



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2013년11월21일
(11) 등록번호 10-1331858
(24) 등록일자 2013년11월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A41D 1/06 (2006.01) A41D 13/00 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-0141402
(22) 출원일자 2012년12월06일
심사청구일자 2012년12월06일
(56) 선행기술조사문헌
JP2006212329 A
JP2010029633 A
KR101023446 B1
KR1019970060543 A

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

전체 청구항 수 : 총 10 항

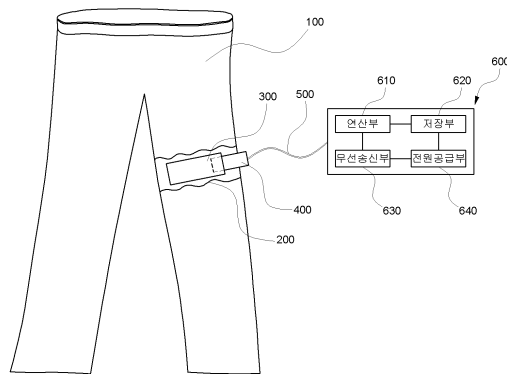
심사관 : 이해인

(54) 발명의 명칭 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠

(57) 요약

본 발명은 스마트 팬츠에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 탄성 조임밴드와 압전센서를 트레이닝복과 같은 팬츠에 구비함으로써, 스마트 팬츠를 착용하고 보행하거나 뛰면 그러한 운동에 의해 발생하는 허벅지 근육의 움직임에 의해 운동정도를 확인할 수 있게 한 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠에 관한 것이다.

대표도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	10033449
부처명	지식경제부
연구사업명	산업원천기술개발
연구과제명	건강 매니지먼트 기능의 고감도 웰니스 섬유 시스템 개발
기 여 율	1/2
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
기 여 율	1/2
주관기관	경희대학교 산학협력단
연구기간	2005.06.10 ~ 2014.02.28

특허청구의 범위

청구항 1

운동이나 일상생활을 위해 착용하는 팬츠(pants)에 있어서,

상기 팬츠의 허벅지 부위를 감싸는 탄성재질로 이루어져 착용자의 허벅지를 압박하면서 조이는 탄성 조임밴드;

상기 탄성 조임밴드에 일 측이 개방된 상태로 덧대어져 삽입공간을 형성하는 탄성 덮개밴드;

상기 삽입공간에 끼워져 팬츠 착용자의 움직임에 따른 허벅지 근육의 변형에 의해 팽창하거나 수축하는 탄성 조임밴드와 함께 늘어나거나 원상태로 복귀하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서;

상기 압전센서에서 발생된 전기적 신호를 전송하는 차폐신호 전송선; 및

상기 차폐신호 전송선을 통하여 전송되는 전기적 신호를 수신하고 근육의 운동량을 연산하는 제어부를 포함하여 구성되는 것을 특징으로 하는 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 압전센서는,

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

상기 압전감지유닛을 감싸는 탄성층을 포함하여 구성되며;

상기 탄성층은 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 이루어지는 것을 특징으로 하는 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 탄성층의 두께는 0.1 내지 1mm이고, 상기 압전센서의 총 두께는 0.2 내지 2mm인 것을 특징으로 하는 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠.

청구항 4

제2항에 있어서,

상기 압전센서는,

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

상기 절연층과 상기 탄성층의 사이에 형성되며, 상기 절연층이 형성된 압전감지유닛을 감싸도록 형성되는 도전층을 더 포함하여 구성되는 것을 특징으로 하는 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 절연층은 실리콘 고무 조성물로 이루어지는 것을 특징으로 하는 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 도전층은 도전성 카본블랙이 30중량% 이상 함유되는 것을 특징으로 하는 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠.

청구항 7

제4항에 있어서,

상기 절연층의 두께가 0.01 내지 0.2mm이며, 도전층의 두께가 0.01 내지 0.2mm이고, 탄성층의 두께가 0.1 내지 1mm이며, 상기 압전센서의 총 두께가 0.2 내지 2mm인 것을 특징으로 하는 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠.

청구항 8

제2항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 차폐신호 전송선은 전기적 신호를 전송하는 도체로 이루어진 심사가 내부에 놓이고, 그 둘레를 절연층/차폐선/절연층 순으로 순차적으로 감싸도록 구성되는 것을 특징으로 하는 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠.

청구항 9

제2항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 차폐신호 전송선을 통하여 전송되는 전기적 신호를 수신하여 근육의 운동량을 연산한 후 소비된 칼로리 등의 운동정도를 수치화하여 제공하는 연산부;

상기 연산부에서 연산된 근육의 운동량과 상기 차폐신호 전송선을 통하여 전송된 전기적 신호를 저장하는 메모리로 이루어진 저장부; 및

상기 연산부에서 연산된 근육의 운동량을 무선으로 연결되어 있는 착용자의 스마트폰이나 일정 거리 이격되어 있는 서버시스템으로 전송할 수 있는 통신수단으로 이루어진 무선송신부를 포함하여 구성되며;

상기 연산부는 허벅지 근육의 변형에 따라 압전센서에서 발생하는 전기적 신호인 압전신호를 정류화한 후 적분하여 일정 시간 동안 소비된 운동에너지를 연산하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠.

청구항 10

제2항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 탄성 조임밴드는 기본 허벅지 둘레의 10 ~20% 신율을 갖도록 형성되는 것을 특징으로 하는 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 스마트 팬츠에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 탄성 조임밴드와 압전센서를 트레이닝복과 같은 팬츠에 구비함으로써, 스마트 팬츠를 착용하고 보행하거나 뛰면 그러한 운동에 의해 발생하는 허벅지 근육의 움직임에 의해 운동정도를 확인할 수 있게 한 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 경제수준의 향상과 인구의 고령화로 건강관리에 대한 일반인의 관심이 높아지면서, 신체활동 및 규칙적인 스포츠 활동을 통하여 건강상태를 관리해주는 건강 매니지먼트에 대한 관심이 증가하고 있다. 이러한 건강 매니지먼트를 수행하기 위해 심전도(ECG, Electrocardiogram), 호흡(respiration), 맥파(heart pulse wave)와, 신체의 근육의 움직임에 관계되는 근전도(EMG, electromyogram) 등의 생체신호를 상시 측정할 수 있는 센서를 탑재한 스마트 의류의 개발이 필요하다.

[0003] 종래에 근전도를 측정하기 위해 사용되던 센서전극은 피부와 긴밀한 접촉성을 유지하여야 하는 Ag/AgCl 겔 전극이기 때문에 장시간 사용 시 피부가 알레르기 반응을 일으키거나, 피부염 등을 일으키는 경우가 발생할 수 있어

장시간의 착용이 요구되는 스마트 의류에 적용하기는 매우 곤란한 문제점이 있었다.

- [0004] 또한, 이러한 전도성 Ag/AgCl 겔 전극을 장시간 부착하여 사용할 경우에는 겔 전극이 건조해지면서 전기전도도가 감소하게 되고 그로 인해 근전도(EMG) 신호의 품질이 떨어지는 문제점과, 한 번 피부에 부착하여 사용한 후에는 겔 전극의 접착력이 떨어지게 되어 반복 사용이 어려우므로 일회용으로 밖에 사용할 수 없는 문제점이 있었는데, 종래의 Ag/AgCl 겔 전극을 반복적인 사용이 요구되는 스마트 의류의 전극으로는 사용하기 어려운 문제점이 있었다.
- [0005] 그에 따라, 의복을 착용하고 운동하거나 생활할 수 있게 하여 운동이나 생활 중의 근전도 신호를 상시 측정할 수 있게 한 형태의 센서나, 이러한 센서가 적용된 스마트 의복은 상용화되고 있지 못하다.
- [0006] 그에 따라, 걷거나 뛰는 동안의 운동량 측정을 위해 종래에는 만보계, 3-축 가속기 센서, 신진 대사시 발생하는 CO₂ 가스 측정 시스템 등이 이용되었다. 그러나, CO₂ 가스 측정 시스템의 경우 가격이 매우 비싸며 무겁고 딱딱하면서 착용하기 불편한 단점을 갖고 있으며, 만보계나 3-축 가속기 센서의 경우 운동하는 사람의 몸무게, 나이, 키, 성별에 따른 정확한 정보가 입력되지 않으면 운동하는 동안의 소비열량을 직접 계산할 수 없는 문제점이 있었고, 만보계는 운동하는 사람의 몸무게, 나이, 키, 성별에 따른 정확한 정보를 알려라도 평지, 내리막길, 또는 오르막길을 다닐 때의 소비 에너지 차이를 파악할 수 없다는 문제점이 있었다.
- [0007] 또한, 종래에는 대한민국등록특허 제10-1087167호에서 운동량 변화에 따른 사용자 신체신호를 운동량 측정 센서로부터 감지하여 주파수 대역별로 상기 사용자 신체신호를 분류하여 측정하는 측정 단계, 상기 주파수 대역에 따라 측정된 주파수 신호들에 따른 운동량 및 소모된 칼로리량을 프로세서에서 분석하는 분석 단계, 및 상기 분석된 결과값을 디스플레이어로 표시하는 표시 단계를 포함하는 ‘근전도를 이용한 운동량 측정 방법, 장치 및 이를 이용한 시스템’이 제안된 바 있다.
- [0008] 그러나, 이러한 종래의 ‘근전도를 이용한 운동량 측정 방법, 장치 및 이를 이용한 시스템’은 입력부, 필터부, 신호 변환부, 및 데이터 처리부로 이루어진 운동량 측정센서를 이용하여 사용자의 신체신호(sEMG)를 증폭한 후 데이터 처리하여 운동량을 측정하는 것을 제안하고 있을 뿐, 사용자의 신체신호인 근전도(EMG) 신호 측정을 위해 사용되던 겔 전극을 의류에 적용할 경우에 발생될 수 있는 상술한 문제점에 대해서는 어떠한 해결수단도 제시하고 있지 않은바, 겔전극 사용으로 인한 반복사용의 어려운 문제점과, 스마트 의류에 적용하기 어려운 문제점은 여전히 내포하고 있다고 할 것이다.
- [0009] 또한, 본 발명자는 대한민국등록특허 제10-1023446호에서 호흡이나 맥파에 의해 발생하는 자극에 의해 신체의 특정부위를 조이고 있던 탄성밴드가 늘어나거나 줄어들에 따라 함께 연신하면서 발생하는 전기적 신호를 감지할 수 있는 센서를 제안한 바 있으며, 이처럼 ‘연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서’의 활용예로서 탄성밴드 내에 압전성 고분자 필름을 삽입시키고 그 탄성밴드를 신체에 착용하여 호흡이나 맥파를 측정할 수 있게 한 기술을 제안하였다.
- [0010] 그러나, 종래에 제안하였던 ‘연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서’는 정지 상태에 있는 구조물이나 식물의 변화, 또는 환자가 정지상태에 있을 경우 호흡 등에 의해 발생하는 움직임에 감지하고자 하는 것이므로, 착용자가 보행하거나 운동하는 등 일상적인 생활을 영위할 경우에는 착용자의 움직임에 의해 발생하는 동잡음(motion artifact)에 의해 정확한 호흡거동을 측정하기 어려운 문제점이 있음과 아울러, 반복 사용시 내구성이 급격히 저하되는 문제점이 있어, 보행이나 운동과 같은 일상생활 중의 측정수단으로 사용하기 어려운 문제점이 있었다.
- [0011] 따라서, 반복적으로 입고 벗으며 사용할 수 있을 뿐만 아니라, 일상적인 생활을 영위하면서도 근육의 운동신호를 안정적이고 정확하게 함께 측정할 수 있는 스마트 의류가 여전히 요청되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0012] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는, 탄성 조임밴드와 압전센서를 트레이닝복과 같은 팬츠에 구비함으로써, 스마트 팬츠를 착용하고 보행하거나 뛰면 그러한 운동에 의해 발생하는 허벅지 근육의 움직임에 의해 운동정도를 안정적이고 정확하게 측정할 수 있게 한 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠를 제공함에 있다.

