



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2011년03월25일
 (11) 등록번호 10-1023446
 (24) 등록일자 2011년03월11일

(51) Int. Cl.
 A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/0225 (2006.01)
 B82Y 30/00 (2011.01)
 (21) 출원번호 10-2008-0092470
 (22) 출원일자 2008년09월21일
 심사청구일자 2009년08월03일
 (65) 공개번호 10-2009-0031330
 (43) 공개일자 2009년03월25일
 (30) 우선권주장
 1020070096409 2007년09월21일 대한민국(KR)
 (56) 선행기술조사문헌
 KR1019890000228 B1*
 KR1020040036797 A*
 *는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
 주식회사 바이오에이비씨랩
 서울 강남구 삼성동 158-10 마젤란21 #1101호
 (72) 발명자
 김갑진
 경기도 수원시 장안구 천천동 531번지 현대성우
 우방아파트 713동302호
 김현정
 서울특별시 성북구 돈암동 한신아파트 110동 501
 호
 (뒷면에 계속)
 (74) 대리인
 특허법인다래

전체 청구항 수 : 총 15 항

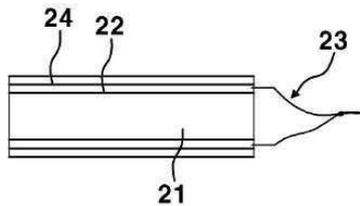
심사관 : 김재별

(54) 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서

(57) 요약

본 발명은 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서에 관한 것이다. 보다 상세하게는, 본 발명은 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 압전성 물질을 포함하는 센서를 포함하는 길이 또는 체적 변화 측정 장치에 대한 것이다.

대표도 - 도2



(72) 발명자

장유민

서울 성북구 석관2동 332-58호

윤선

전라남도 순천시 저전동 236-12호 2층

특허청구의 범위

청구항 1

삭제

청구항 2

삭제

청구항 3

삭제

청구항 4

삭제

청구항 5

삭제

청구항 6

삭제

청구항 7

삭제

청구항 8

삭제

청구항 9

삭제

청구항 10

삭제

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

청구항 16

삭제

청구항 17

삭제

청구항 18

삭제

청구항 19

호흡수 또는 심장박동수에 따라 길이 변화를 일으키는 두 장의 탄성 밴드;

상기 탄성 밴드 두 장 사이에 삽입되며 탄성 밴드의 변화에 따라 길이 변화를 일으키는 압전성 고분자층; 및

상기 탄성 밴드와 압전성 고분자층 사이의, 압전성 고분자층 양 면에 각각 부착되며 압전성 고분자층의 길이 변화에 따라 발생된 전기적 신호를 전달하는 전극층을 포함하는 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치.

청구항 20

제19항에 있어서, 상기 전극층의 일면 또는 양면에 실리콘계 고무층을 포함하는 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치.

청구항 21

제19항에 있어서, 상기 압전성 고분자층은 폴리비닐리덴 플루오라이드, 폴리비닐리덴 플루오라이드를 포함하는 블렌드, 비닐리덴 플루오라이드의 공중합체 및 나일론-11로 이루어진 군에서 선택된 압전성 고분자로 이루어진 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치.

청구항 22

제21항에 있어서, 상기 폴리비닐리덴 플루오라이드를 포함하는 블렌드는 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리메틸메타크릴레이트 블렌드, 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리비닐아세테이트 블렌드 및 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리에틸렌비닐아세테이트 공중합체의 블렌드로 이루어진 군에서 선택된 것인 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치.

청구항 23

제21항에 있어서, 상기 비닐리덴 플루오라이드의 공중합체는 비닐리덴 플루오라이드-트리플루오로에틸렌 공중합체, 비닐리덴 플루오라이드-테트라플루오로에틸렌 공중합체, 비닐리덴 플루오라이드-헥사플루오로프로필렌 공중합체 및 비닐리덴 플루오라이드-트리클로로플루오로에틸렌 공중합체로 이루어진 군에서 선택된 것인 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치.

청구항 24

제21항에 있어서, 상기 압전성 고분자는 필름, 시트, 실린더(cylinder), 끈(string), 스트랜드(strand), 화이버(fiber), 직포 및 나노섬유 웹으로 이루어진 군에서 선택된 형태를 이루는 것인 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치.

청구항 25

제19항에 있어서, 상기 전극층은 금, 은, 구리, 백금, 알루미늄, 니켈 및 코발트로 이루어진 군에서 선택된 것인 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치.

청구항 26

제19항에 있어서, 상기 탄성 밴드는 탄성 섬유로 이루어진 것인 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치.

청구항 27

제19항에 있어서, 상기 압전성 고분자층과 전극층 사이의, 압전성 고분자층 양면에 고분자 필름이 형성된 호흡

수 또는 심장박동수 측정 장치.

청구항 28

제27항에 있어서, 상기 고분자 필름은 부타디엔계 고무 또는 라텍스, 이소프렌계 고무 또는 라텍스, 클로로프렌계 고무 또는 라텍스, 니트릴계 고무 또는 라텍스, 실리콘계 고무 또는 라텍스, 폴리우레탄계 고무 또는 라텍스, 폴리에틸렌, 폴리에스테르, 폴리아크릴, 폴리이미드 및 폴리아세테이트로 이루어진 군에서 선택된 1종 이상인 것인 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치.

청구항 29

제27항에 있어서, 상기 고분자 필름의 두께가 100 μm 내지 5 mm인 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치.

청구항 30

제19항에 있어서, 상기 탄성 밴드는 신도(tensile strain)가 0.1 내지 0.4인 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치.

청구항 31

제19항에 있어서, 상기 전극층은 전도성 리드선이 연결된 것인 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치.

청구항 32

청구항 19 내지 31 중 어느 한 항의 측정 장치를 포함하는 센서부;
 상기 센서에서 측정된 아날로그 신호의 잡음을 제거하고 증폭하는 아날로그 신호처리부;
 상기 신호처리부에서 처리된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하는 아날로그-디지털 변환부;
 상기 디지털 신호를 분석하여 호흡수 또는 심장박동수 데이터를 얻는 디지털 신호처리 수단; 그리고
 상기 호흡수 또는 심장박동수 데이터를 표시하는 표시부를 포함하는, 호흡수 또는 심장박동수 측정 시스템.

청구항 33

제32항에 있어서, 보조기억장치가 추가로 포함된 호흡수 또는 심장박동수 측정 시스템.

명세서

발명의 상세한 설명

기술분야

[0001] 본 발명은 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서에 관한 것이다. 보다 상세하게는, 본 발명은 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 압전성 물질을 포함하는 센서를 포함하는 길이 또는 체적 변화 측정 장치에 대한 것이다.

배경기술

[0002] 호흡수와 맥박수는 사람을 포함한 포유 동물의 건강상태를 나타내는 기본적인 지표이며 맥파(pulse wave)의 측정을 통해서 계산되는 맥파속도(pulse wave velocity : PWV)는 동맥의 탄성도 및 막힘 정도를 평가할 수 있는 좋은 지표이다.

[0003] 숨을 들이 마시고 내쉬는 것을 1회로 할 때, 움직임이 없는 편안한 상태에서 1분당 회수를 호흡수로 일반적으로 정의한다. 호흡을 1회하는 동안 흉부와 복부는 1회 팽창과 수축을 하므로 흉부나 복부의 1분간 팽창과 수축 회수를 측정함으로써 분당 호흡수를 계산할 수 있다.

[0004] 심장의 수축과 이완에 의한 동맥의 팽창과 수축으로 발생하는 맥파의 1분간 회수로 맥박수를 측정한다. 심장이 뛰는 동안 지속적인 동맥의 팽창과 수축 현상을 이용하여 왼쪽 가슴, 머리, 손목, 발목 등의 혈관에 손을 대어 느끼는 1분간 박동수로 맥박수를 측정할 수 있다.

