



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0083086
(43) 공개일자 2020년07월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/00 (2013.01)
A61B 2562/0219 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2019-0008734
(22) 출원일자 2019년01월23일
심사청구일자 2019년01월23일
(30) 우선권주장
16/237,133 2018년12월31일 미국(US)

(71) 출원인
연세대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)
(72) 발명자
안중현
서울시 서대문구 연세로 50(신촌동)
첸시양
서울특별시 서대문구 연세로 50(신촌동)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
김연권

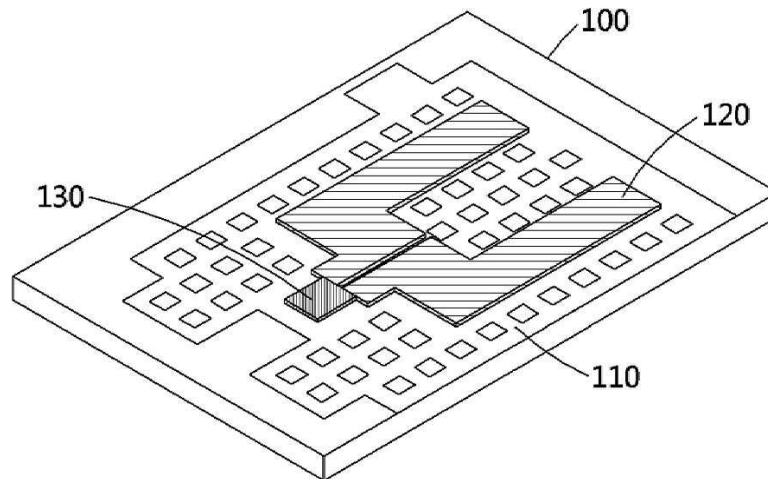
전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 발명의 명칭 이황화몰리브덴을 이용한 트랜센트 센서 및 그 제조 방법

(57) 요약

본 발명은 이황화몰리브덴을 이용한 트랜센트 센서 및 그 제조 방법을 개시한다. 본 발명의 일실시예에 따르면 이황화몰리브덴을 이용한 트랜센트 센서는 수용성 기관, 상기 수용성 기관 상에 증착되는 수용성 절연층, 상기 수용성 절연층 상에 몰리브덴(Molybdenum)과 마그네슘(Mg) 중 어느 하나를 이용하여 형성되는 전극층 및 상기 형성된 전극층과 연결되고, 상기 수용성 절연층 상에 이황화몰리브덴(Molybdenum Disulfide)을 이용하여 형성되는 채널층을 포함하고, 생체(living matter)에 삽입되면, 상기 삽입된 생체(living matter) 내에서 임계 시간 내에 분해될 수 있다.

대표도 - 도1a



(52) CPC특허분류

A61B 2562/0247 (2013.01)

A61B 2562/0261 (2013.01)

A61B 2562/0271 (2013.01)

A61B 2562/125 (2013.01)

(72) 발명자

박용주

서울시 서대문구 연세로 50(신촌동)

강민표

서울특별시 서대문구 연세로 50(신촌동)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2015R1A3A2066337

부처명 과학기술정보통신부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 리더연구자지원사업

연구과제명 변형 제어 고성능 전자 소자 연구단(3/3,1단계)

기 여 율 1/1

주관기관 연세대학교 산학협력단

연구기간 2017.12.01 ~ 2018.09.30

명세서

청구범위

청구항 1

수용성 기관;

상기 수용성 기관 상에 증착되는 수용성 절연층;

상기 수용성 절연층 상에 몰리브덴(Molybdenum)과 마그네슘(Mg) 중 어느 하나를 이용하여 형성되는 전극층; 및
상기 형성된 전극층과 연결되고, 상기 수용성 절연층 상에서 입자(grain) 형태의 이황화몰리브덴(Molybdenum Disulfide)을 포함하는 채널층을 포함하고,

생체(living matter)에 삽입되면, 상기 삽입된 생체(living matter) 내에서 임계 시간 내에 분해되는
이황화몰리브덴을 이용한 트랜션트 센서.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 채널층은, 금속 유기 화학 기상 증착법(MOCVD)에 기반하여 상기 수용성 절연층 상에서 단층으로 증착되거나, 상기 전극층에 대하여 전자 빔 증착법에 의해 증착되고,

상기 채널층의 내부는, 채널이 구형파(square wave)의 형태로 증착되며,

상기 채널은, 상기 전극층에 연결되는

이황화몰리브덴을 이용한 트랜션트 센서.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 채널층은, 상기 생체(living matter)의 생 흡수성, 압력, 온도, 스트레인(strain) 및 가속도 중 적어도 하나 이상을 측정하는

이황화몰리브덴을 이용한 트랜션트 센서.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 임계 시간은, 금속 유기 화학 기상 증착법(Metal-Organic Chemical Vapor Deposition, MOCVD)에 따라 증착되는 상기 채널층의 입자(grain) 크기에 기초하여 결정되는

이황화몰리브덴을 이용한 트랜션트 센서.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 수용성 기관은,

폴리락테이트-co-글라이콜레이트(poly(lactic-co-glycolic acid), PLGA) 및 폴리비닐 알코올(Polyvinyl Alcohol, PVA) 중 어느 하나로 이루어진

이황화몰리브덴을 이용한 트랜션트 센서.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 수용성 절연층은,

산화 규소 (SiO_2), 질화규소 (Si_3N_4), 산화하프늄(HfO_2) 및 산화 마그네슘 (MgO) 중 어느 하나가 증착되어 옥사이드(oxide) 층 및 수용성 폴리머 복합체 중 어느 하나로 이루어지고,

대기압 화학 증착법(Atmospheric Pressure Chemical Vapor Deposition, APCVD)에 기반하여 상기 수용성 기판 상에 증착되는

이황화몰리브덴을 이용한 트랜센트 센서.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 수용성 기판, 상기 수용성 절연층, 상기 전극층 및 상기 채널층 중 적어도 하나는, 상기 생체(living matter)에 포함되는 생체 용액에 의하여 용해되는

이황화몰리브덴을 이용한 트랜센트 센서.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 채널층은, 상기 수용성 절연층 상에 다결정 구조를 갖고, 단층 막(film)으로 증착되는

이황화몰리브덴을 이용한 트랜센트 센서.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 채널층의 생체 적합성은, 상기 삽입된 생체(living matter)의 말초 혈액 내 면역 세포의 비율 및 상기 삽입된 생체의 중량 변화에 기초하여 결정되는

이황화몰리브덴을 이용한 트랜센트 센서.

청구항 10

수용성 기판 상에 수용성 절연층을 증착하는 단계;

상기 수용성 절연층 상에 몰리브덴(Molybdenum)과 마그네슘(Mg) 중 어느 하나를 이용하여 전극층을 형성하는 단계; 및

상기 형성된 전극층과 연결되고, 상기 수용성 절연층 상에서 입자(grain) 형태의 이황화몰리브덴(Molybdenum Disulfide)을 포함하는 채널층을 형성하는 단계;

상기 수용성 기판, 상기 증착된 수용성 절연층, 상기 형성된 전극층 및 상기 형성된 채널층을 포함하고, 생체(living matter)에 삽입되면, 상기 삽입된 생체(living matter) 내에서 임계 시간 내에 분해되는 트랜센트 센서를 제조하는 단계를 포함하는

이황화몰리브덴을 이용한 트랜센트 센서의 제조 방법.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 채널층을 형성하는 단계는,

금속 유기 화학 기상 증착법(Metal-Organic Chemical Vapor Deposition, MOCVD)에 따라 증착되는 상기 채널층의 입자(grain) 크기를 제어하여 상기 임계 시간을 결정하는 단계를 포함하는

이황화몰리브덴을 이용한 트랜센트 센서의 제조 방법.

청구항 12

제10항에 있어서,

상기 채널층을 통하여 상기 생체(living matter)의 생 흡수성, 압력, 온도, 스트레인(strain), 및 가속도 중 적어도 하나 이상을 측정하는 단계를 더 포함하는

이황화몰리브덴을 이용한 트랜센트 센서의 제조 방법.

청구항 13

제10항에 있어서,

상기 삽입된 생체(living matter)의 말초 혈액 내 면역 세포의 비율 및 상기 삽입된 생체의 중량 변화에 기초하여 상기 채널층의 생체 적합성을 결정하는 단계를 더 포함하는

이황화몰리브덴을 이용한 트랜센트 센서의 제조 방법.

발명의 설명

기술 분야

- [0001] 본 발명은 트랜센트 센서(transient sensor)를 제조하기 위한 기술적 사상에 관한 것으로, 보다 구체적으로, 이황화몰리브덴(molybdenum disulfide, MoS_2)과 같은 2차원(two-dimensinal) 소재를 이용하여 혈액과 같은 생체액에서 용해되는 트랜센트 센서 및 그 제조 방법에 관한 것이다.

