(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2014년04월21일
(11) 등록번호 10-1384761
(24) 등록일자 2014년04월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A41C 3/00 (2006.01) *A41C 3/12* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-0141368
(22) 출원일자 2012년12월06일
심사청구일자 2012년12월06일
(56) 선행기술조사문헌
KR1020060091188 A
KR101057824 B1
KR101023446 B1
JP2009510276 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
전남 순천시 청사3길 28, 2층 (저전동)
안유진
인천광역시 강화군 길상면 온수리 520번지
(74) 대리인
이종우

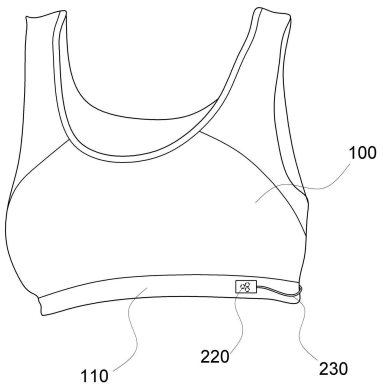
전체 청구항 수 : 총 14 항 심사관 : 최봉돈

(54) 발명의 명칭 **호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라**

(57) 요 약

본 발명은 스포츠 브라에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 피부에 미치는 자극을 최소화하면서 반복적인 사용이 가능한 건식 전극으로 이루어진 심전도 측정부를 탈착 가능한 아일렛 형태로 구비함과 아울러, 호흡시 발생되는 흉곽의 수축 팽창을 인식할 수 있는 압전센서로 이루어진 호흡 측정부를 삽입가능하게 구비함으로써, 하나의 스포츠 브라를 착용하는 것만으로도 일상생활 또는 운동시의 심전도(ECG) 신호와 호흡 거동을 동시에 측정할 수 있는 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라에 관한 것이다.

대 표 도 - 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

가슴 아래쪽에 신체에의 밀착을 위한 탄성밴드가 구비된 스포츠 브라에 있어서,

상기 탄성밴드의 내측에서 신체를 향하여 설치되고 심장 근육의 수축이완으로 생성되는 신체 부위에서의 전위차를 측정하기 위해 이격 설치되어 있는 건식 전극으로 구성되며, 상기 건식 전극은 신체에 접촉되어 심전도 신호에 의해 발생되는 전기적 신호를 감지하도록 가열 및 가압에 의한 열융착으로 형성되는 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름으로 이루어진 심전도 측정부;

상기 탄성밴드에 설치되어 착용자의 호흡시 발생되는 흉곽의 움직임에 따라 팽창하거나 수축하는 탄성밴드와 함께 연신하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서로 이루어진 호흡 측정부; 및

상기 심전도 측정부를 이루는 건식 전극에서 전송되는 전기적 신호를 수신하여 심전도(ECG) 신호를 연산하는 심전도 제어부와, 상기 호흡 측정부를 이루는 압전센서에서 전송되는 전기적 신호를 수신하여 호흡 거동을 판단하는 호흡 제어부로 이루어진 제어부를 포함하여 구성되는 것을 특징으로 하는 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 심전도 측정부는,

상기 탄성밴드의 내측에 고정되어 있는 암아일렛;

신체에서 발생되는 전기적 신호를 감지하는 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름으로 이루어져, 상기 암아일렛에 탈착 결합 가능한 숫아일렛의 외면을 감싸는 건식 전극; 및

상기 건식 전극에 연결되어 감지된 전기적 신호를 상기 제어부를 이루는 심전도 제어부로 전송하는 도선을 포함하여 구성되는 것을 특징으로 하는 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름은 섬유 형성능이 있는 고분자가 유기용매에 혼합되어 있는 전기방사액을 전기방사하여 나노섬유 웹을 형성하고, 상기 나노섬유 웹을 에탄올에 적셔서 무전해 은도금액이 나노섬유 내부로 투입되게 한 후, 은도금 처리된 나노섬유 웹을 가열 및 가압하여 형성되는 것을 특징으로 하는 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 건식 전극은 (+)전극, (-)전극 및 접지 전극을 각각 형성할 수 있도록 총 3조의 건식 전극으로 형성되고, 각 조의 건식 전극은 숫아일렛 형태로 이루어진 세 개의 전극을 삼각형 모양으로 배치하여 형성되는 것을 특징으로 하는 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 (+) 전극이 결합되는 암아일렛은 심장이 위치하는 왼쪽 가슴 아래쪽의 탄성밴드 내측에 설치되고, 상기 (-) 전극이 결합되는 암아일렛은 왼쪽 등 아래쪽의 탄성밴드 내측에 설치되고, 상기 접지 전극이 결합되는 암아일렛은 오른쪽 등 아래쪽의 탄성밴드 내측에 설치되도록 구성되는 것을 특징으로 하는 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라.

청구항 6

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 호흡 측정부는,

상기 탄성밴드에 일 측이 개방된 상태로 덧대어져 삽입공간을 형성하는 덮개밴드;

상기 삽입공간에 끼워져 스포츠 브라 착용자의 호흡시 흉곽의 움직임에 따라 팽창하거나 수축하는 탄성밴드와 함께 늘어나거나 원상태로 복귀하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서; 및

상기 압전센서에서 발생된 전기적 신호를 상기 제어부를 이루는 호흡제어부로 전송하는 차폐신호 전송선을 포함하여 구성되는 것을 특징으로 하는 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라.

청구항 7

제6항에 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 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 탄성층의 두께는 0.1 내지 1㎜이고, 상기 압전센서의 총 두께는 0.2 내지 2㎜인 것을 특징으로 하는 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라.

청구항 9

제7항에 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 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 절연층은 실리콘 고무 조성물로 이루어지는 것을 특징으로 하는 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라.

청구항 11

제9항에 있어서,

상기 도전층은 도전성 카본블랙이 30중량% 이상 함유되는 것을 특징으로 하는 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라.

청구항 12

제9항에 있어서,

상기 절연층의 두께가 0.01 내지 0.2㎜이며, 도전층의 두께가 0.01 내지 0.2㎜이고, 탄성층의 두께가 0.1 내지

1㎜이며, 상기 압전센서의 총 두께가 0.2 내지 2㎜인 것을 특징으로 하는 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라.

청구항 13

제6항에 있어서,

상기 차폐신호 전송선은 전기적 신호를 전송하는 도체로 이루어진 심사가 내부에 놓이고, 그 둘레를 절연층/차폐선/절연층 순으로 순차적으로 감싸도록 구성되는 것을 특징으로 하는 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라.

청구항 14

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 제어부는,

상기 건식 전극으로부터 획득한 전기적 신호나, 상기 압전센서로부터 획득한 전기적 신호를 저장하는 메모리로 이루어진 저장부; 및

상기 건식 전극으로부터 획득한 전기적 신호나, 상기 압전센서로부터 획득한 전기적 신호를 무선으로 연결되어 있는 착용자의 스마트폰이나, 일정 거리 이격되어 있는 서버시스템으로 전송할 수 있는 통신수단으로 이루어진 무선송신부를 더 포함하여 구성되는 것을 특징으로 하는 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라.

명 세 서

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 스포츠 브라에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 피부에 미치는 자극을 최소화하면서 반복적인 사용이 가능한 건식 전극으로 이루어진 심전도 측정부를 탈착 가능한 아일렛 형태로 구비함과 아울러, 호흡시 발생되는 흉곽의 수축 팽창을 인식할 수 있는 압전센서로 이루어진 호흡 측정부를 삽입가능하게 구비함으로써, 하나의 스포츠 브라를 착용하는 것만으로도 일상생활 또는 운동시의 심전도(ECG) 신호와 호흡 거동을 동시에 측정할 수 있는 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라에 관한 것이다.

배 경 기 술

[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 심전도와 근전도를 측정하기 위해 사용되던 센서전극은 피부와 긴밀한 접착성을 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 ECG 신호의 품질이 떨어지는 문제점과, 한 번 피부에 부착하여 사용한 후에는 겔 전극의 접착력이 떨어지게 되어 반복 사용이 어려우므로 일회용으로 밖에 사용할 수 없는 문제점이 있었는바, 종래의 Ag/AgCl 겔 전극을 반복적인 사용이 요구되는 스마트 의류의 전극으로는 사용하기 어려운 문제점이 있었다.

[0005] 또한, 종래에는 맥파를 측정할 수 있는 기존의 상용 센서로 광학적 특성을 이용하여 혈관에 흐르는 혈류량을 측정하는 광용적맥파측정(photoplethysmograph, PPG) 센서 또는 인체의 산소포화도를 측정하는데 널리 쓰이는 SpO_2 센서가 사용되고 있지만, 이 센서들은 광원과 광량검출을 위한 광다이오드를 사용하기 때문에 크기가 크고 딱딱하며, 손가락 등에 집게형태로 장착하여야 하므로, 착용 후 자유로운 활동이 가능하여야 하는 스마트 의류 등에 직접 적용하기는 매우 곤란한 문제점이 있었다.

[0006] 그에 따라, 단순히 의복을 착용하고 운동하거나 생활할 수 있게 하여 운동이나 생활 중의 호흡을 상시 측정할

수 있게 한 형태의 센서나, 이러한 센서가 적용된 스마트 의복은 상용화되고 있지 못한 실정이다.

[0007] 다만, 본 발명자는 대한민국등록특허 제10-1023446호에서 호흡이나 맥파에 의해 발생되는 자극에 의해 신체의 특정부위를 조이고 있던 탄성밴드가 늘어나거나 줄어듦에 따라 함께 연신하면서 발생되는 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.

[0008] 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 발생되는 움직임만을 감지할 수 있으므로, 착용자가 보행하거나 운동하는 등 일상적인 생활을 영위할 경우에는 착용자의 움직임에 의해 발생되는 동잡음(motion artifact)에 의해 정확한 호흡거동을 측정하기 어려운 문제점이 있었다.

[0009] 또한, 종래의 '연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서'는 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 어려운 문제점이 있었다.

[0010] 또한, 종래의 '연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서'는 병원 등에서 수술 중 마취상태에 있는 환자의 정상적인 호흡여부를 확인하기 위해 사용될 수 있는데, 이 경우 치과 수술용 드릴 등 수술장비의 동작으로 인해 발생되는 움직임이나 기타 전기적인 잡음 신호에 의해 센서에서 감지되는 전기적 신호에 노이즈가 발생되므로 정확한 호흡거동을 측정하기 어려운 문제점이 있었다.

