



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년10월28일
(11) 등록번호 10-1322838
(24) 등록일자 2013년10월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
H01L 41/18 (2006.01) H01L 41/22 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-0114168
(22) 출원일자 2012년10월15일
심사청구일자 2012년10월15일
(56) 선행기술조사문헌
KR1020120064984 A
KR1020080075302 A
JP2008508493 A
JP2007101338 A

(73) 특허권자
경희대학교 산학협력단
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732, 국제캠퍼스 내 (서천동, 경희대학교)
(72) 발명자
김갑진
경기도 수원시 장안구 천천동 현대성우-우방아파트 713동 302호
윤선
전라남도 순천시 저전동 236-12 2층
안유진
인천광역시 강화군 길상면 온수리 520번지
(74) 대리인
이종우

전체 청구항 수 : 총 10 항

심사관 : 노영철

(54) 발명의 명칭 카본블랙이 함유된 압전센서 제조방법

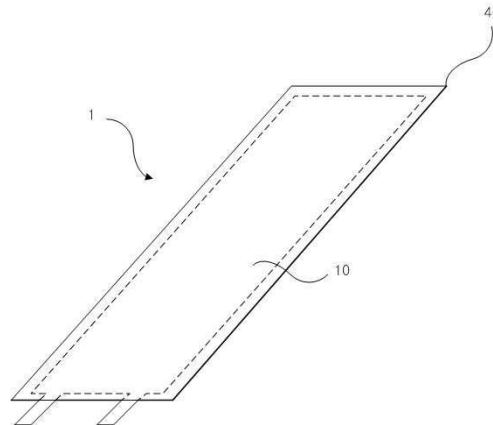
(57) 요약

본 발명은 생체신호를 감지하기 위한 압전 센서 및 이의 제조방법에 관한 것으로, 구체적으로 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름의 양면에 전극이 형성되어 이루어지는 압전 센서가 도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅 조성물로 코팅되어 이루어지는 압전 센서에 관한 것이다.

본 발명의 압전 센서는 유연하며 가볍고 질기기 때문에 의류에 용이하게 적용할 수 있으며, 의류나 피부와의 접着力이 우수하기 때문에 신체의 수축 및 팽창 운동을 효과적으로 감지할 수 있다.

또한 움직이거나 운동하는 조건 또는 주변 기계 장치 등으로 인해 전기적 잡음 신호가 발생하는 조건에서도 감지하고자 하는 호흡신호 또는 근육의 운동신호를 잡음 신호에 영향을 받지 않고 정확하게 감지할 수 있다.

대표도 - 도2



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 10033449
 부처명 지식경제부
 연구사업명 산업원천기술개발
 연구과제명 건강 매니지먼트 기능의 고감도 웰니스 섬유 시스템 개발
 주관기관 경희대학교 산학협력단
 연구기간 2009.06.01 ~ 2012.12.31

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 R11-2005-065
 부처명 교육과학기술부
 연구사업명 선도연구센터(ACE) 육성사업/공학분야(ERC)
 연구과제명 압력감응 촉각감지 텍스타일
 주관기관 경희대학교 산학협력단
 연구기간 2005.06.10 ~ 2014.02.28

특허청구의 범위

청구항 1

압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛; 및

상기 압전감지유닛을 감싸는 탄성층;을 포함하여 이루어지며,

상기 탄성층은 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 이루어지는 것을 특징으로 하는 압전센서.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 탄성층의 두께가 0.1 내지 1mm이고,

상기 압전센서의 총 두께가 0.2 내지 2mm인 것을 특징으로 하는 압전센서.

청구항 3

제 1항에 있어서,

상기 압전감지유닛과 상기 탄성층의 사이에 형성되며 상기 압전감지유닛을 감싸도록 형성되는 절연층; 및

상기 절연층과 상기 탄성층의 사이에 형성되며 상기 절연층이 형성된 압전감지유닛을 감싸도록 형성되는 도전층;을 더 포함하여 이루어지는 것을 특징으로 하는 압전센서.

청구항 4

제 3항에 있어서,

상기 절연층은 실리콘 고무 조성물로 이루어지는 것을 특징으로 하는 압전센서.

청구항 5

제 3항에 있어서,

상기 도전층은 도전성 카본블랙이 30중량% 이상 함유되는 것을 특징으로 하는 압전센서.

청구항 6

제 3항에 있어서,

상기 절연층의 두께가 0.01 내지 0.2mm이며,

상기 도전층의 두께가 0.01 내지 0.2mm이고,

상기 탄성층의 두께가 0.1 내지 1mm이며,

상기 압전센서의 총 두께가 0.2 내지 2mm인 것을 특징으로 하는 압전센서.

청구항 7

압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛;을 도전성 카본블랙이 1 내지 10중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 상기 압전감지유닛을 감싸도록 코팅하는 것을 특징으로 하는 압전센서 제조방법.

청구항 8

제 7항에 있어서,

상기 코팅은 코팅된 조성물의 두께가 0.1 내지 1mm가 되도록 이루어지는 것을 특징으로 하는 압전센서 제조방법.

청구항 9

압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛;을 감싸도록 실리콘 고무 조성물로 코팅하여 절연층을 형성하는 단계;

상기 절연층이 형성된 압전감지유닛을 감싸도록 도전성 카본블랙이 30중량% 이상 함유된 카본블랙 페이스트로 코팅하여 도전층을 형성하는 단계; 및

상기 절연층 및 상기 도전층이 형성된 압전감지유닛을 감싸도록 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 코팅하여 탄성층을 형성하는 단계;를 포함하는 압전센서 제조방법.

청구항 10

제 9항에 있어서,

상기 절연층을 형성하는 단계의 코팅은 절연층의 두께가 0.01 내지 0.2mm가 되도록 이루어지며,

상기 도전층을 형성하는 단계의 코팅은 도전층의 두께가 0.01 내지 0.2mm가 되도록 이루어지고,

상기 탄성층을 형성하는 단계의 코팅은 탄성층의 두께가 0.1 내지 1mm가 되도록 이루어져

상기 압전센서의 총 두께가 0.2 내지 2mm가 되도록 제조하는 것을 특징으로 하는 압전센서 제조방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 카본블랙이 함유된 압전센서 및 이의 제조방법에 관한 것으로, 구체적으로 양면에 전극이 형성된 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름이 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 조성물로 코팅되어 이루어지는 압전센서 및 이의 제조방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 경제수준의 향상과 인구의 고령화로 건강관리에 대한 일반인의 관심이 높아지면서, 신체활동 및 규칙적인 스포츠 활동을 관리해주는 건강 매니지먼트에 대한 관심이 증가하고 있고, 보다 효과적인 건강관리를 위해 심전도(ECG, electrocardiogram), 호흡(respiration), 맥파(heart pulse wave)와 신체의 근육의 움직임에 관계되는 근전도(EMG, electromyogram)와 같은 생체신호를 상시 측정할 수 있는 센서를 탑재한 스마트 의류의 개발이 필요하다.

[0003] 심전도와 근전도를 측정할 수 있는 기존의 상용화된 센서전극은 피부와 긴밀한 접촉성을 유지하여야 하는 Ag/AgCl 젤전극이기 때문에 장시간 사용 시 피부가 알레르기 반응을 일으키거나, 피부염 등을 일으키는 경우가 많으므로 이를 스마트 의류에 적용하기는 매우 곤란하다.

[0004] 또한, 맥파를 측정할 수 있는 기존의 상용 센서로 광학적 특성을 이용하여 혈관에 흐르는 혈류량을 측정하는 광용적맥파측정(photoplethysmograph, PPG) 센서 또는 인체의 산소포화도를 측정하는데 널리 쓰이는 SpO₂ 센서가 사용되고 있지만, 이 센서들은 광원과 광량검출을 위한 광다이오드를 사용하기 때문에 크기가 크고 딱딱하며, 손가락 등에 겹쳐형태로 장착하여야 하므로 이를 직접 스마트 의복에 적용하기는 매우 곤란한 문제가 있다. 그리고 스마트 의복에 적용하여 상시 호흡을 측정할 수 있는 센서가 아직 상용화 되어있지 않다.

[0005] 이에 본 발명자는 스마트 의류에 적용하여 효과적으로 생체신호를 감지할 수 있는 센서를 개발하기 위해 노력하였고, 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름을 2매의 탄성섬유밴드 내에 삽입하여 제작한 PSB(physiological sensing belt) 센서를 개발하여, 혈관이 지나는 신체부위를 일정한 장력을 주고 감싸 심장박동에 따른 혈관의 팽창과 수축거동을 감지함으로써 맥파를 측정할 수 있고, 이를 가슴에 장착하여 호흡 시 흉곽

의 팽창과 수축거동을 감지함으로써 호흡거동을 측정할 수 있는 가능성을 확인하였다.

