



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2024-0086546
(43) 공개일자 2024년06월18일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/03 (2006.01) A61B 5/00 (2021.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/031 (2013.01)
A61B 5/686 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2023-0145461
(22) 출원일자 2023년10월27일
심사청구일자 2023년10월27일
(30) 우선권주장
1020220171086 2022년12월09일 대한민국(KR)

(71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암
동5가)
서울대학교병원
서울특별시 종로구 대학로 101(연건동)
(72) 발명자
구자현
서울시 서초구 방배로30길 84, 504호(방배동, 프
리우스아파트)
조원상
서울특별시 강남구 선릉로126길 22, 105동 504호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
최훈식

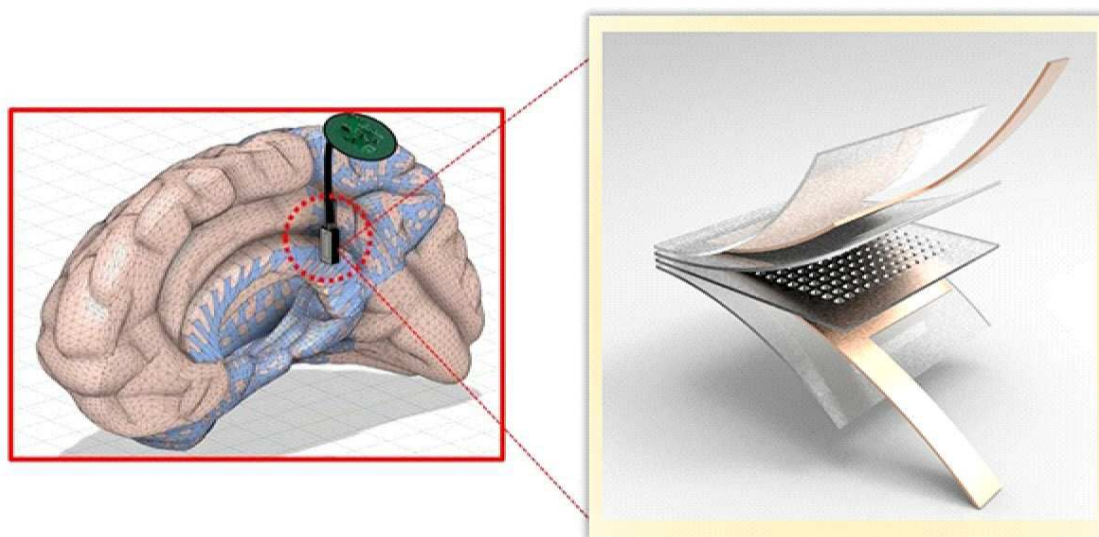
전체 청구항 수 : 총 23 항

(54) 발명의 명칭 압력 측정을 위한 생분해성 센서 및 이의 제조방법

(57) 요약

본 발명은 생체 내에서 분해되는 제1금속을 포함하는 제1전극; 생체 내에서 분해되는 제2금속을 포함하는 제2전극; 및 상기 제1전극 및 제2전극의 사이에 위치하고, 생체 내에서 분해되는 폴리머를 포함하는 유전체부;를 포함하고, 상기 제1전극 및 제2전극 사이의 간격의 변화에 따라 압력을 측정하는, 압력 측정을 위한 생분해성 센서를 제공할 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/6868 (2013.01)
A61B 2562/0247 (2013.01)
A61B 2562/12 (2013.01)
A61B 2562/16 (2020.05)

한승훈

서울특별시 성북구 화랑로9길 40, 1층

(72) 발명자

홍민기

서울특별시 노원구 덕릉로73길 28, 206동 1903호(
중계동 양지대림아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711174381
과제번호	R2025963
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	범부처전주기의료기기연구개발사업단
연구사업명	범부처전주기의료기기연구개발사업
연구과제명	뇌혈관질환 환자의 두개내압 실시간 감시를 위한 시한성 무선 뇌압센서 개발
기 여 율	1/2
과제수행기관명	고려대학교산학협력단
연구기간	2022.03.01 ~ 2022.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711155313
과제번호	R2119422
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	(이공)(유형1-2)중견연구
연구과제명	근골격 재생 및 재활치료용 시한성 배터리 기반 삽입형 스티플레이터 개발
기 여 율	1/2
과제수행기관명	고려대학교
연구기간	2022.03.01 ~ 2023.02.28

명세서

청구범위

청구항 1

생체 내에서 분해되는 제1금속을 포함하는 제1전극;
생체 내에서 분해되는 제2금속을 포함하는 제2전극; 및
상기 제1전극 및 제2전극의 사이에 위치하고, 생체 내에서 분해되는 폴리머를 포함하는 유전체부;를 포함하고,
상기 제1전극 및 제2전극 사이의 간격의 변화에 따라 압력을 측정하는,
압력 측정을 위한 생분해성 센서.

청구항 2

제1항에 있어서,
커패시터 방식으로 압력을 측정하는,
압력 측정을 위한 생분해성 센서.

청구항 3

제1항에 있어서,
상기 유전체부는 내부가 채워진 벌크 형태, 내부에 캐비티를 갖는 프레임 형태 및 돌기 형태 중 어느 하나인,
압력 측정을 위한 생분해성 센서.

청구항 4

제3항에 있어서,
상기 내부가 채워진 벌크 형태는 박막으로 구비되고,
상기 박막의 두께는 50 nm 내지 200 μm 인,
압력 측정을 위한 생분해성 센서.

청구항 5

제3항에 있어서,
상기 내부에 캐비티를 갖는 프레임 형태는 유전체 프레임 내부에 캐비티가 있는 형태이고,
상기 유전체 프레임은,
상기 제1전극과 대면하는 제1면;
상기 제1면과 상기 캐비티를 사이에 두고 이격되고, 상기 제2전극과 대면하는 제2면;
상기 제1면 및 제2면의 단부를 연결하는 제3면을 포함하고,
상기 유전체 프레임의 두께는 10 μm 내지 150 μm 이고,

상기 제1면 및 제2면 사이의 간격은 50 μm 내지 200 μm 인,
압력 측정을 위한 생분해성 센서.

청구항 6

제3항에 있어서,
상기 유전체부 중 상기 돌기 형태는 바닥면에 원형 또는 다각형인 돌기 형태고,
상기 돌기 형태의 바닥면이 일정한 간격을 가지고 이격되어 배치되는,
압력 측정을 위한 생분해성 센서.

청구항 7

제6항에 있어서,
상기 유전체부의 상기 돌기 형태의 바닥면의 간격은 10 μm 내지 500 μm 인,
압력 측정을 위한 생분해성 센서.

청구항 8

제6항에 있어서,
상기 유전체부의 높이는 100 μm 내지 500 μm 인,
압력 측정을 위한 생분해성 센서.

청구항 9

제1항에 있어서,
상기 유전체부의 유전율은 0.1 pF/m 내지 0.5 pF/m 인,
압력 측정을 위한 생분해성 센서.

청구항 10

제1항에 있어서,
상기 제1전극은 마그네슘(Mg), 아연(Zn), 텅스텐(W) 및 몰리브덴(Mo) 중 적어도 어느 하나를 포함하고,
상기 제2전극은 마그네슘(Mg), 아연(Zn), 텅스텐(W) 및 몰리브덴(Mo) 중 적어도 어느 하나를 포함하는,
압력 측정을 위한 생분해성 센서.

청구항 11

제1항에 있어서,
상기 폴리머는 폴리락틱-co-글리콜릭애시드(PLGA, Poly-lactic-co-glycolic acid), 폴리-부테인다이싸이올 펜테노익 안하이드라이드(PBTPA, poly-buthanodithiol pentenoic anhydride), 폴리글라이콜릭 애시드(PGA, polyglycolic acid), 폴리카프로락톤(PCL, Polycaprolactone), 폴리-글리세롤 세바스산(PGS, Poly-glycerol

sebacate), 폴리락틱 애시드(PLA, Polylactic acid), 젤라틴 메타크릴로일(GelMA, gelatin methacryloyl), 젤라틴 메타크릴로일-폴리 에틸렌 글라이콜 다이아크릴레이트(GelMA-PEGDA, Gelatin methacryloyl-Poly ethylene glycol diacrylate) 및 폴리우레탄(PU, Polyurethane) 중 적어도 어느 하나를 포함하는, 압력 측정을 위한 생분해성 센서.

청구항 12

제11항에 있어서,
상기 폴리머 유전체는 폴리-부테인다이싸이올 펜테노익 안하이드라이드(PBTIPA)이고,
폴리락틱-co-글리콜릭애시드, 폴리-부테인다이싸이올 펜테노익 안하이드라이드 및 폴리글라이콜릭 애시드를 1:1:2.5 내지 1:4:7의 몰비로 포함하는,
압력 측정을 위한 생분해성 센서.

청구항 13

제1항 내지 제12항에 의한 압력 측정을 위한 생분해성 센서 중 적어도 어느 하나를 제조하는 방법에 있어서,
제1금속을 포함하는 페이스트를 도포하거나 또는 상기 제1금속을 포함하는 필름을 부착하여 형성되는, 상기 제1금속을 포함하는 제1전극을 형성하는 단계;
상기 제1전극 위에 폴리머 유전체를 포함하는 유전체부를 형성하는 단계; 및
제2금속을 포함하는 페이스트를 도포하거나 또는 상기 제2금속을 포함하는 필름을 부착하여 형성되는, 상기 유전체부 위에 상기 제2금속을 포함하는 제2전극을 형성하는 단계;를 포함하는,
생분해성 센서의 제조방법.

청구항 14

제13항에 있어서,
상기 유전체부는 내부가 채워진 벌크 형태이고,
상기 폴리머 유전체를 스크린 프린팅 또는 몰딩하여 유전체부를 형성하는,
생분해성 센서의 제조방법.

청구항 15

제13항에 있어서,
상기 유전체부는 내부에 캐비티를 갖는 프레임 형태이고,
상기 유전체부를 형성하는 단계는,
상기 폴리머 유전체를 도포하여 상기 제1전극과 대면하는 제1면을 형성하고; 상기 제1면의 각 단부에 상기 폴리머 유전체를 도포하여 제3면을 형성하여 상기 제3면으로 둘러싸인 캐비티를 형성하고; 및 상기 제3면의 위에 상기 폴리머 유전체를 이용하여 상기 제2전극과 대면하는 제2면을 형성하는 단계;를 포함하는,
생분해성 센서의 제조방법.

청구항 16

제13항에 있어서,
 상기 유전체부는 돌기 형태이고,
 상기 유전체부는 형성하는 단계는,
 상기 폴리머 유전체를 상기 돌기 형태로 몰딩하고, 상기 제1전극 위에 상기 돌기 형태의 유전체부를 구비시키는
 것인,
 생분해성 센서의 제조방법.

청구항 17

제13항에 있어서,
 상기 폴리머 유전체는 폴리-부테인다이사이올 펜테노익 안하이드라이드(PBTIPA)이고,
 펜테노익 안하이드라이드, 트리알릴 트리아진 트리온 및 부테인다이사이올을 1:1:2.5 내지 1:4:7의 비율로 포함
 하는,
 생분해성 센서의 제조방법.

청구항 18

제13항에 있어서,
 상기 제2전극을 형성하는 단계 후에 상기 유전체부를 형성하는 단계 및 상기 제2전극을 형성하는 단계를 반복하
 여 다층 구조를 형성하는,
 생분해성 센서의 제조방법.

청구항 19

제1항 내지 제12항 중 어느 한 항에 의한 압력 측정을 위한 생분해성 센서를 포함하고, 외부 압력의 변화에 따
 라 측정되는 전기 신호가 변하는 센싱부; 및
 제3전극을 포함하고, 외부 압력의 변화에 상관없이 일정한 전기 신호를 측정하는 기준부;를 포함하고,
 상기 센싱부에서 측정된 전기 신호와 상기 기준부에서 측정된 전기 신호를 이용하여 외부 압력의 변화를 감지하
 는,
 복합 센서 조립체.

