



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2020년10월08일  
(11) 등록번호 10-2162552  
(24) 등록일자 2020년09월28일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/024 (2006.01)  
A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 5/6801 (2013.01)  
A61B 5/024 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2018-0080157  
(22) 출원일자 2018년07월10일  
심사청구일자 2018년07월10일  
(65) 공개번호 10-2020-0006425  
(43) 공개일자 2020년01월20일  
(56) 선행기술조사문헌  
KR1020160083326 A\*  
JP2015215306 A\*  
KR1020150082201 A  
KR1020170009081 A  
\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자  
경희대학교 산학협력단  
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경희대학교 국제캠퍼스내)  
(72) 발명자  
김홍두  
경기도 용인시 기흥구 사은로126번길 46, 312동 1601호(보라동, 민속마을 현대모닝사이드 아파트)  
김갑진  
경기도 수원시 장안구 만석로 29, 713동 302호(천천동, 비단마을현대성우.우방아파트)  
(74) 대리인  
김연권

전체 청구항 수 : 총 7 항

심사관 : 유창용

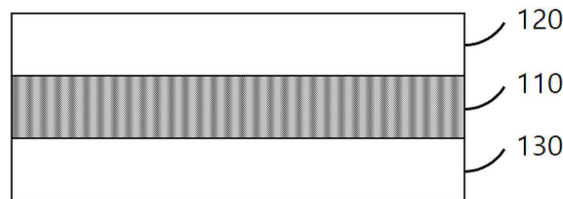
(54) 발명의 명칭 폴리락틱산 압전 소재를 이용한 생체 신호 측정 센서

(57) 요약

본 발명은 무구속형 생체신호 측정 센서를 개시한다. 본 발명의 일 실시예에 따르면, 사용자의 신체에 직접적인 기구 부착 또는 압박 등의 구속 없이 생체 신호를 높은 감도로 측정할 수 있는 생체신호 측정 센서를 제공할 수 있다.

대표도 - 도1

100



(52) CPC특허분류

**A61B 5/08** (2013.01)

**A61B 5/11** (2013.01)

A61B 2562/164 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	10044953
부처명	산업통상자원부
과제관리(전문)기관명	한국산업기술평가관리원 (KEIT)
연구사업명	산업융합원천기술개발
연구과제명	신장탄성율 20g/De 이하의 신축성 PLA 섬유 제조기술 개발
기 여 율	1/1
과제수행기관명	경희대학교 산학협력단
연구기간	2013.06.01 ~ 2018.05.31

공지예외적용 : 있음

---

**명세서**

**청구범위**

**청구항 1**

폴리락틱산 필름을 연신하는 단계;

상기 연신된 폴리락틱산 필름을 절단하여 폴리락틱산 압전소재 필름을 제조하는 단계;

상기 폴리락틱산 압전소재 필름의 상부 및 하부에 각각 상부전극 및 하부전극을 형성하여 폴리락틱산 압전 센서를 제조하는 단계;

상기 폴리락틱산 압전 센서의 일 측에 적어도 하나 이상의 상부 탄성층을 형성하는 단계;

상기 폴리락틱산 압전 센서의 타 측에 적어도 하나 이상의 하부 탄성층을 형성하는 단계; 및

상기 폴리락틱산 압전 센서의 상부 탄성층 및 하부 탄성층을 밀봉하는 보호층을 형성하는 단계를 포함하고,

상기 폴리락틱산 필름을 연신하는 단계에서 폴리락틱산 필름은 4 내지 4.5의 연신비로 연신되며,

상기 폴리락틱산 압전소재 필름을 제조하는 단계에서 상기 연신된 폴리락틱산 필름은 연신 방향의 22.5° 내지 67.5° 의 각도로 절단하며,

상기 상부 탄성층과 상기 하부 탄성층은 교차하여 형성되어 서로 중첩되지 않는 구조를 갖는 것을 특징으로 하는 무구속형 생체신호 측정 센서의 제조 방법.

**청구항 2**

폴리락틱산 필름을 연신하여 형성한 폴리락틱산 압전소재 필름;

상기 폴리락틱산 압전소재 필름의 상부에 형성되는 상부전극; 및

상기 폴리락틱산 압전소재 필름의 하부에 형성되는 하부전극

을 포함하는 폴리락틱산 압전 센서와,

상기 폴리락틱산 압전 센서의 일 측에 형성되는 적어도 하나 이상의 상부 탄성층;

상기 폴리락틱산 압전 센서의 타 측에 형성되는 적어도 하나 이상의 하부 탄성층; 및

상기 폴리락틱산 압전 센서, 상부 탄성층 및 하부 탄성층을 밀봉하는 보호층

을 포함하고,

상기 폴리락틱산 압전소재 필름은 상기 폴리락틱산 필름을 4 내지 4.5의 연신비로 연신한 필름이며,

상기 폴리락틱산 압전소재 필름은 상기 폴리락틱산 필름을 연신 방향의 22.5° 내지 67.5° 의 각도로 절단하여 형성하는 것이며,

상기 적어도 하나 이상의 상부 탄성층 및 하부 탄성층은 교차하여 형성되어 서로 중첩되지 않는 구조를 갖는 것을 특징으로 하는 무구속형 생체신호 측정 센서.

**청구항 3**

제2항에 있어서,

상기 폴리락틱산 필름을 구성하는 단량체의 80% 이상이 L-이성질체(L-isomer) 또는 D-이성질체(D-isomer) 중에서 선택된 한 종류의 이성질체로 이루어지는 것을 특징으로 하는 무구속형 생체신호 측정 센서.

**청구항 4**

삭제

**청구항 5**

삭제

**청구항 6**

제2항에 있어서,

상기 상부 탄성층 및 상기 하부 탄성층은 탄성 스펀지(elastic sponge) 및 탄성 섬유체(elastic fiber) 중 선택되는 적어도 하나로 형성되는 것을 특징으로 하는 무구속형 생체신호 측정 센서.

**청구항 7**

제2항에 있어서,

상기 보호층은 보호 필름(protect film) 및 보호 패브릭(protect fabric) 중 선택되는 적어도 하나로 형성되는 것을 특징으로 하는 무구속형 생체신호 측정 센서.

**청구항 8**

제2항에 있어서,

상기 폴리락티산 압전 센서는,

상기 전극에서 센서 외부로 전기적 신호를 전달할 수 있는 전극 연결부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 무구속형 생체신호 측정 센서.

**청구항 9**

제2항에 있어서,

상기 무구속형 생체신호 측정 센서는,

사용자의 수면 시 사용자의 호흡, 무호흡, 맥박, 심박, 움직임 및 코골이를 측정하는 것을 특징으로 하는 무구속형 생체신호 측정 센서.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 생체 신호 측정 센서에 관한 것으로, 보다 상세하게는 센서를 신체에 부착하지 않은 무구속 상태로 호흡, 맥박, 심박 등의 생체 신호를 측정할 수 있는 생체 신호 측정 센서에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0003] 코골이(snoring)는 수면중 근육들이 늘어남으로써 좁아진 구강내로 공기가 통과할 때 연구개(입 천정에서 비교적 연한 뒤쪽 부분), 목젓 및 주위 점막등을 진동시켜 소리가 발생하는 증상을 의미하며, 수면 무호흡(sleep apnea)은 수면중 기도 주변의 조직들이 늘어나 기도를 폐쇄시킴으로써 호흡의 정지가 일어나는 증상으로써, 수면중 10초 이상의 무호흡 상태가 시간당 5번 이상 발현되거나, 7시간 기준으로 30번 이상 발현되는 수면 장애

증상을 의미한다.