[0011] 따라서, 이러한 종래의 '연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서'는 착용자가 입고 걷거나 움직이면서 일상생활을 영위해야 하는 스마트 의류에 적용하기 어려운 문제점이 있었다.

[0012] 또한, 종래에는 대한민국등록특허 제10-0857275호에서 전도성 섬유로 구성되는 여러 센서 등으로 이루어진 생체신호 측정모듈을 의류에 부착하여 ECG 신호와 호흡을 측정할 수 있게 한 '생체신호 측정기능을 갖는 스마트의류'가 개시된 바 있다.

[0013] 그러나, 종래의 '생체신호 측정기능을 갖는 스마트의류'에서는 종래에 ECG 신호 측정을 위해 사용되던 겔 전극을 의류에 적용할 경우에 발생될 수 있는 상술한 문제점과, 호흡측정을 위한 센서를 일상생활을 영위해야 하는 의류에 적용할 경우에 발생될 수 있는 상술한 문제점을 인식하고 있지 못한 바, 겔 전극 사용으로 인한 반복사용 불가능의 문제점과, 의류 착용후 일상생활 영위시 발생되는 동잡음(motion artifact)에 의한 정확한 호흡거동 측정의 어려움에 대한 문제점을 그대로 포함하고 있다고 할 것이다.

[0014] 따라서, 반복적으로 입고 벗으며 사용할 수 있을 뿐만 아니라, 일상적인 생활을 영위하면서도 심전도(ECG) 신호와 호흡 거동을 안정적이고 정확하게 함께 측정할 수 있는 스마트 의류가 여전히 요청되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0015] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는, 피부에 미치는 자극을 최소화하면서 반복적인 사용이 가능한 건식 전극으로 이루어진 심전도 측정부를 탈착 가능한 아일렛 형태로 구비함과 아울러, 호흡시 발생되는 흉곽의 수축 팽창을 인식할 수 있는 압전센서로 이루어진 호흡 측정부를 삽입가능하게 구비하여 하나의 스포츠 브라를 착용하는 것만으로도 일상생활 또는 운동시의 심전도(ECG) 신호와 호흡 거동을 동시에 측정할 수 있게 한 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 제공함에 있다.

[0016] 또한, 본 발명은 압전센서를 이루는 압전성 PVDF 필름의 상부와 하부에 카본블랙이 포함된 실리콘 고무 코팅층을 단일층 또는 다중층의 형태로 형성함으로써, 스포츠 브라 착용자의 움직임에 따른 동잡음이나 주변 장치에 의한 전기적인 잡음에 의한 영향을 최소화하여 정확한 호흡 거동을 측정할 수 있게 한 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 제공함에 있다.

과제의 해결 수단

[0017] 상기 과제를 해결하기 위한 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라는, 가슴 아래쪽에 신체에의 밀착을 위한 탄성밴드가 구비된 스포츠 브라에 있어서, 상기 탄성밴드의 내측에서 신체를 향하여 설치되고 심장 근육의 수축이완으로 생성되는 신체 부위에서의 전위차를 측정하기 위해 이격 설치되어 있는 건식 전극으로 이루

어진 심전도 측정부; 상기 탄성밴드에 설치되어 착용자의 호흡시 발생되는 흉곽의 움직임에 따라 팽창하거나 수축하는 탄성밴드와 함께 연신하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서로 이루어진 호흡 측정부; 및 상기 심전도 측정부를 이루는 건식 전극에서 전송되는 전기적 신호를 수신하여 심전도(ECG) 신호를 연산하는 심전도 제어부와, 상기 호흡 측정부를 이루는 압전센서에서 전송되는 전기적 신호를 수신하여 호흡 거동을 판단하는 호흡 제어부로 이루어진 제어부를 포함하여 구성되는 것을 특징으로 한다.

[0018] 상기 심전도 측정부는,

[0019] 상기 탄성밴드의 내측에 고정되어 있는 암아일렛; 신체에서 발생되는 전기적 신호를 감지하는 전도성의 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름으로 이루어져, 상기 암아일렛에 탈착 결합 가능한 숫아일렛의 외면을 감싸는 건식 전극; 및 상기 건식 전극에 연결되어 감지된 전기적 신호를 상기 제어부를 이루는 심전도 제어부로 전송하는 도선을 포함하여 구성되는 것을 특징으로 한다.

[0020] 이때, 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름은 섬유 형성능이 있는 고분자가 유기용매에 혼합되어 있는 전기방사액을 전기방사하여 나노섬유 웹을 형성하고, 상기 나노섬유 웹을 에탄올에 적셔서 무전해 은도금액이 나노섬유 내부로 투입되게 한 후, 은도금 처리된 나노섬유 웹을 가열 및 가압하여 형성되는 것을 특징으로 한다.

[0021] 또한, 상기 건식 전극은 (+)전극, (-)전극 및 접지 전극을 각각 형성할 수 있도록 총 3조의 건식 전극으로 형성되고, 각 조의 건식 전극은 숫아일렛 형태로 이루어진 세 개의 전극을 삼각형 모양으로 배치하여 형성되는 것을 특징으로 한다.

[0022] 또한, 상기 호흡 측정부는,

[0023] 상기 탄성밴드에 일 측이 개방된 상태로 덧대어져 삽입공간을 형성하는 덮개밴드; 상기 삽입공간에 끼워져 스포츠 브라 착용자의 호흡시 흉곽의 움직임에 따라 팽창하거나 수축하는 탄성밴드와 함께 늘어나거나 원상태로 복귀하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서; 및 상기 압전센서에서 발생된 전기적 신호를 상기 제어부를 이루는 호흡제어부로 전송하는 차폐신호 전송선을 포함하여 구성되는 것을 특징으로 한다.

[0024] 이때, 상기 압전센서는,

[0025] 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛; 및 상기 압전감지유닛을 감싸는 탄성층을 포함하여 구성되며; 상기 탄성층(40)은 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 이루어지는 것을 특징으로 한다.

[0026] 또한, 상기 압전센서는,

[0027] 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 것이 바람직하다.

[0028] 이때, 상기 절연층은 실리콘 고무 조성물로 이루어지고, 상기 도전층은 도전성 카본블랙이 30중량% 이상 함유되는 것을 특징으로 한다.

[0029] 또한, 상기 차폐신호 전송선은 전기적 신호를 전송하는 도체로 이루어진 심사가 내부에 놓이고, 그 둘레를 절연층/차폐선/절연층 순으로 순차적으로 감싸도록 구성되는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0030] 본 발명은 피부에 미치는 자극을 최소화하면서 반복적인 사용이 가능한 건식 전극으로 이루어진 심전도 측정부를 탈착 가능한 아일렛 형태로 구비함과 아울러, 호흡시 발생되는 흉곽의 수축 팽창을 인식할 수 있는 압전센서로 이루어진 호흡 측정부를 삽입가능하게 구비하여 하나의 스포츠 브라를 착용하는 것만으로도 일상생활 또는 운동시의 심전도(ECG) 신호와 호흡 거동을 동시에 측정할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0031] 도 1은 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라의 정면 사시도.

도 2는 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라의 후면 사시도.

도 3은 본 발명에 따른 심전도 측정부가 구비된 스포츠 브라를 나타내는 사진.

도 4는 본 발명에 따른 심전도 측정부를 이루는 건식 전극의 예시 사진.

도 5는 본 발명에 따른 호흡 측정부를 이루는 압전센서의 사시도.

도 6은 본 발명에 따른 호흡 측정부의 압전센서를 이루는 압전감지유닛의 사시도 및 분해도.

도 7은 본 발명에 따른 호흡 측정부를 이루는 압전센서의 제1실시예를 나타내는 횡단면도

도 8은 본 발명에 따른 호흡 측정부를 이루는 압전센서의 제2실시예를 나타내는 횡단면도.

도 9는 일반적인 겔 전극을 이용하여 측정한 전형적인 ECG 신호의 그래프.

도 10은 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 착용하고 가만히 정지한 상태(0 ㎞/h)에서 측정된 ECG 신호를 나타내는 그래프.

도 11은 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 착용하고 5㎞/h의 속도로 이동하는 상태에서 측정된 ECG 신호(A)와, 종래의 겔 전극을 이용하여 측정한 ECG 신호(B)를 나타내는 그래프.

도 12는 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 착용하고 7㎞/h의 속도로 달리는 상태에서 측정된 ECG 신호(A)와, 종래의 겔 전극을 이용하여 측정한 ECG 신호(B)를 나타내는 그래프.

도 13은 본 발명에 따른 호흡 측정부에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 호흡을 측정한 것으로서, 에크날리지 4.1에 의해서 수집된 신호데이터를 모니터로 출력한 결과를 나타낸 그래프.

도 14는 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 착용하고 가만히 정지한 상태(0 ㎞/h)에서 측정된 호흡거동을 나타내는 그래프.

도 15는 종래에 상용화된 제피르 바이오하니스(Zephyr BioHarness™) 시스템을 이용하여 측정한 호흡거동을 나타내는 그래프.

도 16은 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 착용하고 5㎞/h의 속도로 이동하는 상태에서 측정된 호흡거동을 나타내는 그래프.

도 17은 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 착용하고 7㎞/h의 속도로 달리는 상태에서 측정된 호흡거동을 나타내는 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.

도 22는 본 발명에 따른 압전센서의 제1실시예를 적용한 호흡 측정부로부터 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 100Hz로 한 경우에 측정된 호흡신호를 나타내는 그래프.

도 23은 본 발명에 따른 압전센서의 제2실시예를 적용한 호흡 측정부로부터 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 100Hz로 한 경우에 측정된 호흡신호를 나타내는 그래프.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0032] 이하에서는 본 발명의 구체적인 실시예를 도면을 참조하여 상세히 설명하도록 한다.

[0033] 도 1은 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라의 정면 사시도이고, 도 2는 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라의 후면 사시도이다.