과제의 해결 수단

- [0013] 상기 과제를 해결하기 위한 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠는, 운동이나 일상생활을 위해 착용하는 팬츠(pants)에 있어서, 상기 팬츠의 허벅지 부위를 감싸는 탄성재질로 이루어져 착용자의 허벅지를 압박하면서 조이는 탄성 조임밴드; 상기 탄성 조임밴드에 일 측이 개방된 상태로 덧대어져 삽입공간을 형성하는 탄성 덮개 밴드; 상기 삽입공간에 끼워져 팬츠 착용자의 움직임에 따른 허벅지 근육의 변형에 의해 팽창하거나 수축하는 탄성 조임밴드와 함께 늘어나거나 원상태로 복귀하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서; 상기 압전센서에서 발생된 전기적 신호를 전송하는 차폐신호 전송선; 및 상기 차폐신호 전송선을 통하여 전송되는 전기적 신호를 수신하고 근육의 운동량을 연산하는 제어부를 포함하여 구성되는 것을 특징으로 한다.
- [0014] 이때, 상기 압전센서는,
- [0015] 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛; 및 상기 압전감지유닛을 감싸는 탄성층을 포함하여 구성되며; 상기 탄성층은 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 이루어지는 것을 특징으로 한다.
- [0016] 또한, 상기 압전센서는,
- [0017] 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛과; 상기 압전감지유닛을 감싸는 절연층; 상기 절연층을 감싸는 도전층; 및 상기 도전층을 감싸는 탄성층을 포함하여 구성되며, 상기 탄성층은 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 이루어지는 것을 특징으로 한다.
- [0018] 이때, 상기 절연층은 실리콘 고무 조성물로 이루어지고, 상기 도전층은 도전성 카본블랙이 30중량% 이상 함유되는 것을 특징으로 한다.
- [0019] 또한, 상기 차폐신호 전송선은 전기적 신호를 전송하는 도체로 이루어진 심사가 내부에 놓이고, 그 둘레를 절연층/차폐선/절연층 순으로 순차적으로 감싸도록 구성되는 것이 바람직하다.
- [0020] 또한, 상기 제어부는,
- [0021] 상기 차폐신호 전송선을 통하여 전송되는 전기적 신호를 수신하여 근육의 운동량을 연산한 후 소비된 칼로리 등의 운동정도를 수치화하여 제공하는 연산부; 상기 연산부에서 연산된 근육의 운동량과 상기 차폐신호 전송선을 통하여 전송된 전기적 신호를 저장하는 메모리로 이루어진 저장부; 및 상기 연산부에서 연산된 근육의 운동량을 무선으로 연결되어 있는 착용자의 스마트폰이나 일정 거리 이격되어 있는 서버시스템으로 전송할 수 있는 통신수단으로 이루어진 무선송신부를 포함하여 구성되며; 상기 연산부는 허벅지 근육의 변형에 따라 압전센서에서 발생하는 전기적 신호인 압전신호를 정류화한 후 적분하여 일정 시간 동안 소비된 운동에너지를 연산하도록 구성되는 것을 특징으로 한다.
- [0022] 또한, 상기 탄성 조임밴드는 기본 허벅지 둘레의 10 ~20% 신율을 갖도록 형성되는 것이 바람직하다.

발명의 효과

- [0023] 본 발명은 스마트 팬츠를 착용하고 보행하거나 뛰면 그러한 운동에 의해 발생하는 허벅지 근육의 움직임에 의해 운동정도를 안정적이고 정확하게 측정할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

- [0024] 도 1은 본 발명에 따른 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠의 사시도.
- 도 2는 본 발명에 따른 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠에 구비된 압전센서를 이루는 압전감지유닛의 사시도.
- 도 3은 본 발명에 따른 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠에 구비된 압전센서를 이루는 압전감지유닛의 사시도 및 분해도.
- 도 4는 본 발명에 따른 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠에 구비된 압전센서의 제1실시예를 나타내는 횡단면도.
- 도 5는 본 발명에 따른 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠에 구비된 압전센서의 제2실시예를 나타내는 횡단면도.

도 6은 본 발명에 따른 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 허벅지 근육의 운동을 측정하여 나타낸 것으로서, 에크날리지 4.1에 의해서 수집된 신호데이터를 모니터로 출력한 결과를 나타낸 그래프.

도 7은 바이오노메딕스 EMG 모듈(Bionomadix EMG module)과 의료용 Ag/AgCl 겔전극을 이용하여 3km/h로 주행 시 허벅지의 근전도를 측정하여 나타낸 그래프.

도 8은 본 발명에 따른 스마트 팬츠에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 3km/h로 주행 시 허벅지 근육의 운동을 측정하여 나타낸 그래프.

도 9는 바이오노메딕스 EMG 모듈(Bionomadix EMG module)과 의료용 Ag/AgCl 겔전극을 이용하여 5km/h로 주행 시 허벅지의 근전도를 측정하여 나타낸 그래프.

도 10은 본 발명에 따른 스마트 팬츠에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 5km/h로 주행 시 허벅지 근육의 운동을 측정하여 나타낸 그래프.

도 11은 바이오노메딕스 EMG 모듈(Bionomadix EMG module)과 의료용 Ag/AgCl 겔전극을 이용하여 7km/h로 주행 시 허벅지의 근전도를 측정하여 나타낸 그래프.

도 12는 본 발명에 따른 스마트 팬츠에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 7km/h로 주행 시 허벅지 근육의 운동을 측정하여 나타낸 그래프.

도 13(A), (B), (C)는 본 발명에 따른 스마트 팬츠에 압전센서를 착용하기 위한 탄성 조임밴드의 신율을 각각 10%, 15%, 20%로 한 상태에서 5km/h로 주행 시 허벅지 근육의 운동을 측정하여 나타낸 그래프.

도 14는 보행속도 3km/h로 보행시 허벅지에 두른 압전센서로부터 나온 압전신호의 시간에 따른 변화(A)와 이를 정류화 한 후의 압전신호(B) 및 정류화한 압전신호를 1분 동안 적분하여 적분 값을 시간에 대하여 플롯(C)한 그래프.

도 15는 본 발명에 따른 스마트 팬츠에 구비되는 압전센서의 착용 위치를 변경하여 실험하는 것을 나타내는 예시 사진.

도 16은 허벅지 안쪽에 위치한 압전센서의 정류화된 압전신호의 적분값의 시간에 따른 변화를 보행속도 및 트레드밀의 경사도에 따라 나타낸 그래프.

도 17은 허벅지에 두른 압전센서의 착용위치에 따른 정류화된 압전신호의 적분값의 시간에 따른 변화를 보행속도에 따라 나타낸 그래프.

도 18은 본 발명에 따른 압전센서의 제1실시예를 적용한 압전센서로부터 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 10Hz로 하여 측정된 배경신호를 나타내는 그래프.

도 19는 본 발명에 따른 압전센서의 제2실시예를 적용한 압전센서로부터 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 10Hz로 하여 측정된 배경신호를 나타내는 그래프.

도 20은 본 발명에 따른 압전센서의 제1실시예를 적용한 압전센서로부터 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 100Hz로 하여 측정된 배경신호를 나타내는 그래프.

도 21은 본 발명에 따른 압전센서의 제2실시예를 적용한 압전센서로부터 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 100Hz로 하여 측정된 배경신호를 나타내는 그래프.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

이하에서는 본 발명의 구체적인 실시예를 도면을 참조하여 상세히 설명하도록 한다.

도 1은 본 발명에 따른 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠의 사시도이고, 도 2는 본 발명에 따른 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠에 구비된 압전센서를 이루는 압전감지유닛의 사시도이며, 도 3은 본 발명에 따른 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠에 구비된 압전센서를 이루는 압전감지유닛의 사시도 및 분해도이고, 도 4는 본 발명에 따른 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠에 구비된 압전센서의 제1실시예를 나타내는 횡단면도이며, 도 5는 본 발명에 따른 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠에 구비된 압전센서의 제2실시예를 나타내는 횡단면도이다.

