높이가 커버층 보다 높은 것이 의미 있게 될 것이다.

[0103] 이상과 같은 뇌신경 측정용 신규 전극개발을 통해 더 경제적인 생산 단가와 MEMS 전극과 동일한 지오메트리(geometry)를 가지면서 보다 더 내구성이 높은 전극을 통해서 신경과학 분야에 널리 사용될 수 있다.

[0106] 본 발명은 플렉시블 전극 구조체를 포함하는 신경신호측정 및 신경자극 시스템으로 구현될 수도 있다.

[0107] 도 11은 본 발명에 따른 신경신호측정 및 신경자극 시스템의 구성도이다.

[0108] 본 발명에 따른 플렉시블 전극 구조체(10)를 포함하는 신경신호측정 및 신경자극 시스템으로서, 플렉시블 전극 구조체(10) 및 제어부(20)를 포함한다.

[0109] 본 발명에 따른 플렉시블 전극 구조체(10)는 인체 내부에 삽입 장착되며, 상기 전극층을 통해 생체신호를 측정하는 센싱부(11), 전극층을 통해 전기자극을 가하는 자극부(12) 및 제어부(20)와 무선 교신하는 통신부(13)를 포함한다.

[0110] 본 발명에 따른 제어부(20)는 상기 통신부(13)로부터 수신한 측정값을 분석하고, 상기 자극부(12)에 가해질 전기자극을 제어할 수 있다.

[0111] 본 발명에 따른 제어부(20)는 인체 외부에 배치되며, 컴퓨팅 수단에 의해 구현될 수 있다.

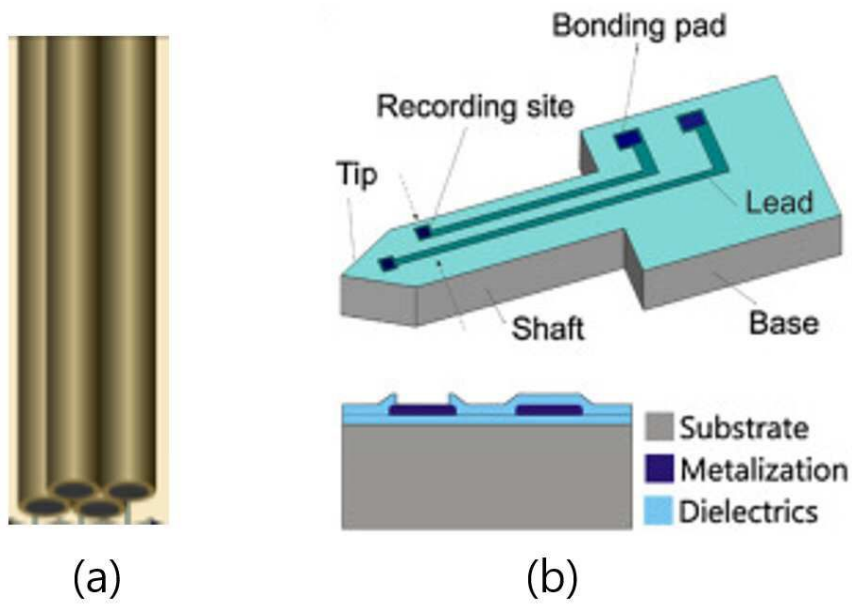
[0113] 본 명세서에서 설명되는 실시예와 첨부된 도면은 본 발명에 포함되는 기술적 사상의 일부를 예시적으로 설명하는 것에 불과하다. 따라서, 본 명세서에 개시된 실시예들은 본 발명의 기술적 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이므로, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아님은 자명하다. 본 발명의 명세서 및 도면에 포함된 기술적 사상의 범위 내에서 당업자가 용이하게 유추할 수 있는 변형예와 구체적인 실시예는 모두 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

