(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2023년04월21일
(11) 등록번호 10-2523877
(24) 등록일자 2023년04월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/263 (2021.01) *A61B 5/293* (2021.01)
A61N 1/05 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/263 (2021.01)
A61B 5/293 (2022.01)
(21) 출원번호 10-2022-0086910
(22) 출원일자 2022년07월14일
심사청구일자 2022년07월14일
(65) 공개번호 10-2023-0037439
(43) 공개일자 2023년03월16일
(30) 우선권주장
1020210119878 2021년09월08일 대한민국(KR)
(56) 선행기술조사문헌
KR1020180062243 A*
KR1020030045745 A*
KR1020180102412 A*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
연세대학교 산학협력단
서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)
(72) 발명자
박장웅
서울특별시 양천구 목동서로 155 목동파라곤 108동 701호
장진우
서울특별시 서초구 신반포로 270, 111동 2701호 (반포동, 반포자이아파트)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
노경규

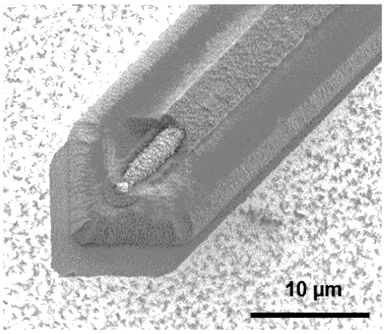
전체 청구항 수 : 총 3 항 심사관 : 서광욱

(54) 발명의 명칭 **상온 액체 금속을 이용한 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 뇌내 삽입형 생체전극 및 이의 제조 방법**

(57) 요 약

본 발명은 상온 액체 금속을 이용한 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 뇌내 삽입형 생체전극 및 이의 제조 방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 갈륨 기반의 액체 금속 합금을 포함하는 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 뇌내 삽입형 생체전극, 및 3D 프린팅 장치를 이용하여 갈륨 기반의 액체 금속 합금을 최소 수 마이크로미터의 선폭으로 형성함으로써 생체의 국부 조직에서 발생하는 신호를 감지하거나 자극할 수 있는 뇌내 삽입형 생체전극의 제조방법에 관한 것이다. 본 발명에 따른 뇌내 삽입형 생체전극은 유연하고, 장기적으로 삽입되어 있을 수 있으며, 뇌내 자극 전극, 뇌내 감지 전극, 심장 페이스메이커 전극, 기타 의생명공학 및 컴퓨터공학 분야의 뉴럴 인터페이스에 적용 가능하여 파킨슨병, 통증질환, 정신질환 등의 다양한 뇌신경계 질환 치료에 유용하게 사용될 수 있다.

대 표 도



(52) CPC특허분류
A61N 1/0529 (2013.01)
B22F 10/22 (2021.08)
B33Y 10/00 (2013.01)
A61B 2562/125 (2013.01)
A61B 2562/164 (2013.01)

(72) 발명자
정현호
서울특별시 서초구 신반포로 270, 123동 1302호 (반포동, 반포자이아파트)
박영근
서울특별시 서대문구 연희로10가길 51, 501호
고진수
서울특별시 서대문구 연세로 50-1 애비슨센터 201호
권용원
서울특별시 서대문구 창천동 110-77, 309호
이동하
서울특별시 서대문구 연희로10가길 51-37, 302호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711174285
과제번호	00141392
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	범부처전주기의료기기연구개발사업단
연구사업명	범부처전주기의료기기연구개발사업(R&D)
연구과제명	환자 맞춤형 뇌심부 감지 및 자극 피드백 기술 개발
기 여 율	50/100
과제수행기관명	연세대학교산학협력단
연구기간	2022.04.01 ~ 2024.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1415179709
과제번호	20013621
부처명	산업통상자원부
과제관리(전문)기관명	한국산업기술평가관리원
연구사업명	산업기술거점센터육성시범사업
연구과제명	초임계 소재 산업기술거점센터
기 여 율	50/100
과제수행기관명	연세대학교
연구기간	2020.09.01 ~ 2022.12.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

상온 액체 금속 합금인 공융 갈륨-인듐(Eutectic Gallium-Indium; EGaIn)이 생체적합성을 갖는 물질로 캡슐화(encapsulation)되어 있고, 생체와 맞닿는 부분은 나노크기의 다공성의 Pt(platinum)로 도금되어 있으며,

상기 상온 액체 금속 합금인 공융 갈륨-인듐은 마이크로미터 크기의 선폭으로 3D 프린팅하여 형성된 것을 특징으로 하는 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 뇌내 삽입형 생체전극.

청구항 2

삭제

청구항 3

삭제

청구항 4

삭제

청구항 5

1) 액체 금속 합금인 공융 갈륨-인듐(Eutectic Gallium-Indium; EGaIn)을 마이크로미터 크기의 길이 및 두께로 3D 프린팅하는 단계;

2) 생체적합성을 갖는 물질로 캡슐화(encapsulation)하는 단계;

3) 생체와 맞닿는 부분의 전극을 오픈시키기 위해, 포토리소그래피 공정을 통해 패터닝하는 단계;

4) 패터닝 후, 반응성 이온식각(reactive ion etching)을 하는 단계; 및

5) 전기도금 방식을 이용하여, 오픈된 전극위에 다공성의 Pt(platinum)을 도금하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 뇌내 삽입형 생체전극의 제조방법.

청구항 6

삭제

청구항 7

제1항에 따른 생체전극;

외부 계측기; 및

상기 생체전극 끝부분과 상기 외부 계측기와 연결 가능한 커넥터;를 포함하는 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 시스템.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 뇌내 삽입형 생체전극 및 이의 제조 방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 상온 액체 금속을 이용한 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 뇌내 삽입형 생체전극 및 이의 제조 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0003] 뇌는 3차원의 복잡한 구조로 되어 있고, 뉴런간의 끊임없는 신호 생성 및 전달을 통해 의사소통을 하고, 이러한 신경 활동과 발화 패턴은 신체 기능, 의식 및 기억 형성을 제어한다. 뇌의 신경 활동의 미묘한 이상은 간질, 파킨슨병, 알츠하이머병, 우울증 및 만성 통증과 같은 신경 장애로 이어질 수 있다. 따라서, 신경 활동의 이상 발견, 또는 뇌의 정상적인 작동을 위한 기능적 연결성을 확인하기 위해 신경 이온 신호를 전자 신호로 변환하는 생체 내부로 삽입되는 유연한 생체전극이 필요하다.

