



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2021-0129588
(43) 공개일자 2021년10월28일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/291 (2021.01) A61B 5/00 (2021.01)
A61N 1/05 (2006.01) A61N 1/36 (2006.01)
A61N 1/372 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/291 (2021.01)
A61B 5/6868 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2021-0039903
(22) 출원일자 2021년03월26일
심사청구일자 2021년03월26일
(30) 우선권주장
1020200047425 2020년04월20일 대한민국(KR)

(71) 출원인
인천대학교 산학협력단
인천광역시 연수구 아카데미로 119 (송도동)
연세대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)
(72) 발명자
양성구
인천광역시 연수구 랜드마크로 68, 108동 1404호
(송도동, 랜드마크시티센트럴더샵)
이상원
인천광역시 부평구 부평문화로16번길 16, 306호(부평동, 리세움)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인충정

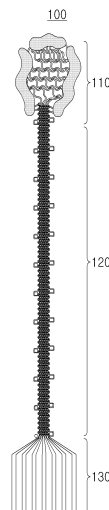
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 주사기 주입형 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체 및 이의 주사기 주입 방법

(57) 요약

본 발명은 주사기 주입형 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체 및 이의 주사기 주입 방법에 관한 것으로, 뇌에 삽입 시 두개골 개방을 최소화 할 수 있는 고성능의 유연 소자를 포함하는 구조체를 제공한다. 구체적으로 본 발명은 피질 표면과 접촉하여 뇌에서 발생한 신호를 측정하거나 외부의 자극을 뇌에 전달하는 접촉부와, 두개골과 피부 사이에 위치하는 송수신부와, 상기 접촉부와 상기 송수신부의 사이를 연결하는 연결부를 포함하는 유연 소자; 및 상기 송수신부에 연결하여 신호를 송신 및 수신하는 집적 회로를 포함하며, 상기 유연 소자는 하층 지지 기판과, 상기 하층 지지 기판 상에 그래핀 전극층과 배선층을 형성하고, 상기 그래핀 전극층과 상기 배선층 상에 형성된 절연층을 포함하고, 상기 절연층은 그래핀 전극층의 일부가 노출되도록 식각되며, 상기 그래핀 전극층의 일부와 상기 배선층의 일부가 인접하여 연결된다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61N 1/0531 (2013.01)
A61N 1/0539 (2013.01)
A61N 1/3605 (2013.01)
A61N 1/36125 (2013.01)
A61N 1/37211 (2013.01)
A61B 2503/40 (2013.01)
A61B 2562/0209 (2021.01)
A61B 2562/125 (2013.01)

(72) 발명자

박성원

인천광역시 연수구 선학로 37, 8동 607호(선학동, 대진아파트)

안중현

서울특별시 강남구 압구정로29길 57, 206동 1301호(압구정동, 현대아파트)

채영철

서울특별시 마포구 백범로 152, 201동 1301호(공덕동, 공덕파크자이)

김제중

서울특별시 서대문구 성산로 494-30, 303호(대신동, 대우빌딩)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1415169915
과제번호	20012355
부처명	산업통상자원부
과제관리(전문)기관명	한국산업기술평가관리원
연구사업명	산업기술알키미스트프로젝트(R&D)
연구과제명	음성의사소통을 위한 완전이식형 폐회로 Brain to X 개발
기 여 율	1/1
과제수행기관명	서울대학교산학협력단
연구기간	2020.09.01 ~ 2021.04.30

명세서

청구범위

청구항 1

대뇌 피질 표면과 접촉하여 뇌에서 발생한 신호를 측정하거나 외부의 자극을 뇌에 전달하는 접촉부와, 두개골과 피부 사이에 위치하는 송수신부와, 상기 접촉부와 상기 송수신부의 사이를 연결하는 연결부를 포함하는 유연 소자; 및

상기 송수신부에 연결하여 신호를 송신 및 수신하는 집적 회로를 포함하며,

상기 유연 소자는 하층 지지 기판과, 상기 하층 지지 기판 상에 그래핀 전극층과 배선층을 형성하고, 상기 그래핀 전극층과 상기 배선층 상에 형성된 절연층을 포함하고, 상기 절연층은 그래핀 전극층의 일부가 노출되도록 식각되며, 상기 그래핀 전극층의 일부와 상기 배선층의 일부가 인접하여 연결되는 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 유연 소자는 구불구불한(serpentine) 구조를 갖는 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 절연층은 표면에 친수성(hydrophilic) 표면 처리하는 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 하층 지지 기판은 표면 일부에 소수성(hydrophobic) 표면 처리하는 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 5

청구항 3에 있어서,

상기 친수성 표면 처리는 상기 절연층을 스핀 코팅하고, 상기 노출된 그래핀 전극층을 마스크(masking)한 뒤 O_2 또는 O_3 가 처리되는 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 6

청구항 4에 있어서,

상기 소수성 표면 처리는 다수의 미세 돌기들을 포함하는 소수성 마이크로 구조체를 형성하도록 처리되는 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 7

청구항 1에 있어서,

상기 집적 회로는 무선 전력 공급 장치, 기록 장치, 자극 장치, 통신 장치를 포함하는 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 8

청구항 1에 있어서,

상기 하층 지지 기판은 PET(Polyethylene terephthalate), PI(Polyimide), PS(Polystyrene),

PC(Polycarbonate), PES(Polyethersulfone), PMMA(Polymethylmethacrylate) COP(Cyclo-olefin polymers), PDMS(Polydimethylsiloxane), PVP(Polyvinylpyrrolidone), PEN(Polyethylene naphthalate), PVC(Polyvinyl chloride), 및 이들의 혼합물로 구성된 군에서 선택되는 어느 하나인 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 9

청구항 1에 있어서,

상기 그래핀 전극층은 1 내지 4층으로 구성되는 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 10

청구항 1에 있어서,

상기 그래핀 전극층은 지름이 30 내지 150 μm 인 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 11

청구항 1에 있어서,

상기 배선층은 금(Au), 은(Ag), 구리(Cu), 니켈(Ni), 및 철(Fe)로 구성되는 군으로부터 선택되는 어느 하나인 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 12

청구항 1에 있어서,

상기 배선층은 그 두께가 30 내지 60 nm인 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 13

청구항 1에 있어서,

상기 절연층은 OCR(optical clean resin), OCA(optical clean adhesive), SU-8, 및 이들의 혼합물로 구성된 군에서 선택되는 어느 하나인 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 14

청구항 1에 있어서,

상기 유연 소자와 상기 집적 회로는 인간을 제외한 동물의 뇌에 주입하여 뇌의 신호를 수신하고, 상기 수신한 뇌의 신호를 인체 외부에 제공하며, 전류, 전압, 자기장 또는 전기장 자극에서 선택된 하나의 자극을 뇌에 가하는 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 15

뇌에서 발생한 신호를 측정하거나 외부의 자극을 뇌에 전달하는 접촉부와, 집적 회로에 연결되는 송수신부와, 상기 접촉부와 상기 송수신부의 사이를 연결하는 연결부로 이루어진 유연 소자를 포함하고,

머리 가죽을 열고, 머리뼈에 작은 구멍을 뚫고, 주사기가 들어갈 수 있는 얇은 판을 삽입하여 뇌와 외부를 연결하는 단계;

유연 소자가 들어있는 주사기의 토출구를 상기 판을 통해 삽입하는 단계;

주사기에 압력을 주어 상기 토출구를 통하여 상기 유연 소자와 뇌척수액을 뇌에 삽입하는 단계; 및

상기 유연 소자의 접촉부는 대뇌 피질에 접촉되고, 상기 송수신부가 두개골과 피부 사이에 위치하고 상기 집적 회로에 연결하며, 상기 연결부가 두개골을 관통하여 상기 접촉부와 상기 송수신부를 연결하는 단계를 포함하는 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체의 주사기 주입 방법.

청구항 16

대뇌 피질 표면과 접촉하여 뇌에서 발생한 신호를 측정하거나 외부의 자극을 뇌에 전달하는 접촉부와, 두개골과 피부 사이에 위치하는 송수신부와, 상기 접촉부와 상기 송수신부의 사이를 연결하는 연결부를 포함하는 유연 소

자; 및

상기 송수신부에 연결하여 신호를 송신 및 수신하는 집적 회로를 포함하며,

상기 유연 소자가 들어 있는 주사기에 압력을 주어 상기 유연 소자를 뇌에 주입 시, 상기 주사기에 포함된 유체의 압력을 가장 많이 받는 면으로 상기 접촉부를 형성하여 상기 유체의 흐름에 의해 펼쳐지는 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 17

청구항 16에 있어서,

상기 연결부는 상기 접촉부와 상기 송수신부의 사이에서 나선형 형태로 형성되어 3차원 구조인 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 18

청구항 16에 있어서,

상기 접촉부는 중앙부에 압력을 잘 받을 수 있는 면 형태 구조로 형성하는 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 19

청구항 16에 있어서,

상기 연결부는 구불구불한 형태로 복수개 형성되고, 상기 복수개의 연결부는 나선형 모양인 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

청구항 20

청구항 19에 있어서,

상기 각각의 연결부는 끝단에 원 모양의 결합 영역을 상기 접촉부의 테두리 부분에 연결하는 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 주사기 주입형 뇌의 신호 측정 및 자극용 구조체 및 이의 주사기 주입 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 뇌 삽입형 의료 기기는 신경 신호를 얻거나 전기 자극을 전달하는 다중 미세 전극을 포함하는 장치로, 뉴런을 전자 회로에 연결하는 신경 인터페이스로서의 역할을 한다. 전기 자극은 약물치료나 절제술에 비해 부작용이 적고 가역성과 조정 가능성의 장점을 갖는다.

[0003] 현재 상업화된 뇌 삽입형 의료 기기는 단단하고 부피가 크기 때문에, 뇌에 삽입 시 두개골을 많이 개방해야 하며 뇌 심부를 자극하는 대뇌 침투형 전극봉을 이용해야 한다. 이에 따라, 두개골 개방에 따른 뇌압 변화, 뇌 심부의 심각한 손상 및 감염 등의 부작용을 초래하는 문제점이 있었다.

[0004] 또한, 일반적으로 인체 삽입형 전자 소자는 생체에 기계적, 화학적으로 무해하고 부드러운 폴리머 기판을 사용하기 때문에, 대부분 소수성 표면 특성을 가져 생체 조직과 부착력이 좋지 못하다. 종래에는 이러한 문제를 해결하기 위해 생체 적합한 의료용 접착제 등을 사용하였으나, 이는 전자 소자와 생체 조직 계면에 부정적인 영향을 끼쳐 고품질의 생체 신호 측정을 불가능하게 하는 문제가 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0005] (특허문헌 0001) 한국 등록특허번호 제10-1237052호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 상술한 문제를 해결하기 위하여 본 발명은, 뇌에 삽입 시 두개골 개방을 최소화할 수 있으며, 생체 조직과의 부착력이 뛰어난 고성능의 주사기 주입형 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체 및 이의 주사기 주입 방법을 제공한다.

과제의 해결 수단

[0007] 상기 기술적 과제를 달성하기 위하여 본 발명은 대뇌 피질 표면과 접촉하여 뇌에서 발생한 신호를 측정하거나 외부의 자극을 뇌에 전달하는 접촉부와, 두개골과 피부 사이에 위치하는 송수신부와, 상기 접촉부와 상기 송수신부의 사이를 연결하는 연결부를 포함하는 유연 소자; 및

[0008] 상기 송수신부에 연결하여 신호를 송신 및 수신하는 집적 회로를 포함하며,

[0009] 상기 유연 소자는 하층 지지 기판과, 상기 하층 지지 기판 상에 그래핀 전극층과 배선층을 형성하고, 상기 그래핀 전극층과 상기 배선층 상에 형성된 절연층을 포함하고, 상기 절연층은 그래핀 전극층의 일부가 노출되도록 식각되며, 상기 그래핀 전극층의 일부와 상기 배선층의 일부가 인접하여 연결되는 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체를 제공한다.

[0010] 유연 소자는, 구불구불한(serpentine) 구조를 갖는 것을 특징으로 한다.

[0011] 또한, 절연층은 친수성 표면 처리된 것을 특징으로 한다. 이에 더하여, 상기 유연 소자에서 하층 지지 기판은 표면 일부에 소수성 표면 처리된 것을 특징으로 한다. 친수성 표면 처리는 절연층을 스핀 코팅하고, 노출된 그래핀 전극층을 마스킹(masking)한 뒤 O_2 또는 O_3 가 처리되는 것일 수 있다. 또한, 상기 소수성 표면 처리는 다수의 미세돌기들을 포함하는 소수성 마이크로 구조체가 형성되도록 처리될 수 있다.

