

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0155138

(43) 공개일자 2022년11월22일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

G01L 1/18 (2006.01) G01L 1/14 (2006.01)

G06F 3/041 (2006.01)

(52) CPC특허분류

G01L 1/183 (2013.01)

G01L 1/14 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2021-0062971

(22) 출원일자 2021년05월14일

심사청구일자 2021년05월14일

(71) 출원인

고려대학교 산학협력단

서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)

(72) 발명자

한창수

서울특별시 용산구 이촌로 347, 16동 203호(서빙고동, 신동아아파트)

전경용

서울특별시 성북구 안암로 145(안암동5가)

(74) 대리인

김연권

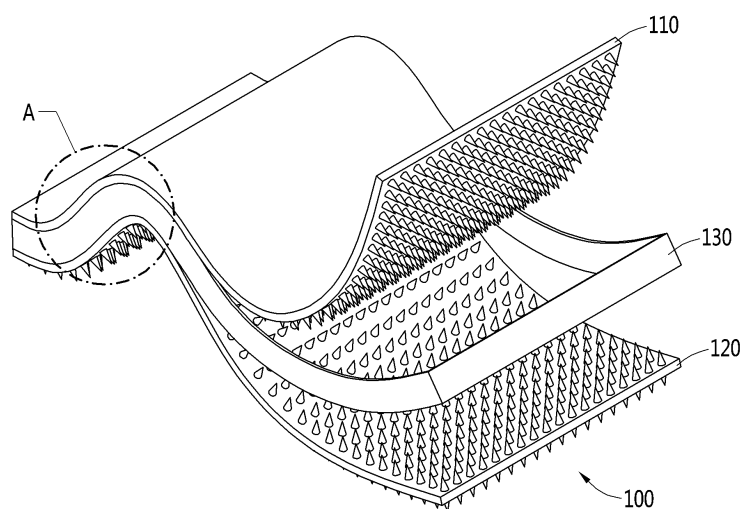
전체 청구항 수 : 총 24 항

(54) 발명의 명칭 자가구동형 신축성 이온 겔 센서 및 이의 제조방법

(57) 요약

본 발명은 종래의 센서에 비해 저전력으로 자가구동이 가능하고, 신축성 및 부착성이 우수하여 외부 자극에 대한 센싱 감도가 향상된 자가구동형 신축성 이온 겔 센서에 관한 것으로, 절연물질에 이온성 액체가 함유되어 겔 형태로 제작된 제1 신축부; 및 압전물질로 구성되어 겔 형태로 제작된 제2 신축부;를 포함하고, 외부자극에 의해 상기 제1 신축부 및 제2 신축부가 서로 접촉되면서 상기 제1 신축부의 이온 전하 분포에 및 상기 제2 신축재의 전하 분극 상태가 변화되어 전위차가 형성되는 것을 특징으로 한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

G06F 3/0414 (2021.08)

G06F 2203/04105 (2019.05)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	2021001811
과제번호	2021R1A2B5B03001811
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	중견연구자사업
연구과제명	기계적수용기, 이온채널, 신경신호, 뇌인지의 통합적 모사기반 지능형 인공촉각 기술
기 여 율	1/1
과제수행기관명	고려대학교 산학협력단
연구기간	2021.03.01 ~ 2024.02.28

명세서

청구범위

청구항 1

절연물질에 이온성 액체가 함유되어 겔 형태로 제작된 제1 신축부; 및
압전물질로 구성되어 겔 형태로 제작된 제2 신축부;를 포함하고,
외부자극에 의해 상기 제1 신축부 및 제2 신축부가 서로 접촉되면서 상기 제1 신축부의 이온 전하 분포에 및 상기 제2 신축부의 전하 분극 상태가 변화되어 전위차가 형성되는 것을 특징으로 하는,
자가구동형 신축성 이온 겔 센서.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
상기 제1 신축부에는 전극체가 삽입되어 있는 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서.

청구항 3

제 1 항에 있어서,
상기 제1 신축부와 제2 신축부가 서로 마주보는 면에는 각각 대향돌기가 형성되는 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서.

청구항 4

제 3 항에 있어서,
상기 대향돌기의 형상은 원뿔형으로 형성된 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서.

청구항 5

제 3 항에 있어서,
상기 제2 신축부의 대향돌기에는 전도성 있는 물질이 코팅되는 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서.

청구항 6

제 1 항에 있어서,
상기 제1 신축부와 제2 신축부의 간격이 유지되도록 스페이서가 더 포함되는 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서.

청구항 7

제 1 항에 있어서,
상기 제2 신축부의 양면 중 대상체와 맞닿는 면에는 접촉돌기가 형성되는 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서.

청구항 8

제 7 항에 있어서,
상기 접촉돌기의 형상은 원뿔형으로 형성된 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서.

청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 제1 신축부의 절연물질은 PVC가 사용되는 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서.

청구항 10

제 1 항에 있어서,

상기 이온성 액체는 양전하 및 음전하를 갖는 양이온성 액체로서, [EMIM][TFSI], [BMI][PF6], [EMI][BF4] 및 [BMI][TFSI]로 이루어진 군으로부터 선택되는 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서.

청구항 11

제 1 항에 있어서,

상기 제2 신축부의 압전물질은 PVDF, PVDF-TrFE, PVDF-TrFE-CFE, 및 PVDF-HFP로 이루어진 군으로부터 선택되는 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서.

청구항 12

제 1 항에 있어서,

상기 제1 신축부 및 제2 신축부에는 신축성을 향상시키기 위해 가소제가 포함되는 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서.

청구항 13

절연물질과, 이온성 액체 및 가소제를 혼합하여 겔 형태로 제1 신축부를 제조하는 단계;

압전물질 및 가소제를 혼합하여 겔 형태로 제2 신축부를 제조하는 단계; 및

상기 제1 신축부 및 제2 신축부를 서로 마주보도록 접촉시키는 단계;를 포함하는 단계;를 포함하는, 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 제조방법.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 제1 신축부에 전극체를 삽입시키는 단계;를 더 포함하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 제조방법.

청구항 15

제 13 항에 있어서,

상기 제1 신축부 및 제2 신축부가 서로 마주보는 면 각각에 대향돌기를 형성시키는 단계;를 더 포함하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 제조방법.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 대향돌기의 형상은 원뿔형으로 형성시키는 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 제조방법.

청구항 17

제 15 항에 있어서,

상기 제2 신축부의 대향돌기에 전도성 있는 물질을 코팅하는 단계;를 더 포함하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 제조방법.

청구항 18

제 13 항에 있어서,

상기 제1 신축부와 제2 신축부가 서로 일정 간격이 유지되도록 스페이서를 장착하는 단계;를 더 포함하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 제조방법.

청구항 19

제 14 항에 있어서,

상기 제2 신축부의 양면 중 대상체와 맞닿는 면에 접촉돌기를 형성시키는 단계;를 더 포함하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 제조방법.

청구항 20

제 19 항에 있어서,

상기 접촉돌기의 형상은 원뿔형으로 형성시키는 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 제조방법.

청구항 21

제 13 항에 있어서,

상기 제1 신축부의 절연물질은 PVC가 사용되는 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 제조방법.

청구항 22

제 13 항에 있어서,

상기 이온성 액체는 양전하 및 음전하를 갖는 양이온성 액체로서, [EMIM][TFSI], [BMI][PF6], [EMI][BF4] 및 [BMI][TFSI]로 이루어진 군으로부터 선택되는 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 제조방법.

청구항 23

제 13 항에 있어서

상기 제2 신축부의 압전물질은 PVDF, PVDF-TrFE, PVDF-TrFE-CFE, 및 PVDF-HFP로 이루어진 군으로부터 선택되는 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 제조방법.

청구항 24

제 13 항에 있어서,

상기 제1 신축부 및 제2 신축부의 가소제는 DBA인 것을 특징으로 하는 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 제조방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 자가구동형 신축성 이온 겔 센서 및 이의 제조방법으로서, 더욱 상세하게는 종래의 센서에 비해 저전력으로 자가구동이 가능하고, 신축성 및 부착성이 우수하여 외부 자극에 대한 센싱 감도가 향상된 자가구동형 신축성 이온 겔 센서 및 이의 제조방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 최근 웨어러블 센싱 기술에 대한 관심이 높아지고 있다. 웨어러블 센싱 기술에 사용되는 센서는 손목, 손가락, 발목, 무릎 등 근육의 움직임, 맥박수, 심박수, 호흡, 혈압 등의 운동학적 신호와, 심전도(ECG), 근전도(EMG), 뇌파 등의 생리학적 신호를 감지할 수 있다. 이러한 웨어러블 센싱 기술은 환자의 생리학적 정보를 수집할 수 있으므로 헬스케어 산업에서도 많은 연구가 수행되고 있다.

[0003] 웨어러블 센서로서, 압전 효과 또는 정전 용량 효과와 같은 메커니즘을 기반으로 하는 다양한 센서가 개발되었다. 웨어러블 센서에 사용될 수 있는 종래 기술로서 한국 등록특허 제10-1850484호(고감도 압력센서 및 이를 이

용한 입력장치)가 개시되어 있다.

[0004] 상기 한국 등록특허 제10-1850484호는, 제1 전극이 형성된 하부기관과 제2 전극이 형성된 상부기관 사이에 제1 전극에 구비되는 하부 유전층과 제2 전극에 구비되는 상부 유전층을 배치시켜 정전용량의 변화량에 기초하여 외부에서 인가되는 다양한 압력을 검출하는 기술이다.