[0004] 기존의 유연한 생체전극으로써 연구개발 되고 있는 물질은 금속나노와이어, 카본나노튜브, 전도성 고분자, 얇은 고체 noble 전극 (Au, Pt) 등이 있지만, 이런 물질들도 생체에 비하면 매우 높은 영률(Young's modulus)을 가지기 때문에, 생체 삽입 시 면역반응을 일으키게 되고, 삽입 후에도 뇌의 미세한 움직임에 따른 추가적인 손상이 일어나 장기적인 신호 측정이 불가능하게 된다.

[0005] 수은 등의 일반적인 액체 금속은 액체의 특성상 신축성이 매우 뛰어나 차세대 신축성 배선 전극 재료 각광 받고 있지만, 생체 내에 삽입하기에는 독성이 있다.

[0006] 갈륨 기반 액체금속이 생체에 비교적 무해함이 알려져 있으나, 이를 생체 내에 삽입할 수준의 작은 크기 및 기계적 안정성을 갖도록 제작되기 어렵다.

[0008] 이에, 본 발명자들은 이러한 문제들을 해결하기 위해, 잘 알려진 생체적합성과, 조직과 비슷한 영률, 추가적인 어닐링 공정없이 우수한 전도성을 갖는 갈륨 기반의 액체금속(EGaIn; 75.5% 갈륨, 24.5% 인듐 wt %)을 사용하여 액체금속의 고해상도 프린팅 방식을 이용해, 액체금속 기반 생체전극을 제작하였고, 추가적으로 생체와 맞닿는 부분의 신호 향상을 위해, platinum을 전기도금 방식으로 코팅을 진행하여 임피던스를 낮춤으로써, 본 발명을 완성하였다.

선행기술문헌

특허문헌

[0010] (특허문헌 0001) 대한민국 등록특허 제10-1608209호

비특허문헌

[0011] (비특허문헌 0001) 박영근 등, Nano Lett. 2019, 19, 8, 4866-4872

(비특허문헌 0002) 박영근 등, Sci. Adv., 2019 Jun 21; 5(6), eaaw2844

발명의 내용

해결하려는 과제

[0012] 본 발명의 목적은 수 마이크로미터의 선폭으로 형성된 갈륨 기반의 액체 금속 합금을 포함하는 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 뇌내 삽입형 생체전극을 제공하는 것이다.

[0013] 본 발명의 또다른 목적은 3D 프린팅 공정을 통해 갈륨 기반의 액체 금속 합금을 최소 수 마이크로미터의 선폭으로 형성함으로써 생체의 국부 조직에서 발생하는 신호를 감지하거나 자극할 수 있는 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 뇌내 삽입형 생체전극을 제조하는 방법을 제공하는 것이다.

[0014] 본 발명의 다른 목적은 상기 본 발명에 따른 갈륨 기반의 액체 금속을 포함하는 생체전극 및 외부 계측기를 포함하는 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 시스템을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0016] 상기 목적을 달성하기 위하여, 본 발명은 상온 액체 금속 합금인 공융 갈륨-인듐(Eutectic Gallium-Indium; EGaIn)을 포함하는 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 뇌내 삽입형 생체전극을 제공한다.

[0017] 또한, 본 발명은

[0018] 1) 액체 금속 합금인 공융 갈륨-인듐(Eutectic Gallium-Indium; EGaIn)을 원하는 길이 및 두께로 3D 프린팅하는 단계;

[0019] 2) 생체적합성을 갖는 물질로 캡슐화(encapsulation)하는 단계;

[0020] 3) 생체와 맞닿는 부분의 전극을 오픈시키기 위해, 포토리소그래피 공정을 통해 패터닝하는 단계; 및

[0021] 4) 패터닝 후, 반응성 이온식각(reactive ion etching)을 하는 단계;를 포함하는 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 뇌내 삽입형 생체전극의 제조방법을 제공한다.

[0022] 아울러, 본 발명은 상기 본 발명에 따른 생체전극; 외부 계측기; 및 상기 생체전극 끝부분과 상기 외부 계측기와 연결 가능한 커넥터;를 포함하는 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 시스템을 제공한다.

발명의 효과

[0024] 본 발명은 갈륨 기반의 액체 금속 합금을 최소 수 마이크로미터의 선폭으로 형성함으로써 생체의 국부 조직에서 발생하는 신호를 감지하거나 자극할 수 있고, 생체조직에 유발하는 상처나 염증을 최소화할 수 있다.

[0025] 본 발명에 따른 상온 액체 금속을 이용한 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 뇌내 삽입형 생체전극은 유연하고, 장기적으로 삽입되어 있을 수 있으며, 뇌내 자극 전극, 뇌내 감지 전극, 심장 페이스메이커 전극, 기타 의생명공학 및 컴퓨터공학 분야의 뉴럴 인터페이스에 적용 가능하여 파킨슨병, 통증질환, 정신질환 등의 다양한 뇌신경계 질환 치료에 사용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0027] 도 1은 기존의 뇌내 신경조절 전극 및 본 발명에 따른 상온 액체 금속 기반 뇌내 삽입형 신경조절 전극의 차이점을 보여주는 그림이다.

도 2는 본 발명에 사용된 상온 액체 금속을 보여주는 그림이다.

도 3은 본 발명에 따른 3D 프린팅을 이용한 상온 액체 금속 기반 뇌내 삽입형 신경조절 전극을 제조하는 과정을 보여주는 그림이다.

도 4는 본 발명에 따른 상온 액체 금속 기반 뇌내 삽입형 신경조절 전극을 제조하는 과정에서, 액체금속을 원하는 길이 및 두께로 프린팅하는 것을 보여주는 그림이다.

도 5는 본 발명에 따른 상온 액체 금속 기반 뇌내 삽입형 신경조절 전극을 제조하는 과정에서, 파릴렌, 액체금속 프린팅, 나노크기의 다공성(nanoporous)의 Pt(platinum) 전기도금을 이용하여 제작하는 것을 보여주는 그림이다.