[0012] 한편, 본 발명의 집적 회로는 무선 전력 공급 장치, 기록 장치, 자극 장치, 통신 장치를 포함할 수 있다.

[0013] 하층 지지 기판은, PET(Polyethylene terephthalate), PI(Polyimide), PS(Polystyrene), PC(Polycarbonate), PES(Polyethersulfone), PMMA(Polymethylmethacrylate) COP(Cyclo-olefin polymers), PDMS(Polydimethylsiloxane), PVP(Polyvinylpyrrolidone), PEN(Polyethylene naphthalate), PVC(Polyvinyl chloride), 및 이들의 혼합물로 구성된 군에서 선택되는 어느 하나일 수 있다. 또한, 상기 그래핀 전극층은 1 내지 4층으로 구성되는 것을 특징으로 한다. 상기 그래핀 전극층은 그 지름이 30 내지 150 μm 일 수 있다.

[0014] 배선층은 금(Au), 은(Ag), 구리(Cu), 니켈(Ni), 및 철(Fe)로 구성되는 군으로부터 선택되는 어느 하나일 수 있다. 또한, 배선층은 그 두께가 30 내지 60 nm일 수 있다.

[0015] 절연층은 OCR(optical clean resin), OCA(optical clean adhesive), SU-8, 및 이들의 혼합물로 구성된 군에서 선택되는 어느 하나일 수 있다.

[0017] 본 발명의 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체의 주사기 주입 방법은,

[0018] 뇌에서 발생한 신호를 측정하거나 외부의 자극을 뇌에 전달하는 접촉부와, 집적 회로에 연결되는 송수신부와, 상기 접촉부와 상기 송수신부의 사이를 연결하는 연결부로 이루어진 유연 소자를 포함하고,

[0019] 머리 가죽을 열고, 머리뼈에 작은 구멍을 뚫고, 주사기가 들어갈 수 있는 얇은 판을 삽입하여 뇌와 외부를 연결하는 단계;

[0020] 유연 소자가 들어있는 주사기의 토출구를 상기 판을 통해 삽입하는 단계;

[0021] 주사기에 압력을 주어 상기 토출구를 통하여 상기 유연 소자와 뇌척수액을 뇌에 삽입하는 단계; 및

[0022] 상기 유연 소자의 접촉부는 대뇌 피질에 접촉되고, 상기 송수신부가 두개골과 피부 사이에 위치하고 상기 집적 회로에 연결하며, 상기 연결부가 두개골을 관통하여 상기 접촉부와 상기 송수신부를 연결하는 단계를 포함한다.

- [0024] 본 발명의 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체는 대뇌 피질 표면과 접촉하여 뇌에서 발생한 신호를 측정하거나 외부의 자극을 뇌에 전달하는 접촉부와, 두개골과 피부 사이에 위치하는 송수신부와, 상기 접촉부와 상기 송수신부의 사이를 연결하는 연결부를 포함하는 유연 소자; 및
- [0025] 상기 송수신부에 연결하여 신호를 송신 및 수신하는 집적 회로를 포함하며,
- [0026] 상기 유연 소자가 들어 있는 주사기에 압력을 주어 상기 유연 소자를 뇌에 주입 시, 상기 주사기에 포함된 유체의 압력을 가장 많이 받는 면으로 상기 접촉부를 형성하여 상기 유체의 흐름에 의해 펼쳐질 수 있다.
- [0027] 연결부는 상기 접촉부와 상기 송수신부의 사이에서 나선형 형태로 형성되어 3차원 구조인 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

- [0028] 본 발명은 유연 소자 및 집적회로를 포함하는 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체를 제공하며, 본 발명의 유연 소자는 유연성과 기계적 특성이 뛰어나, 아주 좁은 면적의 두개골 영역 개방만으로 주입 가능하며, 고성능의 뇌 신호 측정 및 전기 자극용 소자로 기능할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0029] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 유연 소자의 구성을 나타낸 도면이다.
- 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 주사기 주입형 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체(유연 소자와 집적 회로)가 뇌에 주입되어 부착된 형태를 나타낸 도면이다.
- 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 집적 회로가 두개골 표면에 부착된 형태를 나타낸 도면이다.
- 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 집적 회로의 내부 구성을 간략하게 나타낸 도면이다.
- 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 주사기를 뇌에 주입하여 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체를 뇌에 장착하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 접촉부의 단면을 나타낸 도면이다.
- 도 7은 본 발명의 다른 실시예에 따른 접촉부의 단면을 나타낸 도면이다.
- 도 8은 본 발명의 실시예에 따른 접촉부의 절연층의 패턴을 나타낸 도면이다.
- 도 9는 본 발명의 실시예에 따른 접촉부의 하층 지지 기관의 패턴을 나타낸 도면이다.
- 도 10은 본 발명의 실시예에 따른 유연 소자의 연결부를 확대하여 나타낸 도면이다.
- 도 11은 본 발명의 실시예에 따른 유연 소자에서 구불구불한 구조의 특성을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 12는 본 발명의 실시예에 따른 유연 소자의 인장 변형에 의한 저항 변화를 측정한 결과를 나타낸 도면이다.
- 도 13은 본 발명의 다른 실시예에 따른 유연 소자의 제조 방법을 나타낸 도면이다.
- 도 14는 본 발명의 다른 실시예에 따른 유연 소자의 각 층의 두께와 직경을 나타낸 도면이다.
- 도 15는 본 발명의 다른 실시예에 따른 유연 소자의 접촉부 구성을 나타낸 도면이다.
- 도 16은 본 발명의 다른 실시예에 따른 유연 소자의 연결부와 송수신부의 구성을 나타낸 도면이다.
- 도 17은 본 발명의 다른 실시예에 따른 유연 소자의 측면과 유연 소자의 평면 모습의 연결 관계를 나타낸 도면이다.
- 도 18은 본 발명의 다른 실시예에 따른 연결부의 나선형 형태를 나타낸 도면이다.
- 도 19는 본 발명의 다른 실시예에 따른 유연 소자를 내장한 주사기의 모습을 나타낸 도면이다.
- 도 20은 본 발명의 다른 실시예에 따른 유연 소자의 구조 개념을 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0030] 이하, 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 본 발명을 상세히 설명한다. 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명은 생략한다.
- [0031] 또한 본 출원에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서 상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다. 본 출원에서 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함할 수 있다.
- [0032] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 유연 소자의 구성을 나타낸 도면이고, 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 주사기 주입형 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체(유연 소자와 집적 회로)가 뇌에 주입되어 부착된 형태를 나타낸 도면이고, 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 집적 회로가 두개골 표면에 부착된 형태를 나타낸 도면이다.
- [0033] 본 발명의 실시예에 따른 주사기 주입형 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체(10)는 유연 소자(100) 및 집적 회로(200)를 포함한다.
- [0034] 본 발명의 실시예의 유연 소자(100)는 접촉부(110), 연결부(120) 및 송수신부(130)를 포함한다. 구체적으로, 대뇌 피질 표면과 접촉하는 접촉부(110)와, 두개골(skull) 및 피부 사이의 공간에 설치되는 송수신부(130)와, 접촉부(110) 및 송수신부(130)를 양 끝에 연결하며, 두개골을 통과하여 두개골의 내부와 외부에 걸쳐 배치되는 연결부(120)를 포함한다.
- [0035] 여기서, 접촉부(110)는 대뇌 피질과 접촉하여 뇌에서 발생한 신호를 측정하거나, 외부의 자극을 뇌에 전달하는 역할을 한다.
- [0036] 도 2에 도시된 바와 같이, 유연 소자(100)는 주사기를 이용하여 뇌에 주입하여 접촉부(110)를 대뇌 피질에 접촉하고, 유연 소자(100)의 송수신부(130)를 집적 회로(200)에 연결하여 두개골 표면에 접촉된 모습을 도시한 것이다.
- [0037] 본 발명의 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체(10)는 유연 전극(flexible electrode), 무선 연결(wireless link) 및 무선 전력 공급(wireless power), 기록(recording), 자극(stimulation)을 위한 구성요소를 포함할 수 있다.
- [0038] 뇌에 주입된 유연 소자(100) 중 접촉부(110)는 대뇌 피질에 접촉되고, 연결부(120)는 두개골(Skull)을 관통하여 접촉부(110)와 송수신부(130)를 연결한다.
- [0039] 송수신부(130)는 집적 회로(200)에 결합되며, 두개골과 피부 사이에 위치한다. 송수신부(130)는 두개골에 부착되며 도 3에 도시된 집적 회로(200)에 결합된다. 도 3은 집적 회로(200)가 두개골 표면에 부착된 형태를 간략히 도시한 것이다.
- [0041] 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 집적 회로의 내부 구성을 간략하게 나타낸 도면이다.
- [0042] 본 발명의 실시예의 집적 회로(200)는 무선 칩(chip)일 수 있으며, 전파를 송신(transmit) 및 수신(receive)하는 역할을 한다. 집적 회로(200)는 무선 전력 공급 장치, 기록 장치, 자극 장치, 통신 장치를 포함할 수 있고, 상술한 구성요소를 포함하여 생체 호환성을 높일 수 있는 패키지일 수 있다.
- [0043] 집적 회로(200)는 두개골과 피부 사이의 공간에 설치된다. 구체적으로, 무선 전력 공급 장치는 집적 회로(200)에 전력을 공급하기 위한 것이며, 기록 장치는 측정된 뇌파의 기록을 위한 것이고, 자극 장치는 뇌에 자극을 제공하기 위한 것이며, 통신 장치는 측정된 뇌파를 외부에 송신 및 외부 명령을 수신하기 위한 구성요소이다.
- [0044] 도 4를 참조하여 설명하면, 집적 회로(200)는 뇌로부터 수신된 전파 측정값을 기록하여 생체 정보를 획득하여 이상 신호를 감지한다. 집적 회로(200)는 이상이 감지되었을 때 전류, 전압, 자기장 또는 전기장 자극 등의 에너지를 가해 신경 조절(Neuro-Modulation)하여 질병을 치료하거나 뇌 활동을 조절하는 역할을 한다.
- [0045] 집적 회로(200)는 무선 전력 공급 장치인 무선칩 전원부(210), 기록 장치인 레코더(Recorder)(220), 자극 장치인 자극기(Stimulator)(230), 칩 컨트롤러(Chip Controller)(240) 및 통신 장치(250)를 포함한다.
- [0046] 무선칩 전원부(210)는 전력 레귤레이터(Power Regulation)(211)와 배터리(212)를 포함한다.