[0005] 그러나, 상기 한국 등록특허 제10-1850484호에 따르면 회로 기관과 회로 기관에 인가할 전력 시스템 구성으로 인해 부피가 큰 문제가 있어 휴대성이 떨어진다. 또한, 웨어러블 센서가 피부착물에 부착되었을 때 웨어러블 센서에 의해 수집된 데이터의 정확성을 위해 센서 자체의 변형이 필요한데, 비록 상기 한국 등록특허 제10-1850484호의 제1 기관과 제2 기관이 유연하다고 하여도 변형에 한계가 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) 한국 등록특허 제10-1850484호(고감도 압력센서 및 이를 이용한 입력장치)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명의 과제는 상술한 종래 기술이 가진 문제를 해결하기 위해 고안된 것으로, 저전력으로도 자가구동이 가능하여 휴대성이 용이하고 신축성 및 부착성 있는 소재로 개발되어 피부착물에 부착되어 센싱 감도를 향상시킬 수 있는 새로운 형태의 발명을 제공함에 있다.

과제의 해결 수단

[0008] 상기의 과제를 달성하기 위한 본 발명에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서는, 절연물질에 이온성 액체가 함 유되어 겔 형태로 제작된 제1 신축부; 및 압전물질로 구성되어 겔 형태로 제작된 제2 신축부;를 포함한다.

[0009] 여기서, 외부자극에 의해 상기 제1 신축부 및 제2 신축부가 서로 접촉되면서 상기 제1 신축부의 이온 전하 분포에 및 상기 제2 신축부의 전하 분극 상태가 변화되어 전위차가 형성되는 것을 특징으로 한다.

[0010] 일 실시예에 따르면, 상기 제1 신축부에는 전극체가 삽입되어 있는 것을 특징으로 한다.

[0011] 또한, 일 실시예에 따르면, 상기 제1 신축부와 제2 신축부가 서로 마주보는 면에는 각각 대향돌기가 형성되는 것을 특징으로 한다.

[0012] 또한, 일 실시예에 따르면, 상기 대향돌기의 형상은 원뿔형으로 형성된 것을 특징으로 한다.

[0013] 여기서, 상기 제2 신축부의 대향돌기에는 전도성 있는 물질이 코팅되는 것을 특징으로 한다.

[0014] 한편, 일 실시예에 따르면, 상기 제1 신축부와 제2 신축부의 간격이 유지되도록 스페이서가 더 포함되는 것을 특징으로 한다.

[0015] 일 실시예에 따르면, 상기 제2 신축부의 양면 중 대상체와 맞닿는 면에는 접촉돌기가 형성되는 것을 특징으로 한다.

[0016] 여기서, 일 실시예에 따르면, 상기 접촉돌기의 형상은 원뿔형으로 형성된 것을 특징으로 한다.

[0017] 또한, 일 실시예에 따르면, 상기 제1 신축부의 절연물질은 PVC가 사용되는 것을 특징으로 한다.

[0018] 또한, 일 실시예에 따르면, 상기 이온성 액체는 양전하 및 음전하를 갖는 양이온성 액체로서, [EMIM][TFSI], [BMI][PF6], [EMI][BF4] 및 [BMI][TFSI]로 이루어진 군으로부터 선택되는 것을 특징으로 한다.

[0019] 또한, 일 실시예에 따르면, 상기 제2 신축부의 압전물질은 PVDF, PVDF-TrFE, PVDF-TrFE-CFE, 및 PVDF-HFP로 이루어진 군으로부터 선택되는 것을 특징으로 한다.

[0020] 또한, 일 실시예에 따르면, 상기 제1 신축부 및 제2 신축부에는 신축성을 향상시키기 위해 가소제가 포함되는 것을 특징으로 한다.

- [0021] 한편, 상기의 과제를 달성하기 위한 본 발명에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 제조방법은, 절연물질과, 이온성 액체 및 가소제를 혼합하여 겔 형태로 제1 신축부를 제조하는 단계; 압전물질 및 가소제를 혼합하여 겔 형태로 제2 신축부를 제조하는 단계; 및 상기 제1 신축부 및 제2 신축부를 서로 마주보도록 접촉시키는 단계;를 포함하는 단계;를 포함한다.
- [0022] 일 실시예에 따르면, 상기 제1 신축부에 전극체를 삽입시키는 단계;를 더 포함한다.
- [0023] 또한, 일 실시예에 따르면, 상기 제1 신축부 및 제2 신축부가 서로 마주보는 면 각각에 대향돌기를 형성시키는 단계;를 더 포함한다.
- [0024] 또한, 일 실시예에 따르면, 상기 대향돌기의 형상은 원뿔형으로 형성시키는 것을 특징으로 한다.
- [0025] 또한, 일 실시예에 따르면, 상기 제2 신축부의 대향돌기에 전도성 있는 물질을 코팅하는 단계;를 더 포함한다.
- [0026] 또한, 일 실시예에 따르면, 상기 제1 신축부와 제2 신축부가 서로 일정 간격이 유지되도록 스페이서를 장착하는 단계;를 더 포함한다.
- [0027] 또한, 일 실시예에 따르면, 상기 제2 신축부의 양면 중 대상체와 맞닿는 면에 접촉돌기를 형성시키는 단계;를 더 포함한다.
- [0028] 여기서, 일 실시예에 따르면, 상기 접촉돌기의 형상은 원뿔형으로 형성시키는 것을 특징으로 한다.
- [0029] 또한, 일 실시예에 따르면, 상기 제1 신축부의 절연물질은 PVC가 사용되는 것을 특징으로 한다.
- [0030] 또한, 일 실시예에 따르면, 상기 이온성 액체는 양전하 및 음전하를 갖는 양이온성 액체로서, [EMIM][TFSI], [BMI][PF6], [EMI][BF4] 및 [BMI][TFSI]로 이루어진 군으로부터 선택되는 것을 특징으로 한다.
- [0031] 또한, 일 실시예에 따르면, 상기 제2 신축부의 압전물질은 PVDF, PVDF-TrFE, PVDF-TrFE-CFE, 및 PVDF-HFP로 이루어진 군으로부터 선택되는 것을 특징으로 한다.
- [0032] 또한, 일 실시예에 따르면, 상기 제1 신축부 및 제2 신축부의 가소제는 DBA인 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

- [0033] 본 발명에 따르면 종래의 센서에 비해 저전력으로 대상체의 신호를 민감하게 센싱할 수 있고, 자가구동이 가능하므로 휴대성이 용이하다.
- [0034] 또한, 본 발명에 따르면 자가구동형 신축성 이온 겔 센서는 겔 재료 기반의 센서이므로 3D 프린팅이 가능하고, 소형화 및 구조의 자유도가 높다.
- [0035] 또한, 본 발명에 따르면 자가구동형 신축성 이온 겔 센서를 이용하여 동물의 다양한 운동학적 신호를 측정하는 것도 가능하므로 헬스 케어 산업 분야에 응용이 가능하다.
- [0036] 또한, 본 발명에 따르면 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 부착성 및 센서 민감도가 우수하므로 대상체에 부착되어 센싱이 필요한 웨어러블 산업 분야에 적극적으로 응용이 가능하다.
- [0037] 또한, 본 발명에 따르면 저압(대략 50Pa)에서도 자가구동형 신축성 이온 겔 센서가 민감하게 반응하므로 로봇 등에 부착하여 신호를 측정하는 것이 가능하다.

도면의 간단한 설명

- [0038] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 구조를 개략적으로 나타낸 도면이다.
 도 2는 도 1의 A 부분 단면을 확대한 도면이다.
 도 3은 실제 제작된 제1 신축부의 표면 구조를 나타낸 도면이다.
 도 4는 실제 제작된 제2 신축부의 표면 구조를 나타낸 도면이다.
 도 5는 실제 제작된 본 발명의 일 실시예에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서를 나타낸 도면이다.
 도 6은 도 5의 이온 겔 센서가 신장된 상태를 나타낸 도면이다.
 도 7은 외부 자극을 받기 전 제1 신축부 및 제2 신축부의 전하 분포를 나타낸 도면이다.

도 8은 외부 자극을 받은 후 제1 신축부 및 제2 신축부의 전하 분포를 나타낸 도면이다.

도 9a는 다양한 압력 하에서 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서에 의해 측정된 전압 응답 그래프이고, 도 9b는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서에 가해지는 압력에 대한 전압 변화 그래프이고, 도 9c는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서에 압력 100 Pa이 가해지는 경우의 전압 응답 그래프이고, 도 9d는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서에 자체 전원 공급 시 일정 시간 동안 측정된 전압 응답 그래프이고, 도 8e는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서의 변형 정도에 따른 전압 응답 그래프이며, 도 9f는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서의 주파수 변화에 따른 감도 및 반응시간을 나타낸 그래프이다.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서에 의해 요골 동맥의 파형을 측정한 그래프이다.

도 11a는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서를 손가락에 부착한 상태에서 손가락의 굽힘 각도에 따라 측정된 전압 응답 그래프이고, 도 11b는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서를 팔에 부착한 상태에서 팔의 비틀림을 반복하여 측정된 전압 응답 그래프이고, 도 11c는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서를 손목에 부착한 상태에서 가위, 바위, 보의 손 모양을 형성하여 얻은 전압 응답 그래프이며, 도 11d는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서를 팔에 부착한 상태에서 물체의 무게에 따라 근육이 수축하여 발생하는 전압 응답 그래프이다.