- [0004] 수면 무호흡에 따른 수면 장애 증상이 있으면 반복되는 수면중 각성으로 인해 수면의 품질이 나빠지게 되고 이는 삶의 질을 낮추는 원인이 되며, 심한 경우 심혈관계 합병증 등 중증 질환의 원인이 될 수 있다.
- [0005] 전술한 수면 무호흡과 같은 생체 리듬의 이상을 가장 간편하게 진단할 수 있는 요소는 심박 및 호흡이 있고, 이를 용이하게 측정하기 위해서 종래의 생체 신호 측정 장치는 전기전도도가 있는 센서전극패치를 피부에 직접 부착하고, 심장이 만들어 내는 전기적인 신호를 측정하여 관리자가 육안으로 확인할 수 있도록 디스플레이장치를 통하여 심박수, 호흡수를 표시하였다.
- [0006] 즉, 환자의 신체에 생체 신호 측정 장치를 직접 부착하여 환자로 하여금 불편을 느끼게 하며, 이는 정확한 질병의 진단에도 어려움이 따르게 한다.
- [0007] 이를 해결하기 위하여 압전성 고분자를 환자의 의류 등에 적용하여 환자를 구속하지 않은 상태로 생체 신호를 측정하는 기술이 현재 개발되고 있다.
- [0008] 그러나, 종래의 압전성 고분자로 널리 알려진 폴리비닐리덴 다이플로라이드(polyvinylidene difluoride, PVDF)는 가격이 비쌌뿐만 아니라 압전 특성을 내기 위해서는 고전압을 사용하여 고분자 내 사슬 내부에 있는 쌍극자를 일정한 방향으로 나열되도록하는 분극 현상을 유도하여야 하며, 분극된 쌍극자라도 온도가 60~70도에 이르게 되면 분극된 쌍극자가 무질서하게 다시 돌아가게 되어 더 이상 압전 현상을 나타내지 못하는 단점이 있다.

**선행기술문헌**

**특허문헌**

- [0010] (특허문헌 0001) 한국공개특허 제10-2017-0108462호, '수면 무호흡 모니터링 시스템'
- (특허문헌 0002) 한국공개특허 제10-2009-0053441호, '압전센서를 이용한 비접촉 생체신호 측정장치'
- (특허문헌 0003) 한국공개특허 제10-2015-0021298호, '착용형 생체신호 인터페이스 및 착용형 생체신호 인터페이스의 동작 방법'

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

- [0011] 본 발명은 센서를 신체에 부착하지 않은 무구속 상태로 호흡, 맥박, 심박 등의 생체 신호를 측정할 수 있는 생체 신호 측정 센서를 제공한다.

**과제의 해결 수단**

- [0013] 본 발명의 일 실시예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서는, 폴리락틱산(Poly Lactic Acid, PLA) 필름을 연신하여 형성한 폴리락틱산 압전소재 필름; 상기 폴리락틱산 압전소재 필름의 상부에 형성되는 상부전극; 및 상기 폴리락틱산 압전소재 필름의 하부에 형성되는 하부전극을 포함하는 폴리락틱산 압전 센서와, 상기 폴리락틱산 압전 센서의 일 측에 형성되는 적어도 하나 이상의 상부 탄성층; 상기 폴리락틱산 압전 센서의 타 측에 형성되는 적어도 하나 이상의 하부 탄성층; 및 상기 폴리락틱산 압전 센서, 상부 탄성층 및 하부 탄성층을 밀봉하는 보호층을 포함하고, 상기 적어도 두 개 이상의 상부 탄성층 및 하부 탄성층은 교차하여 형성되어 서로 중첩되지 않는 구조를 갖는 것을 특징으로 한다.
- [0014] 본 발명의 일 실시예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서에서, 상기 폴리락틱산 필름을 구성하는 단량체의 80% 이상이 L-이성질체(L-isomer) 또는 D-이성질체(D-isomer) 중에서 선택된 한 종류의 이성질체로 이루어지는 것을 특징으로 한다.
- [0015] 본 발명의 일 실시예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서에서, 상기 폴리락틱산 압전소재 필름은 상기 폴리락틱산 필름을 3 내지 5의 연신비(drawing ratio, DR)로 연신한 필름인 것을 특징으로 한다.
- [0016] 본 발명의 일 실시예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서에서, 상기 폴리락틱산 압전소재 필름은 상기 폴리락틱산 필름을 연신 방향의 22.5° 내지 67.5°의 각도로 절단하여 형성하는 것을 특징으로 한다.

- [0017] 본 발명의 일 실시예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서에서, 상기 상부 탄성층 및 상기 하부 탄성층은 탄성 스펀지(elastic sponge)로 형성되는 것을 특징으로 한다.
- [0018] 본 발명의 일 실시예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서에서, 상기 보호층은 보호 패브릭(protect fabric)으로 형성되는 것을 특징으로 한다.
- [0019] 본 발명의 일 실시예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서에서, 상기 폴리락틱산 압전 센서는, 상기 전극에서 센서 외부로 전기적 신호를 전달할 수 있는 전극 연결부를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0020] 본 발명의 일 실시예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서에서, 상기 무구속형 생체신호 측정 센서는, 사용자의 수면 시 사용자의 호흡, 맥박, 심박을 측정하는 것을 특징으로 한다.