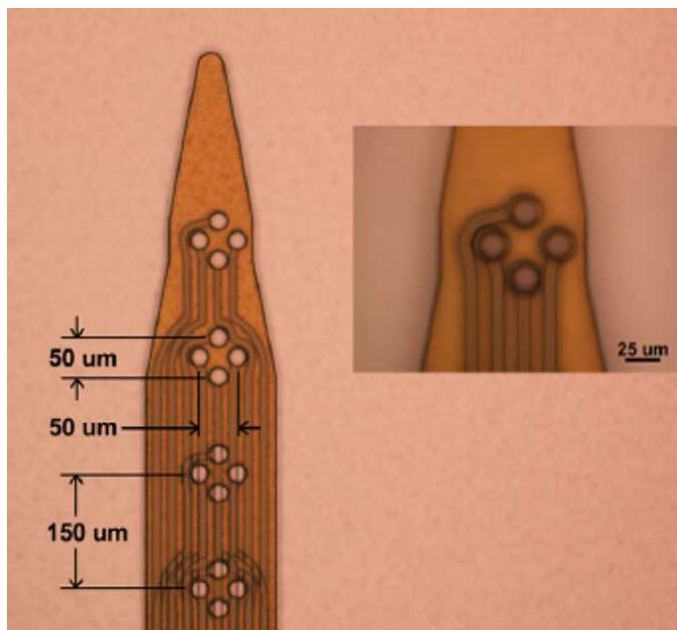
[0114]	100 : 기관	200 : 플렉시블 필름
	300 : 커버층	310 : 개구부
	400 : 전극층	410 : 기준 전극
	500 : 골드층	
	10 : 전극 구조체	11 : 센싱부
	12 : 자극부	13 : 통신부
	20 : 제어부	