도 12는 본 발명의 일 실시예에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 제조방법을 나타낸 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0039] 이하 첨부된 도면을 참조하여, 바람직한 실시예에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서 및 이의 제조방법에 대해 상세히 설명하면 다음과 같다. 여기서, 동일한 구성에 대해서는 동일부호를 사용하며, 반복되는 설명, 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있는 공지 기능 및 구성에 대한 상세한 설명은 생략한다. 발명의 실시형태는 당 업계에서 평균적인 지식을 가진 자에게 본 발명을 보다 완전하게 설명하기 위해서 제공되는 것이다. 따라서, 도면에서의 요소들의 형상 및 크기 등은 보다 명확한 설명을 위해 과장될 수 있다.
- [0040] 본 발명은 종래 웨어러블 센서의 작동 원리로 알려져 있는 압전 효과, 정전 용량 효과 등의 메커니즘과 전혀 다른 작동 원리를 갖는다. 본 명세서에서는 이를 전하 전도 메커니즘으로 정의하고 있으며, 이는 인간의 피부에서 외부 자극을 효과적으로 감지할 때 필요한 기계적 수용체의 작동 원리와 유사하다. 먼저, 본 발명의 일 실시예에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 구조를 살펴본다.
- [0042] <자가구동형 신축성 이온 겔 센서>
- [0043] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 구조를 개략적으로 나타낸 도면이며, 도 2는 도 1의 A 부분 단면을 확대한 도면이고, 도 3은 실제 제작된 제1 신축부의 표면 구조를 확대하여 나타낸 도면이며, 도 4는 실제 제작된 제2 신축부의 표면 구조를 확대하여 나타낸 도면이다.
- [0044] 본 발명의 일 실시예에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서(100)는 대상체(또는 피부착물)에 부착되어 저전력으로 대상체에서 발생하는 신호를 정확하게 측정할 수 있는 센서로, 도 1에 도시된 바와 같이 제1 신축부(110), 제2 신축부(120) 및 스페이서(13)를 포함한다. 여기서 대상체(10)(도 7 및 도 8 참조)란 동물의 신체, 로봇 등 센싱 대상이 모든 대상물을 지칭한다.
- [0045] 제1 신축부(110)는 센서신호를 획득하기 위한 것으로, 절연물질, 이온성 액체 및 가소제 등의 고분자 물질을 포함하여 겔 형태로 제작된다.
- [0046] 본 발명의 일 실시예에서 절연물질은 PVC(polyvinylchloride)가 사용된다. 그러나, 본 발명의 다른 실시예에서 절연물질은 공지된 다양한 폴리머 계열 물질이거나, 앞서 말한 공지된 폴리머들의 조합물일 수 있다.
- [0047] 이온성 액체는 제1 신축부(110)의 도전성을 확보하거나 전하량을 공급하기 위한 것이다. 따라서, 절연물질에 이온성 액체가 혼합되면 절연막으로의 역할이 수행됨과 동시에 이온성 액체성분이 절연막 형성시 분산되는 역할도 수행된다.
- [0048] 본 발명의 일 실시예에서 이온성 액체는 양전하 및 음전하를 갖는 양이온성 액체로서 [EMIM][TFSI]가 사용된다. 그러나, 본 발명의 다른 실시예에서 이온성 액체는 [BMI][PF6], [EMI][BF4], [BMI-TFSI] 등 다양한 종류의 양이온성 액체일 수 있다. 또한 본 발명의 다른 실시예에서 이온성 액체는, EMI, BMI, MPP, BPi, DEME, P13,

P14, TEA, TEMA, SBP 등의 적어도 1종의 공지된 양이온과 FSA, TFSA, BETA, PF₆, BF₄ 등의 적어도 1종의 공지된 음이온을 포함할 수 있다.

- [0049] 가소제는 물질의 점성을 줄이거나 소성을 줄이는 첨가제로서, 제1 신축부(110)의 신축성, 인장성, 유연성 등을 향상시키기 위해 사용된다. 본 발명의 일 실시예에서 가소제는 DBA가 사용된다. 그러나, 본 발명의 다른 실시예에서 가소제는 DBS, DBP, DOS, DOA 등 다양한 고분자 가소제가 사용될 수 있다.
- [0050] 제1 신축부(110)는 막 또는 시트 형태를 가진다. 제1 신축부(110)의 일면에는 제1 대향돌기(111)가 복수개로 구성되어 일정 간격으로 배열되어 있다. 제1 대향돌기(111)는 원기둥, 다각기둥 등 다양한 형상을 가질 수 있으나, 본 발명의 일 실시예에서 제1 대향돌기(111)는 원뿔형 형상을 가진다. 제1 대향돌기(111)의 형상을 원뿔형으로 구성하는 이유는 센서의 민감도를 향상시키기 위함이다. 도 3에는 실제 제작된 제1 신축부(110)의 일면 사진이 도시되어 있다. 도 3의 (b)는 도 3의 (a)의 일부를 확대하여 나타내었다.
- [0051] 한편, 도 2에 도시된 바와 같이, 제1 신축부(110)에는 제1 전극체(116)가 연결된다. 본 발명의 일 실시예에서 제1 전극체(116)는 Ag 성분을 갖는 와이어 형태로 구성된다. 다만, 제1 전극체(116)는 이에 한정되지 않으며 도전성 있는 금속을 성분으로 하여 다양한 형태를 가질 수 있다.
- [0052] 제2 신축부(120)는 자가구동이 가능하면서 외부 자극에 대해 전위차를 일으키는 매개체 역할을 수행하는 것으로, 압전물질 및 가소제 등의 고분자 물질을 포함하여 겔 형태로 제작된다. 제2 신축부(120)는 전원 공급 역할을 수행한다.
- [0053] 압전물질(Piezo materials)은 기계적 외력에 의해 전위차가 발생하는 물질로서, 그 압전특성은 쌍극자(dipole)의 배열 정도에 의존된다. 본 발명의 일 실시예에서 압전물질은 PVDF-TrFE가 사용된다. 다만, 본 발명의 다른 실시예에서 압전물질은 폴리머 압전 재료인 PVDF, PVDF-TrFE-CFE, PVDF-HFP 등이 사용되거나, BaTiO₃, PZT 등이 포함된 복합 재료가 사용될 수 있다.
- [0054] 한편, 제2 신축부(120)에 포함되는 가소제는 상술한 제1 신축부(110)에 포함되는 가소제에 관한 설명과 동일하므로 생략한다.
- [0055] 제2 신축부(120)는 막 또는 시트 형태를 가진다. 제2 신축부(120)의 일면, 즉 제1 신축부(110)와 마주보는 면에는 제2 대향돌기(122)가 복수개로 구성되어 일정 간격으로 배열되어 있다. 제2 대향돌기(122)는 원기둥, 다각기둥 등 다양한 형상을 가질 수 있으나, 본 발명의 일 실시예에서 제2 대향돌기(122)는 원뿔형 형상을 가진다. 제2 대향돌기(122)의 형상을 원뿔형으로 구성하는 이유는 센서의 민감도를 향상시키기 위함이다. 도 4에는 실제 제작된 제2 신축부(120)의 일면(제1 신축부와 마주보는 면) 사진이 도시되어 있다. 도 4의 (b)는 도 4의 (a)의 일부를 확대하여 나타내었다.
- [0056] 제2 신축부(120)의 타면, 즉 대상체(10)에 부착되는 면에는 접촉돌기(124)가 복수개로 구성되어 일정 간격으로 배열되어 있다. 접촉돌기(124)는 원기둥, 다각기둥 등 다양한 형상을 가질 수 있으나, 본 발명의 일 실시예에서 접촉돌기(124)는 원뿔형 형상을 가진다. 접촉돌기(124)의 형상을 원뿔형으로 구성하는 이유는 대상체(10), 특히 동물의 신체에 부착시 부착도를 향상시키고 생체신호를 효과적으로 감지하기 위함이다. 즉, 접촉돌기(124)를 원뿔형으로 구성하면 평평한 형태로 구성하는 경우 보다 접촉 등각 상태로 피부 표면에 닿을 수 있다.
- [0057] 제2 신축부(120)의 일면, 즉 제2 대향돌기(122)가 형성된 면은 카본 코팅층(123)이 형성된다. 이는 제2 신축부(120)의 일면이 전극의 역할을 수행할 수 있도록 하기 위함이다. 다만, 본 발명의 다른 실시예에서 제2 신축부(120)의 일면은 다양한 전도성 있는 물질로 코팅될 수 있다.
- [0058] 한편, 도 2에 도시된 바와 같이, 제2 신축부(120)에는 제2 전극체(126)가 연결된다. 제2 전극체(126)는 도전성 있는 금속을 성분으로 하여 다양한 형태를 가질 수 있다. 상술한 제1 전극체(116)와 제2 전극체(126)에 전압계가 연결될 수 있고, 전압계에 의해 제1 신축부(110) 및 제2 신축부(120) 간 양단 전압이 측정될 수 있다.
- [0059] 도 2를 참조하면, 제1 신축부(110)와 제2 신축부(120)는 각각의 대향돌기(111, 122)의 끝점이 서로 마주보도록 배치된다. 이때, 도 1 및 도 2에 도시된 바와 같이, 제1 신축부(110)와 제2 신축부(120)의 서로 마주보는 면 사이의 간격이 일정 거리를 유지하도록 하는 스페이서(130)가 포함될 수 있다. 또한, 스페이서(130)는 이웃하는 제1 대향돌기(111) 간 또는 제2 대향돌기(122) 간의 접촉을 방지할 수 있다.
- [0060] 본 발명의 일 실시예에서 스페이서(130)는 폴리머 재질의 접착테이프가 사용되나, 스페이서(130)의 재질 및 종류에는 제한이 없다.