- [0005] 심장의 박동으로부터 발생한 동맥 내의 맥파가 머리, 손목, 발목 등에 도달하는 시간은 서로 다른데, 이를 맥파 지연시간이라고 한다. 이때 심장에서 머리, 손목, 발목에 이르기까지 동맥의 길이를 각각 알면 맥파속도(PWV)를 계산할 수 있다. 건강한 사람이 경우와 동맥경화가 생겨 혈관이 일부 막혀있는 사람의 맥파속도는 상당한 차이가 있다. 혈관이 막혀 혈관의 내경이 작아질수록 맥파속도는 빨라진다. 주기적으로 신체 각 부위의 맥파속도를 측정함으로써 심장에서 머리, 심장에서 손목, 심장에서 발목에 이르는 동맥의 탄성도 및 막힘 정도를 진단할 수 있다.
- [0006] 호흡이 일어날 때는 시간에 따라 가슴둘레와 복부둘레가 주로 크게 변화하고 심장박동이 일어날 때는 혈관의 팽창과 수축으로 시간에 따라 머리둘레, 손목둘레, 발목둘레 등이 주기적으로 변화한다. 심장박동의 진폭은 호흡인 경우보다는 훨씬 작지만, 가슴둘레와 복부둘레는 호흡주파수보다는 훨씬 빠른 주파수로 시간에 따라 주기적으로 변화한다.
- [0007] 병원이나 진료소에서 수술중인 환자, 24시간 심장 박동과 호흡의 추이를 지켜보아야 하는 심혈관계 질병을 앓고 있는 환자, 거동이 매우 불편한 노인에 대하여, 심장박동과 호흡수를 지속적으로 모니터링하는 장비가 필수적으로 사용되어 왔다. 최근 모바일 기술의 발달로 인하여 심근경색, 관상동맥질환, 부정맥 등에 의한 돌연사와 급사의 발생확률이 높은 환자들을 위한 휴대형 심전도-호흡신호 측정 장치가 지속적으로 개발되면서 소형화되어 휴대가 더욱 간편해지고 배터리의 소모량도 극도로 줄어든고 있다.
- [0008] 현재 병원에서 수술시 환자에게 주로 사용되고 있는 호흡측정 장치인 호기말 이산화탄소(End-Tidal CO₂, ETCO₂) 측정 장치는 호흡과정에서 발생된 이산화탄소의 양을 시간에 따라 측정하여 최근 15초 내지 30초 동안의 호흡수를 계산하여 분당 호흡수를 알아낸다. 이러한 방법은 호흡과정에서 발생하는 이산화탄소의 양을 정확하게 측정함으로써 호흡수의 측정뿐만 아니라 현재 환자의 대사 상태까지 알 수 있는 장점이 있다.
- [0009] 그러나 이러한 방법은 날숨 시 내어 뱉는 공기 내의 이산화탄소 양을 정확하게 측정하기 위하여 기체 포집 과정에서, 호스를 비강을 통해 기관지까지 삽입해야 하므로 피시술자에게 고통을 유발하는 단점이 있다. 따라서 호기말 이산화탄소 측정 장치의 사용은 수술 시 전신마취 상태의 환자나 의식이 없는 중환자들에게만 제한된다. 그리고 이러한 호기말 이산화탄소 측정장치의 신뢰도는 호흡기체 포집장치의 종류에 따라 크게 달라지는 문제점도 있다.
- [0010] 따라서 호기말 이산화탄소 측정장치를 경증환자에게 적용하여 정확한 호흡수를 측정하기 위해서는 환자의 고통을 유발하므로 이를 해결하기 위한 여러 방법이 연구되고 있다.
- [0011] 한 가지 방법으로서, 청진기의 원리를 이용하여 호흡이 이루어지면서 발생하는 기도 내의 음파를 전기신호로 변화시켜 들숨과 날숨을 구분하여 호흡수를 측정하는 심음법이 있다. 그러나 이 방식은 주변의 소음에 민감하여 주변 소음이 심음에 비해 작아야 하기 때문에 측정이 잘 이루어지지 아니한다.
- [0012] 다른 방법으로는, 심전도(Electrocardiogram, ECG)신호를 측정하고, 여기에 저주파 필터를 이용하여 호흡신호를 얻어내는 방법이 있는데, 그 신호 세기가 매우 미약하고 오차 범위가 넓어 실제 사용되기 어렵다.
- [0013] 그 외에 전선 코일을 이중으로 겹친 후 벨트 형태로 흉부 및 상복부에 설치하여 호흡 시 흉부의 팽창과 수축시 발생하는 물리적인 변화에 의한 이중 코일의 인덕턴스 또는 전기용량 변화를 측정하는 방법이 있다. 그러나 코일을 이용하는 경우에는 외부의 전자기적 간섭(EMI)에 취약하기 때문에 이를 보완하기 위한 센서가 추가로 필요하다.
- [0014] 따라서 외부의 전자기적 간섭효과에 강하며, 착용이 간편하여 환자에게 거부감을 주지 않으며, 제작비용이 저렴하고, 그 정확도가 상용 장비와 같거나 그 이상인 센서의 개발이 요구되고 있다.

발명의 내용

해결 하고자하는 과제

- [0015] 본 발명의 기본적인 목적은 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서를 제공하는 것이다.
- [0016] 본 발명의 또 다른 목적은 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서를 측정 대상에 부착하고, 상기 측정 대상의 신장 또는 둘레 길이의 증가에 따른 상기 물질의 신장에 의해 발생한 전기적 신호를 이용하여 상기 측정 대상의 길이 또는 체적 변화 측정하는 것인, 상기 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서를 포함하는 길이 또는 체적 변화 측정 장치를 제공하는 것이다.

[0017] 본 발명의 또 다른 목적은 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서를 측정 생물에 부착하고, 호흡 또는 맥박에 의한 상기 생물의 둘레길이의 변화에 따른 상기 물질의 신장에 의해 발생한 전기적 신호를 이용하여 호흡수 또는 심장박동수를 측정하는, 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서를 포함하는 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치를 제공하는 것이다.

[0018] 본 발명의 또 다른 목적은 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질층; 상기 물질층의 양면에 부착되는 두 개의 전극층; 그리고 상기 물질층과 상기 전극층들을 감싸는 탄성 밴드를 포함하는 탄성 밴드형 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치를 제공하는 것이다.

[0019] 본 발명의 또 다른 목적은 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서를 포함하는 센서부; 상기 센서에서 측정된 아날로그 신호의 잡음을 제거하고 증폭하는 아날로그 신호처리부; 상기 신호처리부에서 처리된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하는 아날로그-디지털 변환부; 상기 디지털 신호를 분석하여 호흡수 또는 심장박동수 데이터를 얻는 디지털 신호처리 수단; 그리고 상기 호흡수 또는 심장박동수 데이터를 표시하는 표시부를 포함하는, 호흡수 또는 심장박동수 측정 시스템을 제공하는 것이다.

과제 해결수단

[0020] 전술한 본 발명의 기본적인 목적은 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서를 제공함으로써 달성될 수 있다.

[0021] 상기 압전성 물질은 압전성 고분자인 것이 바람직하다. 본 발명에서 "압전(piezoelectricity)"이란 어떤 물질에 기계적 스트레스(mechanical stress)가 가해졌을 때, 이에 반응하여 전기적 신호(전압 또는 전류)를 발생시키는 성질을 말한다. 상기 압전성 고분자는 폴리비닐리덴 플루오라이드, 폴리비닐리덴 플루오라이드를 포함하는 블렌드, 비닐리덴 플루오라이드의 공중합체 또는 나일론-11 등으로부터 선택되는 것이 바람직하다.

[0022] 더욱이 상기 폴리비닐리덴 플루오라이드를 포함하는 블렌드는 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리메틸메타크릴레이트 블렌드, 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리비닐아세테이트 블렌드 또는 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리에틸렌 비닐아세테이트 공중합체의 블렌드 등으로부터 선택되는 것이 바람직하다.

[0023] 또한 상기 비닐리덴 플루오라이드의 공중합체는 비닐리덴 플루오라이드-트리플루오로에틸렌 공중합체, 비닐리덴 플루오라이드-테트라플루오로에틸렌 공중합체, 비닐리덴 플루오라이드-헥사플루오로프로필렌 공중합체 또는 비닐리덴 플루오라이드-트리클로로플루오로에틸렌 공중합체 등으로부터 선택되는 것이 바람직하다.