[0034] 도 1 및 도 2를 참조하면, 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라는, 가슴 아래쪽에

신체에의 밀착을 위한 탄성밴드가 구비된 스포츠 브라(100)와, 상기 탄성밴드의 내측에서 신체를 향하여 설치되고 심장 근육의 수축이완으로 생성되는 신체 부위에서의 전위차를 측정하기 위해 이격 설치되어 있는 심전도 측정부(200)와, 상기 탄성밴드에 설치되어 착용자의 호흡시 발생되는 흉곽의 움직임에 따라 팽창하거나 수축하는 탄성밴드와 함께 연신하면서 전기적 신호를 생성하는 호흡 측정부(300)와, 상기 심전도 측정부와 호흡 측정부에서 전송되는 전기적 신호에 의해 착용자의 심전도(ECG) 신호와 호흡 거동을 판단하는 제어부(400)를 포함하여 구성된다.

[0035] 상기 스포츠 브라(100)는 운동시 가슴과 브라의 움직임을 줄여주어 활동을 편하게 해주는 의류로서, 가슴과 브라를 신체에 밀착시키도록 가슴 아래에 탄성밴드(110)가 구비된 통상적인 스포츠 브라로 구성된다. 상기 스포츠 브라는 종래에는 운동시 가슴의 움직임에 불편함을 느끼던 여성이 주된 이용자라 할 것이지만, 본 발명에 따른 스포츠 브라는 가슴의 움직임 방지를 넘어 반복적인 심전도 측정과 호흡 거동의 측정이 가능하게 됨으로써, 운동시 자신의 심전도와 호흡을 측정하고자 하는 남성층까지 그 이용자층이 넓게 확대될 수 있는바, 종래에 사용되던 여성용 스포츠 브라보다는 넓은 종류의 의류를 지칭하는 것으로 사용된다.

[0036] 상기 심전도 측정부(200)는 상기 탄성밴드의 내측에 고정되어 있는 암아일렛(210)과, 신체에서 발생되는 전기적 신호를 감지하는 전도성 물질로 이루어지고 상기 암아일렛에 탈착 결합 가능한 숫아일렛을 감싸는 건식 전극(220)과, 상기 건식 전극에 연결되어 감지된 전기적 신호를 상기 제어부를 이루는 심전도 제어부로 전송하는 도선(230)을 포함하여 구성된다.

[0037] 이때, 상기 암아일렛(eyelet)(210)은 건식 전극이 탈착 가능하게 결합되는 결합수단으로서, 신체의 움직임에도 불구하고 결합되어 있는 건식 전극을 신체에 밀착시킬 수 있도록 신체를 가압하는 탄성밴드(110)의 내측에 설치된다.

[0038] 상기 건식 전극(220)은 상기 암아일렛(210)에 탈착 가능하게 결합 및 분리될 수 있는 결합수단인 숫아일렛(eyelet)(221)의 외면을 감싸는 전도성의 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름(222)으로 구성된다. 그에 따라, 상기 건식 전극(220)은 상기 암아일렛(210)에 결합된 상태에서 피부를 향하게 되므로 스포츠 브라(100) 착용시 신체에 접촉되어 전위를 측정하게 된다.

[0039] 이때, 상기 은도금 PVDF(압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드) 나노섬유 웹 필름(222)은 섬유 형성능이 있는 고분자가 유기용매에 혼합되어 있는 전기방사액을 전기방사하여 나노섬유 웹을 형성하고, 이와 같이 형성된 나노섬유 웹을 에탄올에 적셔서 무전해 은도금액이 나노섬유 내부로 투입되게 한 후, 은도금 처리된 나노섬유 웹을 가열 및 가압하여 이루어진다. 상기 은도금 처리된 나노섬유 웹을 가열 및 가압하는 것은 나노섬유의 기재만을 열로 녹일 수 있는 초음파 열융착 또는 가압 열융착처리하여 이루어지는 것이 바람직하다.

[0040] 또한, 상기 은도금 PVDF(압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드) 나노섬유 웹 필름은 숫아일렛을 감싸기 용이하도록 도 4(A)에 도시된 바와 같이 외주면 말단이 돌출되고 돌출된 영역 상호간에 절개면을 형성한 박막으로 이루어지며, 이러한 박막 형태의 나노섬유 웹으로 도 4(B) 및 도 4(C)에 도시된 바와 같이 탄성회복력이 우수한 폴리우레탄계 스펀지가 부착된 금속 숫아일렛(221)을 감싼 후 접착시켜, 도 4(D)에 도시된 바와 같은 숫아일렛(221) 형태의 건식 전극(직경 11 ~ 13 ㎜, 높이 5㎜ 이내)을 형성하도록 구성된다.

[0041] 또한, 상기 건식 전극(220)은 도 4(E)에 도시된 바와 같이 (+)전극, (-)전극 및 접지 전극을 형성할 수 있게 상호 이격된 위치에서 신체에 접촉하도록 암아일렛(210)에 결합되는 총 3조의 건식 전극으로 형성되고, 상기 (+)전극, (-)전극 및 접지 전극 각각은 숫아일렛(221) 형태로 이루어진 세 개의 전극을 삼각형 모양으로 배치하여 전기적 신호를 수신할 수 있는 각 조의 건식 전극을 형성하도록 구성된다.

[0042] 이와 같이 상기 건식 전극(220)이 3조의 건식 전극으로 형성됨으로써, 각 조의 건식 전극이 결합될 수 있도록 상기 탄성밴드(110) 내측에 결합되는 암아일렛(210)도 각각 상이한 위치에 3개가 설치되어야 함은 물론이다.

[0043] 이때, 상기 건식 전극 중 (+) 전극이 결합되는 암아일렛은 심장에서 가까운 부분에 설치되고, 상기 건식 전극 중 (-) 전극이 결합되는 암아일렛은 심장에서 조금 먼 부분에 설치되며, 상기 건식 전극 중 접지 전극이 결합되는 암아일렛은 심장에서 가장 멀리 떨어진 부분에 설치되도록 구성되는 것이 바람직하다.

[0044] 그에 따라, 도 3에 도시된 바와 같이 상기 (+) 전극이 결합되는 암아일렛은 심장이 위치하는 왼쪽 가슴 아래쪽의 탄성밴드 내측에 설치되고, 상기 (-) 전극이 결합되는 암아일렛은 왼쪽 등 아래쪽의 탄성밴드 내측에 설치되며, 상기 접지 전극이 결합되는 암아일렛은 오른쪽 등 아래쪽의 탄성밴드 내측에 설치되어, 각 조의 건식 전극이 심장에서 가까운 곳과 조금 먼 곳과 가장 먼 곳에서 피부에 접착된 상태를 유지할 수 있게 된다.

[0045] 상기 도선(230)은 3조로 이루어진 각 건식 전극에 연결되어 신체에 접촉된 상태에서 획득한 전기적 신호를 수신하여 상기 제어부(400)로 전송하는 전기적 신호의 전송 통로를 형성하도록 구성된다.

[0046] 상기 호흡 측정부(300)는 도 2에 도시된 바와 같이, 상기 탄성밴드에 일 측이 개방된 상태로 덧대어져 삽입공간을 형성하는 덮개밴드(310)와, 상기 삽입공간에 끼워져 스포츠 브라 착용자의 호흡시 흉곽의 움직임에 따라 팽창하거나 수축하는 탄성밴드와 함께 늘어나거나 원상태로 복귀하면서 전기적 신호를 생성하는 압전센서(320)와, 상기 압전센서에서 발생된 전기적 신호를 상기 제어부를 이루는 호흡제어부로 전송하는 차폐신호 전송선(330)을 포함하여 구성된다.

[0047] 상기 덮개밴드(310)는 착용자의 호흡시 상기 탄성밴드와 함께 팽창하거나 수축할 수 있는 탄성재질로 구성되며, 상기 압전센서가 수납되거나 이탈되는 통로를 형성하기 위해 일 측이 개방된 상태로 상기 탄성밴드(110)에 덧대어진다.

[0048] 이때, 상기 덮개밴드(310)는 탄성밴드(110)의 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 탄성밴드의 외측에 덧대어지는 것이 바람직하다.

[0049] 또한, 상기 덮개밴드의 형상이 특별히 제한되지는 않으나, 호흡시 탄성밴드가 팽창하거나 수축하는 방향으로 길게 형성된 압전센서 전체를 안정적으로 수납할 수 있는 삽입공간을 형성할 수 있도록 직사각형의 형상으로 이루어지는 것이 바람직하며, 상기 덮개밴드가 직사각형의 형상으로 이루어진 경우 박음질 등에 의해 세 변을 탄성밴드에 고정시키고 한 변만을 개방하여 압전센서의 수납통로를 형성할 수 있게 된다.

[0050] 이와 같이 상기 상부의 덮개밴드(310)와 하부의 탄성밴드(110)로 이루어진 삽입공간에 삽입된 압전센서(320)는 상기 덮개밴드와 탄성밴드에 상면과 하면이 접하게 되어 표면의 마찰력이 증가하게 되므로, 상기 덮개밴드 및 탄성밴드와 함께 신축하면서 착용자의 호흡 거동을 인식할 수 있게 된다.

[0051] 상기 압전센서(320)는 도 5, 도 6 및 도 7에 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.

[0052] 이때, 상기 탄성층(40)의 두께는 0.1 내지 1㎜이고, 압전센서(320)의 총 두께는 0.2 내지 2㎜인 것이 바람직하다.

[0053] 이러한 상기 압전센서(320)의 제1실시예는, 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름 및 상기 필름의 양면에 형성되는 전극을 포함하여 이루어지는 압전감지유닛(10)을 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 감싸도록 코팅하여 제조된다.

[0054] 또한, 상기 압전센서(320)는 도 8에 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.

[0055] 그에 따라, 도 8에 도시된 바와 같이 상기 압전센서(320)의 횡단면을 보면, 상기 압전성 PVDF 필름(11)을 중심으로 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.

[0056] 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 0.2㎜이며, 도전층(30)의 두께가 0.01 내지 0.2㎜이고, 탄성층(40)의 두께가 0.1 내지 1㎜이며, 압전센서(320)의 총 두께가 0.2 내지 2㎜인 것이 바람직하다.

[0057] 이러한 상기 압전센서(320)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 함유

된 카본블랙 페이스트로 코팅하여 도전층(30)을 형성하는 단계, 및 상기 절연층 및 상기 도전층이 형성된 압전 감지유닛을 감싸도록 도전성 카본블랙이 1 내지 3중량%로 함유된 실리콘 고무 조성물로 코팅하여 탄성층(40)을 형성하는 단계를 포함하는 제조된다.

[0058] 이때, 상기 압전성 폴리비닐리덴 플루오라이드(PVDF) 필름은 비교적 간단한 단량체 구조인(-CH_2-CF_2-)n를 반복 단위로 하는 선상 고분자로서 분자 쇄 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.