배경 기술

- [0003] 최근 세계적으로 바이오 센서를 활용해 생체 신호를 모니터링하는 연구가 활발히 진행되고 있다.
- [0004] 바이오 센서 산업은 현재 세계적으로 약 50억 달러에 달하는 큰 규모의 시장을 형성하고 있으며 그 중 바이오칩은 그 가능성과 응용분야의 다양성 때문에 미래지향적 산업으로 각광받고 있다.
- [0005] 또한, 시장규모가 매년 10 ~ 15%씩 증가하는 추세를 보이고 있기 때문에 관련분야의 연구로 수반되는 경제적인 가치는 매우 크다고 볼 수 있다.
- [0006] 기존 실리콘을 이용하여 물 속에서 녹는 트랜센트 센서가 개발되어 응용 분야에 적용될 가능성이 대두되고 있다.
- [0007] 기존의 기술은 얇게 제작한 센서를 인체 장치에 부착하여 신호를 측정하는 방식으로 몸 속에서 녹지 않아 다시 추출해야 하는 문제점이 있다.
- [0008] 제수술이 어려운 심장이나 뇌와 같은 부위의 수술에서는 이러한 문제점을 극복하기 위한 새로운 개념의 접근방안이 필요한 실정이다.
- [0009] 기존 실리콘과 같은 물질과 다르게 2차원 소재를 이용할 경우 단층의 두께만으로도 소자의 특성을 얻을 수 있기에, 초박막 센서 제작에 유리하며 다양한 센서에 활용할 수 있다.
- [0010] 따라서, 기존의 기술에 따라 얇게 제작되는 센서의 문제점을 해결하기 위한 해결 방안이 요구된다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0012] (특허문헌 0001) 한국등록특허 제10-1779264호, "센서 어레이를 이용한 생체 정보 측정 장치"
- (특허문헌 0002) 한국등록특허 제10-1736910호, "생흡수성 및 생분해성 물질로 제조되는 비휘발성 저항 기억 소자"

(특허문헌 0003) 한국등록특허 제10-1692061호, "이황화몰리브덴 기반의 유연하고 투명한 가스 센서 및 그 제조 방법"

비특허문헌

- [0013] (비특허문헌 0001) Minhoon Park 외 5명, "MoS₂-Based Tactile Sensor for Electronic Skin Applications", Adv. Mater. 2016, 28, 2556-2562

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0014] 본 발명은 이황화몰리브덴을 이용한 트랜센트 센서를 제조하는 것을 목적으로 한다.
- [0015] 또한, 본 발명은 체내에 삽입하는 수용성 전자소자를 이용해 센서의 역할을 다한 후 자연적으로 분해되는 트랜센트 센서를 제조하는 것을 목적으로 한다.
- [0016] 또한, 본 발명은 체내에서 전자소자가 자연적으로 분해되면 삽입 이후 해당부위를 재개봉하는 과정이 사라져 수술상의 번거로움을 제외함으로써 피험자의 편의성을 향상시키는 것을 목적으로 한다.
- [0017] 또한, 본 발명은 수술상의 번거로움을 제외함에 따라 경제적인 비용을 절감하는 것을 목적으로 한다.
- [0018] 또한, 본 발명은 화학적으로 안정성이 뛰어나 쉽게 다른 물질로 변형되지 않기 때문에, 체내 안정성에서도 유리하며 매우 얇은 두께로 제작이 가능하기 때문에 몸에서 분해되는 시간 또한 현격히 감소되는 트랜센트 센서를 제조하는 것을 목적으로 한다.
- [0019] 또한, 본 발명은 랩온어칩, 웨어러블 전자소자분야에서 기대되는 경제적인 효과뿐만 아니라 미래의 바이오 나노 물질 연구에도 기여되는 트랜센트 센서의 제조 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

- [0021] 본 발명의 일실시예에 따르면 이황화몰리브덴을 이용한 트랜센트 센서는 수용성 기관, 상기 수용성 기관 상에 증착되는 수용성 절연층, 상기 수용성 절연층 상에 몰리브덴(Molybdenum)과 마그네슘(Mg) 중 어느 하나를 이용하여 형성되는 전극층 및 상기 형성된 전극층과 연결되고, 상기 수용성 절연층 상에서 입자(grain) 형태의 이황화몰리브덴(Molybdenum Disulfide)을 포함하는 채널층을 포함하고, 생체(living matter)에 삽입되면, 상기 삽입된 생체(living matter) 내에서 임계 시간 내에 분해될 수 있다.
- [0022] 본 발명의 일실시예에 따르면 상기 채널층은, 금속 유기 화학 기상 증착법(MOCVD)에 기반하여 상기 수용성 절연층 상에서 단층으로 증착되거나, 상기 전극층에 대하여 전자 빔 증착법에 의해 증착되고, 상기 채널층의 내부는, 채널이 구형파(square wave)의 형태로 증착되며, 상기 채널은, 상기 전극층에 연결될 수 있다.
- [0023] 본 발명의 일실시예에 따르면 상기 채널층은, 상기 생체(living matter)의 생 흡수성, 압력, 온도, 스트레인(strain) 및 가속도 중 적어도 하나 이상을 측정할 수 있다.
- [0024] 본 발명의 일실시예에 따르면 상기 임계 시간은, 금속 유기 화학 기상 증착법(Metal-Organic Chemical Vapor Deposition, MOCVD)에 따라 증착되는 상기 채널층의 입자(grain) 크기에 기초하여 결정될 수 있다.
- [0025] 본 발명의 일실시예에 따르면 상기 수용성 기관은, 폴리락테이트-co-글라이콜레이트(poly(lactic-co-glycolic acid), PLGA) 및 폴리비닐 알코올(Polyvinyl Alcohol, PVA) 중 어느 하나로 이루어질 수 있다.
- [0026] 본 발명의 일실시예에 따르면 상기 수용성 절연층은, 산화 규소(SiO₂), 질화규소(Si₃N₄), 산화하프늄(HfO₂) 및 산화 마그네슘(MgO) 중 어느 하나가 증착되어 옥사이드(oxide) 층 및 수용성 폴리머 복합체 중 어느 하나로 이루어지고, 대기압 화학 증착법(Atmospheric Pressure Chemical Vapor Deposition, APCVD)에 기반하여 상기 수용성 기관 상에 증착될 수 있다.

- [0027] 본 발명의 일실시예에 따르면 상기 수용성 기관, 상기 수용성 절연층, 상기 전극층 및 상기 채널층 중 적어도 하나는, 상기 생체(living matter)에 포함되는 생체 용액에 의하여 용해될 수 있다.
- [0028] 본 발명의 일실시예에 따르면 상기 채널층은, 상기 수용성 절연층 상에 다결정 구조를 갖고, 단층 막(film)으로 증착될 수 있다.
- [0029] 본 발명의 일실시예에 따르면 상기 채널층의 생체 적합성은, 상기 삽입된 생체(living matter)의 말초 혈액 내 면역 세포의 비율 및 상기 삽입된 생체의 중량 변화에 기초하여 결정될 수 있다.
- [0030] 본 발명의 일실시예에 따르면 이황화몰리브덴을 이용한 트랜션트 센서의 제조 방법은 수용성 기관 상에 수용성 절연층을 증착하는 단계, 상기 수용성 절연층 상에 몰리브덴(Molybdenum)과 마그네슘(Mg) 중 어느 하나를 이용하여 전극층을 형성하는 단계 및 상기 형성된 전극층과 연결되고, 상기 수용성 절연층 상에서 입자(grain) 형태의 이황화몰리브덴(Molybdenum Disulfide)을 포함하는 채널층을 형성하는 단계, 상기 수용성 기관, 상기 증착된 수용성 절연층, 상기 형성된 전극층 및 상기 형성된 채널층을 포함하고, 생체(living matter)에 삽입되면, 상기 삽입된 생체(living matter) 내에서 임계 시간 내에 분해되는 트랜션트 센서를 제조하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0031] 본 발명의 일실시예에 따르면 상기 채널층을 형성하는 단계는, 금속 유기 화학 기상 증착법(Metal-Organic Chemical Vapor Deposition, MOCVD)에 따라 증착되는 상기 채널층의 입자(grain) 크기를 제어하여 상기 임계 시간을 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0032] 본 발명의 일실시예에 따르면 이황화몰리브덴을 이용한 트랜션트 센서의 제조 방법은 상기 채널층을 통하여 상기 생체(living matter)의 생 흡수성, 압력, 온도, 스트레인(strain), 및 가속도 중 적어도 하나 이상을 측정하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0033] 본 발명의 일실시예에 따르면 이황화몰리브덴을 이용한 트랜션트 센서의 제조 방법은 상기 삽입된 생체(living matter)의 말초 혈액 내 면역 세포의 비율 및 상기 삽입된 생체의 중량 변화에 기초하여 상기 채널층의 생체 적합성을 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0035] 본 발명은 이황화몰리브덴을 이용한 트랜션트 센서를 제조할 수 있다.
- [0036] 또한, 본 발명은 체내에 삽입하는 수용성 전자소자를 이용해 센서의 역할을 다한 후 자연적으로 분해되는 트랜션트 센서를 제조할 수 있다.
- [0037] 또한, 본 발명은 체내에서 전자소자가 자연적으로 분해되면 삽입 이후 해당부위를 재개봉하는 과정이 사라져 수술상의 번거로움을 제외함으로써 피험자의 편의성을 향상시킬 수 있다.
- [0038] 또한, 본 발명은 수술상의 번거로움을 제외함에 따라 경제적인 비용을 절감할 수 있다.
- [0039] 또한, 본 발명은 화학적으로 안정성이 뛰어나 쉽게 다른 물질로 변형되지 않기 때문에, 체내 안정성에서도 유리하며 매우 얇은 두께로 제작이 가능하기 때문에 몸에서 분해되는 시간 또한 현격히 감소되는 트랜션트 센서를 제조할 수 있다.
- [0040] 또한, 본 발명은 랩온어칩, 웨어러블 전자소자분야에서 기대되는 경제적인 효과뿐만 아니라 미래의 바이오 나노 물질 연구에도 기여되는 트랜션트 센서의 제조 방법을 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0042] 도 1a는 본 발명의 일실시예에 따른 트랜션트 센서의 구조를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 1b는 본 발명의 일실시예에 따른 트랜션트 센서의 채널층을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 트랜션트 센서의 적층 구조를 설명하기 위한 도면이다.
- 도 3a 내지 도 3c는 본 발명의 일실시예에 따른 트랜션트 센서의 용해 과정을 설명하기 위한 도면이다.