청구항 20

제19항에 있어서,
 상기 센싱부는 상기 내부에 캐비티를 갖는 프레임 형태 또는 돌기 형태의 유전체부를 포함하고,
 상기 기준부는 상기 내부가 채워진 벌크 형태의 유전체부를 포함하거나 또는 상기 유전체부가 없는 것을 포함하
 는,
 복합 센서 조립체.

청구항 21

제19항에 있어서,

외부 압력의 변화를 감지하는 것은 식 1로 표현되는,

복합 센서 조립체;

[식 1]

$$\Delta C_M = \left(\varepsilon_1 \frac{A}{\Delta d_1} - \Delta \varepsilon_1 \frac{A}{d} \right) - \left(\varepsilon_2 \frac{A}{\Delta d_2} - \Delta \varepsilon_2 \frac{A}{d} \right)$$

여기에서, ε_1 는 센싱부 유전율, A는 센싱부의 제1전극 및 기준부의 제2전극의 넓이, Δd_1 은 센싱부의 제1전극과 제2전극 사이의 거리 변화, $\Delta \varepsilon_1$ 은 센싱부에서 노이즈로 인한 유전율 변화, d는 센싱부의 제1전극과 제2전극 사이의 거리 및 기준부의 제3전극과 제2전극 사이의 거리, ε_2 는 기준부의 유전율, Δd_2 는 기준부의 제3전극과 제2전극 사이의 거리 변화, $\Delta \varepsilon_2$ 는 기준부에서 노이즈로 인한 유전율 변화이다.

청구항 22

제19항에 있어서,

상기 센싱부 및 기준부가 1회 이상 반복하여 적층되어 형성되는,

복합 센서 조립체.

청구항 23

제1항 내지 제12항 중 어느 한 항에 따른 압력 측정을 위한 생분해성 센서는 의료용 임플란트에 적용되는,

압력 측정을 위한 생분해성 센서.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 압력 측정을 위한 생분해성 센서와 이의 제조방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 뇌 심혈관 환자의 상태를 수시로 평가하는 것은 정확한 진단과 치료를 위해 가장 중요한 요소이며, 이를 위해 병원에서는 혈압, 심박동수, 산소포화도, 혈액검사 등을 수시로 검사한다. 특히, 뇌나 척수와 같은 중추신경계는 다른 신체 부위와 달리 뼈와 뇌막이라는 별도의 독립적인 공간에 보호되고 있으며, 상태를 측정하는 것이 다른 신체 부위보다 상당히 제한적이다. 이와 같은 중추신경계의 경우 혈액과 산소를 공급하는 혈관이 다른 부위와 달리 자동 조절 기능을 가지고 있어 일정한 뇌혈류량(CBF; cerebral blood flow)과 산소분압을 유지하고 있는데, 아직까지 이를 정확히 측정할 수 있는 방법이 없다.

[0004] 지금까지는 직접 측정한 뇌압(ICP, intracerebral pressure)과 전신혈압(mean blood pressure)을 이용하여 뇌관류압(CPP, cerebral perfusion pressure)을 계산하고, CPP(CPP=mean BP-ICP)를 기준으로 간접적으로 정상범위 뇌혈류량을 유지하려는 방향으로 환자치료를 해왔다. 따라서, 뇌의 두개골과 뇌막을 안전하게 회피하고 간단한 방법을 통해 실시간으로 환자의 뇌압(ICP)을 연속적으로 측정하는 기술이 요구되어 왔다.

[0005] 그러나 뇌압을 측정하기 위해 피부를 절개하고 두개골에 구멍을 뚫고 뇌막을 열어서 그 안에 있는 뇌나 뇌실에 압력센서를 삽입해야 한다. 이과정에서 약 1-2주 정도 센서에 연결되어 있는 와이어를 외부에 연결한 상태로 거치하면서 측정하게 되며, 임플란트 수술과정에서 뇌손상의 위험성이 있다. 또한 센서를 유지하는 동안 감염과

같은 합병증 위험이 있고, 제거하는 과정에서 통증, 출혈, 뇌기능 장애와 같은 심각한 부작용이 발생할 수 있다. 또한 이 과정에서 감염의 위험성, 수술의 후유증, 의료비용 부담이 발생하게 된다.

[0006] 이를 해결하기 위해 본 발명은 체내에서 다양한 생체신호 및 치료 후에 체내에서 안전하게 분해되어 사라지는 생분해성 뇌압측정 의료기기를 개발하고자 한다. 더 구체적으로는 뇌심부에 삽입되어 실시간으로 뇌압을 측정하고, 기능 후에 가수분해 되어 주변 생체조직에 의해 안전하게 흡수되고 스스로 사라지는 생분해성 뇌압센서를 개발하고자 한다.

선행기술문헌

비특허문헌

[0008] (비특허문헌 0001) Biodegradable Polyanhydrides as Encapsulation Layers for Transient Electronics (Adv. Funct. Mater. 2020, 2000941)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0009] 본 발명의 목적은 생체 내에 이식하여 지속적으로 압력을 측정하고, 일정 시간이 경과한 후에는 생분해되어 별도의 제거 수술이 필요 없는 생분해성 센서를 제공하기 위한 것이다.

[0010] 또한, 본 발명의 다른 목적은 상기와 같은 센서의 제조방법을 제공하기 위함이다.

[0011] 또한 생분해성 센서를 복수개 포함하여 노이즈를 감소시킨 복합 센서 조립체를 제공하기 위함이다.

과제의 해결 수단

[0013] 본 발명의 일측면에 따르면 본 발명의 일 실시예에 의한 압력 측정을 위한 생분해성 센서는, 생체 내에서 분해되는 제1금속을 포함하는 제1전극; 생체 내에서 분해되는 제2금속을 포함하는 제2전극; 및 상기 제1전극 및 제2전극의 사이에 위치하고, 생체 내에서 분해되는 폴리머를 포함하는 유전체부;를 포함하고, 상기 제1전극 및 제2전극 사이의 간격의 변화에 따라 압력을 측정하는 것을 포함할 수 있다.

[0014] 일 실시예에 있어서, 커패시터 방식으로 압력을 측정하는, 압력 측정을 위한 생분해성 센서를 포함할 수 있다.

[0015] 일 실시예에 있어서, 상기 유전체부는 내부가 채워진 벌크 형태, 내부에 캐비티를 갖는 프레임 형태 및 돌기 형태 중 어느 하나인 것일 수 있다.

[0016] 일 실시예에 있어서, 상기 내부가 채워진 벌크 형태는 박막으로 구비되고, 상기 박막의 두께는 50 nm 내지 200 μm 인 것일 수 있다.

[0017] 일 실시예에 있어서, 상기 내부에 캐비티를 갖는 프레임 형태는 유전체 프레임 내부에 캐비티가 있는 형태이고, 상기 유전체 프레임은, 상기 제1전극과 대면하는 제1면; 상기 제1면과 상기 캐비티를 사이에 두고 이격되고, 상기 제2전극과 대면하는 제2면; 상기 제1면 및 제2면의 단부를 연결하는 제3면을 포함하고, 상기 유전체 프레임의 두께는 10 μm 내지 150 μm 이고, 상기 제1면 및 제2면 사이의 간격은 50 μm 내지 200 μm 인 것일 수 있다.

[0018] 일 실시예에 있어서, 상기 유전체부 중 상기 돌기 형태는 바닥면에 원형 또는 다각형인 돌기 형태고, 상기 돌기 형태의 바닥면이 일정한 간격을 가지고 이격되어 배치되는 것일 수 있다.

[0019] 일 실시예에 있어서, 상기 유전체부의 상기 돌기 형태의 바닥면의 간격은 10 μm 내지 500 μm 인 것일 수 있다.

[0020] 일 실시예에 있어서, 상기 돌기 형태의 유전체부의 높이는 100 μm 내지 500 μm 인 것일 수 있다.

- [0021] 일 실시예에 있어서, 상기 유전체부의 유전율은 0.1 pF/m 내지 0.5 pF/m 인 것일 수 있다.
- [0022] 일 실시예에 있어서, 상기 제1전극은 마그네슘(Mg), 아연(Zn), 텅스텐(W) 및 몰리브덴(Mo) 중 적어도 어느 하나를 포함하고, 상기 제2전극은 마그네슘(Mg), 아연(Zn), 텅스텐(W) 및 몰리브덴(Mo) 중 적어도 어느 하나를 포함하는 것일 수 있다.
- [0023] 일 실시예에 있어서, 상기 폴리머는 폴리락틱-co-글리콜릭애시드(PLGA, Poly-lactic-co-glycolic acid), 폴리-부테인다이싸이올 펜테노익 안하이드라이드(PBTPA, poly-buthanodithiol pentenoic anhydride), 폴리글라이콜릭 애시드(PGA, polyglycolic acid), 폴리카프로락톤(PCL, Polycaprolactone), 폴리-글리세롤 세바스산(PGS, Poly-glycerol sebacate), 폴리락틱 애시드(PLA, Polylactic acid), 젤라틴 메타크릴로일(GelMA, gelatin methacryloyl), 젤라틴 메타크릴로일-폴리 에틸렌 글라이콜 다이아크릴레이트(GelMA-PEGDA, Gelatin methacryloyl-Poly ethylene glycol diacrylate) 및 폴리우레탄(PU, Polyurethane) 중 적어도 어느 하나를 포함하는 것일 수 있다.
- [0024] 일 실시예에 있어서, 상기 폴리머 유전체는 폴리-부테인다이싸이올 펜테노익 안하이드라이드(PBTPA)이고, 폴리락틱-co-글리콜릭애시드, 폴리-부테인다이싸이올 펜테노익 안하이드라이드 및 폴리글라이콜릭 애시드를 1:1:2.5 내지 1:4:7의 몰비로 포함하는 것일 수 있다.
- [0025] 본 발
- [0026] 또한 본 발명의 일측면에 따르면 본 발명의 일 실시예에 의한 생분해성 센서의 제조방법은, 상기의 특징 중 적어도 어느 하나를 갖는 압력 측정을 위한 생분해성 센서 중 적어도 어느 하나를 제조하는 방법에 있어서, 제1금속을 포함하는 페이스트를 도포하거나 또는 상기 제1금속을 포함하는 필름을 부착하여 형성되는, 상기 제1금속을 포함하는 제1전극을 형성하는 단계; 상기 제1전극 위에 폴리머 유전체를 포함하는 유전체부를 형성하는 단계; 및 제2금속을 포함하는 페이스트를 도포하거나 또는 상기 제2금속을 포함하는 필름을 부착하여 형성되는, 상기 유전체부 위에 상기 제2금속을 포함하는 제2전극을 형성하는 단계;를 포함할 수 있다.
- [0027] 일 실시예에 있어서, 상기 유전체부는 내부가 채워진 벌크 형태이고, 상기 폴리머 유전체를 스크린 프린팅 또는 몰딩하여 유전체부를 형성하는 것일 수 있다.
- [0028] 일 실시예에 있어서, 상기 유전체부는 내부에 캐비티를 갖는 프레임 형태이고, 상기 유전체부를 형성하는 단계는, 상기 폴리머 유전체를 도포하여 상기 제1전극과 대면하는 제1면을 형성하고; 상기 제1면의 각 단부에 상기 폴리머 유전체를 도포하여 제3면을 형성하여 상기 제3면으로 둘러싸인 캐비티를 형성하고; 및 상기 제3면의 위에 상기 폴리머 유전체를 이용하여 상기 제2전극과 대면하는 제2면을 형성하는 단계;를 포함하는 것일 수 있다.
- [0029] 일 실시예에 있어서, 상기 유전체부는 돌기 형태고, 상기 유전체부는 형성하는 단계는, 상기 폴리머 유전체를 상기 돌기 형태로 몰딩하고, 상기 제1전극 위에 상기 돌기 형태의 유전체부를 구비시키는 것인 것일 수 있다.
- [0030] 일 실시예에 있어서, 상기 폴리머 유전체는 폴리-부테인다이싸이올 펜테노익 안하이드라이드(PBTPA)이고, 펜테노익 안하이드라이드, 트리알릴 트리아진 트리온 및 부테인다이싸이올을 1:1:2.5 내지 1:4:7의 비율로 포함하는 것일 수 있다.
- [0031] 일 실시예에 있어서, 상기 제2전극을 형성하는 단계 후에 상기 유전체부를 형성하는 단계 및 상기 제2전극을 형성하는 단계를 반복하여 다층 구조를 형성하는 것일 수 있다.
- [0032] 또한 본 발명의 일측면에 따르면 본 발명의 일 실시예에 의한 상기의 특징 중 적어도 어느 하나를 갖는 압력 측정을 위한 생분해성 센서를 포함하고, 외부 압력의 변화에 따라 측정되는 전기 신호가 변하는 센싱부; 및 제3전극을 포함하고, 외부 압력의 변화에 상관없이 일정한 전기 신호를 측정하는 기준부;를 포함하고, 상기 센싱부에서 측정된 전기 신호와 상기 기준부에서 측정된 전기 신호를 이용하여 외부 압력의 변화를 감지하는, 복합 센서 조립체를 포함할 수 있다.
- [0033] 일 실시예에 있어서, 상기 센싱부는 상기 내부에 캐비티를 갖는 프레임 형태 또는 돌기 형태의 유전체부를 포함하고, 상기 기준부는 상기 내부가 채워진 벌크 형태의 유전체부를 포함하거나 또는 유전체부가 없는 것을 포함하는 것일 수 있다.
- [0034] 일 실시예에 있어서, 외부 압력의 변화를 감지하는 것은 식 1로 표현되는 것일 수 있다.