도면

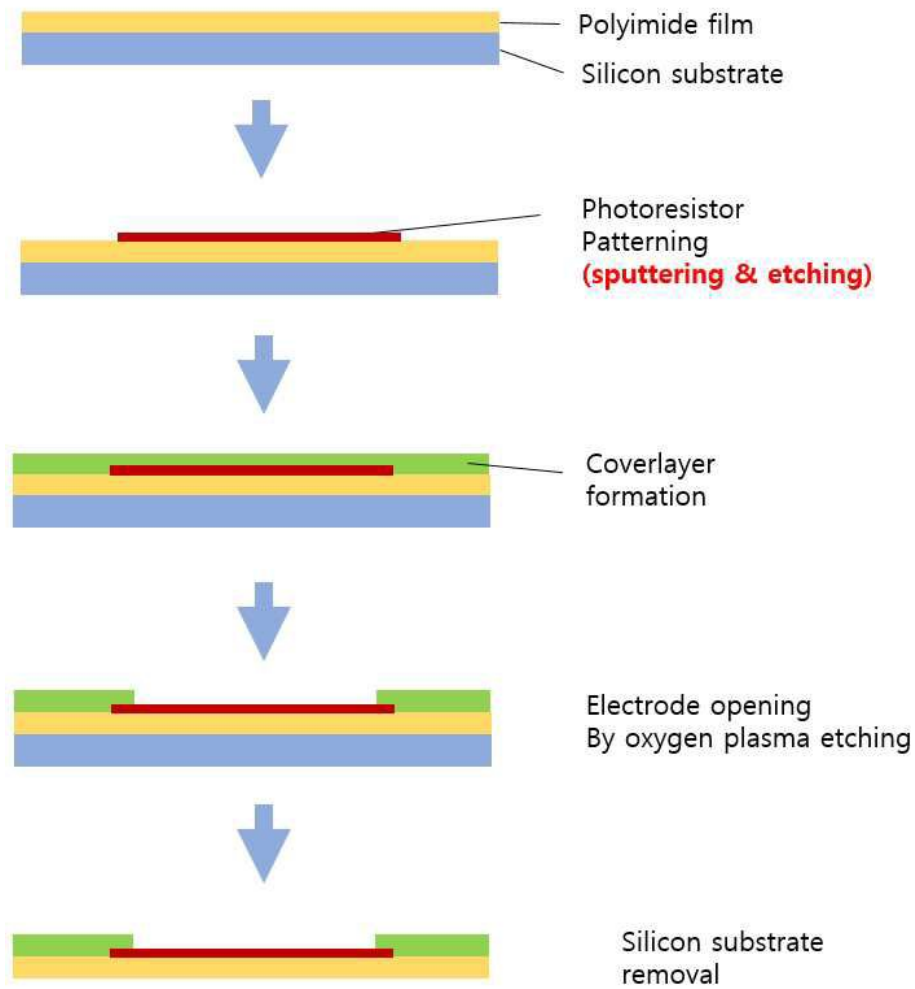
도면1



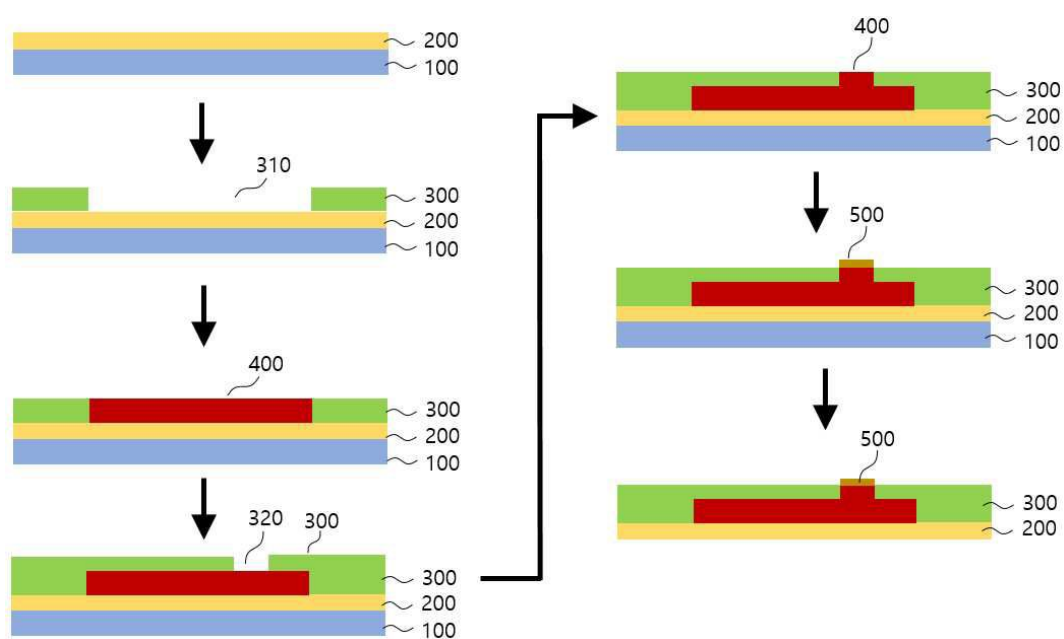
도면2



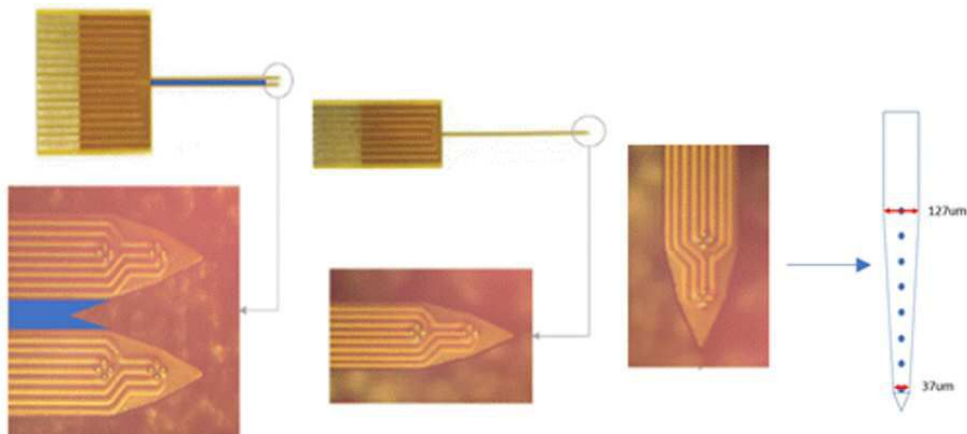
도면3