도 4a 내지 도 4e는 본 발명의 일실시예에 따른 트랜센트 센서의 에너지 특성을 설명하기 위한 도면이다.

도 5a 내지 도 5b는 본 발명의 일실시예에 따른 매체 별 트랜센트 센서를 구성하는 채널층과 관련된 세포 배양을 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 본 발명의 일실시예에 따른 트랜센트 센서를 구성하는 채널층과 관련된 세포 고사를 설명하기 위한 도면이다.

도 7은 본 발명의 일실시예에 따른 트랜센트 센서의 독성 검사를 설명하기 위한 도면이다.

도 8a 내지 도 8b는 본 발명의 일실시예에 따른 트랜센트 센서와 일반 바이오 센서를 비교 설명하기 위한 도면이다.

도 9는 본 발명의 일실시예에 따른 트랜센트 센서의 제조 방법을 설명하기 위한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0043] 이하, 본 문서의 다양한 실시 예들이 첨부된 도면을 참조하여 기재된다.
- [0044] 실시 예 및 이에 사용된 용어들은 본 문서에 기재된 기술을 특정한 실시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 해당 실시 예의 다양한 변경, 균등물, 및/또는 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.
- [0045] 하기에서 다양한 실시 예들을 설명에 있어 관련된 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략할 것이다.
- [0046] 그리고 후술되는 용어들은 다양한 실시 예들에서의 기능을 고려하여 정의된 용어들로서 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 관례 등에 따라 달라질 수 있다. 그러므로 그 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.
- [0047] 도면의 설명과 관련하여, 유사한 구성요소에 대해서는 유사한 참조 부호가 사용될 수 있다.
- [0048] 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함할 수 있다.
- [0049] 본 문서에서, "A 또는 B" 또는 "A 및/또는 B 중 적어도 하나" 등의 표현은 함께 나열된 항목들의 모든 가능한 조합을 포함할 수 있다.
- [0050] "제1," "제2," "첫째," 또는 "둘째," 등의 표현들은 해당 구성요소들을, 순서 또는 중요도에 상관없이 수식할 수 있고, 한 구성요소를 다른 구성요소와 구분하기 위해 사용될 뿐 해당 구성요소들을 한정하지 않는다.
- [0051] 어떤(예: 제1) 구성요소가 다른(예: 제2) 구성요소에 "(기능적으로 또는 통신적으로) 연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급된 때에는, 상기 어떤 구성요소가 상기 다른 구성요소에 직접적으로 연결되거나, 다른 구성요소(예: 제3 구성요소)를 통하여 연결될 수 있다.
- [0052] 본 명세서에서, "~하도록 구성된(또는 설정된)(configured to)"은 상황에 따라, 예를 들면, 하드웨어적 또는 소프트웨어적으로 "~에 적합한," "~하는 능력을 가지는," "~하도록 변경된," "~하도록 만들어진," "~를 할 수 있는," 또는 "~하도록 설계된"과 상호 호환적으로(interchangeably) 사용될 수 있다.
- [0053] 어떤 상황에서는, "~하도록 구성된 장치"라는 표현은, 그 장치가 다른 장치 또는 부품들과 함께 "~할 수 있는" 것을 의미할 수 있다.
- [0054] 예를 들면, 문구 "A, B, 및 C를 수행하도록 구성된(또는 설정된) 프로세서"는 해당 동작을 수행하기 위한 전용 프로세서(예: 임베디드 프로세서), 또는 메모리 장치에 저장된 하나 이상의 소프트웨어 프로그램들을 실행함으로써, 해당 동작들을 수행할 수 있는 범용 프로세서(예: CPU 또는 application processor)를 의미할 수 있다.
- [0055] 또한, '또는'이라는 용어는 배타적 논리합 'exclusive or' 이기보다는 포함적인 논리합 'inclusive or' 를 의미한다.
- [0056] 즉, 달리 언급되지 않는 한 또는 문맥으로부터 명확하지 않는 한, 'x가 a 또는 b를 이용한다'라는 표현은 포함적인 자연 순열들(natural inclusive permutations) 중 어느 하나를 의미한다.
- [0058] 도 1a는 본 발명의 일실시예에 따른 트랜센트 센서의 구조를 설명하기 위한 도면이다.

- [0059] 구체적으로, 도 1a는 트랜센트 센서에 포함되는 각 구성 요소를 설명한다.
- [0060] 도 1a를 참고하면, 트랜센트 센서는 수용성 기관(100), 수용성 절연층(110), 전극층(120) 및 채널층(130)을 포함할 수 있다.
- [0061] 본 발명의 일실시예에 따르면 수용성 기관(100)은 폴리락테이트-co-글라이콜레이트(poly(lactic-co-glycolic acid), PLGA) 및 폴리비닐 알코올(Polyvinyl Alcohol, PVA) 중 어느 하나로 이루어질 수 있다.
- [0062] 일례로, 수용성 절연층(110)은 수용성 기관(100) 상에 화학적 증착 기법을 이용하여 증착될 수 있다.
- [0063] 본 발명의 일실시예에 따르면 수용성 절연층(110)은 옥사이드(oxide) 계열층 및 수용성 폴리머 복합체로서 이루어질 수 있고, 수용성 보호층을 포함할 수 있다.
- [0064] 또한, 수용성 절연층(110)은 옥사이드 층과 수용성 폴리머 복합체 중 어느 하나에서 성분 함량에 기초하여 분해 시기가 조절될 수 있다.
- [0065] 일례로, 수용성 절연층(110)은 산화 규소(SiO₂), 질화규소(Si₃N₄), 산화하프늄(HfO₂) 및 산화 마그네슘(MgO) 중 어느 하나가 증착되어 옥사이드(oxide) 층 및 수용성 폴리머 복합체(water-soluble polymer complex) 중 어느 하나로 이루어질 수 있다.
- [0066] 또한, 수용성 절연층(110)은 대기압 화학 증착법(Atmospheric Pressure Chemical Vapor Deposition, APCVD)에 기반하여 수용성 기관(100) 상에 증착될 수 있다.
- [0067] 본 발명의 일실시예에 따르면 전극층(120)은 수용성 절연층(110) 상에 몰리브덴(Molybdenum)과 마그네슘(Mg) 중 어느 하나를 이용하여 형성될 수 있다.
- [0068] 일례로, 전극층(120)은 채널층(130)을 통하여 생체 데이터를 전달 받을 수 있다.
- [0069] 본 발명의 일실시예에 따르면 채널층(130)은 전극층(120)과 연결되고, 수용성 절연층(110) 상에서 입자(grain) 형태의 이황화몰리브덴(Molybdenum Disulfide)을 포함하는 형태로 형성될 수 있다.
- [0070] 일례로, 채널층(130)은 금속 유기 화학 기상 증착법(Metal-Organic Chemical Vapor Deposition, MOCVD)에 기반하여 수용성 절연층(110) 상에서 단층으로 증착될 수 있다.
- [0071] 또한, 채널층(130)은 전극층(120)에 대하여 전자 빔 증착법에 의해 전극층(120)로부터 증착될 수 있다.
- [0072] 본 발명의 일실시예에 따르면 채널층(130)은 생체(living matter)의 생 흡수성, 압력, 온도, 스트레인(strain) 및 가속도 중 적어도 하나 이상을 측정할 수 있다.
- [0073] 일례로, 채널층(130)은 수용성 절연층(110) 상에 다결정 구조를 갖고, 단층 막(film)의 형태로 적층될 수 있다.
- [0074] 또한, 수용성 절연층(110)은 전극층(120)과 채널층(130) 상에 동일한 패턴으로 추가 생성될 수 있다. 여기서, 수용성 절연층(110)이 전극층(120)과 채널층(130) 상에 추가 적층된 구조는 도 2의 설명에서 보충 설명한다.
- [0075] 본 발명의 일실시예에 따르면 트랜센트 센서는 생체(living matter)에 삽입되면, 생체(living matter) 내에서 임계 시간 내에 분해될 수 있다.
- [0076] 따라서, 본 발명은 체내에서 전자소자가 자연적으로 분해되면 삽입 이후 해당부위를 재개봉하는 과정이 사라져 기술상의 번거로움을 제외함으로써 피험자의 편의성을 향상시킬 수 있다.
- [0077] 또한, 본 발명은 기술상의 번거로움을 제외함에 따라 경제적인 비용을 절감할 수 있다.
- [0078] 일례로, 임계 시간은 금속 유기 화학 기상 증착법에 따라 증착되는 채널층의 입자(grain) 크기에 기초하여 결정될 수 있다.
- [0079] 본 발명의 일실시예에 따르면 트랜센트 센서는 2차원(two-dimensional) 소재 바이오 센서를 포함할 수 있다.
- [0080] 예를 들어, 2차원 소재는 이황화몰리브덴(MoS₂)뿐만 아니라 황화텅스텐(WS₂), 이셀렌몰리브덴(MoSe₂), 텅스텐 디셀레나이드(WSe₂), 몰리브덴 디텔라라이드(MoTe₂) 등이 포함될 수 있다.
- [0081] 일례로, 트랜센트 센서는 수용성 전자소자의 수명을 조절하기 위해서 소자 완성 후, 트랜센트 센서의 맨 위층이 폴리머(polymer) 물질을 이용하여 캡슐화(encapsulation)될 수 있다.