[0024] 상기 압전성 고분자는 필름, 시트, 실린더(cylinder), 끈(string), 스트랜드(strand), 화이버(fiber), 직포 또는 나노섬유 웹 등의 형태인 것이 바람직하다.

[0025] 전술한 본 발명의 또 다른 목적은 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서를 측정 대상에 부착하고, 상기 측정 대상의 신장 또는 둘레 길이의 증가에 따른 상기 물질의 신장에 의해 발생한 전기적 신호를 이용하여 상기 측정 대상의 길이 또는 체적 변화 측정하는 것인, 상기 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서를 포함하는 길이 또는 체적 변화 측정 장치를 제공함으로써 달성될 수 있다.

[0026] 빌딩이나 주택과 같은 건축 구조물, 교량, 고가도로, 댐과 같은 토목 구조물, 유조선, 화물선과 같은 선박 구조물, 자동차, 열차 등과 같은 운송 수단과 같이 콘크리트, 철 등으로 이루어진 구조물 중에서 직선형 선재의 휘어짐 등에서 발생하는 측만부 길이의 변화에 의한 체적 변화를 측정할 필요가 있는 부위에 상기 길이 또는 체적 측정 장치를 장착함으로써 시간에 따른 길이 또는 체적 변화를 알 수 있다. 이로써 상기 구조물의 안전성 여부를 지속적으로 감시(monitors)할 수 있다.

[0027] 또한 상기 구조물 외에도 재료의 길이 변화 또는 둘레 길이의 변화 측정이 요구되는 부위에 상기 장치가 사용될 수 있다.

[0028] 더욱이 나무와 같은 식물의 경우에도 상기 장치를 사용하면 시간에 따른 성장 속도를 알아낼 수 있을 것이다.

[0029] 상기 압전성 물질은 압전성 고분자인 것이 바람직하다. 또한 상기 압전성 고분자는 폴리비닐리덴 플루오라이드, 폴리비닐리덴 플루오라이드를 포함하는 블렌드, 비닐리덴 플루오라이드의 공중합체 또는 나일론-11 등으로부터 선택되는 것이 바람직하다.

[0030] 더욱이 상기 폴리비닐리덴 플루오라이드를 포함하는 블렌드는 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리메틸메타크릴레이트 블렌드, 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리비닐아세테이트 블렌드 또는 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리에틸렌

비닐아세테이트 공중합체의 블렌드 등으로부터 선택되는 것이 바람직하다.

- [0031] 또한 상기 비닐리덴 플루오라이드의 공중합체는 비닐리덴 플루오라이드-트리플루오로에틸렌 공중합체, 비닐리덴 플루오라이드-테트라플루오로에틸렌 공중합체, 비닐리덴 플루오라이드-헥사플루오로프로필렌 공중합체 또는 비닐리덴 플루오라이드-트리클로로플루오로에틸렌 공중합체 등으로부터 선택되는 것이 바람직하다.
- [0032] 상기 압전성 고분자는 필름, 시트, 실린더(cylinder), 끈(string), 스트랜드(strand), 화이버(fiber), 직포 또는 나노섬유 웹 등의 형태인 것이 바람직하다.
- [0033] 진술한 본 발명의 또 다른 목적은 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서를 측정 생물체에 부착하고, 호흡 또는 맥박에 의한 상기 생물체의 둘레길이의 변화에 따른 상기 물질의 신장에 의해 발생하는 전기적 신호를 이용하여 호흡수 또는 심장박동수를 측정하는, 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서를 포함하는 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치를 제공함으로써 달성될 수 있다.
- [0034] 본 발명의 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치에 사용되는 센서는 동물의 심장 박동에 의해 발생하는 파동이나 동물의 호흡에 의한 신체 둘레의 변화에 의해 연신변형이 된다. 따라서 본 발명의 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치는, 본 발명의 센서의 연신변형에 의해 발생한 전기적 신호를 통하여 동물의 호흡수나 심장박동수를 측정하는데 유용하게 사용될 수 있다.
- [0035] 상기 압전성 물질은 압전성 고분자인 것이 바람직하다. 또한 상기 압전성 고분자는 폴리비닐리덴 플루오라이드, 폴리비닐리덴 플루오라이드를 포함하는 블렌드, 비닐리덴 플루오라이드의 공중합체 또는 나일론-11 등으로부터 선택되는 것이 바람직하다.
- [0036] 더욱이 상기 폴리비닐리덴 플루오라이드를 포함하는 블렌드는 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리메틸메타크릴레이트 블렌드, 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리비닐아세테이트 블렌드 또는 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리에틸렌 비닐아세테이트 공중합체의 블렌드 등으로부터 선택되는 것이 바람직하다.
- [0037] 또한 상기 비닐리덴 플루오라이드의 공중합체는 비닐리덴 플루오라이드-트리플루오로에틸렌 공중합체, 비닐리덴 플루오라이드-테트라플루오로에틸렌 공중합체, 비닐리덴 플루오라이드-헥사플루오로프로필렌 공중합체 또는 비닐리덴 플루오라이드-트리클로로플루오로에틸렌 공중합체 등으로부터 선택되는 것이 바람직하다.
- [0038] 상기 압전성 고분자는 필름, 시트, 실린더(cylinder), 끈(string), 스트랜드(strand), 화이버(fiber), 직포 또는 나노섬유 웹 등의 형태인 것이 바람직하다.
- [0039] 진술한 본 발명의 또 다른 목적은 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질층; 상기 물질층의 양면에 부착되는 두 개의 전극층; 그리고 상기 물질층과 상기 전극층들을 감싸는 탄성 밴드를 포함하는 탄성 밴드형 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치를 제공함으로써 달성될 수 있다.
- [0040] 상기 압전성 물질은 압전성 고분자인 것이 바람직하다. 또한 상기 압전성 고분자는 폴리비닐리덴 플루오라이드, 폴리비닐리덴 플루오라이드를 포함하는 블렌드, 비닐리덴 플루오라이드의 공중합체 또는 나일론-11 등으로부터 선택되는 것이 바람직하다.
- [0041] 더욱이 상기 폴리비닐리덴 플루오라이드를 포함하는 블렌드는 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리메틸메타크릴레이트 블렌드, 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리비닐아세테이트 블렌드 또는 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리에틸렌 비닐아세테이트 공중합체의 블렌드 등으로부터 선택되는 것이 바람직하다.
- [0042] 또한 상기 비닐리덴 플루오라이드의 공중합체는 비닐리덴 플루오라이드-트리플루오로에틸렌 공중합체, 비닐리덴 플루오라이드-테트라플루오로에틸렌 공중합체, 비닐리덴 플루오라이드-헥사플루오로프로필렌 공중합체 또는 비닐리덴 플루오라이드-트리클로로플루오로에틸렌 공중합체 등으로부터 선택되는 것이 바람직하다.
- [0043] 상기 압전성 고분자는 필름, 시트, 실린더(cylinder), 끈(string), 스트랜드(strand), 화이버(fiber), 직포 또는 나노섬유 웹 등의 형태인 것이 바람직하다.
- [0044] 상기 전극층은 금, 은, 구리, 백금, 알루미늄, 니켈 또는 코발트 등의 재질로 제조될 수 있다.
- [0045] 상기 탄성 밴드는 탄성 섬유로 제조는 것이 바람직하다.
- [0046] 상기 전극층 중 적어도 하나의 외부면이 고분자로 피복되는 것이 바람직하다. 상기 고분자는 부타디엔계 고무 또는 라텍스, 이소프렌계 고무 또는 라텍스, 클로로프렌계 고무 또는 라텍스, 니트릴계 고무 또는 라텍스, 실리콘계 고무 또는 라텍스, 폴리우레탄계 고무 또는 라텍스, 폴리에틸렌, 폴리에스테르, 폴리아크릴, 폴리이미드

또는 폴리아세테이트 등으로부터 선택되는 것이 바람직하다. 또한 상기 고분자 피복의 두께는 100 μm 내지 5 mm인 것이 바람직하다.

[0047] 상기 탄성 밴드의 신도(tensile strain)가 0.1 내지 0.4인 것이 바람직하다.