[0035] [식 1]

$$\Delta C_M = \left(\varepsilon_1 \frac{A}{\Delta d_1} - \Delta \varepsilon_1 \frac{A}{d} \right) - \left(\varepsilon_2 \frac{A}{\Delta d_2} - \Delta \varepsilon_2 \frac{A}{d} \right)$$

[0036]

[0037] 여기에서, ε_1 는 센싱부 유전율, A는 센싱부의 제1전극 및 기준부의 제2전극의 넓이, Δd_1 은 센싱부의 제1전극과 제2전극 사이의 거리 변화, $\Delta \varepsilon_1$ 은 센싱부에서 노이즈로 인한 유전율 변화, d는 센싱부의 제1전극과 제2전극 사이의 거리 및 기준부의 제3전극과 제2전극 사이의 거리, ε_2 는 기준부의 유전율, Δd_2 는 기준부의 제3전극과 제2전극 사이의 거리 변화, $\Delta \varepsilon_2$ 는 기준부에서 노이즈로 인한 유전율 변화이다.

[0038] 일 실시예에 있어서, 상기 센싱부 및 기준부가 1회 이상 반복하여 적층되어 형성되는 것일 수 있다.

[0039] 또한 본 발명의 일측면에 따르면 본 발명의 일 실시예에 의한 압력 측정을 위한 생분해성 센서는 의료용 임플란트에 적용되는 것일 수 있다.

발명의 효과

[0041] 이상 살펴본 바와 같은 본 발명에 따르면, 본 발명은 생체 내에 이식하여 지속적으로 압력을 측정하고, 일정 시간이 경과한 후에 생분해되어 별도의 제거 수술이 필요 없는 생분해성 센서를 제공할 수 있다.

[0042] 또한, 본 발명에 따르면 상기와 같은 센서의 제조방법을 제공할 수 있다.

[0043] 또한 생분해성 센서를 복수개 포함하여 노이즈를 감소시킨 복합 센서 조립체를 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0045] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 생분해성 센서 및 이를 뇌에 이식한 것을 모식적으로 나타낸 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 생분해성 센서를 제조하는 과정을 나타낸 것이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따라 폴리머 유전체의 형상을 달리하여 제조된 단층 생분해성 센서의 단면도이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따라 폴리머 유전체의 형상을 달리하여 제조된 복층 생분해성 센서의 단면도이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따라 별 형상의 폴리머 유전체가 간격을 달리하여 배열된 경우의 이미지이다.

도 6 및 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 복합 센서 조립체의 모식도를 나타낸 것이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 단층 생분해성 센서의 대기 환경에서 노이즈와 민감도를 측정한 결과이다.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 단층 생분해성 센서의 PBS 환경에서 노이즈와 민감도를 측정한 결과이다.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 복층 생분해성 센서의 대기 환경에서 노이즈와 민감도를 측정한 결과이다.

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 복층 생분해성 센서의 PBS 환경에서 노이즈와 민감도를 측정한 결과이다.

도 12는 본 발명의 일 실시예에 따른 복합 센서 조립체를 이용하여 동물 뇌에서 노이즈와 압력변화를 측정한 결과이다.

도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 복합 센서 조립체의 노이즈 감소 효과를 측정한 결과이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0046] 기타 실시예들의 구체적인 사항들은 상세한 설명 및 도면들에 포함되어 있다.

[0047] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로

다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 이하의 설명에서 달리 명시되지 않는 한, 본 발명에 성분, 반응 조건, 성분의 함량을 표현하는 모든 숫자, 값 및/또는 표현은, 이러한 숫자들이 본질적으로 다른 것들 중에서 이러한 값을 얻는 데 발생하는 측정의 다양한 불확실성이 반영된 근사치들이므로, 모든 경우 "약"이라는 용어에 의해 수식되는 것으로 이해되어야 한다. 또한, 본 기재에서 수치범위가 개시되는 경우, 이러한 범위는 연속적이며, 달리 지적되지 않는 한 이러한 범위의 최소값으로부터 최대값이 포함된 상기 최대값까지의 모든 값을 포함한다. 더 나아가, 이러한 범위가 정수를 지칭하는 경우, 달리 지적되지 않는 한 최소값으로부터 최대값이 포함된 상기 최대값까지를 포함하는 모든 정수가 포함된다

[0048] 또한, 본 발명에서 범위가 변수에 대해 기재되는 경우, 상기 변수는 상기 범위의 기재된 종료점들을 포함하는 기재된 범위 내의 모든 값들을 포함하는 것으로 이해될 것이다. 예를 들면, "5 내지 10"의 범위는 5, 6, 7, 8, 9, 및 10의 값들뿐만 아니라 6 내지 10, 7 내지 10, 6 내지 9, 7 내지 9 등의 임의의 하위 범위를 포함하고, 5.5, 6.5, 7.5, 5.5 내지 8.5 및 6.5 내지 9 등과 같은 기재된 범위의 범주에 타당한 정수들 사이의 임의의 값도 포함하는 것으로 이해될 것이다. 예를 들면, "10% 내지 30%"의 범위는 10%, 11%, 12%, 13% 등의 값들과 30%까지를 포함하는 모든 정수들 뿐만 아니라 10% 내지 15%, 12% 내지 18%, 20% 내지 30% 등의 임의의 하위 범위를 포함하고, 10.5%, 15.5%, 25.5% 등과 같이 기재된 범위의 범주 내의 타당한 정수들 사이의 임의의 값도 포함하는 것으로 이해될 것이다.

[0049] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 의한 압력 측정을 위한 생분해성 센서를 포함하는 복합 센서 조립체를 나타낸 모식도이다. 센서의 전극, 유전체부 및 패키징이 모두 생체 내에서 분해 가능한 재료로 구성되어 있어, 생체 내에 이식 후 압력을 측정하다가 일정 시간이 경과하면 분해된다. 따라서 별도로 센서를 제거하는 수술이 필요 없다.

[0051] 본 발명의 일측면에 따르면, 생체 내에서 분해되는 제1금속을 포함하는 제1전극; 생체 내에서 분해되는 제2금속을 포함하는 제2전극; 및 상기 제1전극 및 제2전극의 사이에 위치하고, 생체 내에서 분해되는 폴리머 유전체를 포함하는 유전체부;를 포함하고, 상기 제1전극 및 제2전극 사이의 간격의 변화에 따라 압력 변화를 측정하는, 압력 측정을 위한 생분해성 센서를 포함할 수 있다.

[0052] 상기 생분해성 센서는 커패시터 방식으로 압력을 측정하는 것일 수 있다. 상기 커패시터 방식의 압력 센서는 전기용량형 압력센서(capacitive pressure sensor)라고도 하며 평행한 두 전극 사이에 유전체가 삽입되어 콘덴서와 같은 구조를 가질 수 있다. 상기 커패시터 방식은 상기 생분해성 센서에 가해지는 압력에 따라 변하는 두 전극 사이의 거리 변화로 인한 정전용량 변화를 측정하는 방식일 수 있다. 즉 센서는 외부 압력의 변화에 따라 전기 신호를 측정할 수 있다. 상기 커패시터 방식을 이용하는 센서는 간단한 공정으로 다양한 형태의 센서를 제작할 수 있다. 따라서 압력을 측정하는 부위 및 목적에 따라 다양한 형태와 민감도를 가지는 센서를 제작할 수 있다.

[0053] 상기 유전체부는 상기 제1전극 및 제2전극 사이에 다양한 형태로 구비될 수 있다. 상기 유전체부는 양 전극이 상기 유전체부를 압박하는 정도를 민감하게 감지하여 상기 생분해성 센서가 시술된 부위의 압력을 측정하는 것일 수 있다. 상기 유전체부는 형태의 제한이 없으나 예를 들어 내부가 채워진 벌크 형태, 내부에 캐비티를 갖는 프레임 형태 및 돌기 형태 중 어느 하나인 것일 수 있다.

[0054] 상기 유전체부 중 내부가 채워진 벌크 형태는 박막 형태로 구비되고 상기 박막이 눌리는 정도에 따라 압력이 측정될 수 있다. 상기 내부가 채워진 벌크 형태의 두께는 예를 들어 50 nm 내지 200 μ m 일 수 있다. 또는 상기 내부가 채워진 벌크 형태의 두께는 예를 들어 60 nm 내지 150 nm 일 수 있다. 또는 상기 내부가 채워진 벌크 형태의 두께는 예를 들어 200 nm 내지 400 nm 일 수 있다. 또는 상기 내부가 채워진 벌크 형태의 두께는 예를 들어 30 μ m 내지 200 μ m 일 수 있다. 상기 내부가 채워진 벌크 형태의 두께는 예를 들어 40 μ m 내지 60 μ m 일 수 있다. 또는 상기 내부가 채워진 벌크 형태의 두께는 예를 들어 100 μ m 내지 120 μ m 일 수 있다. 바람직하게는 상기 유전체부가 유기물로 조성된 경우 상기 벌크 형태의 두께는 예를 들어 10 μ m 내지 200 μ m 일 수 있다. 또한 바람직하게는 상기 유전체부가 무기물로 조성된 경우 상기 벌크 형태의 두께는 예를 들어 50 nm 내지 500 nm 일 수 있다.

[0055] 또한 상기 내부에 캐비티를 갖는 프레임 형태는 유전체 프레임 내부에 캐비티가 있는 형태이고, 상기 유전체 프레임은, 상기 제1전극과 대면하는 제1면; 상기 제1면과 상기 캐비티를 사이에 두고 이격되고, 상기 제2전극과 대면하는 제2면; 상기 제1면 및 제2면의 단부를 연결하는 제3면을 포함할 수 있다. 상기 캐비티는 예를 들어 공간이 구비될 수 있고, 상기 제1면 및 제2면이 압력에 의하여 상기 캐비티를 누르는 정도에 따라 압력이 측정될

수 있다.