- [0061] 도 5는 실제 제작된 본 발명의 일 실시예에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서를 나타낸 도면이고, 도 6은 도 5의 이온 겔 센서가 신장된 상태를 나타낸 도면이다.
- [0062] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서(100)를 제작하여 손가락 위에 올려놓은 상태가 도시되어 있다. 제작된 이온 겔 센서(100)의 크기는 대략 $1 \times 1\text{cm}^2$ 이다. 도 6을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서(100)를 대략 50% 정도 좌우로 신장시켜도 센서는 안정적으로 유지된다.
- [0063] 도 7은 외부 자극을 받기 전 제1 신축부 및 제2 신축부의 전하 분포를 나타낸 도면이고, 도 8은 외부 자극을 받은 후 제1 신축부 및 제2 신축부의 전하 분포를 나타낸 도면이다.
- [0064] 이하, 도 7 및 도 8을 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서(100)의 작동 과정을 설명한다.
- [0065] 도 7에 도시된 바와 같이, 압력 등 외부 자극이 가해지지 않은 상태에서 제1 대향돌기(111)와 제2 대향돌기(122)의 끝점이 서로 접촉되어 있고, 제2 신축부(120)의 접촉돌기(124)는 대상체(10)에 접촉되어 있다. 제1 신축부(110) 및 제2 신축부(120)의 내부 전하는 전기적으로 중성 상태에 있다.
- [0066] 이 상태에서 외부 자극이 가해지면 제2 신축부(120)가 변형됨으로써 전하 분극 상태의 변화로 인해 전압이 생성된다. 이 전압은 제1 신축부(110)의 이온성 액체의 전하를 재배열한다. 즉, 외부 자극에 의해 제1 신축부(110)의 이온이 이동함에 따라 이온 전하 분포가 변하게 된다. 도 8에 도시된 바와 같이, 외부 자극이 가해지면 제1 신축부(110)와 제2 신축부(120)의 대향돌기(111, 122)가 서로 접촉하는 면적이 증가하게 되고, 이온 전하 분포는 더욱 크게 변하게 된다. 여기서, 본 발명의 일 실시예에서 대향돌기(111, 122)를 원뿔형으로 구성하는 경우 외부 자극이 커지면 각 대향돌기(111, 122)가 서로의 경시면을 따라 접촉하므로 접촉면적이 커지게 된다. 결론적으로, 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서(100)는 외부 자극에 따라 전하 전달 메커니즘이 작동하고, 이러한 전압 변화 및 이온 분포에 따라 생성된 신호를 감지하는 것이다.
- [0068] 이하, 본 발명의 일 실시예에 따른 자가구동형 이온 겔 센서(100)의 효과를 설명한다. 여기서, 도 6에 도시된 실제 제작된 이온 겔 센서를 사용하여 실험이 수행되었다.
- [0070] 물리적 특성
- [0071] 제1 신축부(110) 및 제2 신축부(120)의 대향돌기(111, 122)는 원뿔형으로 구성되고, 각각의 두께는 대략 $400\mu\text{m}$ 및 $350\mu\text{m}$ 이고, 각각의 두께는 $138\mu\text{m}$ 및 $132\mu\text{m}$ 이다. 제2 신축부(120)에 형성된 카본 코팅층(123)의 두께는 $9\mu\text{m}$ 이다.
- [0072] 가소제인 DBA가 포함된 제1 신축부(110)는 300% 이내의 연신율이 나타났고, 제2 신축부(120)는 460% 이내의 연신율이 나타났다. 제1 신축부(110)는 최대 100%의 선형 저항 특성을 보였다. 제2 신축부(120)는 약 40kgf의 겔 재료에서 50mV의 전압을 생성하였다.
- [0074] 응답 특성
- [0075] 도 9a는 다양한 압력 하에서 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서(100)에 의해 측정된 전압 응답 그래프이다.
- [0076] 도 9a에는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서(100)에 다양한 압력(12Pa ~ 160Pa)이 가해질 때 전압 응답 특성이 도시되어 있다. 여기서, 압력이 커질수록 측정된 전압 크기도 커짐을 알 수 있다. 도 9a에 도시된 바와 같이, 감지 이벤트 구간, 즉 압력이 가해진 지점(도 9a의 Pressing)부터 압력 해제 지점(도 9a의 Releasing)까지의 구간 동안 전압 변화는 정적인 형태이다.
- [0077] 도 9b는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서에 가해지는 압력에 대한 전압 변화 그래프이다. 도 9b에 도시된 그래프에서는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서의 센싱 감도를 확인할 수 있다. 여기서, 센싱 감도는 입력 압력에 따른 전압 변화의 기울기를 통해 구할 수 있다. 즉, 센싱 감도(S)는 $S = (\Delta V_2 - \Delta V_1) / \Delta P$ 에 의해 연산될 수 있다. 여기서, ΔP 와 ΔV_n 는 각각 인가된 압력의 변화와 전압 변화의 상대적 차이를 의미한다.

다.

- [0078] 도 9b에서 그래프 a는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서(100)의 센싱 감도를 나타내고, 그래프 b는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서(100)에서 스페이서(130)가 없는 상태에서 센싱 감도를 나타낸 그래프이며, 그래프 c는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서(100)에서 대향돌기(111, 122) 및 스페이서(130)가 없는 상태에서의 센싱 감도를 나타낸 그래프이다.
- [0079] 도 9b의 그래프 a에 따르면, 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서(100)는 두 가지 민감도 영역, 즉 60Pa 미만의 압력에서 15.6 VPa^{-1} , 60Pa 이상의 압력에서 1.1 VPa^{-1} 의 민감도 영역이 나타난다. 반면, 도 9b의 그래프 b 및 c에 따르면 다른 두 센서에서는 1 VPa^{-1} 미만의 센싱 감도가 나타난다. 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서는 대향돌기(111, 122) 또는 스페이서(130)가 없는 상태의 센서 보다 대략 17배 정도 감도가 향상됨을 알 수 있다.
- [0080] 도 9c는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서에 압력 100 Pa이 가해지는 경우의 전압 응답 그래프이다.
- [0081] 도 9c는 압력이 가해질 때 센서의 반응 곡선을 보여준다. 도 9c의 점선은 입력 압력 100Pa를 나타내며, 입력 압력의 인가 및 해제에 따라 이온 겔 센서의 초기 지연 시간(200ms)과 최종 지연 시간(300ms)이 나타나는데 이는 제1 신축부(110)의 탄성으로 인한 것이다. 즉, 인가 압력에 대해 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서는 매우 빠르게 반응하는 것을 확인할 수 있다.
- [0082] 도 9d는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서에 자체 전원 공급 시 일정 시간 동안 측정된 전압 응답 그래프이다.
- [0083] 도 9d에서 자체 전원 공급에 의한 이온 겔 센서(100)의 안정성 평가는 압력 50Pa 및 주파수 0.6Hz에서 수행되었다. 도 9d에 도시된 바와 같이, 이온 겔 센서(100)에 가해진 압력에 따른 전압 진폭은 80분 동안 일정하게 유지되어 안정성이 우수함을 알 수 있다.
- [0084] 도 9e는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서의 변형 정도에 따른 전압 응답 그래프이다.
- [0085] 도 9e에서는 다양한 신축 변형율(0% ~ 20%)에서 이온 겔 센서(100)의 감도를 확인할 수 있다. 60Pa 내의 압력 내에서 압력에 따른 다양한 신축 변형율에 따른 감도 특성이 나타나고 있으며, 5% 이내의 변형율에서는 15 VPa^{-1} 내에서 감도가 유지됨을 알 수 있다.
- [0086] 도 9f는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서의 주파수 변화에 따른 감도 및 반응시간을 나타낸 그래프이다.
- [0087] 도 9f에 따르면 압력이 가해질 때 주파수에 따른 감도 및 응답 시간의 변화를 알 수 있다. 도 9f에서 위의 점선 그래프는 민감도를 나타내고 아래 실선 그래프는 응답 시간을 나타낸다. 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서(100)에 0.5Hz, 1Hz, 2Hz의 세 가지 힘의 주파수가 적용되었을 때 감도의 변화는 18 VPa^{-1} 에서 15.8 VPa^{-1} 가 관찰되었으며, 응답 시간의 경우 약 90ms에서 180ms의 범위를 보였다. 이러한 결과는 동일한 압력 수준에서 빠른 자극을 가할 때 감도와 반응속도가 증가함을 의미한다.
- [0089] 요골 동맥의 파형 측정
- [0090] 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서(100)를 인체에 부착하여, 운동학적 신호 중 하나인 요골 동맥 파형을 측정하였다.
- [0091] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서에 의해 요골 동맥의 파형을 측정한 그래프이다.
- [0092] 도 10에서 그래프 a는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서(100)를 통해 측정된 요골 동맥 파형에 관한 그래프이고, 그래프 b는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서(100)에서 스페이서(130)가 없는 상태에서 측정된 요골 동맥 파형에 관한 그래프이며, 그래프 c는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서(100)에서 대향돌기(111, 122) 및 스페이서(130)가 없는 상태에서 측정된 요골 동맥 파형에 관한 그래프이다. 도 10에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서(100)는 대향돌기(111, 122) 또는 스페이서(130)가 없는 상태의 센서 보다 센싱 감도가 우수함을 알 수 있다.