[0048] 상기 전극층에 전도성 리드선이 연결되어 외부로 전기적 신호를 전달하게 된다.

[0049] 전술한 본 발명의 또 다른 목적은 연신에 의해 전기적 신호를 발생시키는 물질을 포함하는 센서를 포함하는 센서부; 상기 센서에서 측정된 아날로그 신호의 잡음을 제거하고 증폭하는 아날로그 신호처리부; 상기 신호처리부에서 처리된 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하는 아날로그-디지털 변환부; 상기 디지털 신호를 분석하여 호흡수 또는 심장박동수 데이터를 얻는 디지털 신호처리 수단; 그리고 상기 호흡수 또는 심장박동수 데이터를 표시하는 표시부를 포함하는, 호흡수 또는 심장박동수 측정 시스템을 제공함으로써 달성될 수 있다.

[0050] 상기 호흡수 또는 심장박동수 측정 시스템은 추가로 보조기억장치를 포함할 수 있다.

효 과

[0051] 본 발명의 센서는 다양한 구조물, 식물의 길이 변화 또는 둘레길이 변화를 간편하게 측정할 수 있다. 또한 본 발명의 호흡수 또는 심장박동수 측정장치는 환자에게 거부감이 없고, 착용이 간편하며, 물리적 변화에 매우 민감하여 호흡수 또는 심장박동수를 정확하게 측정할 수 있다.

발명의 실시를 위한 구체적인 내용

[0052] 이하, 다음의 실시태양을 들어 본 발명을 보다 구체적으로 설명하고자 한다. 그러나 다음의 실시태양 또는 도면에 대한 설명은 본 발명의 구체적인 실시 태양을 특정하여 설명하고자 하는 것일 뿐이며, 본 발명의 권리 범위를 이들에 기재된 내용으로 한정하거나 제한해석하고자 의도하는 것은 아니다.

[0053] 도 1은 전극의 형태로 만들어진 본 발명의 센서의 압전효과의 원리를 나타낸다. 두께 방향으로 압력을 가하면 두께가 줄어들면서 전하밀도가 변화함에 따라 두께방향으로 전류(또는 전압)가 발생한다. 이때 발생한 전류(또는 전압)의 크기는 압력의 크기에 비례한다. 한편 두께 방향으로 압력을 가하는 대신에 압전성 고분자 필름의 길이 방향이나 폭 방향으로 힘을 가하는 경우나 늘리는 경우에도 외력(또는 신율)에 따라 두께가 줄어드는 정도가 달라지고, 이때 발생하는 두께 방향으로 발생하는 전류(또는 전압)의 크기는 외력(또는 신율)에 비례하게 된다.

[0054] 도 2는 본 발명의 압전성 고분자 필름의 일 실시태양을 나타낸다. 도 2를 참조하면, 상기 센서는 압전성 고분자 필름(21), 압전성 고분자 필름의 양면에 부착된 전극층(22), 금속리벳을 이용하여 전극층에 연결된 전도성 리드선(23), 그리고 상기 전극층에 피복된 고무층(24)을 포함한다.

[0055] 상기 압전성 고분자 필름(21)은 먼저 압전성 고분자를 용액주조 또는 용융성형 공정을 통하여 얻은 필름을 일축 또는 이축 연신하여 제조한다. 상기 고분자 필름의 두께는 6 μm 내지 2,000 μm가 바람직하다. 상기 압전성 고분자로는 상기 압전성 물질은 압전성 고분자인 것이 바람직하다. 또한 상기 압전성 고분자는 폴리비닐리덴 플루오라이드, 폴리비닐리덴 플루오라이드를 포함하는 블렌드, 비닐리덴 플루오라이드의 공중합체 또는 나일론-11 등으로부터 선택되는 것이 바람직하다.

[0056] 더욱이 상기 폴리비닐리덴 플루오라이드를 포함하는 블렌드는 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리메틸메타크릴레이트 블렌드, 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리비닐아세테이트 블렌드 또는 폴리비닐리덴 플루오라이드-폴리에틸렌 비닐아세테이트 공중합체의 블렌드 등으로부터 선택되는 것이 바람직하다.

[0057] 또한 상기 비닐리덴 플루오라이드의 공중합체는 비닐리덴 플루오라이드-트리플루오로에틸렌 공중합체, 비닐리덴 플루오라이드-테트라플루오로에틸렌 공중합체, 비닐리덴 플루오라이드-헥사플루오로프로필렌 공중합체 또는 비닐리덴 플루오라이드-트리클로로플루오로에틸렌 공중합체 등으로부터 선택되는 것이 바람직하다.

[0058] 상기 연신된 압전성 필름을 두께 방향으로 높은 전압을 걸어 코로나 처리를 한다. 상기 코로나 처리를 하면, 상기 연신된 압전성 필름 내에 무질서하게 존재하는 쌍극자(dipole)가 외부 전압의 방향으로 정렬된다. 이후 외부 전기장을 제거하여도 한쪽 방향으로 배열된 쌍극자는 원래대로 돌아가지 못함으로써, 소위 잔류분극(P_r: remanent polarization)을 갖는다.

[0059] 상기 전도성 전극층(22)은 상기 분극 처리가 끝난 압전 필름의 양면에 전도성 전극을 부착하여 캐패시터의 형태

로 제작한다. 상기 전극층은 은 페이스트(silver paste)를 도포함으로써 형성될 수 있다. 또한 스퍼터링(sputtering), 진공 열증착, 전자빔 증발법(e-beam evaporation) 등의 방법을 통하여 금(Au), 백금(Pt), 은(Ag), 구리(Cu), 알루미늄(Al), 니켈(Ni), 코발트(Co) 등을 증착할 수도 있다. 이때 전극층이 부착된 압전 필름 길이는 5 mm 내지 300 mm, 폭은 5 mm 내지 25 mm인 것이 바람직하다.

[0060] 다음으로, 상기 전극층이 부착된 압전 필름을 원하는 크기로 절단한 상부 및 하부 전극에 금속 리벳(rivet) 등을 사용하여 전도성 리드선(23)을 연결하고, 본 발명의 센서와 신호처리부와의 연결을 용이하게 하기 위하여 리드선 끝부분에 소형 커넥터(connector)나 플러그(plug)를 연결할 수 있다.

[0061] 필요한 경우, 상기 전극층의 마모를 방지하기 위하여 상기 전극층이 부착된 압전 필름을 용액주조를 통하여 부타디엔계 고무 또는 라텍스, 이소프렌계 고무 또는 라텍스, 클로로프렌계 고무 또는 라텍스, 니트릴계 고무 또는 라텍스, 실리콘계 고무 또는 라텍스, 폴리우레탄계 고무 또는 라텍스 등의 고분자 피막을 보호막으로 형성시킬 수 있다. 또한 폴리에틸렌, 폴리에스테르, 폴리아크릴, 폴리이미드, 폴리아세테이트 등의 고분자 필름을 라미네이션할 수도 있다. 이때 피막의 두께는 3 mm 내지 30 mm, 라미네이션 두께는 50 mm 내지 500 mm가 바람직하다.

[0062] 포유류의 가슴, 복부, 머리, 손목 또는 발목에 본 발명의 압전성 고분자 필름을 위치시키더라도 호흡이나 심장박동에 따른 압전성 고분자 필름의 두께 방향의 변화는 무시할 수 있을 정도로 작기 때문에 호흡이나 심장박동에 따른 전류나 전압의 변화를 측정하기 쉽지 않다.

[0063] 반면에 본 발명의 압전성 고분자 필름을 가슴, 복부, 머리, 손목, 발목 주위를 감아서 고정하면 호흡이나 심장박동에 따른 이들 부분의 원둘레의 변화가 압전성 고분자 필름의 길이방향으로의 변화를 쉽게 일으키기 때문에 호흡이나 심장박동에 따른 전류나 전압의 변화를 쉽게 측정할 수 있다.