**발명의 효과**

- [0022] 본 발명의 일 실시예에 따르면 폴리락틱산 필름은 연신 공정만으로 압전 특성을 가지므로 저가의 재료 및 제조 공정을 통하여 제조된 무구속형 생체신호 측정 센서를 제공할 수 있다.
- [0023] 본 발명의 일 실시예에 따르면 폴리락틱산 필름은 3 내지 5의 연신비로 연신 및 22.5° 내지 67.5° 의 절단 각도로 절단하여 압전 신호가 극대화 된 무구속형 생체신호 측정 센서를 제공할 수 있다.
- [0024] 본 발명의 일 실시예에 따르면 교차하여 형성된 서로 중첩되지 않는 구조의 상부 탄성층 및 하부 탄성층을 통하여 외부 압력에 의해서 중첩되지 않은 구조에서 발생하는 전단력이 효율적으로 발생되어 전단 압력에 의한 압전 신호가 보다 크게 발생될 수 있는 센서 구조체를 이용하여 보다 효과적이면서 민감하게 생체신호 측정 센서를 제공할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0026] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서를 구성하는 폴리락틱산 압전 센서의 단면도이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서의 전체 구조 단면도이다.
- 도 3a 내지 도 3d는 본 발명의 실시예들에 따른 폴리락틱산 압전 센서의 압전 신호를 도시한 그래프이다.
- 도 4a는 본 발명의 실시예 및 비교예에 따른 폴리락틱산 압전 센서에서, 절단 각도에 따른 압전 피크 투 피크 (peak-to-peak) 출력을 도시한 그래프이다.
- 도 4b는 본 발명의 실시예 및 비교예에 따른 폴리락틱산 압전 센서에서, 연신비에 따른 압전 피크 투 피크 출력을 도시한 그래프이다.
- 도 4c는 본 발명의 실시예 및 비교예에 따른 폴리락틱산 압전 센서에서, 연신비에 따른 복굴절을 도시한 그래프이다.
- 도 4d는 본 발명의 실시예 및 비교예에 따른 폴리락틱산 압전 센서에서, 복굴절과 압전 전압 간의 상관관계를 도시한 그래프이다.
- 도 5는 본 발명의 다른 실시예에 따른 실리콘 코팅된 무구속형 생체신호 측정 센서에서 생성된 압전 신호를 도시한 그래프이다.
- 도 6a 및 6b는 본 발명의 실시예 6 및 비교예 6에 따른 압전 신호의 크기 비교를 실제 매트리스 위에서 동시에 측정된 결과를 도시한 그래프이다.
- 도 7a 내지 7d는 본 발명의 실시예 6에 따른 실리콘 코팅된 무구속형 생체신호 측정 센서를 매트리스에 설치한 후, 피검자의 수면 시 얻은 생체 신호를 도시한 그래프이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0027] 이하 첨부 도면들 및 첨부 도면들에 기재된 내용들을 참조하여 본 발명의 실시예를 상세하게 설명하지만, 본 발명이 실시예에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다.
- [0028] 본 명세서에서 사용된 용어는 실시예들을 설명하기 위한 것이며 본 발명을 제한하고자 하는 것은 아니다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 "포함한다

(comprises)" 및/또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성요소, 단계, 동작 및/또는 소자는 하나 이상의 다른 구성요소, 단계, 동작 및/또는 소자의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.

- [0029] 본 명세서에서 사용되는 "실시에", "예", "측면", "예시" 등은 기술된 임의의 양상(aspect) 또는 설계가 다른 양상 또는 설계들보다 양호하다거나, 이점이 있는 것으로 해석되어야 하는 것은 아니다.
- [0030] 또한, '또는' 이라는 용어는 배타적 논리합 'exclusive or' 이기보다는 포괄적인 논리합 'inclusive or' 를 의미한다. 즉, 달리 언급되지 않는 한 또는 문맥으로부터 명확하지 않는 한, 'x가 a 또는 b를 이용한다'라는 표현은 포괄적인 자연 순열들(natural inclusive permutations) 중 어느 하나를 의미한다.
- [0031] 또한, 본 명세서 및 청구항들에서 사용되는 단수 표현("a" 또는 "an")은, 달리 언급하지 않는 한 또는 단수 형태에 관한 것이라고 문맥으로부터 명확하지 않는 한, 일반적으로 "하나 이상"을 의미하는 것으로 해석되어야 한다.
- [0032] 아래 설명에서 사용되는 용어는, 연관되는 기술 분야에서 일반적이고 보편적인 것으로 선택되었으나, 기술의 발달 및/또는 변화, 관례, 기술자의 선호 등에 따라 다른 용어가 있을 수 있다. 따라서, 아래 설명에서 사용되는 용어는 기술적 사상을 한정하는 것으로 이해되어서는 안 되며, 실시예들을 설명하기 위한 예시적 용어로 이해되어야 한다.
- [0033] 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 해당되는 설명 부분에서 상세한 그 의미를 기재할 것이다. 따라서 아래 설명에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌 그 용어가 가지는 의미와 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 이해되어야 한다.
- [0034] 한편, 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성 요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 구성 요소들은 용어들에 의하여 한정되지 않는다. 용어들은 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다.
- [0035] 또한, 막, 층, 영역, 구성 요청 등의 부분이 다른 부분 "위에" 또는 "상에" 있다고 할 때, 다른 부분의 바로 위에 있는 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 막, 층, 영역, 구성 요소 등이 개재되어 있는 경우도 포함한다.
- [0036] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어(기술 및 과학적 용어를 포함)는 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 공통적으로 이해될 수 있는 의미로 사용될 수 있을 것이다. 또 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 용어들은 명백하게 특별히 정의되어 있지 않는 한 이상적으로 또는 과도하게 해석되지 않는다.
- [0037] 한편, 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는, 그 상세한 설명을 생략할 것이다. 그리고, 본 명세서에서 사용되는 용어(terminology)들은 본 발명의 실시예를 적절히 표현하기 위해 사용된 용어들로서, 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 본 발명이 속하는 분야의 관례 등에 따라 달라질 수 있다. 따라서, 본 용어들에 대한 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.
- [0038] 이하, 본 발명의 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.
- [0040] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서를 구성하는 폴리락틱산 압전 센서의 단면도이다.
- [0041] 도 1을 참조하면 폴리락틱산 압전 센서(100)는 폴리락틱산 필름을 연신하여 형성한 폴리락틱산 압전소재 필름(110)과, 폴리락틱산 압전소재 필름(110)의 상부에 형성되는 상부전극(120) 및 폴리락틱산 압전소재 필름(110)의 하부에 형성되는 하부전극(130)을 포함한다.
- [0042] 폴리락틱산은 뛰어난 생분해 특성을 지닌 친환경적인 폴리머이고, 전단변형을 통해 압전 전류가 생성되는 특징으로 인하여 널리 연구되고 있다.
- [0043] 폴리락틱산의  $\alpha$ -결정형은 상온에서 열역학적으로 가장 안정한 상태이며, 용해 또는 용액방사방법으로 쉽게 얻을 수 있다. 하지만 미연신 PLA 필름에는 이와 같은 분자사슬이 랜덤하게 배향되어 있고 C=O 쌍극자 그룹이 분자사슬을 따라 나선형으로 배향되어 있으며 이에 따라 넷 쌍극자 모멘트가 0이 되기 때문에 압전특성을 나타내지 않는다.
- [0044] 이러한 단점은 폴리락틱산 필름을 고온에서 일축 연신함으로써 극복 될 수 있으며, 이는  $10_3$  나선형 형태를 갖는  $\alpha$ -결정형 폴리락틱산 필름이 중합체 사슬을 따라  $3_1$  나선형 형태를 갖는  $\beta$ -결정형으로 전환되며 극복될 수 있

다.