- [0006] 이때는 양면에 전극이 형성된 압전성 PVDF 필름을 실리콘 고무로 코팅하여 사용하였는데, 몇 회만 사용하여도 코팅이 쉽게 벗겨져 필름 및 전극이 노출되는 등 내구성이 약하여 지속적인 사용이 어려웠으며, 이 압전센서로 제작한 PSB를 신체부위에 장착하여 생체신호를 측정하는 경우 움직임이 없는 정지 상태에서는 심장박동과 호흡 거동을 잘 측정할 수 있지만 보행 시, 주행 시, 기타 운동 시에는 심장박동과 호흡 이외에 움직임에 의한 근육의 변형이 PSB에 전달됨으로써 발생하는 신호 때문에 순수한 심장박동과 호흡거동에 의한 신호만을 구별하여 측정하기 어려웠다.
- [0007] 또한, 이러한 압전센서를 병원 등에서 수술중 환자의 상태(호흡 등)를 확인하기 위해 사용할 수 있는데, 의료용 드릴과 같은 장비로 인해 전기적인 잡음이 발생하는 경우가 빈번하므로, 이러한 조건에서도 환자의 생체신호를 정확하게 감지할 수 있는 센서의 개발이 필요하다.
- [0008] 이에 본 발명자는 내구성이 우수하고, 감지하고자 하는 생체신호 이외에 움직임에 의한 잡음 신호 또는 기타 전기적인 잡음 신호를 최소화하여 목적으로 하는 생체신호를 효과적으로 감지할 수 있는 센서를 개발하고자 하였다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0009] 따라서 본 발명의 주된 목적은 의류에 적용할 수 있으며, 내구성이 우수하고, 감지하고자 하는 생체신호 이외의 잡음 신호를 최소화하여 목적으로 하는 생체신호를 효과적으로 감지할 수 있는 센서를 제공하는데 있다.
- [0010] 본 발명의 다른 목적은 상기와 같은 센서의 제조방법을 제공하는데 있다.

과제의 해결 수단

- [0011] 본 발명의 한 양태에 따르면, 본 발명은 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛; 및 상기 압전감지유닛을 감싸는 탄성층;을 포함하여 이루어지며, 상기 탄성층은 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 이루어지는 것을 특징으로 하는 압전센서를 제공한다.
- [0012] 이때 탄성층의 두께가 0.1 내지 1mm이고, 압전센서의 총 두께가 0.2 내지 2mm인 것이 바람직하다.
- [0013] 본 발명의 압전센서에 있어서, 상기 압전감지유닛과 상기 탄성층의 사이에 형성되며 상기 압전감지유닛을 감싸도록 형성되는 절연층; 및 상기 절연층과 상기 탄성층의 사이에 형성되며 상기 절연층이 형성된 압전감지유닛을 감싸도록 형성되는 도전층;을 더 포함하여 이루어지는 것이 바람직하다.
- [0014] 이때 절연층은 실리콘 고무 조성물로 이루어지는 것이 바람직하며, 도전층은 도전성 카본블랙이 30중량% 이상 함유되는 것이 바람직하다. 또한, 이 경우 절연층의 두께가 0.01 내지 0.2mm이며, 도전층의 두께가 0.01 내지 0.2mm이고, 탄성층의 두께가 0.1 내지 1mm이며, 압전센서의 총 두께가 0.2 내지 2mm인 것이 바람직하다.
- [0015] 본 발명의 다른 양태에 따르면, 본 발명은 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛;을 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 상기 압전감지유닛을 감싸도록 코팅하는 것을 특징으로 하는 압전센서 제조방법을 제공한다.
- [0016] 이때, 코팅된 실리콘 고무 조성물의 두께가 0.1 내지 1mm가 되도록 코팅이 이루어지는 것이 바람직하다.
- [0017] 본 발명의 또 다른 양태에 따르면, 본 발명은 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛;을 감싸도록 실리콘 고무 조성물로 코팅하여 절연층을 형성하는 단계; 상기 절연층이 형성된 압전감지유닛을 감싸도록 도전성 카본블랙이 30중량% 이상 함유된 카본블랙 페이스트로 코팅하여 도전층을 형성하는 단계; 및 상기 절연층 및 상기 도전층이 형성된 압전감지유닛을 감싸도록 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 코팅하여 탄성층을 형성하는 단계;를 포함하는 압전센서 제조방법을 제공한다.

- [0018] 이때, 절연층의 두께가 0.01 내지 0.2mm, 도전층의 두께가 0.01 내지 0.2mm, 탄성층의 두께가 0.1 내지 1mm가 되도록 각 코팅이 이루어져 압전센서의 총 두께가 0.2 내지 2mm가 되도록 제조하는 것이 바람직하다.
- [0019] 도 1과 같이 본 발명의 압전센서를 구성하는 압전감지유닛(10)은 PVDF 필름(11)의 양면에 전극(12)이 형성된 형태로 이루어질 수 있다.
- [0020] 압전현상을 이용한 재료로는 PVDF계 압전성 유기 고분자 재료 이외에 토파즈(Topaz), 오쏘인산갈륨(gallium orthophosphate, GaPO₄), 석영(quartz), 티탄산바륨(barium titanate, BaTiO₃), 티탄산납(lead titanate, PbTiO₃), 티탄산지르콘산납(lead zirconate titanate, PZT) 등의 인공적인 무기 다결정 세라믹 압전재료가 있다. 현재 압전성 물질로 많이 쓰이는 것은 PZT를 비롯한 무기계 다결정 세라믹이다. 이들은 압전상수가 유기계 고분자 재료보다 훨씬 크기 때문에 같은 응력(stress)이나 변형(strain)에 따른 전기적 신호가 크다. 하지만 PZT 물질의 경우, 인체에 유해한 납 성분이 포함된다는 결점이 있으며 유연하고 부드러운 감성적 제품에 사용되기에는 그 강도가 너무 크다. 또한 외부전장에 의한 변형이 너무 작아 큰 변형을 요구하는 액추에이터로 사용하기 위해서는 많은 적응을 하여야 하는 문제가 있으며, 제조조건이 고온이라는 단점과 분극 형태를 가지기 위해 걸여주는 전압 또한 크다는 단점을 가지고 있다.
- [0021] 반면, PVDF는 비교적 간단한 단량체 구조인 -CH₂-CF₂-를 반복 단위로 하는 선상 고분자로서 분자쇄 내에 존재하는 강한 C-F 쌍극자에 의하여 고분자 재료 중 가장 큰 유전율을 나타내며 유기고분자로 이루어져 부식에 강하다. 또한 가공성이 좋고 세라믹 압전재료가 파괴되는 구간에서도 견딜 수 있는 절연 강도를 가지며 가벼울 뿐만 아니라 세라믹 계열의 압전재료에 비해 음향 임피던스가 상대적으로 낮기 때문에 액체나 생체 조직 등과 같은 물질에 적용하는데 있어 더 유리한 장점이 있다. 따라서 본 발명 압전센서의 압전재료는 PVDF계 압전성 유기 고분자로 이루어지는 것이 바람직하다.
- [0022] 압전센서의 전극으로는 주로 은을 사용하는데, 은 잉크로 압전성 PVDF 필름의 양면을 각각 별도로 코팅하는 방법을 사용할 수 있다.
- [0023] 압전센서를 구성하는 압전감지유닛의 손상, 즉 전극 또는 압전 PVDF 필름의 손상을 방지하기 위해서는 압전감지유닛을 코팅할 필요가 있다. 그리고 이 압전감지유닛에 신체의 수축 및 팽창 운동을 효과적으로 전달하기 위해서는 신체와의 밀착성 및 신축성이 우수한 재질로 코팅할 필요가 있다. 여기에 적용할 수 있는 코팅제로 고무 재질을 생각할 수 있는데, 일반적인 고무 재질로 코팅을 시도할 경우, 코팅을 위해 사용되는 용제가 압전 PVDF 필름 또는 전극을 손상시키는 문제가 발생할 수 있다. 하지만, 실리콘 고무로 코팅을 시도할 경우, 특별한 용제를 사용하지 않고도 코팅이 용이하기 때문에 상기와 같은 문제가 발생하지 않게 된다. 따라서 본 발명에서는 압전감지유닛의 코팅제, 즉 탄성층에 실리콘 고무를 사용하였다.
- [0024] 실리콘 고무만으로 코팅하게 되면, 상기와 같은 압전감지유닛의 손상 방지 및 신체와의 밀착효과를 어느 정도 달성할 수 있으나, 압전센서의 특성상 감지하고자 하는 신호 이외에 다른 원인으로 발생할 수 있는 잡음 신호, 예를 들어 운동 중 움직임에 의한 잡음 신호 또는 드릴과 같은 장비로 인해 발생하는 전기적인 잡음 신호에 따른 생체신호 감지 저해 문제를 해결하기는 어렵다. 또한, 상기 실리콘 고무로만 코팅된 센서는 내구성이 낮아 오랫동안 사용하기 곤란하기 때문에 인성(toughness)을 보다 증가시킬 필요가 있다.
- [0025] 본 발명에서는 상기와 같은 두 가지의 주요 문제점을 동시에 해결하기 위해 실리콘 고무에 도전성 필러(filler) 물질을 적용하였다.
- [0026] 도전성 필러로는 다양한 도전성 금속물질, 탄소나노튜브(CNT), 그래핀 등을 사용할 수 있는데, 이들은 실리콘 고무에 분산시키기 어렵고, 고른 분산을 위해서는 복잡한 추가 공정이 필요하거나 많은 비용이 발생한다는 문제점이 있다.
- [0027] 반면, 도전성 카본블랙은 상기와 같은 도전성 필러와는 달리 실리콘 고무에 분산시키는 것이 용이하고 작업이 간편하며 비용이 적게 든다는 장점이 있기 때문에, 본 발명에서는 도전성 필러로 도전성 카본블랙을 선택하였으며, 이러한 도전성 카본블랙을 적용하여 압전센서를 제조한 결과, 압전센서의 잡음 신호 문제를 해결하고 인성을 증가시키는데 매우 효과적이라는 것을 확인하였다. 대표적인 도전성 카본블랙으로는 캐천블랙(Ketjen black)이 있다. 캐천블랙은 도전성이 뛰어나며 특히 실리콘 고무에 함유시키기 용이하기 때문에, 본 발명에 적합하다. 특히 가장 적합한 캐천블랙(Ketjen black)은 초미세분말상인 캐천블랙 ECP600JD(Ketjen black ECP600JD)이

다.