- [0047] 배터리(Battery)(212)는 RF 코일 등을 이용한 무선의 에너지 공급(energy harvesting)이 가능하고, 무선 방식으로 공급된 에너지를 저장할 수 있다.
- [0048] 배터리(212)는 WPT(Wireless Power Transfer, 무선 전력 전송) 기술을 이용하여 무선 방식으로 충전할 수 있다.
- [0049] 전력 레귤레이터(211)는 배터리(212)의 AC를 DC로 변환하여 칩 컨트롤러(240)로 전달한다.
- [0050] Neural Micro Electrode(201)는 뇌에 부착되는 전극으로 뇌파 측정 및 전기 자극이 가능하다.
- [0051] 뇌파 측정은 레코더(220)를 이용하여 아날로그 데이터를 디지털로 변환하여 칩 컨트롤러(Chip Controller)(240)에 데이터를 전달하고, 칩 컨트롤러(Chip Controller)(240)에서 통신 장치(250)를 통해 외부 장비로 데이터를 무선 전송한다. 레코더(220)는 뇌파 측정 채널 개수에 따라 달라진다.
- [0052] 레코더(220)는 다중 채널의 뇌파 측정 데이터의 입력 및 디지털 신호 변환을 수행할 수 있다.
- [0053] 칩 컨트롤러(240)는 측정 신호 및 자극 신호를 제어할 수 있다.
- [0054] 통신 장치(250)는 체외에서 모니터링 가능하도록 외부 통신망과 무선 연결된다. 통신 장치(250)는 레코더(220)에 의해 변환된 디지털 신호를 전극 또는 안테나를 통해서 무선으로 송출할 수 있다.
- [0055] 집적 회로(200)는 패키징 발열 등의 문제를 고려하여 집적 회로의 패키지 소재가 생체와 호환성(compatibility)을 가져 생체 적합성을 확보해야 하며, 봉지화(encapsulation) 형성 도중 칩에 영향이 없어야 한다.
- [0056] 집적 회로(200)는 패키지 소재로서 당해 분야에서 생체 내에 일반적으로 사용하는 소재라면 제한없이 사용될 수 있으나, PDMS(Polydimethylsiloxane), Parylene C, Polyimide, 생체 적합한 UV resin 등이 적합하다.
- [0057] 구체적으로, 유연 소자(100)의 접촉부(110)에서 외부로 노출되어 있는 그래핀 전극층(113)을 통해 뇌파를 측정하여 집적 회로(200)에 전달하면, 집적 회로(200)를 통해 외부로 무선 전송할 수 있다.
- [0058] 칩 컨트롤러(Chip Controller)(240)에서 측정된 뇌파 신호에 이상이 감지되면, 통신 장치(250)를 통해 외부로 전송하고, 자극기(230)에 명령을 전달하여 전기 자극 신호를 Neural Micro Electrode(201)에 가한다. 자극기(230)는 전기 자극 채널 개수에 따라 달라진다. 자극기(230)는 칩 컨트롤러(240)에 명령받은 치료 자극을 생성하거나 전달할 수 있다.
- [0059] 도 4를 참조하면, 유연 소자(100)의 접촉부(110)를 통해 측정된 뇌파는 레코더(Recorder)(220)를 통해 디지털 신호로 변환되어 집적 회로(200)에 전달될 수 있고, 이는 스마트폰, 스마트 패드와 같은 스마트 기기나 컴퓨터 등에 무선 전송되도록 할 수 있다. 상기 레코더(220)는 하나 이상 포함될 수 있다.
- [0060] 반대로, 집적 회로(200)를 통해 외부로부터 수신된 전파는 유연 소자(100)를 통해 뇌로 전달될 수 있다.
- [0061] 이러한 과정을 통해, 접촉부(110)에서 측정한 뇌파에서 이상이 감지되면 이것이 외부로 전송되고, 집적 회로(200)에서 접촉부(110)에 전기 신호 등을 제공하도록 제어될 수 있다. 예를 들어 도 4를 참조하면, 집적 회로(200)는 자극기(Stimulator)(230)에 명령을 전달하여 대뇌 피질을 자극하도록 할 수 있다. 자극기(230)는 하나 이상 포함될 수 있다.
- [0062] 한편, 후술하는 바와 같이, 집적 회로(200)는 별도의 무선 통신 기기에 수신된 외부 전파가 전극 또는 안테나를 통해 집적 회로로 전달되도록 하여 외부 전파를 그대로 받아들이지 않고 뇌에 전달하는 역할을 할 수도 있다.
- [0064] 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 주사기를 뇌에 주입하여 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체를 뇌에 장착하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0065] 유연 소자(100)를 주사기(13)를 이용하여 뇌에 주입하는 방법을 설명하면 다음과 같다.
- [0066] 먼저, 머리 가죽을 열고, 머리뼈에 작은 구멍(11)을 뚫고, 주사기(13)가 들어갈 수 있는 얇은 관(12)을 삽입하여 뇌와 외부를 연결한다.
- [0067] 유연 소자(100)가 들어있는 주사기(13)의 토출구를 삽입된 관(12)을 통해 뇌에 손상을 주지 않고, 삽입한다.
- [0068] 주사기(13)에 압력을 가하여 토출구를 통하여 유연 소자(100)와 뇌척수액을 뇌에 삽입한다.

- [0069] 유연 소자(100)의 접촉부(110)는 대뇌 피질에 접촉되고, 송수신부(130)는 두개골과 피부 사이에 위치하며, 연결부(120)가 두개골(Skull)을 관통하여 접촉부(110)와 송수신부(130)를 연결한다.
- [0070] 주사기(13)의 압력은 접촉부(110)가 대뇌 피질에 위치하고, 송수신부(130)가 두개골과 피부 사이에 위치하도록 조절한다.
- [0071] 머리뼈 위에 위치한 유연 소자(100)의 송수신부(130)는 집적 회로(200)에 연결한다. 도 5의 주사기(13) 주입 과정은 이하의 도 19 및 도 20을 참조하여 유연 소자(100)가 주사기(13)에 의해 뇌에 주입되어 두개골 내부에서 펼쳐지는 과정을 상세하게 설명한다.
- [0073] 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 접촉부의 단면을 나타낸 도면이고, 도 7은 본 발명의 다른 실시예에 따른 접촉부의 단면을 나타낸 도면이다.
- [0074] 도 6에 도시된 바와 같이, 본 발명의 실시예에 따른 접촉부(110)는 하층 지지 기관(111)과, 하층 지지 기관(111) 상에 형성된 그래핀 전극층(113)과 배선층(114)을 형성하고, 그래핀 전극층(113)과 배선층(114) 상에 형성된 절연층(115)을 포함한다.
- [0075] 절연층(115)은 그래핀 전극층(113)의 일부가 노출되도록 식각되고, 그래핀 전극층(113)의 일부와 배선층(114)의 일부가 인접하여 연결된다.
- [0077] 도 7에 도시된 바와 같이, 본 발명은 접촉부(110)의 습한 생체 조직에 대한 부착력을 향상시키기 위해 추가적인 구성요소를 구비할 수 있다. 추가적인 구성요소라 함은 절연층(115)의 표면에 친수성(hydrophilic) 표면 처리하여 결합시킨 친수성 작용기(116)를 포함하며, 그 반대 편인 하단 지지 기관(111)의 표면 일부에 형성되는 소수성 마이크로 구조체(112)를 추가적으로 포함할 수 있다.
- [0078] 절연층(115)은 배선층(114)의 일부가 노출되도록 식각된다.
- [0079] 친수성 표면 처리하는 이유는 유연 소자(100)가 주사기 주입형이므로 뇌에 밀려 들어가면서 친수성 간에 부착되는 성질로 인하여 대뇌 피질 표면에 친수성 표면 처리한 절연층(115)이 부착된다. 따라서, 유연 소자(100)의 앞면과 뒤면이 바뀌는 것을 방지하고, 유연 소자(100)가 접하지 않도록 할 수 있다.
- [0080] 소수성 마이크로 구조체(112)는 소수성을 띠는 다수의 미세 돌기들을 포함하여 생체 조직의 부착력을 향상시킬 수 있다.
- [0081] 절연층(115) 및 하단 지지 기관(111)에 모두 표면 처리한 접촉부(110)의 단면을 도 7에 도시하였다.
- [0082] 도 7을 참조하면, 유연 소자 상단의 절연층(115)과 하단의 하층 지지 기관(111)의 표면에 각각 상극의 표면 특성을 형성하여 부착력을 향상시킬 수 있다. 절연층(115)의 표면에 가해지는 친수성 표면 처리를 통해 형성된 친수성 작용기(116)는 뇌수(brain water)와의 상호작용(interaction)을 가능하게 함으로써 부착력을 향상시킬 수 있다.
- [0083] 하층 지지 기관(111)은 표면 일부에 소수성 표면 처리한다.
- [0084] 하층 지지 기관(111) 위에 추가적으로 형성된 소수성 마이크로 구조체(112)는 무수한 돌기 형태의 구조들로 구성되어 소수성(hydrophobic) 특성을 극대화하여 부착력을 향상시킬 수 있다.
- [0085] 하층 지지 기관(111)은 대체적으로 소수성이나, 이러한 소수성 표면구조형성 통해 소수성 표면 특성을 극대화하여 신체 부착력을 향상시킬 수 있다.
- [0086] 소수성 표면 처리는 후술하는 바와 같이 Si/SiO₂ 웨이퍼(wafer)에 희생층을 에칭(etching)하여 패턴을 형성한 뒤, SiO₂ 상에 하층 지지 기관의 재료가 되는 물질을 스핀 코팅 함으로써 하층 지지 기관(111)의 형성과 동시에 이루어질 수 있다.
- [0087] 본 발명의 접촉부(110)는 총 두께가 매우 얇아 접촉력이 강하고, 굽힘 강성(bending stiffness)이 작아 대뇌 피질 표면 상에 접촉이 용이하다. 또한, 구불구불한(serpentine) 망(mesh) 구조를 차용하여 상당한 기계적 유연성을 가지므로 직경이 작은 글래스 피펫(glass pipet)을 통해 뇌에 주입하여도 성능의 저하가 없는 것을 특징으로

한다.

- [0089] 본 발명은 유연 소자(100)를 이용하여 뇌의 신호를 측정하는 방법 및 뇌를 자극하는 방법을 제공한다.
- [0090] 접촉부(110)는 대뇌 피질에 접촉하여 뇌에서 발생한 전기 신호 등을 수신할 수 있다. 구체적으로, 유연 소자(100)의 접촉부(110) 중 그래핀 전극층(113)이 전기 신호를 측정하는 역할을 한다. 이는 배선층(114)을 통해 송수신부(130)에 연결된 집적 회로(200)에 전달되어 후술할 바와 같이 단말기를 통해 수신한 뇌 신호를 시각적으로 제공할 수 있다.
- [0091] 한편, 송수신부(130)는 두개골과 피부 사이의 공간에 위치하여 외부의 자극을 받아들이고 이를 대뇌 피질에 전달할 수 있다. 구체적으로는 송수신부(130)에서 외부의 자극을 받아들이고, 이를 대뇌 피질에 전달할 수 있다.
- [0092] 일례로서 송수신부(130)는 집적 회로(200)에 연결될 수 있고, 이러한 집적 회로는 두개골 표면에 접촉될 수 있다.
- [0094] 하층 지지 기관(111)은 그래핀(Graphene) 전극을 지지하는 지지 기관의 역할을 하며, 본 발명의 목적을 달성하기 위하여 플렉서블(flexible)한 특성을 갖는 재료로 구성된다. 또한, 소자의 오픈된 그래핀 전극 부분만 생체 조직에 부착되어야 하므로, 하층 지지 기관은 절연체인 것이 바람직하다.
- [0095] 따라서, 이에 한정되는 것은 아니나, PET(Polyethylene terephthalate), PI(Polyimide), PC(Polycarbonate), PES(Polyethersulfone), PDMS(Polydimethylsiloxane), PVP(Polyvinylpyrrolidone), PEN(Polyethylene naphthalate), PVC(Polyvinyl chloride), 및 이들의 혼합물로 구성된 군에서 선택되는 어느 하나일 수 있다. 본 발명의 소자에서 하층 지지 기관의 재료는 제작 공정 내에서 사용되는 다양한 케미컬들에 대한 우수한 내화학적 및 수 μm 의 두께에서도 기계적 변형을 버틸 수 있는 우수한 기계적 물성의 측면에서 PI(polyimide)를 사용하는 것이 바람직하다.
- [0096] 하층 지지 기관(111)은 접촉부(110)의 유연성과 기계적 변형이 가해졌을 때 serpentine(구불구불한) 구조에서 발생하는 버클링(buckling) 효과를 고려하고 소자 전체 구조의 effective bending stiffness를 최적화하기 위한 측면에서, 그 두께가 0.5 내지 2 μm 인 것이 바람직하다. 그러나 이에 한정되는 것은 아니며, 통상의 기술자가 사용하는 물질 또는 소자의 구조 등의 조건에 따라 변경 가능함은 물론이다.
- [0098] 본 발명에서 그래핀 전극층(113)은 직접적으로 측정이 이루어지는 부위로서, 본 발명의 그래핀 전극층(113)은 단층일 수 있으나, 1 내지 4층일 수 있다. 다층 구조인 경우, 그래핀의 전도성이 증가하여 임피던스(impedance)가 감소하며, 기계적 변형이 가해졌을 때 그래핀의 각 층에서 발생하는 크랙(crack)들이 각 층에 의해 커버되어 변형에 더 버틸 수 있다는 장점이 있다.
- [0099] 그래핀 전극층(113)은 그 지름이 30 내지 150 μm 인 것이 전극의 spatial geometry에 따라 변화하는 임피던스에 의해 SNR(signal to noise ratio)이 지배적으로 변화한다는 것을 고려했을 때, 30 μm 이상의 지름을 갖는 것이 바람직하며, 뇌 표면에서 측정되는 뇌 신호들의 synchronization에 의한 최소한의 해상도를 고려했을 때 150 μm 이하의 지름을 갖는 것이 바람직하다. 그러나, 이에 한정되는 것은 아니며, 통상의 기술자가 조건에 따라 변경 가능함은 물론이다.
- [0100] 또한, 본 발명의 접촉부(110) 중 sensing part인 그래핀 전극층(113)은 NMP(Neutral Mechanical Plane)에 위치시키는 것이 바람직하다. 즉, 그래핀 전극층(113)은 생체 조직의 전기 신호를 측정하는 역할을 하므로, NMP에 위치시킴으로써 기계적 변형을 최소화하는 것이 바람직하다.
- [0102] 본 발명에서 배선층(114)은 금(Au), 은(Ag), 구리(Cu), 니켈(Ni), 및 철(Fe)로 구성되는 군으로부터 선택되는 어느 하나로 구성될 수 있다.
- [0103] 배선층(114)은 그 두께가 30 내지 60 nm 인 것이 serpentine 구조에서 기계적 변형에 의해 뒤틀려 발생할 수 있는 크랙에 덜 민감해질 수 있다는 측면에서 바람직하다. 그러나, 이에 한정되는 것은 아니며, 통상의 기술자가 조건에 따라 변경 가능함은 물론이다.