- [0056] 상기 유전체 프레임의 두께가 얇을수록 상기 생분해성 센서의 민감도가 증가할 수 있으나, 너무 얇으면 센서의 내구성이 감소할 수 있다. 상기 유전체 프레임의 두께는 예를 들어 10 μm 내지 150 μm 일 수 있다. 또한 상기 유전체 프레임의 두께는 예를 들어 30 μm 내지 50 μm 일 수 있다. 또한 상기 유전체 프레임의 두께는 예를 들어 80 μm 내지 100 μm 일 수 있다.
- [0057] 또한 상기 제1면 및 제2면 사이의 간격이 클수록 측정할 수 있는 압력의 범위가 증가할 수 있으나, 너무 크면 민감도가 감소하고 센서의 크기가 커져 시술이 어려울 수 있다. 따라서 상기 제1면 및 제2면 사이의 간격은 예를 들어 50 μm 내지 200 μm 인 것일 수 있다. 또한 상기 제1면 및 제2면 사이의 간격은 예를 들어 130 μm 내지 150 μm 인 것일 수 있다. 또한 상기 제1면 및 제2면 사이의 간격은 예를 들어 170 μm 내지 200 μm 인 것일 수 있다.
- [0058] 또한 상기 유전체부 중 돌기 형태는 바닥면이 원형 또는 다각형인 돌기 형태이고, 상기 돌기 형태의 바닥면이 일정한 간격을 가지고 이격되어 배치되는 것일 수 있다. 상기 돌기 형태는 바닥면의 모양에 따라 다른 단면을 가지고, 뿔 또는 기둥의 형태로 솟아있는 것일 수 있다. 상기 돌기 형태의 유전체부는 이격되어 배치된 복수개의 돌기 형태들이 감지하는 압력을 종합하여 압력을 측정하는 것일 수 있다. 상기 돌기 형태는 예를 들어 바닥면이 10 μm 내지 500 μm 의 간격으로 이격된 것일 수 있다. 또한 상기 돌기 형태는 예를 들어 바닥면이 30 μm 내지 50 μm 의 간격으로 이격되는 것일 수 있다. 또한 상기 돌기 형태는 예를 들어 바닥면이 80 μm 내지 100 μm 의 간격으로 이격되는 것일 수 있다. 또한 상기 돌기 형태는 예를 들어 바닥면이 180 μm 내지 200 μm 의 간격으로 이격되는 것일 수 있다. 또한 상기 돌기 형태는 예를 들어 바닥면이 280 μm 내지 300 μm 의 간격으로 이격되는 것일 수 있다. 또한 상기 돌기 형태는 예를 들어 바닥면이 360 μm 내지 400 μm 의 간격으로 이격되는 것일 수 있다. 상기 바닥면의 간격이 너무 좁으면 센서의 민감도가 감소할 수 있고, 너무 넓으면 센서의 내구성이 감소할 수 있다.
- [0059] 상기 돌기 형태는 예를 들어 20 μm 내지 70 μm 의 높이를 가질 수 있다. 또한 상기 돌기 형태는 예를 들어 30 μm 내지 35 μm 의 높이를 가질 수 있다. 또한 상기 돌기 형태는 예를 들어 60 μm 내지 70 μm 의 높이를 가질 수 있다. 또한 상기 돌기 형태는 돌출된 부분을 포함하는 상기 유전체부의 두께가 예를 들어 100 μm 내지 500 μm 인 것일 수 있다. 또한 상기 유전체부의 두께가 예를 들어 200 μm 내지 300 μm 인 것일 수 있다. 또한 상기 돌기 형태는 유전체부의 두께가 예를 들어 210 μm 내지 230 μm 인 것일 수 있다.
- [0060] 상기 돌기 형태의 높이 또는 유전체의 두께가 너무 크면 측정할 수 있는 압력의 범위가 커질 수 있으나, 민감도가 감소하고 센서의 크기가 너무 커져 시술이 어려울 수 있다.
- [0061] 상기 유전체부의 유전율은 예를 들어 0.1 pF/m 내지 0.5 pF/m인 것일 수 있다. 또한 상기 유전체부의 유전율은 예를 들어 0.2 pF/m 내지 0.3 pF/m인 것일 수 있다. 상기 유전체부의 유전율이 0.5 pF/m보다 크면 압력변화에 의한 센서값(즉 민감도)이 커질 수 있으나, 생분해성 및 생체적합성을 만족하는 소재를 선택하는데 제한이 있을 수 있다. 상기 유전체부의 유전율이 주변 환경의 유전율보다 높을 경우 주변 환경에 대한 SNR(신호대 잡음비, signal-to-noise ratio)이 높아질 수 있다. 또한 상기 유전체 부재의 유전율이 0.1 pF/m보다 작으면 센서의 민감도가 감소할 수 있다.
- [0062] 상기 제1전극은 금속을 포함할 수 있고, 예를 들어 마그네슘(Mg), 아연(Zn), 텅스텐(W) 및 몰리브덴(Mo) 중 적어도 어느 하나를 포함할 수 있다. 또한 상기 제2전극은 금속을 포함할 수 있고, 예를 들어 마그네슘(Mg), 아연(Zn), 텅스텐(W) 및 몰리브덴(Mo) 중 적어도 어느 하나를 포함하는 것일 수 있다. 예를 들어 상기 제1전극 및 제2전극은 동일한 금속을 포함하는 것일 수 있다.
- [0063] 상기 유전체부는 폴리머 유전체를 포함할 수 있고, 예를 들어 폴리락틱-co-글리콜릭애시드(PLGA, Poly-lactic-co-glycolic acid), 폴리-부테인다이싸이올 펜테노익 안하이드라이드(PBTPA, poly-buthanodithiol pentenoic anhydride), 폴리글라이콜릭 애시드(PGA, polyglycolic acid), 폴리카프로락톤(PCL, Polycaprolactone), 폴리-글리세롤 세바스산(PGS, Poly-glycerol sebacate), 폴리락틱 애시드(PLA, Polylactic acid), 젤라틴 메타크릴로일(GelMA, gelatin methacryloyl), 젤라틴 메타크릴로일-폴리 에틸렌 글라이콜 다이아크릴레이트(GelMA-PEGDA, Gelatin methacryloyl-Poly ethylene glycol diacrylate) 및 폴리우레탄(PU, Polyurethane) 중 적어도 어느 하나를 포함하는 것일 수 있다.
- [0064] 또한 상기 폴리머 유전체가 폴리-부테인다이싸이올 펜테노익 안하이드라이드(PBTPA)인 경우 전구체의 합성 비율을 조절하여 센서의 특성을 조절할 수 있다. 상기 PBTPA는 펜테노익 안하이드라이드(4PA, 4-pentenoic

anhydride), 트리알릴 트리아진 트리온(TTT, 1,3,5-triallyl-1,3,5-triazine-2,4,6(1H,3H,5H)-trione) 및 부테인다이싸이올(BDT, 1,4-butanedithiol)을 전구체로 하여 제조될 수 있다. 이 때 상기 TTT 및 BDT의 비율이 작으면 기계적 강도가 낮아 센서의 민감도가 향상될 수 있다. 반면 상기 TTT 및 BDT의 비율이 크면 소수성 표면을 가지게 되고 분해속도가 느려질 수 있다. 상기 전구체들 사이의 비율은 상기 생분해성 센서의 용도 및 목적에 따라 다르게 정해질 수 있다. 예를 들어 상기 전구체 4PA, TTT 및 BDT는 1:1:2.5 내지 1:4:7의 몰비로 포함되는 것일 수 있다.

- [0065] 상기 생분해성 센서는 생체 내에서 분해되는 시간이 30시간 내지 60일인 것일 수 있다. 상기 분해되는 시간은 생체 내에서 압력 측정이 필요한 기간에 따라 생분해성 센서의 재료를 달리하여 조절하는 것일 수 있다.
- [0066] 상기 생분해성 센서는 전극 및 유전체부를 더 적층하여 복수의 층을 가진 커패시터를 포함하는 것일 수 있다.
- [0067] 또한 본 발명의 일측면에 따르면, 상기의 특징을 가지는 압력 측정을 위한 생분해성 센서 중 적어도 어느 하나를 제조하는 방법에 있어서, 제1금속을 포함하는 페이스트를 도포하거나 또는 상기 제1금속을 포함하는 필름을 부착하여 형성되는, 상기 제1금속을 포함하는 제1전극을 형성하는 단계; 상기 제1전극 위에 폴리머 유전체를 포함하는 유전체부를 형성하는 단계; 및 제2금속을 포함하는 페이스트를 도포하거나 또는 상기 제2금속을 포함하는 필름을 부착하여 형성되는, 상기 유전체부 위에 상기 제2금속을 포함하는 제2전극을 형성하는 단계;를 포함하는, 생분해성 센서의 제조방법을 포함하는 것일 수 있다.
- [0068] 상기 제1전극 또는 제2전극이 필름을 부착하여 형성되는 경우, 상기 필름은 예를 들어 3 um 내지 20 um 두께의 금속 필름일 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.
- [0069] 또한 상기 생분해성 센서는 생체 내에서 분해될 수 있는 재료를 이용하여 인캡슐레이션(encapsulation)하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0070] 상기 생분해성 센서의 각 단계는 재료들을 수분 내외로 경화시키는 과정을 거칠 수 있다. 상기 경화는 예를 들어 UV를 조사하여 경화시키는 것일 수 있고, 이는 기존의 공정 대비 공정 시간이 매우 짧아 생산성을 증가시킬 수 있다. 상기 재료들을 경화시키는 각각의 시간은 예를 들어 1분 내지 8분일 수 있다. 또한 상기 재료들을 경화시키는 각각의 시간은 예를 들어 5분 내지 7분일 수 있다.
- [0071] 예를 들어 상기 유전체부를 형성하는 단계에서, 상기 유전체부는 내부가 채워진 벌크 형태일 수 있다. 이 때 상기 유전체부는 예를 들어 상기 폴리머 유전체를 CVD(chemical vapor deposition), 스퍼터(sputter), 스크린 프린팅, 콤팩트 프린팅 및 포토리소그래피 중 적어도 어느 하나에 의하여 형성되는 것일 수 있다.
- [0072] 또한 예를 들어 상기 유전체부를 형성하는 단계에서, 상기 유전체부는 내부에 캐비티를 갖는 프레임 형태일 수 있다. 상기 내부에 캐비티를 갖는 프레임 형태는, 제1전극과 대면하는 제1면을 형성하고; 상기 제1면의 단부에 제3면을 형성하여 상기 제3면으로 둘러싸인 캐비티를 형성하고; 및 상기 제3면의 위에 상기 제2전극과 대면하는 제2면을 형성하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0073] 상기 내부에 캐비티를 갖는 프레임 형태는 예를 들어 스크린 프린팅으로 형성될 수 있다. 이 경우 구체적으로 상기 캐비티를 갖는 프레임 형태는 상기 폴리머 유전체를 스크린 프린팅하여 제1면을 형성한 후 경화시키고, 상기 폴리머 유전체를 스크린 프린팅하고 경화시켜 상기 제1면의 단부에 제3면을 형성하고, 상기 제3면 위에 폴리머 유전체 필름을 올리고 경화하여 제2면을 형성하는 것일 수 있다.
- [0074] 또한 예를 들어 상기 유전체부는 돌기 형태일 수 있다. 상기 돌기 형태는 상기 돌기 형태의 몰드에 상기 폴리머 유전체를 붓고 경화시켜 제조하고, 제1전극 위에 상기 몰드가 제거된 상기 돌기 형태의 유전체를 구비하여 유전체부를 형성하고, 상기 유전체부 위에 제2전극을 형성하는 것일 수 있다. 이때 상기 돌기 형태의 유전체는 예를 들어 포토리소그래피(photolithography) 방식으로 형성될 수 있다. 상기 돌기 형태의 유전체는 예를 들어, 실리콘(Si)을 산화시켜 SiO₂ 박막을 형성하고, 상기 SiO₂ 박막 위에 BOE(Buffer oxide etchant) 방법으로 상기 SiO₂ 박막으로 마스크를 제조하고, 상기 SiO₂ 박막 마스크를 KOH를 이용하여 돌기 형태로 에칭(etching)하고, 세척 후 실란을 SAM(self assembly monolayer)처리하여 돌기 형태를 갖는 몰드를 제조하고, 상기 몰드에 상기 폴리머 유전체를 스크린 프린팅 한 후 경화시켜 제조되는 것일 수 있다. 상기 몰드에서 제조된 상기 돌기 형태는 몰드에서 분리하여 상기 제1전극 위에 올려 유전체부를 형성하는 것일 수 있다.
- [0075] 상기 제1전극은 금속을 포함할 수 있고, 예를 들어 마그네슘(Mg), 아연(Zn), 텅스텐(W) 및 몰리브덴(Mo) 중 적어도 어느 하나를 포함할 수 있다. 또한 상기 제2전극은 금속을 포함할 수 있고, 예를 들어 마그네슘(Mg), 아연(Zn), 텅스텐(W) 및 몰리브덴(Mo) 중 적어도 어느 하나를 포함하는 것일 수 있다. 바람직하게는 상기 제1전극

및 제2전극은 동일한 금속을 포함하는 것일 수 있다.