- [0028] 본 발명에 따르면, 압전센서의 잡음 신호 문제 해결 및 인성 증가를 위해서는 탄성층에 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유되는 것이 바람직하다. 카본블랙의 함량이 낮을 경우 잡음 신호 문제 해결 및 인성 증가 효과를 기대하기 어렵고, 높을 경우 탄성층이 지나치게 경화되기 때문에 신체의 수축 및 팽창 운동이 압전성 PVDF 필름에 전달되지 않거나 압전성 PVDF 필름 자체의 수축 및 팽창이 저해될 수 있다. 보다 바람직하게는 1.5 내지 2.5중량%로 함유되는 것이 좋다.
- [0029] 이상과 같이 압전감지유닛에 탄성층이 형성된 압전센서는 도 3, 도 4 또는 도 5와 같은 형태로 구성될 수 있다.
- [0030] 본 발명의 압전센서를 제조하기 위해, 압전감지유닛을 도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 조성물로 코팅하는 방법을 사용할 수 있다. 이때 코팅을 위한 조성물은 액상 실리콘 고무에 도전성 카본블랙을 첨가하고 혼합하는 방법으로 제조할 수 있으며, 코팅을 용이하게 하기 위해 점착제, 경화제 등을 추가로 첨가하여 제조할 수 있다. 본 발명의 분야에서 일반적으로 많이 사용되는 실리콘 엘라스토머 베이스와 경화제를 혼합하여 사용하는 형식의 2액형 실리콘 고무 제품을 사용할 수 있으며, 이 경우 카본블랙의 분산정도를 높이기 위해 실리콘 엘라스토머 베이스와 카본블랙을 먼저 혼합하고 이후 경화제를 혼합하는 순서로 제조하는 것이 바람직하다. 이들을 혼합한 다음에는 진공 데시게이터 등의 장치를 이용하여 코팅 조성물의 기포를 제거하는 것이 좋다. 또한 도전성 카본블랙의 분산을 보다 용이하게 하기 위해 도전성 카본블랙을 페이스트의 형태로 제조한 다음 이를 실리콘 고무와 혼합하는 방법을 사용할 수 있다. 도전성 카본블랙 페이스트는 도전성 카본블랙, 분산제 및 바인더 수지를 혼합하여 제조할 수 있다.
- [0031] 상기 코팅 조성물을 유리판 등의 지지체 위에 얇게 펴서 코팅층을 형성한 다음 열처리하여 부분 경화시키고, 압전감지유닛을 올린 다음 다시 상기 코팅 조성물을 얇게 펴서 코팅층을 형성하고 열처리하여 완전 경화시키는 방법으로 본 발명의 압전센서를 제조할 수 있다. 이때 열처리 온도는 60 내지 80℃가 적당하고, 10 내지 40분간 이루어지는 것이 바람직하다. 상기 열처리를 위해 오븐을 사용할 수 있다.
- [0032] 본 발명의 압전센서에서 탄성층을 구성할 때, 도전성 카본블랙의 함량을 높이면 잡음 신호 문제를 해결하는데 유리해 질 수 있으나 탄성층의 경화도가 높아지기 때문에 적당한 신축성을 요구하는 압전센서에 적합하지 못하다. 따라서 보다 효율적인 잡음 신호 문제의 해결을 위해서 별도의 도전층을 구비하는 것이 좋다.
- [0033] 이에 본 발명의 압전센서는 상기 탄성층 이전에 압전감지유닛을 감싸는 도전층;을 더 포함하여 이루어지는 것이 바람직하다.
- [0034] 본 발명에서 도전층은 도전성 물질이 30중량% 이상 함유된 층으로 정의한다. 도전성 물질이 함유된다는 점에서 상기 탄성층과 혼동될 수 있으나, 도전성 물질의 함량으로 구분할 수 있다.
- [0035] 도전성 물질로는 도전성 금속물질, 탄소나노튜브(CNT), 그래핀 등을 사용할 수 있는데, 본 발명에서는 도전성 카본블랙을 사용하는 것이 비용절감 및 공정 단순화의 측면에서 바람직하다.
- [0036] 상기 도전층은 도전성 물질이 포함된 용액으로 코팅하여 형성시킬 수 있으며, 코팅을 용이하게 하기 위한 점착제, 도전성 물질의 분산을 용이하게 하기 위한 분산제 등을 용액에 첨가할 수 있다.
- [0037] 도전층을 형성하기 위해 도전성 물질로 도전성 카본블랙을 사용하는 경우, 페이스트의 형태로 제조하여 사용하는 것이 코팅의 용이성을 위해 바람직하다. 도전성 카본블랙 페이스트는 도전성 카본블랙, 분산제 및 바인더 수지를 혼합하여 제조할 수 있다.
- [0038] 도전성 물질로 도전성 카본블랙을 사용하는 경우, 코팅 및 분산을 용이하게 하기 위해 일반적으로 사용되는 용매가 압전감지유닛의 전극이나 이 전극을 보호하기 위해 형성한 고분자 보호막과 반응하여 손상시킬 수 있기 때문에, 도전층 이전에 전극을 보호하기 위한 층, 즉 본 발명의 절연층을 별도로 구성하는 것이 바람직하다. 이 층은 전극을 통하는 전기신호가 도전층에 전달되지 않도록 절연물질로 이루어지는 것이 바람직하다.
- [0039] 참고로, 압전감지유닛의 전극은 매우 얇게 형성되기 때문에 작업 시 손상될 우려가 있다. 이에 압전감지유닛을 별도로 제작하여 유통하거나 보관할 때에는 전극의 손상을 방지하기 위하여, 전극의 노출부에 별도의 얇은 고분자 보호층을 형성시키는데, 본 발명의 압전센서를 제조할 때 이와 같이 전극의 보호를 위한 고분자 보호층이 존재하는 상태의 압전감지유닛을 사용할 수 있다.
- [0040] 절연층은 다양한 탄성 물질로 구성할 수 있으나, 실리콘 고무의 경우 코팅을 위해 사용되는 물질들이 PVDF 필름, 은 전극 및 박막의 고분자 보호층을 손상시키지 않기 때문에, 가장 바람직하다. 이때 절연층은 되도록 얇

게 형성하는 것이 바람직하다.

[0041] 이상과 같이 절연층 및 도전층이 추가된 압전센서는 도 6과 같은 형태로 구성될 수 있다.

[0042] 본 발명의 압전센서를 스마트 의류 등에 적용할 경우, 압전센서의 두께가 너무 두꺼우면 압전센서가 적용된 의류의 착용감이 좋지 않기 때문에 얇으면서 신체의 수축 운동 등을 효과적으로 감지할 수 있어야 한다. 이러한 문제를 해결하기 위해 제조된 압전센서의 최종 두께가 2mm 이하인 것이 바람직하다.

발명의 효과

[0043] 본 발명의 압전 센서는 유연하며 가볍고 질기기 때문에 의류에 용이하게 적용할 수 있으며, 의류나 피부와의 접지력이 우수하기 때문에 신체의 수축 및 팽창 운동을 효과적으로 감지할 수 있다.

[0044] 또한 움직이거나 운동하는 조건 또는 주변 기계 장치 등으로 인해 전기적 잡음 신호가 발생하는 조건에서도 감지하고자 하는 맥파신호, 호흡신호 또는 근육의 운동신호를 잡음 신호에 영향을 받지 않고 정확하게 감지할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0045] 도 1은 본 발명의 압전센서에 적용할 수 있는 압전감지유닛의 사시도 및 분해도이다.
- 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)의 사시도이다.
- 도 3은 본 발명의 압전센서에 적용할 수 있는 압전감지유닛의 횡단면도이다.
- 도 4는 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)의 횡단면도이다.
- 도 5는 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)의 횡단면도이다.
- 도 6은 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(3중 코팅 : 실리콘 고무 코팅, 도전성 카본블랙 코팅, 도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)의 횡단면도이다.
- 도 7은 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)의 제조과정을 나타낸 순서도이다.
- 도 8은 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 적용한 PSB(physiological sensing belt)를 이용하여 호흡 및 허벅지 근육의 운동을 측정하여 나타낸 그래프로, 에크날리지 4.1에 의해서 수집된 신호데이터를 모니터로 출력한 결과를 나타낸 것이다.
- 도 9는 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 적용한 PSB(physiological sensing belt)를 이용하여 호흡을 측정하여 나타낸 그래프이다.
- 도 10은 기존에 상용화된 제피르 바이오하니스(Zephyr BioHarness™) 시스템을 이용하여 호흡을 측정하여 나타낸 그래프이다.
- 도 11은 바이오노메딕스 EMG 모듈(Bionomadix EMG module)과 의료용 Ag/AgCl 겔전극을 이용하여 3km/h로 주행 시 허벅지의 근전도를 측정하여 나타낸 그래프이다.
- 도 12는 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 적용한 PSB(physiological sensing belt)를 이용하여 3km/h로 주행 시 허벅지 근육의 운동을 측정하여 나타낸 그래프이다.
- 도 13은 바이오노메딕스 EMG 모듈(Bionomadix EMG module)과 의료용 Ag/AgCl 겔전극을 이용하여 5km/h로 주행 시 허벅지의 근전도를 측정하여 나타낸 그래프이다.
- 도 14는 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 적용한 PSB(physiological sensing belt)를 이용하여 5km/h로 주행 시 허벅지 근육의 운동을 측정하여 나타낸 그래프이다.