- [0104] 본 발명에서 절연층(115)은 OCR(Optical clean resin), OCA(Optical clean adhesive), SU-8, 및 이들의 혼합물로 구성된 군에서 선택되는 어느 하나로 구성될 수 있으나 이에 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 절연층(115)으로는 크로스토크를 방지하기 위한 것으로 전도도가 없고 패시베이션(passivation)용으로 사용될 수 있는 재료라면 제한없이 사용될 수 있다.
- [0105] 상단 폴리머 층인 절연층(115)은 그래핀 전극 부분이 오픈되어야 하기 때문에 그래핀 전극에 데미지를 줄 수 있는 RIE 등의 건식 식각 과정을 거치지 않고 패틴이 가능한 절연층이어야 하므로, 포토레지스트(photoresist)의 한 종류인 SU-8을 이용하는 것이 바람직하다. 상단 SU-8 층을 포토공정을 이용해 패틴하여 하단 레이어의 형상에 맞추어 구불구불한 망 구조를 형성할 수 있다.
- [0106] 절연층(115)은 그래핀 전극층(113)이 노출되도록 식각되며, 배선층(114)과 접촉하지 않는 부분인 제1절연층과 배선층(114)과 접촉하는 부분인 제2절연층으로 구분될 수 있다. 구체적으로, 제2절연층은 그래핀 전극층(113) 및 배선층(114)과 모두 접촉하며, 제1절연층은 하층 지지 기판(111) 및 그래핀 전극층(113)과 접촉한다.
- [0107] 절연층(115)은 그 두께가 0.5 내지 2 μm 인 것이 센싱부분(sensing part)을 NMP(Neutral Mechanical Plane)에 위치시키기 위한 두께로서 바람직하다. 그러나, 이에 한정되는 것은 아니며, 통상의 기술자가 조건에 따라 변경 가능함은 물론이다.
- [0108] 한편, 본 발명은 상술한 바와 같이 유연 소자(100)의 신체 부착력을 향상시키기 위해 추가적인 구성요소를 구비할 수 있다.
- [0109] 본 발명의 유연 소자(100)의 신체 부착력을 향상시키기 위한 공정은 다음과 같다.
- [0110] Si/SiO₂ 웨이퍼(wafer)에 희생층을 에칭(etching)하여 패틴을 형성한다. 하층 지지 기판에 소수성 표면 처리를 하지 않을 경우, SiO₂의 에칭 과정은 생략될 수 있다.
- [0111] 이후, SiO₂ 상에 스핀 코팅(spin coating)하여 하층 지지 기판(111)을 형성한다. 하층 지지 기판(111) 상에 그래핀을 전사, 포토리소그래피, 건식 식각 과정을 통해 그래핀 전극층(113)을 형성한 뒤, 배선층(114)을 적층 및 패틴한다.
- [0112] 그 다음 절연층(115)을 스핀 코팅하고, 노출된 그래핀 전극층(113)을 마스크(masking) 한 뒤 친수성 표면 처리한다. 이 때, 마스크는 그래핀의 손상을 방지하기 위한 것으로, 포토레지스트(photoresist) 물질(30)을 이용하여 노출된 그래핀을 캡핑(capping)하는 방식으로 이루어지며, 이에 제한되지 않는다. 또한, 친수성 표면 처리는 O₂ 또는 O₃를 처리하여 수행되나, 당해 분야의 통상의 기술자가 일반적으로 활용 가능한 방법으로 수행될 수 있다. 구체적으로, O₂ 플라즈마(plasma) 또는 UV 오존(ozone)을 활용해 표면 처리 할 수 있다.
- [0113] 이후, 상기 친수성 표면 처리 이후 마스크 물질을 제거하고, SiO₂ 층을 식각하여, 본 발명의 친수성 및 소수성 표면 처리된 유연 소자를 제조할 수 있다.
- [0115] 한편, 본 발명의 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체(10)는 증폭기(Amplifier)를 추가적으로 포함할 수 있다. 이러한 증폭기는 본 발명의 유연 소자(100)의 그래핀 전극에서 측정된 전기 신호를 증폭할 수 있다.
- [0117] 한편, 본 발명의 구조체(10)는 뇌에 주입되는 것으로 서술되었으나, 상기 구조체(10)가 주입되는 위치는 통상의 기술자가 응용 가능한 범위 내에서, 척수, 말초 신경 등에 삽입 또는 이식될 수 있음은 물론이다.
- [0119] 본 발명의 주사기 주입형 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체(10)는 시험관내(in vitro), 생체외(ex vivo), 생체내(in vivo)에서 사용될 수 있다. 상기 생체는 동물이며, 인간을 포함할 수 있으나, 또한 인간을 제외한 동물일 수 있다.
- [0121] 본 발명은 주사기 주입형 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체(10)를 포함하는 뇌 삽입형 의료 장치를 제공한다. 본 발명의 의료 장치는 유연 소자(100)의 송수신부(130)와 연결되는 집적 회로(200)를 포함한다. 구체적으로, 유연

소자(100)는 수 mm^2 수준의 두개골 영역 개방만으로 주입될 수 있으며, 유연 소자(100)의 접촉부(110)는 대뇌 피질에 접촉되고, 송수신부(130)는 두개골과 피부 사이의 공간에 위치하며, 접촉부(110)와 송수신부(130)를 연결하는 연결부(120)는 두개골을 관통하여 설치될 수 있다.

[0122] 또한, 집적 회로(200)는 유연 소자(100)의 송수신부(130)에 연결되며 두개골과 피부 사이에 설치될 수 있고, 바람직하게는 두개골 표면에 접촉될 수 있다.

[0124] 이에 더하여, 본 발명은 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체(10)를 포함하며, 외부의 전파를 집적 회로(200)에 전달하는 무선 통신 기기를 추가적으로 포함하는 뇌 신호 측정 및 자극용 모듈을 제공한다. 즉, 상술한 바와 같이 유연 소자(100) 및 집적 회로(200) 내 Bluetooth 또는 무선 통신망(Wi-Fi) 등의 무선 모듈만으로 송, 수신 가능하나, BCC(Body Channel Communication)를 통한 보다 안전한 신호 송, 수신을 위해 무선 통신 기기가 추가적으로 이용될 수 있다.

[0125] 구체적으로, 무선 통신 기기를 통해 수신된 외부 전파는 BCC 안테나를 통해 집적 회로로 전달된다. 이를 통해, 외부 전파를 그대로 받아들이지 않고, BCC 안테나를 통해 뇌에 전달하는 역할을 한다.

[0126] 무선 통신 기기는 외부 자극을 수신하고 집적 회로에 전달할 수 있는 것이라면 제한되지 않으며, 피부에 밀착되는 기기일 수 있다. 예를 들어, 손목, 허리 등에 착용하는 스마트 기기일 수 있다.

[0127] 무선 통신 기기는 블루투스(Bluetooth), 근거리 무선망(Wi-Fi, 와이파이) 등을 통해 컴퓨터, 스마트폰 등의 외부 단말기와 통신하여, 측정된 뇌파 신호를 통해 다양한 정보를 사용자에게 제공할 수 있으며 단말기로부터 전달된 자극을 집적 회로에 전달하도록 할 수 있다. 추가적으로, 응급 신호 발생 시 의료기관에 정보를 전달할 수 있는 기능 또한 구비할 수 있다.

[0129] 본 발명은 주사기 주입형 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체(10)를 동물의 뇌에 주입하여 뇌의 신호를 수신하는 뇌 신호 측정 방법에 관한 것이다. 동물은 인간을 제외할 수 있다. 본 발명은 유연 소자(100) 중 대뇌 피질에 접촉하는 접촉부(110)를 통해 뇌 신호를 측정할 수 있다.

[0131] 이에 더하여 본 발명은 구조체(10)를 통해 동물의 뇌 신호를 수신하고, 수신한 정보를 인체 외부에 제공하는 방법에 관한 것이다. 동물은 인간을 제외할 수 있다. 예를 들어, 본 발명은 유연 소자(100)에서 측정된 뇌 신호를 집적 회로에서 수신하고, 이를 사용자 단말기에 전송하는 인터페이스를 추가적으로 포함할 수 있다.

[0132] 이때 상기 증폭기에 의해 증폭된 후의 신호를 전달할 수도 있다.

[0133] 단말기는 검출된 뇌 신호를 시각적으로 제공할 수 있는 장치라면 제한되지 않고 사용될 수 있으며, 더불어 청각적으로 제공할 수 있는 장치가 결합될 수도 있다. 일 예로서 스마트폰, 컴퓨터 등의 스크린(screen)을 구비한 기타 장치가 사용될 수 있으며, 특정한 경우에 스피커(speaker) 등을 통해 정보를 제공할 수 있다.

[0135] 본 발명은 구조체(10)를 동물의 뇌에 주입하여 뇌를 자극하는 방법 또한 제공한다. 동물은 인간을 제외할 수 있다. 상술한 바와 같이, 외부로부터 자극 명령이 전달되면, 전극 또는 안테나를 통해 집적 회로에 전달되고, 자극을 본 발명의 유연 소자를 통해 대뇌 피질로 제공할 수 있다.

[0136] 예를 들어, 다음과 같은 과정을 통해 뇌의 자극이 이루어질 수 있다. 유연 소자를 통해 측정된 뇌파에서 발작 등의 이상이 감지되면, 집적 회로가 이를 수신하여 외부에 제공한다. 제공된 정보를 통해서 외부에서 자극을 가할 필요가 있다고 판단되면, 집적 회로에 전달된 후 집적 회로 내의 자극기(stimulator) 등을 통해 자극을 전달하여 대뇌 피질에 전달되도록 할 수 있다. 또는, 별도의 무선 통신 기기에 전파를 전달하고, 전극 또는 안테나를 통해 집적 회로에 전달된 후, 이를 본 발명의 유연 소자를 통해 대뇌 피질로 전달되도록 할 수 있다. 이러한 과정을 통해 뇌파 이상 신호를 제거할 수 있다.

[0138] 본 발명은 유연 소자(100)를 통하여 대뇌 피질에 자극을 제공하는 것을 목적으로 한다. 상기 자극은 이에 제한

되지는 않으나, 전류 자극, 전압 자극, 전기장 자극, 자기장 자극에서 선택되는 하나 이상일 수 있다.