- [0076] 상기 폴리머 유전체는 폴리머를 포함할 수 있고, 예를 들어 폴리락틱-co-글리콜릭애시드(PLGA, Poly-lactic-co-glycolic acid), 폴리-부테인다이싸이올 펜테노익 안하이드라이드(PBTPA, poly-buthanodithiol pentenoic anhydride), 폴리글라이콜릭 애시드(PGA, polyglycolic acid), 폴리카프로락톤(PCL, Polycaprolactone), 폴리-글리세롤 세바스산(PGS, Poly-glycerol sebacate), 폴리락틱 애시드(PLA, Polylactic acid), 젤라틴 메타크릴로일(GelMA, gelatin methacryloyl), 젤라틴 메타크릴로일-폴리 에틸렌 글라이콜 다이아크릴레이트(GelMA-PEGDA, Gelatin methacryloyl-Poly ethylene glycol diacrylate) 및 폴리우레탄(PU, Polyurethane) 중 적어도 어느 하나를 포함하는 것일 수 있다.
- [0077] 또한 상기 폴리머 유전체가 폴리-부테인다이싸이올 펜테노익 안하이드라이드(PBTPA)인 경우 전구체의 합성 비율을 조절하여 센서의 특성을 조절할 수 있다. 상기 PBTPA는 4-펜테노익 안하이드라이드(4PA, 4-pentenoic anhydride), TTT(1,3,5-triallyl-1,3,5-triazine-2,4,6(1H,3H,5H)-trione) 및 1,4-부테인다이싸이올(BDT, 1,4-butanedithiol)을 전구체로 하여 제조될 수 있다. 이 때 상기 TTT 및 BDT의 비율이 작으면 기계적 강도가 낮아 센서의 민감도가 향상될 수 있다. 반면 상기 TTT 및 BDT의 비율이 크면 소수성 표면을 가지게 되고 분해속도가 느려질 수 있다. 상기 전구체의 비율은 상기 생분해성 센서의 용도 및 목적에 따라 다르게 정해질 수 있다. 예를 들어 상기 전구체 4PA, TTT 및 BDT는 1:1:2.5 내지 1:4:7의 몰비로 포함하는 것일 수 있다.
- [0078] 상기 생분해성 센서는 상기 제2전극을 형성하는 단계 후에 상기 유전체부를 형성하는 단계 및 상기 제2전극을 형성하는 단계를 반복하여 다층 커패시터를 가지는 센서를 형성하는 것일 수 있다. 상기 다층 커패시터는 단층에 비하여 센서의 민감도가 향상될 수 있다.
- [0080] 또한 본 발명은 상기 특징 중 적어도 어느 하나를 가지는 생분해성 센서를 포함하는 복합 센서 조립체를 포함할 수 있다.
- [0081] 상기 복합 센서 조립체는 구체적으로, 상기 특징 중 적어도 어느 하나를 가지는 생분해성 센서를 포함하고, 외부 압력의 변화에 따라 측정되는 전기 신호가 변하는 센싱부; 및 제3전극을 포함하고, 외부 압력의 변화에 상관없이 일정한 전기 신호를 측정하는 기준부;를 포함하고, 상기 센싱부에서 측정된 전기 신호와 상기 기준부에서 측정된 전기 신호를 이용하여 외부 압력의 변화를 감지하는 것일 수 있다.
- [0082] 상기 센싱부 및 기준부는 동일한 형태로 제작되어 쌍둥이처럼 같은 형태일 수 있다. 또는 상기 센싱부 및 기준부는 다른 형태의 센서를 가지는 것일 수 있다.
- [0083] 상기 센싱부는 외부 압력 변화를 감지하여 전기 신호를 측정하는 것일 수 있다. 즉 상기 센싱부의 유전체부는 외부 압력의 변화에 따라 유전체부의 폭이 변화하는 것일 수 있다. 다시 말해 상기 센싱부의 유전체부의 폭이 변화함에 따라 상기 제1전극 및 제2전극 사이의 간격이 변화하는 것일 수 있다. 예를 들어 상기 센싱부의 유전체부는 상기 내부에 캐비티를 갖는 프레임 형태이거나 돌기 형태일 수 있으나 이에 제한되지 않는다.
- [0084] 상기 기준부는 일정한 전기 신호를 측정하는 부분일 수 있고 기준 센서(reference sensor)일 수 있다. 상기 기준부의 유전체부는 예를 들어 벌크 형태이거나 상기 유전체부가 없이 전극(제3전극)만으로 구성되는 것일 수 있고, 상기 제2전극과 제3전극 사이의 전기 신호를 측정하는 것일 수 있다. 상기 기준부는 외부 압력의 변화에 상관없이 일정한 크기의 전기 신호가 측정될 수 있고 이는 센싱부에서 측정된 전기 신호와의 대비 대상이 될 수 있다.
- [0085] 상기 복합 센서 조립체는 상기 센싱부에서 측정된 전기 신호와 상기 기준부에 측정된 전기 신호를 이용하여 외부 압력의 변화는 감지하는 것일 수 있다. 다시 말해서 상기 복합 센서 조립체는, 상기 센싱부에서 측정된 전기 신호로부터 상기 기준부에서 측정된 전기 신호의 차이를 계산하고 노이즈를 제거하여 외부 압력의 변화를 측정하는 것일 수 있다. 상기 복합 센서 조립체는 상기 기준부가 존재함으로써 상기 센싱부만을 이용하여 압력을 측정하는 경우보다 노이즈를 효과적으로 제거하고 더 높은 신호대잡음비(SNR)를 가질 수 있다. 외부 압력 변화를 측정하는 것은 하기의 식 1로 표현할 수 있다.

[0087] [식 1]

$$\Delta C_M = \left(\varepsilon_1 \frac{A}{\Delta d_1} - \Delta \varepsilon_1 \frac{A}{d} \right) - \left(\varepsilon_2 \frac{A}{\Delta d_2} - \Delta \varepsilon_2 \frac{A}{d} \right)$$

[0088]

[0089] 식 1에서 ΔC_M 은 노이즈가 제거된 순수한 압력 변화에 의한 커패시턴스 변화량, 즉 순수한 압력 변화에 의한 전기 신호를 의미한다. 우변의 첫 번째 괄호는 ΔC_{active} 를 나타내는 것이고, ΔC_{active} 는 센싱부에서 측정된 전기 신호를 의미한다. 우변의 두 번째 괄호는 $\Delta C_{\text{nonactive}}$ 를 나타낸 것이고, $\Delta C_{\text{nonactive}}$ 는 기준부에서 측정된 전기 신호를 의미한다.

[0090] 식 1에서 ε_1 는 센싱부 유전율, A는 센싱부의 제1전극 및 기준부의 제2전극의 넓이, Δd_1 은 센싱부의 제1전극과 제2전극 사이의 거리 변화, $\Delta \varepsilon_1$ 은 센싱부에서 노이즈로 인한 유전율 변화, d는 센싱부의 제1전극과 제2전극 사이의 거리 및 기준부의 제3전극과 제2전극 사이의 거리, ε_2 는 기준부의 유전율, Δd_2 는 기준부의 제3전극과 제2전극 사이의 거리 변화, $\Delta \varepsilon_2$ 는 기준부에서 노이즈로 인한 유전율 변화이다.

[0091] 식 1의 각 요소는 식 2 및 식 3으로 표현될 수 있고, 따라서 결국 ΔC_M 은 식 4로 표현될 수 있다.

[0092] 상기 기준부의 압력변화에 따른 전기 신호의 변화가 없는 부분일수 있다. 따라서 압력이 변할 때 상기 기준부의 제3전극과 상기 제2전극 사이의 거리가 변하지 않으므로 식 2로 표현될 수 있다.

[0093] 식 1의 요소 중 식 5는 상기 센싱부에서 측정되는 노이즈를 의미하며 식 1의 요소 중 식 6은 상기 기준부에서 측정되는 노이즈를 의미한다. 상기 기준부와 센싱부에서 측정되는 노이즈는 거의 동일하다고 볼 수 있으며 식 5로 표현될 수 있다.

[0095] [식 2]

$$\varepsilon_2 \frac{A}{\Delta d_2} \approx 0$$

[0096]

[0097] [식 3]

$$\Delta \varepsilon_1 \frac{A}{d} \approx \Delta \varepsilon_2 \frac{A}{d}$$

[0098]

[0099] [식 4]

$$\varepsilon_1 \frac{A}{\Delta d_1}$$

[0100]

[0101] [식 5]

$$\Delta \varepsilon_1 \frac{A}{d}$$

[0102]

[0103] [식 6]

$$\Delta \varepsilon_2 \frac{A}{d}$$

[0104]

[0105] 상기 센싱부 및 기준부는 나란하게 배치되거나 또한 적층되어 상기 복합 센서 조립체를 형성할 수 있다. 상기 센싱부와 기준부가 적층되어 형성되는 경우 이들이 1회 이상 반복하여 적층될 수 있다.

[0106] 이렇게 측정 센서 외에 기준 센서를 추가적으로 포함하는 방식의 복합 센서 조립체는 기존 커패시터 방식의 압

력 센서의 정전기적 측정 오류를 근본적으로 해결할 수 있다.

[0107] 따라서 본 발명에 의한 생분해성 센서는 생체 적합성 및 환경 친화성이 뛰어나고 생체 내에서 생분해가 가능한 것으로, 생체 내에 이식되는 의료용 임플란트 등에 적용될 수 있을 뿐 아니라 다양한 응용분야에 확대 적용될 수 있다.

[0109] 이하 본 발명의 실시예 및 비교예를 기재한다. 그러나, 하기 실시예들은 본 발명의 바람직한 일 실시예일뿐 본 발명의 권리 범위가 하기 실시예들에 의하여 제한되는 것은 아니다.

[0111] [제조예 1]

[0112] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 의한 생분해성 센서의 제조 과정을 모식적으로 나타낸 것이다.

[0113] 생분해성 센서 캡슐의 바닥층에 제1전극을 형성하고 UV로 경화시켰다. 제1전극은 Mo(몰리브덴) 필름을 10 μm 두께로 제작한 후 커팅하여 제조하였다. 캡슐의 바닥층은 생분해성 폴리머로서 광경화 특성을 가진 PBTPA를 이용하였다. 캡슐층의 PBTPA는 4PA, TTT 및 BDT를 1:4:7의 비율로 혼합하여 제조하였다. 제1전극 위에 생분해성 폴리머 유전체를 이용하여 유전체부를 형성한 후 UV로 경화시켰다. 유전체부의 폴리머 유전체는 4PA, TTT 및 BDT를 1:1:2.5의 비율로 혼합한 PBTPA를 이용하였다. 유전체부 위에 다시 제2전극을 형성시킨 후, 캡슐의 바닥 층과 동일한 재료의 탑층으로 인캡슐레이션시켜 센서를 제조하였다. 각 층을 형성하는 단계에서 UV로 경화하는 과정을 거쳤다.

[0114] 유전체부는 3가지 형태로 단층 및 복층으로 제조되었으며 도 3, 4는 각각의 형태의 일 실시예를 모식적으로 나타낸 것이다. 유전체부가 단층으로 제조된 경우 센서의 높이는 약 400 μm 로 제조하였고, 복층으로 제조된 경우 약 550 μm 로 제조하였다.

[0115] [제조예 2]

[0116] 상기 생분해성 센서를 포함하여 센싱부 및 기준부를 포함하는 복합 센서 조립체를 제조하였다.