도 15는 바이오노메딕스 EMG 모듈(Bionomadix EMG module)과 의료용 Ag/AgCl 겔전극을 이용하여 7km/h로 주행 시 허벅지의 근전도를 측정하여 나타낸 그래프이다.

도 16은 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 적용한 PSB(physiological sensing belt)를 이용하여 7km/h로 주행 시 허벅지 근육의 운동을 측정하여 나타낸 그래프이다.

도 17은 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(3중 코팅)의 제조과정을 나타낸 순서도이다.

도 18은 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무만을 코팅)를 적용한 PSB 센서로부터 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 10Hz로 한 경우의 배경신호를 나타낸 것이다.

도 19는 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(3중 코팅 : 실리콘 고무 코팅, 도전성 카본블랙 코팅, 도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 적용한 PSB 센서로부터 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 10Hz로 한 경우의 배경신호를 나타낸 것이다.

도 20은 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무만을 코팅)를 적용한 PSB 센서로부터 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 100Hz로 한 경우의 배경신호를 나타낸 것이다.

도 21은 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(3중 코팅 : 실리콘 고무 코팅, 도전성 카본블랙 코팅, 도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 적용한 PSB 센서로부터 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 100Hz로 한 경우의 배경신호를 나타낸 것이다.

도 22는 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무만을 코팅)를 적용한 PSB 센서를 피험자의 가슴에 착용하고 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 100Hz로 한 경우의 호흡신호를 나타낸 것이다.

도 23은 본 발명의 일실시예에 따른 압전센서(3중 코팅 : 실리콘 고무 코팅, 도전성 카본블랙 코팅, 도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 적용한 PSB 센서를 피험자의 가슴에 착용하고 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 100Hz로 한 경우의 호흡신호를 나타낸 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0046] 이하, 실시예를 통하여 본 발명을 더욱 상세히 설명하기로 한다. 이들 실시예는 단지 본 발명을 예시하기 위한 것이므로, 본 발명의 범위가 이들 실시예에 의해 제한되는 것으로 해석되지는 않는다.

[0047] 본 발명의 실시예에서는 압전성 PVDF 필름의 양면에 은 전극이 형성되고 은 전극의 위에 박막의 고분자 보호층이 형성된 상태의 압전감지유닛을 주문제작하여 사용하였는데, 이때 박막의 고분자 보호층은 압전감지유닛의 유통과정 또는 이를 사용하는 과정에서 전극의 손상을 방지하기 위한 것으로, 본 발명의 압전센서에 반드시 필요한 구성이 아니다. 하지만 박막의 고분자 보호층을 제거하지 않은 상태로 사용할 수도 있다.

[0048] 실시예 1. 압전센서 및 이를 이용한 PSB 센서 제작

[0049] 압전감지유닛(두께 52 μ m, 폭 5mm, 길이 30mm)을 도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무로 코팅(탄성층)하여 압전센서를 제조하였다.

[0050] 다우코닝(Dow corning)사의 실가드/B(Sylgard/B) 실리콘 엘라스토머 키트 및 케천 블랙(Ketjen black) ECP600JD를 사용하였다.

[0051] 실가드/B 실리콘 엘라스토머 키트는 주제와 촉매(경화제)로 구성된 2액형 실리콘 엘라스토머 키트이며, 케천 블랙 ECP600JD는 미세분말형 전도성 카본블랙이다.

[0052] 실리콘 엘라스토머 베이스(Sylgard) 및 케천 블랙 ECP600JD를 97 : 3 중량비로 2분간 혼합하였다. 여기에 상기 실리콘 엘라스토머 베이스(Sylgard) 대비 10중량%의 실리콘 엘라스토머 경화제(Sylgard)를 첨가한 다음 2분간 혼합하였다. 혼합과정 중 용액 내부로 침투한 기포를 제거하기 위하여 진공 데시케이터로 20분간 처리하였다.

[0053] 이렇게 제조된 혼합용액을 유리판 위에 얇게 펴고, 60 ~ 80 $^{\circ}$ C의 오븐에서 10 ~ 30분간 열처리하였다. 열처리로

부분 경화되어 흐름성은 없지만 점착성을 갖는 실리콘 고무 코팅층 위에 압전감지유닛을 올려놓고 다시 한 번 혼합용액을 얇게 펴고 60 ~ 80℃의 오븐에서 30분간 열처리하여 압전센서를 제작하였다(도 7 참조).

- [0054] 제조된 압전센서의 총 두께는 1.0 ~ 2mm로 제한하였다.
- [0055] 각 전극에 연결되어 있는 두 개의 핀에 점착성 전도성 테이프를 이용하여 각각 신호선과 차폐선을 연결하였으며 점착력을 높여주기 위하여 초음파 분산기(ultrasonic homogenizer, HT-200u, HAN TECH Co.)를 사용하여 초음파 압착시켰다. 두 개의 전극 핀 사이에 합선이 일어나지 않도록 부도체로 절연시켰다.
- [0056] 이를 2매의 탄성섬유밴드 내에 삽입하여 PSB(physiological sensing belt) 센서를 제작하였다.
- [0057] **실험예 1.**
- [0058] 상기 실시예 1의 PSB 센서를 가슴에 일정한 장력을 주어서 장착하여 호흡을 측정을 하였으며, 허벅지 근육 움직임 측정을 위하여 상기 실시예 1의 PSB 센서를 허벅지에 두르고 신호 변화를 관찰하였다.
- [0059] 호흡과 허벅지 근육 움직임 측정에 대하여 센서 위치나 착용 방법은 다르나 동일한 센서가 내장된 PSB를 사용하였기 때문에 그에 따른 전기적 신호 측정 시스템은 동일하게 사용하였다. PVDF 필름은 힘(압력/장력)에 의해서 C-F 쌍극자들이 변하게 되며, 이에 따라 전류가 흐르게 된다. 따라서 이 전류를 피에조 필름 실험 증폭장치(Piezo Film Lab Amplifier, Measurement Specialties, Ins)를 통하여 전압신호를 얻은 후에 데이터 수집 장치(모델 : MP150, Biopac Systems, Inc.)에 연결하여 에크날리지(Acqknowledge) 4.1 프로그램을 사용하여 호흡거동 및 보행/주행에 따른 허벅지 근육의 운동신호를 저장하였다. 피에조 필름 실험 증폭장치의 입력 임피던스(input impedance)는 1GΩ을 사용하였으며 잡음제거를 위하여 차단주파수(cut-off frequency)가 0.1Hz와 10Hz 인 대역 필터(band pass filter)를 사용하였다. 이득(gain)은 출력되는 입력신호의 세기에 따라 40dB까지 조절 가능하지만 본 실험예에서는 0dB로 하였다. 이의 결과, 에크날리지 4.1에 의해서 수집된 신호데이터를 모니터로 출력한 결과를 도 8에 나타내었다.
- [0060] 보행이나 주행 시 PSB 센서가 호흡 측정을 정확히 하는지 비교하기 위하여 기존 상용화 되어 있는 에크날리지(Acqknowledge™) 소프트웨어로 동작이 되는 제피르 바이오하니스(Zephyr BioHarness™) 시스템도 함께 사용하였다. 바이오하니스 시스템은 ECG 센서와 호흡센서가 동시에 내장되어 있는 바이오하니스 체스트 스트랩(BioHarness chest strap)과 피부온도, 자세 및 3축 가속도를 측정할 수 있는 센서가 내장되어 있으면서 신호측정 및 신호의 무선전송을 할 수 있는 바이오하니스 디바이스 모듈(Bioharness device module)과 컴퓨터의 USB 포트에 꽂을 수 있는 USB 라디오 수신장치(radio receiver)로 구성되어있다.
- [0061] 도 9는 실시예 1의 PSB를 흉부에 두른 후 제자리에 서서 측정한 호흡 신호이며, 도 10은 바이오하니스 체스트 스트랩을 흉부에 두른 후 제자리에 서서 측정한 호흡 신호이다. 두 그래프를 비교해보면 같은 시간 동안에 거의 동일한 호흡거동 곡선을 나타내고 있음을 알 수 있는데, 바이오하니스 체스트 스트랩인 경우는 호흡신호의 p-p 값이 0.01V 이하인 반면에 실시예 1의 PSB를 사용한 경우의 호흡신호의 p-p 값은 1.6V 이상으로 호흡신호 강도가 160배 정도 크게 나타났다. 이의 결과로 본 발명의 압전 센서를 사용한 PSB가 비교 제품에 비하여 보다 정밀하게 호흡거동의 측정이 가능하다는 것을 확인하였다.
- [0062] 보행이나 주행 시 한 걸음을 땠 때마다 허벅지의 근육에 반드시 변형이 일어나야한다. 본 실험예에서 실시예 1의 PSB 센서를 일정 위치의 허벅지에 두른 후 보행이나 주행 시 허벅지 근육 움직임에 따른 PSB의 압전 신호를 측정하는 동시에 보행이나 주행 시 한 걸음당 허벅지 근육 움직임의 변화를 정확하게 측정하는지 확인하기 위하여 바이오노메딕스 EMG 모듈(Bionomadix EMG module)과 의료용 Ag/AgCl 겔전극을 이용하여 EMG도 측정하였다. 바이오노메딕스 EMG 모듈과 Ag/AgCl 겔전극은 왼쪽 허벅지와 왼쪽 다리의 아래쪽에 부착하였으며 실시예 1의 PSB 센서는 오른쪽 허벅지에 들렀다. 주행 중 허벅지의 근육 움직임에 따른 PSB의 압전신호를 증강시키는 동시에 주행 중에 PSB가 흘러내리는 것을 방지하기 위하여 PSB가 허벅지에 약간의 압력을 가할 수 있도록 피시험자의 허벅지 둘레 보다 PSB를 15% 인장하여 허벅지를 감쌌다. 실험기간 동안 PSB에 내장되어 있는 압전 센서는 허벅지의 앞쪽 가운데에 위치하도록 하였고, 러닝머신의 속도는 3km/h, 5km/h, 7km/h로 하였다.
- [0063] 이의 결과를 도 11 내지 16에 나타내었다. 러닝머신의 속도를 달리하였을 때 측정된 EMG 신호와 PSB 신호를 5초간 나타낸 것이다. 도 11 및 12에서 보는 바와 같이 3km/h로 보행 시 EMG 신호와 PSB 신호가 5초당 4회 동일하게 나타났다. 또한 5km/h로 보행 시에도 EMG 신호와 PSB 신호가 5초당 5회 동일하게 나타났으며(도 13 및 14 참조), 7km/h로 주행 시에도 EMG 신호와 PSB 신호가 5초당 7회 동일하게 나타났다(도 15 및 16 참조). 이상과 같