- [0027] 도 1을 참조하면, 본 발명에 따른 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠는, 운동이나 일상생활을 위해 착용하는 팬츠(pants)(100)와, 상기 팬츠의 허벅지 부위를 감싸는 탄성재질로 이루어져 착용자의 허벅지를 압박하면서 조이는 탄성 조임밴드(200)와, 상기 탄성 조임밴드에 일 측이 개방된 상태로 덧대어져 삽입공간을 형성하는 탄성 덮개밴드(300)와, 상기 삽입공간에 끼워져 팬츠 착용자의 움직임에 따른 허벅지 근육의 변형에 의해 팽창하거나 수축하는 탄성 조임밴드와 함께 늘어나거나 원상태로 복귀하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서(400)와, 상기 압전센서에서 발생된 전기적 신호를 전송하는 차폐신호 전송선(500)과, 상기 차폐신호 전송선을 통하여 전송되는 전기적 신호를 수신하고 근육의 운동량을 연산하는 제어부(600)를 포함하여 구성된다.
- [0028] 상기 팬츠(pants)(100)는 보행이나 외출과 같은 일상생활을 하기 위해 입는 일반 하의로 구성될 수도 있으나, 상기 탄성 조임밴드(200)에 의해 허벅지의 특정 부위를 압박해야 하는바 운동하기 위해 착용하는 트레이닝복으로 구성되는 것이 바람직하다.
- [0029] 상기 탄성 조임밴드(200)는 보행이나 운동시 한 걸음을 땔 때마다 반드시 변형되는 허벅지 근육의 움직임을 인식할 수 있도록 허벅지 부위를 감싸면서 압박하는 탄성밴드로 구성된다. 이때, 상기 탄성 조임밴드(200)는 도 1에 도시된 바와 같이 한 쪽의 허벅지 부위에만 구비될 수 있음은 물론, 양쪽의 허벅지 부위에 모두 구비될 수도 있다.
- [0030] 또한, 상기 탄성 조임밴드(200)는 허벅지 근육의 자그마한 움직임에도 밴드가 팽창하거나 수축할 수 있도록 허벅지를 조일 수 있어야 하는바, 착용자의 허벅지 둘레보다 작은 크기를 갖도록 구성되는 것이 바람직하다.
- [0031] 상기 탄성 덮개밴드(300)는 착용자의 보행과 같은 움직임시 상기 탄성 조임밴드(200)와 함께 팽창하거나 수축할 수 있는 탄성재질로 구성되며, 상기 압전센서(400)가 삽입되거나 이탈되는 통로를 형성하기 위해 일 측이 개방된 상태로 상기 탄성 조임밴드(200)에 덧대어지도록 구성된다.
- [0032] 이때, 상기 탄성 덮개밴드(300)는 탄성 조임밴드의 외측은 물론 내측에 덧대어질 수도 있으나, 압전센서의 수납과 이탈의 편의성을 추구하고, 착용시 차폐신호 전송선을 이루는 단자가 신체에 접하게 되어 불필요한 잡음이 유입되는 것을 방지할 수 있도록 상기 탄성 조임밴드(200)의 외측에 덧대어지는 것이 바람직하다.
- [0033] 또한, 상기 탄성 덮개밴드(300)의 형상이 특별히 제한되지는 않으나, 착용자의 움직임시 탄성 조임밴드가 팽창하거나 수축하는 방향으로 길게 형성된 압전센서 전체를 안정적으로 수납하는 삽입공간을 형성할 수 있도록 직사각형의 형상으로 이루어지는 것이 바람직하며, 상기 탄성 덮개밴드가 직사각형의 형상으로 이루어진 경우 박음질 등에 의해 세 번을 탄성 조임밴드(200)에 고정시키고 한 변만을 개방하여 압전센서의 수납통로를 형성할 수 있게 된다.
- [0034] 이와 같이 상기 상부의 탄성 덮개밴드(300)와 하부의 탄성 조임밴드(200)로 이루어진 삽입공간에 삽입된 압전센서(400)는 상기 탄성 덮개밴드와 탄성 조임밴드에 상면과 하면이 접하게 되어 표면의 마찰력이 증가하게 되므로, 상기 탄성 덮개밴드 및 탄성 조임밴드와 함께 신축하면서 착용자의 허벅지 움직임을 인식할 수 있게 된다.
- [0035] 상기 압전센서(400)는 도 2, 도 3 및 도 4에 도시된 제1실시예와 같이 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름(11) 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극(12)을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛(10)과, 상기 압전감지유닛을 감싸는 탄성층(40)을 포함하여 구성되며, 상기 탄성층(40)은 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 형성된다.
- [0036] 이때, 상기 탄성층(40)의 두께는 0.1 내지 1mm이고, 압전센서(400)의 총 두께는 0.2 내지 2mm인 것이 바람직하다.
- [0037] 이러한 상기 압전센서(400)의 제1실시예는, 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름(11) 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극(12)을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛(10)을 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 감싸도록 코팅하여 제조된다.
- [0038] 또한, 상기 압전센서(400)는 도 5에 도시된 제2실시예와 같이, 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름(11) 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극(12)을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛(10)과, 상기 압전감지유닛(10)을 감싸는 절연층(20)과, 상기 절연층을 감싸는 도전층(30), 및 상기 도전층을 감싸는 탄성층(40)을 포함하여 구성되며, 이때에도 상기 탄성층(40)은 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 형성된다.
- [0039] 그에 따라, 도 5에 도시된 바와 같이 상기 압전센서(400)의 횡단면을 보면, 상기 압전성 PVDF 필름(11)을 중심

으로 상부에 전극(12)이 위치하고, 상기 전극의 상부에는 절연층(20)이 위치하며, 상기 절연층의 상부에는 도전층(30)이 위치하고, 상기 도전층의 상부에는 탄성층(40)이 순차적으로 적층된 형태를 이루게 된다. 또한, 상기 압전성 PVDF 필름(11)을 중심으로 하부에도 동일한 순서로 전극과 절연층과 도전층 및 탄성층이 순차적으로 적층된 형태를 나타내게 된다.

[0040] 이때 상기 절연층(20)은 실리콘 고무 조성물로 이루어지는 것이 바람직하며, 상기 도전층(30)은 도전성 카본블랙이 30중량% 이상 함유되는 것이 바람직하다. 또한, 이 경우 상기 절연층(20)의 두께가 0.01 내지 0.2mm이며, 도전층(30)의 두께가 0.01 내지 0.2mm이고, 탄성층(40)의 두께가 0.1 내지 1mm이며, 압전센서(400)의 총 두께가 0.2 내지 2mm인 것이 바람직하다.

[0041] 이러한 상기 압전센서(400)의 제2실시예는, 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛(10)을 감싸도록 실리콘 고무 조성물로 코팅하여 절연층(20)을 형성하는 단계와, 상기 절연층이 형성된 압전감지유닛을 감싸도록 도전성 카본블랙이 30중량% 이상 함유된 카본블랙 페이스트로 코팅하여 도전층(30)을 형성하는 단계, 및 상기 절연층 및 상기 도전층이 형성된 압전감지유닛을 감싸도록 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 코팅하여 탄성층(40)을 형성하는 단계를 포함하는 제조된다.

[0042] 이때, 상기 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름은 비교적 간단한 단량체 구조인 $(-\text{CH}_2-\text{CF}_2-)_n$ 를 반복 단위로 하는 선상 고분자로서 분자쇄 내에 존재하는 강한 C-F 쌍극자에 의하여 고분자 재료 중 가장 큰 유전율을 나타내며, 유기고분자로 이루어져 부식에 강하고, 가공성이 좋으며, 세라믹 압전재료가 파괴되는 구간에서도 견딜 수 있는 절연 강도를 갖고, 가벼울 뿐만 아니라 세라믹 계열의 압전재료에 비해 음향 임피던스가 상대적으로 낮아서 액체나 생체 조직 등과 같은 물질에 적용하는데 있어 유리한 장점이 있는 분극(poling)처리된 PVDF (압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드)계 필름으로 구성된다.

[0043] 상기 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름은 외부 자극 등에 의해 변형이나 응력이 가해지면 수축하거나 팽창하면서 전하분포나 전기장이 발생하는 특성을 갖는데, 이처럼 변형이 생기는 순간에 전하가 발생하므로 그에 따른 전기적 신호의 발생을 인식하여 호흡에 의한 흉곽의 수축 팽창처럼 압전성 PVDF 필름에 변형을 가하는 변화가 있는지의 여부를 판단할 수 있게 된다.

[0044] 또한, 상기 압전센서(400)의 전극으로는 주로 은을 사용하는데, 은 잉크로 압전성 PVDF 필름의 양면을 각각 별도로 코팅하는 방법을 사용할 수 있다.

[0045] 압전센서를 구성하는 압전감지유닛의 손상, 즉 전극 또는 압전성 PVDF 필름의 손상을 방지하기 위해서는 압전감지유닛(10)을 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 압전성 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.

[0046] 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.

[0047] 이를 위하여, 본 발명에서는 상기와 같은 두 가지의 주요 문제점을 동시에 해결하기 위해 실리콘 고무에 도전성 필러(filler) 물질을 적용하였다.

[0048] 이때, 상기 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.

[0049] 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 인성

을 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)이다.

[0050] 또한, 상기 압전센서의 잡음 신호 문제 해결 및 인성 증가를 위해서는 탄성층(40)에 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 있기 때문이다.

[0051] 또한, 본 발명의 압전센서(400)를 제조하기 위해, 압전감지유닛을 도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 조성물로 코팅하는 방법을 사용할 수 있으며, 이때 코팅을 위한 조성물은 액상 실리콘 고무에 도전성 카본블랙을 첨가하고 혼합하는 방법으로 제조할 수 있고, 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.

[0052] 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 상기 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.

[0053] 본 발명의 압전센서(400)에서 탄성층(40)을 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 도전층(30)을 구비하는 것이 좋다.

[0054] 그에 따라, 상기 압전센서(400)의 제2실시예와 같이, 상기 탄성층(40) 이전에 압전감지유닛을 감싸는 도전층(30)을 더 포함하여 이루어지는 것이 바람직하며, 본 발명에서 상기 도전층(30)은 도전성 물질이 30중량% 이상 함유된 층으로 정의한다. 도전성 물질이 함유된다는 점에서 상기 탄성층과 혼동될 수 있으나, 도전성 물질의 함량으로 구분할 수 있다.

[0055] 도전성 물질로는 도전성 금속물질, 탄소나노튜브(CNT), 그래핀 등을 사용할 수 있는데, 본 발명에서는 도전성 카본블랙을 사용하는 것이 비용절감 및 공정 단순화의 측면에서 바람직하다.

[0056] 상기 도전층(30)은 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.

[0057] 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.

[0058] 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(30) 이전에 전극을 보호하기 위한 층, 즉 본 발명의 절연층(20)을 별도로 구성하는 것이 바람직하다. 이 층은 전극을 통하는 전기신호가 도전층에 전달되지 않도록 절연물질로 이루어지는 것이 바람직하다.

[0059] 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.

[0060] 절연층(20)은 다양한 탄성 물질로 구성할 수 있으나, 실리콘 고무의 경우 코팅을 위해 사용되는 물질들이 압전성 PVDF 필름, 은 전극 및 박막의 고분자 보호층을 손상시키지 않기 때문에, 가장 바람직하다. 이때 절연층(2

0)은 되도록 얇게 형성하는 것이 바람직하다.