도 6은 본 발명에 따라 제작된 상온 액체 금속 기반 뇌내 삽입형 신경조절 전극에 대해 주사현미경으로 관찰한 실제 이미지를 보여주는 그림이다.

도 7은 본 발명에 따른 상온 액체 금속 기반 뇌내 삽입형 신경조절 전극을 주사기로 뇌내에 삽입하는 방식을 보여주는 그림이다.

도 8은 본 발명에 따른 상온 액체 금속 기반 뇌내 삽입형 신경조절 전극을 마우스의 해마 부위(Hippocampus region)에 삽입한 후, 마우스의 행동에 따른 신호 감지(움직일 때 왼쪽/가만히 있을 때 오른쪽)를 측정한 결과를 보여주는 그림이다.

도 9는 본 발명에 따른 상온 액체 금속 기반 뇌내 삽입형 신경조절 전극이 마우스의 뇌내에 삽입된 이미지를 보여주는 그림이다.

도 10은 본 발명에 따른 상온 액체 금속 기반 뇌내 삽입형 신경조절 전극이 마우스의 뇌내에 삽입된 후 약 8개월 동안 신경신호 감지가 유지됨을 측정한 결과를 보여주는 그림이다.

도 11은 본 발명에 따른 상온 액체 금속 기반 뇌내 삽입형 신경조절 전극이 기존의 잘 알려진 Pt 금속 기반의 전극과 비교하여 임피던스 측정 결과를 보여주는 그림이다.

도 12는 본 발명에 따른 상온 액체 금속 기반 뇌내 삽입형 신경조절 전극이 기존의 고체 noble 전극(Au, Pt)과

달리 끊어진 후에 다시 연결을 진행하였을 때 자가 치유 특성이 있음을 보여주는 그림이다.

도 13은 본 발명에 따른 상온 액체 금속 기반 뇌내 삽입형 신경조절 전극이 기존의 전극들과 달리 탄성계수가 뇌의 조직과 비슷한 영률을 가지고 있음을 보여주는 그림이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0028] 이하 본 발명을 상세히 설명한다.

[0030] 본 발명은 상온 액체 금속 합금인 공융 갈륨-인듐(Eutectic Gallium-Indium; EGaIn)을 포함하는 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 뇌내 삽입형 생체전극을 제공한다.

[0032] 상온 액체 금속은, 상온에서, 예를 들어 20℃ 내지 30℃ 범위의 온도에서, 액상을 나타내는 금속을 포함할 수 있다. 상기 상온 액체금속은, 갈륨, 인듐, 주석, 금, 은, 구리, 수은, 납, 비스무트, 카드뮴 및 이들의 합금을 포함할 수 있고, 갈륨, 인듐, 갈린스탄(Galinstan), EGaIn(eutectic gallium and indium), 금, 은, 주석, 구리, 수은, 납, 비스무트, 카드뮴, 및 이들의 합금 중 적어도 어느 하나를 포함할 수 있다. 상기 갈린스탄은 갈륨, 인듐, 주석의 합금으로서, 예를 들어 68.5%의 갈륨, 21.5%의 인듐, 및 10%의 주석을 포함한 합금일 수 있다.

[0033] 상기 상온 액체 금속은, 상온에서 액체 상태인 인장에 제약 없는 전기적 및 광학적 소재로서 액체 상태이기 때문에 stretchable하고 self-healable한 특징을 가진다.

[0034] 상기 상온 액체 금속은, 일반적인 금속들과 비슷한 비저항(resistivity) 값을 가져 전기적 특성이 우수하고 (29.4×10^{-8} Ω·m), 일반적인 금속들에 비해 낮은 영률(Young's modulus)을 가지며 (0.204 GPa), 공기 중에 노출된 액체 금속은 산소와 반응하여 얇은 산화막을 형성해 unique한 3차원 구조를 나타낼 수 있다.

표 1

[0035]

	Resistivity (Ω·m)	Young's modulus (GPa)
Au	2.44×10^{-8}	78
Cu	1.72×10^{-8}	130
Ag	1.59×10^{-8}	83
Pt	1.06×10^{-7}	168
EGaIn	29.4×10^{-8}	0.204

[0036] 상기 산화막은 상기 상온 액체 금속의 표면에 즉각적으로 형성되거나 의도적으로 형성될 수 있으며, 상기 산화막의 두께는 0.1nm 내지 30nm 범위일 수 있다.

[0038] 상기 EGaIn는 갈륨 65 ~ 80 wt% 및 인듐 20 ~ 25 wt%를 포함하는 것이 바람직하며, 갈륨 75 ~ 76 wt% 및 인듐 24 ~ 25 wt%를 포함하는 것이 더욱 바람직하다.

[0039] 상기 생체전극은 생체적합성을 갖는 물질로 캡슐화(encapsulation)되어 있는 것이 바람직하며, 상기 생체적합성을 갖는 물질은 파릴렌(parylene)이 바람직하나 이에 한정되지 않는다.

[0040] 상기 생체전극은 나노크기의 다공성의 Pt(platinum)로 도금되어 있는 것는 것이 바람직하다.

[0042] 또한, 본 발명은 갈륨 기반의 액체 금속 합금을 포함하는 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 뇌내 삽입형 생체전극의 제조방법을 제공한다.

[0043] 상기 제조방법은 대한민국 등록특허 10-1608209의 3D 프린팅 장치를 이용하여 갈륨 기반의 액체 금속 합금을 최소 수 마이크로미터의 선폭으로 형성함으로써 제조할 수 있다.

[0044] 상기 제조방법은

[0045] 1) 액체 금속 합금인 공융 갈륨-인듐(Eutectic Gallium-Indium; EGaIn)을 원하는 길이 및 두께로 3D 프린팅하는 단계;

[0046] 2) 생체적합성을 갖는 물질로 캡슐화(encapsulation)하는 단계;

[0047] 3) 생체와 맞닿는 부분의 전극을 오픈시키기 위해, 포토리소그래피 공정을 통해 패터닝하는 단계; 및

[0048] 4) 패터닝 후, 반응성 이온식각(reactive ion etching)을 하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0049] 상기 제조방법은 상기 4) 단계 이후, 5) 전기도금 방식을 이용하여, 오픈된 전극위에 나노크기의 다공성의 Pt(platinum)을 도금하는 단계;를 포함할 수 있다.