이 보행이나 주행에 상관없이 한 걸음당 허벅지 근육의 팽창과 이완으로 발생하는 PSB 센서로부터의 전기적 신호 패턴이 EMG 신호와 정확하게 동조되어 나타남을 확인하였다. 그러므로 복잡하고 불편한 EMG 전극의 착용대신에 간단한 PSB만의 착용으로 보행이나 주행 시의 걸음 수를 측정하거나 운동량을 평가할 수 있을 것이므로 PSB 센서 시스템을 의복에 적용함으로써 운동량 평가가 가능한 스마트 팬츠나 스마트 운동복의 개발이 가능할 것으로 사료된다.

[0064] **실시예 2. 압전센서 및 이를 이용한 PSB 센서 제작**

[0065] 상기 실시예 1과는 달리 압전감지유닛(두께 52 μ m, 폭 5mm, 길이 30mm)을 실리콘 고무로 먼저 코팅(절연층)하고, 이후 도전성 카본블랙 페이스트로 코팅(도전층)한 다음, 마지막에 도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무로 코팅(탄성층)하여 압전센서를 제조하였다.

[0066] 상기 실시예 1에서와 동일하게 다우코닝(Dow corning)사의 실가드/B 실리콘 엘라스토머 키트 및 케천 블랙 ECP600JD를 사용하였으며 전도성 카본페이스트(용제형)는 국내 KLK사 제품을 사용하였다.

[0067] **2-1. 실리콘 고무 코팅**

[0068] 실리콘 엘라스토머 베이스(Sylgard)에 대비 10중량%의 실리콘 엘라스토머 경화제(Sylgard)를 첨가한 다음 2분간 혼합하였다. 혼합과정 중 용액 내부로 침투한 기포를 제거하기 위하여 진공 데시게이터로 20분간 처리하였다.

[0069] 이렇게 제조된 혼합용액을 압전감지유닛의 표면에 얇게 펴고, 60 ~ 80 $^{\circ}$ C의 오븐에서 30분간 열처리하였다.

[0070] **2-2. 도전성 카본블랙 코팅**

[0071] 실리콘 고무 코팅층(절연층) 표면에 KLK 사의 전도성 카본페이스트(용제형)를 얇게 펴고, 60 ~ 80 $^{\circ}$ C의 오븐에서 30분간 열처리하였다.

[0072] **2-3. 도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅**

[0073] 실리콘 엘라스토머 베이스(Sylgard) 및 전도성 카본 블랙인 케천 블랙 ECP600JD를 97 : 3 중량비로 2분간 혼합하였다. 여기에 상기 실리콘 엘라스토머 베이스(Sylgard) 대비 10중량%의 실리콘 엘라스토머 경화제(Sylgard)를 첨가한 다음 2분간 혼합하였다. 혼합과정 중 용액 내부로 침투한 기포를 제거하기 위하여 진공 데시게이터로 20분간 처리하였다.

[0074] 이렇게 제조된 혼합용액을 도전성 카본블랙 코팅층 위에 얇게 펴고, 60 ~ 80 $^{\circ}$ C의 오븐에서 30분간 열처리하여 압전센서를 제작하였다(도 17 참조).

[0075] 제조된 압전센서의 총 두께는 1.0 ~ 2mm로 제한하였다.

[0076] 각 전극에 연결되어 있는 두 개의 핀에 접착성 전도성 테이프를 이용하여 각각 신호선과 차폐선을 연결하였으며 접착력을 높여주기 위하여 초음파 분산기(ultrasonic homogenizer, HT-200u, HAN TECH Co.)를 사용하여 초음파 압착시켰다. 두 개의 전극 핀 사이에 합선이 일어나지 않도록 부도체로 절연시켰다.

[0077] 이를 2매의 탄성섬유밴드 내에 삽입하여 PSB(physiological sensing belt) 센서를 제작하였다.

[0078] **실험예 2.**

[0079] 상기 실시예 1의 PSB 센서와 상기 실시예 2의 PSB 센서의 외부의 전기적인 잡음제거 특성을 조사하기 위하여 2 종류의 PSB 센서를 책상위에 놓은 뒤 2대의 피에조 필름 실험 증폭장치(Piezo Film Lab Amplifier, Measurement Specialties, Ins)에 각각 연결하고 에크날리지(Acqknowledge) 4.1 프로그램을 사용하여 각 센서의 배경신호를 측정하였다. 이때 피에조 필름 실험 증폭장치의 입력 임피던스(input impedance)는 1G Ω 을 사용하였으며 HPF (high pass filter)의 차단주파수(cut-off frequency)는 0.1Hz로 하고 LPF (low pass filter)의 차단주파수는 10Hz와 100Hz로 설정하고, 이득(gain)은 0dB로 하여 에크날리지 4.1에 의해서 수집된 신호데이터를 모니터로 출력한 결과를 도 18에서 21까지 나타내었다.

[0080] 도 18은 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 10Hz로 한 경우 실시예 1의 PSB 센서로부터의 배경신호를 나타낸 것이고, 도 19는 동일한 조건에서 실시예 2의 PSB 센서로부터의 배경신호를 나타낸 것이다. 두 경우 모두 두 고주파의 잡음신호는 무시할 수 있을 정도로 작게 관찰되었다. 그러나 실시예 1의 PSB 센서로부터의 배경신

호 베이스라인이 저주파수의 상하 드리프트 현상을 보이고 있는 반면에 실시예 2의 PSB 센서로부터의 배경신호 베이스라인은 일직선으로 어떤 저주파수의 드리프트 현상도 전혀 보이지 않았다.

[0081] 도 20은 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 100Hz로 한 경우 실시예 1의 PSB 센서로부터의 배경신호를 나타낸 것이고, 도 21은 도 20과 동일한 조건에서 실시예 2의 PSB 센서로부터의 배경신호를 나타낸 것이다. 이 경우에는 두 센서 간의 배경신호에 엄청난 차이를 볼 수 있다. 실시예 1의 PSB 센서의 경우는 V_{p-p} 가 0.4V인 60Hz의 교류전기 신호잡음이 뚜렷하게 나타난 반면에 실시예 2의 PSB 센서로부터는 V_{p-p} 가 0.004V로 매우 작은 60Hz의 교류전기 신호가 나타났다. 이것으로 보아 실시예 2에서 제시한 바와 같이 제조된 PSB 센서가 전자파 차폐효과가 훨씬 큼으로써 저잡음의 맥파신호, 호흡신호, 근육의 움직임 신호를 정확하게 얻을 수 있음을 예상할 수 있다.