- [0061] 이상과 같이 절연층 및 도전층이 추가된 압전센서(400)는 도 5에 도시된 바와 같은 형태로 구성될 수 있다.
- [0062] 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 압전센서(400)의 최종 두께는 2mm 이하인 것이 바람직하다.
- [0063] 상기 차폐신호 전송선(500)은 상기 압전센서를 이루는 전극에 연결되어 착용자가 운동할 때 발생하는 허벅지 근육의 팽창이나 수축에 따라 발생하는 전기적 신호를 상기 제어부(600)로 전송하는 도선으로 구성된다.
- [0064] 이때, 상기 차폐신호 전송선(500)은 전기적 신호를 전송하는 단순 도선으로 구성될 수 있음은 물론, 전기적 신호를 전송하는 도체로 이루어진 심사가 내부에 놓이고, 그 둘레를 절연층/차폐선/절연층 순으로 순차적으로 감싸도록 구성되는 것이 바람직하다.
- [0065] 상기 제어부(600)는 상기 차폐신호 전송선을 통하여 전송되는 전기적 신호를 수신하여 근육의 운동량을 연산한 후 소비된 칼로리 등의 운동정도를 수치화하여 제공하는 연산부(610)와, 상기 연산부에서 연산된 근육의 운동량과 상기 차폐신호 전송선을 통하여 전송된 전기적 신호를 저장하는 메모리로 이루어진 저장부(620)와, 상기 연산부에서 연산된 근육의 운동량을 무선으로 연결되어 있는 착용자의 스마트폰이나 일정 거리 이격되어 있는 서버시스템으로 전송할 수 있는 통신수단으로 이루어진 무선송신부(630)를 더 포함하여 구성되는 것이 바람직하다.
- [0066] 이와 같이, 상기 제어부(600)가 무선송신부(630)를 포함하여 구성될 경우 착용자가 운동하거나 일상생활을 영위하는 동안에도 근육의 운동정도를 지속적으로 모니터링 하면서 보행이나 주행 중의 소비운동에너지까지 평가할 수 있게 되어 착용자의 건강상태를 지속적으로 확인할 수 있게 된다.
- [0067] 이때, 상기 연산부(610)는 허벅지 근육의 변형에 따라 압전센서에서 발생하는 전기적 신호인 압전신호를 정류화한 후 적분함으로써, 일정 시간 동안 소비된 운동에너지를 연산하도록 구성되는 것이 바람직하다.
- [0068] 상기 압전센서를 이루는 압전성 PVDF 필름에서는 허벅지 근육의 변형에 따라 팽창하는 탄성 조임밴드와 함께 팽창하면서 전기적 신호인 양(+)의 압전신호가 발생하고, 원래의 상태로 수축하는 탄성 조임밴드와 함께 수축하면서 전기적 신호인 음(-)의 압전신호를 생성하게 된다. 이때, 허벅지 근육의 변형 정도, 즉 탄성 조임밴드와 압전성 PVDF 필름에 가해지는 외력의 세기가 클수록 발생하는 압전신호의 크기도 비례적으로 크게 나타난다. 따라서, 시간에 따른 압전신호 곡선으로 나타나는 면적의 크기를 구하여 소비된 운동에너지를 연산할 수 있게 된다.
- [0069] 상기 압전신호는 양(+)의 값과 음(-)의 값이 교대로 나타나기 때문에 압전신호 곡선 자체를 적분할 경우 0의 값이 되므로, 상기 압전성 PVDF 필름을 통하여 측정된 압전신호를 정류화하는 등 모두 양의 값을 갖는 신호곡선을 만든 후에 적분함으로써 일정시간 동안 소비된 운동에너지를 평가할 수 있게 된다.
- [0070] 또한, 상기 제어부(600)는 상기 압전센서로부터 전기적 신호를 수신하여 운동량이나 운동에너지를 연산하며, 이를 저장부에 저장하거나 무선전송하기 위한 전원을 독립적으로 공급할 수 있는 배터리 등의 전원공급부(640)를 더 포함하여 구성되는 것이 바람직하다.
- [0071] 다음에는 이와 같이 구성된 본 발명에 따른 압전센서를 제조하는 실시예를 설명한다.
- [0072] 먼저, 제1실시예에 따른 압전센서를 제조하기 위하여, 압전감지유닛(두께 52 μ m, 폭 5mm, 길이 30mm)을 도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무로 코팅(탄성층)하여 제조하였다.
- [0073] 이때, 다우코닝(Dow corning)사의 실가드/B(Sylgard/B) 실리콘 엘라스토머 키트 및 케천 블랙(Ketjen black) ECP600JD를 사용하였다. 실가드/B 실리콘 엘라스토머 키트는 주체와 촉매(경화제)로 구성된 2액형 실리콘 엘라스토머 키트이며, 케천 블랙 ECP600JD는 미세분말형 전도성 카본블랙이다.
- [0074] 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 데시게이터로 20분간 처리하였다.
- [0075] 이렇게 제조된 혼합용액을 유리판 위에 얇게 펴고, 60 ~ 80℃의 오븐에서 10 ~ 30분간 열처리하였다. 열처리된 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.

- [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] 다음에는, 제2실시예에 따른 압전센서를 제조하기 위하여, 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.
- [0078] 상기 제1실시예에서와 동일하게 다우코닝(Dow corning)사의 실가드/B 실리콘 엘라스토머 키트 및 케천 블랙 ECP600JD를 사용하였으며 전도성 카본페이스트(용제형)는 국내 KLK사 제품을 사용하였다.
- [0079] 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. 이렇게 제조된 혼합용액을 압전감지유닛의 표면에 얇게 펴고, 60 ~ 80℃의 오븐에서 30분간 열처리하였다.
- [0080] 실리콘 고무 코팅층(절연층) 표면에 KLK 사의 전도성 카본페이스트(용제형)를 얇게 펴고, 60 ~ 80℃의 오븐에서 30분간 열처리하였다. 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. 이렇게 제조된 혼합용액을 도전성 카본블랙 코팅층 위에 얇게 펴고, 60 ~ 80℃의 오븐에서 30분간 열처리하여 압전센서를 제작하였다.
- [0081] 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.
- [0082] 다음에는 본 발명에 따른 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠를 착용하고 착용자가 시속 3km, 시속 5km 및 시속 7km로 운동할 때에 근육의 운동신호를 측정하는 것을 설명한다.
- [0083] 도 6은 본 발명에 따른 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 허벅지 근육의 운동을 측정하여 나타낸 것으로서, 에크날리지 4.1에 의해서 수집된 신호데이터를 모니터로 출력한 결과를 나타낸 그래프이고, 도 7은 바이오노메딕스 EMG 모듈(Bionomadix EMG module)과 의료용 Ag/AgCl 겔전극을 이용하여 3km/h로 주행 시 허벅지의 근전도를 측정하여 나타낸 그래프이며, 도 8은 본 발명에 따른 스마트 팬츠에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 3km/h로 주행 시 허벅지 근육의 운동을 측정하여 나타낸 그래프이다.
- [0084] 또한, 도 9는 바이오노메딕스 EMG 모듈(Bionomadix EMG module)과 의료용 Ag/AgCl 겔전극을 이용하여 5km/h로 주행 시 허벅지의 근전도를 측정하여 나타낸 그래프이고, 도 10은 본 발명에 따른 스마트 팬츠에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 5km/h로 주행 시 허벅지 근육의 운동을 측정하여 나타낸 그래프이며, 도 11은 바이오노메딕스 EMG 모듈(Bionomadix EMG module)과 의료용 Ag/AgCl 겔전극을 이용하여 7km/h로 주행 시 허벅지의 근전도를 측정하여 나타낸 그래프이고, 도 12는 본 발명에 따른 스마트 팬츠에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 7km/h로 주행 시 허벅지 근육의 운동을 측정하여 나타낸 그래프이다.
- [0085] 본 발명에 따른 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠를 착용하고, 압전센서(400)를 탄성 덮개밴드(300)와 탄성 조임밴드(200)의 사이에 형성되는 삽입공간에 끼워 넣음으로써, 압전센서(400)가 탄성 조임밴드(200)의 장력에 의해 일정 정도 가압되면서 허벅지 부위에 위치할 수 있게 한다.
- [0086] 이때, 상기 압전센서를 이루는 압전성 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, Inc.)를 통하여 전압신호를 얻은 후에 데이터 수집 장치(모델 : MP150, Biopac Systems, Inc.)에 연결하여 에크날리지(AcqKnowledge) 4.1 프로그램을 사용하여 허벅지 근육의 움직임에 따라 발생하는 전기적 신호를 저장하였다.
- [0087] 피에조 필름 실험 증폭장치의 입력 임피던스(input impedance)는 1G Ω 을 사용하였으며 잡음제거를 위하여 차단 주파수(cut-off frequency)가 0.1Hz와 10Hz인 대역 필터(band pass filter)를 사용하였다. 이득(gain)은 출력

되는 입력신호의 세기에 따라 40dB까지 조절가능하지만 본 실험예에서는 0dB로 하였다. 이의 결과, 에크날리지 4.1에 의해서 수집된 신호데이터를 모니터로 출력한 결과는 도 6에 도시된 바와 같다.

[0088] 일반적으로 보행이나 주행 시 한 걸음을 땔 때마다 허벅지의 근육이 반드시 변형이 일어나야 한다. 본 실험예에서 본 발명에 따른 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠를 착용한 후 보행이나 주행 시 허벅지 근육 움직임에 따라 압전센서에서 발생하는 압전신호를 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 상기 압전센서는 오른쪽 허벅지에 위치하게 하였다.

[0089] 또한, 주행 중 허벅지의 근육 움직임에 따라 압전센서에서 발생하는 압전신호를 증강시키기 위하여 탄성 조임밴드가 착용자의 허벅지에 약간의 압력을 가할 수 있도록 허벅지 둘레 보다 15% 작은 크기로 이루어져 허벅지를 압박하면서 감쌀 수 있게 하였다. 실험기간 동안 상기 압전센서는 허벅지의 앞쪽 가운데에 위치하도록 하였고, 트레드밀(Treadmill)의 속도는 3km/h, 5km/h, 7km/h로 하였다.

[0090] 이러한 실험의 결과를 도 7 내지 12에 나타내었다. 트레드밀(Treadmill)의 속도를 달리하였을 때 측정된 EMG 신호와 압전신호를 5초간 나타낸 것이다. 도 7 및 8에서 보는 바와 같이 3km/h로 보행 시 EMG 신호와 압전신호가 5초당 4회 동일하게 나타났다. 또한 5km/h로 보행 시에도 EMG 신호와 압전신호가 5초당 5회 동일하게 나타났으며(도 9 및 10 참조), 7km/h로 주행 시에도 EMG 신호와 압전신호가 5초당 7회 동일하게 나타났다(도 11 및 12 참조). 이상과 같이 보행이나 주행에 상관없이 한 걸음당 허벅지 근육의 팽창과 이완으로 발생하는 압전센서로부터의 전기적 신호 패턴이 EMG 신호와 정확하게 동조되어 나타남을 확인하였다. 그러므로 복잡하고 불편한 EMG 전극의 착용대신에 압전센서가 구비된 스마트 팬츠를 착용하는 것 만으로도 보행이나 주행 시의 걸음 수를 측정하거나 운동량을 평가할 수 있음을 확인할 수 있게 된다.

[0091] 또한, 보행이나 주행 시 허벅지 근육의 움직임을 측정하기 위하여 상기 탄성 조임밴드를 기본 허벅지 둘레와 동일한 둘레로 형성하면 허벅지 근육의 팽창과 수축으로 야기되는 압전성 PVDF 필름의 변형이 작아서 출력신호의 크기가 매우 작아 정확한 측정이 어려워진다. 그에 따라, 상기 탄성 조임밴드는 허벅지를 일정 정도 압박할 수 있는 크기로 이루어져야 하는바, 이하 탄성 조임밴드의 적합한 크기를 결정하기 위한 실험을 설명한다.

[0092] 도 13(A), (B), (C)는 본 발명에 따른 스마트 팬츠에 압전센서를 착용하기 위한 탄성 조임밴드의 신율(elongation)을 각각 10%, 15%, 20%로 한 상태에서 5km/h로 주행 시 허벅지 근육의 운동을 측정하여 나타낸 그래프이다.