[0118] [실시예 1]

[0119] 상기 제조예 1에서 유전체부를 형성하는 단계는 폴리머 유전체를 스크린 프린팅하여 박막 형태로 형성하였다. 그 외의 과정은 동일하게 하였다.

[0120] [실시예 2]

[0121] 상기 제조예 1에서 유전체부는 아래와 같은 방법으로 제작하였고, 나머지는 동일하게 진행하였다.

[0122] 제1전극 위에 제1면 형성을 위하여 스크린 프린팅 마스크를 올린 후 생분해성 폴리머를 스크린 프린팅한 후 UV로 5분 동안 경화시켰다. 그 위에 캐비티를 형성하기 위하여 제1면의 가장자리에 스크린 프린팅 마스크를 추가하여 올리고 생분해성 폴리머를 스크린 프린팅한 후 다시 5분 동안 경화시켜 제3면을 형성하였다. 스크린 프린팅 마스크를 제거한 후 폴리머 유전체로 된 필름을 캐비티 구조 마스크 제거 후 제3면 위에 생분해성 폴리머 필름을 올린 후 경화시켜 제2면을 형성하여 유전체부를 형성하였다.

[0123] [실시예 3]

[0124] 제조예 1에서 돌기 형태의 유전체부를 피라미드 모양으로 형성하고 그 외의 과정을 동일하게 하여 센서를 제작하였다.

[0125] 도 5는 돌기 형태의 유전체의 간격을 다르게하여 제조한 이미지고 각 실시예의 간격은 표 1에 나타났다.

[0126] 상기 유전체부는 유전체 폴리머를 돌기 형태가 형성되게 제조한 후 전극에 구비시켰다.

[0127] 실리콘(Si)을 로(furnace) 내에서 열산화(thermal oxidation) 시켜 SiO_2 박막을 형성하였다. SiO_2 박막 위에 BOE(buffer oxide etchant)를 이용하여 포토리소그래피(photolithography) 공정을 거쳐 마스크로 제작하였다. SiO_2 마스크를 KOH로 에칭시켜 역피라미드 모양을 형성하고 DI 워터로 세척하였다. 여기에 실란을

SAM(selfassembly monolayer) 처리하여 역피라미드 모양의 실리콘 몰드를 제작하였다. 이렇게 제작된 몰드에 폴리머 유전체를 스크린 프린팅하고 경화시켜 돌기 형태의 폴리머 유전체를 제작하였다. 이 폴리머 유전체를 몰드에서 분리한 후 전극 위에 구비시켰다.

표 1

구분	돌기 형태 유전체의 바닥면의 간격(μm)
실시예 3-1	40
실시예 3-2	100
실시예 3-3	200
실시예 3-4	300

4. 실시예 4센싱부로서 실시예 2에서 제조한 생분해성 센서를 복층으로 적층하여 도 6(a) 및 (b)와 같은 형태의 복합 센서 조립체를 제조하였다. 또한 기준부로서 실시예 1에서 제조한 생분해성 센서를 복층으로 적층하여 도 6(c) 및 (d)와 같은 형태의 복합 센서 조립체를 제조하였다. 이 두 센서는 동일한 규격으로 제조되었다. 이 두 센서는 나란히 놓고 각각 압력을 측정 한 후 이들 사이의 차이를 계산하여 정확한 압력을 측정하는데 사용하였다.

5. 실시예 5

또한 도 6(e), (f) 및 (g)는 실시예 1의 생분해성 센서를 포함하여 기준부를 형성하고, 실시예 2의 생분해성 센서를 포함하는 센싱부를 형성하여 이들을 나란히 놓고 패키징하여 복합 센서 조립체를 제조한 것이다.

6. 실시예 6

실시예 2의 생분해성 센서를 포함하는 센싱부를 형성하고, 유전체부가 없이 전극을 포함하는 기준부를 형성하고, 이들을 적층한 형태로 인캡슐레이션하여 복합 센서 조립체를 제조하였다. 도 7은 실시예 6을 모식적으로 나타낸 것이다. 여기에서 기준부는 제2전극 및 제3전극 사이의 전기 신호를 측정하는 것이고, 복합 센서 조립체를 인캡슐레이션하는 물질이 제2전극 및 제3전극 사이에서 유전물질로 작용한다. 따라서 도 7에서 표시된 Nonactive space는 상기 실시예에서 제조된 유전체부가 포함되지 않은 것을 의미한다. 또한 제2전극(도 7에서 Reference electrode)와 제3전극(도 7에서 Nonactive electrode)은 일정 간격으로 이격되어 있다.

[실험예]

실시예 4-4에서 제조된 생분해성 센서를 공기압 변형을 통한 가압 시스템을 이용하여 압력 변화에 따른 센서의 출력값을 상용 압력센서와 비교하였다. 시한성 압력센서는 실시예의 센서를 이용한 것이고, 출력값은 EVAL-AD7746 Evaluation Board(Analog devices*)를 이용하여 측정하였다. 상용 압력센서의 경우 ABP DRR(Honeywell)을 사용하여 측정하였다.

1. 단층(single layer) 커패시턴스 압력센서의 특성

도 8(a)는 단층 커패시턴스를 가진 생분해성 압력 센서를 공기 중에 가만히 두었을 때 노이즈를 확인한 것이고 노이즈는 0.7 fF로 나타났다.

도 8(b)는 시한성 압력센서와 상용 압력센서를 공기의 가압, 감압 환경에서 출력값 변화를 확인한 그래프이다. 도 8(b)에서 검은색은 시한성 압력센서의 출력값이고 빨간색은 상용 압력센서의 출력값이다. 양 그래프에서 민감도는 2.17×10^{-6} pF/Pa로 나타나고, 공기의 가압, 감압 환경에서 시한성센서, 상용압력센서의 출력값이 유사한 경향성을 가지는 것을 확인하였다.

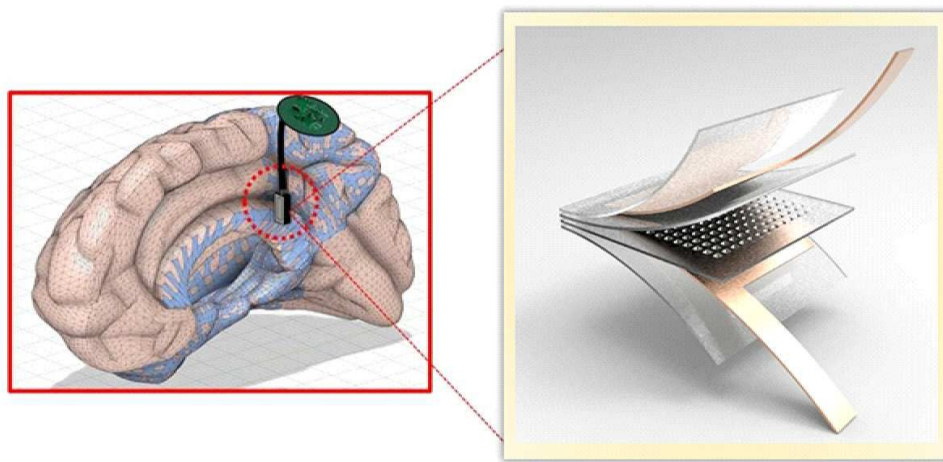
도 9(a)는 단층 커패시턴스를 가진 생분해성 압력 센서를 PBS 중에 가만히 두었을 때 노이즈를 확인한 것이고 1.5 fF로 나타났다.

도 9(b)는 시한성 압력센서와 상용 압력센서를 PBS 중에 가압, 감압 환경에서 출력값 변화를 확인한 그래프이다. 도 9(b)에서 검은색은 시한성 압력센서의 출력값이고 빨간색은 상용 압력센서의 출력값이다. 양 그래프에서 민감도는 4.00×10^{-6} pF/Pa로 나타나고, 공기의 가압, 감압 환경에서 시한성센서, 상용압력센서의 출력값이 유사한 경향성을 가지는 것을 확인하였다.

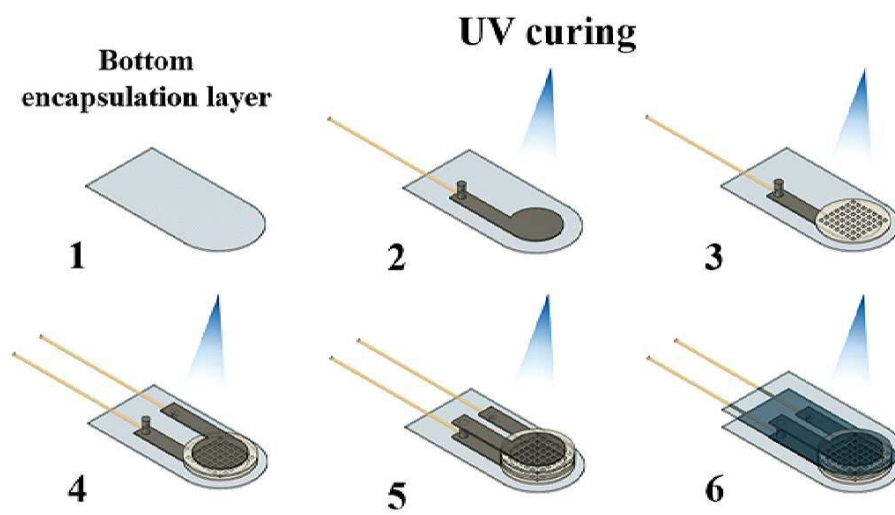
- [0143] 2. 다층(multilayer) 커패시턴스 압력센서의 특성
- [0144] 도 10(a)는 다층 커패시턴스를 가진 생분해성 압력 센서를 공기 중에 가만히 두었을 때 노이즈를 확인한 것이고 노이즈는 약 4 fF로 나타났다.
- [0145] 도 10(b)은 시한성 압력센서와 상용 압력센서를 공기의 가압, 감압 환경에서 출력값 변화를 확인한 그래프이다. 도 10(b)에서 검은색은 시한성 압력센서의 출력값이고 빨간색은 상용 압력센서의 출력값이다. 양 그래프에서 민감도는 6.55×10^{-6} pF/Pa로 나타나고, 공기의 가압, 감압 환경에서 시한성센서, 상용압력센서의 출력값이 유사한 경향성을 가지는 것을 확인하였다.
- [0146] 도 11(a)는 생분해성 압력 센서를 PBS 중에 가만히 두었을 때 노이즈를 확인한 것이고 0.0001 pF로 나타났다.
- [0147] 도 11(b)는 시한성 압력센서와 상용 압력센서를 PBS 중에 가압, 감압 환경에서 출력값 변화를 확인한 그래프이다. 도 11(b)에서 검은색은 시한성 압력센서의 출력값이고 빨간색은 상용 압력센서의 출력값이다. 양 그래프에서 민감도는 7.10×10^{-6} pF/Pa 로 나타나고, 공기의 가압, 감압 환경에서 시한성센서, 상용압력센서의 출력값이 유사한 경향성을 가지는 것을 확인하였다.
- [0148] 도 8 내지 도 11에서의 민감도는 모두 두 개 내압 범위 안에서 나타났다.
- [0150] [실험예 2]
- [0151] 도 12는 제조예 2-2의 복합 센서 조립체를 실제 동물의 두개골 내에 삽입한 후 복부에 물리적인 힘을 반복하여 주어 압력 및 노이즈를 측정한 것이다. 도 12(a)는 동물실험 사진이고, 도 12(b)는 생체 내에 복합 센서 조립체를 삽입했을 때 노이즈를 나타낸 것이다. 도 12(b)의 노이즈의 경우 0.2 fF를 확인하였다. 도 12(c)는 생체 내 상기 센서와 상용압력 센서의 동물에 가해지는 물리적인 압력에 의한 뇌압 변화에 대한 출력 값을 나타낸 것이다. 도 12(c)의 결과로 센서의 민감도는 4.5×10^{-6} pF/Pa이고 도 12(b)와 도 12(c)의 결과 Signal to Noise Ratio(SNR)은 생체 내 환경에서 1000 Pa을 기준으로 30이고 기준 기준 센서 없이 측정했을 때인 0.38과 비교하였을 때 약 79배 증가하였다. 또한 물리적인 압력에 의한 뇌압 변화에 따른 센서 출력값을 비교하였을 때 상기 센서와 상용 압력 센서가 압력변화에 유사한 경향성을 나타낸 것을 확인하였다.
- [0153] [실험예 3]
- [0154] 제조예 2-3의 복합 센서 조립체를 이용하여 커패시턴스 변화량을 측정하여 결과를 도 13에 나타냈다. 도 13(a)는 기준센서가 없는 경우이고, (b)는 기준센서가 있는 경우의 커패시턴스 변화량이다. 센서에 손을 가져다 대었을 때 기준센서가 있는 경우와 없는 경우의 커패시턴스 변화량을 관찰하였다. 기준센서가 없는 경우에는 손을 대었을 때 약 40fF의 커패시턴스 변화가 생겼지만, 기준센서가 있는 경우에는 약 11fF의 변화가 생기는 것을 확인할 수 있다. 즉 기준센서가 있는 경우에는 없는 경우에 비하여 노이즈가 약 1/4배 감소하였다. 기준센서가 있을 경우 압력 이외의 영향으로 인한 출력값(노이즈)를 제거할 수 있어 높은 SNR을 얻을 수 있다.
- [0156] 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다. 본 발명의 범위는 상기 상세한 설명보다는 후술하는 특허청구의 범위에 의하여 나타내어지며, 특허청구의 범위의 의미 및 범위 그리고 그 균등 개념으로부터 도출되는 모든 변경 또는 변형된 형태가 본 발명의 범위에 포함되는 것으로 해석되어야 한다.