[0064] 그러나 압전성 고분자 필름의 신도(tensile strain)가 매우 낮기 때문에 가슴, 복부, 머리, 손목, 발목 주위를 감아서 고정하는 것이 쉽지 않다. 따라서 압전성 고분자 필름을 2 개의 탄성 섬유 밴드 사이에 삽입하여 봉제한 탄성 밴드로 가슴, 복부, 머리, 손목, 발목 주위를 감싸는 것이 바람직하다. 그 결과, 호흡이나 심장박동에 따른 가슴, 복부, 머리, 손목, 발목 등의 둘레의 길이의 변화가 탄성 밴드의 길이의 변화를 일으킨다. 그 결과 상기 탄성 밴드 내에 삽입되어 있는 압전성 고분자 필름의 길이가 변하게 되어 호흡이나 심장박동을 측정할 수 있다.

[0065] 그런데 압전성 고분자 필름을 보호막으로 코팅하는 경우에는 상기 탄성 밴드와의 밀착성이 나빠서 서로 미끄러지게 된다. 따라서 탄성 밴드가 신장되더라도 미끄럼(slip) 때문에 압전성 고분자 필름이 함께 신장되지 아니하여 상기 압전성 고분자 필름으로부터 발생하는 전류(또는 전압) 신호가 미약하게 된다. 그러므로 심장 박동과 호흡을 모니터링하는 것이 용이하지 아니하다. 또한 탄성 밴드형 장치를 신체 부위로부터 탈착함으로써 탄성 밴드의 길이가 원래대로 회복되는 과정에서 굽힘 강도가 낮은 압전성 고분자 필름이 접히는 현상이 발생한다.

[0066] 그리고 폴리에스테르와 같은 고분자 필름이 라미네이션된 압전성 고분자 필름은 굽힘 강도가 커서 상기 탄성 밴드가 본래의 길이로 회복하는 과정에서 접히는 현상을 막을 수 있다. 그러나 고분자 필름이 라미네이션된 압전성 고분자 필름은 탄성률도 동시에 크게 증가한다. 따라서 심장박동 및 호흡에 따른 가슴, 머리, 손목, 발목 등의 둘레 길이의 증가에 따른 압전성 고분자 필름의 길이방향으로의 신장률이 상기 보호막이 코팅된 압전성 고분자 필름에 비하여 매우 작아진다. 그러므로 증폭기의 게인(gain)을 매우 높여야 한다. 그러나 이 경우에는 잡음신호도 같이 증폭되어 매우 정교한 필터(filter) 회로를 설계하지 않으면 순수한 심장 박동과와 호흡파를 잡음으로부터 분리해내는 데 어려운 점이 있다.

[0067] 본 발명자들은 상기한 문제점을 해결하기 위하여 양면에 전극만 부착된 압전성 고분자 필름, 전극이 부착된 후에 고분자로 피복한 압전성 고분자 필름, 전극이 부착된 후에 고분자 필름으로 라미네이션한 압전성 고분자 필름의 일면 혹은 양면에 실리콘계 고무 용액(PDMS)을 사용하여, 바람직하게는 두께가 100 μm 내지 5 mm가 되도록 고무를 피복시켰다.

[0068] 그 결과 전극층이 부착된 압전성 고분자 필름의 피복 표면의 마찰계수가 증가하여 탄성 밴드가 늘어날 때 압전성 고분자 필름의 미끄럼이 현저히 줄고, 굽힘강도도 크게 증가되었다. 따라서 인체에서 탄성 밴드형 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치를 탈착할 때, 늘어난 탄성 밴드가 본래의 길이로 회복하는 과정에서 압전성 고분자 필름이 접히는 현상도 동시에 막을 수 있었다. 상기 탄성 밴드는 공지의 탄성 섬유를 사용할 수 있으며 특별히 한정되지 않는다.

[0069] 본 발명의 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치의 바람직한 실시태양으로서 탄성 섬유 밴드형 장치가 다음과 같이 제조될 수 있다. 전극층이 부착된 압전성 고분자 필름을 이보다 폭과 길이가 긴 제1 탄성 섬유 밴드와 제2 탄성

섬유 밴드(이 경우 탄성섬유 밴드의 폭은 앞의 것과 동일하고 길이는 필름형 콘덴서보다 약간 길게 한다) 사이에 위치시킨다. 상기 두 개의 탄성 섬유 밴드를 봉제하여 상기 전극층이 부착된 압전성 고분자 필름이 상기 두 개의 탄성 섬유 밴드와 잘 밀착되게 한다. 상기 전극층에 연결되는 커넥터 또는 플러그도 상기 탄성 섬유 밴드에 고정시키는 것이 바람직하다.

- [0070] 상기 탄성 섬유 밴드에 일정한 길이의 벨크로 테이프(Velcro tape 또는 hook and fastener tape) 1쌍을 봉제하여 부착하거나 길이를 조절할 수 있는 1쌍의 플라스틱 버클을 부착하여 신체부위의 탈부착이 용이하게 할 수 있다.
- [0071] 도 3은 도 2의 고분자 필름을 2장의 탄성 섬유 밴드 내에 삽입하여 제조된 탄성 밴드형 장치의 사진 및 상기 장치가 착용된 손목의 단면도이다.
- [0072] 본 발명의 탄성 밴드형 장치를 이용하여 호흡수 또는 심장박동수 측정 시스템을 형성할 수 있다. 본 발명의 호흡수 또는 심장박동수 측정 시스템의 일 실시태양을 도 4에 도시하였다.
- [0073] 도 4를 보면, 본 발명의 호흡수 또는 심장박동수 측정 시스템은 센서부, 아날로그 신호처리부, 아날로그-디지털 변환부, 디지털 신호처리 수단 그리고 표시부로 이루어진다. 상기 아날로그-디지털 변환부, 디지털 신호처리 수단 그리고 표시부는 컴퓨터로 구현할 수 있다. 상기 센서부는 압전성 고분자 필름을 내장하고 있는 탄성 밴드형 장치이다.
- [0074] 상기 아날로그 신호처리부는 공지의 방법으로 구성할 수 있는데, 구체적으로는 상기 센서부와 연결되어 상기 센서부에서 측정된 전기적 신호를 입력받는 입력 범퍼 회로(도 5), 필터링 회로(도 6), 신호를 증폭하기 위한 증폭회로를 포함하는 증폭 및 출력 회로(도 7)로 이루어질 수 있다.
- [0075] 상기 아날로그 디지털변환부, 디지털 신호처리 수단(Digital Signal Processing, DSP) 및 표시부(display)도 각각 종래의 장치로 이루어질 수 있다.
- [0076] 상기 아날로그 신호 처리부에서 나오는 아날로그 전압 신호를 데이터 수집보드(DAQ board) 상에 있는 아날로그-디지털변환기(analog-digital converter, ADC)를 이용하여 디지털 신호로 변환하고, LabVIEW, Visual C⁺⁺, Visual Basic, MatLAB, 또는 기타 소프트웨어를 사용하여 작성한 프로그램으로 분석하여 얻어진 데이터를 표시부인 모니터에 나타내는 동시에 보조기억 장치에 이들 데이터들을 저장할 수 있다.
- [0077] 가슴, 머리, 손목, 발목 등에서 나오는 심장박동과와 호흡과와 같은 생체신호를 측정하여 모니터 상에 그 결과를 실시간 디스플레이하는 동시에 주변장치(PC, PDA, 또는 stand alone 장비)의 보조기억장치에 저장할 수 있다.
- [0078] 상기 센서부로부터 발생하는 신호에는 환자의 심장박동 및 호흡을 제외한 기타 원인에 의한 물리적 변화까지 포함되므로, 상기 아날로그 신호처리부를 통과한 후 추가적인 처리 과정을 거친다. 환자의 흉부, 복부, 머리, 손목, 발목으로부터 측정된 심장박동 신호와 호흡 신호가 혼합되어 있는 신호를 실시간 파형으로 모니터 상에 나타내는 동시에 보조기억 장치에 저장한다. 특히 본 발명의 탄성 밴드형 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치를 흉부와 복부에 착용하는 경우에는 심장박동과와 호흡과가 혼합되어 있는 신호가 나타나지만 심장박동과의 진폭이 호흡과의 진폭의 1/10 정도이고 심장박동과의 진동수가 호흡과의 진동수보다 3배 내지 6배 크기 때문에, 호흡과와 심장박동과의 구별을 용이하게 할 수 있다. 본 발명의 탄성 밴드형 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치를 머리, 손목, 발목에 차고 움직임이 없는 상태에서 관측되는 신호는 심장박동에만 관계되는 신호이므로 보다 용이하게 맥파속도를 측정할 수 있다.
- [0079] 이와 같은 본 발명의 호흡수 또는 심장박동수 측정 시스템은 전신마취환자뿐만 아니라 일반 경증환자 및 정상인에 이르기까지 실시간으로 정확한 호흡패턴과 심장박동 패턴을 측정, 분석하여 환자의 위급상황을 감지하여 의사, 간호사, 간호인 등에게 즉시 알릴 수 있도록 하는 것을 목적으로 한다. 또한 측정된 신호는 디지털화하여 각종 저장장치에 저장이 가능하여, 차후에 의사가 환자의 상태를 역추적할 수도 있다.
- [0080] 더욱이 이러한 디지털 정보는 다양한 프로그램(LabVIEW, Visual C⁺⁺, Visual Basic, MatLAB 등을 이용한 프로그램)으로 분석되어 종래의 통신 수단을 통하여 환자의 응급상태를 인지하는 즉시 가까운 병원과 공공기관에 알릴 수도 있다.