[0093] 이때, 상기 압전센서의 위치는 허벅지의 앞쪽 가운데로 고정하였다. 기본 허벅지 둘레 대비 신율이 높아지면서 압전센서가 허벅지를 더욱 조이게 되면, 동일한 허벅지 근육의 변형에 따라 압전성 PVDF 필름에서는 더 많은 변형이 발생되며, 그에 따라 압전센서에서 발생하는 압전신호의 세기도 커지게 됨을 볼 수 있다.

[0094] 도 13에 도시된 바와 같이, 5km/h로 주행 시 상기 탄성 조임밴드의 신율이 10%일 때 신호의 세기가 도 13(A)에 도시된 바와 같이 -1 ~ +1.5V 범위로 나타났으며, 15%일 때 신호의 세기가 도 13(B)에 도시된 바와 같이 -1 ~ +1.8V 범위로 나타났고, 20%일 때 신호의 세기가 도 13(C)에 도시된 바와 같이 -1.5 ~ +2V 범위로 나타남을 알 수 있었다. 이러한 실험 결과에 의할 때 상기 탄성 조임밴드의 신율이 높을수록 더 큰 압전신호가 얻어지게 됨을 확인할 수 있었다.

[0095] 그에 따라, 상기 탄성 조임밴드가 20% 신율을 갖도록 형성될 경우 15% 신율을 갖도록 형성될 경우보다 더 큰 압전신호를 얻을 수 있지만, 20% 신율의 경우는 허벅지를 조이는 정도가 커서 착용에 불편함을 초래하게 되는바, 상기 탄성 조임밴드는 기본 허벅지 둘레의 10 ~20% 신율을 갖도록 형성되는 것이 바람직하다.

[0096] 도 8, 도 10, 도 12에 나타낸 바와 같이 보행속도에 따른 근육의 움직임에 따른 압전신호의 세기 및 주기가 달라지므로 보행이나 주행 시에 소비되는 운동에너지는 시간에 따른 압전 신호 곡선의 면적의 크기에 비례할 것으로 보인다. 그런데 도 14(A)에 나타낸 바와 같이 지속 3km로 보행시 허벅지에 둘러진 압전센서는 허벅지 둘레가 증가함에 따라 양(+)의 압전 신호가 발생하면, 허벅지의 둘레가 본래의 상태로 돌아올 때는 음(-)의 압전 신호가 발생하므로 압전 신호곡선 $[V(t)]$ 를 시간에 따라 적분을 하면 "0"의 값이 얻어진다. 그러므로 도 14(A)의 $[V(t)]$ 를 정류화하여 도 14(B)와 같이 모두 양의 신호 $[|V(t)|]$ 를 만든 후에 적분[]을 한 값으로 t 시간 동안 소비된 에너지를 평가할 수 있을 것으로 본다. 도 14(C)는 3 km/h 속도로 보행시 허벅지에 장착한 압전센서의 압전신호를 정류화한 이후에 1 분 동안 적분한 값을 시간 t 에 따라 나타낸 것이다. 일정한 속도로 보행을 한다는 것은 보행 중 에너지 소비 속도가 시간에 관계없이 일정하다는 것을 의미하는데, 1 분 동안 적분한 값이 거

의 동일한 기울기를 유지한 직선을 보인 것은 이 소비된 에너지를 평가하는데 훌륭하게 사용될 수 있는 가능성을 보인 것이라 볼 수 있다.

- [0097] 도 15는 본 발명에 따른 스마트 팬츠에 구비되는 압전센서의 착용 위치를 변경하여 실험하는 것을 나타내는 예시 사진이다.
- [0098] 본 발명에 따른 근육의 운동신호 측정이 가능한 스마트 팬츠에 구비되는 압전센서는 보행이나 주행시 허벅지 근육의 움직임에 따른 허벅지의 둘레변화에 따라 압전성 PVDF 필름이 길이방향으로 늘어나거나 수축하면서 보행에 따른 압전신호를 발생하게 된다. 그런데 탄성 조임밴드의 신율(elongation)을 증가시킬 경우에는 허벅지를 수직으로 누르는 압력에 의한 압전신호도 발생하게 되므로, 그에 따른 영향을 검토하기 위해 상기 압전센서가 놓이는 위치를 변경하며 그 결과를 검토하였다.
- [0099] 도 15에서는 팬츠에서 분리된 탄성 조임밴드와 탄성 덮개밴드 만을 허벅지에 착용하면서 그 위치를 변경하였으며(도 15에서 붉은 원으로 표시된 영역에 압전센서가 위치하게 됨), 이때, 상기 탄성 조임밴드는 신율 15%로 고정하였다. 도 15에 도시된 바와 같이 허벅지의 앞쪽(A)과 뒤쪽(B), 허벅지 외측(C)과 내측(D)에 위치시켜 검토하였다. 그 결과 트레드밀 속도에 관계없이 압전센서를 허벅지 앞쪽에 위치시켰을 때 허벅지 근육의 움직임 신호가 가장 복잡하게 나타나는 것을 확인할 수 있었다. 반면에 상기 압전센서를 허벅지 뒤쪽에 위치시켰을 때는 신호가 약간 단순하게 나타났다.
- [0100] 그러나, 어느 위치에서라도 일정 속도까지는 각 걸음마다 나타나는 반복적인 신호패턴을 확인할 수 있었는데, 이러한 반복적인 신호패턴으로 시간당 걸음 수가 동일하다는 것을 확인할 수 있게 된다. 또한, 이보다 고속으로 운동할 경우 반복적인 신호패턴을 찾기 어려운 점은 있으나 이 경우에는 별도의 디지털 필터를 추가함으로써 시간당 걸음 수를 평가할 수 있을 것이다.
- [0101] 도 16에는 속도를 달리하여 주행하는 경우에도 허벅지에 두른 압전센서로부터 정류화된 압전신호의 적분값으로 소비된 에너지를 평가할 수 있는지를 확인하기 위하여 도 15에 보인 바와 같이 압전센서의 위치를 달리하여 측정된 정류화된 압전신호를 이용하여 적분한 값을 시간에 따라 플롯한 것을 나타낸 것이다. 도 16에서 보듯이 압전센서 위치가 앞쪽(A), 외측(C), 내측(D)에 위치하였을 때는 속도의 증가에 따라 적분한 값이 증가하는 것을 볼 수 있다. 하지만 압전센서가 뒤쪽(B)에 위치하였을 경우 5 km/h의 속도에서 적분 값이 7 km/h의 속도에서의 적분 값보다 약간 크게 나타나는 현상을 보이기도 하였다. 그러므로 이와 같은 결과를 통하여 보행이나 주행에 따른 소비에너지를 평가하기 위해서는 PVDF film 센서의 위치가 대단히 중요하다는 사실을 알 수 있다.
- [0102] 따라서 압전센서가 허벅지의 앞쪽과 외측에 위치하였을 경우에도 적분값이 시간에 따라 선형적인 직선의 관계를 보이면서 주행속도에 따라 직선의 기울기도 커지지만 압전센서가 허벅지 안쪽에 위치하는 경우 속도에 따른 기울기 변화가 가장 크게 나타났으므로, 보행이나 주행시에 소비되는 에너지를 평가하기 위해서 실시되는 실험에는 압전센서가 허벅지 안쪽에 위치하는 것이 타당하다고 본다.
- [0103] 이번에는 트레드밀(treadmill)에서 경사각도를 달리하여 달릴 때에도 허벅지에 두른 압전센서로부터 정류화된 압전신호의 적분값으로 소비된 에너지를 평가할 수 있는지를 확인하기 위하여 3가지의 속도 (3 km/h, 5 km/h, 7 km/h)와 평지 (0°) 및 5°의 경사를 이용하여 트레드밀(treadmill)에서 5 분 동안 주행실험을 한 결과로도 17에 나타내었다. 이때 압전센서 위치는 허벅지 안쪽에 위치시켰다. 주행속도와 경사여부에 관계없이 적분값이 시간에 대하여 직선적인 거동을 보이며, 주행속도에 관계없이 5°의 경사에서 주행실험을 한 경우 기울기가 가파르게 나타났으며, 경사여부에 관계없이 기울기는 주행속도가 증가할수록 크게 나타났다.
- [0104] 이상의 결과로부터 보행이나 주행시 본 연구에서 허벅지에 두른 압전센서로부터 측정된 정류화된 압전신호의 적분값을 보행이나 주행시 소비되는 에너지를 평가할 수 있는 다른 시험방법 (3-축 가속기 센서, 배출 탄산가스, 또는 소비 산소량을 이용하는 방법)을 사용하여 calibration함으로써 운동량을 간단히 측정을 할 수 있는 스마트 팬츠의 개발 가능성을 찾았다.
- [0105] 이처럼, 탄성 조임밴드와 압전센서를 트레이닝복과 같은 팬츠에 구비함으로써, 스마트 팬츠를 착용하고 보행하거나 뛰면 그러한 운동에 의해 발생하는 허벅지 근육의 움직임에 의해 운동정도를 확인할 수 있게 된다. 또한, 빠른 속도로 운동하거나 경사진 곳을 오르는 경우에는 허벅지 근육의 변화가 커질 수밖에 없는데, 그에 따라 늘어나거나 줄어드는 정도가 커지게 되고 그로 인한 압전신호의 측정값이 커지는 것을 확인함으로써 착용자의 운동정도와 운동시 소모된 에너지를 보다 정확하게 평가할 수 있게 된다.
- [0106] 또한, 상기 압전센서의 제1실시예와 제2실시예에서 외부의 전기적인 잡음제거 특성을 조사하기 위하여 제1 및

제2실시예에 따라 제조된 압전센서를 책상위에 놓은 뒤 2대의 피에조 필름 실험 증폭장치(Piezo Film Lab Amplifier, Measurement Specialties, Inc.)에 각각 연결하고 에크날리지(AcqKnowledge) 4.1 프로그램을 사용하여 각 센서의 배경신호를 측정하였다. 이때 피에조 필름 실험 증폭장치의 입력 임피던스(input impedance)는 $1G\Omega$ 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.

[0107] 도 18은 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 10Hz로 한 경우 제1실시예의 압전센서로부터의 배경신호를 나타낸 것이고, 도 19는 동일한 조건에서 제1실시예의 압전센서로부터의 배경신호를 나타낸 것이다. 두 경우 모두 고주파의 잡음신호는 무시할 수 있을 정도로 작게 관찰되었다. 그러나 제1실시예의 압전센서로부터의 배경신호 베이스라인이 저주파수의 상하 드리프트 현상을 보이고 있는 반면에 제2실시예의 압전센서로부터의 배경신호 베이스라인은 일직선으로 어떤 저주파수의 드리프트 현상도 전혀 보이지 않았다.

[0108] 도 20은 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 100Hz로 한 경우 제1실시예의 압전센서로부터의 배경신호를 나타낸 것이고, 도 21은 도 20과 동일한 조건에서 제2실시예의 압전센서로부터의 배경신호를 나타낸 것이다. 이 경우에는 두 압전센서 간의 배경신호에 엄청난 차이를 볼 수 있다. 제1실시예의 압전센서의 경우는 V_{p-p} 가 0.4V인 60Hz의 교류전기 신호잡음이 뚜렷하게 나타난 반면에 제2실시예의 압전센서로부터는 V_{p-p} 가 0.004V로 매우 작은 60Hz의 교류전기 신호가 나타났다. 이것으로 보아 제2실시예에서 제시한 바와 같이 제조된 압전센서가 전자파 차폐효과가 훨씬 큼으로써 저잡음의 맥파신호, 호흡신호, 근육의 움직임 신호를 정확하게 얻을 수 있음을 예상할 수 있다.