- [0045] 폴리락틱산의 단량체인 락트산은 광학이성질체로, D-이성질체(D-isomer)와 L-이성질체(L-isomer)의 두 가지 형태를 갖으며, D-이성질체로 이루어진 폴리락틱산을 폴리-D-락트산[poly(D-lactic acid), PDLA], L-이성질체로 이루어진 폴리락틱산을 폴리-L-락트산[poly(L-lactic acid), PLLA] 라고 한다.
- [0046] 폴리락틱산의 연신 조건 및 폴리락틱산 이성질체의 조성 등은 후술할 실시예들에서 보다 상세하게 서술하도록 한다.
- [0047] 특히 본 발명의 일 실시예에 따른 폴리락틱산 압전 센서 (100)의 폴리락틱산 압전소재 필름(110)은 3 내지 5의 연신비(drawing ratio, DR)로 연신한 후 연신 방향의 22.5° 내지 67.5° 의 각도로 절단하여 형성하는 것을 특징으로 한다.
- [0048] 특히, 본 발명의 일 실시예에 따른 폴리락틱산 압전 센서 (100)의 폴리락틱산 압전소재 필름(111)은 4의 연신비로 연신한 후 연신 방향의 45° 의 각도로 절단하여 형성하는 것이 더욱 바람직하다.
- [0049] 폴리락틱산 압전소재 필름 형성 시의 연신비와 절단 각도는 후술할 본 발명의 실시예들에서 보다 상세하게 설명하도록 한다.
- [0050] 본 발명의 일 실시예에 따른 폴리락틱산 압전 센서(100)를 구성하는 폴리락틱산 압전소재 필름(110)의 상부에는 상부전극(120)이 형성되고, 폴리락틱산 압전소재 필름(110)의 하부에는 하부전극(130)이 형성된다.
- [0051] 상부전극(120) 및 하부전극(130)은 금속 포일 페이퍼(foil paper), 전도성 섬유 직-편물(conductive fabric), 도전성 고분자 필름 및 도전성 나노웍 중 적어도 하나로 형성될 수 있으며, 전극(112,113)은 압축 및 신축이 가능한 탄성형 전극도 사용 가능하다.
- [0053] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서의 전체 구조 단면도이다.
- [0054] 도 2를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서(200)는 폴리락틱산 압전 센서(210)와 폴리락틱산 압전 센서(210)의 일 측에 형성되는 적어도 하나 이상의 상부 탄성층(220), 폴리락틱산 압전 센서(210)의 타 측에 형성되는 적어도 하나 이상의 하부 탄성층(230) 및 폴리락틱산 압전 센서(210), 상부 탄성층(220) 및 하부 탄성층(230)을 밀봉하는 보호층(240)을 포함한다.
- [0055] 본 발명의 일 실시예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서(200)는 폴리락틱산 압전 센서(210)의 일 측에 형성되는 적어도 하나 이상의 상부 탄성층(220), 폴리락틱산 압전 센서(210)의 타 측에 형성되는 적어도 하나 이상의 하부 탄성층(230)을 포함한다.
- [0056] 상부 탄성층(220) 및 하부 탄성층(230)은 탄성 스펀지(elastic sponge) 및 탄성 섬유체(elastic fiber) 중 선택되는 적어도 하나로 형성되는 것을 특징으로 한다.
- [0057] 상부 탄성층(220) 및 하부 탄성층(230)은 또한 교차하여 형성되어 서로 중첩되지 않는 구조를 갖는다.
- [0058] 상부 탄성층(220)과 하부 탄성층(230)을 중첩되지 않는 구조로 형성하면, 외부에서 오는 심박 및 호흡과 같은 압력을 압전 센서에 전단력 변화로 전환할 수 있어, 단순한 상하 탄성체 구조 대비하여 보다 우수한 센서 특성을 가질 수 있다.
- [0059] 또한, 이러한 구조는 매트리스 등의 신체와 접촉하는 구조물에 설치되어 생체 신호를 측정할 때 사용자의 불편감을 최소화 할 수 있고, 생체 신호 측정 정확도를 향상시킬 수 있다.
- [0060] 본 발명의 일 실시예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서(200)는 폴리락틱산 압전 센서(210), 상부 탄성층(220) 및 하부 탄성층(230)을 밀봉하는 보호층(240)을 포함한다.
- [0061] 보호층(240)은 보호 필름(protect film) 및 보호 패브릭(protect fabric) 중 선택되는 적어도 하나로 형성될 수 있다.
- [0062] 보호층(240)은 내부의 폴리락틱산 압전 센서(210), 상부 탄성층(220) 및 하부 탄성층(230)을 보호하고, 사용자의 신체와 접촉하는 구조물에 설치 시 사용자의 이질감을 최소화 하는데 그 목적이 있다.
- [0063] 보호층(240)을 구성할 수 있는 보호 필름 및 보호 패브릭은 통기성을 가지는 재료를 사용하여 신체의 접촉에도 땀이 차지 않게 하는 목적에도 적합한 재료로 구성되어 있다.
- [0064] 본 발명의 일 실시예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서(200)는 상술한 바와 같이 사용자, 즉 피검자의 신체



와 접촉하는 구조물에 설치되어 사용자가 해당 구조물과 신체를 접촉할 때 사용자의 생체신호를 측정 할 수 있다.

- [0065] 측정 가능한 생체 신호는 사용자의 호흡, 무호흡, 심박, 맥박 및 움직임 등이 있으며, 이에 한정되지 않고 압전 센서를 통해 측정 가능한 생체 신호라면 모두 측정이 가능하며, 여러 신호를 동시에 측정 할 수도 있다.
- [0067] 이하, 실시예를 통하여 본 발명을 보다 상세히 설명하고자 한다. 이들 실시예는 본 발명을 보다 구체적으로 설명하기 위한 것으로, 본 발명의 범위가 이들 실시예에 의해 한정되는 것은 아니다.
- [0069] [물질]
- [0070] 2% D-이성질체 및 98% L-이성질체로 이루어진 폴리락틱산(PLA 4032D ,Mw=195,000)을 내이쳐워크사(NatureWorks ®, USA)에서 구매하여 폴리락틱산 필름을 제조하는데 사용하였다.
- [0071] 실리콘 탄성체 베이스와 실리콘 엘라스토머 경화제(Sylgard®184A and 184B)는 다우코닝사(Dow Corning, USA)에서 구매하여 보호층과 함께 마찰력을 향상시키기 위한 실리콘 코팅 공정에 사용하였다.
- [0072] 실리콘 탄성체 베이스와 실리콘 엘라스토머 경화제는 탄성체의 실리콘 코팅층을 형성하기 위한 목적으로 사용하였다. 실리콘 코팅을 수행하게 되면 폴리락틱산 필름의 미끄러짐을 방지할 수 있어, 압력에 의한 전단력 변환이 보다 용이하게 된다.
- [0073] 또한, 접착성 니켈-구리 도금 폴리에스테르 직물(J. S. Korea Inc)을 상부 및 하부 전극으로 사용하였다.
- [0075] [실시예 1]
- [0076] 2% D-이성질체 및 98% L-이성질체로 이루어진 폴리락틱산을 연신비 4.5로 연신 후 연신 방향의 45° 로 절단하여 폴리락틱산 압전소재 필름을 제조하였다.
- [0077] 이후, 폴리락틱산 압전소재 필름의 상부 및 하부에 접착성 니켈-구리 도금 폴리에스테르 직물을 접착, 상부전극 및 하부전극을 형성하여 폴리락틱산 압전 센서를 제조하였다.
- [0079] [실시예 2]
- [0080] [실시예 2]는 연신된 폴리락트산 필름을 연신 방향의 22.5° 로 절단하는 것을 제외하고는 [실시예 1]과 동일한 방법으로 제조하였다.
- [0082] [실시예 3]
- [0083] [실시예 3]은 연신된 폴리락트산 필름을 연신 방향의 67.5° 로 절단하는 것을 제외하고는 [실시예 1]과 동일한 방법으로 제조하였다.
- [0085] [실시예 4]
- [0086] [실시예 4]는 폴리락트산 필름을 연신비 4.0으로 연신하는 것을 제외하고는 [실시예 1]과 동일한 방법으로 제조하였다.
- [0088] [실시예 5]
- [0089] [실시예 5]는 [실시예 1]에서 제조한 센서에 실리콘 고무를 이용하여 코팅 및 경화한 후 그 위에 보호용 섬유를 피복하여 센서를 제조하였다.
- [0091] [실시예 6]
- [0092] [실시예 6]은 [실시예 1]에서 제조한 센서의 상부 및 하부에 각각 양면 접착 탄성 스폰지(3M사)를 교차되게 그립 2와 같이 배치하고 그 위에 보호용 섬유를 피복하여 센서를 제조하였다.
- [0094] [비교예 1]
- [0095] [비교예 1]은 연신된 폴리락트산 필름을 연신 방향의 0° 로 절단하는 것을 제외하고는 [실시예 1]과 동일한 방법으로 제조하였다.
- [0097] [비교예 2]
- [0098] [비교예 2]는 연신된 폴리락트산 필름을 연신 방향의 90° 로 절단하는 것을 제외하고는 [실시예 1]과 동일한 방

