



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년02월04일
(11) 등록번호 10-1489503
(24) 등록일자 2015년01월28일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/0408 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-0031220

(22) 출원일자 2013년03월24일

심사청구일자 2013년03월24일

(65) 공개번호 10-2014-0116347

(43) 공개일자 2014년10월02일

(56) 선행기술조사문헌

JP2003284697 A

US20090076345 A1

JP3694740 B2

US20060030781 A1

(73) 특허권자

서울대학교산학협력단

서울특별시 관악구 관악로 1 (신림동)

(72) 발명자

김희찬

서울 도봉구 도봉로136길 28, 515동 701호 (창동, 북한산아이파크)

윤치열

경기 화성시 동탄중앙로 189, 336동 201호 (반송동, 다운마을월드메르디앙반도유보라)

노승우

부산 사하구 다대로 473, 115동 603호 (다대동, 현대아파트)

(74) 대리인

이정연

전체 청구항 수 : 총 17 항

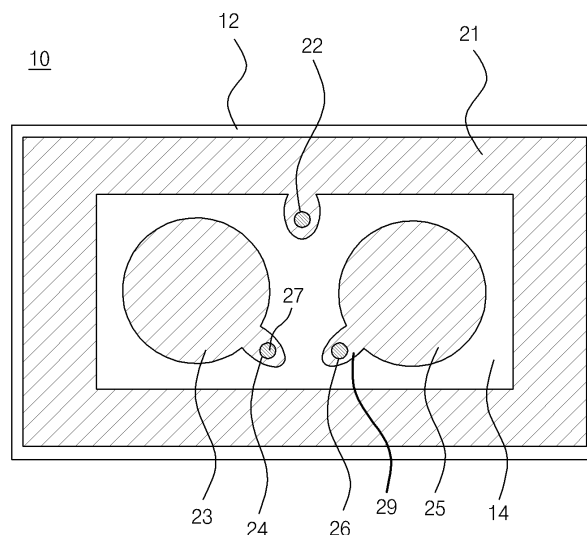
심사관 : 유창용

(54) 발명의 명칭 필름형 생체신호 측정장치

(57) 요약

본 발명은 피부 부착이 용이하도록 필름형태의 압전소자(Piezoelectric material)에 다수의 금속박막전극과 회로부를 형성시키고, 이러한 다수의 금속박막전극과 회로부를 이용하여 인체의 전기신호뿐만 아니라 진동신호까지도 동시에 측정할 수 있는 필름형 생체신호 측정장치에 관한 것으로서, 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치에 의하면, 동시에 측정된 인체의 전기신호와 진동신호로부터 심전도와 심탄도를 동시에 측정할 수 있을 뿐만 아니라 이러한 2개의 서로 다른 생체신호로부터 심박수, 스트레스 지수, 심탄도, 혈압, 운동량, 호흡수, VO₂max 등과 같은 다양한 형태의 건강지표에 대한 생체 정보를 추출할 수 있다.

대표도 - 도1



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711003537

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 바이오·의료기술개발

연구과제명 유헬스용 바이오유비쿼터스 시스템의 유효성평가 및 차세대 기반기술 개발

기여율 1/1

주관기관 서울대학교

연구기간 2013.03.01 ~ 2014.03.31

특허청구의 범위

청구항 1

필름형 압전소자(Piezoelectric material);

상기 압전소자의 일면에 서로 전기적으로 연결되지 않도록 형성되는 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극;

상기 압전소자의 다른 일면에 형성되는 제2금속박막전극;

상기 압전소자의 다른 일면에 상기 제1금속박막전극 중 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극과 전기적으로 연결되도록 형성되어 상기 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극들 사이의 전위차를 측정하는 제1회로부;