- [0094] 근육 움직임 신호 측정
- [0095] 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서를 손가락, 손목, 팔에 부착하여 전압 응답 신호를 측정하였다.
- [0096] 도 11a는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서(100)를 손가락에 부착한 상태에서 손가락의 굽힘 각도에 따라 측정된 전압 응답 그래프이다. 도 11a에서 벤딩 각도를 0° , 40° , 70° , 45° 및 0° 로 변경하며 전압 응답 신호가 측정되었다. 도 11a에 도시된 바와 같이, 굽힘 각도가 증가하면 전압 신호가 증가하고, 굽힘 각도가 감소하면 전압 신호가 감소한다. 또한, 일정 각도로 반복적으로 구부러질 때 정적 전압 변화를 관찰할 수 있다.
- [0097] 도 11b는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서(100)를 팔에 부착한 상태에서 팔의 비틀림을 반복하여 측정한 전압 응답 그래프이다. 도 11b에서 근육의 움직임을 확인하기 위해 팔에 이온 겔 센서(100)를 부착하여 비틀림으로 인한 전압 응답 신호가 측정되었다. 도 11c에 도시된 바와 같이, 반복적인 비틀림으로 인해 약 $\Delta 20\text{mV}$ 의 전압 변화가 관찰되었다. 즉, 팔의 반복적인 비틀림에도 전압 변화가 균일함을 알 수 있다.
- [0098] 도 11c는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서를 손목에 부착한 상태에서 가위, 바위, 보의 손 모양을 형성하여 얻은 전압 응답 그래프이다.
- [0099] 전압 신호를 기준선에 맞춘 후 손의 모양을 정상 상태에서 바위 모양을 형성하였을 때 전압 신호는 양의 방향으로 $\Delta 10\text{mV}$ 의 전압 변화가 나타났고, 손의 모양을 다시 정상 상태로 전환하면 전압 신호가 원래 위치(기준선)로 복귀하였다. 이후, 손의 모양을 가위 모양을 형성하였을 때 음의 신호가 나타났고, 보 모양을 형성하면 가위 모양 보다 약간 높은 전압 신호가 나타났다. 손의 모양이 바위 모양을 형성하면 근육이 수축되고, 가위 또는 보의 모양을 형성하면 근육이 이완된다. 즉, 근육이 수축하면 전압 신호는 양의 방향으로 전압 변화가 관찰되고, 근육이 이완되면 음의 방향으로 전압 변화가 관찰된다. 근육 수축 중에는 손목 주위의 총 부피가 증가한다. 따라서 이온 겔 센서(100)는 근육 내 수축 방향을 따라 x축 및 y축을 따라 늘어난다.
- [0100] 도 11d는 본 발명의 일 실시예에 따른 이온 겔 센서를 팔에 부착한 상태에서 물체의 무게에 따라 근육이 수축하여 발생하는 전압 응답 그래프이다.
- [0101] 도 11d에서 팔의 위치를 바꾸지 않고 물체의 무게에 따라 근육이 수축(등척성 수축)하여 발생하는 전압 신호가 측정되었다. 도 11d에 도시된 바와 같이, 무게가 0.3kg 일 때 보다 2kg 을 들었을 때 더 높은 전압 신호가 측정되었다.
- [0103] 응용 분야
- [0104] 상술한 내용은 본 발명의 일 실시예에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서(100)를 이용하여 요골 동맥 및 근육 움직임 신호만을 측정하였으나, 이외에도 동물의 다양한 운동학적 신호를 측정하는 것도 가능하므로 헬스케어 산업 분야에 응용이 가능하다.
- [0105] 본 발명의 일 실시예에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서(100)의 부착성 및 센서 민감도가 우수하므로 대체재(10)에 부착되어 센싱이 필요한 웨어러블 산업 분야에 적극적으로 응용이 가능하다.
- [0106] 본 발명의 일 실시예에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서(100)는 겔 재료 기반의 센서이므로 3D 프린팅이 가능하고, 소형화 및 구조의 자유도가 높다.
- [0107] 상술한 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서(100)는 저압(대략 50Pa)에서도 민감하게 반응하므로 로봇 등에도 부착하여 신호를 측정하는 것이 가능하다.
- [0109] <자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 제조방법>
- [0110] 도 12는 본 발명의 일 실시예에 따른 자가구동형 신축성 이온 겔 센서의 제조방법을 나타낸 도면이다.
- [0111] 제1 신축부(110)를 제조하는 단계(S100)에서, 제1 신축부(110)는 절연물질, 이온성 액체 및 가소제 등의 고분자 물질을 혼합하여 겔 형태로 제작된다. 본 발명의 일 실시예에서 겔을 형성하기 위해 절연물질인 PVC와 가소제인 DBA를 각각 분산매와 분상상으로 사용하였다. 그리고, 제1 신축부(110)의 전도도를 증가시키기 위해 이온성 액체인 [EMIM][TFSI]를 추가하였다. 이러한 [EMIM][TFSI]는 DBA에 용해되고 겔 내에서 자유롭게 움직일 수 있다.

본 발명의 일 실시예에서는 PVC : DBA : [EMIM][TFSI]의 중량비가 1 : 2 : 0.25가 되도록 제1 신축부(110)를 제조하였다.

[0112] 제2 신축부(120)는 압전물질 및 가소제 등의 고분자 물질을 혼합하여 겔 형태로 제작된다. 본 발명의 일 실시예에는 압전물질인 PVDF-TrFE와 가소제인 DBA의 중량비가 1 : 2가 되도록 제2 신축부(120)를 제조하였다.

[0113] 제1 신축부(110)와 제2 신축부(120)에는 각각 Ag 와이어인 제1 전극체(116)와, 카본 코팅층(123)과 연결된 제2 전극체(126)가 삽입된다.

[0114] 제1 신축부(110)와 제2 신축부(120)가 서로 마주보는 면에는 각각 원뿔형 대향돌기(111, 122)가 형성되도록 하고, 제2 신축부(120)의 대상체(10)에 닿는 면에는 원뿔형 접촉돌기(124)가 형성되도록 제조된다. 이때 본 발명의 일 실시예에서 원뿔형 표면은 3D 프린터로 제작된 몰드를 사용하여 드롭 캐스팅 방식으로 제조되었다.

[0115] 본 발명의 일 실시예에서 제2 신축부(120)의 제2 대향돌기(122)가 형성된 면은 전극역할을 수행하도록 그래파이트로 스프레이 코팅하였다.

[0116] 다음으로, 제1 신축부(110)와 제2 신축부(120)를 서로 대향시켜 센서를 제조하는 단계(S300)를 살펴본다. 제1 신축부(110)와 제2 신축부(120)가 각각 상술한 방법으로 제조된 후에는 제1 신축부(110)와 제2 신축부(120)의 원뿔형 돌기의 끝점이 서로 맞닿도록 위치시킨다. 이때, 제1 신축부(110)와 제2 신축부(120)가 일정 간격을 유지하도록 스페이서(130)를 그 사이에 삽입한다. 본 발명의 일 실시예에서 스페이서(130)는 폴리머 재질의 양면 접착테이프가 사용된다. 따라서, 제1 신축부(110)와 제2 신축부(120)는 스페이서(130)에 의해 서로 접촉될 수 있다.

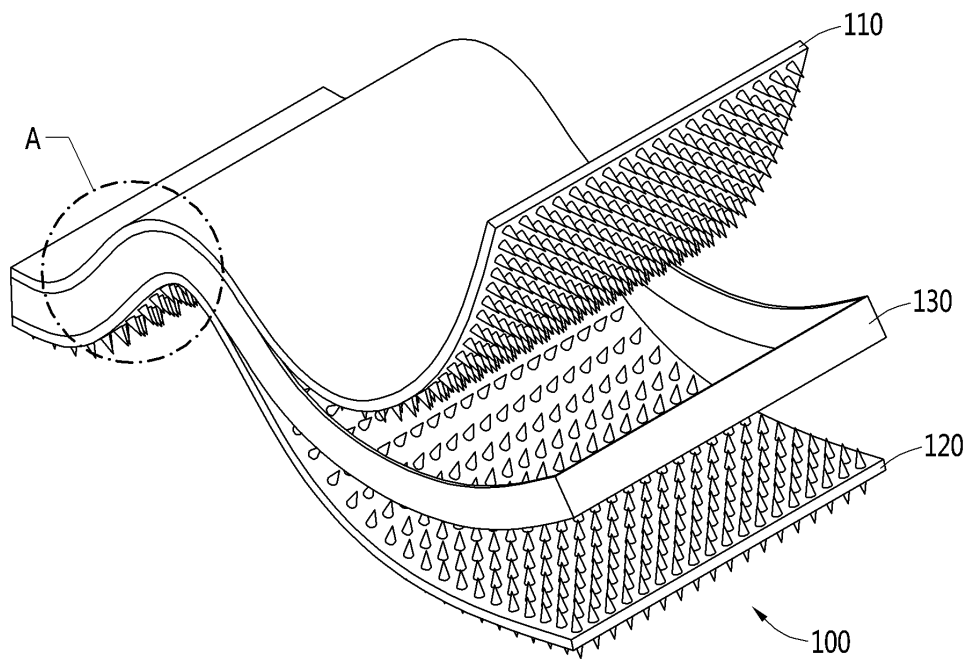
[0117] 본 발명은 첨부된 도면에 도시된 일 실시예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 당해 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 수 있을 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 보호 범위는 첨부된 청구 범위에 의해서만 정해져야 할 것이다.

부호의 설명

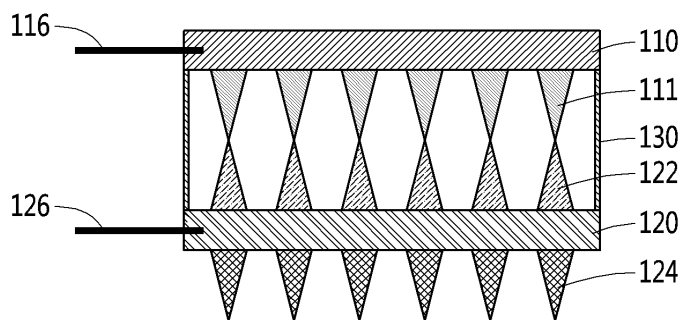
[0118] 100 : 이온 겔 센서 110 : 제1 신축부
111 : 제1 대향돌기 115 : 이온성 액체
116 : 제1 전극체 120 : 제2 신축부
122 : 제2 대향돌기 123 : 카본 코팅층
124 : 접촉돌기 126 : 제2 전극체
130 : 스페이서