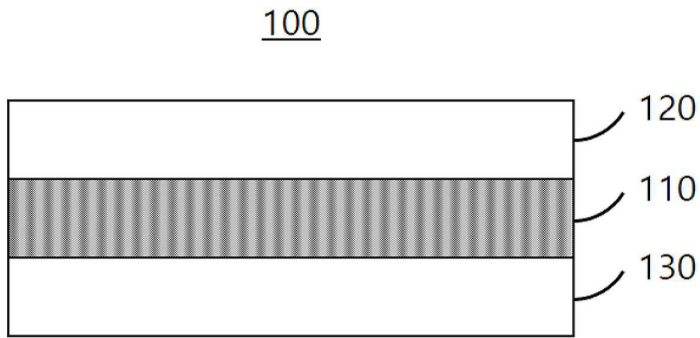
법으로 제조하였다.

- [0100] [비교예 3]
- [0101] [비교예 3]은 폴리락트산 필름을 연신하지 않는 것을 제외하고는 [실시예 1]과 동일한 방법으로 제조하였다. (연신 공정을 거치지 않았으므로 임의의 방향으로 절단한다.)
- [0103] [비교예 4]
- [0104] [비교예 4]는 폴리락트산 필름을 연신비 3.3으로 연신하는 것을 제외하고는 [실시예 1]과 동일한 방법으로 제조하였다.
- [0106] [비교예 5]
- [0107] [비교예 5]는 폴리락트산 필름을 연신비 3.5로 연신하는 것을 제외하고는 [실시예 1]과 동일한 방법으로 제조하였다.
- [0109] [비교예 6]
- [0110] [비교예 6]은 실시예 1에서 만든 센서 위에 보호용 섬유를 피복하여 센서를 제조하였다.
- [0112] 이하에서는, 본 발명의 실시예 및 비교예에 따른 무구속형 생체신호 측정 센서의 특성을 도면을 참조하여 상세히 설명하도록 한다.
- [0114] 도 3a 내지 도 3d는 본 발명의 실시예들에 따른 폴리락틱산 압전 센서의 압전 신호를 도시한 그래프이다.
- [0115] 도 3a는 본 발명의 실시예 1에 따른 폴리락틱산 압전 센서의 압전 신호를 도시한 그래프로, 도 3a를 참조하면 폴리락틱산을 연신비 4.5로 연신 후 연신 방향의 45°로 절단하여 형성한 폴리락틱산 압전소재 필름이 최대의 출력 전압을 나타냄을 확인할 수 있다.
- [0116] 도 3b 내지 도 3d는 본 발명의 실시예 2 내지 실시예 4에 따른 폴리락틱산 압전 센서의 압전 신호를 도시한 그래프로, 도 3b 내지 도 3d를 참조하면, 본 발명의 실시예 1에 비하여 다소 낮은 출력 전압을 보이지만, 센서로 사용이 가능한 정도의 출력 전압을 보이는 것을 확인할 수 있다.
- [0117] 도 3e 내지 도 3i는 본 발명의 비교예들에 따른 폴리락틱산 압전 센서의 압전 신호를 도시한 그래프이다.
- [0118] 도 3e 내지 도 3i를 참조하면, 본 발명의 실시예들과 비교하여 상대적으로 낮은 출력 전압을 나타냄이 확인되어, 센서로서의 활용이 어려운 것을 알 수 있다.
- [0120] 도 4a는 본 발명의 실시예 및 비교예에 따른 폴리락틱산 압전 센서에서, 절단 각도에 따른 압전 피크 투 피크 (peak-to-peak) 출력을 도시한 그래프이다.
- [0121] 도 4a를 참조하면, 절단 각도가 45°일 때 가장 좋은 출력을 보이는 것을 확인할 수 있다.
- [0123] 도 4b는 본 발명의 실시예 및 비교예에 따른 폴리락틱산 압전 센서에서, 연신비에 따른 압전 피크 투 피크 출력을 도시한 그래프이다.
- [0124] 도 4b를 참조하면, 연신비 3.5부터 압전 피크 투 피크 출력이 급격히 상승하는 것을 확인할 수 있는데, 이는 연신비 3.5에서부터 폴리락틱산 필름의 넥킹(necking) 현상이 발생함을 의미한다. 또한, 이는 폴리락틱산 필름의 연신 공정 시 넥킹 현상 이후에 배향이 일어나는 것을 확인할 수 있다.
- [0126] 도 4c는 본 발명의 실시예 및 비교예에 따른 폴리락틱산 압전 센서에서, 연신비에 따른 복굴절을 도시한 그래프이다.
- [0127] 도 4c의 그래프 역시 도 4b의 그래프와 마찬가지로 연신비 3.5에서부터 복굴절 수치가 급격히 상승하는 것을 확인할 수 있다.
- [0129] 도 4d는 본 발명의 실시예 및 비교예에 따른 폴리락틱산 압전 센서에서, 복굴절과 압전 전압 간의 상관관계를 도시한 그래프이다.
- [0130] 도 4d를 참조하면, 압전 전압은 복굴절에 선형적으로 비례하는 것을 확인할 수 있다.
- [0132] 도 5는 본 발명의 다른 실시예에 따른 실리콘 코팅된 무구속형 생체신호 측정 센서에서 생성된 압전 신호를 도시한 그래프이다.