[0059] 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.

[0060] 또한, 상기 압전센서(320)의 전극으로는 주로 은을 사용하는데, 은 잉크로 압전성 PVDF 필름의 양면을 각각 별도로 코팅하는 방법을 사용할 수 있다.

[0061] 압전센서를 구성하는 압전감지유닛의 손상, 즉 전극 또는 압전성 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 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.

[0062] 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 발생되는 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.

[0063] 이를 위하여, 본 발명에서는 상기와 같은 두 가지의 주요 문제점을 동시에 해결하기 위해 실리콘 고무에 도전성 필러(filler) 물질을 적용하였다.

[0064] 이때, 상기 도전성 필러로는 다양한 도전성 금속물질, 탄소나노튜브(CNT), 그라핀 등을 사용할 수 있는데, 이들은 실리콘 고무에 분산시키기 어렵고, 고른 분산을 위해서는 복잡한 추가 공정이 필요하거나 많은 비용이 발생한다는 문제점이 있다.

[0065] 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)이다.

[0066] 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.

[0067] 또한, 본 발명의 압전센서를 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 제조

할 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.

[0068] 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.

[0069] 본 발명의 압전센서에서 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 도전층을 구비하는 것이 좋다.

[0070] 그에 따라, 상기 압전센서의 제2실시예와 같이, 상기 탄성층 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.

[0071] 도전성 물질로는 도전성 금속물질, 탄소나노튜브(CNT), 그라핀 등을 사용할 수 있는데, 본 발명에서는 도전성 카본블랙을 사용하는 것이 비용절감 및 공정 단순화의 측면에서 바람직하다.

[0072] 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.

[0073] 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.

[0074] 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.

[0075] 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.

[0076] 절연층은 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 절연층은 되도록 얇게 형성하는 것이 바람직하다.

[0077] 이상과 같이 절연층 및 도전층이 추가된 압전센서는 도 8과 같은 형태로 구성될 수 있다.

[0078] 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 두께는 2㎜ 이하인 것이 바람직하다.

[0079] 상기 차폐신호 전송선(330)은 상기 압전센서를 이루는 전극에 연결되어 착용자가 호흡할 때 발생되는 흉곽의 수축이나 팽창에 따라 발생되는 전기적 신호를 상기 제어부(400)를 이루는 호흡제어부로 전송하는 도선으로 구성된다.

[0080] 이때, 상기 차폐신호 전송선(330)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 감

싸도록 구성되는 것이 바람직하다.

[0081] 상기 제어부(400)는 상기 심전도 측정부를 이루는 3조의 건식 전극에 도선으로 연결되어 상기 건식 전극에서 전송되는 전기적 신호를 수신한 후 3조의 건식 전극에서 측정된 전위차를 측정하여 심전도를 연산하는 심전도 제어부(410)와, 상기 호흡 측정부를 이루는 압전센서에 차폐신호 전송선으로 연결되어 상기 압전센서에서 발생된 전기적 신호를 수신하여 흉곽의 수축 팽창에 따른 전기적 신호의 생성여부를 인식하고 단위 시간당 이루어진 호흡정도를 연산하는 호흡 제어부(420)를 포함하여 구성된다.

[0082] 이때, 상기 심전도 제어부(410)와 호흡 제어부(420)는 상기 건식 전극 또는 압전센서로부터 획득한 전기적 신호를 저장하는 메모리로 이루어진 저장부(430)를 포함하여 구성될 수 있음은 물론, 연산된 심전도나 호흡을 나타내는 전기적 신호를 무선으로 연결되어 있는 착용자의 스마트폰이나 일정 거리 이격되어 있는 서버시스템으로 전송할 수 있는 통신수단이 구비된 무선송신부(440)를 더 포함하여 구성되는 것이 바람직하다.

[0083] 이와 같이, 상기 제어부(400)가 무선송신부(440)를 포함하여 구성될 경우 착용자가 운동하거나 일상 생활을 영위하는 동안에도 심전도 신호와 호흡정도를 지속적으로 모니터링 할 수 있게 되어 착용자의 건강상태를 지속적으로 확인할 수 있게 된다.

[0084] 또한, 상기 제어부(400)는 상기 심전도 측정부와 호흡 측정부에서의 전기적 신호 측정하고, 측정된 전기적 신호를 처리하여 심전도 신호 및 호흡 정도를 연산하며, 이를 저장 또는 무선전송하기 위한 전원을 독립적으로 공급할 수 있는 배터리 등의 전원공급부(미도시)를 더 포함하여 구성되는 것이 바람직하다.

[0085] 다음에는 이와 같이 구성된 본 발명에 따른 심전도 측정부를 형성하기 위한 건식 전극을 제조하는 것을 설명한다.

[0086] 상기 건식 전극을 이루는 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름은, 유기용매에 섬유 형성능이 있는 고분자 및 무전해 은도금 촉매를 용해하여 전기방사액을 제조하는 단계와, 상기 전기방사액을 전기방사하여 10㎚ 내지 5㎛ 크기의 직경을 갖는 나노섬유로 이루어지는 나노섬유 웹을 제조하는 단계, 및 상기 나노섬유 웹을 에탄올에 적시고 은도금액에 적셔 무전해 은도금하는 단계를 포함하여 형성된다.

[0087] 또한, 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름은 전기방사하여 제조된 나노섬유 웹을 에탄올 처리함으로써 무전해 은도금 시 은도금 용액이 나노섬유 사이에 형성된 공간으로 용이하게 침투할 수 있게 되며, 나노섬유 웹의 내부까지도 은도금이 용이하게 이루어질 수 있게 된다. 이러한 에탄올 처리로 나노섬유 웹의 내부까지도 효과적으로 은도금이 이루어질 수 있기 때문에, 제조된 은도금 나노섬유 웹의 내구성이 향상되는 효과 또한 달성할 수 있게 된다.

[0088] 또한, 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름을 형성하기 위해 전기방사액을 제조하는 단계는 무전해 은도금 촉매를 전기방사액에 포함시킴으로써, 무전해 은도금 시 나노섬유 표면에 노출된 촉매를 통해 은도금이 효율적으로 이루어질 수 있게 한다. 유기용매에 고분자와 무전해 은도금 촉매를 용해시키면, 유기용매의 환원력으로 인해 나노의 단위 정도로 작은 무전해 은도금 촉매의 결정이 생성되는데, 이러한 결정이 이후 전기방사를 거치면서 고분자 나노섬유의 내부 또는 표면에 포함된 형태로 제조된다. 즉 무전해 은도금 촉매의 나노 결정은 은도금을 위한 핵제로 사용된다고 할 수 있다.

[0089] 또한, 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름을 형성하기 위해 상기 무전해 은도금하는 단계는 상기 지지체에 고정된 나노섬유 웹을 에탄올에 적시고, 환원제 수용액에 적신 다음, 환원제가 포함되지 않은 은도금액에 적시는 방법으로 수행하는 것이 바람직하다.

[0090] 또한, 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름을 형성함에 있어 상기 무전해 은도금하는 단계 이후에, 가열 및 가압하고 냉각시키는 단계를 더 수행하는 것이 바람직하다. 이 단계는 나노섬유 웹을 구성하는 고분자를 가열에 의해 융해시킨 다음, 가압에 의해 내부에 형성될 수 있는 공기층을 제거하고, 냉각시켜 다시 고분자가 형성되도록 하는 것이다.

[0091] 즉, 상기 은도금 PVDF 나노섬유 웹 필름은 인체의 심전도와 같은 전기적인 신호를 전달하기 위한 전극으로 사용되므로, 전기적 신호에 대한 민감도가 우수한 것이 좋게 된다. 그러나 무전해 은도금하는 단계만을 거친 후의 나노섬유 웹은 내부 공간에 공기가 다량 함유되어 있게 되어, 이러한 공기층으로 인해 전기적 신호를 전달할 때 잡음이 포함되는 경우가 발생할 수 있다. 따라서 이러한 문제점을 해결하기 위해 상기와 같이 가열 및 가압하고 냉각시키는 추가단계를 수행하는 것이 바람직하며, 이 단계를 수행하면 나노섬유 웹이 보다 밀집되어 형성되기 때문에 내구성 또한 향상될 수 있게 된다.

[0092] 이때, 상기 가열 및 가압 방법으로, 예를 들어 은도금 처리된 나노섬유 웹을 2매의 폴리이미드 필름 사이에 삽입하고, 초음파 발생장치 또는 히터와 같이 고열을 발생시키는 장비로 상기 폴리이미드 필름 사이에 삽입되어 있는 은도금된 나노섬유 웹을 문지르거나 압력을 가하는 방법을 사용할 수 있다.

[0093] 다음에는 이와 같이 구성된 본 발명에 따른 호흡 측정부를 형성하기 위한 압전센서를 제조하는 실시예를 설명한다.

[0094] 먼저, 제1실시예에 따른 압전센서를 제조하기 위하여, 압전감지유닛(두께 52㎛, 폭 5㎜, 길이 30㎜)을 도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무로 코팅(탄성층)하여 제조하였다.

[0095] 이때, 다우코닝(Dow corning)사의 실가드/B(Sylgard/B) 실리콘 엘라스토머 키트 및 케천 블랙(Ketjen black) ECP600JD를 사용하였다. 실가드/B 실리콘 엘라스토머 키트는 주제와 촉매(경화제)로 구성된 2액형 실리콘 엘라스토머 키트이며, 케천 블랙 ECP600JD는 미세분말형 전도성 카본블랙이다.

[0096] 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.

[0097] 이렇게 제조된 혼합용액을 유리판 위에 얇게 펴고, 60 ~ 80℃의 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.

[0098] 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.

[0099] 다음에는, 제2실시예에 따른 압전센서를 제조하기 위하여, 압전감지유닛(두께 52㎛, 폭 5㎜, 길이 30㎜)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.

[0100] 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.

[0101] 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.

[0102] 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.

[0103] 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.

[0104] 다음에는 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 착용하고 착용자가 정지 상태, 시속 5㎞로 운동할 때 및 시속 7㎞로 운동할 때의 ECG를 측정한 것을 설명한다.