- [0082] 본 발명은 체내에 삽입하는 수용성 전자소자를 이용해 센서의 역할을 다한 후 자연적으로 분해되는 트랜센트 센서를 제조할 수 있다.
- [0084] 도 1b는 본 발명의 일실시예에 따른 트랜센트 센서의 채널층을 설명하기 위한 도면이다. 구체적으로, 도 1b는 채널층의 내부 구조를 예시한다.
- [0085] 도 1b를 참고하면, 채널층(140)은 전극층(150)과 연결될 수 있다.
- [0086] 본 발명의 일실시예에 따르면 채널층(140)은 전극층(150)에 대하여 전자 빔 증착법에 의해 증착되고, 채널을 포함할 수 있다.
- [0087] 일례로, 채널층(140)의 내부는 채널이 구형파(square wave)의 형태로 증착되고, 채널은 전극층(150)에 연결될 수 있다. 여기서, 채널은 구형파의 형태로 패터닝됨으로써, 구형파의 형태로 증착될 수 있다.
- [0088] 본 발명의 일실시예에 따르면 채널층(140)은 채널을 통하여 생체의 압력, 온도 및 스트레인 등의 데이터를 수집할 수 있다.
- [0089] 예를 들어, 채널층(140)의 채널은 채널층(140)의 입자(grain) 크기에 기반하여 변경될 수 있다.
- [0090] 또한, 채널층(140)은 전극층(150) 상에 면으로 존재할 수 있다.
- [0092] 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 트랜센트 센서의 적층 구조를 설명하기 위한 도면이다.
- [0093] 도 2를 참고하면, 트랜센트 센서는 수용성 기관(200), 수용성 절연층(210), 전극층(220) 및 채널층(230)을 포함한다.
- [0094] 본 발명의 일실시예에 따르면 수용성 절연층(210)은 수용성 기관(200) 상에 적층될 수 있다.
- [0095] 예를 들어, 수용성 절연층(210)은 이산화 규소(SiO_2)가 적층되어 수용성 기관(200)과 전극층(220) 간의 보호층으로서 동작될 수 있다.
- [0096] 또한, 수용성 절연층(210)은 대기압 화학 증착 기법을 이용하여 수용성 기관(200) 상에 이산화 규소(SiO_2)과 같은 산화물(Oxide)을 증착하여 형성될 수 있다.
- [0097] 일례로, 전극층(220)은 수용성 절연층(210) 상에 적층될 수 있다.
- [0098] 예를 들어, 전극층(220)은 산화 마그네슘(MgO)과 같은 산화물(Oxide)을 증착하여 형성될 수 있다.
- [0099] 본 발명의 일실시예에 따르면 채널층(230)은 수용성 절연층(210) 상에 적층되면서, 전극층(220)과 연결될 수 있다.
- [0100] 본 발명의 일실시예에 따르면 채널층(230)은 단층 필름 구조로서 형성될 수 있다.
- [0101] 일례로, 채널층(230)은 채널이 구형파(square wave)의 형태로 패터닝(patterning)되어 형성될 수 있다.
- [0102] 본 발명의 일실시예에 따르면 전극층(220)과 채널층(230) 상에 수용성 절연층(210)이 추가 적층된다.
- [0103] 즉, 수용성 절연층(210)은 전극층(220)과 채널층(230)의 위아래에 동시에 존재할 수 있다.
- [0105] 도 3a 내지 도 3c는 본 발명의 일실시예에 따른 트랜센트 센서의 용해 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- [0106] 도 3a의 (a) 내지 (d)는 트랜센트 센서가 생체 내에 삽입된 후 시간 경과를 나타낼 수 있다.
- [0107] 도 3a의 (a)를 참고하면, 트랜센트 센서가 생체 내에 삽입되었을 때 전극층(300) 및 채널층(310)을 모두 포함한다.
- [0108] 도 3a의 (b)를 참고하면, 트랜센트 센서는 24시간의 경과에 따라 생체 내에 존재하는 액체에 의하여 전극층(300) 및 채널층(310)의 일부가 용해된다.
- [0109] 도 3a의 (c)를 참고하면, 전극층(300) 및 채널층(310)이 용해되고, 수용성 절연층(320)만 위치한다. 도 3a의

(d)를 참고하면, 생체에 삽입된 트랜센트 센서가 모두 분해되었다. 예를 들어, 생체에 삽입된 트랜센트 센서는 약 72시간 경과 후, 생체 내에 존재하는 혈액 등에 용해됨으로써 분해될 수 있다.