[0051] 아울러, 본 발명은 상기 본 발명에 따른 갈륨 기반의 액체 금속 합금을 이용한 생체전극을 포함하는 뇌내 신경신호 감지 및 자극용 시스템을 제공한다.

[0052] 상기 시스템은 상기 본 발명에 따른 생체전극;

[0053] 외부 계측기; 및

[0054] 상기 생체전극 끝부분과 상기 외부 계측기와 연결 가능한 커넥터;를 포함할 수 있다.

[0055] 상기 시스템은 외부자극기, 센싱-자극 인터페이싱을 위한 회로 수단, 및 무선전력전송 및 통신을 위한 디바이스 수단을 포함할 수 있다.

[0057] 이하, 실시예 및 실험예를 통하여 본 발명을 보다 상세히 설명하기로 한다.

[0058] 이들 실시예 및 실험예는 오로지 본 발명을 보다 구체적으로 설명하기 위한 것으로, 본 발명의 요지에 따라 본 발명의 범위가 이들 실시예 및 실험예에 의해 제한되지 않는다는 것은 당 업계에서 통상의 지식을 가진 자에게 있어서 자명한 것이다.

[0060] **<실시예 1> 3D 고해상도 프린팅을 이용한 생체전극 제조**

[0061] 프린팅 시스템은, Ink reservoir, 6-axis stage, pneumatic controller로 구성되어 있다. Ink reservoir에는 액체금속이 포함되어 있으며, 6-axis stage는 3차원 이동 스테이지는 x, y, z 축으로 이동 및 x, y, z 방향의 회전과, 각 방향으로 100 nm 단위의 정밀한 이동이 가능하며, Pneumatic controller는 압력을 조절함으로써 액체금속이 흘러나오게 도와준다.

[0062] 신경조절전극은 다음과 같이 제조되었다(도 4 ~ 도 6).

[0063] 1. 액체금속을 원하는 길이, 두께로 프린팅을 진행한다.

[0064] 2. 생체적합성을 갖는 물질인 파릴렌을 이용하여, encapsulation을 진행한다.

[0065] 3. 생체와 맞닿는 부분의 전극을 오픈시키기 위해, 포토리소그래피 공정을 통해 패터닝을 진행한다.

[0066] 4. 패터닝 후, reactive ion etching을 진행한다.

[0067] 5. 전기도금 방식을 이용하여, 오픈된 전극위에 porous한 platinum을 도금하여, 임피던스를 낮춘다.

[0069] **<실시예 2> 생체전극을 이용한 마우스 뇌내 신호 감지**

[0070] 실험동물로는, Normal 종류인 C57BL/6, wild type, male, 4주령 마우스를 사용하였다.

[0071] 전극 투입 방법은 syringe injection 방식을 이용하였다. Glass capillary 를 pipette puller 장비를 이용하여 얇게 뽑아낸 후, glass capillary 안에 PBS를 채운 후, neural probe를 끝부분에 위치시켰다. 보유하고 있는 프린팅 시스템을 이용하여, brain 내부 원하는 위치에 도달한 후에, 일정한 유량을 흘려보내면서 동시에 Z 축으로 일정한 속도로 들어올려 원하는 위치에 neural probe를 위치시켰다.

[0072] 액체금속 기반의 생체전극을 두개골에 삽입 후, 액체금속의 고해상도 프린팅을 이용하여, 생체전극 끝부분과 외부 계측기와 연결 가능한 커넥터와 전기적으로 연결을 시켜주었다. 쥐 머리위에 달려있는 커넥터와 외부 계측기(Tucker-Davis Technologies) 와 연결시킴으로써, 신호를 읽어들이고 자극하였다.

[0073] TDT 사의 synapse software를 이용하여, local field potentials(LFPs)과 single unit potentials(SU)에 해당하는 주파수를 설정 후에 신호를 읽어들이고 자극하였다. 신호 감지의 경우, LFP : 0.5 Hz - 300 Hz / SU : 3000 Hz - 6000 Hz에 해당하였다. 자극의 경우, voltage 기반이 아닌 전류 기반으로 150 μA에 해당하는 biphasic한 pulse를 주어 실험을 진행하였다.

[0074] 그 결과, 액체금속 기반 생체전극을 이용해서 신경신호를 감지했고, 약 8개월 동안 신호가 유지됨을 확인하였다

(도 7 ~ 도 10).

[0076] **<실시예 3> 생체전극을 포함하는 뇌신경 질환 치료 시스템 구성**

[0077] 생체전극-외부 계측기와의 연결을 통해, mouse의 움직임에 따른 다양한 신호를 측정하였다. 다양한 움직임에 따른 신호 변화를 감지하여 뇌의 기능적 연결성을 확인하기 위한 분석 및 해석을 할 수 있었다.