[0105] 도 9는 일반적인 겔 전극을 이용하여 측정한 전형적인 ECG 신호의 그래프이고, 도 10은 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 착용하고 가만히 정지한 상태에서 측정된 ECG 신호를 나타내는 그래프이며, 도 11은 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 착용하고 5㎞/h의 속도로 달리는 상태에서 측정된 ECG 신호(A)와 겔 전극을 이용하여 측정한 ECG 신호(B)를 나타내는 그래프이고, 도 12는 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 착용하고 7㎞/h의 속도로 달리는 상태에서 측정된 ECG 신호(A)와 겔 전극을 이용하여 측정한 ECG 신호(B)를 나타내는 그래프이다.

[0106] 본 발명에 따라 측정된 ECG 신호의 정확한 측정 여부를 확인할 수 있도록, 동일한 피험자에게 동일한

Bionomadix ECG 모듈을 사용하여 본 발명에 따른 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라를 착용한 상태와, Ag/AgCl 겔 전극을 부착한 상태에서 다양한 실험조건으로 ECG 신호를 측정하여 비교하였다.

[0107] 먼저 도 9는 종래의 일반적인 Ag/AgCl 겔 전극을 사용하는 병원용 측정 장비로 측정한 전형적인 ECG 신호를 나타낸 것이다. P 파는 좌, 우 심방의 탈분극 현상으로 생기며, QRS 복합파는 좌, 우 심실의 탈분극현상으로 생기고, T 파는 심실의 재분극 현상으로 발생한다. 일반적으로 심박 수는 R-R 피크 간의 시간으로 계산된다. 정확한 ECG 곡선으로 심장관련 질병을 찾아내기 위해서는 P-R interval, Q-T interval, S-T interval 등의 면밀한 분석이 필요하지만 건강인의 심박수를 찾아내는 데는 R 피크만 뚜렷하게 나타나면 된다.

[0108] 도 10은 여성 피실험자가 움직임이 없이 가만히 서 있을 때 숫아일렛을 감싸는 형태로 이루어져 스포츠 브라에 구비된 탄성밴드 내측에 결합된 건식 전극을 이용하여 ECG 신호를 측정한 것으로서, 측정된 ECG 신호에서 전기적 잡음 신호가 매우 작은 뚜렷한 R 피크를 나타내고 있음을 확인할 수 있다.

[0109] 이후 스포츠 브라를 착용한 상태에서 신체 운동을 할 경우 불가피하게 발생되는 움직임 노이즈에 대해 스포츠 브라에 결합된 건식 전극으로부터 ECG 신호를 정확하게 얻을 수 있는지 확인하기 위하여, 피실험자가 트레드밀(Treadmill)을 사용하게 하고 트레드밀 속도를 5 ㎞/h와 7 ㎞/h로 변화시킨 후에 ECG를 측정하여 도 11과 12에 나타내었다.

[0110] 먼저 5 ㎞/h의 속도로 보행 시, 본 발명에 따른 스포츠 브라를 착용하여 신체에 건식 전극을 접촉시킨 경우 도 11(A)에 도시된 바와 같이 -1 V ~ +1.5 V 정도의 ECG 신호를 얻을 수 있었으며, 종래의 접착형 Ag/AgCl 겔 전극을 신체에 접촉시킨 경우에는 도 11(B)에 도시된 바와 같이 -0.6 V ~ +0.6 V 정도의 전기적 신호를 얻을 수 있었다. 따라서 5 ㎞/h의 속도로 보행하거나 운동할 경우 본 발명에 따른 스포츠 브라를 착용하여 건식 전극으로부터 측정되는 ECG 신호가 의료용 접착 전극에 비하여 2배 이상 큰 신호 값을 보이는 것으로 나타났다.

[0111] 또한, 7 ㎞/h 의 속도로 달리는 경우에는 도 12(B)에 도시된 바와 같이 의료용 접착 전극의 경우 -0.6 V ~ + 1 V 정도의 ECG 신호가 얻어진 반면, 본 발명에 따른 스포츠 브라를 착용하여 건식전극으로부터 측정되는 경우에는 도 12(A)에 도시된 바와 같이 -0.5 V ~ +1.8 V 정도의 ECG 신호를 획득하게 된다. 그에 따라 운동이 격렬해지더라도 본 발명에 따른 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라를 착용할 경우 종래의 의료용 접착 전극보다 큰 ECG 신호를 획득할 수 있게 된다.

[0112] 이와 같이 건식 전극을 이용한 스포츠 브라에 의해 ECG 신호를 측정하여도 Ag/AgCl 겔전극을 사용할 때와 동일한 ECG 패턴을 나타내며, 오히려 건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라에 의해 측정할 경우 동잡음(motion artifact)이 작은 보다 깨끗한 ECG 신호를 얻을 수 있었다.

[0113] 다음에는 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 착용하고 호흡거동을 측정하는 것을 설명한다.

[0114] 도 13은 본 발명에 따른 호흡 측정부에 구비된 압전센서(도전성 카본블랙이 함유된 실리콘 고무 코팅)를 이용하여 호흡을 측정한 것으로서, 에크날리지 4.1에 의해서 수집된 신호데이터를 모니터로 출력한 결과를 나타낸 그래프이고, 도 14는 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 착용하고 측정한 호흡거동을 나타내는 그래프이고, 도 15는 종래에 상용화된 제피르 바이오하니스(Zephyr BioHarness™) 시스템을 이용하여 측정한 호흡거동을 나타내는 그래프이며, 도 16은 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 착용하고 5㎞/h의 속도로 이동하는 상태에서 측정된 호흡거동을 나타내는 그래프이고, 도 17은 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 착용하고 7㎞/h의 속도로 달리는 상태에서 측정된 호흡거동을 나타내는 그래프이다.

[0115] 스포츠 브라를 착용하고, 호흡 측정부를 이루는 압전센서를 덮개밴드와 탄성밴드의 사이에 형성되는 삽입공간에 끼워 넣음으로써, 압전센서가 탄성밴드의 장력에 의해 일정 정도 가압되면서 가슴 부위에 위치할 수 있게 한다.

[0116] 이때, 상기 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 호흡거동에 따라 발생되는 전기적 신호를 저장하였다.

[0117] 피에조 필름 실험 증폭장치의 입력 임피던스(input impedance)는 1GΩ을 사용하였으며 잡음제거를 위하여 차단주파수(cut-off frequency)가 0.1Hz와 10Hz인 대역 필터(band pass filter)를 사용하였다. 이득(gain)은 출력되는 입력신호의 세기에 따라 40dB까지 조절가능하지만 본 실험에에서는 0dB로 하였다. 이의 결과, 에크날리지

4.1에 의해서 수집된 신호데이터를 모니터로 출력한 결과를 도 13에 나타내었다.

[0118] 보행이나 주행 시 압전센서가 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.

[0119] 도 14는 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 착용한 후 제자리에 서서 측정한 호흡 신호이며, 도 15는 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 0.01V인 반면에 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라를 사용한 경우의 호흡신호의 p-p 값은 1.6V로 호흡신호 강도가 160배 정도 크게 나타났다. 이의 결과로 본 발명에 따른 호흡과 심전도의 동시 측정이 가능한 스포츠 브라가 비교 제품에 비하여 보다 정밀하게 호흡거동의 측정이 가능하다는 것을 확인하였다.

[0120] 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 1GΩ을 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.

[0121] 도 18은 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 10Hz로 한 경우 제1실시예의 압전센서로 부터의 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.

[0122] 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 압전센서로 부터는 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.

[0123] 도 22는 HPF 차단주파수를 0.1Hz와 LPF 차단주파수를 100Hz로 한 경우 제1실시예의 압전센서를 피시험자의 가슴에 두른 후에 측정된 호흡신호를 나타낸 것이고, 도 23은 도 22와 동일한 조건에서 제2실시예의 압전센서를 피시험자의 가슴에 두른 후에 측정된 호흡신호를 나타낸 것이다. 도 20 및 도 21에서 보는바와 같이 제1실시예의 압전센서와 제2실시예의 압전센서간의 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 제2실시예로 제작한 압전센서를 이용하여 측정한 호흡신호가 제1실시예로 제작한 압전센서를 이용하여 측정한 호흡신호에 비하여 보다 정확한 호흡신호를 측정하는 것을 알 수 있다.

[0124] 이와 같이, 스포츠 브라에 피부에 미치는 자극을 최소화하면서 반복적인 사용이 가능한 건식 전극으로 이루어진 심전도 측정부를 착탈가능한 아일렛 형태로 구비함과 아울러, 호흡시 발생되는 흉곽의 수축 팽창을 인식할 수 있는 압전센서로 이루어진 호흡 측정부를 삽입할 수 있도록 구성됨으로써, 하나의 스포츠 브라를 착용하는 것만으로도, 일상 생활 또는 운동시의 심전도(ECG) 신호와 호흡 거동을 동시에 측정하여 건강 매니지먼트의 데이터로 활용할 수 있게 된다.

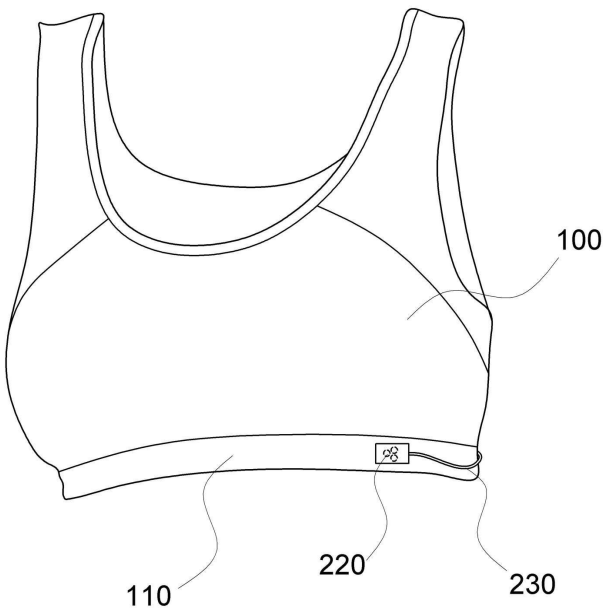
[0125] 이상에서는 본 발명에 대한 기술사상을 첨부 도면과 함께 서술하였지만 이는 본 발명의 바람직한 실시예를 예시적으로 설명한 것이지 본 발명을 한정하는 것은 아니다. 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 이라면 누구나 본 발명의 기술적 사상의 범주를 이탈하지 않는 범위 내에서 다양한 변형 및 모방이 가능함은 명백한 사실이다.