상기 압전소자의 다른 일면에 상기 제1금속박막전극 중 적어도 어느 하나의 제1금속박막전극과 상기 제2금속박막전극에 전기적으로 연결되도록 형성되어, 상기 적어도 어느 하나의 제1금속박막전극과 상기 제2금속박막전극으로부터 상기 압전소자의 전하량을 측정하는 제2회로부;를 포함하는 필름형 생체신호 측정장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극과 상기 제1회로부의 전기적 연결은 상기 압전소자에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어지는 것을 특징으로 하는 필름형 생체신호 측정장치.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 제1금속박막전극 중 적어도 어느 하나의 제1금속박막전극과 상기 제2회로부의 전기적 연결은 상기 압전소자에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어지고, 상기 제2금속박막전극과 상기 제2회로부의 전기적 연결은 상기 압전소자의 다른 일면에 형성된 금속박막에 의해 이루어지는 것을 특징으로 하는 필름형 생체신호 측정장치.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 제1회로부는 상기 제1금속박막전극이 3개 이상으로 구성되는 경우에 상기 3개 이상의 제1금속박막전극 중 선택적으로 2개의 제1금속박막전극의 전위차를 측정하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 필름형 생체신호 측정장치.

청구항 5

일면에 서로 전기적으로 연결되지 않도록 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극이 형성되고, 다른 일면에 제2금속박막전극이 형성된 필름형 압전소자(Piezoelectric material); 및

어느 일면이 상기 압전소자의 다른 일면에 접촉결합되는 필름형 기관;을 포함하고,

상기 필름형 기관의 다른 일면에는, 상기 제1금속박막전극 중 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극과 전기적으로 연결되어 상기 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극 사이의 전위차를 측정하는 제1회로부와, 상기 제1금속박막전극들 중 적어도 어느 하나의 제1금속박막전극과 전기적으로 연결되는 제3금속박막전극과, 상기 제2금속박막전극과 상기 제3금속박막전극에 전기적으로 연결되어 상기 제1금속박막전극, 상기 제3금속박막전극 및 상기 제2금속박막전극으로부터 상기 압전소자의 전하량을 측정하는 제2회로부가 형성되는 것을 특징으로 하는 필름형 생체신호 측정장치.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극과 상기 제1회로부의 전기적 연결은 상기 압전소자와 상기 기관에 형성

된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어지는 것을 특징으로 하는 필름형 생체신호 측정장치.

청구항 7

제 5 항에 있어서,

상기 적어도 어느 하나의 제1금속박막전극과 상기 제3금속박막전극의 전기적 연결은 상기 압전소자와 상기 기관에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어지고, 상기 제2금속박막전극과 상기 제2회로부의 전기적 연결은 상기 기관에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어지고, 상기 제3금속박막전극과 상기 제2회로부의 전기적 연결은 상기 기관의 다른 일면에 형성된 금속박막에 의해 이루어지는 것을 특징으로 하는 필름형 생체신호 측정장치.

청구항 8

제 5 항에 있어서,

상기 제1회로부는 상기 제1금속박막전극이 3개 이상으로 구성되는 경우에 상기 3개 이상의 제1금속박막전극 중 선택적으로 2개의 제1금속박막전극의 전위차를 측정하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 필름형 생체신호 측정장치.

청구항 9

일면에 서로 전기적으로 연결되지 않도록 적어도 3개 이상의 제1금속박막전극이 형성되고, 다른 일면에 제2금속박막전극이 형성된 필름형 압전소자(Piezoelectric material); 및

어느 일면이 상기 압전소자의 다른 일면에 접촉결합되는 필름형 기관;을 포함하고,

상기 기관은,

상기 기관의 다른 일면에 상기 제1금속박막전극 중 어느 하나의 제1금속박막전극을 제외한 나머지 제1금속박막전극과 전기적으로 연결되도록 형성되어 상기 나머지 제1금속박막전극 사이의 전위차를 측정하는 제1회로부;

상기 기관의 다른 일면에 상기 어느 하나의 제1금속박막전극과 전기적으로 연결되도록 형성되는 제3금속박막전극; 및

상기 기관의 다른 일면에 상기 제2금속박막전극과 상기 제3금속박막전극에 전기적으로 연결되도록 형성되어 상기 어느 하나의 제1금속박막전극, 상기 제3금속박막전극 및 상기 제2금속박막전극으로부터 상기 압전소자의 전하량을 측정하는 제2회로부;를 포함하고,

상기 제1회로부는 상기 제3금속박막전극과 전기적으로 연결되어 상기 어느 하나의 제1금속박막전극을 기준전극으로 하여 상기 나머지 제1금속박막전극 사이의 전위차를 측정하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 필름형 생체신호 측정장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 나머지 제1금속박막전극과 상기 제1회로부의 전기적 연결은 상기 압전소자와 상기 기관에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어지고,

상기 어느 하나의 제1금속박막전극과 상기 제3금속박막전극의 전기적 연결은 상기 압전소자와 상기 기관에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어지고,

상기 제2금속박막전극과 상기 제2회로부의 전기적 연결은 상기 기관에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어지고,

상기 제3금속박막전극과 상기 제1회로부, 상기 제3금속박막전극과 상기 제2회로부의 전기적 연결은 상기 기관의 다른 일면에 형성된 금속박막에 의해 이루어지는 것을 특징으로 하는 필름형 생체신호 측정장치.