[0079] **<실시예 4> Pt 금속 기반의 전극과 성능 비교**

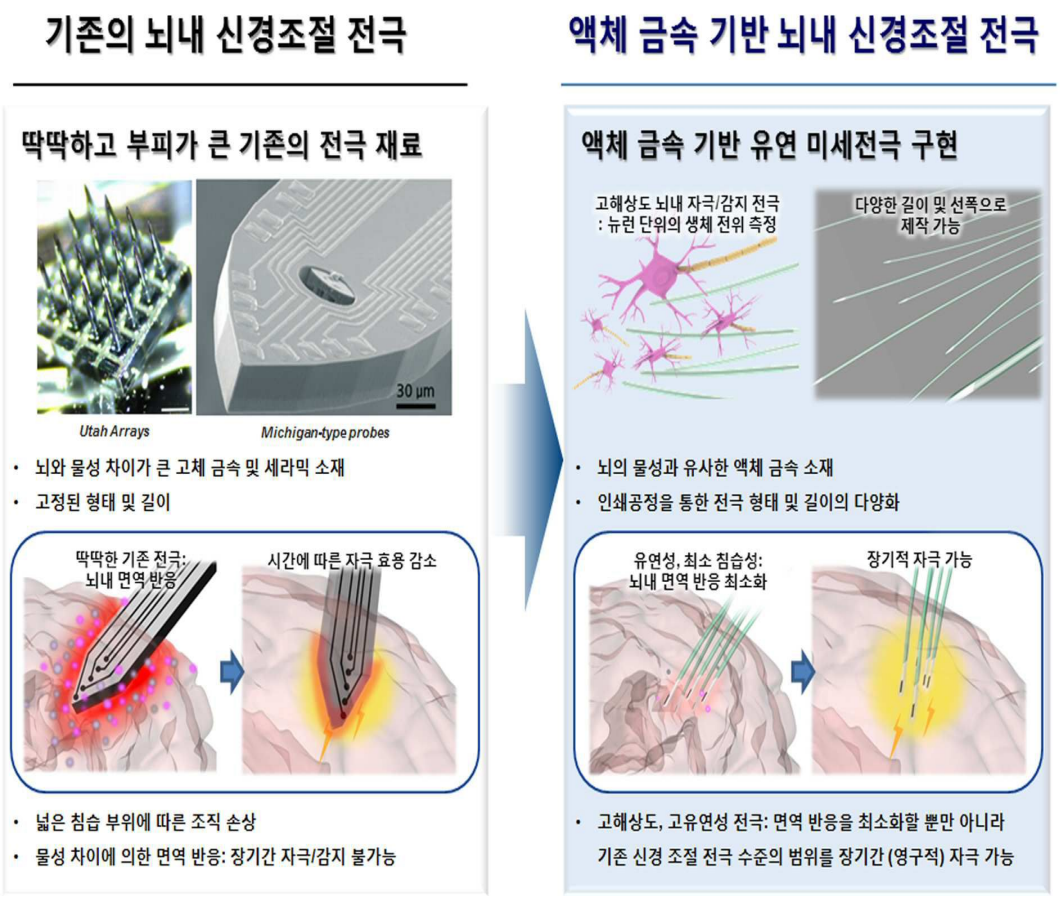
[0080] 상온액체가 아닌 기존의 잘 알려진 Pt 금속 기반의 전극과 임피던스를 측정을 비교해보았을 때, 약 3배 정도 차이가 남을 확인하였다. 신호 감지 측면에서 신호의 품질이 향상됨을 알 수 있다(도 11).

[0081] PtB/EGaIn은 기존의 고체 noble 전극(Au, Pt)과 달리 끊어진 후에 다시 연결을 진행하였을 때, EGaIn의 self-healing 특성 때문에 전기적인 특성이 유지됨을 확인하였다. 생체내에서 전극이 끊어졌을 때의 문제를 해결할 수 있음을 알 수 있다(도 12).

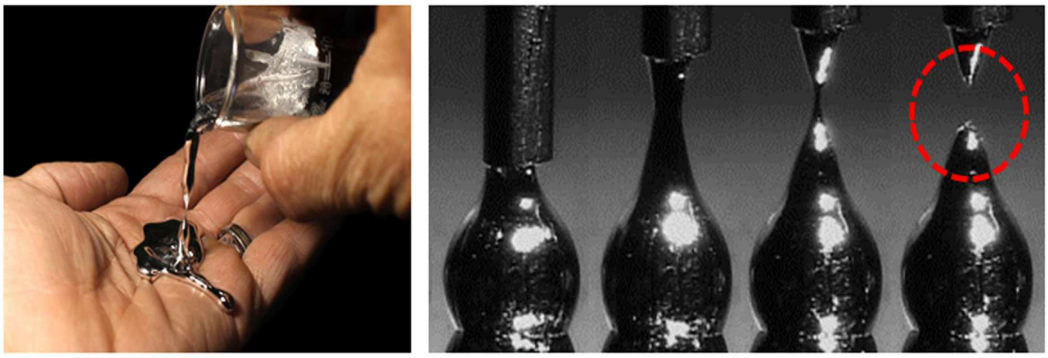
[0082] 기존의 전극들과 Elastic modulus를 비교하였다. Si, Pt, Au, Pt와 달리 아주 낮은 영률을 갖고 있음을 확인하였다. 이는 뇌 조직과 비슷한 영률을 갖고, 면역 반응을 최소화하여 장기간 감지가 가능함을 알 수 있다(도 13).