부호의 설명

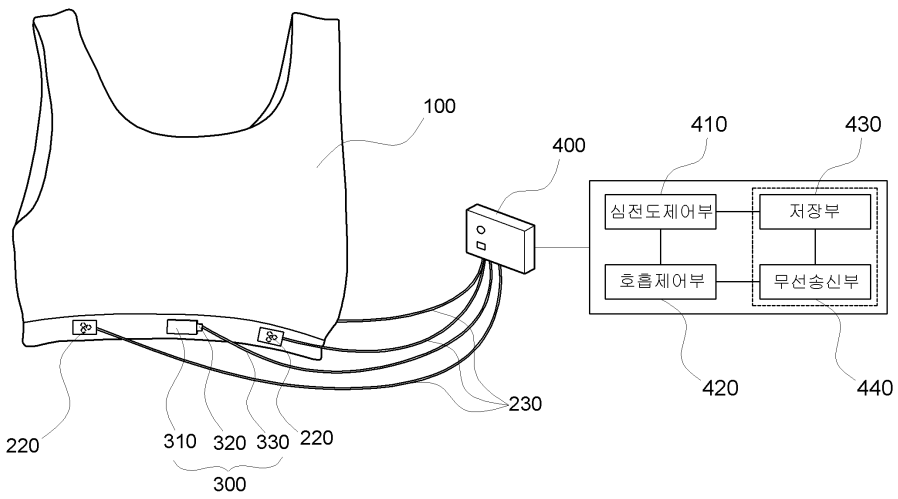
[0126] 100 - 스포츠 브라
110 - 탄성밴드
200 - 심전도 측정부
210 - 암아일렛
220 - 건식 전극
221 - 숫아일렛
222 - PVDF 필름
230 - 도선
300 - 호흡 측정부
310 - 덮개밴드
320 - 압전센서
330 - 차폐신호 전송선
400 - 제어부
410 - 심전도 제어부
420 - 호흡 제어부
430 - 저장부
440 - 무선송신부
10 - 압전감지유닛
11 - 압전성 PVDF 필름
12 - 전극
20 - 절연층
30 - 도전층
40 - 탄성층