- [0110] 도 3b의 (a) 내지 (d)는 트랜센트 센서를 약 염기성 액체와 강 염기성 액체에 투입하고, 서로 다른 온도에 따라 분해 정도를 확인하는 실험을 설명하는 도면이다.
- [0111] 도 3b의 (a) 내지 (d)를 참고하면, 트랜센트 센서는 강 염기성 수용액과 높은 온도에서 보다 빠르게 분해되는 특징을 나타낼 수 있다.
- [0112] 즉, 트랜센트 센서는 약 염기성 액체에 해당하는 체액 내에서 일반 온도인 40도 내에서 일정 기간 이상 데이터를 수집하기 위한 시간이 확보 가능하다.
- [0113] 또한, 보다 빠른 제거를 위하여 주변 온도를 증가시킬 경우, 트랜센트 센서는 분해될 수 있다.
- [0114] 도 3b의 (a) 내지 (d)는 트랜센트 센서를 약 염기성 액체와 강 염기성 액체에 투입하고, 서로 다른 온도에 따라 분해 정도를 확인하는 실험을 설명하는 도면이다.
- [0115] 도 3c는, 트랜센트 센서가 강 염기성 수용액과 높은 온도에서 보다 빠르게 분해되는 특징을 나타내는 그래프이다.
- [0116] 도 3c를 참고하면, 그래프의 가로축은 트랜센트 센서가 삽입되는 수용체의 온도를 나타내고, 세로축은 그에 따른 분해 시간을 나타낼 수 있다.
- [0117] 제1 농도(330)의 분해 시간과 제2 농도(340)의 분해 시간을 대비할 경우, 농도가 염기성에 가까울 수록, 수용체의 온도가 높을 수록 분해 시간은 감소한다.
- [0119] 도 4a 내지 도 4e는 본 발명의 일실시예에 따른 트랜센트 센서의 에너지 특성을 설명하기 위한 도면이다.
- [0120] 도 4a는 절연층상에 성장된 채널층의 광학적 특성을 설명하기 위한 도면이다.
- [0121] 도 4a의 (a)는 대기압 화학 증착법을 이용하여 절연층 상에 증착된 채널층의 결정 구조를 나타낼 수 있다.
- [0122] 도 4a의 (b)는 채널층의 단층 결정 구조를 나타낼 수 있다. 또한, 도 4a의 (c)는 입자 경계 구조를 나타낼 수 있다.
- [0123] 도 4b는 대기압 화학 증착법을 이용하여 절연층 상에 증착된 채널층의 에너지 특성을 그래프를 이용하여 설명하는 도면이다.
- [0124] 도 4b의 (a)는 라만 변이(raman shift) 별 강도 변화를 나타내고, (b)는 광자에너지 별 강도 변화를 나타내며, (c) 및 (d)는 결합에너지 별 초당계수 변화를 나타낼 수 있다.
- [0125] 도 4c는 대기압 화학 증착법을 이용하여 절연층 상에 증착된 채널층의 결정 구조의 광학 이미지(a), 라만 변이(b) 및 광자 에너지 스펙트럼(c)을 예시한다.
- [0126] 도 4d 및 도 4e는 SU-8 상에 증착되어 형성된 채널 층의 결정 구조가 시간 변화에 따라 변화하는 과정을 예시한다.
- [0128] 도 5a 내지 도 5b는 본 발명의 일실시예에 따른 매체 별 트랜센트 센서를 구성하는 채널층과 관련된 세포 배양을 설명하기 위한 도면이다.
- [0129] 도 5a는 이황화몰리브덴을 단층으로 형성한 후, 세포의 형광 이미지를 4, 12, 24 일 동안 시험 관내 배양 후, 이황화몰리브덴의 다른 상태와 함께 배양 24일 이후의 매체(medium), 폴리에틸렌 필름, ZDEC 폴리에틸렌 필름 및 초순수 물(deionized water)에서의 백점(flake)에 따른 세포 생존율 결과 평가를 나타낸다.
- [0130] 도 5b는 배양액에서의 백점(flake) 비율과 용해(dissolving)을 변화에 따른 세포 생존율 결과 평가를 나타낸다. 평가 결과에 따르면 말초 혈액에서 발견 된 면역 세포의 비율이 형광물질의 수를 통하여 파악될 수 있다.
- [0131] 따라서, 본 발명의 일실시예에 따른 이황화몰리브덴을 이용한 트랜센트 센서의 제조 방법은 말초 혈액 내 면역 세포의 비율에 기초하여 트랜센트 센서의 생체 적합성을 결정할 수 있다.

- [0133] 도 6은 본 발명의 일실시예에 따른 트랜센트 센서를 구성하는 채널층과 관련된 세포 고사를 설명하기 위한 도면이다.
- [0134] 구체적으로, 도 6은 트랜센트 센서를 구성하는 채널층의 삽입에 따라 세포가 고사하는 정도를 예시한다.
- [0135] 도 6의 (a) 내지 (e)를 참고하면, 이황화몰리브덴의 증착에 따라 형성되는 단층막이 생체에 삽입될 때 세포가 고사하는 정도를 시간 경과에 따라 아넥신(annexin)과 7-AAD(7-Aminoactinomycin)의 비율 변화를 분석할 수 있다.
- [0137] 도 7은 본 발명의 일실시예에 따른 트랜센트 센서의 독성 검사를 설명하기 위한 도면이다.
- [0138] 구체적으로, 도 7의 (a) 내지 (c)는 시간 경과에 따른 피하층 내의 세포 변화를 설명한다.
- [0139] 도 7의 (a)는 7일 경과 후의 피하층 내의 세포 형태를 나타낼 수 있고, 도 7의 (b)는 14일 경과 후의 피하층 내의 세포 형태를 나타낼 수 있으며, 도 7의 (a)는 7일 경과 후의 피하층 내의 세포 형태를 나타낼 수 있고, 도 7의 (c)는 28일 경과 후의 피하층 내의 세포 형태를 나타낼 수 있다.
- [0140] 트랜센트 센서의 독성 검사는 약 3mm X 10mm의 샘플 센서에 의해 쥐의 근육 조직내에 삽입된 후, 측정될 수 있다.
- [0141] 따라서, 본 발명은 화학적으로 안정성이 뛰어나 쉽게 다른 물질로 변형되지 않기 때문에, 체내 안정성에서도 유리하며 매우 얇은 두께로 제작이 가능하기 때문에 몸에서 분해되는 시간 또한 현격히 감소되는 트랜센트 센서를 제조할 수 있다.
- [0143] 도 8a 내지 도 8b는 본 발명의 일실시예에 따른 트랜센트 센서와 일반 바이오 센서를 비교 설명하기 위한 도면이다.
- [0144] 도 8a는 실험쥐의 머리 부분을 절제한 후, 제1 센서(800) 및 제2 센서(810)를 삽입한 후, 측정 케이블을 연결하는 실험 환경을 설명하기 위한 도면이다.
- [0145] 도 8a의 (a)를 참고하면, 제1 센서(800)와 제2 센서(810)가 실험쥐의 머리 부분에 이식된다. 여기서, 제1 센서(800)는 일반 바이오 센서를 나타낼 수 있고, 제2 센서(810)는 트랜센트 센서를 나타낼 수 있다.
- [0146] 도 8a의 (b)를 참고하면, 실험쥐의 절삭부분이 봉합된 후, 데이터 케이블들(820)들이 제1 센서(800)와 제2 센서(810)에 연결된다. 데이터 케이블이 유선으로 연결되는 실시예를 설명하나, 제1 센서(800)와 제2 센서(810)를 통하여 수집되는 데이터는 무선으로 수집될 수 있다.
- [0147] 도 8b는 제1 센서(830)와 제2 센서(840)에 의하여 실험쥐로부터 수집되는 온도 정보를 나타내는 그래프를 설명하는 도면이다.
- [0148] 그래프는 가로축이 시간을 나타내고, 세로축이 온도를 나타낸다. 그래프에 따르면 제1 센서와 제2 센서가 유사한 데이터를 수집하는 특징을 나타내고 있다.
- [0149] 즉, 본 발명의 일실시예에 따른 트랜센트 센서는 일반적으로 통용되는 바이오 센서와 동일한 데이터 수집 능력을 포함한다.
- [0151] 도 9는 본 발명의 일실시예에 따른 트랜센트 센서의 제조 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0152] 도 9를 참고하면, 단계(901)에서 트랜센트 센서의 제조 방법은 수용성 기관 상에 수용성 절연층을 증착할 수 있다.
- [0153] 즉, 트랜센트 센서의 제조 방법은 폴리락테이트-co-글라이콜레이트(poly(lactic-co-glycolic acid), PLGA) 및 폴리비닐 알코올(Polyvinyl Alcohol, PVA) 중 어느 하나로 이루어진 수용성 기관 상에 대기압 화학 증착법(Atmospheric Pressure Chemical Vapor Deposition, APCVD)에 기반하여 산화 규소(SiO₂), 질화규소(Si₃N₄), 산화하프늄(HfO₂) 및 산화 마그네슘(MgO) 중 어느 하나를 증착하여 수용성 절연층을 형성할 수 있다.