도면

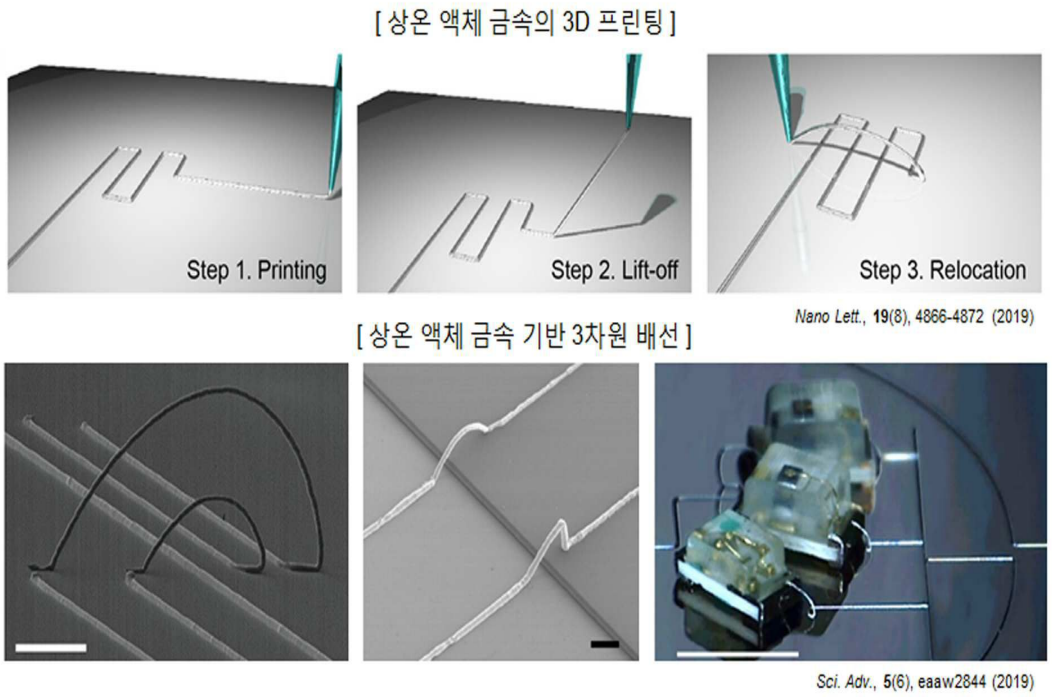
도면1



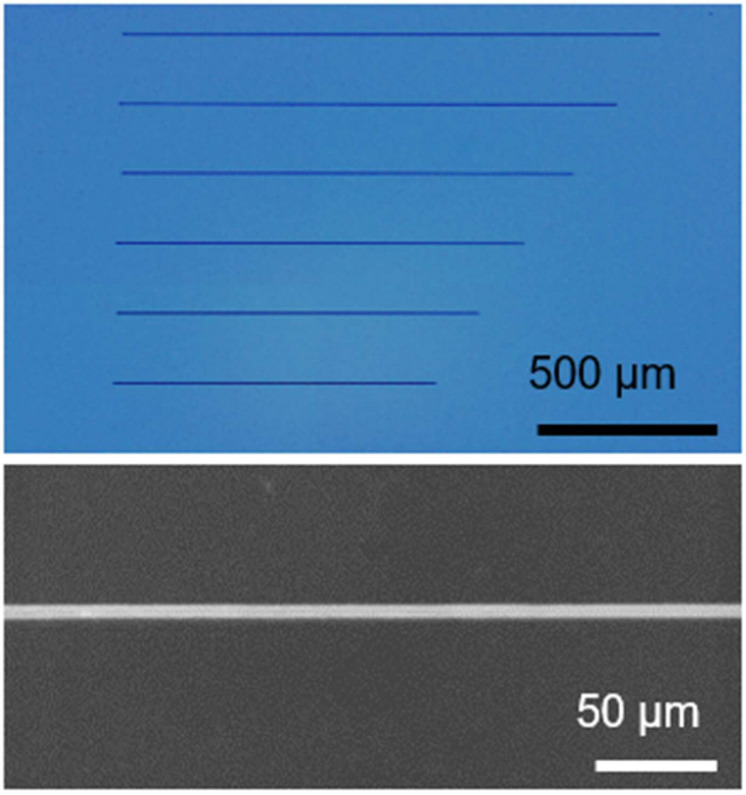
도면2



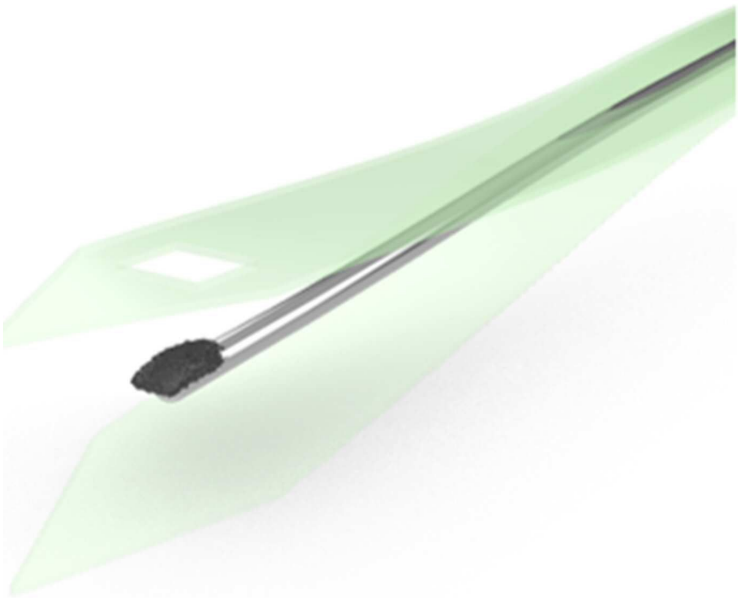
도면3


[상온 액체 금속의 3D 프린팅]
Step 1. Printing
Step 2. Lift-off
Step 3. Relocation
Nano Lett., 19(8), 4866-4872 (2019)
[상온 액체 금속 기반 3차원 배선]
Sci. Adv., 5(6), eaaw2844 (2019)