[0082] 도 22는 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 100Hz로 한 경우 실시예 1의 PSB 센서를 피시험자의 가슴에 두른 후에 측정된 호흡신호를 나타낸 것이고, 도 23은 도 22와 동일한 조건에서 실시예 2의 PSB 센서를 피시험자의 가슴에 두른 후에 측정된 호흡신호를 나타낸 것이다. 도 20 및 도 21에서 보는바와 같이 실시예 1의 PSB 센서와 실시예 2의 PSB 센서간의 배경신호의 V_{p-p} 차이가 약 0.395V로 매우 큰 것을 볼 수 있었다. 도 22의 경우 호흡신호에 60Hz의 교류전기 신호잡음이 뚜렷하게 나타난 반면에 도 23의 경우 호흡신호에 60Hz의 교류전기 신호잡음이 거의 나타나지 않았다. 이것으로 보아 실시예 2로 제작한 PSB 센서를 이용하여 측정된 호흡신호가 실시예 1로 제작한 PSB 센서를 이용하여 측정된 호흡신호에 비하여 보다 정확한 호흡신호를 측정하는 것을 알 수 있다.

부호의 설명

[0083] 1 : 압전센서

10 : 압전감지유닛

11 : 압전성 PVDF 필름

12 : 전극

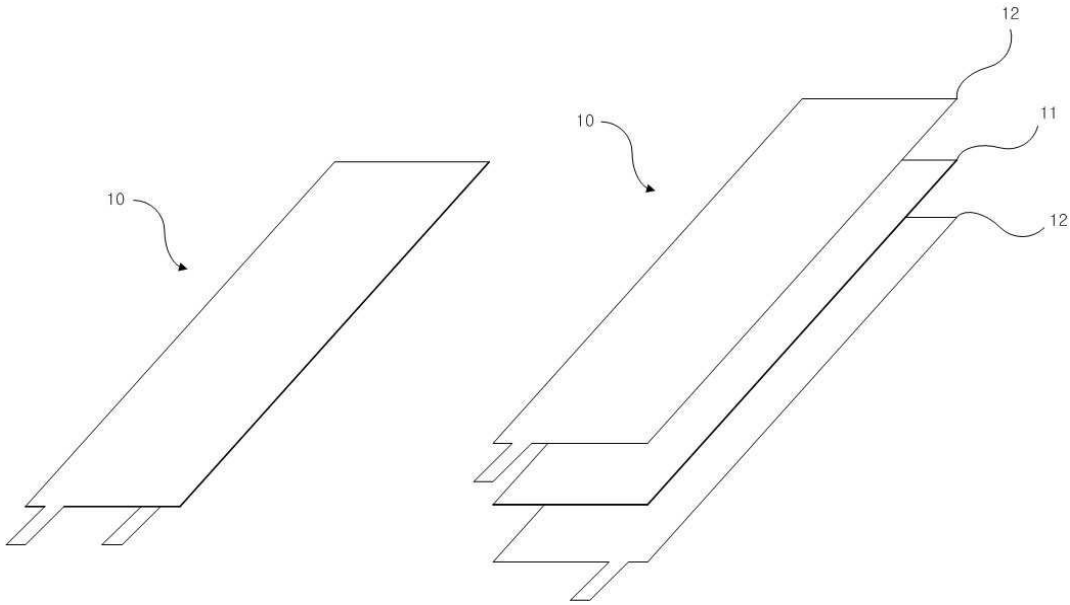
20 : 절연층

30 : 도전층

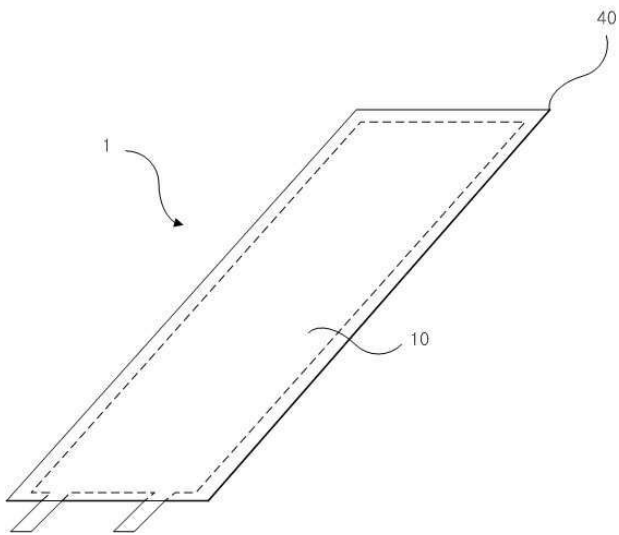
40 : 탄성층

도면

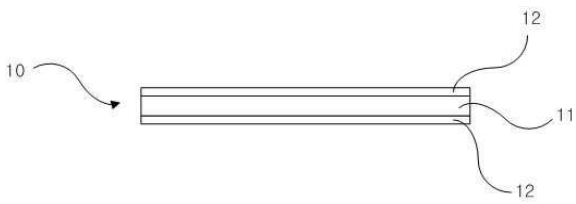
도면1



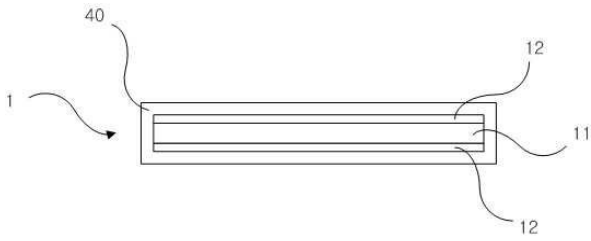
도면2



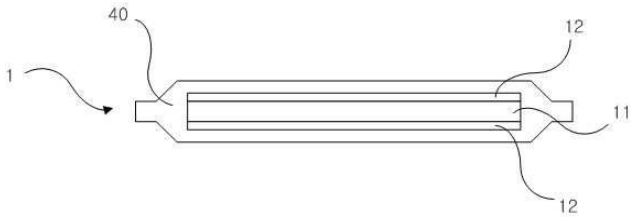
도면3



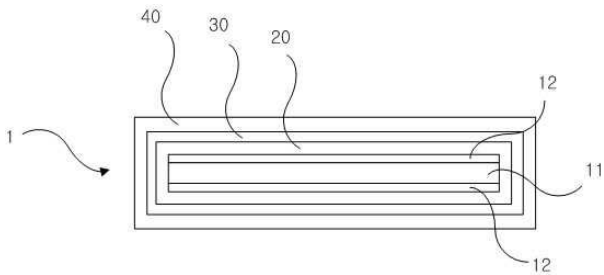
도면4



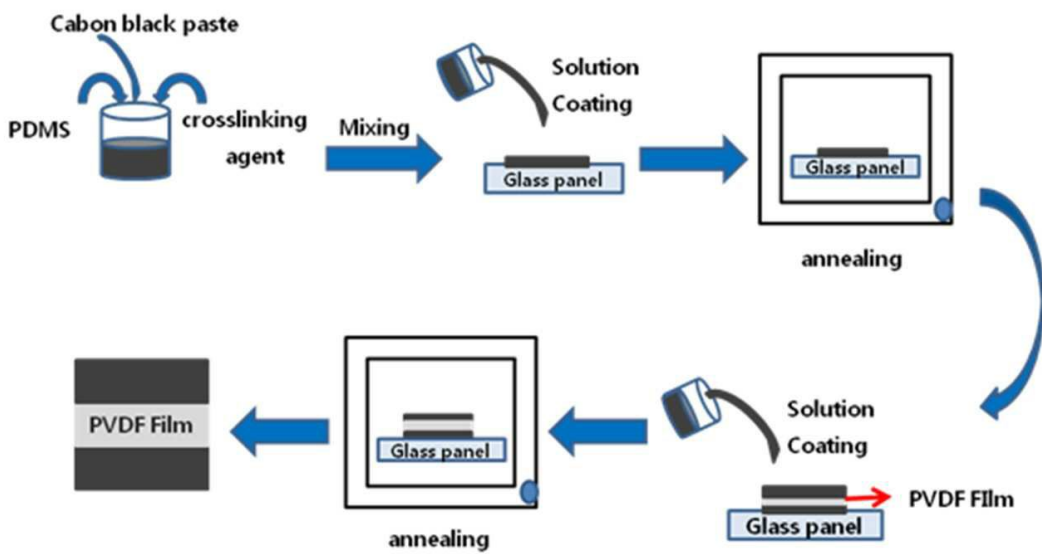
도면5



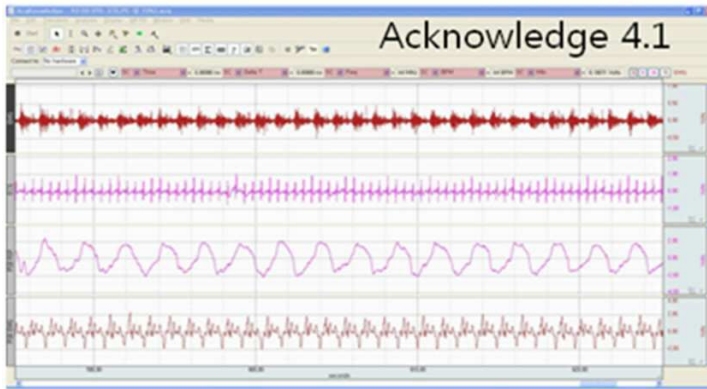
도면6



도면7

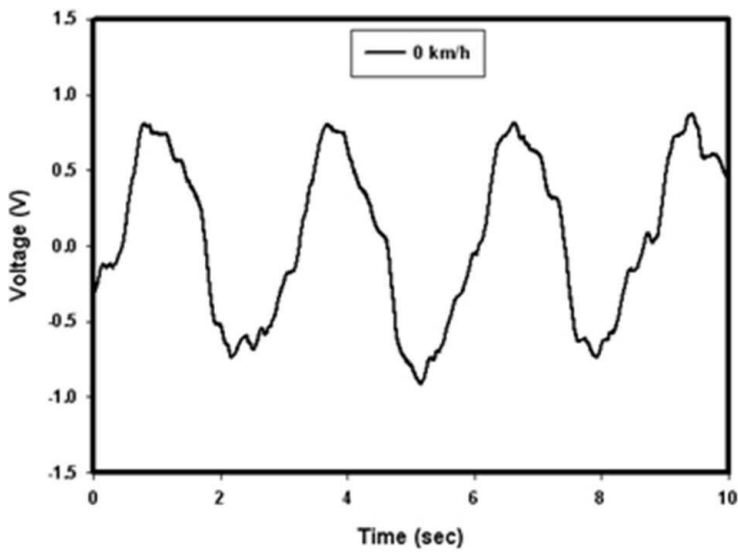


도면8

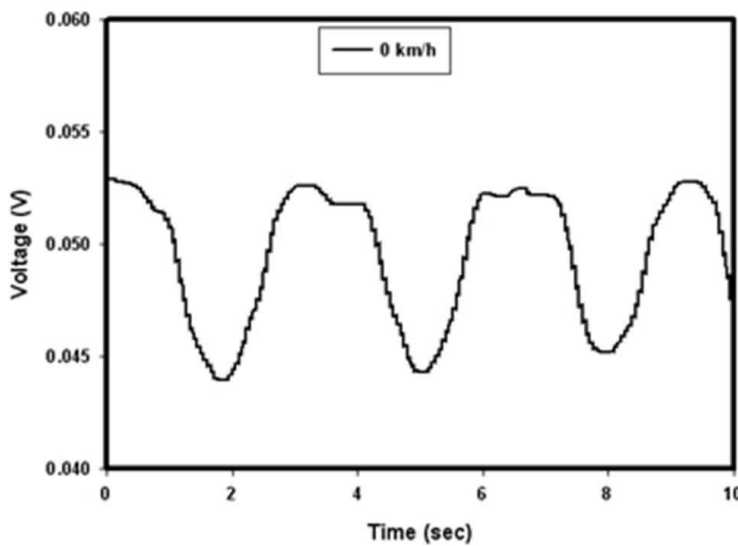


EMG(근전도)
ECG(심전도)
RSP(호흡신호)
Thigh Muscle Signal
(허벅지근육움직임신호)