- [0140] 도 8은 본 발명의 실시예에 따른 접촉부의 절연층의 패턴을 나타낸 도면이고, 도 9는 본 발명의 실시예에 따른 접촉부의 하층 지지 기판의 패턴을 나타낸 도면이고, 도 10은 본 발명의 실시예에 따른 유연 소자의 연결부를 확대하여 나타낸 도면이고, 도 11은 본 발명의 실시예에 따른 유연 소자에서 구불구불한 구조의 특성을 설명하기 위한 도면이다.
- [0141] 접촉부(110)는 그래핀(Graphene)을 포함하는 그래핀 전극층(113)을 포함한다. 그래핀은 전자 노이즈(Electronic Noise)가 낮아 검출 감도가 매우 낮으며, 전기적, 기계적, 열적 특성이 매우 우수하다. 그래핀 전극층(113)은 식각된 절연층에 의해 일부가 노출된다.
- [0142] 접촉부(110)는 구불구불한(Serpentine) 구조를 가지므로 상당한 기계적 유연성을 나타내어 직경이 작은 글래스 피펫(Glass Pipet)을 통해 뇌에 주입하여도 성능의 저하가 없는 것을 특징으로 한다.
- [0143] 접촉부(110)의 구성을 확대하여 도 8에 나타내었다. 접촉부(110)는 도 8과 같이, 최외곽 패드와 그 내부에 구불구불한 형상을 갖는 폴리머층으로 구성될 수 있다.
- [0144] 접촉부(110)의 내부는 구불구불한(Serpentine) 형상이므로 기계적으로 유연성이 있어 매우 작은 영역의 두개골 개방을 통해 주입할 수 있다. 내부의 폴리머층은 하층 지지 기판(111) 상에 적층된 그래핀 전극층(113)에 배선층(114)이 연결되어 있고, 크로스토크(cross talk) 방지를 위해 배선층(114)을 절연층(115)이 둘러싸고 있는 형태로 구성되어 있다.
- [0145] 도 8은 접촉부(110)의 상단 폴리머 층인 절연층(115)의 패턴을 구체적으로 나타낸 것이다.
- [0146] 도 9는 접촉부(110)의 하단 폴리머 층인 하층 지지 기판(111)의 패턴을 나타낸 것이다. 이 중 상단 폴리머 층의 패턴을 도시한 도 8은 그래핀 전극층(113)과 이와 연결되는 배선층(114) 부분이 오픈되어서 외부와 전기적으로 연결되는 부분이 표현되어 있으며, 그 외의 부분은 도 9와 동일하다.
- [0147] 또한, 접촉부(110)의 최외곽 패드는 그 상단에 추가적으로 그래핀 전극층(113)을 가질 수 있으며, 이는 대뇌 피질과 넓은 부분 접촉하여 효과적으로 전기 자극을 제공하는 용도로 사용될 수 있다.
- [0148] 접촉부(110)에서 상단의 폴리머 층(절연층(115))은 그래핀 전극 부분이 오픈되어야 하기 때문에 그래핀 전극층(113)에 데미지를 줄 수 있는 RIE(Reactive Ion Etching) 등의 건식 식각 과정을 거치지 않고, 패턴이 가능한 절연층이어야 한다.
- [0149] 따라서, 포토레지스트의 한 종류인 SU-8을 주로 이용한다. 상단 SU-8 층을 포토공정을 이용해 패턴하여 하단 레이어의 형상에 맞추어 구불구불한 망 구조를 형성한다.
- [0151] 송수신부(130)는 두개골과 피부 사이의 공간에 배치되어 측정된 신호의 수신 및 자극 전달을 위한 집적 회로(200)와 연결될 수 있다. 특히, 두개골 표면에 접촉하여 고정될 수 있다. 집적 회로(200)는 접촉부(110)를 통해 측정된 대뇌 피질 부위의 뇌파 등을 전달 받아 외부로 송신하거나, 외부의 전기 자극 등을 수신하여 접촉부(110)에 제공할 수 있다.
- [0152] 연결은 유연 소자(100)의 송수신부(130)와 집적 회로(200)가 전기적, 물리적으로 연결되는 것을 의미한다. 예를 들어, 송수신부(130)의 채널(Channel)과 같은 구성 각각에 집적 회로(200)의 전선이 연결될 수 있다.
- [0153] 연결부(120)는 접촉부(110)와 송수신부(130)를 양 끝에 연결하며, 복수 개의 배선과 폴리머가 구불구불한(Serpentine) 망(Mesh) 구조를 가지므로 상당한 기계적 유연성을 나타내어 직경이 작은 글래스 피펫(Glass Pipet)을 통해 뇌에 주입하여도 성능의 저하가 없고, 미세한 두개골 개방 영역에 따라 접촉부(110)와 송수신부(130)를 연결할 수 있다.
- [0154] 연결부(120)는 배선층(114)을 구성하는 금속 재료 위에 폴리머를 코팅하여 가교(cross-link) 결합을 형성시킴으로써 구불구불한 망 구조를 가질 수 있다.
- [0155] 일 예시로서, 연결부(120)의 구성을 확대하여 도 10에 나타내었다. 연결부(120)는 각 배선층(114)을 하층 지지 기판(111) 및 절연층(115)이 둘러싸고 있다.

- [0156] 연결부(120)는 하층 지지 기관(111, 도 9) 및 절연층(115, 도 8)의 패턴이 서로 상이한 접촉부(110)와 다르게 연결부(120)에서의 하층 지지 기관(111) 및 절연층(115)의 패턴이 동일하다.
- [0157] 송수신부(130)는 하층 지지 기관(111)의 위에 배선층(114)을 형성하고, 그 위에 절연층(115)을 형성한 후, 절연층(115)에서 집적 회로(200)에 연결되는 배선층(114) 영역을 개방한다.
- [0159] 도 10에 도시된 바와 같이, 연결부(120)는 구불구불한(Serpentine) 망 구조로 인해 두개골을 관통하며 대뇌 피질에 접촉하는 접촉부(110)와 두개골 및 피부 사이의 공간에 설치되는 송수신부(130)를 연결할 수 있다.
- [0160] 본 발명에서 구불구불한 구조는 패턴닝 공정을 통해 형성된다. 구체적으로, 하층 지지 기관(111)의 경우 해당 폴리머 층을 코팅한 후 고온에서 가교 결합시킨 다음, 폴리머 층 위에 포토레지스트(Photoresist)를 적용한 뒤 포토리소그래피(Photolithography) 공정으로 패턴을 형성한다. 이후에 RIE 공정 등을 통해 패턴에 따라 식각하여 구불구불한 구조의 패턴을 형성할 수 있다.
- [0161] 포토레지스트는 40xt를 사용할 수 있으나 이에 제한되지 않으며, RIE 식각 등의 공정을 통해 패턴을 형성한 이후에, 아세톤 등을 가하여 제거(strip)할 수 있다.
- [0162] 본 발명의 유연 소자(100)에서 구불구불한 구조의 그 각도, 반지름, 너비가 유연 소자(100)의 한계 강도를 결정할 수 있다.
- [0163] 본 발명의 유연 소자(100)는 주사기 주입으로 대뇌 피질에서 두개골을 관통하는 위치까지 연결할 수 있으며, 이를 위해서 유연 소자(100)의 stretchability가 50% 이상이어야 한다.
- [0164] 이러한 성질을 구현하기 위해서는 각도가 100도 이상이고 패턴의 너비와 원호의 반지름의 비(w/R)가 0.3 이하인 것이 유연 소자(100)의 한계 강도를 결정하는 측면에서 바람직하다. 구체적으로 원호는 구불구불한 구조의 반복되는 패턴 중 반 주기에 해당하는 두 점에 의하여 한정된 부분을 의미한다(도 11 참조). 여기서, w는 패턴의 너비(width), R은 구불구불한 구조 내의 원호의 반지름(Radius)이다. 또한, 각도는 원호의 각도를 의미한다.
- [0165] 또한, 기공률(Porosity)은 유연 소자(100)의 굽힘 강성(Bending Stiffness)에 영향을 주어 인젝션(Injection)의 성공률에 영향을 미치는 중요한 요소이다.
- [0166] 본 발명의 유연 소자(100)는 기공률이 25 내지 60%인 것이 바람직하다.
- [0168] 이하, 본 발명을 실시예 및 실험예를 통해 보다 상세히 설명한다. 그러나 하기의 실시예 및 실험예는 본 발명을 구체적으로 예시하기 위한 것일 뿐, 본 발명의 권리범위를 제한하는 것이 아니다. 즉, 본 발명의 단순한 변형 내지 변경은 본 발명이 속하는 통상의 기술자에 의하여 용이하게 실시될 수 있으며, 이러한 변형이나 변경은 모두 본 발명의 영역에 포함되는 것으로 볼 수 있다.
- [0170] <실시예 1>
- [0171] Cu 희생층을 이용하여 다층 그래핀 전극을 갖는 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체를 제조하였다.
- [0172] 우선, 25 μ m 두께의 구리 호일에 화학증착법(CVD; Chemical Vapor Deposition)을 이용하여 단층 그래핀을 성장시켰다. Cu의 롤 형태의 호일(두께 : 25 μ m 및 크기 : 210 x 297 mm², Alfa Aesar Co.)이 석영 튜브 내에 로딩되었고, 이후 상압 하에서 1,000 $^{\circ}$ C로 가열되었다. 탄소 소스를 포함하는 가스 혼합물(CH₄ : H₂ = 8 : 20 sccm)을 공급하여 그래핀을 상기 Cu 호일 상에 성장시킨 후, 퍼니스(furnace)를 이동시켜주면서 H₂를 흘려주어 단시간에 ~10 $^{\circ}$ C/s의 속도로 실온으로 냉각하여, 상기 Cu 호일 상에 성장된 그래핀 층을 수득하였다.
- [0173] 다층 그래핀 전극을 만들기 위하여, PMMA(Polymethyl Methacrylate)가 그래핀 지지층으로 사용되었다. Cu 필름 상에서 그래핀 합성 후에 지지층인 PMMA를 스핀 코팅한 후, 상기 구리 촉매를 용해시키기 위하여 약 0.1 M의 (NH₄)₂S₂O₈ 용액 상에 상기 필름을 띄웠다(Floating). 상기 구리를 제거한 후에, 다른 그래핀 성장된 Cu 호일을 사용하여 상기 PMMA/G필름을 들어올렸다. 상기 에칭 및 전사 방법을 반복하여 다층막을 형성하였다. 암모늄 퍼설페이트 수용액을 이용하여 Cu 호일을 에칭한 후 얻은 PMMA 코팅된 그래핀은 Cu 호일 위에 있는 다른 그래핀

위에 옮겨졌다. 그 다음, 상기 그래핀을 SU-8 에폭시 기판으로 옮겼다. 전달된 그래핀은 포토리소그래피(photolithography) 및 산소 플라즈마 에칭(oxygen plasma etching)을 사용하여 패터닝되었다. 질산(Nitric acid)은 그래핀의 화학 도핑에 사용되었다.

<실험예 1 : 인장 변형에 의한 저항 변화 측정>

상기 실시예에서 제조한 소자의 인장 변형에 저항 변화를 측정하였고, 그 결과를 도 11에 나타내었다. R은 인장 시 측정한 저항을 나타내고, R₀는 인장 전 초기 저항을 나타낸다. 도 12를 참조하면, 변형률이 50%일 때까지 저항 변화가 0.5% 미만임을 알 수 있다. 따라서, 인장 변형에 의한 저항 증가가 매우 낮아 주입 시 발생하는 변형을 견딜 수 있는 유연 소자(100)로 사용하기에 적합함을 알 수 있다.

도 13은 본 발명의 다른 실시예에 따른 유연 소자의 제조 방법을 나타낸 도면이고, 도 14는 본 발명의 다른 실시예에 따른 유연 소자의 각 층의 두께와 직경을 나타낸 도면이다.

본 발명의 다른 실시예에 따른 유연 소자(100)는 접촉부(110), 연결부(120) 및 송수신부(130)를 포함한다. 본 발명의 다른 실시예의 유연 소자(100)는 도 1 및 도 2와 형태만 다를 뿐, 동일한 구성요사이므로 상세한 설명을 생략하고, 도면번호도 동일하게 기재한다.

본 발명의 다른 실시예의 유연 소자(100)의 제조 방법은 제1 희생층 형성 공정(S100), 제1 레이어 형성 공정(S101), 제2 희생층 형성 공정(S102), 제2 희생층 개방 공정(S103), 제2 레이어 형성 공정(S104), 제2 희생층 제거 공정(S105) 및 제1 희생층 제거 공정(S106)을 포함한다.

제1 희생층 형성 공정(S100)은 열 증착(Thermal Evaporation), 스퍼터링(Sputtering) 등의 증착 공정을 이용하여 SiO 웨이퍼(Wafer) 또는 구리 기판(140) 위에 제1 희생층(Sacrificial Layer)(150)을 형성한다.

제1 희생층(150)은 Al₂O₃ 또는 SiO₂ 등의 물질로 습식 식각이 가능한 옥사이드류를 사용하고, 500nm 이상의 두께로 형성한다.

제1 레이어 형성 공정(S101)은 제1 희생층(150)의 위에 폴리이미드(Polyimide)로 이루어진 접촉부(110)를 1 내지 10 μm 두께로 형성하고, 포토리소그래피(Photolithography) 공정으로 패턴을 형성하며, 건식 식각으로 접촉부(110)의 형상을 형성한다.

제2 희생층 형성 공정(S102)은 ALD(Atomic Layer Deposition), Thermal Evaporation, Sputtering 등의 증착 공정을 이용하여 접촉부(110)의 위에 제2 희생층(Sacrificial Layer)(151)을 증착한다.

제2 희생층(151)은 Ni 또는 Al 등의 메탈류의 물질을 사용하고, 500nm 이상의 두께로 형성한다.

제2 희생층 개방 공정(S103)은 제2 희생층(151)의 위에 포토리소그래피 공정으로 패턴을 형성하고, HNO₃, FeCl₃ 등의 부식액(Etchant)에 의해 습식 식각하여 접촉부(110)와 연결부(120)가 연결될 부분을 개방한다. 개방된 부분은 직경이 100 내지 500 μm로 형성한다.

제2 레이어 형성 공정(S104)은 폴리이미드(Polyimide)로 이루어진 연결부(120)와 송수신부(130)를 형성하고, 포토리소그래피(Photolithography) 공정으로 패턴을 형성하며, 건식 식각으로 연결부(120)와 송수신부(130)의 형상을 형성한다.