도면

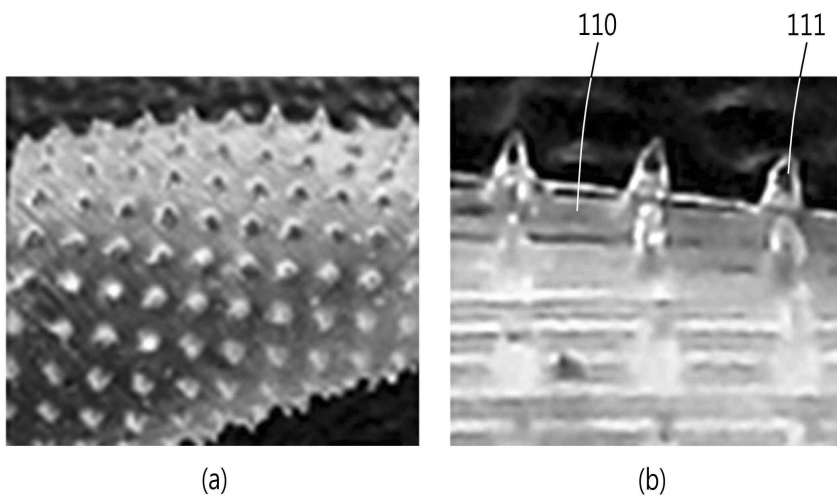
도면1



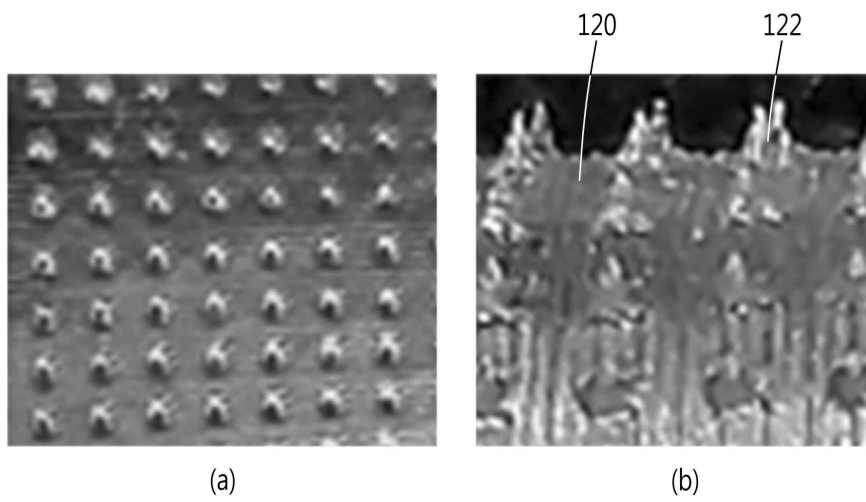
도면2



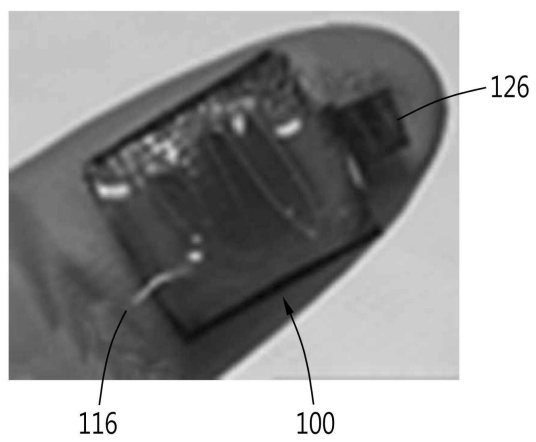
도면3



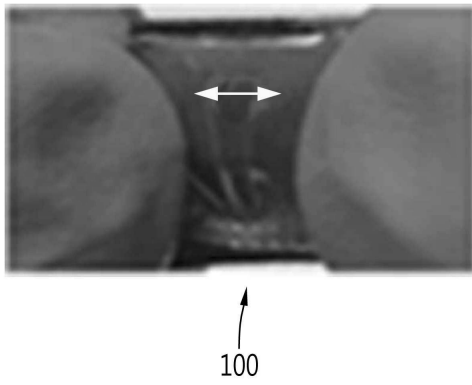
도면4



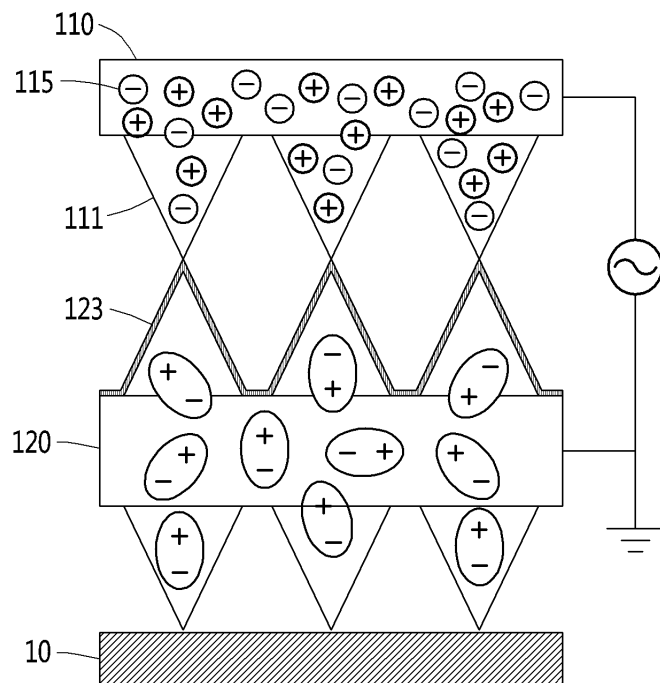
도면5



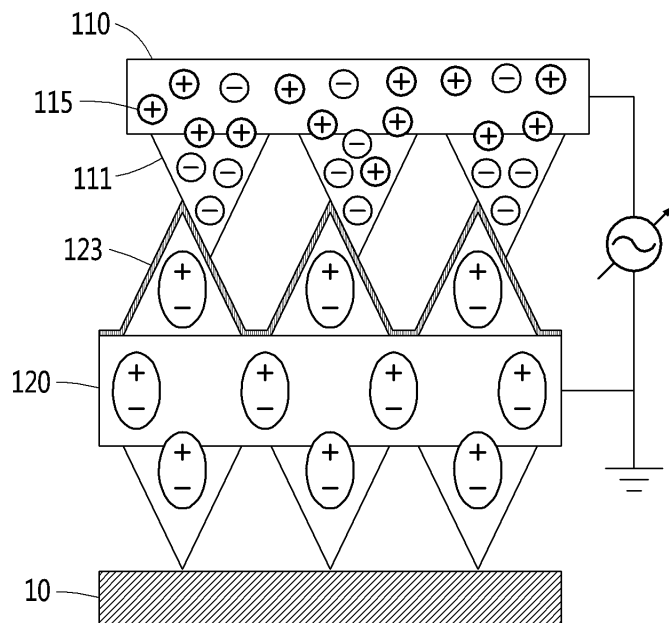