도면

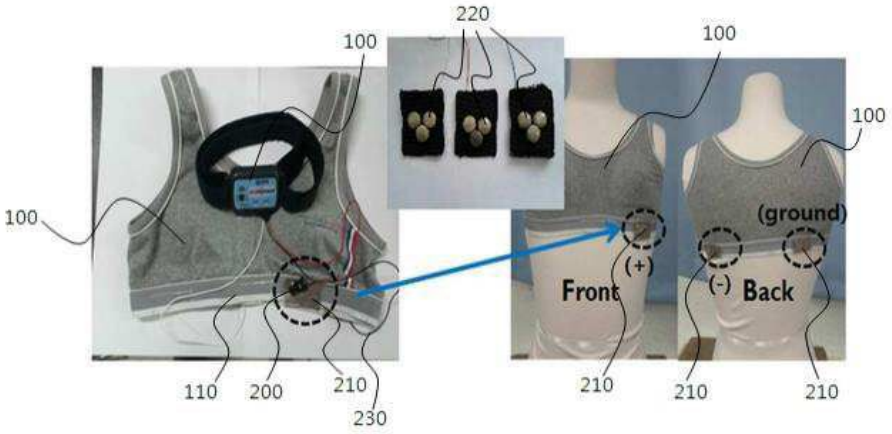
도면1



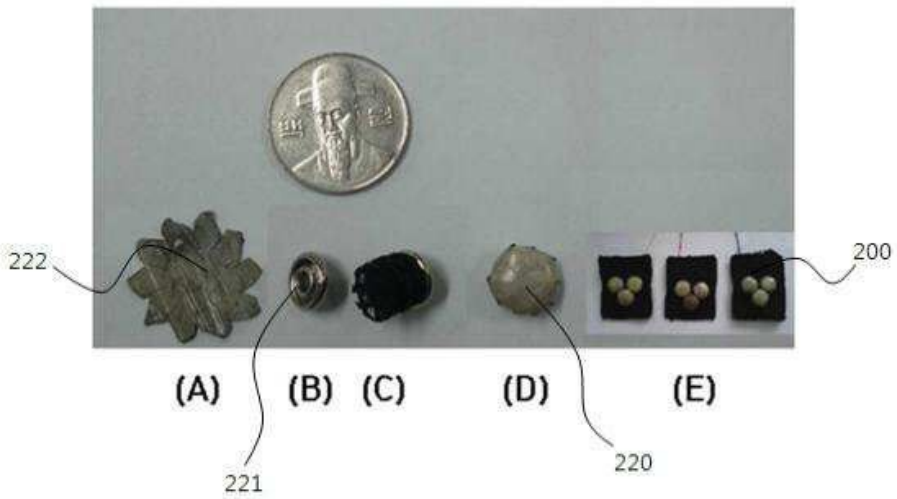
도면2


100
400
410
430
심전도제어부
저장부
호흡제어부
무선송신부
420
440
230
220
310
320
330
220
300

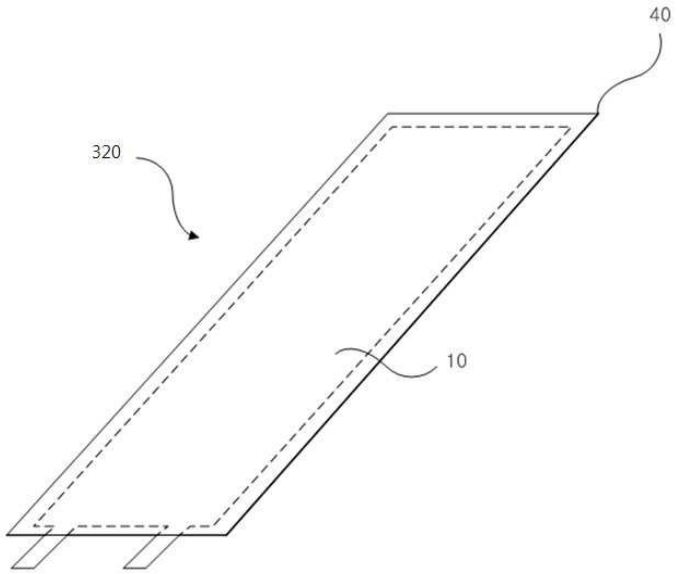
도면3


220
100
100
100
100
(ground)
(+)
(-)
Front
Back
110
200
210
230
210
210
210

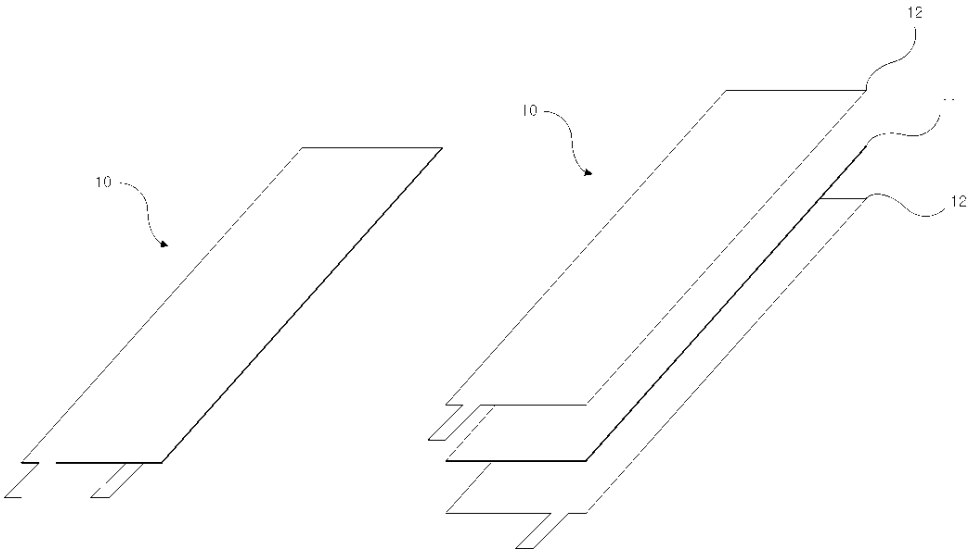
도면4


222
200
(A)
(B)
(C)
(D)
(E)
221
220

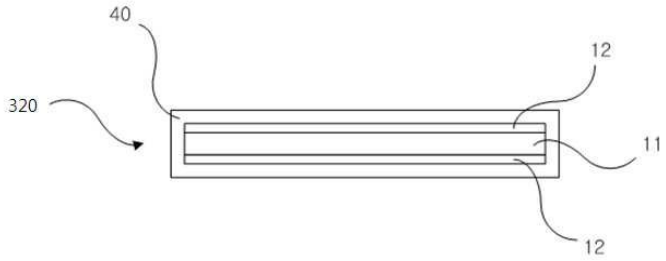
도면5



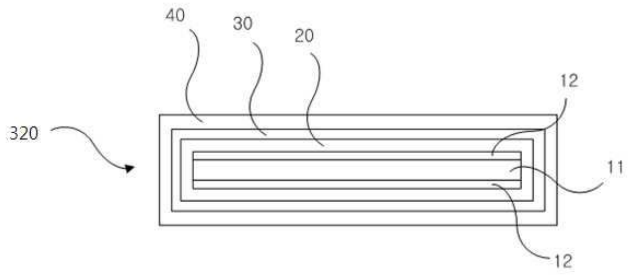
도면6



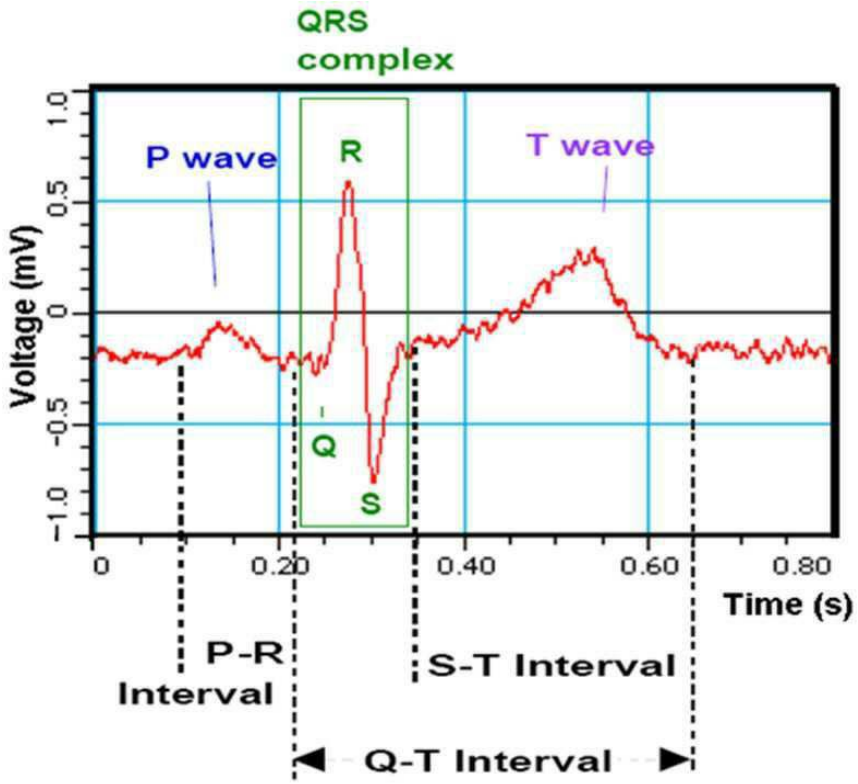
도면7



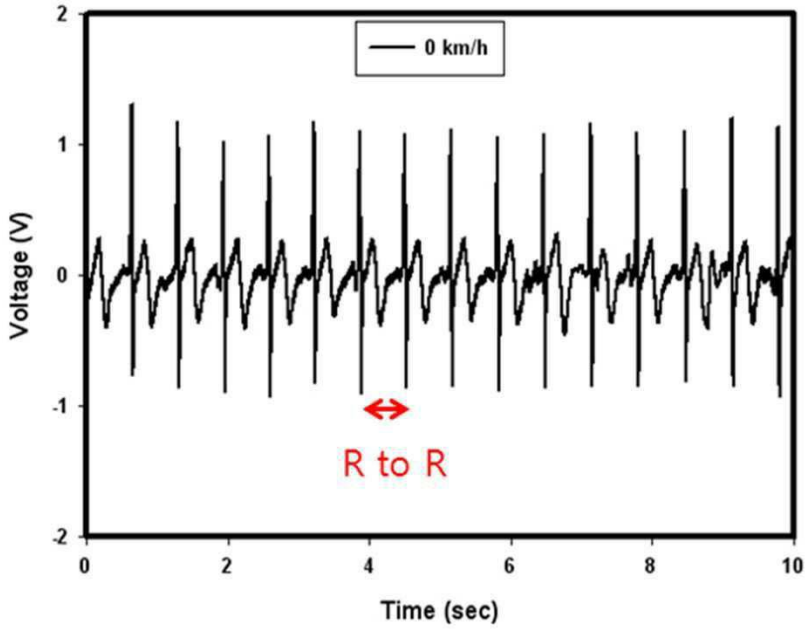
도면8


40
30
20
12
320
11
12

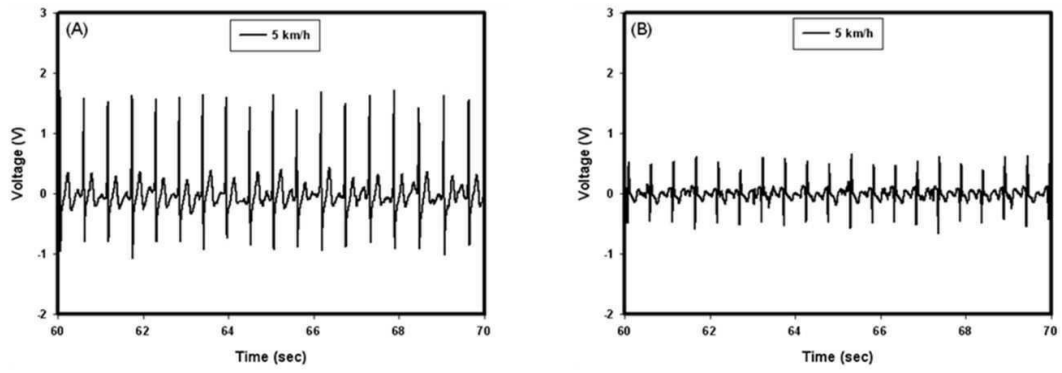
도면9


QRS
complex
P wave
R
T wave
Voltage (mV)
1.0
0.5
0
-0.5
-1.0
Q
S
0
0.20
0.40
0.60
0.80
Time (s)
P-R
Interval
S-T Interval
Q-T Interval