청구항 11

제 9 항에 있어서,

상기 제1회로부는 상기 나머지 제1금속박막전극 중 선택적으로 2개의 제1금속박막전극의 전위차를 측정하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 필름형 생체신호 측정장치.

청구항 12

제 9 항에 있어서,

상기 압전소자의 어느 일면에 구비되거나 또는 상기 압전소자와 상기 기판을 감싸도록 구비되어 상기 압전소자의 어느 일면이 피부에 용이하게 접촉되도록 하는 접촉부재를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 필름형 생체신호 측정장치.

청구항 13

제 9 항에 있어서,

상기 제1회로부와 상기 제2회로부에서 측정된 신호를 저장하는 저장부와 상기 신호를 상기 측정장치 외부로 전송하는 전송부 중 적어도 어느 하나를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 필름형 생체신호 측정장치.

청구항 14

제 9 항에 있어서,

상기 제1회로부는 상기 측정된 전위차로부터 심전도(ECG, electrocardiogram) 신호를 측정하도록 구성되고, 상기 제2회로부는 상기 측정된 압전소자의 전하량으로부터 심탄도(BCG, ballistocardiogram) 신호를 측정하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 필름형 생체신호 측정장치.

청구항 15

제 9 항에 있어서,

상기 제1회로부로부터 측정된 전위차와 상기 제2회로부로부터 측정된 압전소자의 전하량을 이용하여 혈압을 측정하는 연산부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 필름형 생체신호 측정장치.

청구항 16

제 9 항에 있어서,

상기 제1회로부로부터 측정된 전위차와 상기 제2회로부로부터 측정된 압전소자의 전하량을 이용하여 신체의 운동량을 측정하는 연산부를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 필름형 생체신호 측정장치.

청구항 17

제 9 항에 있어서,

상기 제1회로부로부터 측정된 전위차와 상기 제2회로부로부터 측정된 압전소자의 전하량을 이용하여 심폐기능(CPF, Cardiopulmonary Fitness)을 측정하는 연산부를 더 포함하여 이루어지는 것을 특징으로 하는 필름형 생체신호 측정장치.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 필름형 생체신호 측정장치에 관한 것으로서, 구체적으로는 필름형태로 이루어져 환자 피부에 부착이 용이하며 동시에 2가지 이상의 생체신호를 측정할 수 있는 필름형 생체신호 측정장치에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 환자, 노인뿐만 아니라 일반인들의 건강진단을 위해서는 심전도(ECG, electrocardiogram), 심탄도(BCG,

ballistocardiogram), 혈압, 운동량, 호흡수, 최대 산소 섭취량(VO_{2max}) 등 다양한 생체신호를 필요로 한다. 그러나 종래의 생체신호 측정장치는 이들 생체신호들을 개별적으로 측정하도록 이루어진 장치들이 대부분이다.

[0003] 예를 들어, 심전도 측정장치는 박동하는 심장의 전기적 신호를 측정함으로써 심전도를 측정하는 장치인데, 이러한 심전도 측정장치는 박동하는 심장의 전기적 신호를 피부 위에서 측정하는 형태가 일반적이며, 이러한 형태의 심전도 측정장치는 병원에서 널리 사용되고 있다. 병원에서는 심전도 신호 파형의 왜곡 등을 파악하여 심장의 이상 유무를 판단하기도 하며, 간단하게 심장박동수(심박수)만을 이용하여 다양한 건강 지표 예를들어, 스트레스, 운동부하에 따른 심장 반응 등을 확인하기도 한다. 이러한 심전도 측정을 위해서는 기본적으로 3개의 전극이 필요하며 최대 10개의 전극을 피부표면에 붙이고 측정하기도 하는데, 일반적으로 3개의 전극으로 심전도를 측정할 때에는 하나의 전극을 기준전극으로 하여 나머지 두개 전극 사이의 전위차를 측정함으로써 심전도를 측정하게 된다.