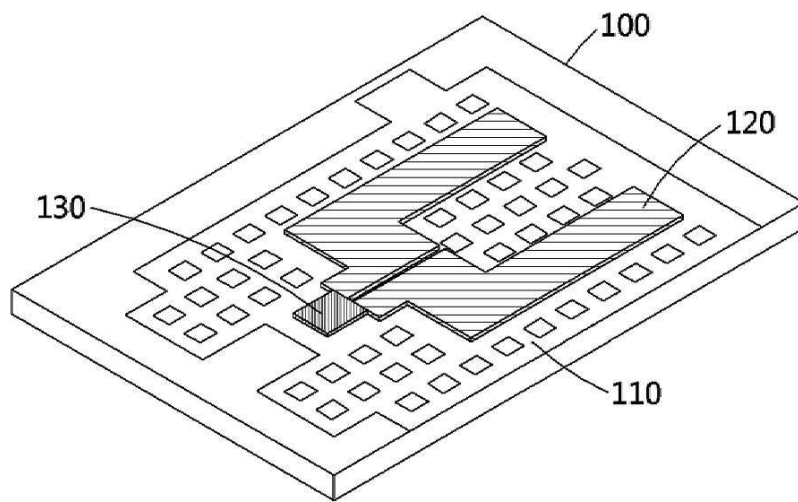
- [0154] 단계(902)에서 트랜센트 센서의 제조 방법은 수용성 절연층 상에 전극층을 형성할 수 있다.
- [0155] 즉, 트랜센트 센서의 제조 방법은 수용성 절연층 상에 몰리브덴(Molybdenum)과 마그네슘(Mg) 중 어느 하나를 화학 증착법을 이용하여 증착함으로써 전극층을 형성할 수 있다.
- [0156] 단계(903)에서 트랜센트 센서의 제조 방법은 수용성 절연층 상에 전극층과 연결되는 채널층을 형성할 수 있다.
- [0157] 즉, 트랜센트 센서의 제조 방법은 수용성 절연층 상에 이황화몰리브덴(Molybdenum Disulfide)을 이용하여 채널층을 형성할 수 있다.
- [0158] 단계(904)에서 트랜센트 센서의 제조 방법은 생체 내에서 임계 시간 내에 분해되는 트랜센트 센서를 제조할 수 있다.
- [0159] 즉, 트랜센트 센서의 제조 방법은 수용성 기관, 증착된 수용성 절연층, 형성된 전극층 및 형성된 채널층을 포함하고, 생체(living matter)에 삽입되면, 삽입된 생체(living matter) 내에서 임계 시간 내에 분해되는 트랜센트 센서를 제조할 수 있다.
- [0160] 또한, 트랜센트 센서의 제조 방법은 채널층을 통하여 생체(living matter)의 생 흡수성, 압력, 온도, 스트레인(strain), 및 가속도 중 적어도 하나 이상을 측정하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0161] 또한, 트랜센트 센서의 제조 방법은 삽입된 생체(living matter)의 말초 혈액 내 면역 세포의 비율 및 삽입된 생체의 중량 변화에 기초하여 채널층의 생체 적합성을 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0162] 따라서, 본 발명은 랩온어칩, 웨어러블 전자소자분야에서 기대되는 경제적인 효과뿐만 아니라 미래의 바이오 나노물질 연구에도 기여되는 트랜센트 센서의 제조 방법을 제공할 수 있다.
- [0164] 상술한 구체적인 실시 예들에서, 발명에 포함되는 구성 요소는 제시된 구체적인 실시 예에 따라 단수 또는 복수로 표현되었다.
- [0165] 그러나, 단수 또는 복수의 표현은 설명의 편의를 위해 제시한 상황에 적합하게 선택된 것으로서, 상술한 실시 예들이 단수 또는 복수의 구성 요소에 제한되는 것은 아니며, 복수로 표현된 구성 요소라 하더라도 단수로 구성되거나, 단수로 표현된 구성 요소라 하더라도 복수로 구성될 수 있다.
- [0166] 한편 발명의 설명에서는 구체적인 실시 예에 관해 설명하였으나, 다양한 실시 예들이 내포하는 기술적 사상의 범위에서 벗어나지 않는 한도 내에서 여러 가지 변형이 가능함은 물론이다.
- [0167] 그러므로 본 발명의 범위는 설명된 실시 예에 국한되어 정해져서는 아니되며 후술하는 청구범위뿐만 아니라 이 청구범위와 균등한 것들에 의해 정해져야 한다.

부호의 설명

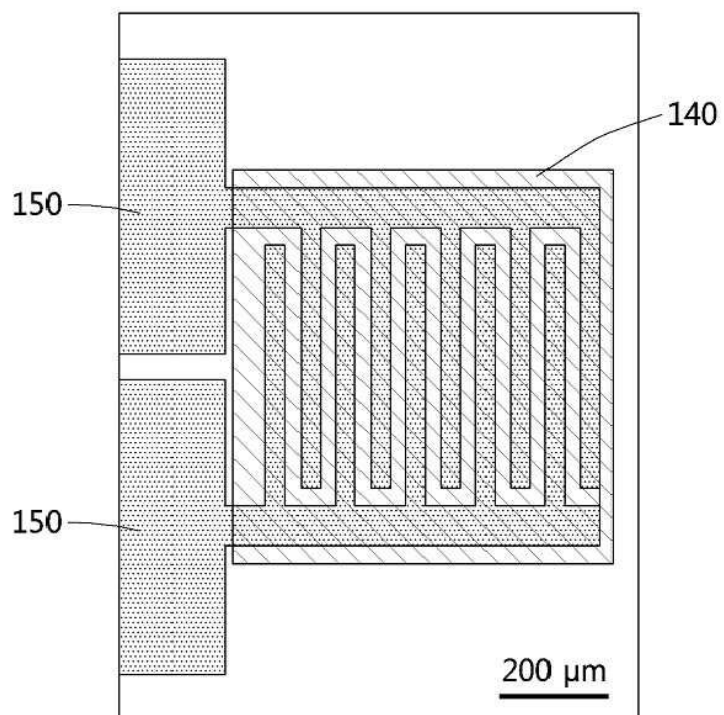
- [0169] 100: 수용성 기관 110: 수용성 절연층
120: 전극층 130: 채널층