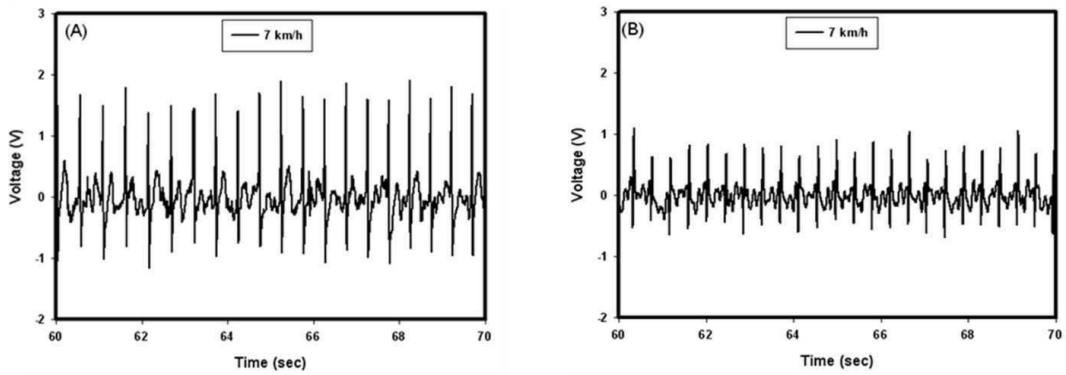
도면10



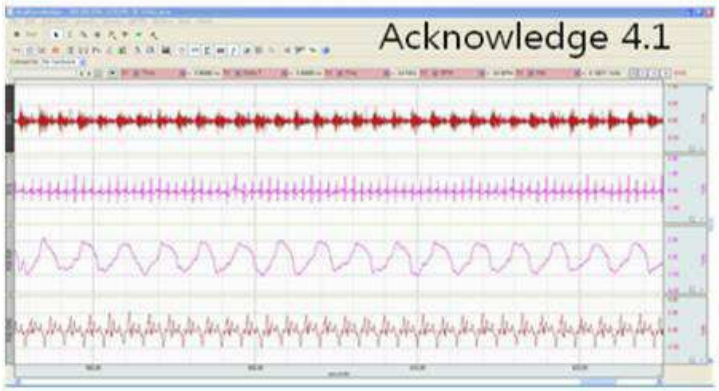
도면11



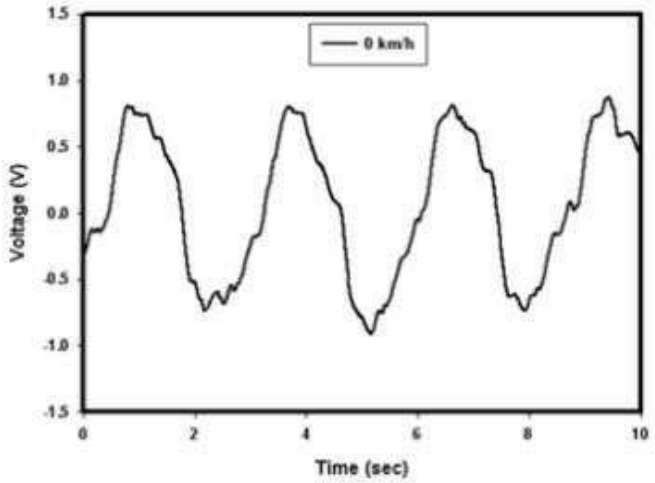
도면12



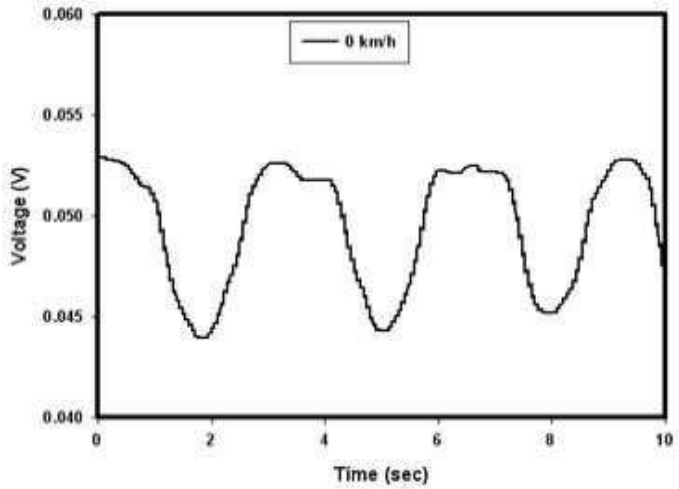
도면13



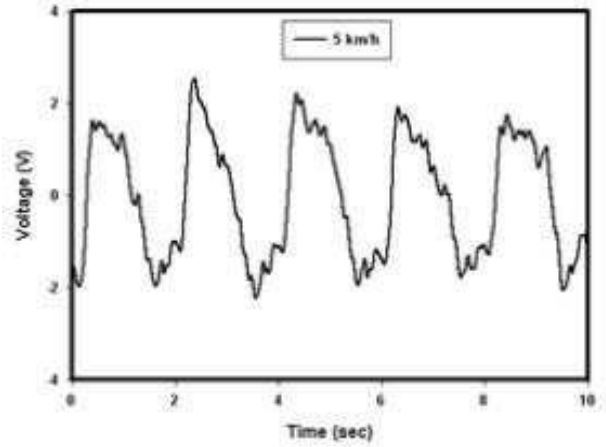
도면14



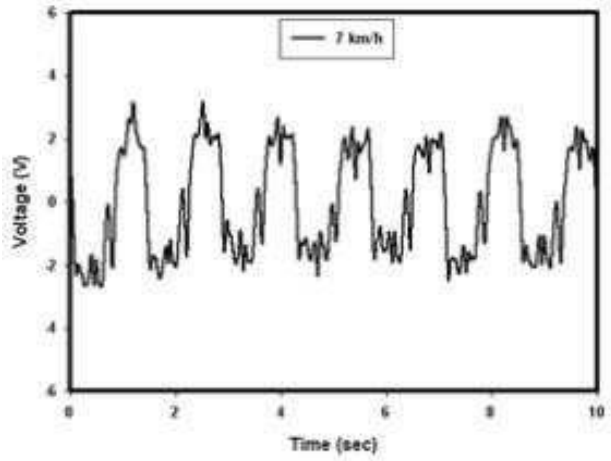
도면15



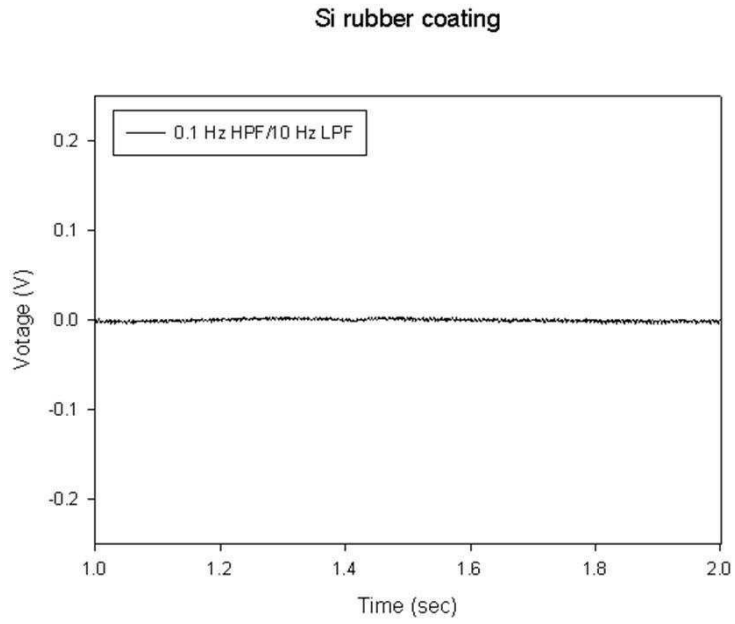
도면16



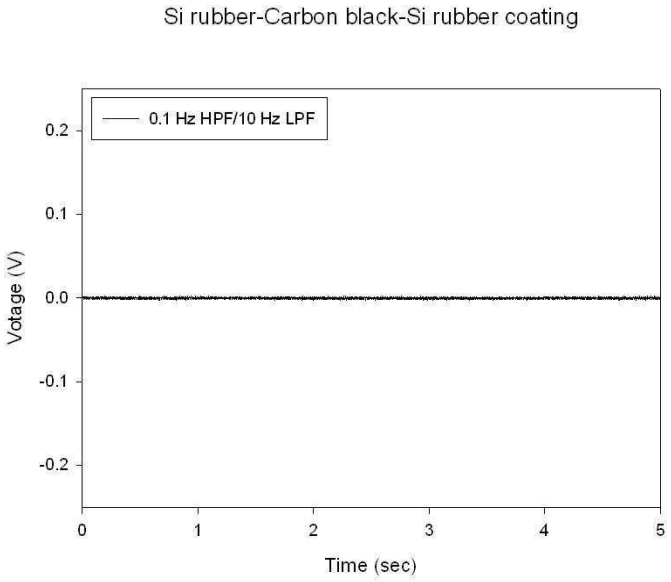
도면17



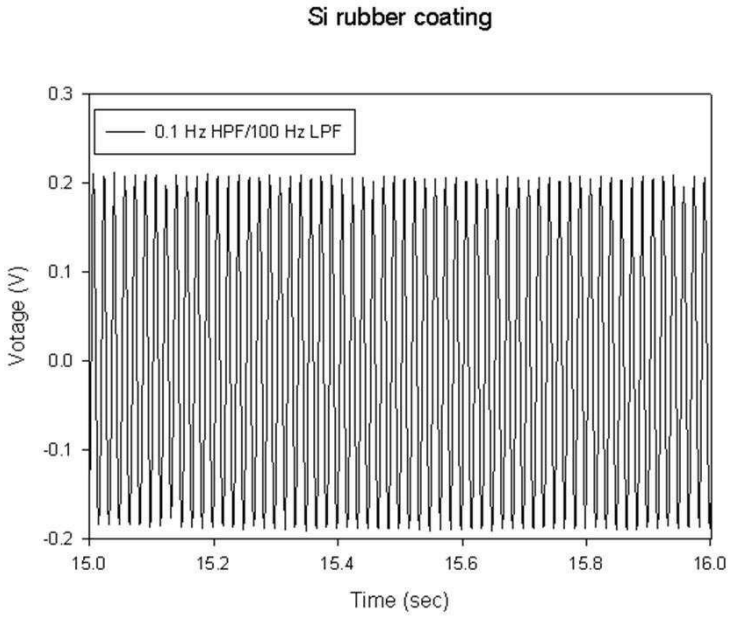
도면18



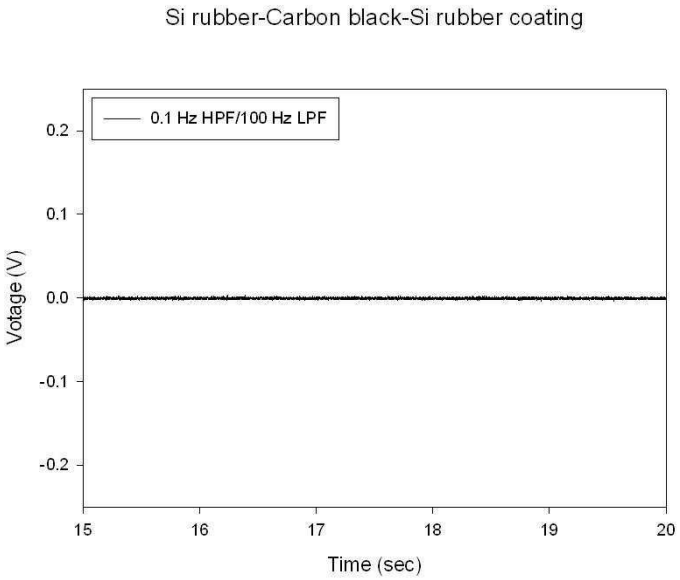
도면19


Si rubber-Carbon black-Si rubber coating
0.1 Hz HPF/10 Hz LPF
Votage (V)
0.2
0.1
0.0
-0.1
-0.2
0
1
2
3
4
5
Time (sec)

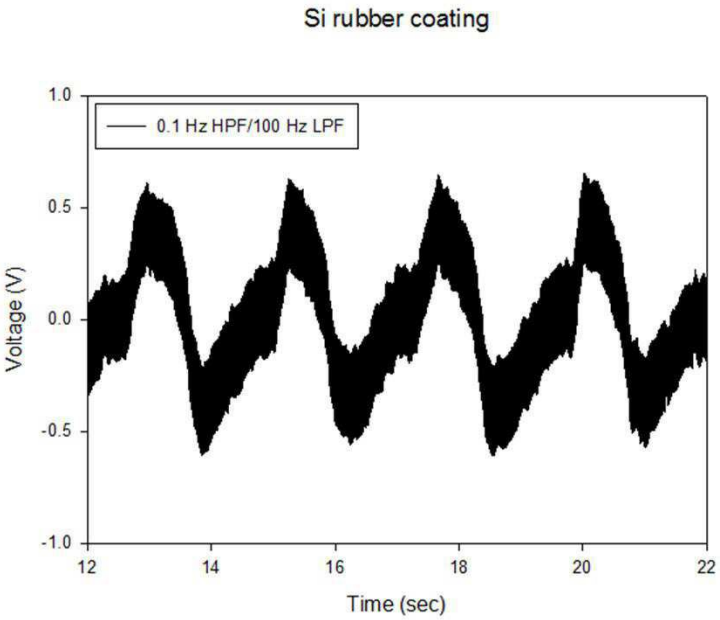
도면20


Si rubber coating
0.1 Hz HPF/100 Hz LPF
Votage (V)
0.3
0.2
0.1
0.0
-0.1
-0.2
15.0
15.2
15.4
15.6
15.8
16.0
Time (sec)

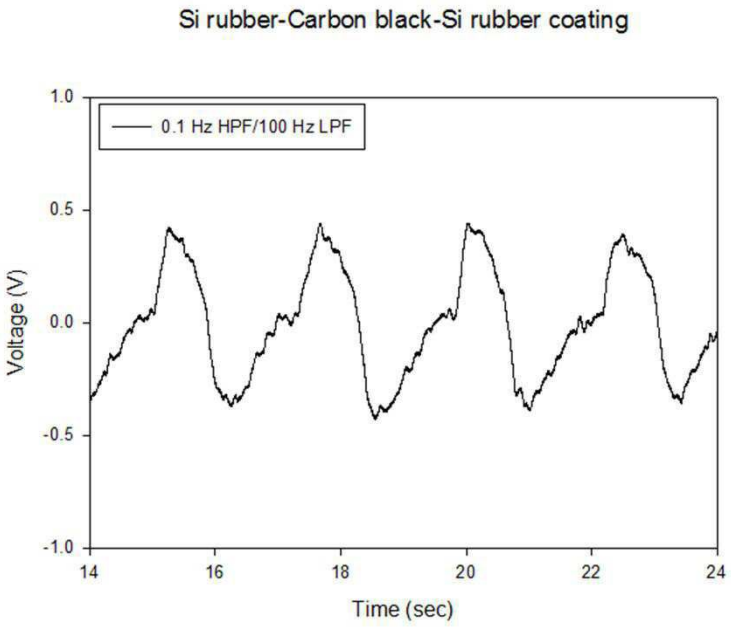
도면21


Si rubber-Carbon black-Si rubber coating
0.1 Hz HPF/100 Hz LPF
Votage (V)
0.2
0.1
0.0
-0.1
-0.2
15
16
17
18
19
20
Time (sec)

도면22


Si rubber coating
0.1 Hz HPF/100 Hz LPF
Voltage (V)
1.0
0.5
0.0
-0.5
-1.0
12
14
16
18
20
22
Time (sec)

도면23


Si rubber-Carbon black-Si rubber coating
0.1 Hz HPF/100 Hz LPF
Voltage (V)
1.0
0.5
0.0
-0.5
-1.0
14
16
18
20
22
24
Time (sec)