[0004] 또한, 심탄도 측정장치는 심장이 박동하면서 분출된 혈액의 물리적인 반작용력을 피부표면에서 측정함으로써 심탄도를 측정하는 장치인데, 심탄도는 심전도에 없는 생체 지표를 확인할 수 있기 때문에, 이러한 심탄도 측정장치는 생체 신호 관련 연구자들에게 지속적인 관심을 받고 있다. 심탄도 측정을 위해서는 신체의 한 부분 예를 들어, 발바닥, 엉덩이 등의 신체부분과 맞닿은 바닥 사이에 압전 소자를 위치시켜 혈액 유동에 의해 몸이 수직 방향으로 진동하는 것을 전기적 신호로 획득하거나 피부 표면에 가속도 센서를 위치시켜 혈액의 작용에 의한 신체의 반작용을 측정함으로써 심탄도를 측정하게 된다.

[0005] 또한, 인체 움직임 측정장치는 인체의 팔이나 다리 등과 같은 각 부분에 가속도 센서를 부착하고 움직이는 정도를 정량적으로 파악하여 운동량, 칼로리 소모량, 보행수 등을 파악하여 인체 움직임을 측정하는 장치이다. 즉, 인체 움직임 측정장치는 인체의 움직임에 따른 인체 각 부분의 진동을 파악하여 인체 움직임을 측정하는 측정장치이다.

[0006] 그러나, 종래기술에 따른 심전도 측정장치는 그 크기가 크고 전선들이 많아 사용이 번거로우며 이동중에 사용이 어렵고, 간단한 형태의 장치라 하더라도 가슴에 벨트 형태로 묶어서 측정하는 방식이기 때문에 그 사용이 불편하다는 문제가 있다.

[0007] 또한, 종래기술에 따른 심탄도 측정장치는 엉덩이와 의자 사이, 등 뒤와 의자면 사이, 침대와 등 사이 등과 같이 넓은 신체 부위에 넓고 뻗뻗한 종이 형태의 압전센서를 놓아 측정하거나, 침대다리와 바닥 사이, 체중계 내부에 로드셀 형태의 무게측정센서를 위치시켜 측정하기 때문에, 심전도 측정장치와 마찬가지로 그 사용이 불편하다는 문제가 있다.

[0008] 또한, 이러한 종래의 생체신호 측정장치는 심전도 또는 심탄도 등과 같은 어느 하나의 생체신호만을 측정하여 단편적인 정보만을 제공하는 장치가 대부분이어서, 각각의 생체신호를 측정하기 위해서는 각각의 생체신호에 따른 장치들을 개별적으로 사용하여 측정하여야 하는 문제가 있다.

[0009] 또한, 종래의 생체신호 측정장치들 중에는 복수개의 생체신호를 측정할 수 있는 장치도 있는데, 이러한 복수 개의 생체신호를 측정하는 장치라 하더라도 이를 이용한 추가적인 건강 정보 산출은 불가능하다는 문제가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 것으로서, 필름형태로 이루어져 신체 피부에 부착이 용이하며 동시에 2가지 이상의 생체신호를 측정할 수 있는 필름형 생체신호 측정장치를 제공한다.

[0011] 또한, 본 발명은 피부 부착에 의해 심전도뿐만 심탄도도 동시에 측정할 수 있는 필름형 생체신호 측정장치를 제공한다.

[0012] 또한, 본 발명은 심전도, 심탄도 등과 같은 두개의 서로 다른 생체신호를 동시에 측정하고, 이러한 두개의 서로 다른 생체신호로부터 혈압, 운동량 등과 같은 다양한 형태의 건강지표에 대한 생체 정보를 추출할 수 있는 필름형 생체신호 측정장치를 제공한다.