이로 인하여 연결부(120)의 일부 영역과 접촉부(110)의 일부 영역을 연결되도록 한다.

도 14에 도시된 바와 같이, 희생층(150)의 두께를 제외한 제2 레이어(120, 130)의 두께는 3 내지 10 μm로 형성할 수 있다.

제2 희생층 제거 공정(S105)은 제2 희생층(151)을 질산, FeCl₃ 등의 산화력이 있는 부식액(Etchant)에 의해 습식 식각하여 연결부(120)와 송수신부(130)의 형상을 남기고, 제2 희생층(151)을 제거한다.

제1 희생층 제거 공정(S106)은 제1 희생층(150)을 HF 등의 부식액(Etchant)에 의해 습식 식각하여 제거하여 기판(140)으로부터 분리한다.

제2 희생층(151)을 제거할 때 사용되는 부식액은 옥사이드류의 제1 희생층(150)에 영향을 가하지 않는 물질을

사용한다.

- [0194] 도 15는 본 발명의 다른 실시예에 따른 유연 소자의 접촉부 구성을 나타낸 도면이고, 도 16은 본 발명의 다른 실시예에 따른 유연 소자의 연결부와 송수신부의 구성을 나타낸 도면이고, 도 17은 본 발명의 다른 실시예에 따른 유연 소자의 측면과 유연 소자의 평면 모습의 연결 관계를 나타낸 도면이고, 도 18은 본 발명의 다른 실시예에 따른 연결부의 나선형 형태를 나타낸 도면이다.
- [0195] 도 15에 도시된 바와 같이, 접촉부(110)는 압력을 잘 받을 수 있도록 중앙부를 면 형태로 구성하고, 유연 소자(100)를 주사기(13)로 주입 시 주사기 구멍에 막히지 않도록 중앙부의 크기를 적절히 조절한다.
- [0196] 접촉부(110)는 중앙부의 면 형태 구조에 칩(Chip)을 올려 전극과 연결하는 것도 가능할 수 있다.
- [0197] 도 16 및 도 17에 도시된 바와 같이, 연결부(120)는 접촉부(110)의 일부 영역에 연결되는 결합 영역(121)을 끝단에 형성하고, 제1 레이어인 접촉부(110)의 이차원적 형상에 영향을 최소화하고, 연결부(120)의 3차원 구조로 전환이 용이하도록 전체적으로 나선형의 구불구불한 모양으로 제작되는 것이 바람직하다.
- [0198] 연결부(120)는 구불구불한 형태로 복수개 형성하고, 복수개의 연결부(120)는 전체적으로 나선형 모양을 이룬다. 각각의 연결부(120)는 끝단에 원 모양의 결합 영역(121)을 접촉부(110)의 테두리 부분에 연결된다.
- [0199] 희생층 제거 공정(S105)에서 희생층(150)을 없애면, 접촉부(110)의 테두리 부분에는 연결부(120)의 결합 영역(121)만 서로 연결된 상태가 된다.
- [0200] 도 18에 도시된 바와 같이, 유연 소자(100)는 송수신부(130)를 들어 올리면, 연결부(120)는 접촉부(110)와 송수신부(130)의 사이에서 나선형 형태로 형성되어 3차원 구조이다.
- [0202] 도 19는 본 발명의 다른 실시예에 따른 유연 소자를 내장한 주사기의 모습을 나타낸 도면이고, 도 20은 본 발명의 다른 실시예에 따른 유연 소자의 구조 개념을 나타낸 도면이다.
- [0203] 유연 소자(100)를 주사기(13)를 통하여 뇌에 주입할 때, 주입 과정에서 압력이 적절하게 유연 소자(100)에 가해지지 않거나, 원치 않은 영역에 가해져 유연 소자(100)가 두개골 안에서 잘 구겨지는 문제가 발생할 수도 있다.
- [0204] 따라서, 유연 소자(100)가 액체의 흐름으로부터 받은 힘이 적절하게 가해질 수 있도록 유연 소자(100)의 형태를 구현하는 것이 필요하다.
- [0205] 주사기(13)의 주입 원리는 뇌척수액이라는 유체의 압력과 흐름을 이용하여 유연 소자(100)를 주입한다. 유연 소자(100)가 2차원 형상이면 뇌에 주입 후 구겨질 확률이 높으므로 압력이 바람직한 위치와 형상으로 가해져 주입 후 펼쳐지기 용이하도록 면 형태가 포함된 접촉부(110)와, 두개골 외부의 송수신부(130)를 연결부(120)가 연결하도록 3차원 구조의 형상으로 제조하고(도 17), 이러한 3차원 구조로 제조하기 위한 방법을 도 13에 설명하였다.
- [0206] 유연 소자(100)는 주사기(13)에 의해 뇌에 주입되어 두개골 내부에서 펼쳐질 때, 낙하산이 펼쳐지는 구조를 생각해 볼 수 있다.
- [0207] 유연 소자(100)와 함께 주입되는 뇌척수액(유체)의 압력으로 낙하산의 천을 대뇌 피질에 붙는 접촉부(110)와 동일하고, 낙하산의 천과 사람 사이를 연결하는 줄을 유연 소자(100)의 연결부(120)와 동일하며, 낙하산의 사람을 유연 소자(100)의 송수신부(130)로 치환하여 생각해 볼 수 있다.
- [0208] 접촉부(110)는 뇌척수액(유체)의 압력을 가장 많이 받는 면으로 뇌척수액의 흐름에 의해 펼쳐지는 면이다.
- [0209] 유연 소자(100)가 들어 있는 주사기(13)에 압력을 주어 유연 소자(100)를 뇌에 주입 시, 접촉부(110)는 주사기(13)에 포함된 뇌척수액(유체)의 압력을 가장 많이 받는 면으로 뇌척수액(유체)의 흐름에 의해 펼쳐진다.
- [0210] 상술한 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서 본 발명에 기재된 실시예는 본 발명의 기술 사상을 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상이 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의해서 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어

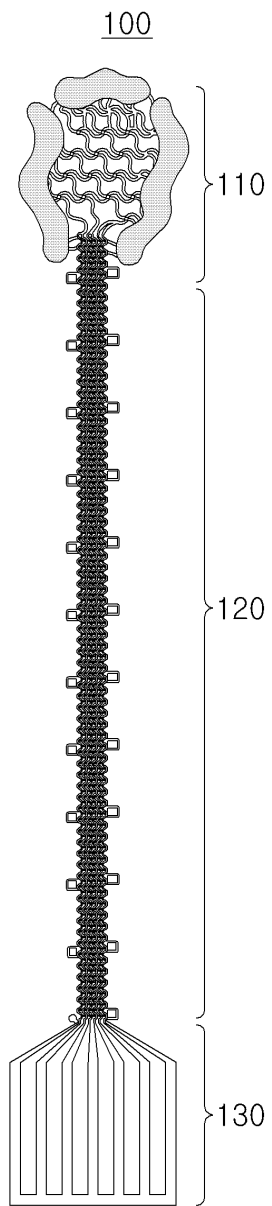
야 할 것이다.

부호의 설명

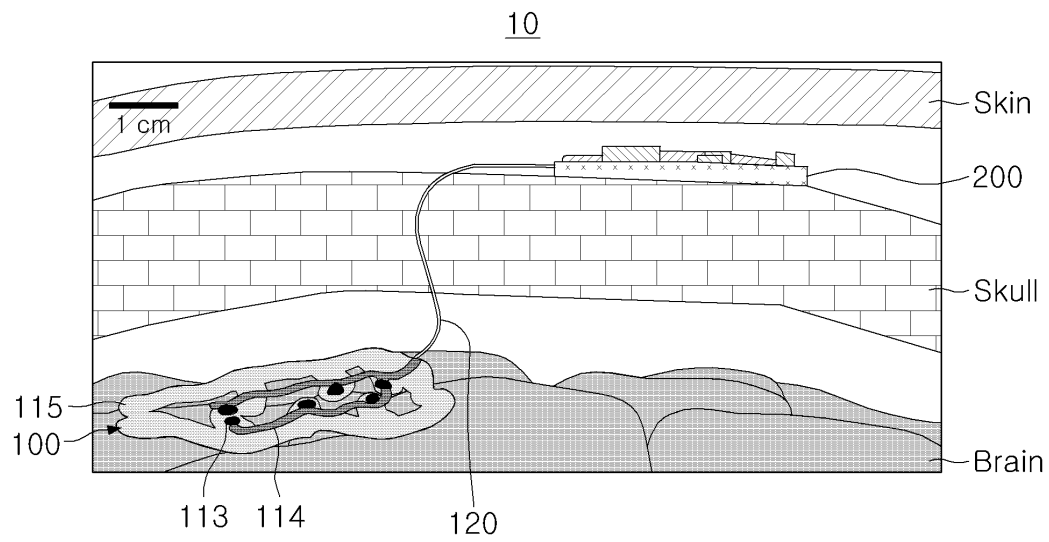
[0211]	10: 뇌 신호 측정 및 자극용 구조체	11: 작은 구멍
	12: 관	13: 주사기
	100: 유연 소자	110: 접촉부
	120: 연결부	130: 송수신부
	200: 집적 회로	210: 무선칩 전원부
	211: 전력 레귤레이터	212: 배터리
	220: 레코더	230: 자극기
	240: 칩 컨트롤러	250: 통신 장치