[0081] 실시예

[0082] 실시예 1. 호흡 및 심장박동 펄스의 측정

[0083] 본 발명의 탄성 밴드형 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치를 손목, 발목, 머리, 가슴 등에 약간 조여 진 상태로 착용을 하고 본 실험을 실행하였다. 혈관을 따라 진행되는 혈액의 양에 따라서 압력이 탄성 밴드형 장치에 가해지게 되고 센서에 변형을 가한다. 밴드형 장치의 변형은 밴드형 장치의 내부에 위치한 압전성 필름의 압전 현상에 의해 전기신호가 발생하게 된다. 이렇게 발생된 신호는 도 4 및 도 5 내지 도 7에 나타낸 본 발명의 호흡수 또는 심장박동수 측정 시스템에서 처리되어 컴퓨터 화면상에 실시간으로 파형으로 나타나게 되는데, 이를 도 8(a)와 도 9(a)에 나타냈다.

[0084] 도 8(a) 및 도 9(a)에 나타낸 실시간 파형을 고속 푸리에 변환기법(Fast Fourier Transform, FFT)을 이용하여 구한 주파수영역 파워 스펙트럼(power spectrum)을 도 8(b) 및 도 9(b)에 나타냈다.

[0085] 도 8의 그래프는 손목에 탄성 밴드형 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치를 차고 측정하였기 때문에 주기적인 심장박동 파형만 나타남을 알 수 있다. 이를 고속푸리에변환(Fast Fourier transformation, 이하 "FFT"라 한다.)한 결과에서 파워 스펙트럼의 1차 피크점이 1.2 Hz에 나타났으므로 맥박수는 분당 $1.2 \times 60 = 72$ 회임을 알 수 있다.

[0086] 도 9의 그래프는 가슴에 탄성 밴드형 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치를 차고 측정하였기 때문에 주기적인 호흡파형(진폭이 상당히 큰 파형)과 심장박동파형(진폭이 상당히 작은 파형)이 중첩되어 나타났다. 이를 FFT 한 결과에서 1차 피크가 0.32 Hz에서 가장 크게 나타났고, 1차 피크 진동수의 2배인 0.64 Hz에 1차 피크보다는 크기가 상당히 감소한 2차 피크가 나타났으며, 1차 피크 진동수의 3배인 0.96 Hz에 무시할 수 있을 정도로 작은 크기의 3차 피크가 나타났다. 따라서 0.32 Hz에서 나타난 1차 피크는 호흡에 관계되는 것이므로 분당 호흡수는 $0.32 \times 60 = 19.2$ 회가 된다.

[0087] 한편 실시간 심장박동파형의 진폭은 호흡파형의 진폭보다 훨씬 작고, 진동수는 호흡파형에 비하여 훨씬 크기 때문에 호흡의 1차 FFT 피크보다는 세기가 상당히 작지만 호흡의 3차 FFT 피크보다는 당연히 크게 나타나야 하므로, 1.28 Hz에 나타난 FFT 피크는 호흡의 4차 FFT 피크가 아니라 심장박동파형의 1차 FFT 피크임을 알 수 있다. 따라서 분당 심장 박동수는 $1.28 \times 60 = 76.8$ 회이다.

[0088] 실시예 2. 압전성 필름에 피복한 고무 두께가 측정신호에 미치는 영향

[0089] 압전성 필름에 피복한 고무 두께가 신체의 호흡에 따른 측정신호의 세기에 미치는 영향을 보기 위하여, 실리콘 고무를 피복하지 않은 센서, 실리콘 고무를 두께 1 mm로 피복한 센서, 실리콘 고무를 2.5 mm로 피복한 센서를 내장한 3종류의 탄성 밴드형 장치를 사용하여 실시예 1과 동일한 방법으로 가슴에 착용 후 동일한 측정조건으로 측정하였다. 측정된 실시간 호흡/심장박동의 혼합파형을 도 9에 나타냈다.

[0090] 피복한 고무의 두께가 증가할수록 호흡에 따른 실시간 신호의 세기가 증가하는 것으로 나타났다. 이는 피복고무의 두께가 증가할수록 압전성 고분자 필름과 탄성섬유 밴드와의 밀착성이 좋아져서 탄성섬유 밴드의 신장에 따른 압전성 고분자 필름의 미끄럼이 작아지므로 그만큼 신장이 잘된다는 것을 알 수 있다.

[0091] 실시예 3. 탄성섬유 밴드의 신도가 측정신호에 미치는 영향

[0092] 탄성 섬유 밴드를 신도를 달리하여 손목에 착용한 후 실시예 1과 동일한 방법으로 실시간 맥파의 진폭의 크기를 섬유 밴드의 신도에 따라 나타낸 것을 도 11에 나타냈다.

[0093] 탄성섬유 밴드의 신도가 0.3까지 증가함에 따라 맥파의 신호는 급격히 증가하다가 상기 신도가 0.3보다 커지면 서 맥파의 신호세기가 급격히 줄어들음을 볼 수 있다. 본 발명의 탄성 섬유 밴드에서는 장시간 착용시 신호의 강도세기와 피시험자의 안락함을 동시에 고려할 때 신도를 0.25 정도로 하는 것이 가장 적합하였다.

[0094] 탄성 밴드형 장치를 신체에 착용할 때 탄성 밴드의 신도를 증가시켜 착용하면 압전 필름 센서와 탄성 섬유 밴드와의 마찰력이 증가하여 압전필름센서의 미끄럼의 저하로 인하여 호흡이나 맥박에 따른 신체부위의 원둘레가 증가하기 때문에, 탄성 섬유 밴드의 신장에 따라 압전성 고분자 필름의 신장도 좋아져서 신호의 크기가 증가하였

다. 그러나 신도가 매우 큰 탄성섬유 밴드를 착용하면 호흡과 심장박동에 따른 탄성 벨트의 신장이 줄어들어 도리어 측정신호의 크기가 감소하였다. 그리고 탄성섬유 밴드를 손목이나 발목에 차는 경우, 신도가 매우 큰 탄성 섬유 밴드를 착용하면 동맥을 누르는 압력이 증가하여 도리어 동맥 내로의 피의 흐름을 방해하기 때문에 맥파가 제대로 잡히기 어려울 수도 있다.

[0095] 실시예 4. 다채널 맥박 파형의 측정 및 펄스파동 속도 측정

[0096] 실시예 1의 탄성 밴드형 장치를 심장이 위치한 가슴부위, 머리, 오른쪽 손목, 오른쪽 발목에 동시에 착용하는 다채널 시스템을 구성하였고, 다채널 아날로그-디지털 변환기 및 데이터 수집 장치를 통하여 상기 여러 부위에서 동시에 맥박 파형을 측정하였다.