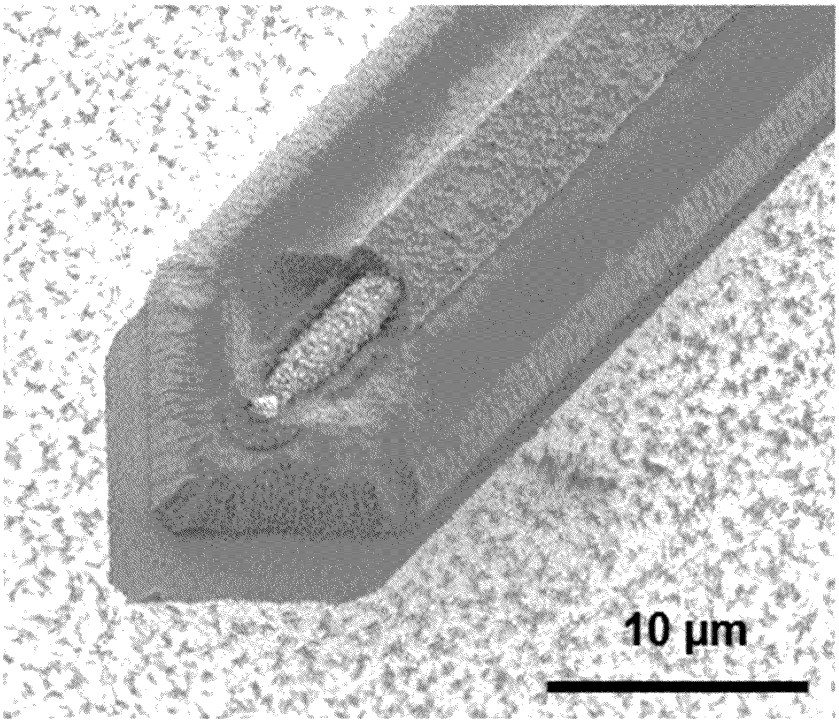
도면4



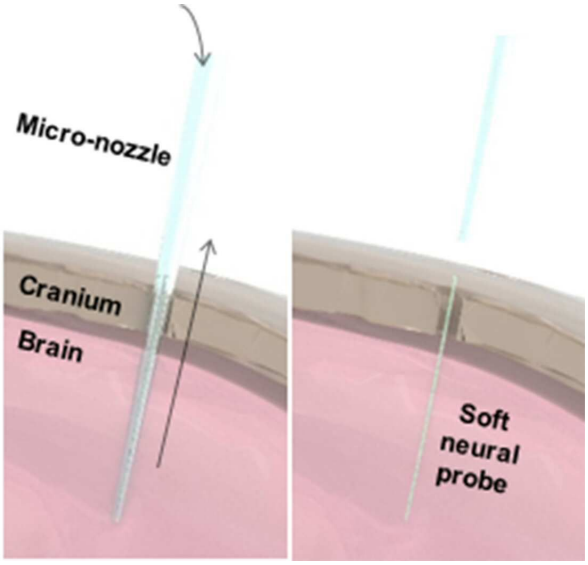
도면5



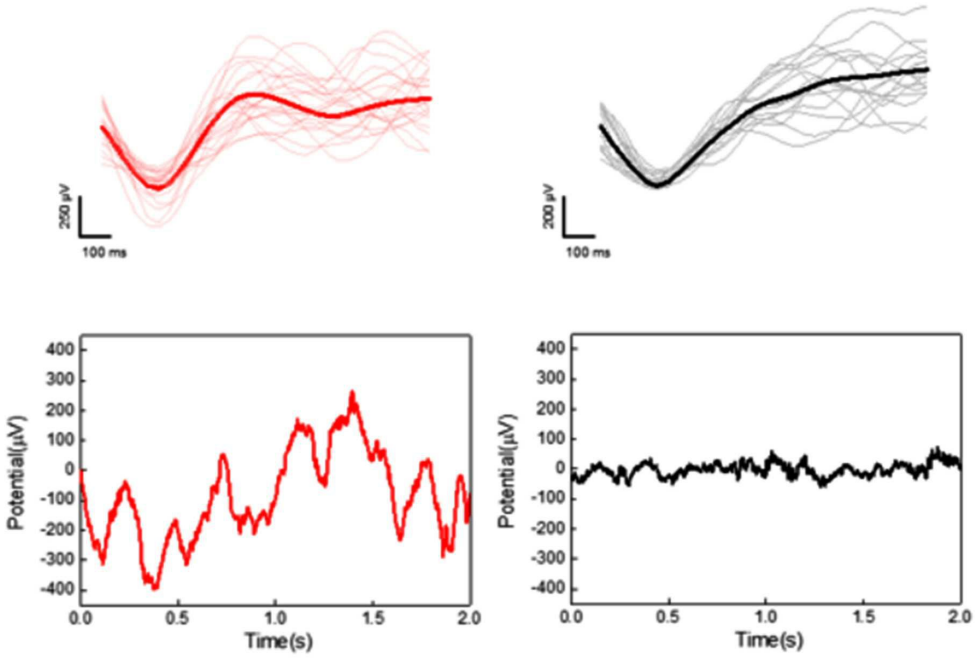
도면6



도면7

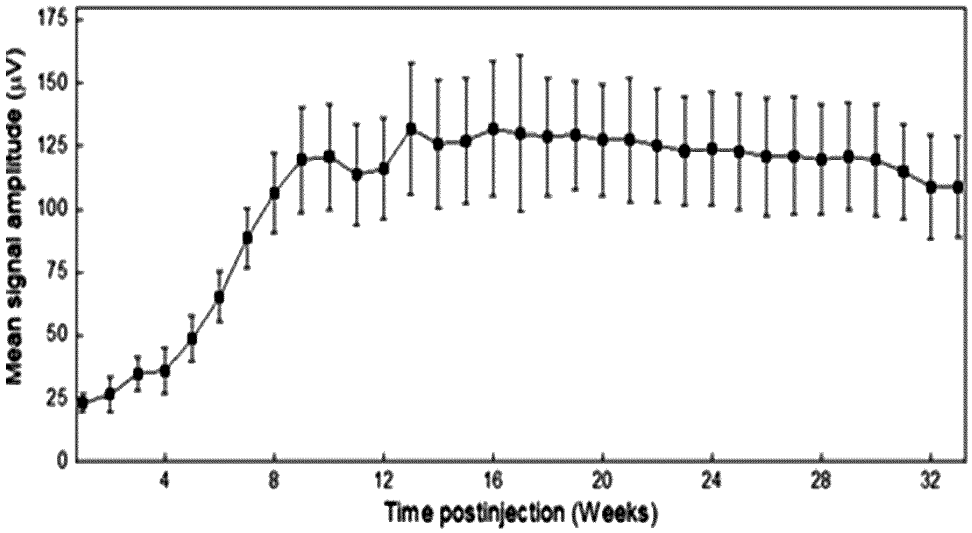


도면8

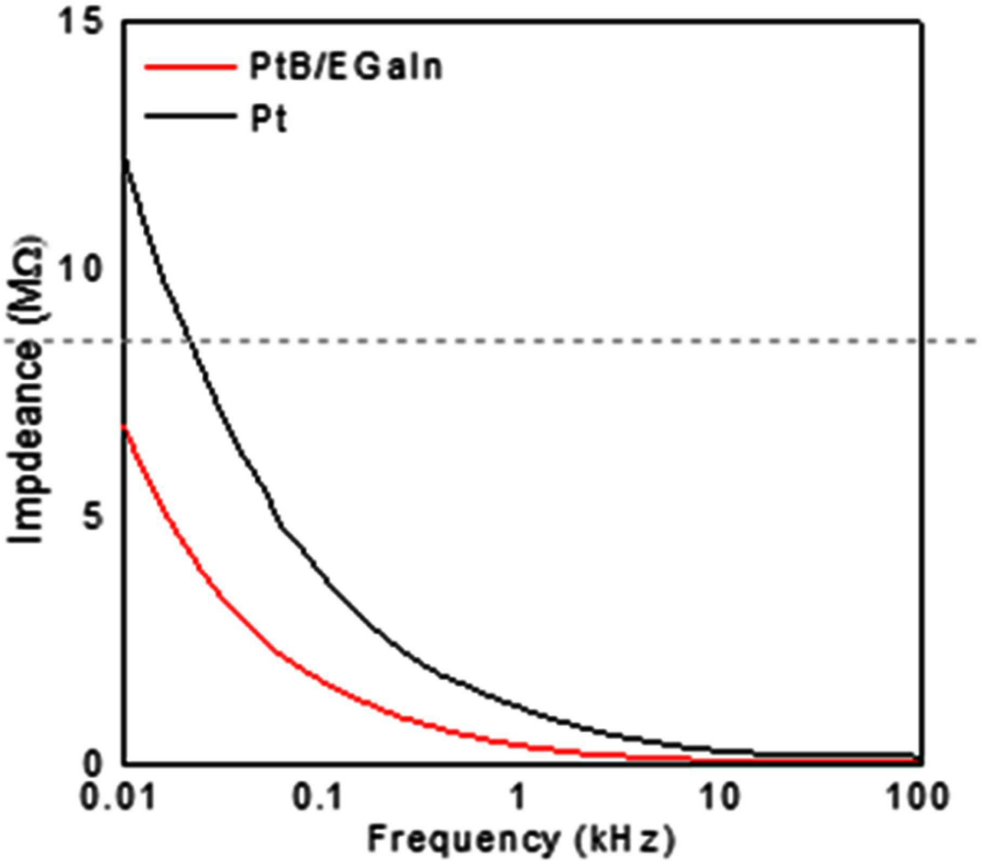

250 μV
100 ms
200 μV
100 ms
Potential(μV)
Time(s)
Potential(μV)
Time(s)

도면9

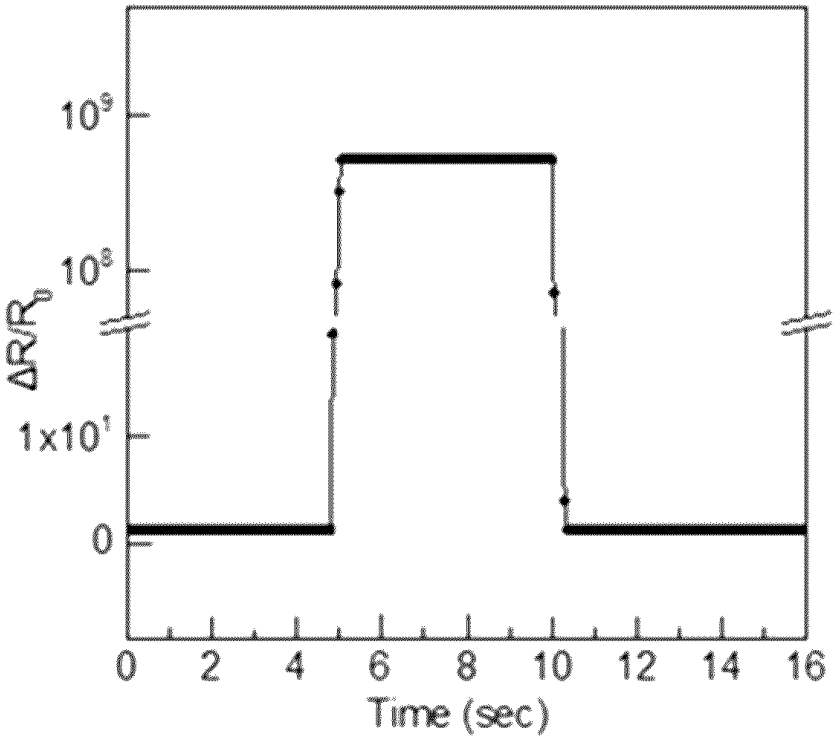
도면10


Mean signal amplitude (μV)