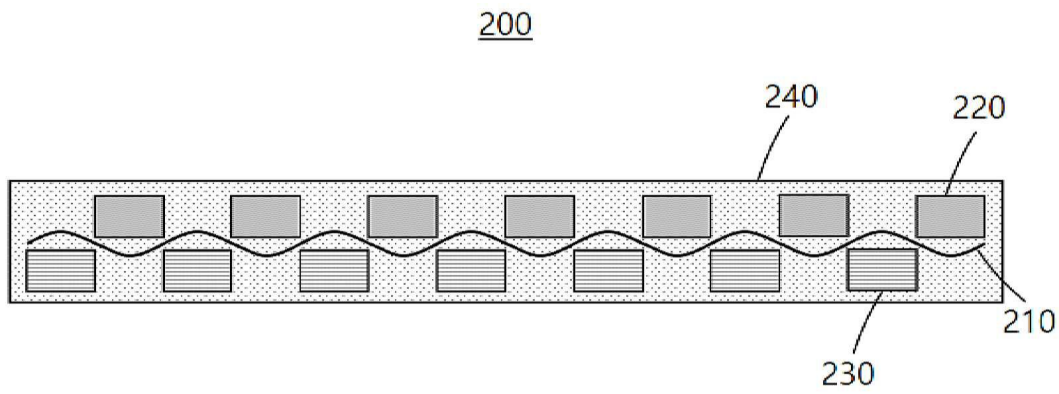


도면

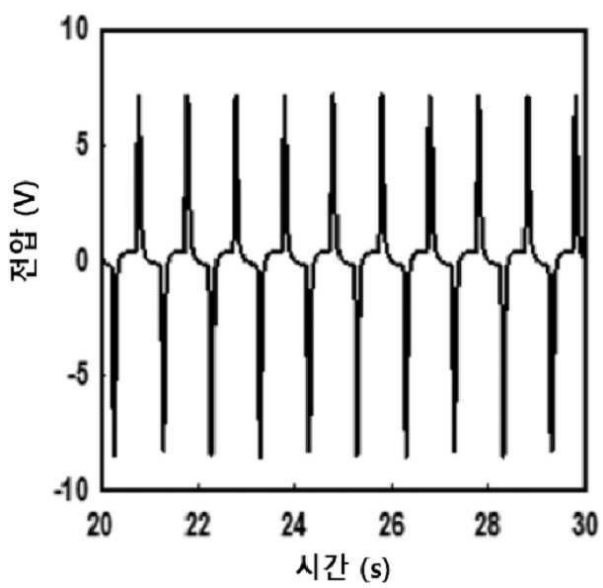
도면1



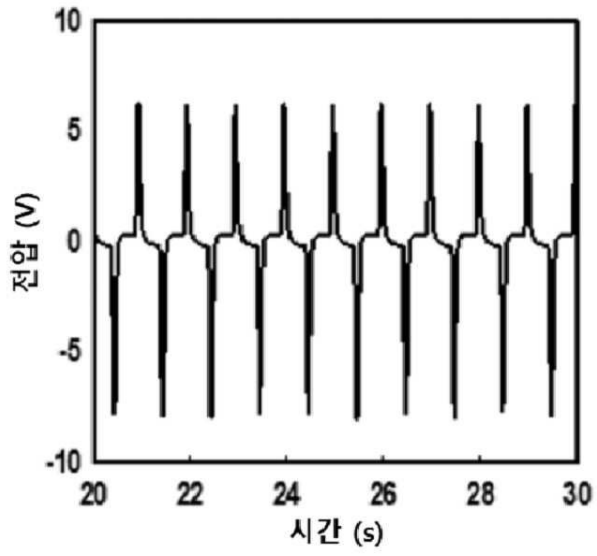
도면2



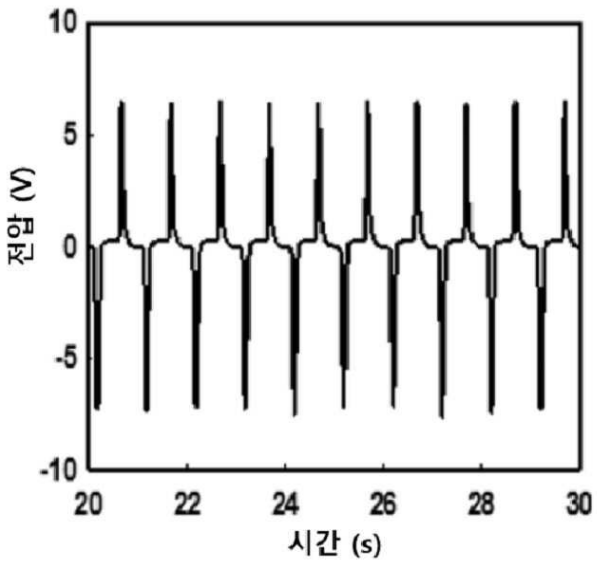
도면3a



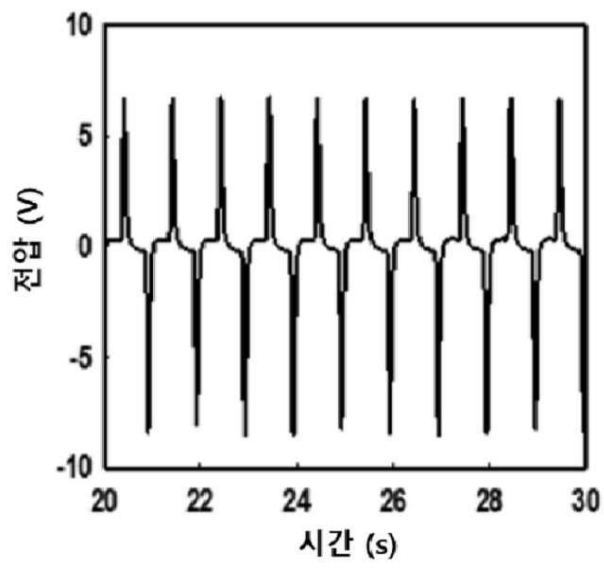
도면3b



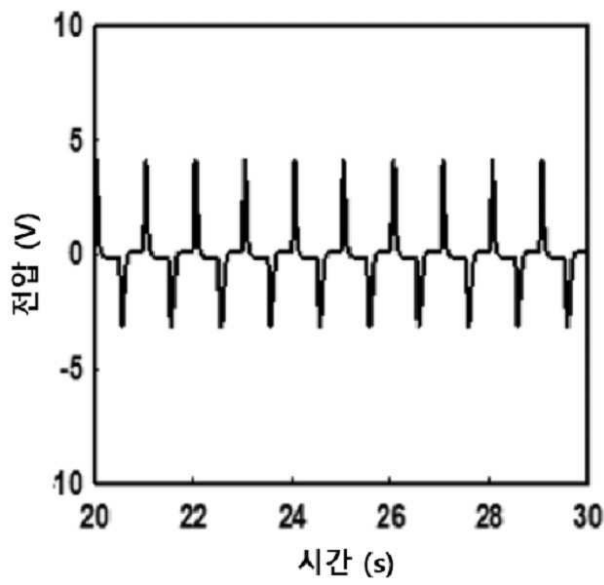
도면3c



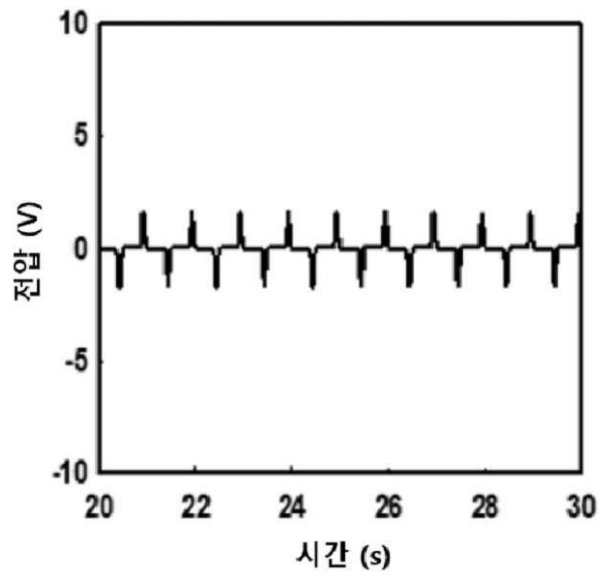