도면

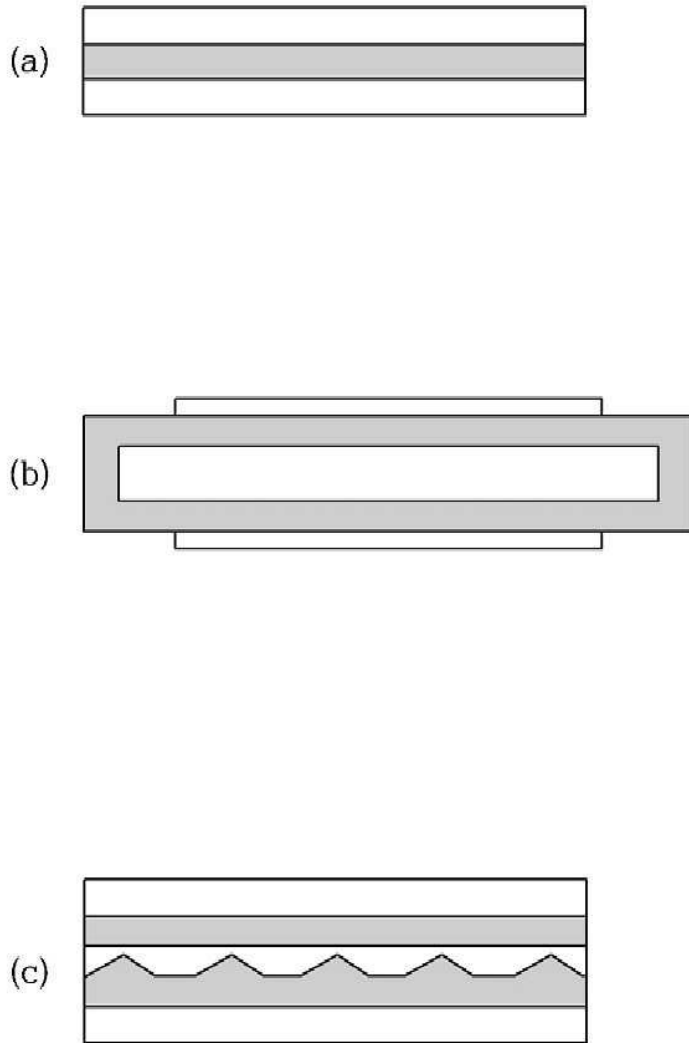
도면1



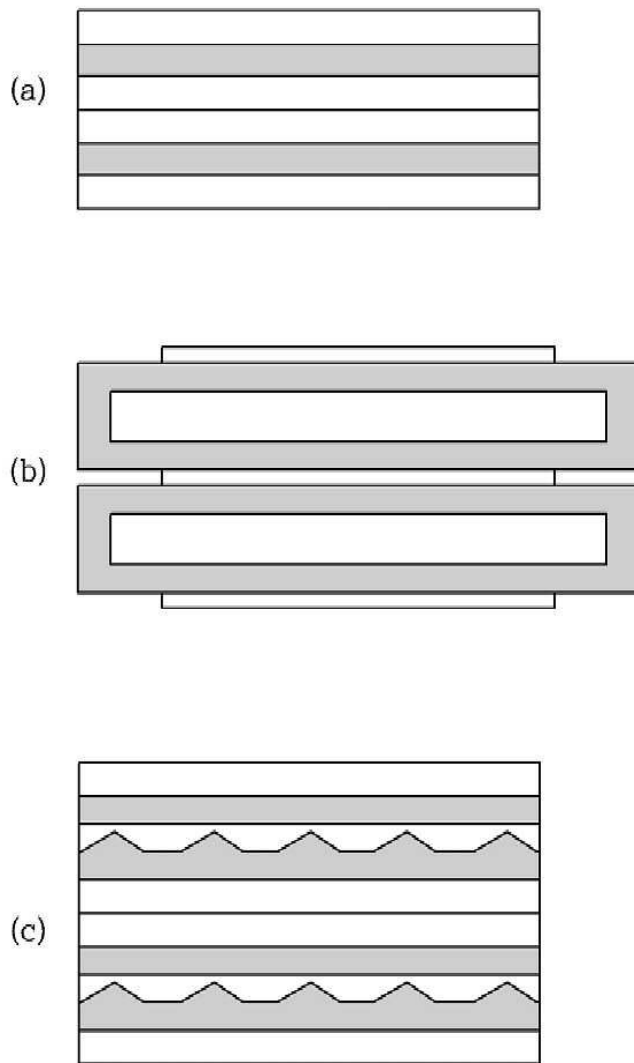
도면2



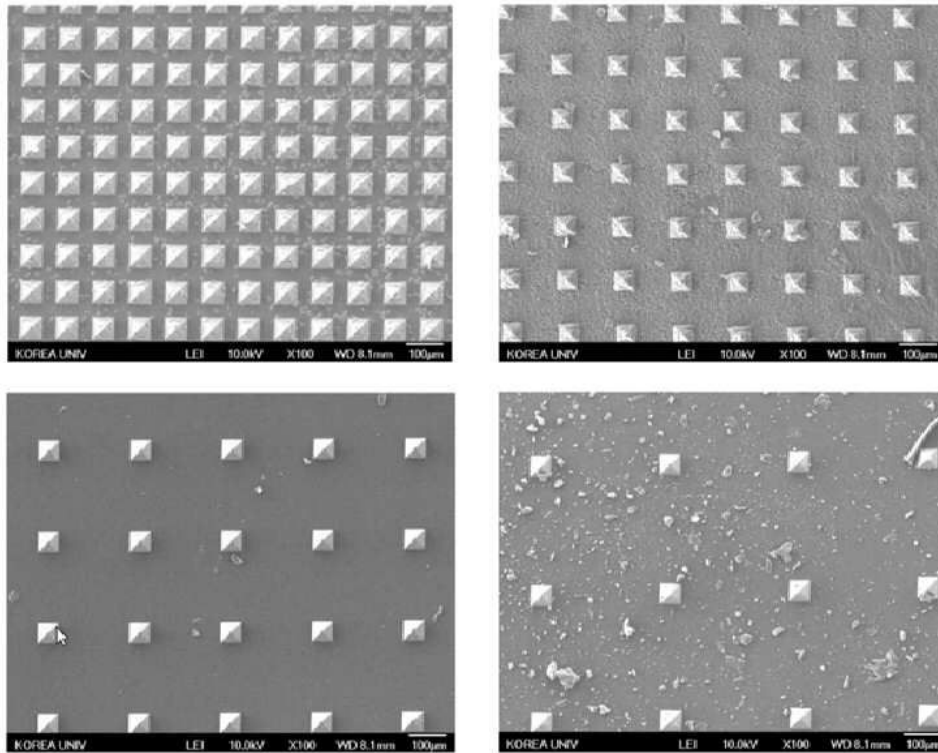
도면3



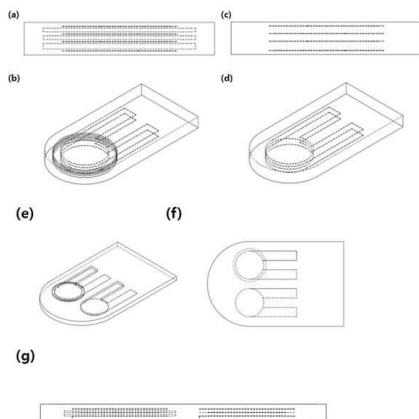
도면4



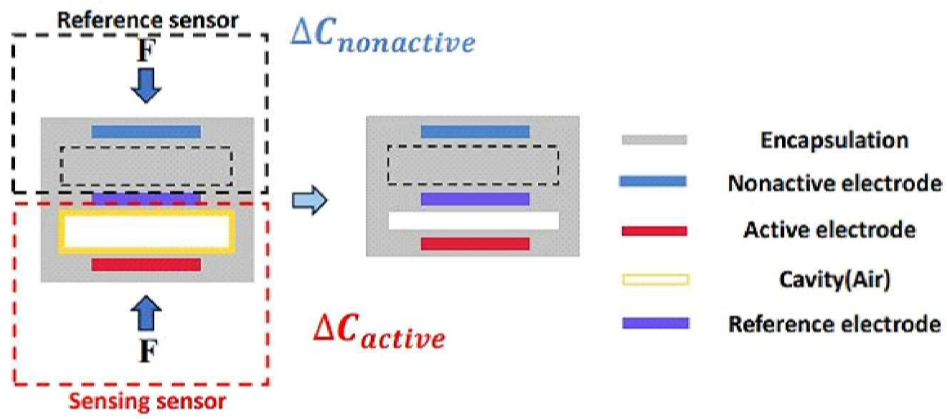
도면5



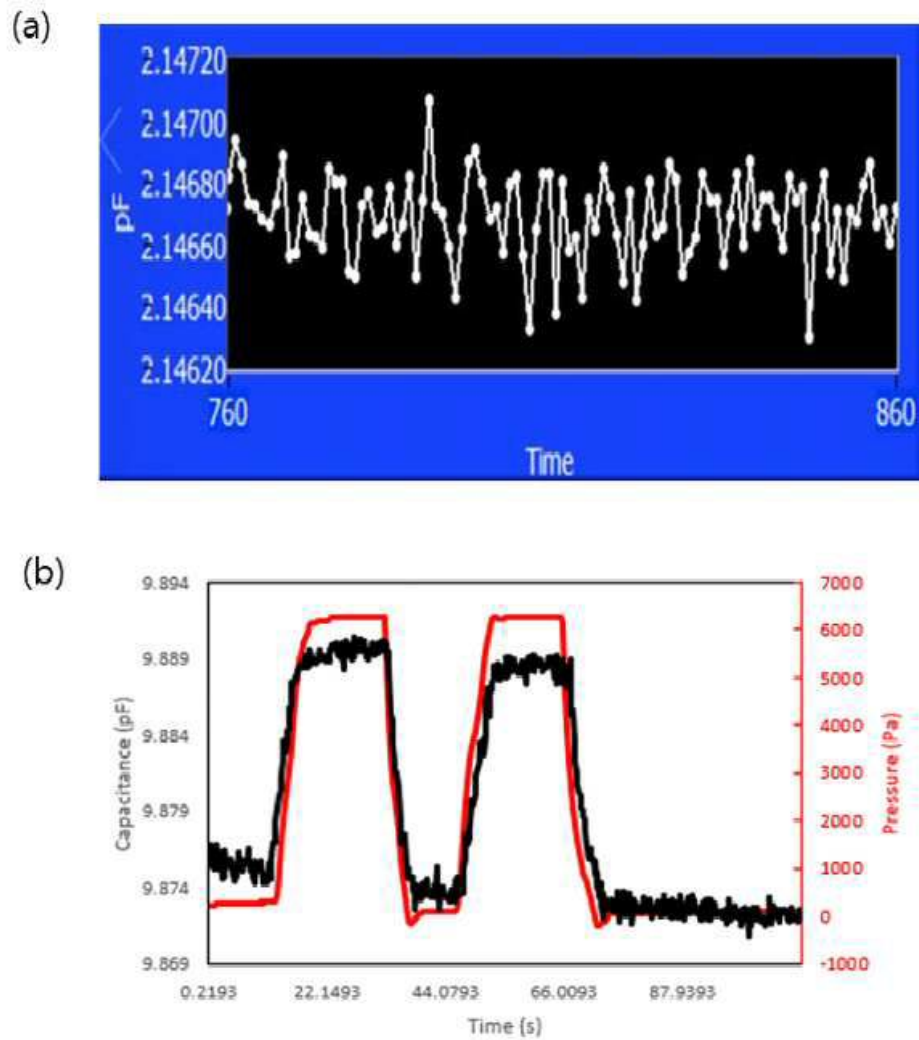
도면6