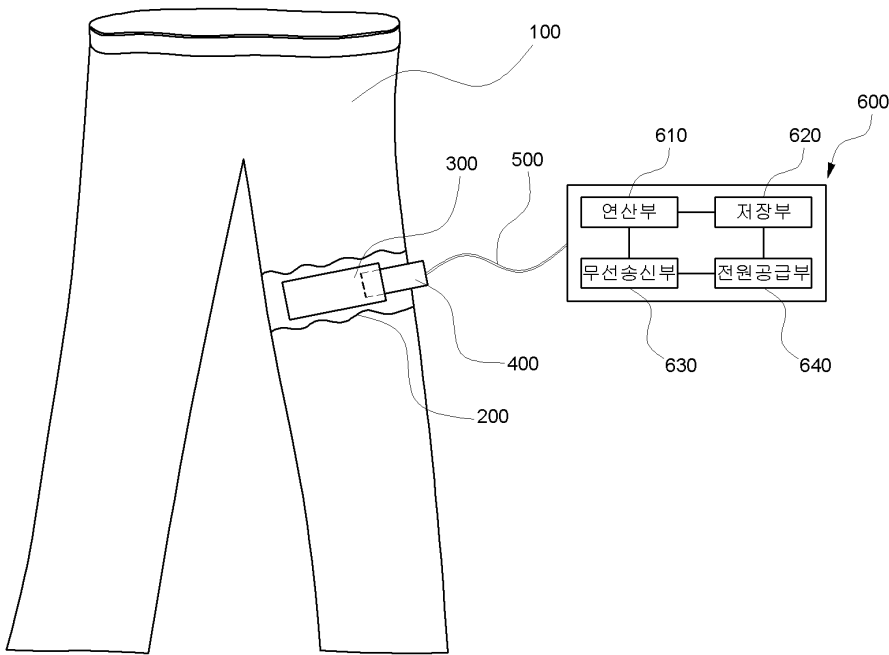
[0109] 이상에서는 본 발명에 대한 기술사상을 첨부 도면과 함께 서술하였지만 이는 본 발명의 바람직한 실시예를 예시적으로 설명한 것이지 본 발명을 한정하는 것은 아니다. 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 이라면 누구나 본 발명의 기술적 사상의 범주를 이탈하지 않는 범위 내에서 다양한 변형 및 모방이 가능함은 명백한 사실이다.

부호의 설명

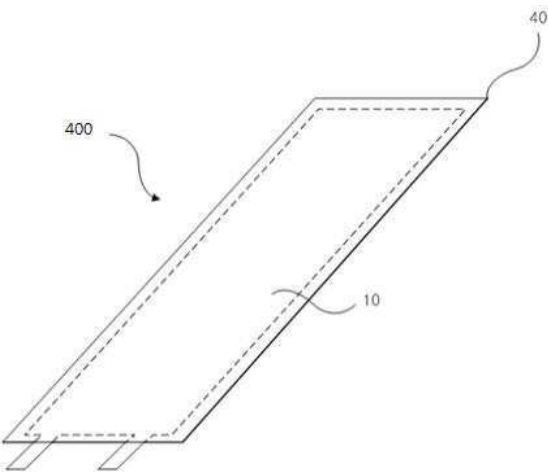
[0110]	100 - 트레이닝복	200 - 탄성 조임밴드
	300 - 탄성 덮개밴드	400 - 압전센서
	500 - 차폐신호 전송선	600 - 제어부
	610 - 연산부	620 - 저장부
	630 - 무선송신부	640 - 전원공급부
	10 - 압전감지유닛	11 - 압전성 PVDF 필름
	12 - 전극	20 - 절연층
	30 - 도전층	40 - 탄성층