[0097] 동시에 측정된 데이터는 화면상에서 실시간으로 나타났고, 각 파형의 펄스 시간차 측정치와 미리 입력된 탄성 밴드의 위치 데이터들을 이용하여 각 위치에 도달하는 맥파의 속도를 알아냈다. 본 실험을 하는 동안에는 가슴 부위에서 심장박동파형만 얻도록 하기 위해서 약 10초간 호흡을 멈추었다.

[0098] 도 12는 본 발명의 탄성 밴드형 장치를 심장이 위치한 가슴부위, 머리, 오른쪽 손목, 오른쪽 발목에 동시에 착용한 후에 측정된 4곳의 실시간 맥파를 나타낸다.

[0099] 도 12를 보면, 심장박동파형을 기준으로 할 때 머리, 손목, 발목 순으로 맥파의 지연이 증가하고 있음을 알 수 있다. 정상 피험자의 측정시간 내의 부위별 지연시간을 평균한 결과 머리는 73 ms, 오른쪽 손목은 119 ms, 오른쪽 발목은 148 ms 로 나타났으며, 표준편차는 28 ms 이하로 나타났다. 이와 같은 부위별 맥파 지연시간을 정기적으로 측정함으로써 피험자의 혈관의 건강상태를 간단히 점검해 볼 수 있다.

산업이용 가능성

[0100] 본 발명의 센서, 장치 및 시스템은 구조물, 인간을 포함하는 동물, 식물 등의 일부분에서의 길이 변화 또는 둘레길이 변화를 측정할 수 있게 한다. 이로써 구조물 등의 안전성, 식물의 성장, 사람을 포함한 동물의 호흡수 또는 심장박동수를 측정할 수 있다.

[0101] 본 발명의 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치는 환자에게 특별한 거부감이 없고, 착용이 간편하며, 물리적 변화에 매우 민감하기 때문에, 호흡수와 심장박동수를 측정하는데 유리하다. 따라서 응급실, 수술실, 중환자실 등에서 호흡수 또는 심장박동수를 측정하는 수단 및 환자 감시 시스템(patient monitoring system)에 사용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0102] 도 1은 압전 효과의 원리를 나타낸다.

[0103] 도 2는 본 발명의 압전성 고분자를 포함하는 센서의 일 실시태양을 나타낸다.

[0104] 도 3은 도 2의 센서를 2장의 탄성 섬유 밴드 내에 삽입하여 제조된 탄성 밴드형 장치의 사진 및 상기 장치가 착용된 손목의 단면도이다.

[0105] 도 4는 본 발명의 호흡수 및 심장박동수 측정 시스템의 구성도이다.

[0106] 도 5 내지 도 7은 본 발명의 호흡수 및 심장박동수 측정 시스템의 신호처리부에 포함되는 입력 범위 회로도(도 5), 필터링 회로도(도 6), 그리고 증폭 및 출력 회로도(도 7)이다.

[0107] 도 8은 본 발명의 탄성 밴드형 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치를 편안한 상태의 사람의 오른쪽 손목에 착용시켰을 때 측정된 (a) 시간 영역 신호 및 (b) 주파수 영역 신호를 나타낸다.

[0108] 도 9는 본 발명의 탄성 밴드형 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치를 편안한 상태의 사람의 가슴에 착용시켰을 때 측정된 (a) 시간 영역 신호 및 (b) 주파수 영역 신호를 나타낸다.

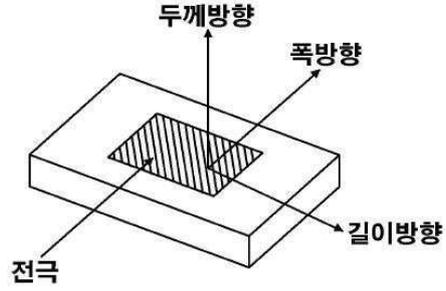
[0109] 도 10은 본 발명의 탄성 밴드형 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치를 사람의 가슴에 착용시킨 후, 상기 센서의 실리콘 피복의 두께에 따른 신호를 나타낸다.

[0110] 도 11은 손목에 착용된 본 발명의 탄성 밴드형 호흡수 또는 심장박동수 측정 장치의 신도에 따른 심장 박동 신호의 변화를 나타낸 도표이다.

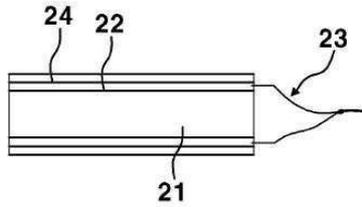
[0111] 도 12는 다양한 신체 부분에서 측정된 심박 펄스를 보여주는 그래프이다.

도면

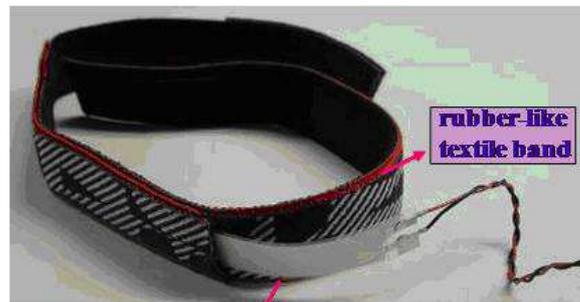
도면1



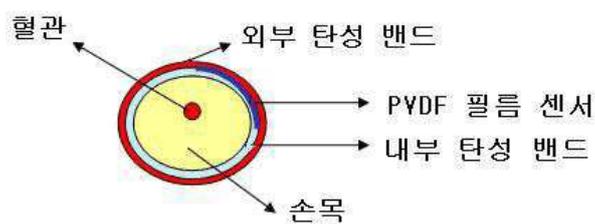
도면2



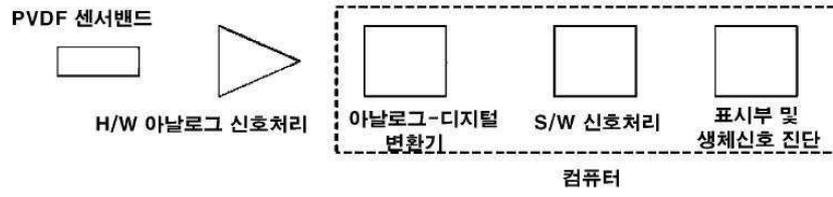
도면3



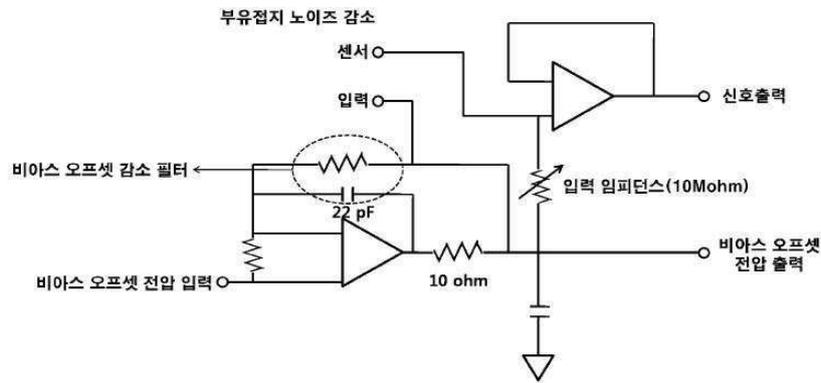
PVDF film
 A (electrode area) : 12 x 62 mm²
 t (film thickness) : 52 μm