도면3d



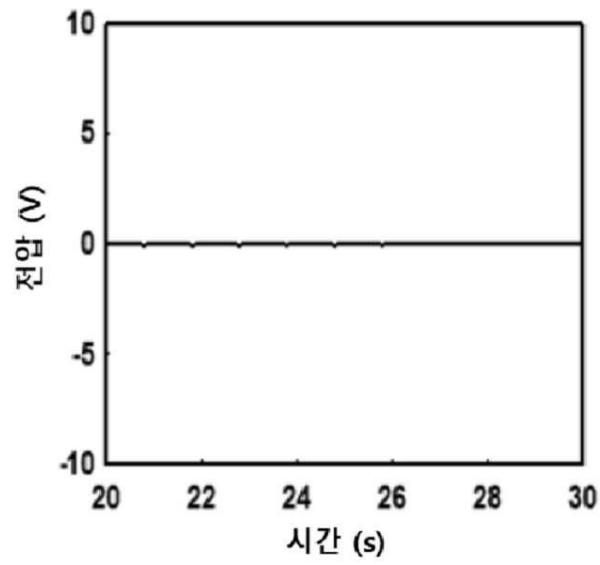
도면3e



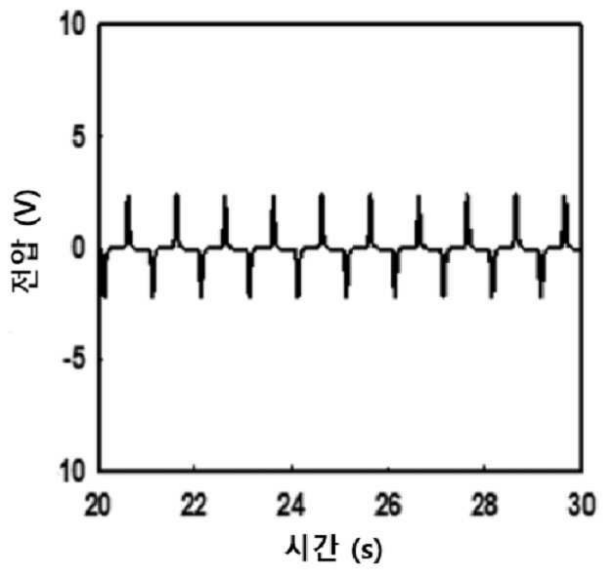
도면3f



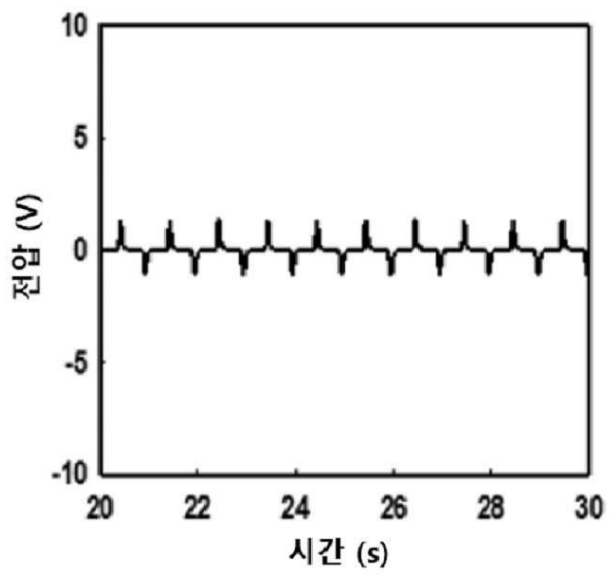
도면3g



도면3h

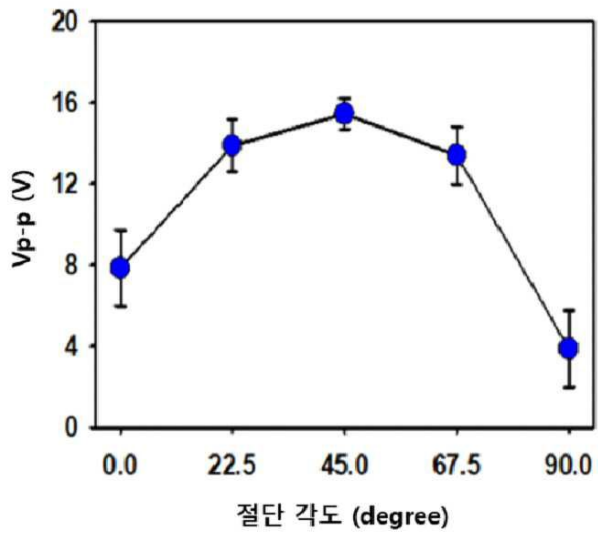


도면3i

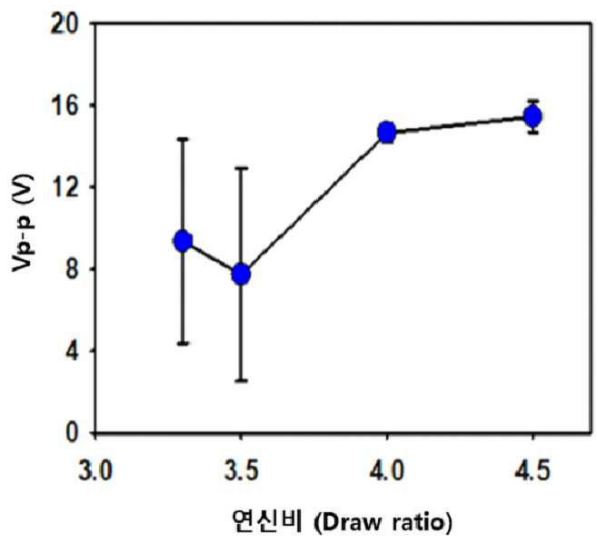




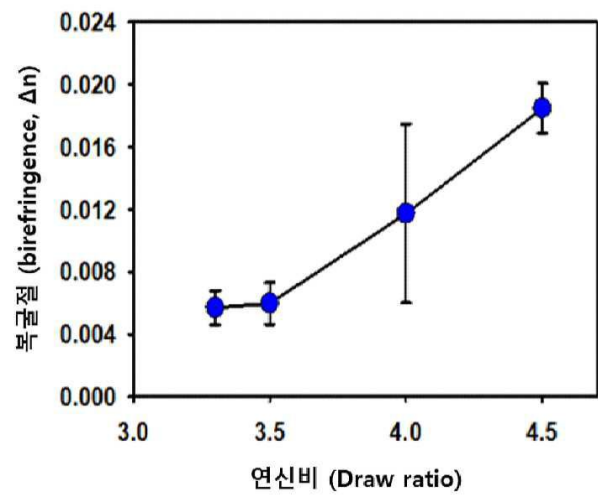
도면4a



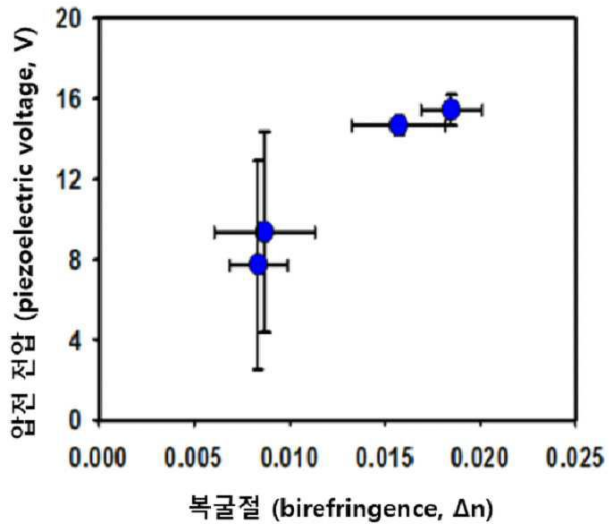