도면

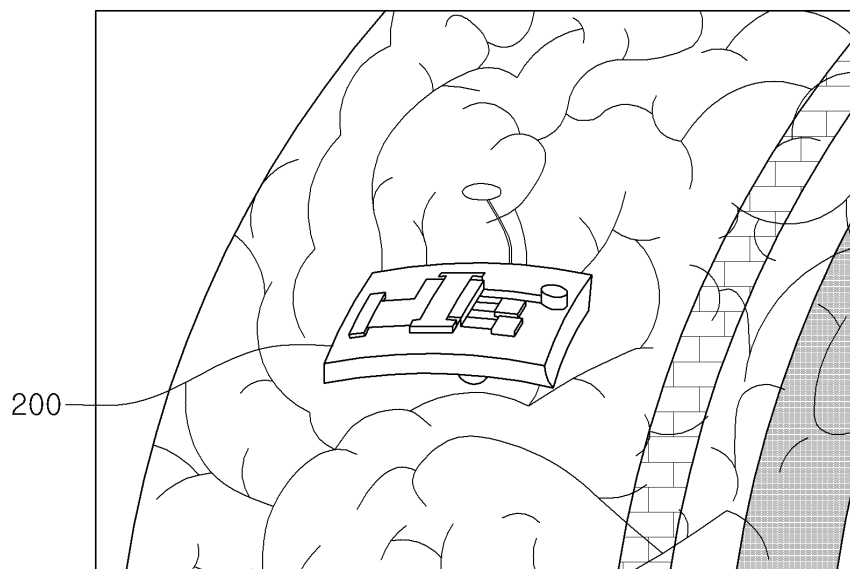
도면1



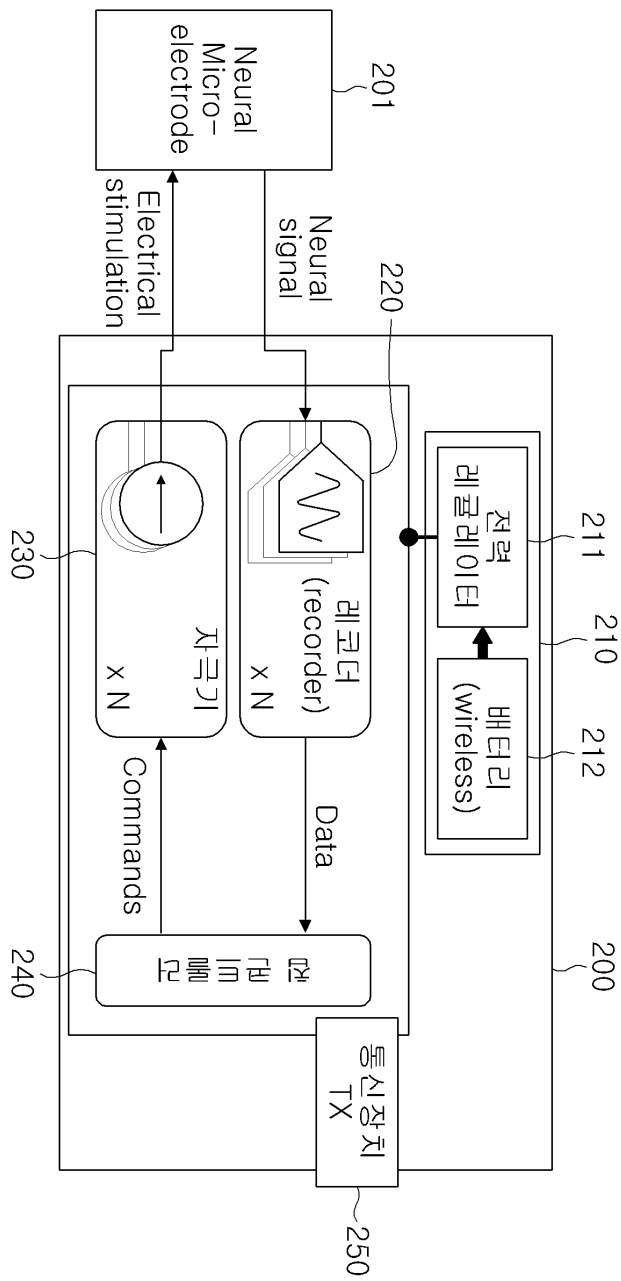
도면2



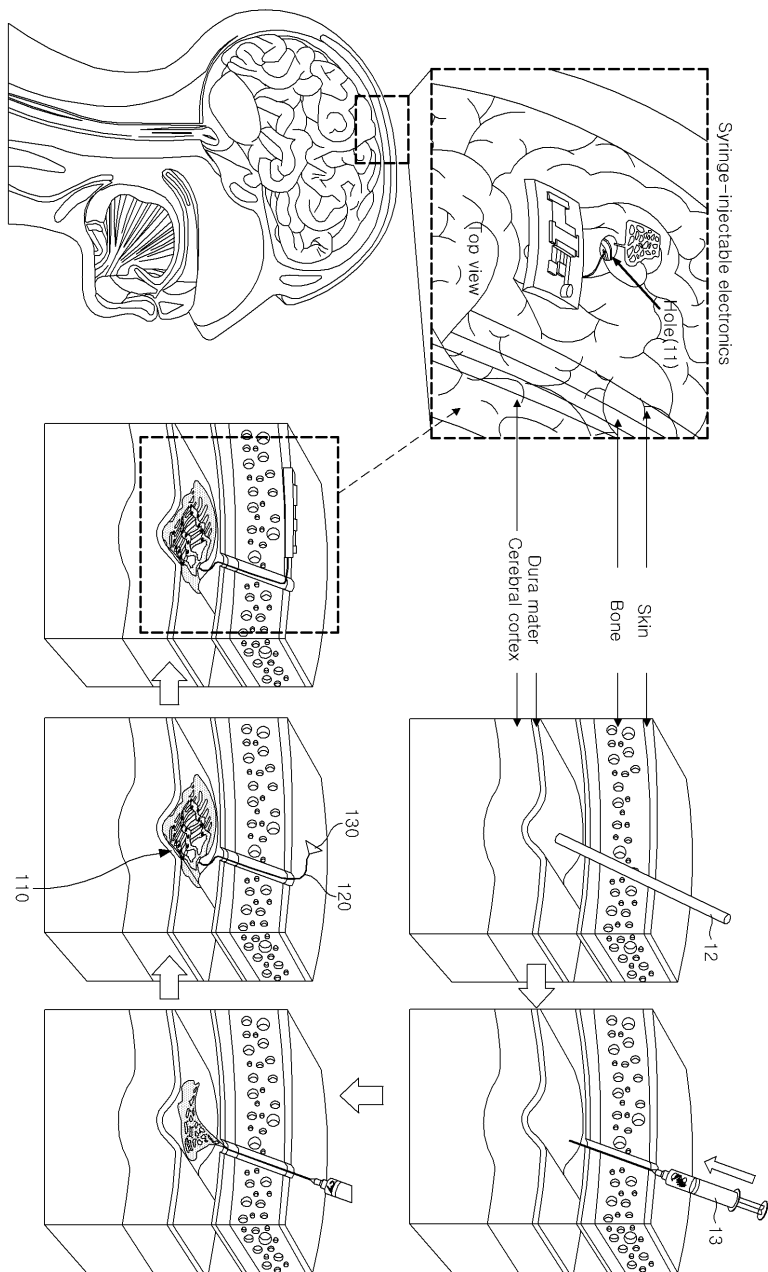
도면3



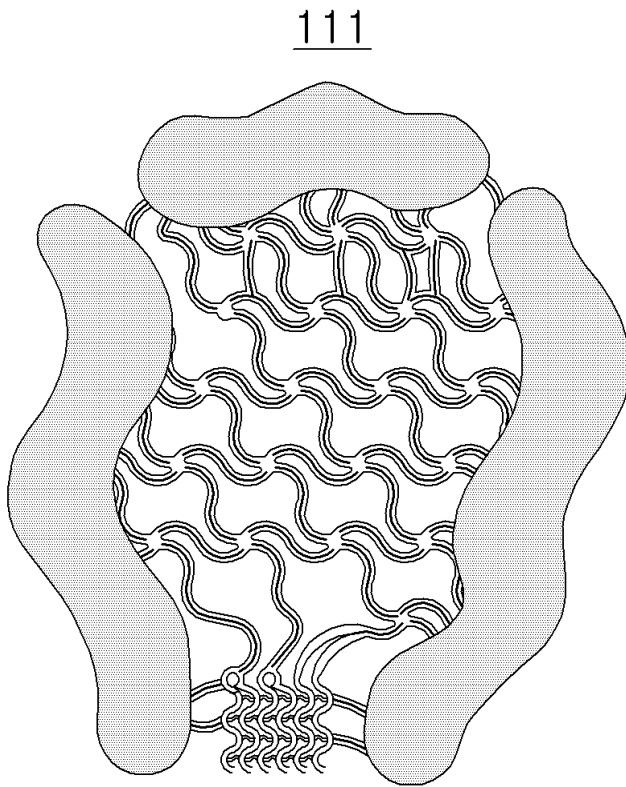
도면4



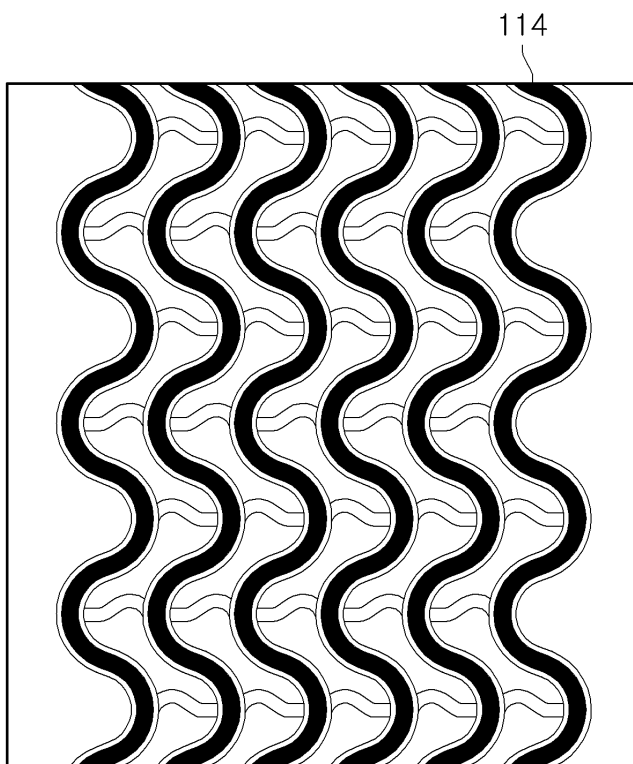
도면5



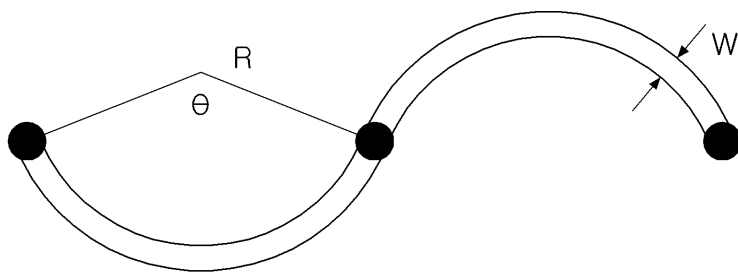
도면9



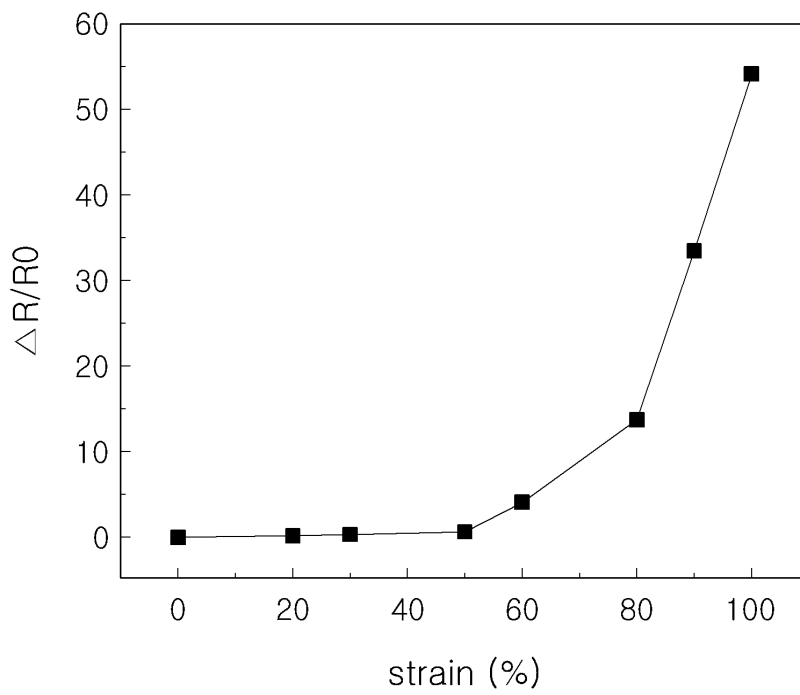
도면10