도면

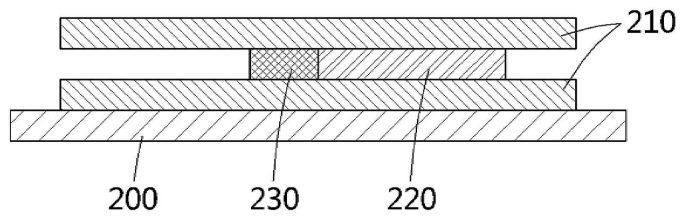
도면1a



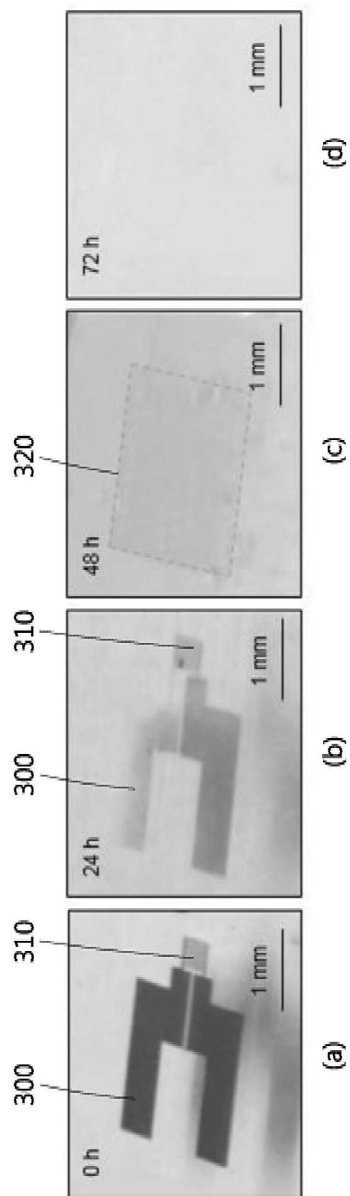
도면1b



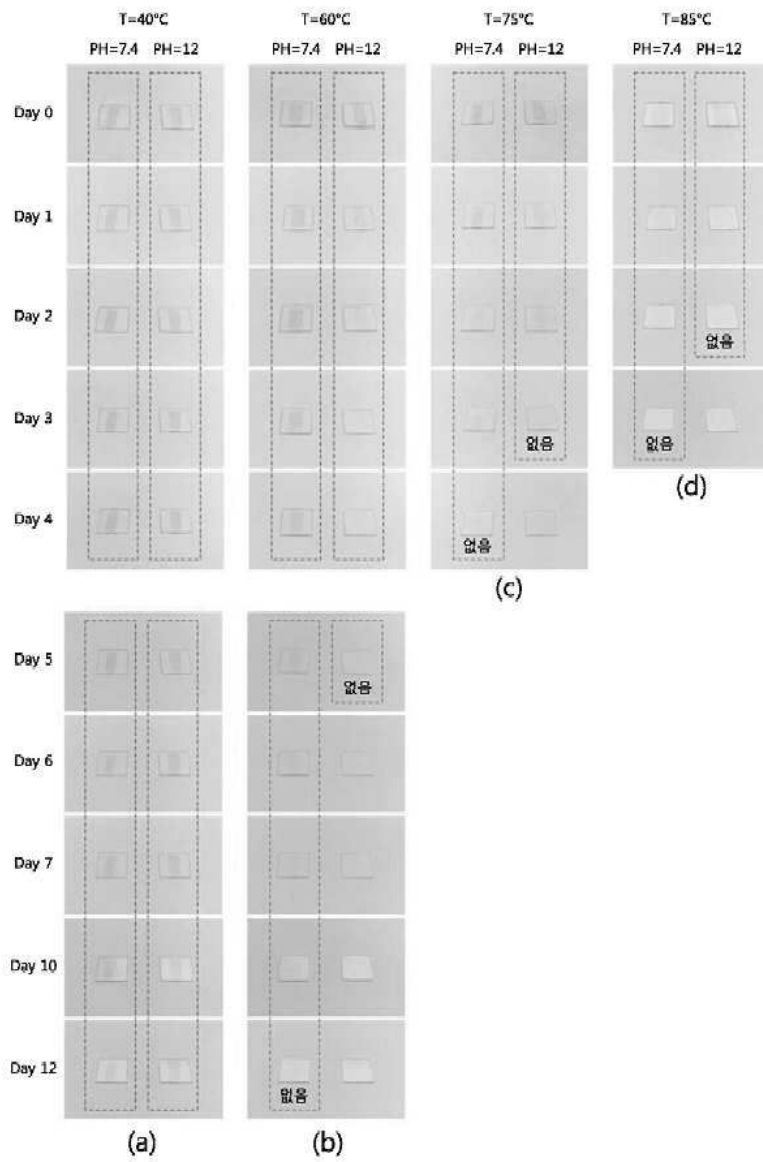
도면2



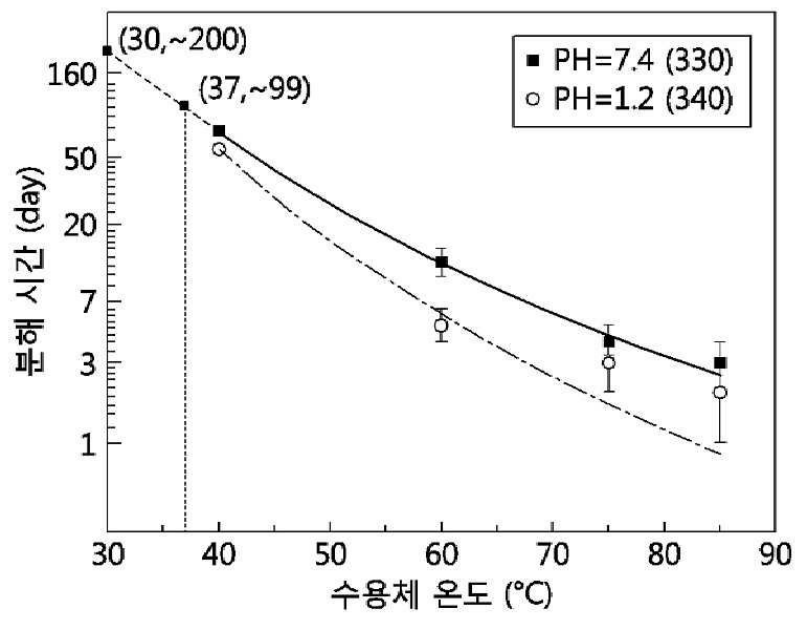
도면3a



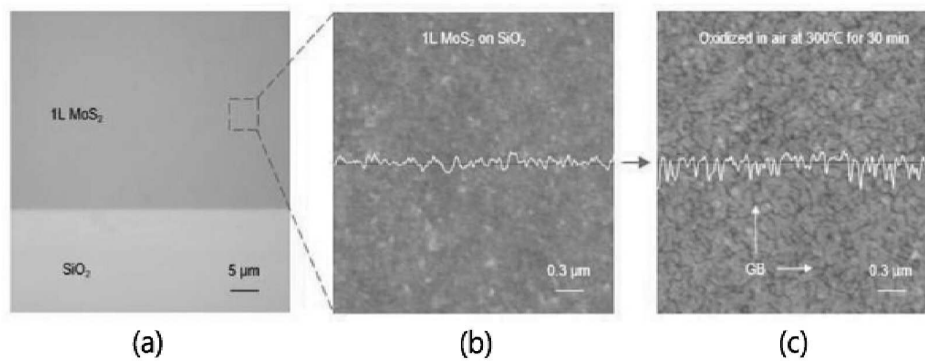
도면3b



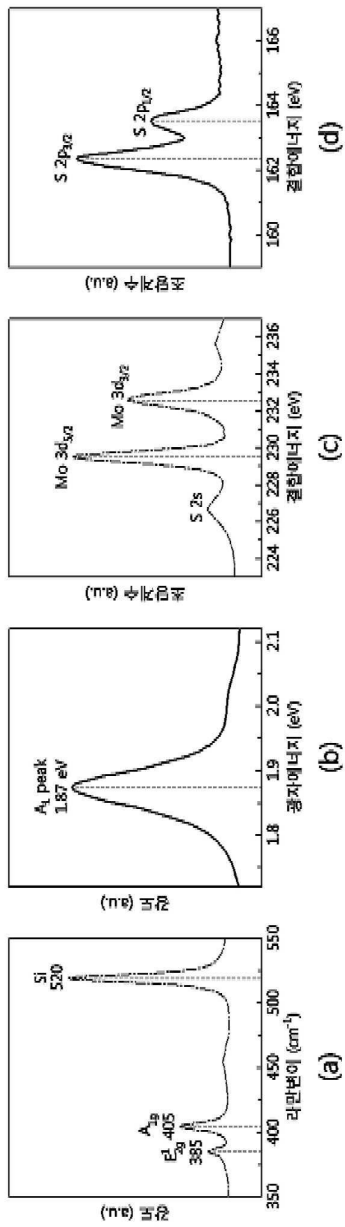
도면3c



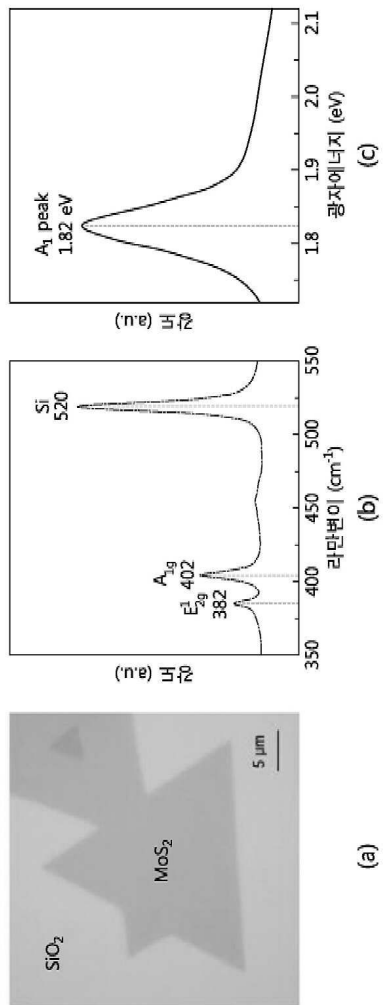
도면4a



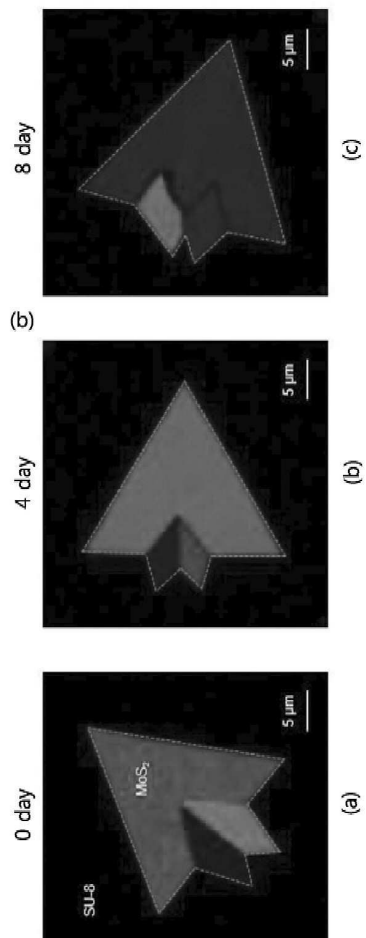