도면6



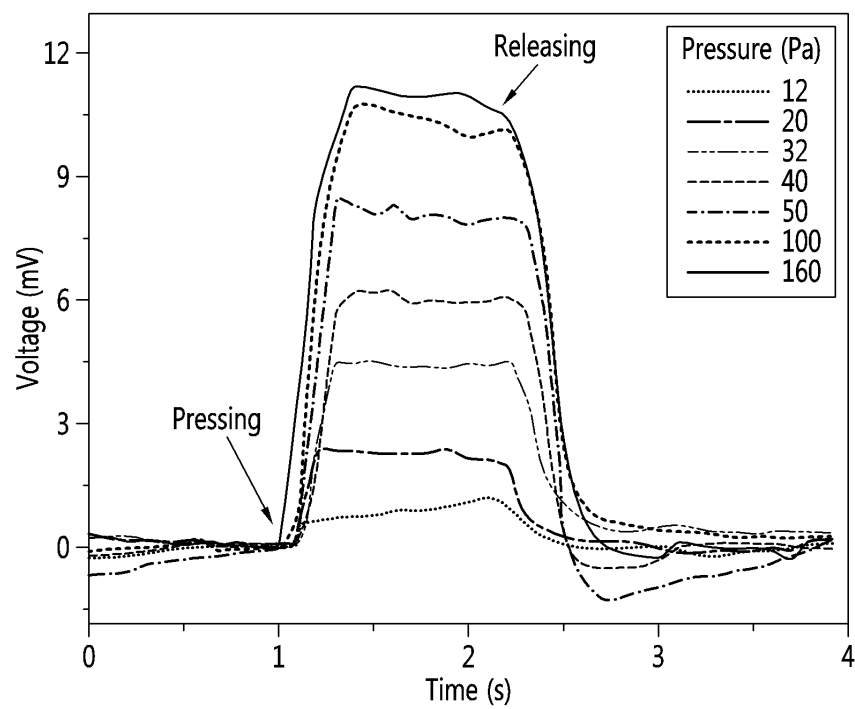
도면7



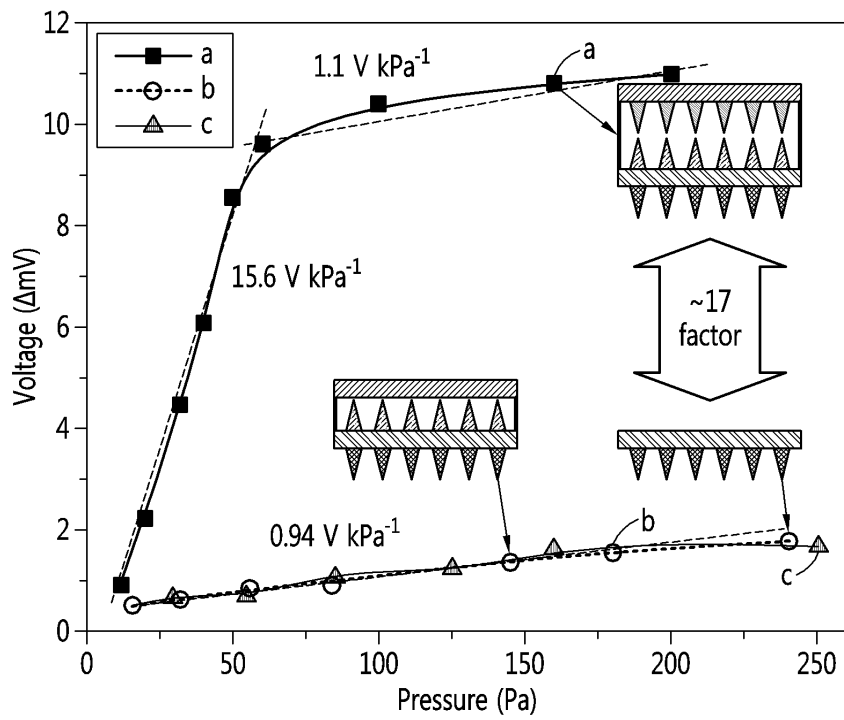
도면8



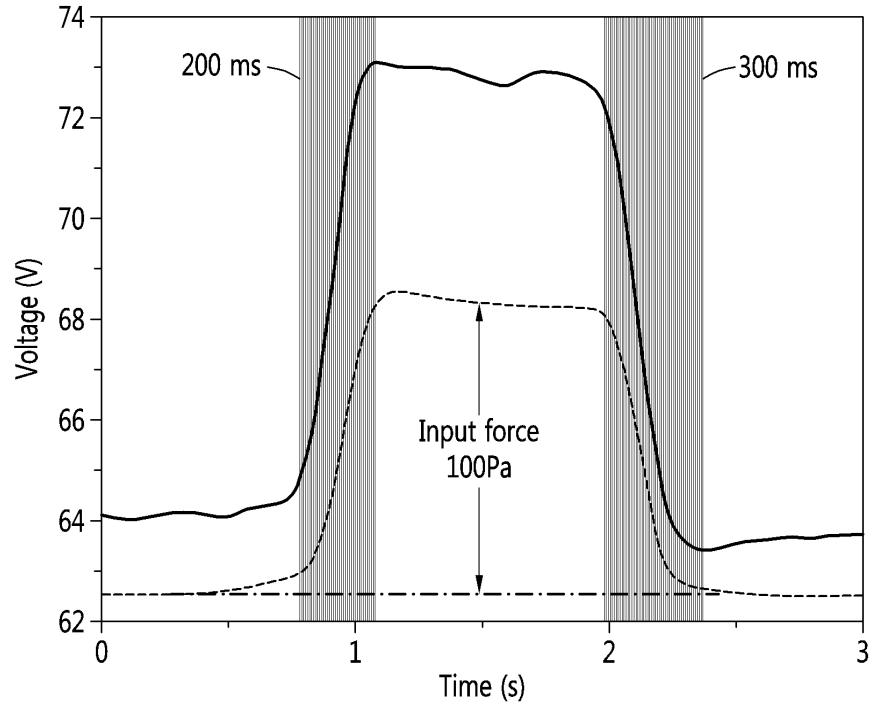
도면9a



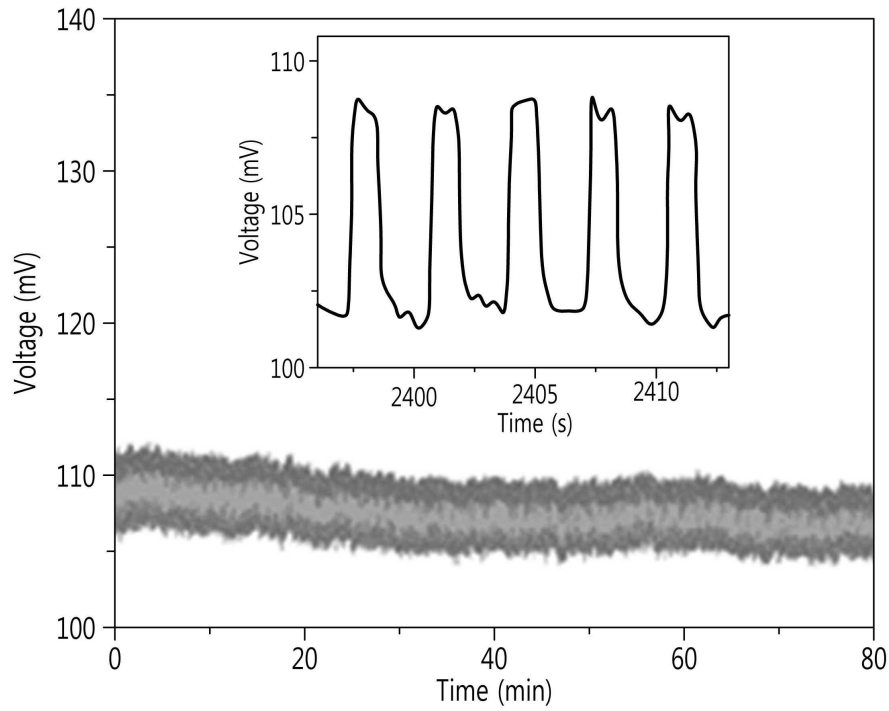
도면9b



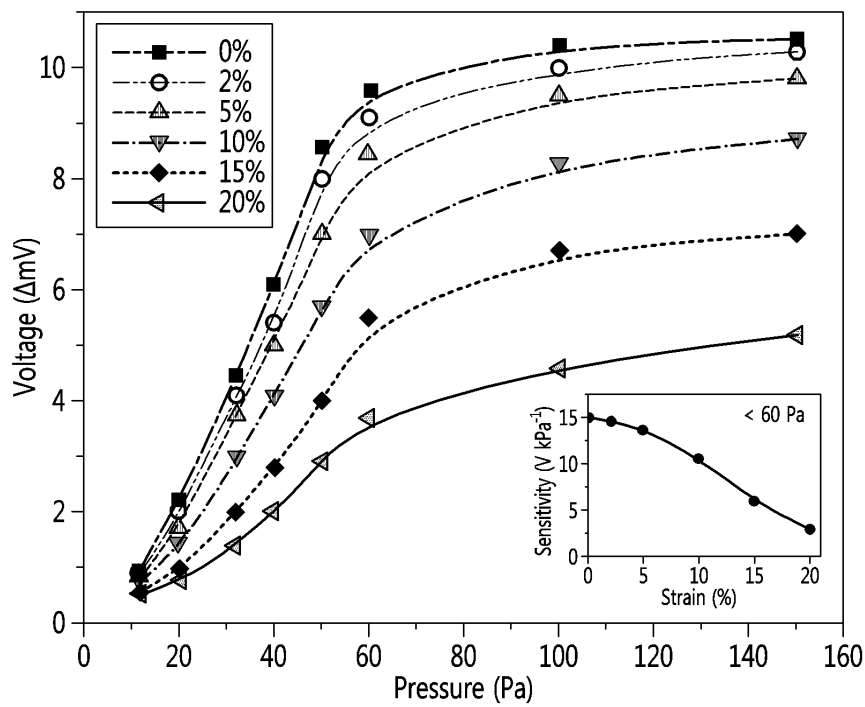
도면9c



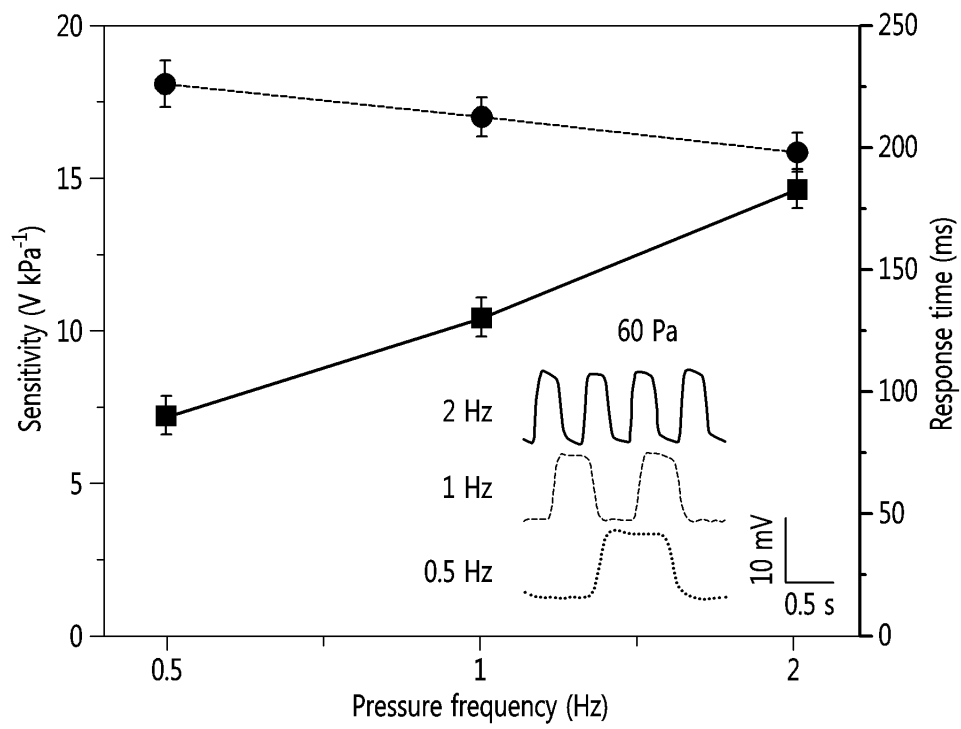