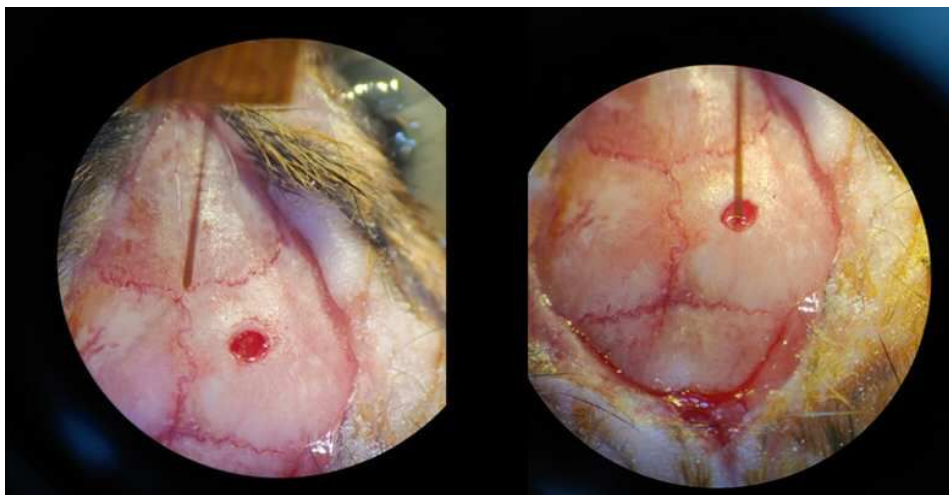
도면4



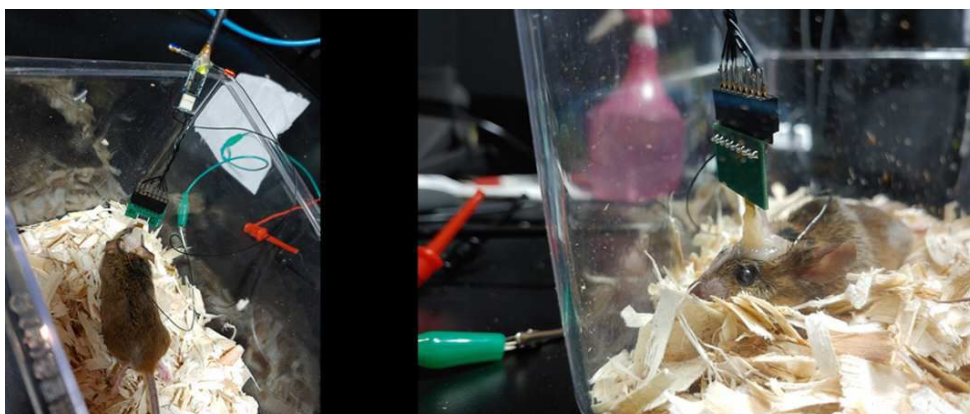
도면5



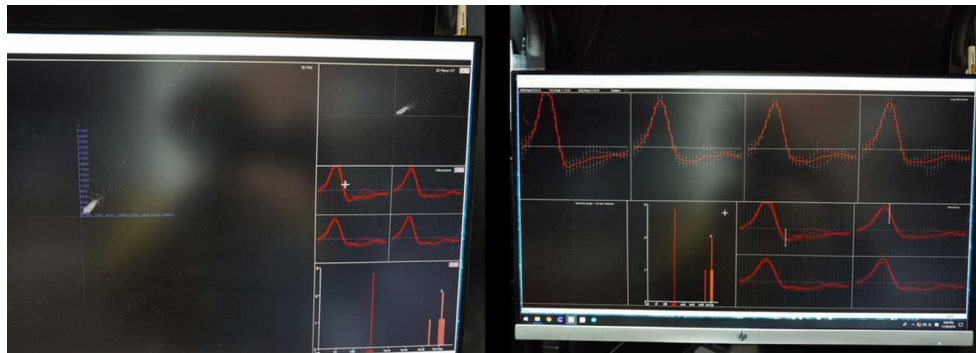
도면6