도면4b



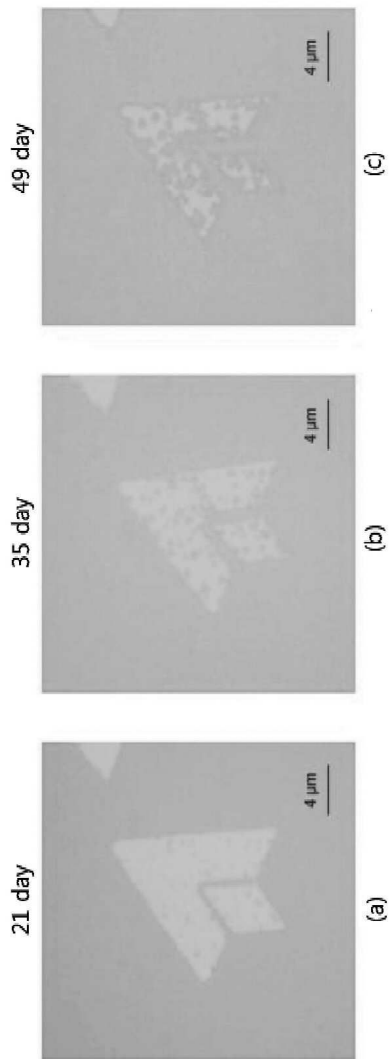
도면4c



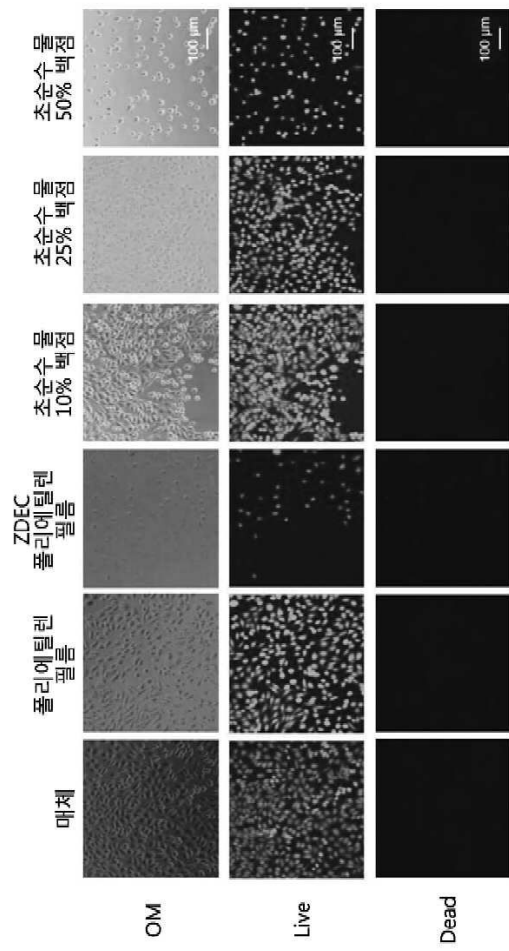
도면4d



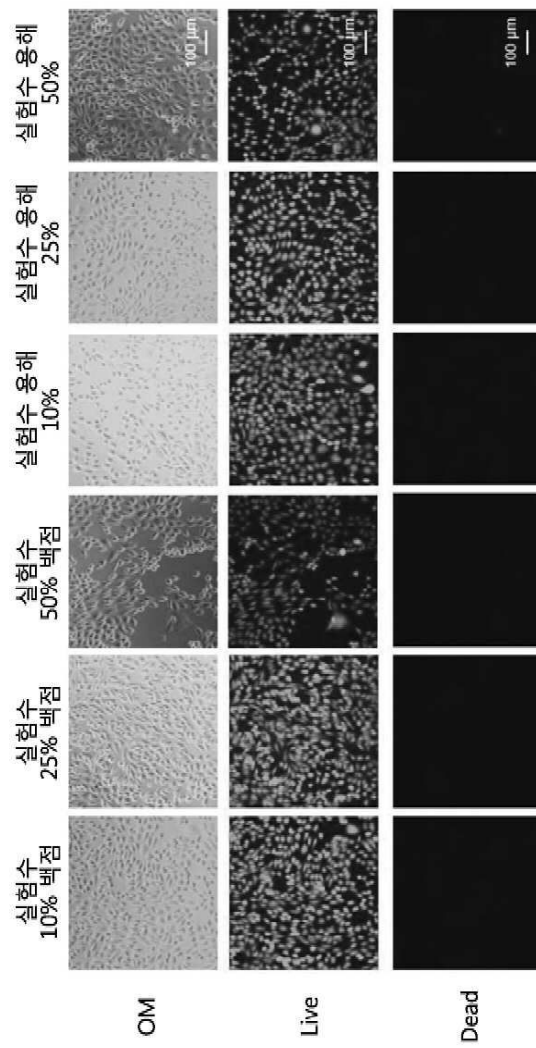
도면4e



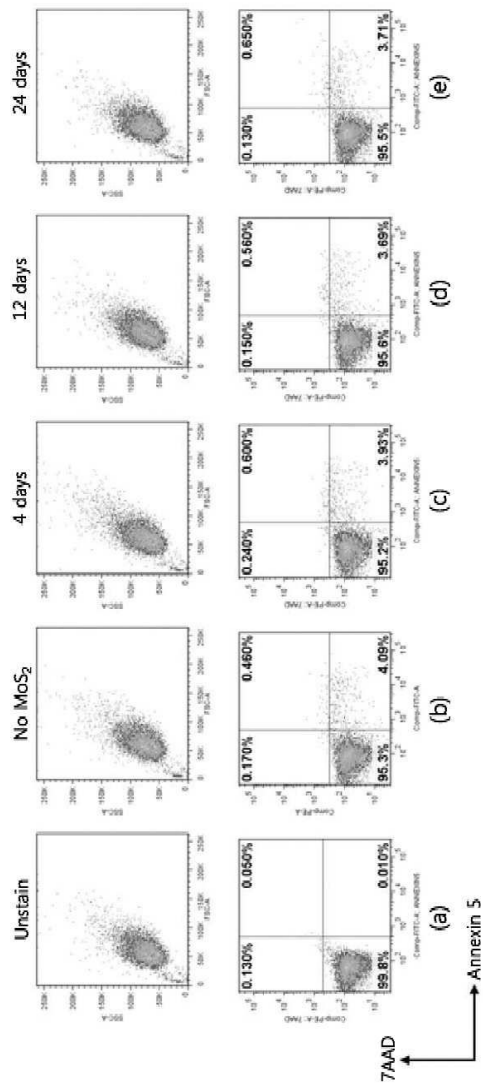
도면5a



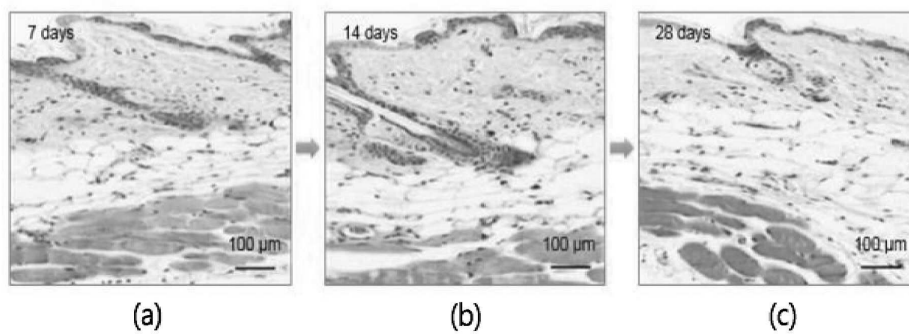
도면5b



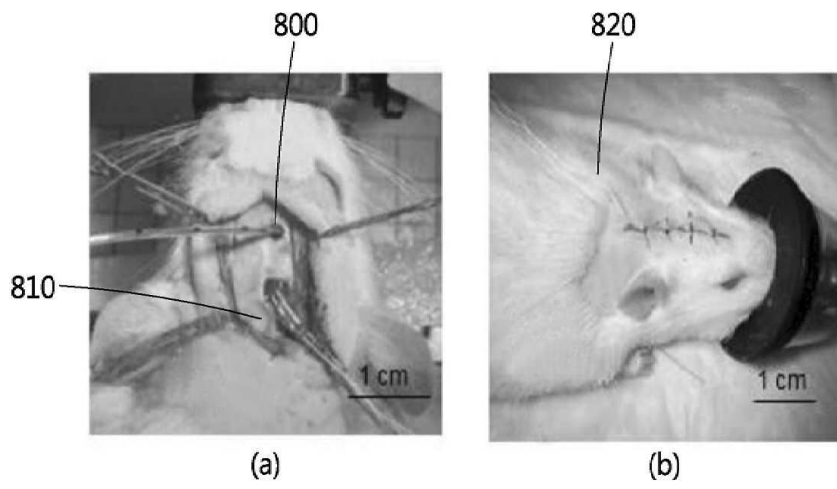
도면6



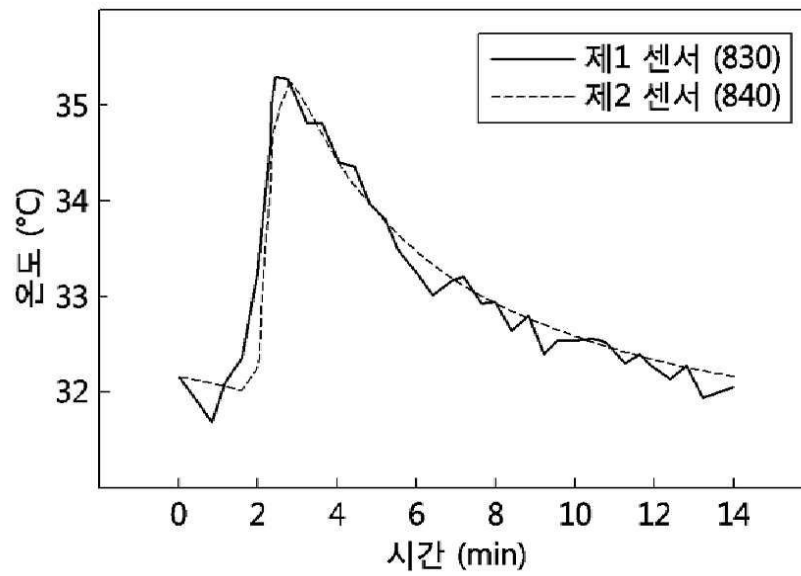
도면7



도면 8a



도면 8b



도면9