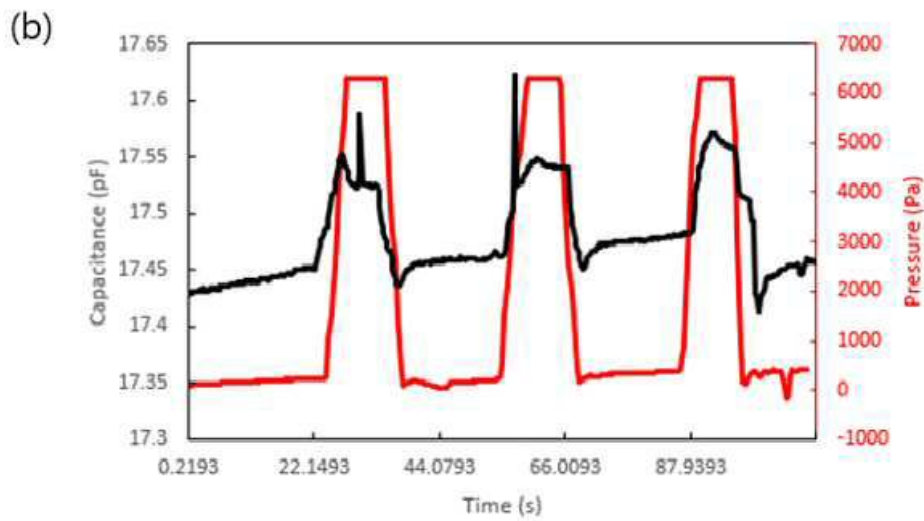
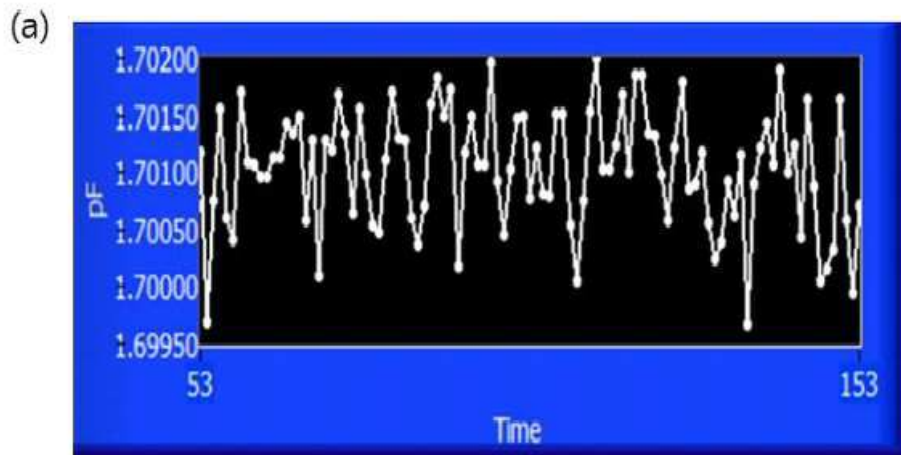
도면7



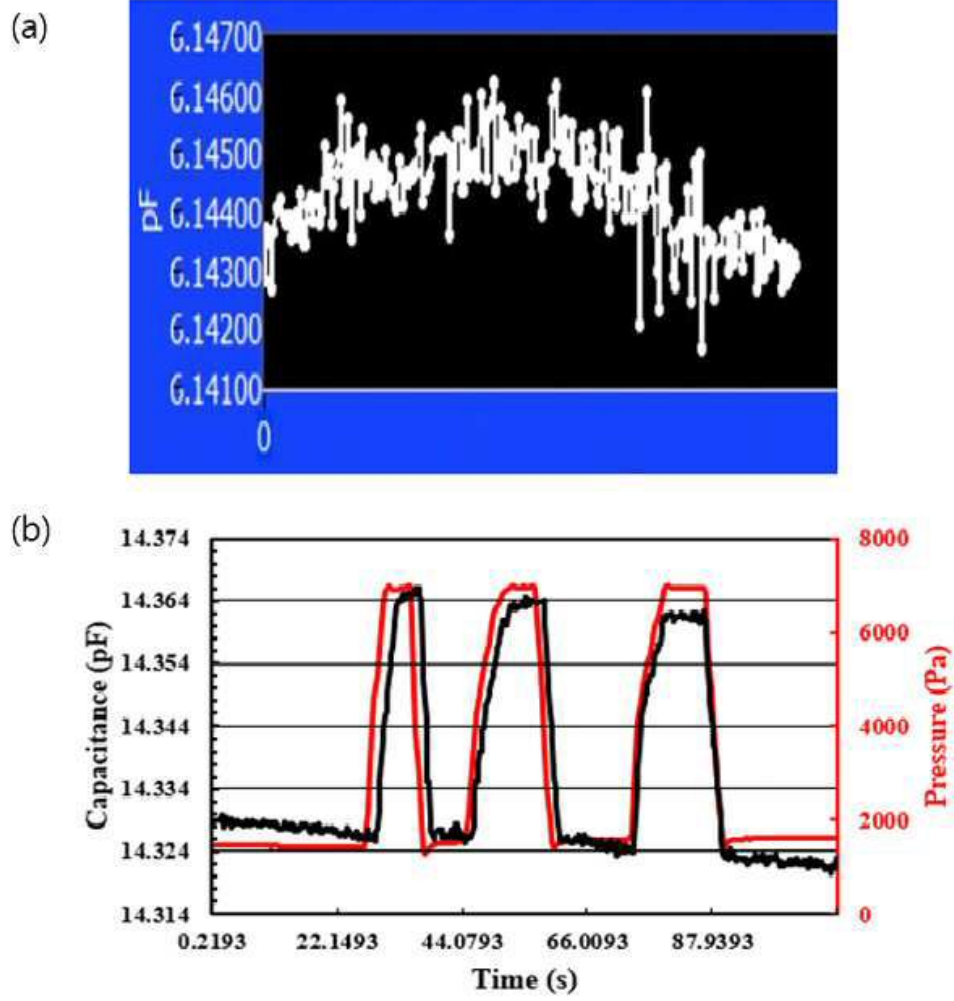
도면8



도면9

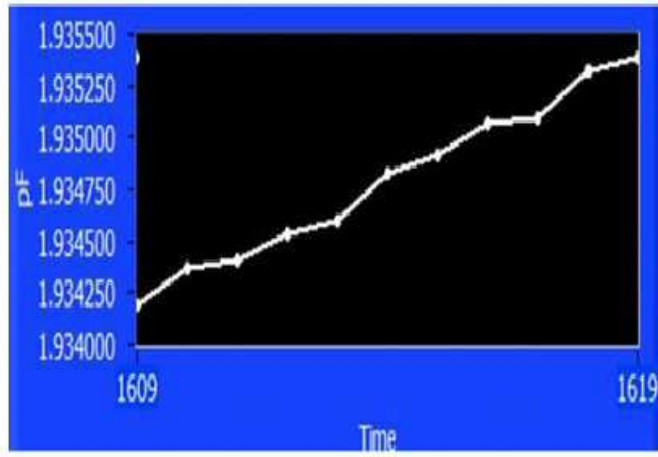


도면10

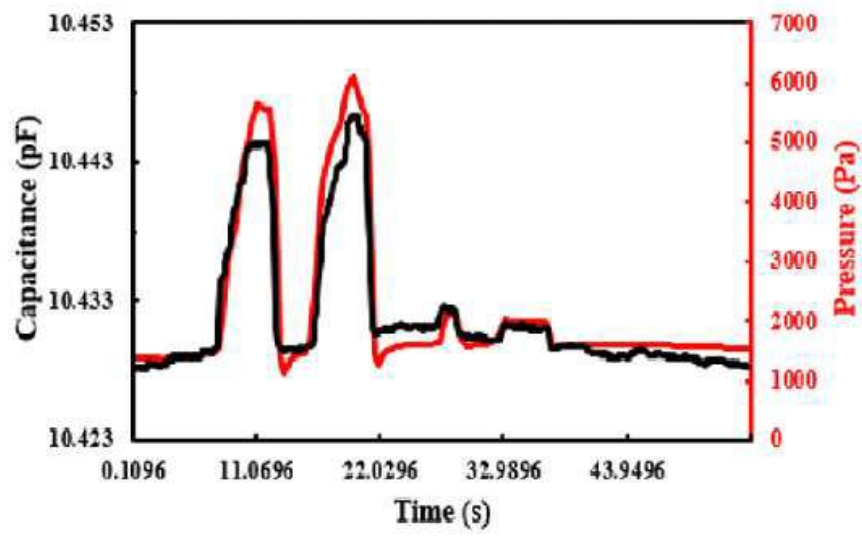


도면11

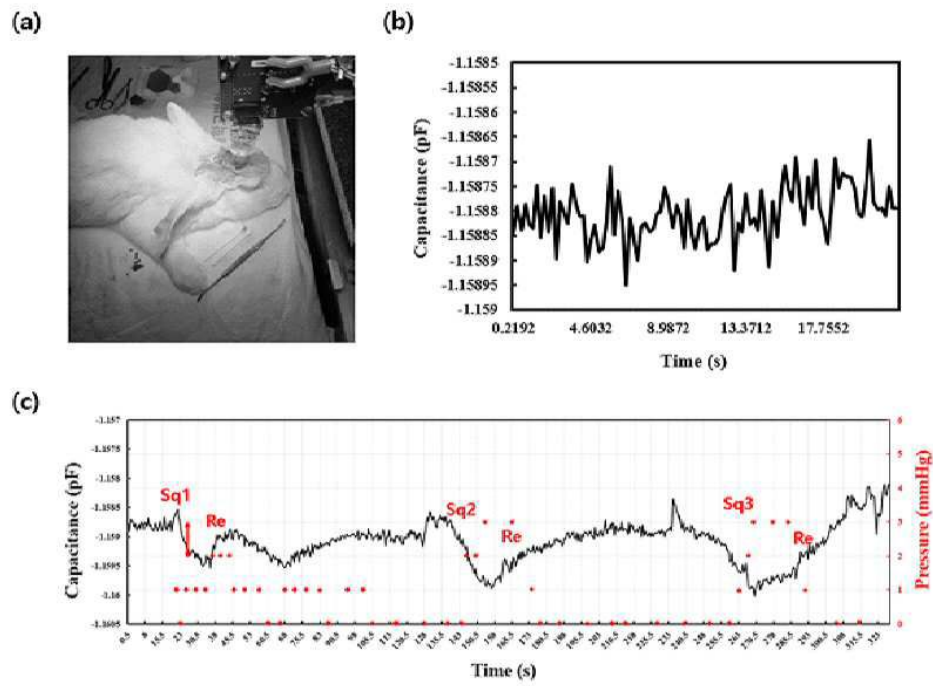
(a)



(b)



도면12



도면13