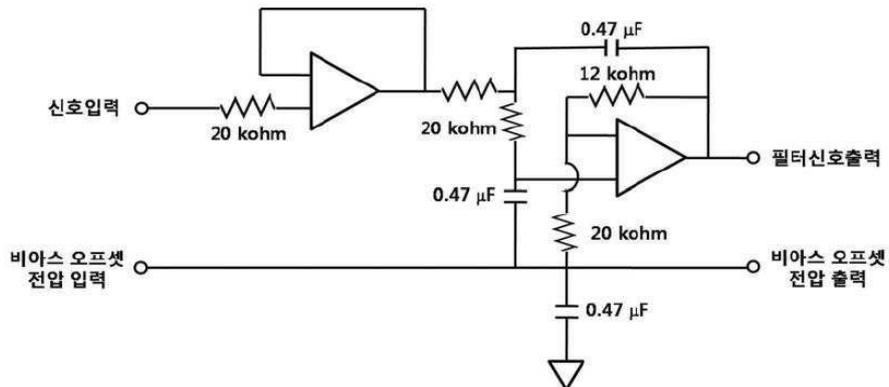
도면4



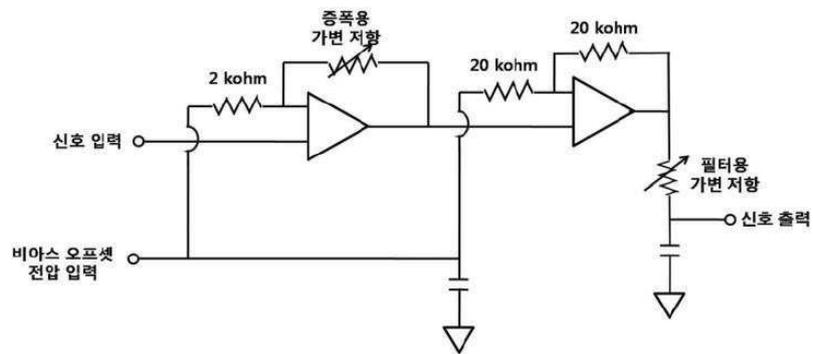
도면5



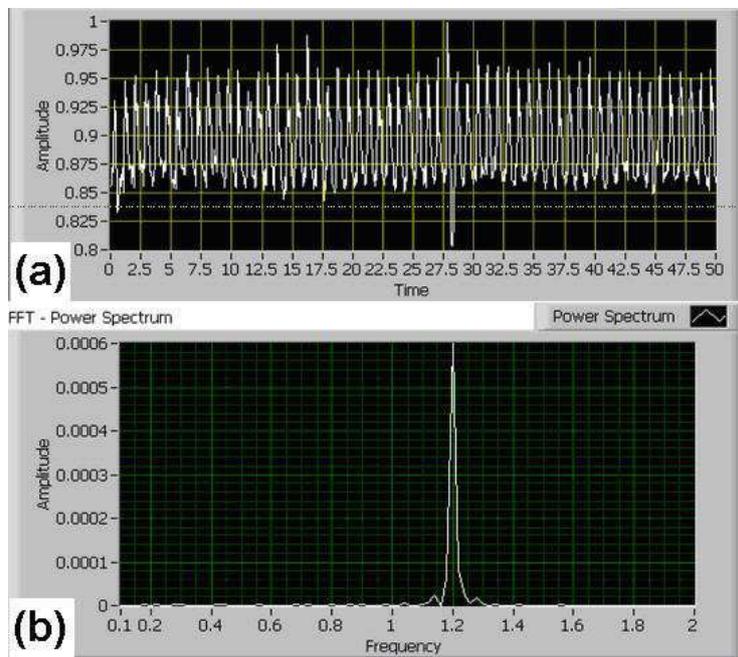
도면6



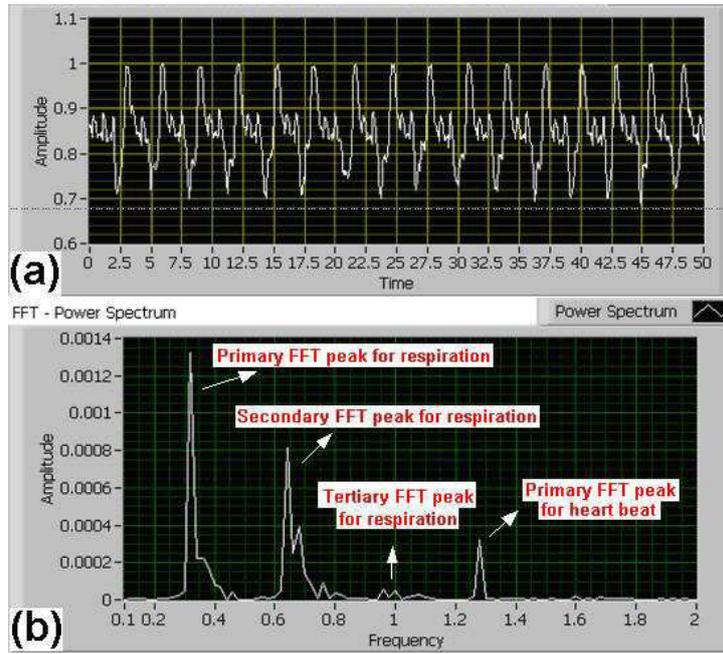
도면7



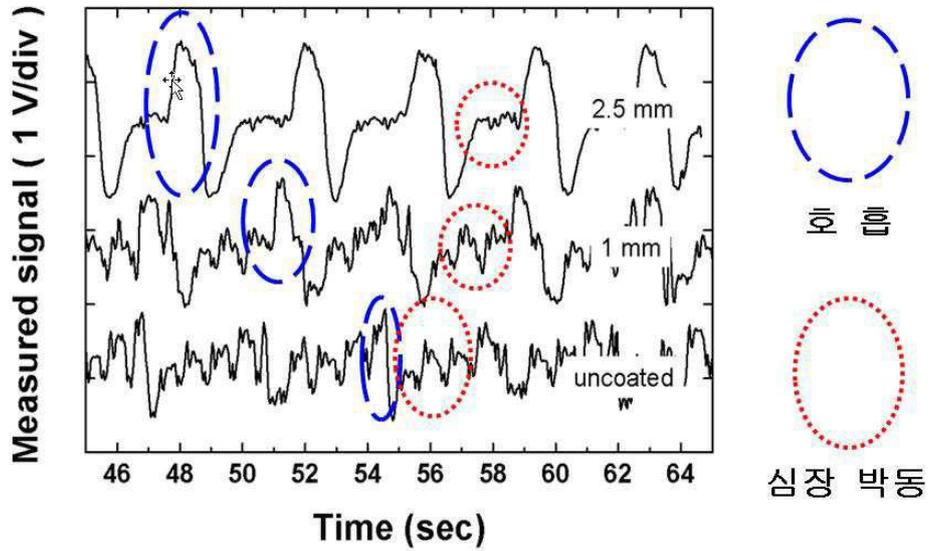
도면8



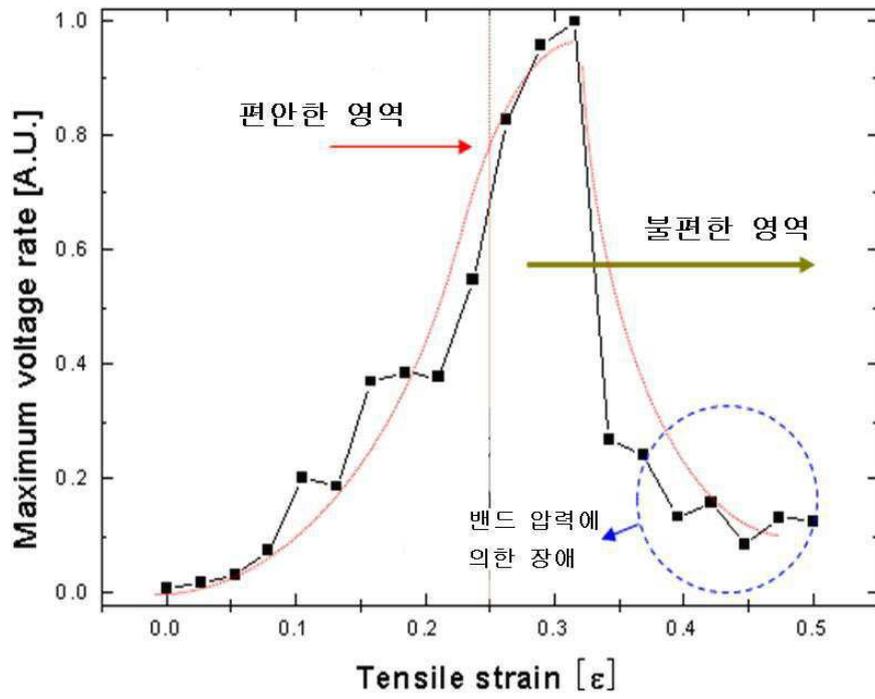
도면9



도면10



도면11



도면12