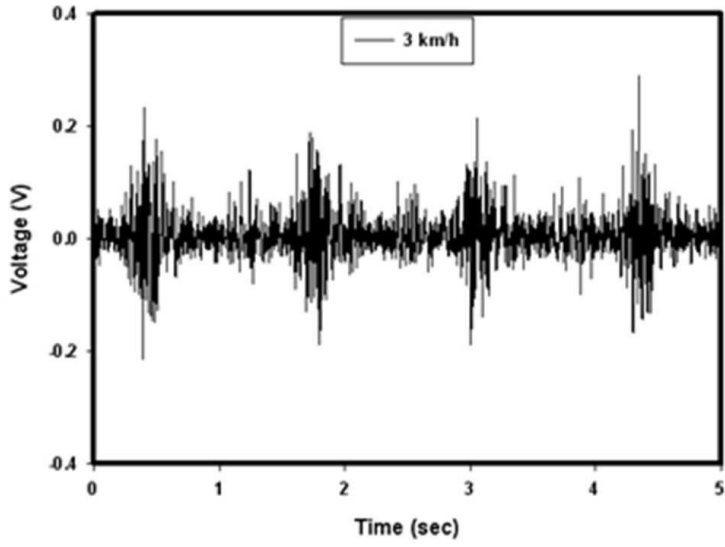
도면9



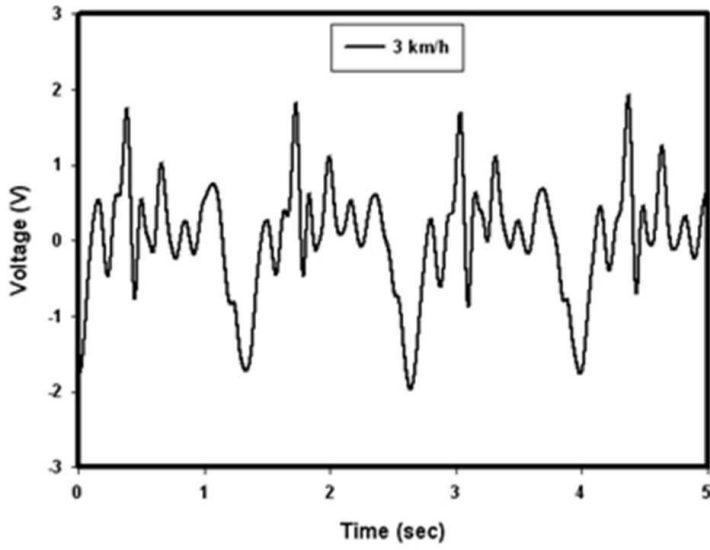
도면10



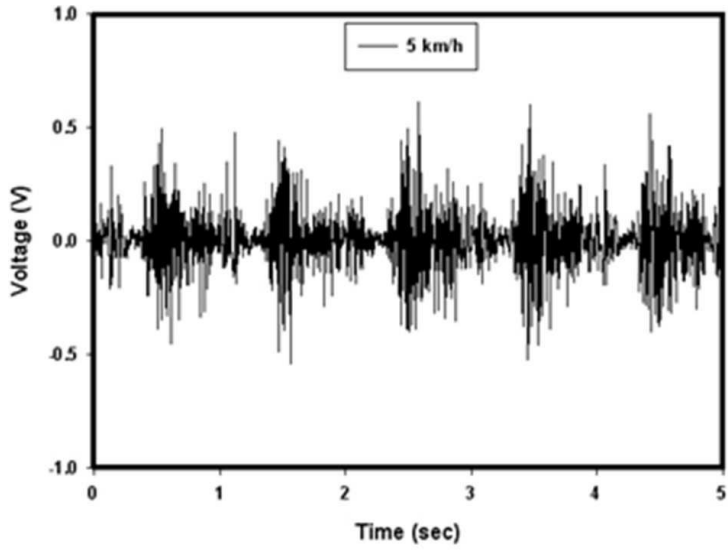
도면11



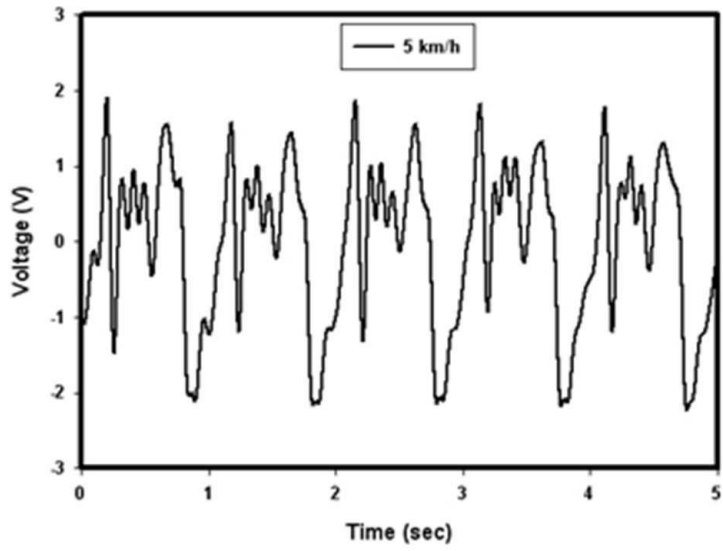
도면12



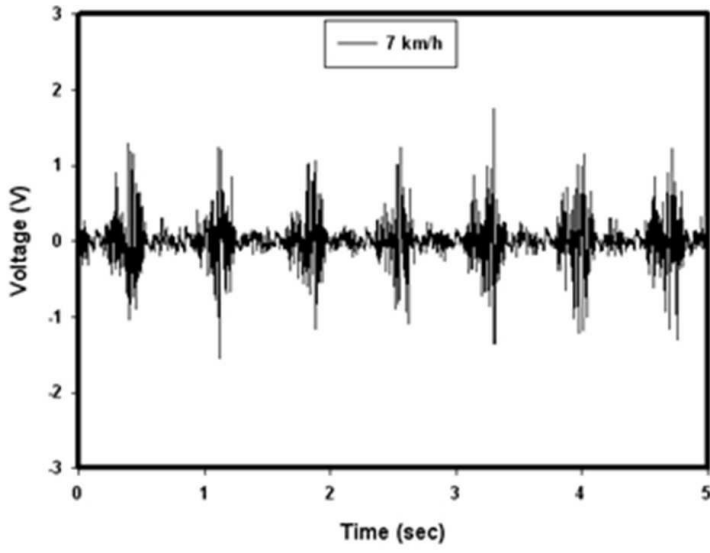
도면13



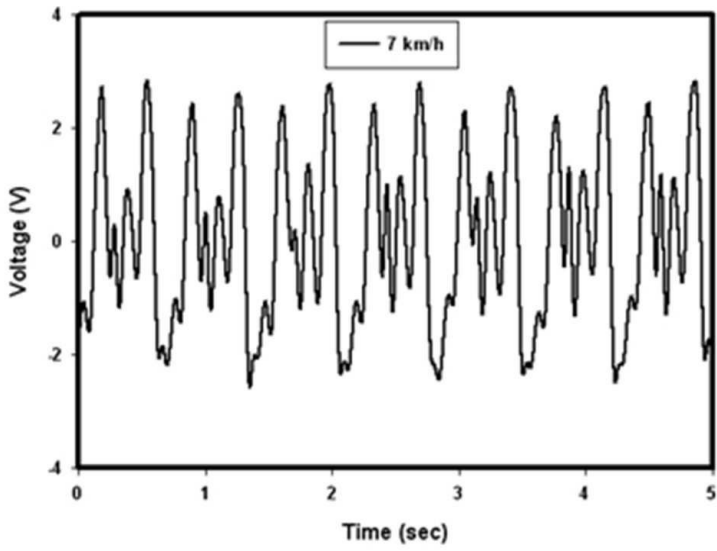
도면14



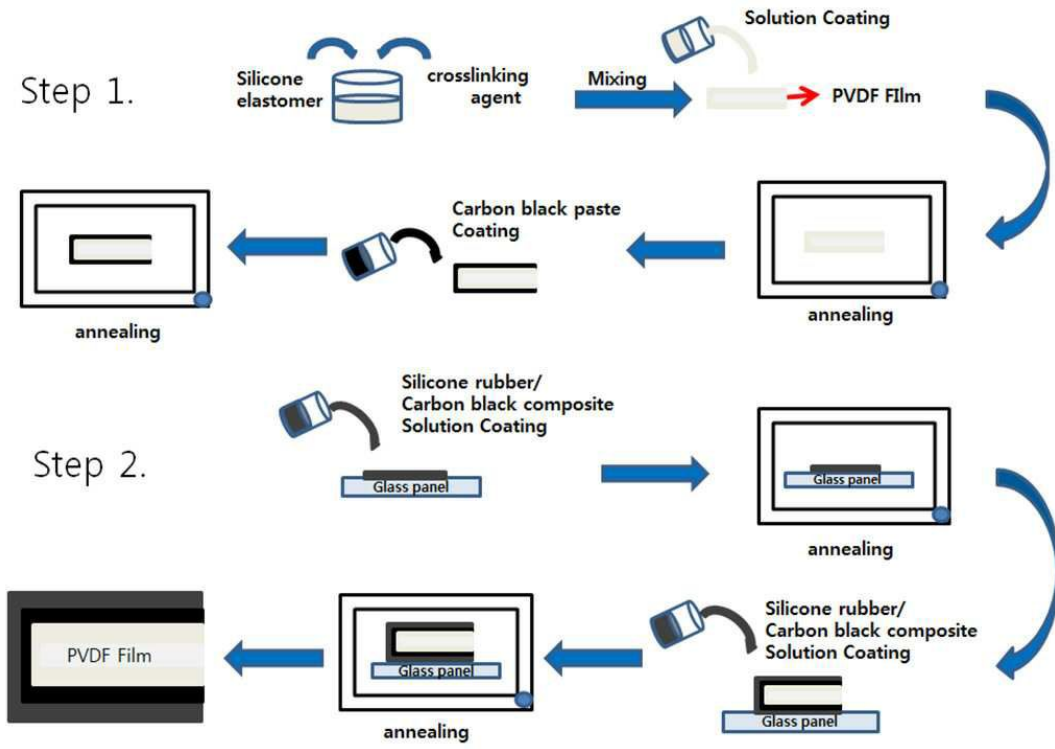
도면15



도면16

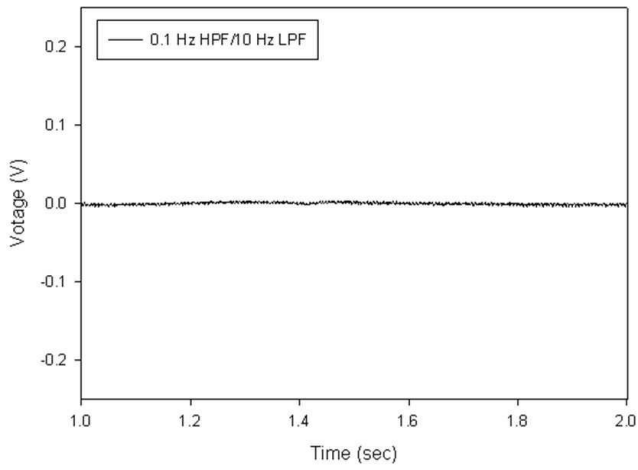


도면17