과제의 해결 수단

- [0013] 상기 기술적 과제를 해결하기 위한 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 필름형 압전소자(Piezoelectric material); 상기 압전소자의 일면에 서로 전기적으로 연결되지 않도록 형성되는 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극; 상기 압전소자의 다른 일면에 형성되는 제2금속박막전극; 상기 압전소자의 다른 일면에 상기 제1금속박막전극 중 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극과 전기적으로 연결되도록 형성되어 상기 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극들 사이의 전위차를 측정하는 제1회로부; 상기 압전소자의 다른 일면에 상기 제1금속박막전극 중 적어도 어느 하나의 제1금속박막전극과 상기 제2금속박막전극에 전기적으로 연결되도록 형성되어, 상기 적어도 어느 하나의 제1금속박막전극과 상기 제2금속박막전극으로부터 상기 압전소자의 전하량을 측정하는 제2회로부;를 포함한다.
- [0014] 바람직하게, 상기 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극과 상기 제1회로부의 전기적 연결은 상기 압전소자에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어질 수 있으며, 상기 제1금속박막전극 중 적어도 어느 하나의 제1금속박막전극과 상기 제2회로부의 전기적 연결은 상기 압전소자에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어질 수 있으며, 상기 제2금속박막전극과 상기 제2회로부의 전기적 연결은 상기 압전소자의 다른 일면에 형성된 금속박막에 의해 이루어질 수 있다.
- [0015] 바람직하게, 상기 제1회로부는 상기 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극 중 선택적으로 2개의 제1금속박막전극의 전위차를 측정하도록 구성될 수 있다.
- [0016] 다른 측면에서의 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 일면에 서로 전기적으로 연결되지 않도록 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극이 형성되고, 다른 일면에 제2금속박막전극이 형성된 필름형 압전소자(Piezoelectric material); 및 어느 일면이 상기 압전소자의 다른 일면에 접촉결합되는 필름형 기관;을 포함하고, 상기 필름형 기관의 다른 일면에는, 상기 제1금속박막전극 중 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극과 전기적으로 연결되어 상기 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극 사이의 전위차를 측정하는 제1회로부와, 상기 제1금속박막전극들 중 적어도 어느 하나의 제1금속박막전극과 전기적으로 연결되는 제3금속박막전극과, 상기 제2금속박막과 상기 제3금속박막전극에 전기적으로 연결되어 상기 제1금속박막전극, 상기 제3금속박막전극 및 상기 제2금속박막전극으로부터 상기 압전소자의 전하량을 측정하는 제2회로부가 형성될 수 있다.
- [0017] 바람직하게, 상기 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극과 상기 제1회로부의 전기적 연결은 상기 압전소자와 상기 기관에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어질 수 있으며, 상기 적어도 어느 하나의 제1금속박막전극과 상기 제3금속박막전극의 전기적 연결은 상기 압전소자와 상기 기관에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어질 수 있으며, 상기 제2금속박막전극과 상기 제2회로부의 전기적 연결은 상기 기관에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어질 수 있으며, 상기 제3금속박막전극과 상기 제2회로부의 전기적 연결은 상기 기관의 다른 일면에 형성된 금속박막에 의해 이루어질 수 있다.
- [0018] 바람직하게, 상기 제1회로부는 상기 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극 중 선택적으로 2개의 제1금속박막전극의 전위차를 측정하도록 구성될 수 있다.
- [0019] 또 다른 측면에서의 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 일면에 서로 전기적으로 연결되지 않도록 적어도 3개 이상의 금속박막전극이 형성되고, 다른 일면에 제2금속박막전극이 형성된 필름형 압전소자(Piezoelectric material); 및 어느 일면이 상기 압전소자의 다른 일면에 접촉결합되는 필름형 기관;을 포함하고, 상기 기관은, 상기 기관의 다른 일면에 상기 제1금속박막전극 중 어느 하나의 제1금속박막전극을 제외한 나머지 제1금속박막전극과 전기적으로 연결되도록 형성되어 상기 나머지 제1금속박막전극 사이의 전위차를 측정하는 제1회로부; 상기 기관의 다른 일면에 상기 어느 하나의 제1금속박막전극과 전기적으로 연결되도록 형성되는 제3금속박막전극; 및 상기 기관의 다른 일면에 상기 제2금속박막전극과 상기 제3금속박막전극에 전기적으로 연결되도록 형성되어 상기 어느 하나의 제1금속박막전극, 상기 제3금속박막전극 및 상기 제2금속박막전극으로부터 상기 압전소자의 전하량을 측정하는 제2회로부;를 포함하고, 상기 제1회로부는 상기 제3금속박막전극과 전기적으로 연결되어 상기 어느 하나의 제1금속박막전극을 기준전극으로 하여 상기 나머지 제1금속박막전극 사이의 전위차를 측정하도록 구성될 수 있다.
- [0020] 바람직하게, 상기 나머지 제1금속박막전극과 상기 제1회로부의 전기적 연결은 상기 압전소자와 상기 기관에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어질 수 있으며, 상기 어느 하나의 제1금속박막전극과 상기 제3금속박막전극의 전기적 연결은 상기 압전소자와 상기 기관에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어질 수 있으며, 상기 제2금속박막전극과 상기 제2회로부의 전기적 연결은 상기 기관에 형성된 관통홀에 충전된