도면

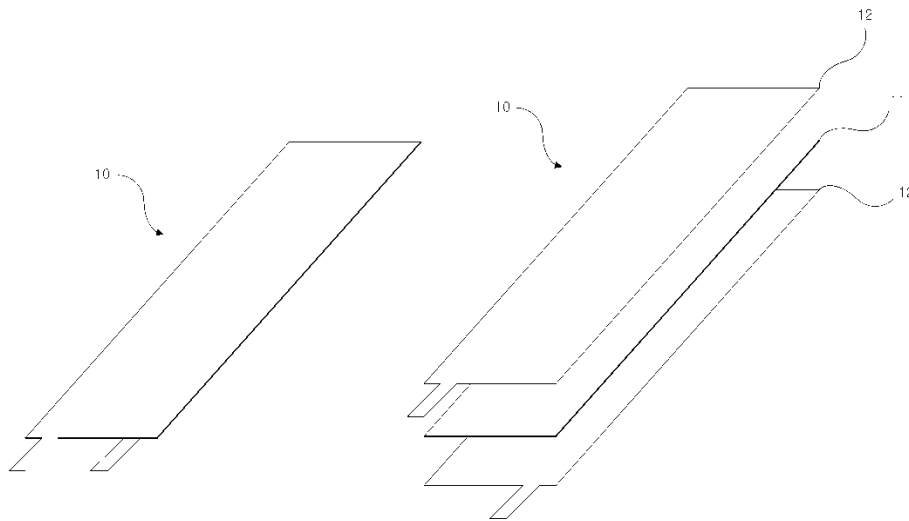
도면1



도면2



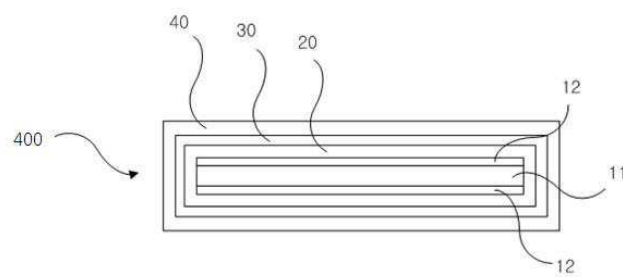
도면3



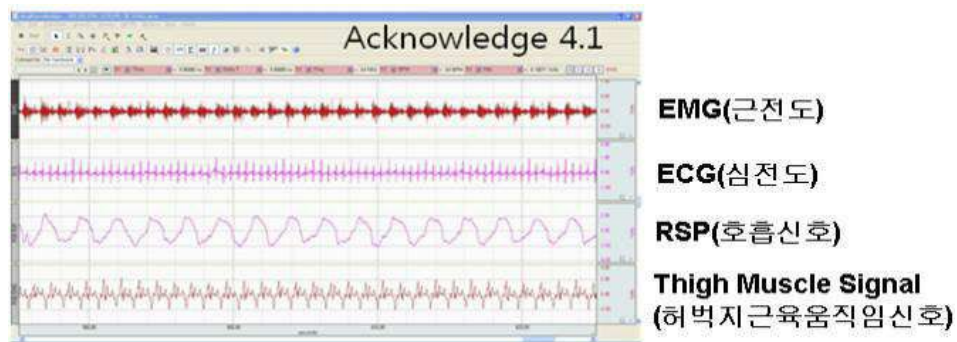
도면4



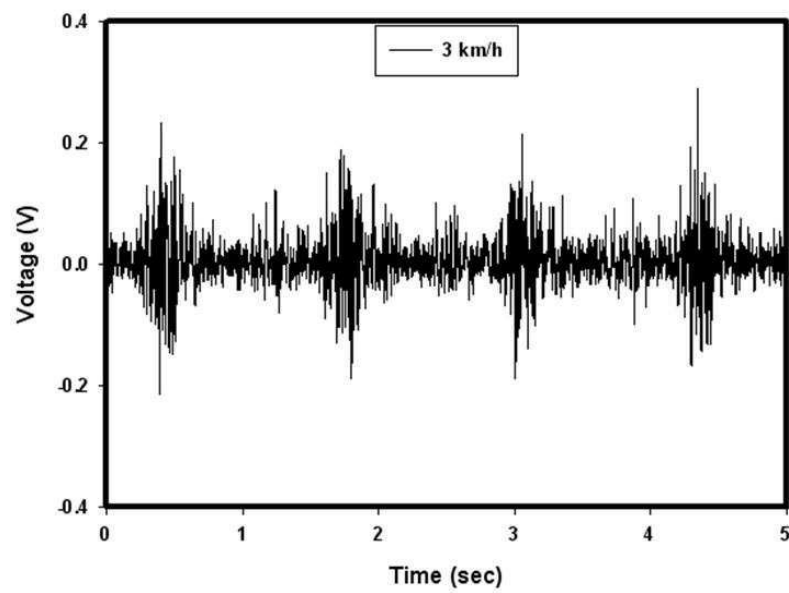
도면5



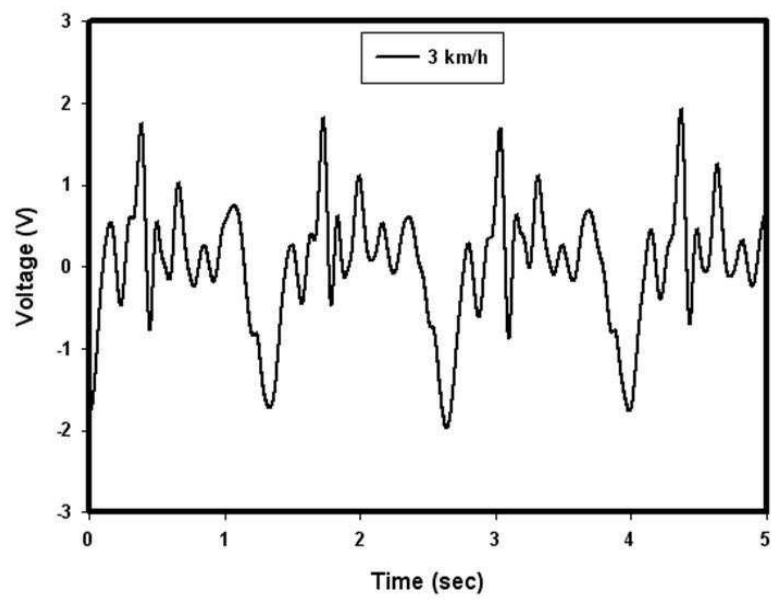
도면6



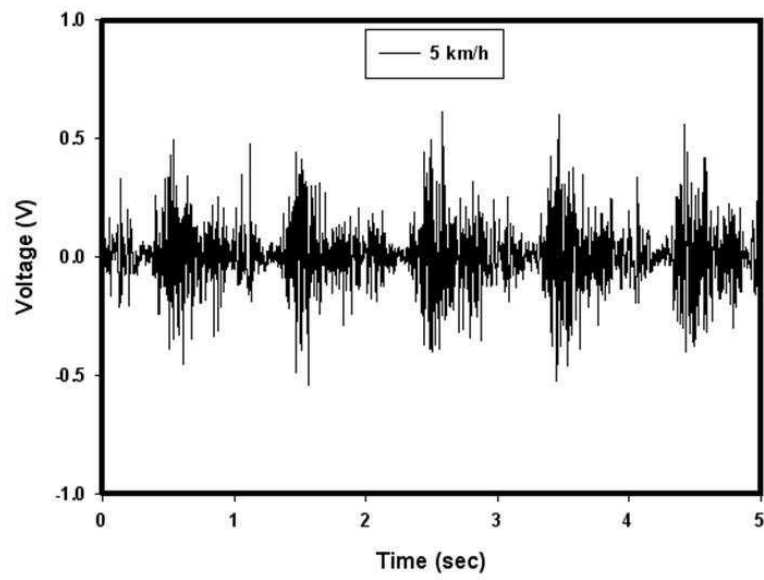
도면7



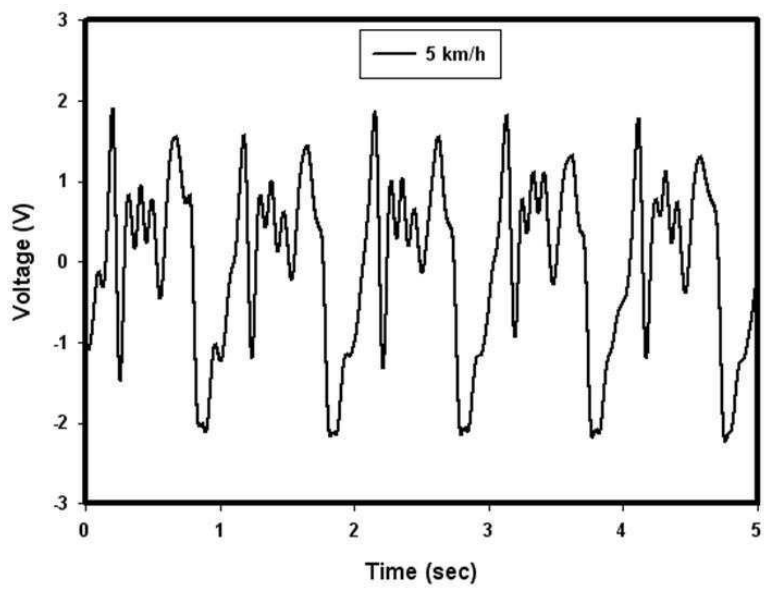
도면8



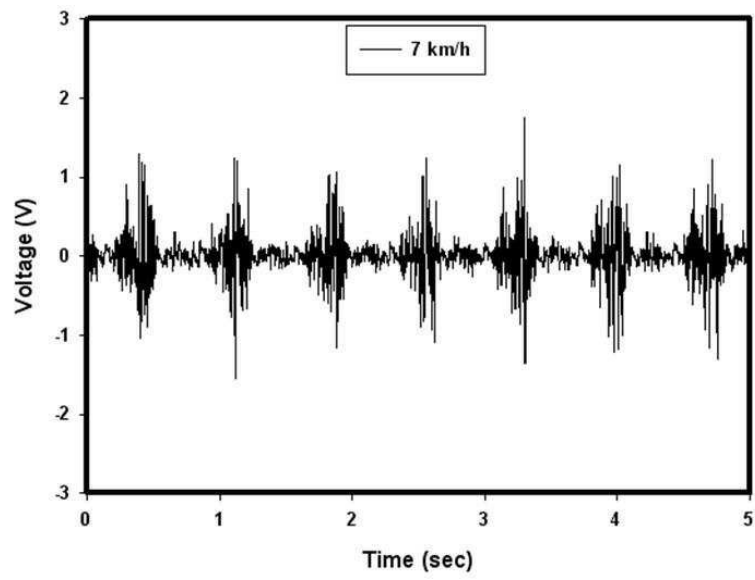
도면9



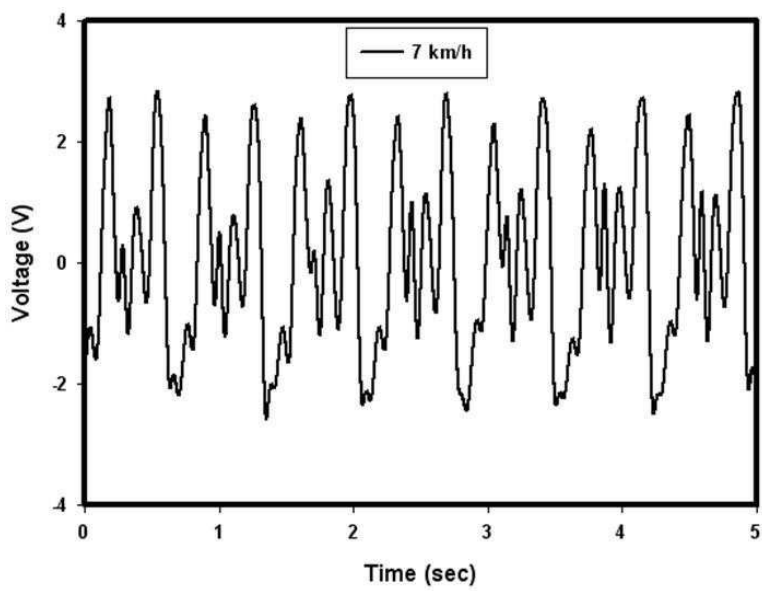
도면10