도면9d



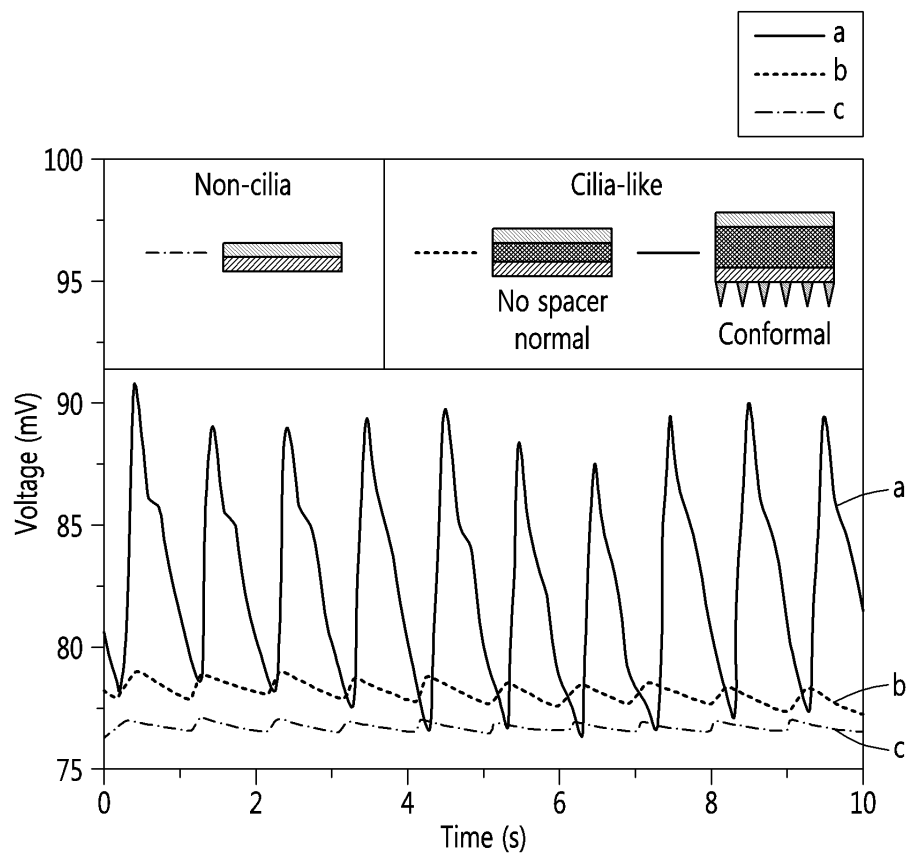
도면9e



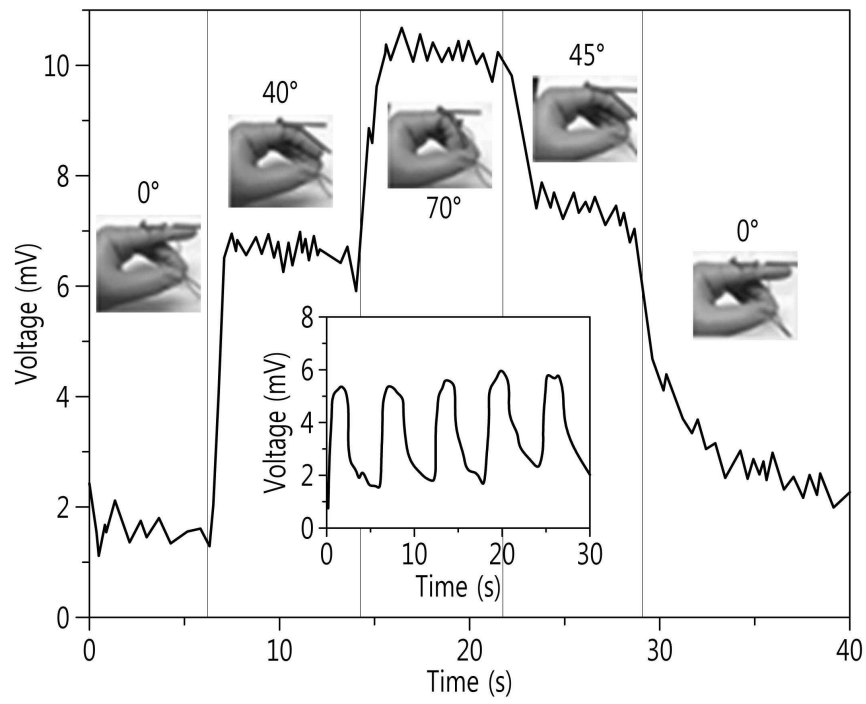
도면9f



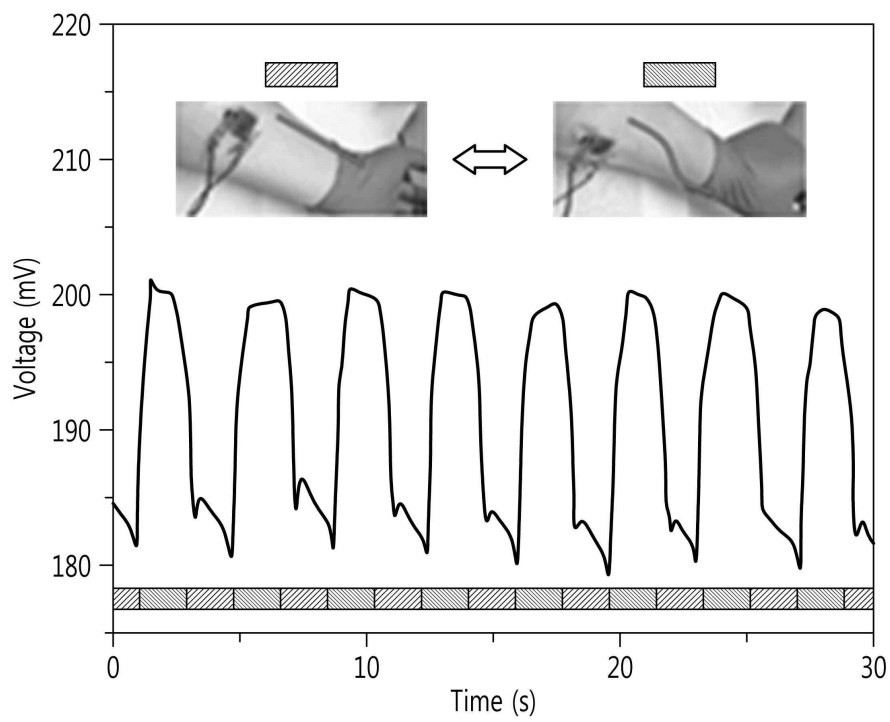
도면10



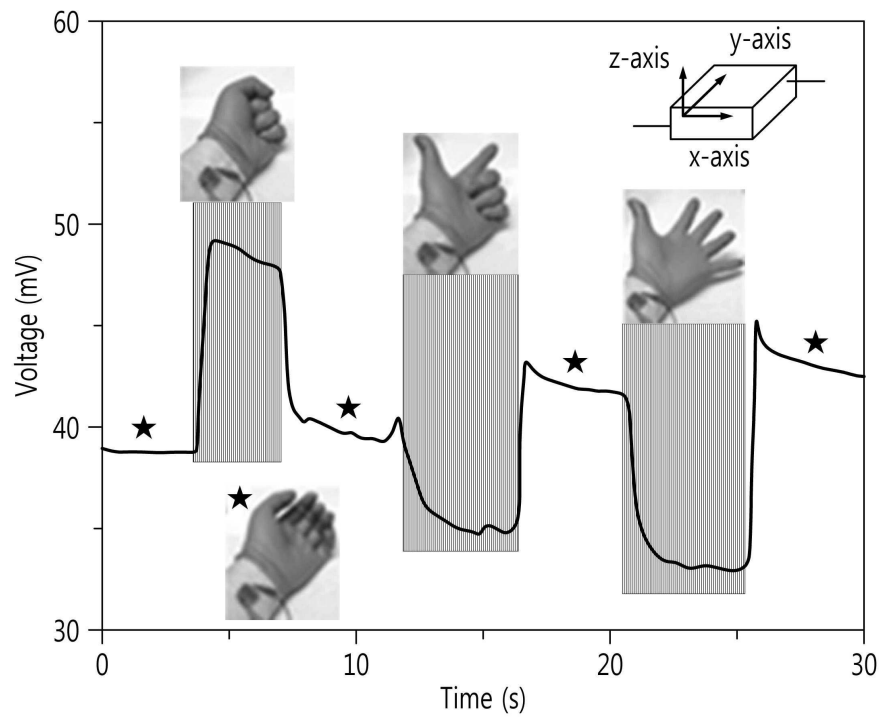
도면11a



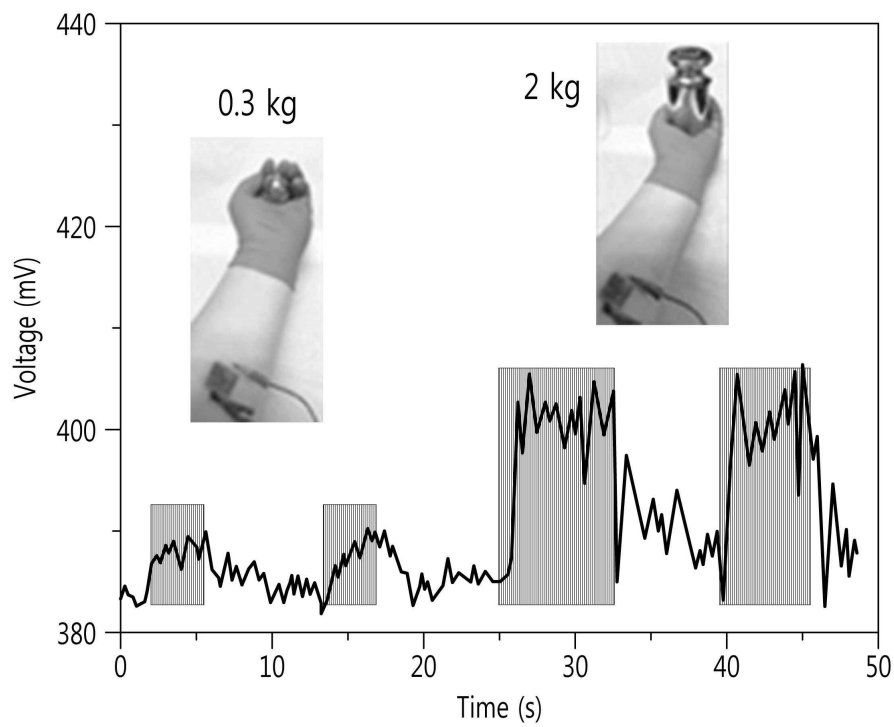
도면11b



도면11c



도면11d



도면12