175
150
125
100
75
50
25
0
4
8
12
16
20
24
28
32
Time postinjection (Weeks)

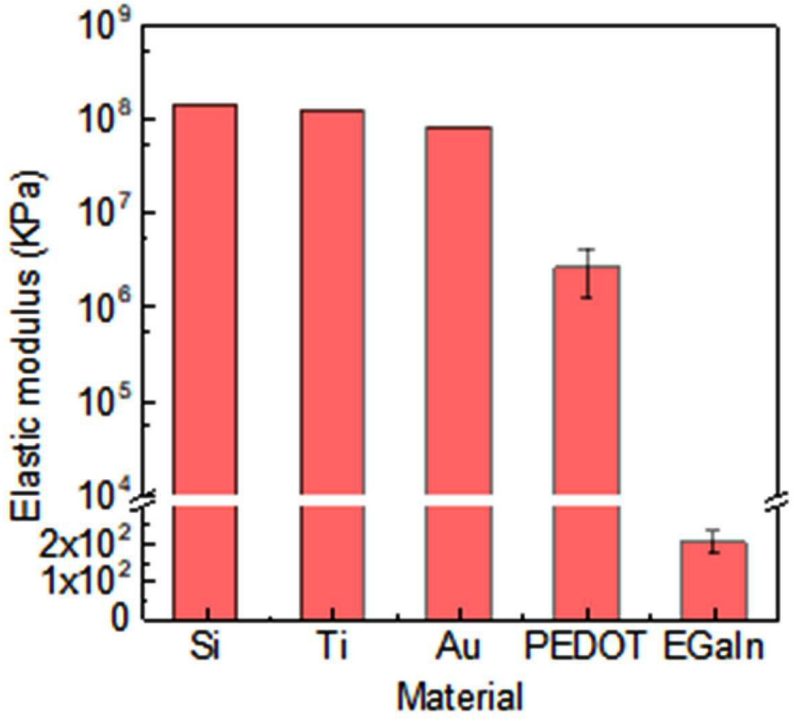
도면11


PtB/EGaIn
Pt
Impdeance (MΩ)
15
10
5
0
0.01
0.1
1
10
100
Frequency (kHz)

도면12


10^9
10^8
$\Delta R/R_0$
$1x10^1$
0
0 2 4 6 8 10 12 14 16
Time (sec)

도면13


10^9
10^8
10^7
10^6
10^5
10^4
$2x10^2$
$1x10^2$
0
Elastic modulus (KPa)
Si
Ti
Au
PEDOT
EGaIn
Material