전도성 물질에 의해 이루어질 수 있으며, 상기 제3금속박막전극과 상기 제1회로부, 상기 제3금속박막전극과 상기 제2회로부의 전기적 연결은 상기 기관의 다른 일면에 형성된 금속박막에 의해 이루어질 수 있다.

- [0021] 바람직하게, 상기 제1회로부는 상기 나머지 제1금속박막전극 중 선택적으로 2개의 제1금속박막전극의 전위차를 측정하도록 구성될 수 있다.
- [0022] 또한, 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 상기 압전소자의 어느 일면에 구비되거나 또는 상기 압전소자와 상기 기관을 감싸도록 구비되어 상기 압전소자의 어느 일면이 피부에 용이하게 접촉되도록 하는 접촉부재를 더 포함하여 이루어질 수 있다.
- [0023] 또한, 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 상기 제1회로부와 상기 제2회로부에서 측정된 신호를 저장하는 저장부와 상기 신호를 상기 측정장치 외부로 전송하는 전송부 중 적어도 어느 하나를 더 포함하여 이루어질 수 있다.
- [0024] 또한, 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 상기 제1회로부는 상기 측정된 전위차로부터 심전도 신호를 측정하도록 구성되고, 상기 제2회로부는 상기 측정된 압전소자의 전하량으로부터 심전도 신호를 측정하도록 구성될 수 있다.
- [0025] 또한, 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 상기 제1회로부로부터 측정된 전위차와 상기 제2회로부로부터 측정된 압전소자의 전하량을 이용하여 혈압을 측정하는 연산부를 더 포함하여 이루어질 수 있다.
- [0026] 또한, 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 상기 제1회로부로부터 측정된 전위차와 상기 제2회로부로부터 측정된 압전소자의 전하량을 이용하여 신체의 운동량을 측정하는 연산부를 더 포함하여 이루어질 수 있다.
- [0027] 또한, 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 상기 제1회로부로부터 측정된 전위차와 상기 제2회로부로부터 측정된 압전소자의 전하량을 이용하여 심폐기능(CPF, Cardiopulmonary Fitness)을 측정하는 연산부를 더 포함하여 이루어질 수 있다.

발명의 효과

- [0028] 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 필름형태의 압전소자(Piezoelectric material)에 생체신호를 측정할 수 있는 다수의 금속박막전극과 회로부가 형성되기 때문에 구성이 매우 간단하고 전체적으로 필름형태로 이루어져 신체의 피부에 부착이 용이하여 사용이 편리하다는 효과가 있다.
- [0029] 또한, 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 압전소자에 형성된 다수의 금속박막전극과 회로부를 이용하여 인체의 전기신호뿐만 아니라 진동신호까지도 동시에 측정할 수 있는 효과가 있다.
- [0030] 또한, 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 동시에 측정된 인체의 전기신호와 진동신호로부터 심전도와 심탄도를 동시에 측정할 수 있으며, 나아가 이러한 2개의 서로 다른 생체신호로부터 심박수, 스트레스 지수, 심탄도, 혈압, 운동량, 호흡수, VO₂max 등과 같은 다양한 형태의 건강지표에 대한 생체 정보를 추출할 수 있는 효과가 있다.
- [0031] 또한, 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 복수 개의 생체 신호를 간편하게 측정하면서 이를 이용하여 심박수, 스트레스 지수, 심탄도, 혈압, 운동량, 호흡수, VO₂max 등을 추가적으로 산출할 수 있기 때문에 다양한 건강 지표를 쉽게 관리할 수 있는 효과가 있다.
- [0032] 본 발명에 따른 효과들은 이상에서 언급된 효과들로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 효과들은 청구범위와 상세한 설명의 기재로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0033] 도 1 및 도 2는 본 발명의 실시 예에 따른 측정장치를 나타내는 도면으로서, 도 1은 압전소자의 부착면을 개략적으로 나타내는 평면도이고, 도 2는 압전소자의 반대면을 개략적으로 나타내는 평면도이고,
 도 3 내지 및 도 6은 본 발명의 다른 실시 예에 따른 측정장치를 나타내는 도면으로서, 도 3은 측정장치의 개략