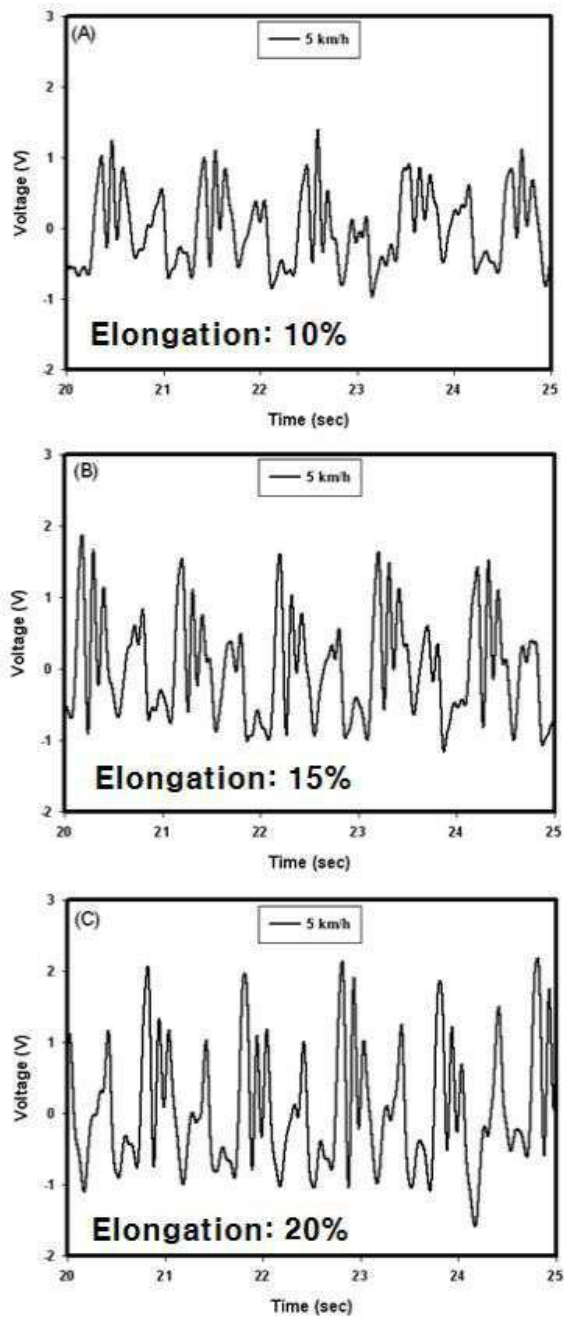
도면11



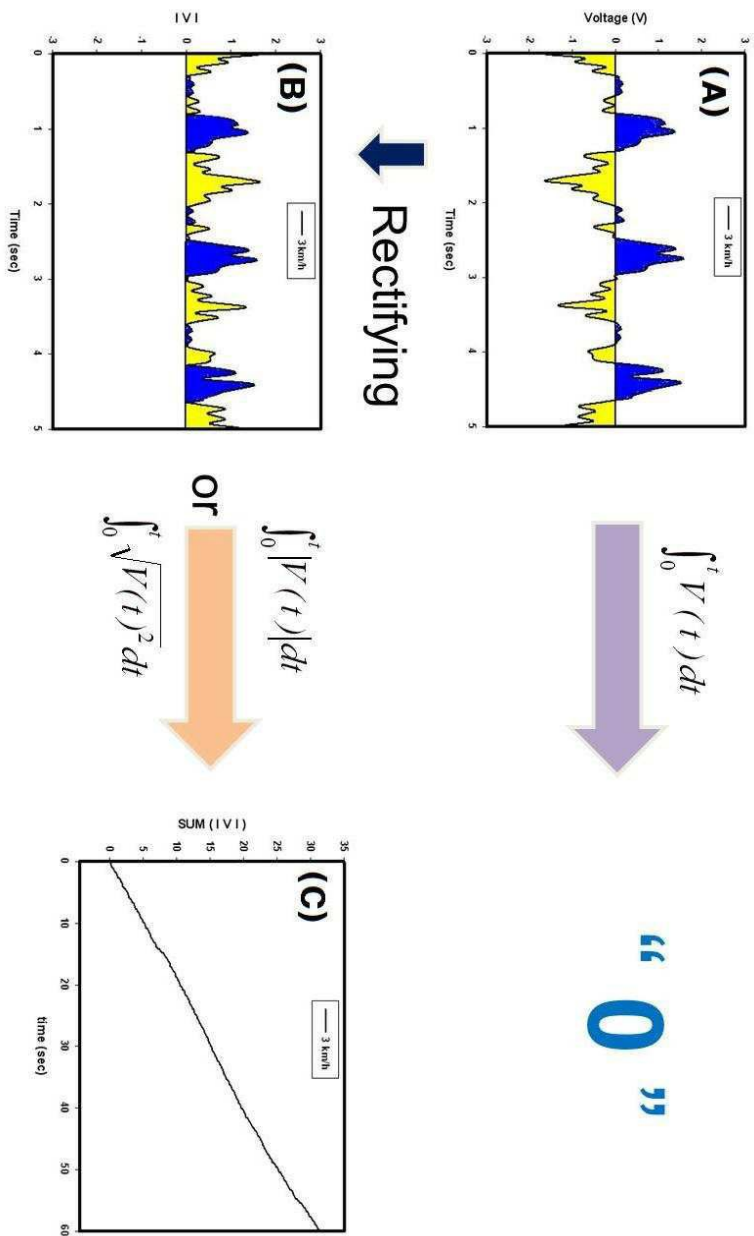
도면12



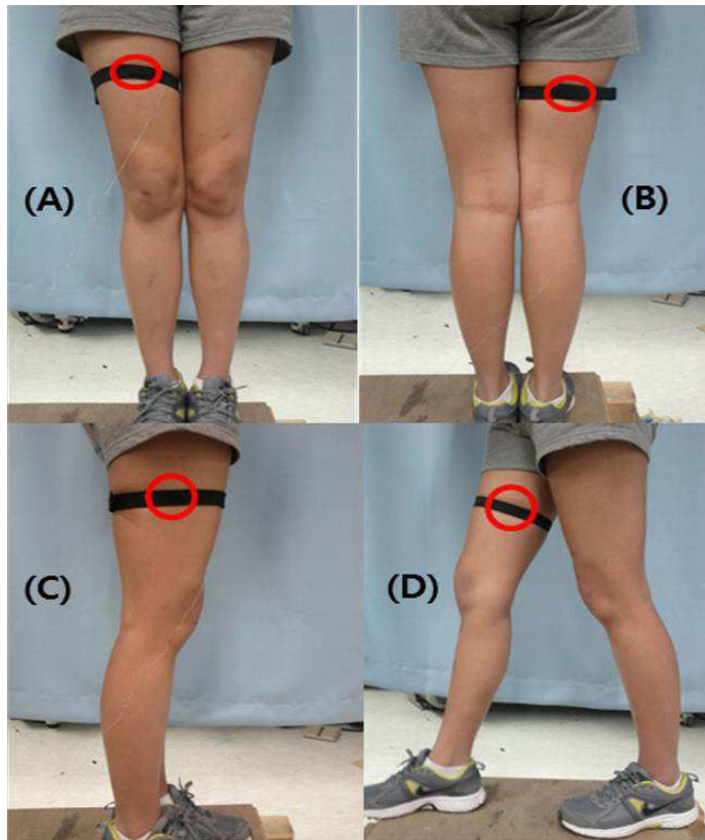
도면13



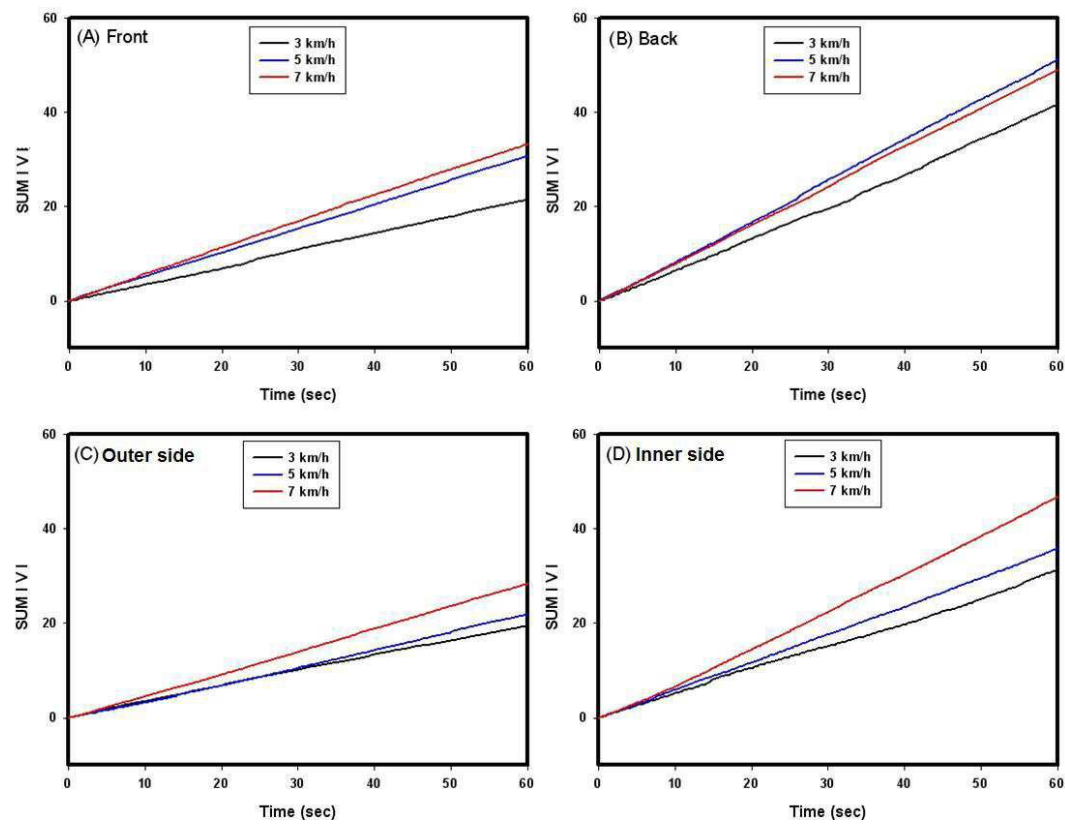
도면14



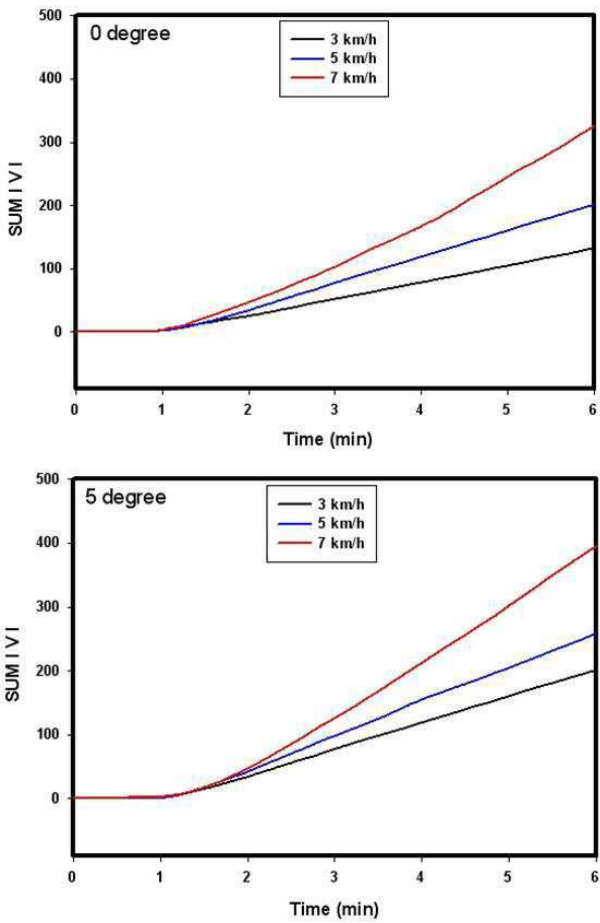
도면15



도면16

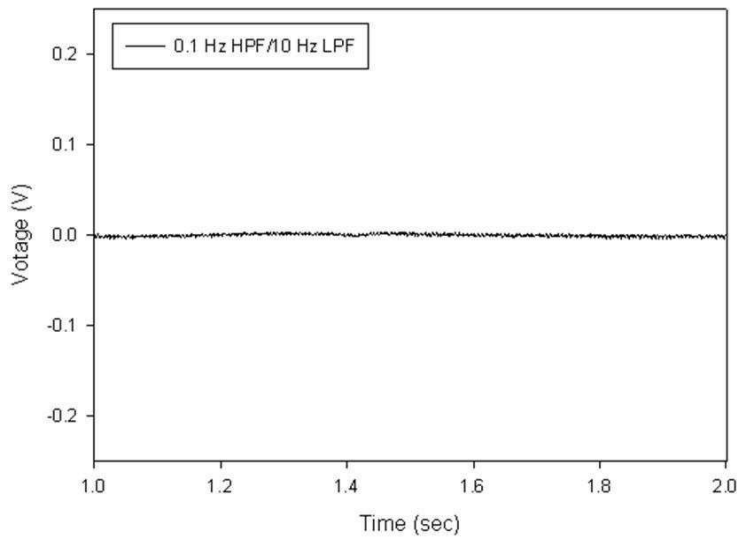


도면17

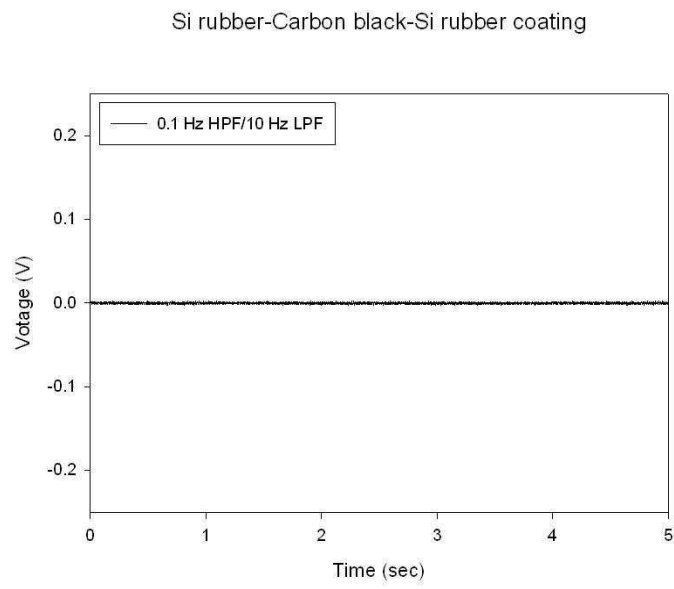


도면18

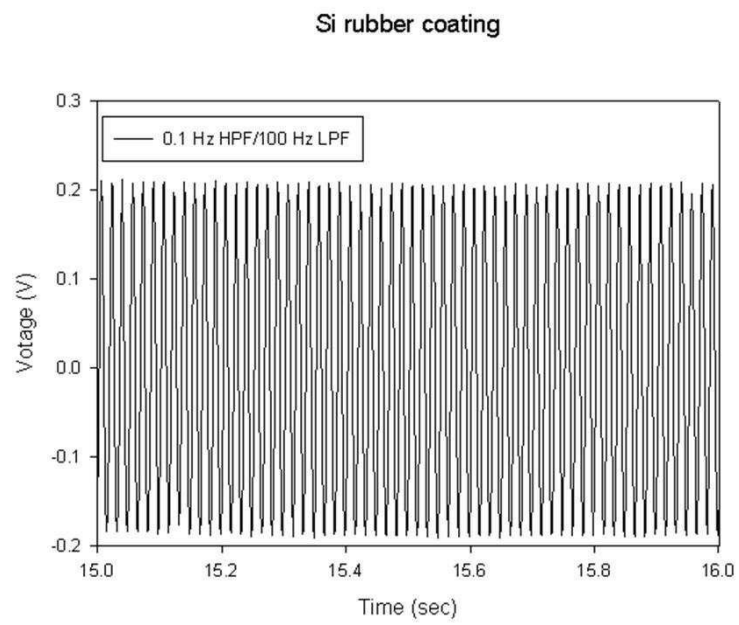
Si rubber coating



도면19



도면20



도면21

Si rubber-Carbon black-Si rubber coating