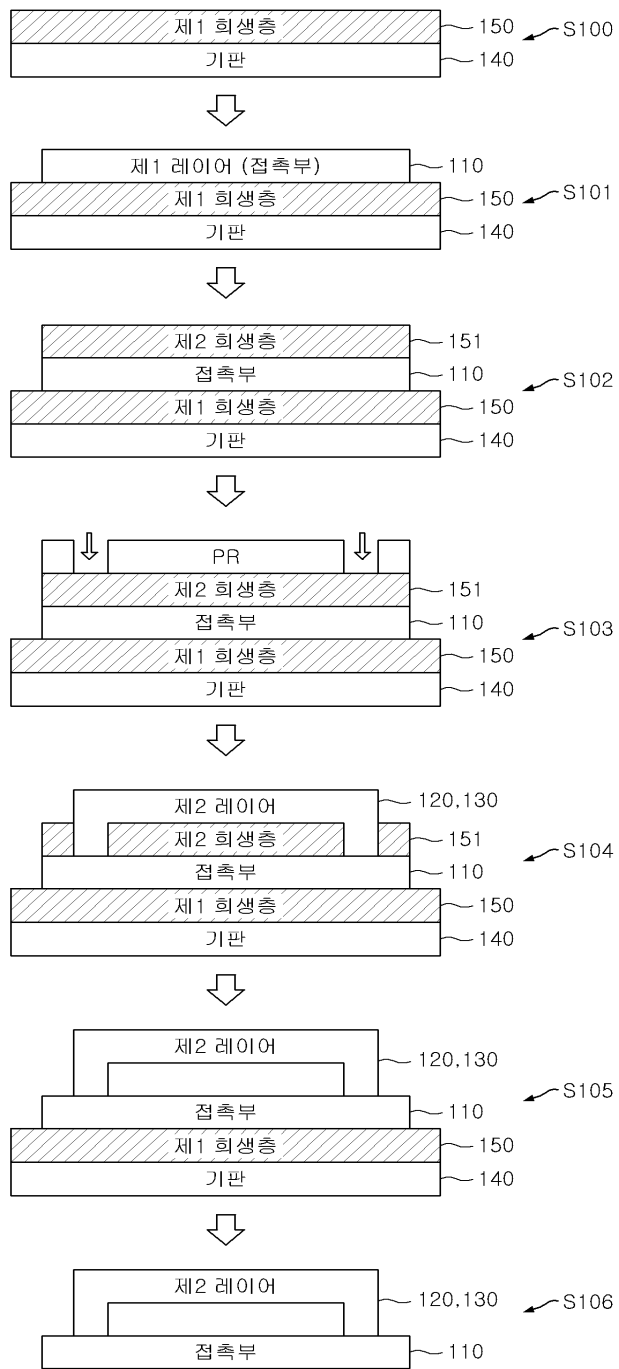
도면11



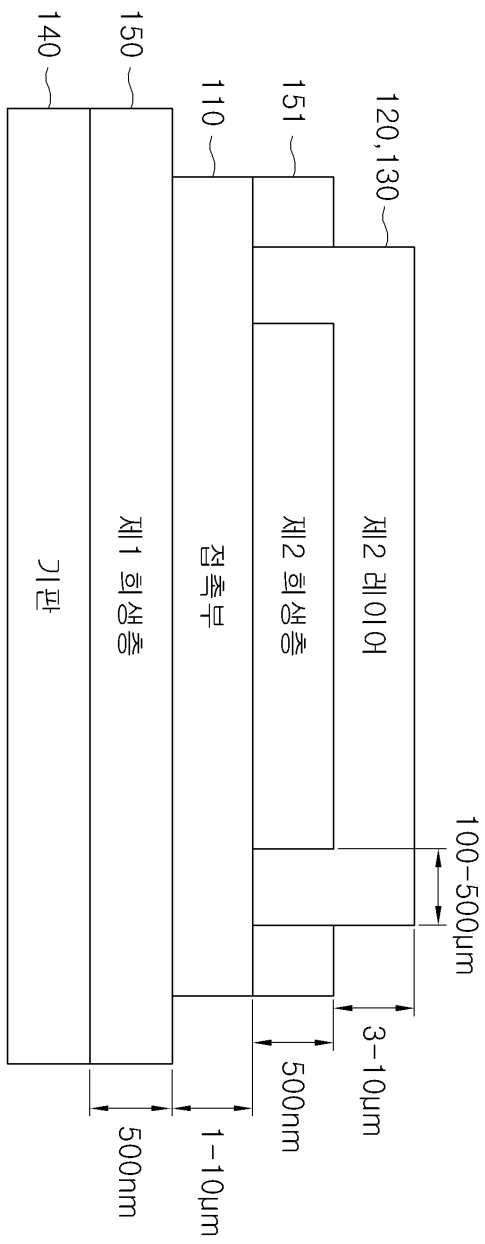
도면12



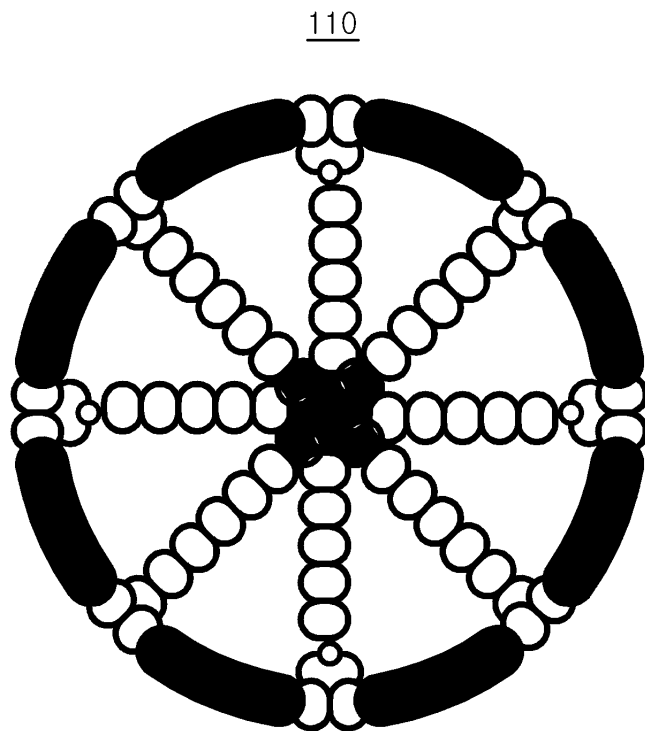
도면13



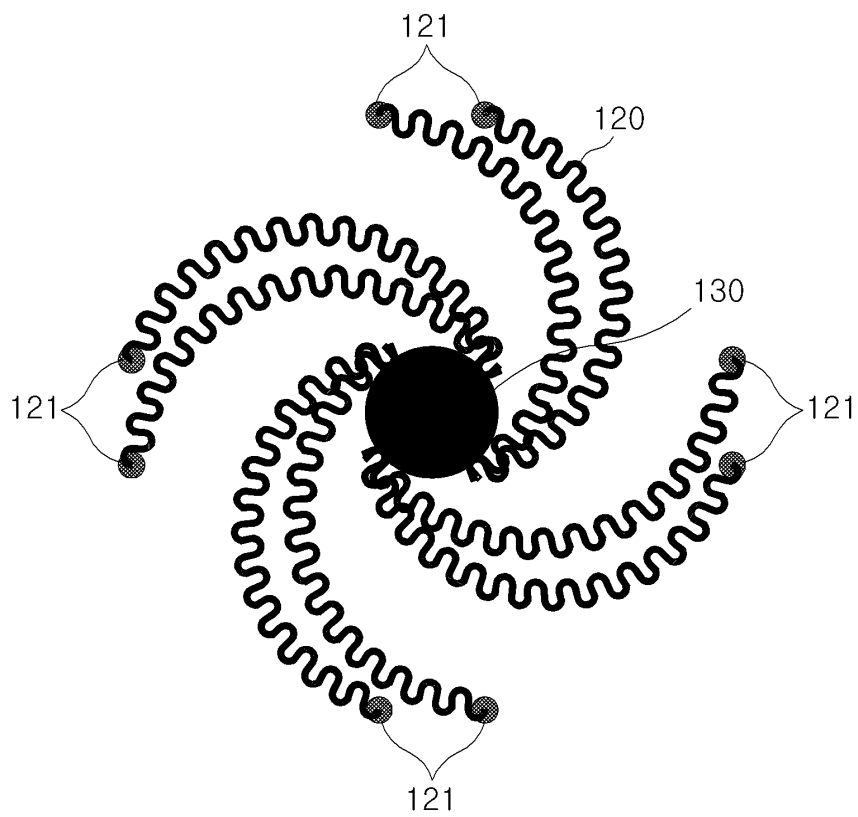
도면14



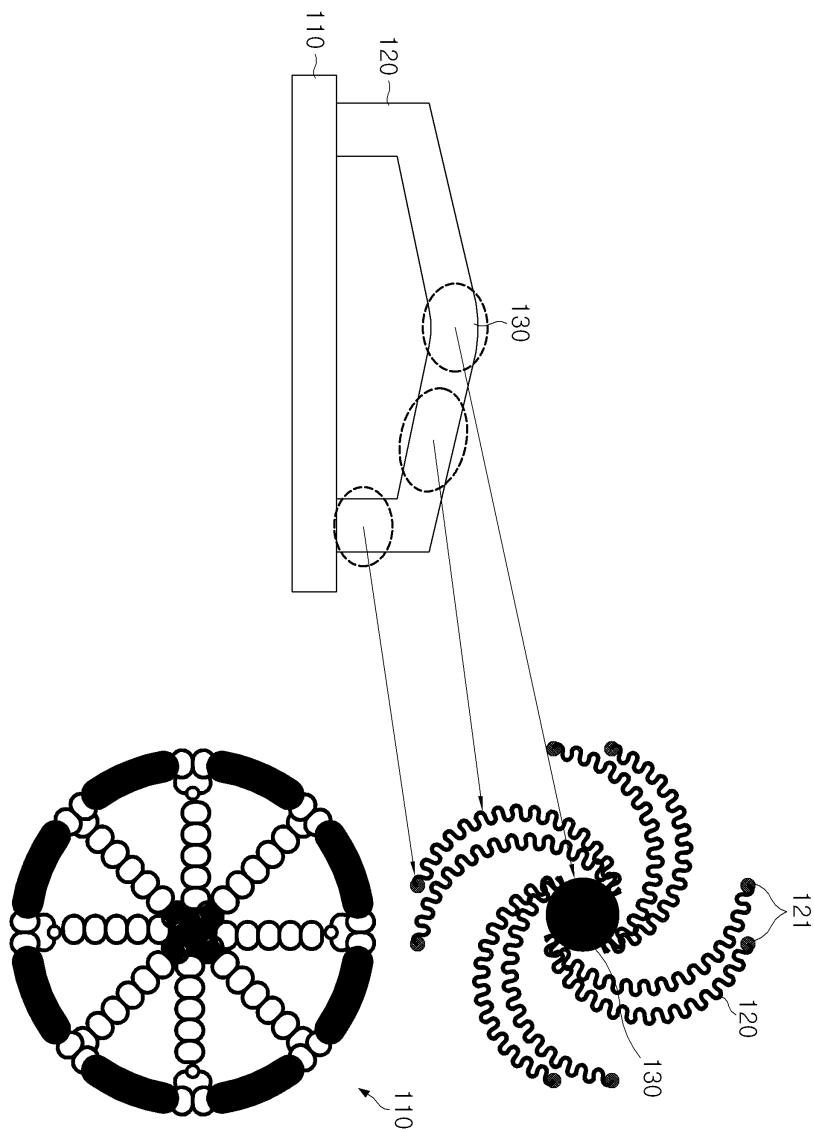
도면15



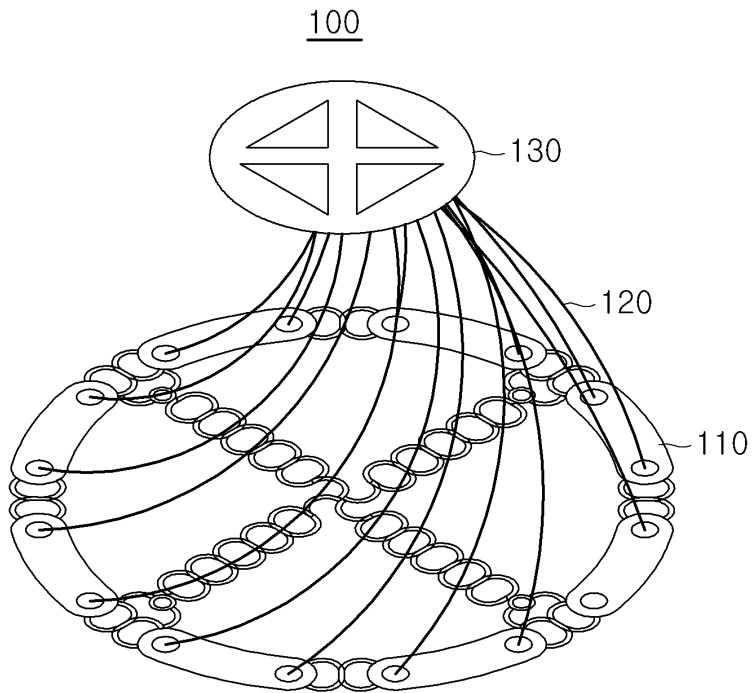
도면16



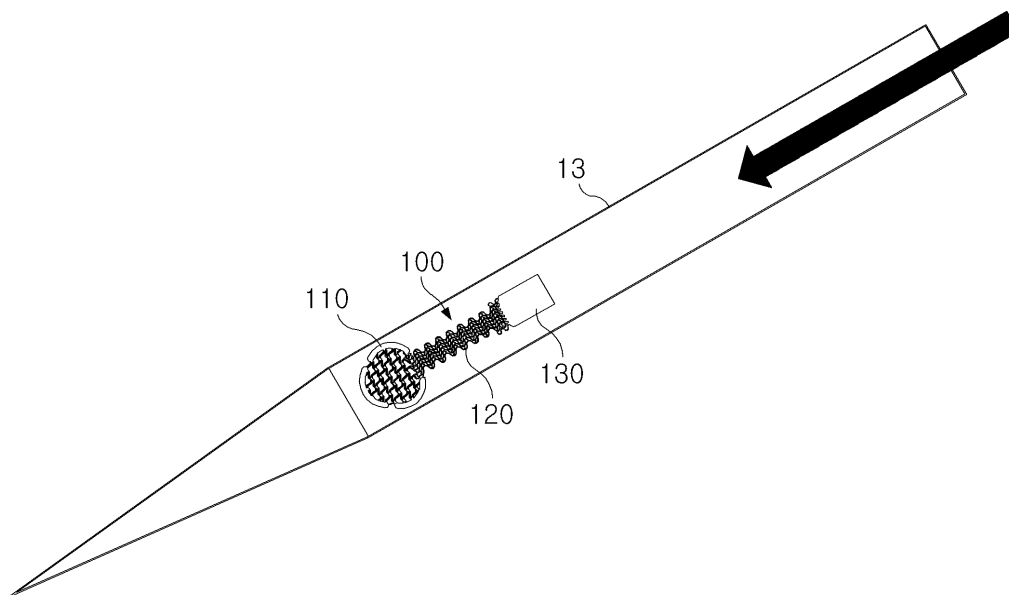
도면17



도면18



도면19



도면20