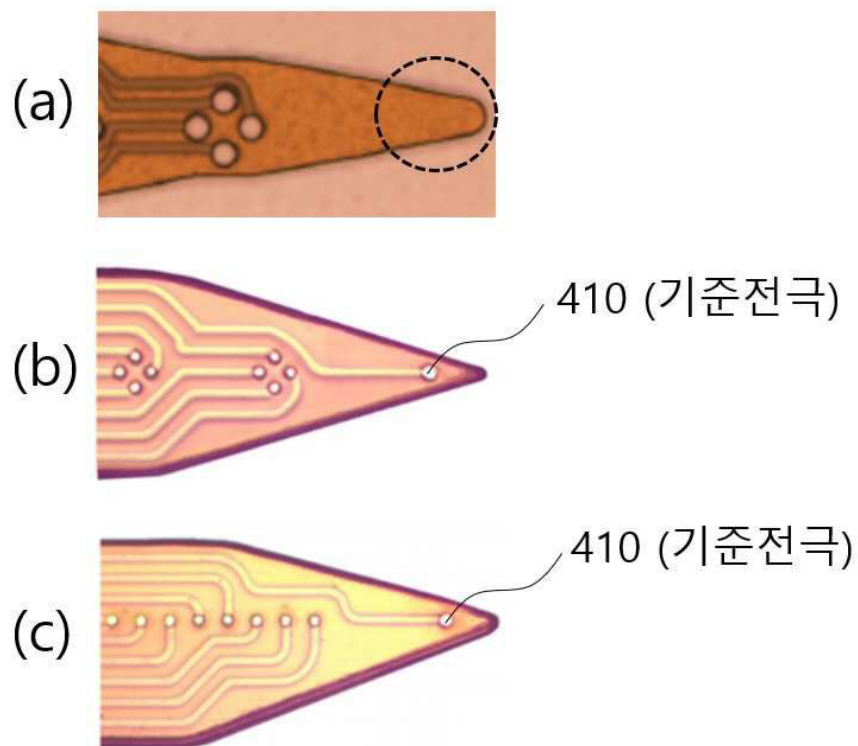
도면7



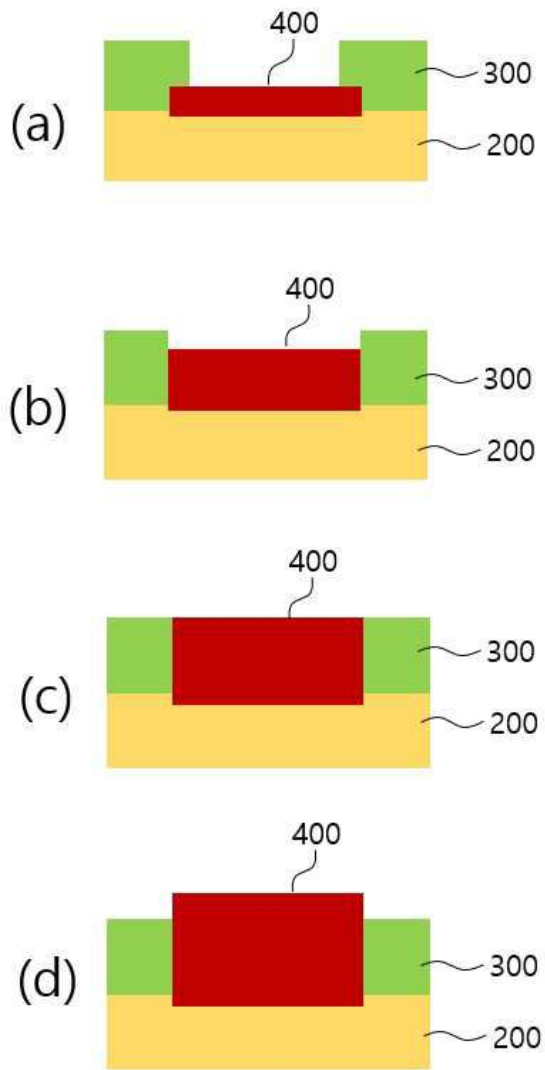
도면8



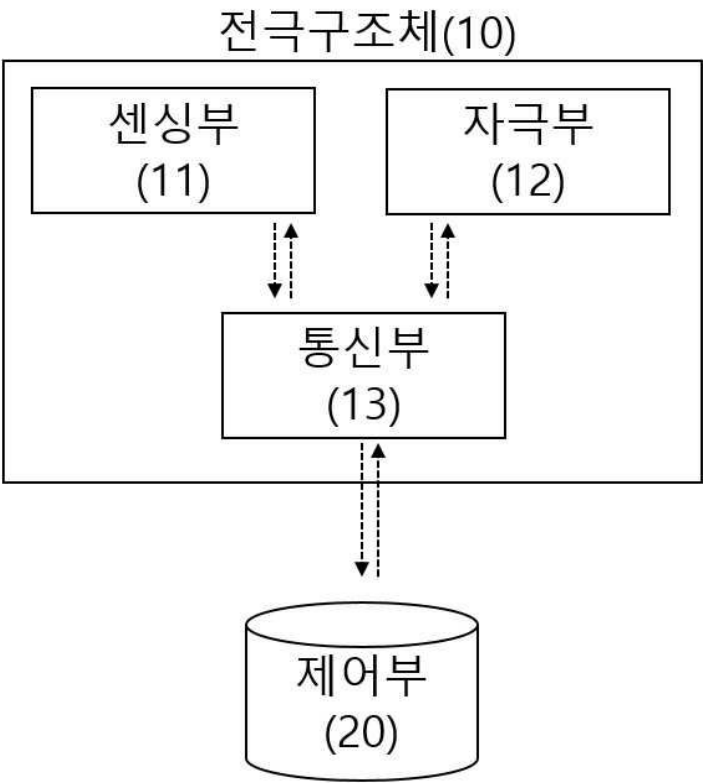
도면9



도면10



도면11



도면12