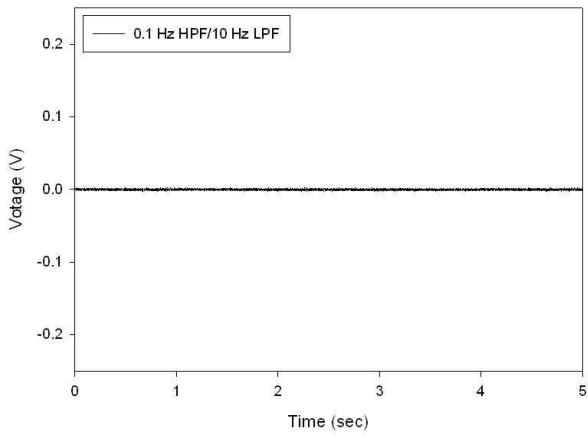
도면18

Si rubber coating



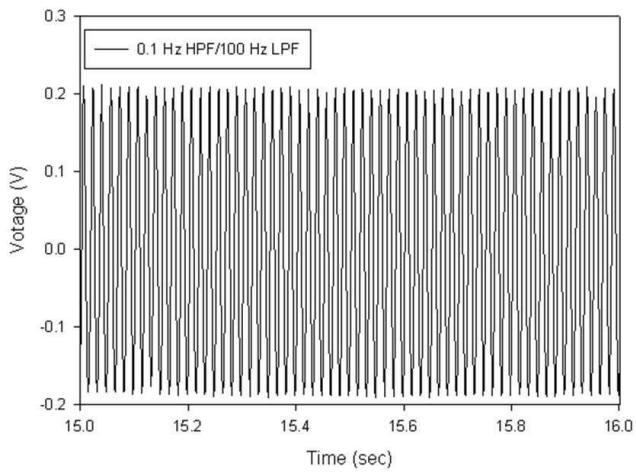
도면19

Si rubber-Carbon black-Si rubber coating



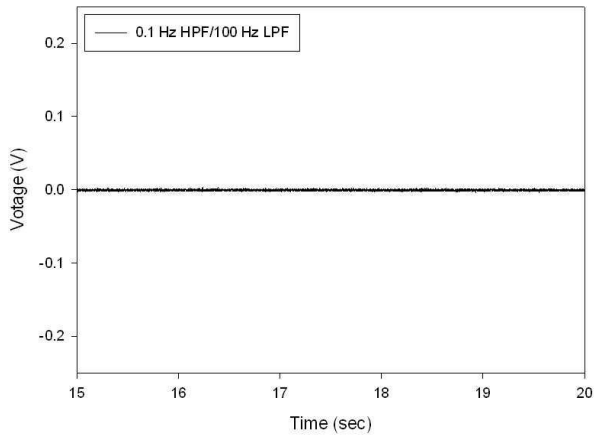
도면20

Si rubber coating



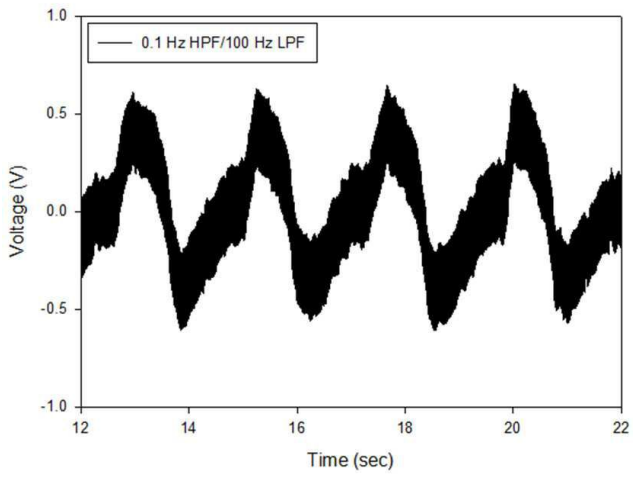
도면21

Si rubber-Carbon black-Si rubber coating



도면22

Si rubber coating



도면23

Si rubber-Carbon black-Si rubber coating