도면4b



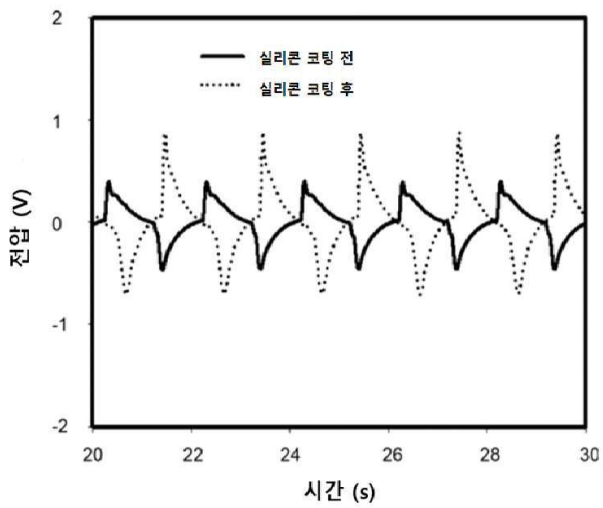
도면4c



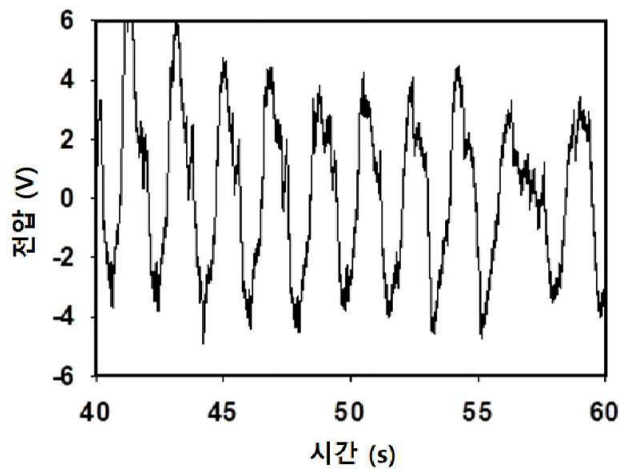
도면4d



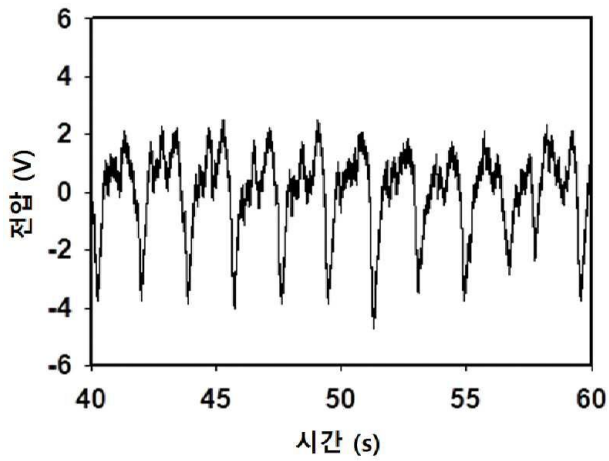
도면5



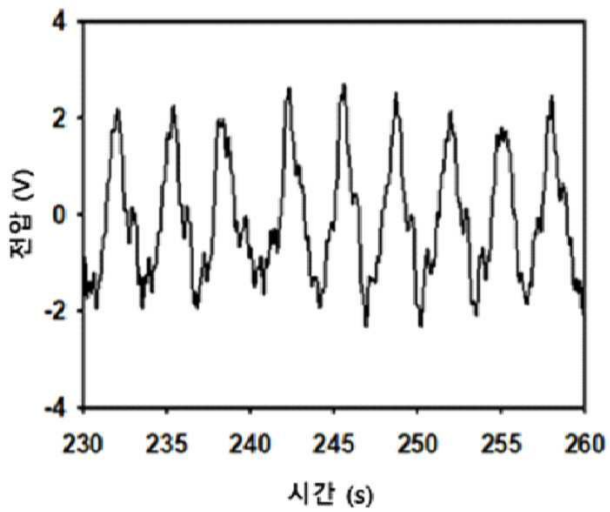
도면6a



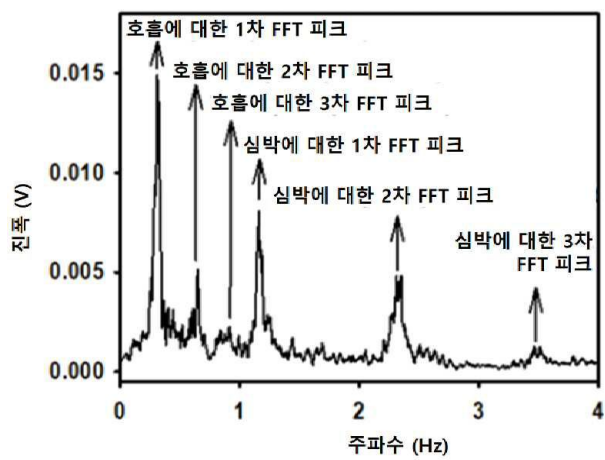
도면6b



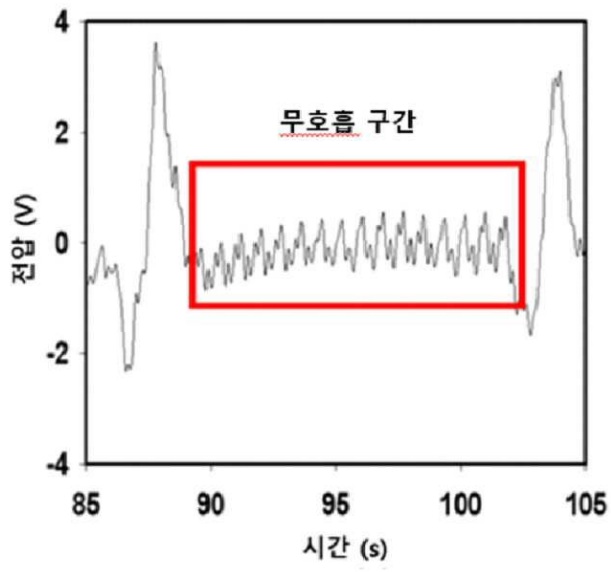
도면7a



도면7b



도면7c



도면7d