적인 단면도이고, 도 4는 압전소자의 부착면을 개략적으로 나타내는 평면도이고, 도 5는 압전소자의 반대면을 개략적으로 나타내는 평면도이고, 도 6은 기관의 형성면을 개략적으로 나타내는 평면도이고,

도 7는 본 발명의 일 실시 예에 따른 제1회로부의 구성을 개략적으로 나타내는 도면이고,

도 8은 본 발명의 일 실시 예에 따른 제2회로부의 구성을 개략적으로 나타내는 도면이다.

도 9 및 도 10은 본 발명에 따른 측정장치의 일 예를 나타내는 사진으로서, 도 1은 압전소자의 부착면이 위로 향하는 상태를 나타내는 사진이며, 도 2는 압전소자의 반대면 또는 기관을 더 포함하여 이루어지는 경우에는 기관의 형성면이 위로 향하는 상태를 나타내는 사진이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0034] 이하, 본 발명이 여러 가지 수정 및 변형을 허용하면서도, 그 특정 실시 예들이 도면들로 예시되어 나타내어지며, 이하에서 상세히 설명될 것이다. 그러나 본 발명을 개시된 특별한 형태로 한정하려는 의도는 아니며, 오히려 본 발명은 청구항들에 의해 정의된 본 발명의 사상과 합치되는 모든 수정, 균등 및 대용을 포함한다.

[0035] 본 발명은 피부 부착이 용이하도록 필름형태의 압전소자(Piezoelectric material)에 다수의 금속박막전극과 회로부를 형성시키고, 이러한 다수의 금속박막전극과 회로부를 이용하여 인체의 전기신호뿐만 아니라 진동신호까지도 동시에 측정할 수 있는 필름형 생체신호 측정장치에 관한 것으로서, 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치에 의하면, 동시에 측정된 인체의 전기신호와 진동신호로부터 심전도와 심탄도를 동시에 측정할 수 있을 뿐만 아니라 이러한 2개의 서로 다른 생체신호로부터 심박수, 스트레스 지수, 심탄도, 혈압, 운동량, 호흡수, VO₂max 등과 같은 다양한 형태의 건강지표에 대한 생체 정보를 추출할 수 있다.

[0036] 본 발명의 일 실시 예에 따른 필름형 생체신호 측정장치는, 필름형 압전소자(Piezoelectric material), 필름형 압전소자의 일면(생체신호 측정을 위해 피부에 부착되는 면, 이하 '부착면'이라 한다)에 서로 전기적으로 연결되지 않도록 형성되는 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극, 필름형 압전소자의 다른 일면(생체신호 측정을 위해 피부에 부착되는 면의 반대면, 이하 '반대면'이라 한다)에 형성되는 제2금속박막전극, 제1회로부 및 제2회로부를 포함한다.

[0037] 압전소자(Piezoelectric material)는 고체에 힘을 가하였을 때 결정 겉면에 전기적 분극이 일어나는 압전효과(Piezoelectric Effect)를 가지는 압전물질로 이루어진 부품으로서, 이러한 압전소자를 금속판 사이에 끼워 넣으면 소리, 진동, 압력 등을 감지할 수 있게 된다. 예를들어, 압전소자에 압력을 가하면 압전소자에 전기가 발생하게 되는데, 이와 같이 압력소자에 압력을 가할 때 나타나는 전기량의 변화를 측정하면 압전소자에 가하여진 압력 정도를 측정할 수 있게 된다. 압전물질은 압력을 가했을 때 전위차(전압)가 발생하는 원리를 이용한 물질로서, 수정, 로셀염, 티탄산바륨(BaTiO), 인공세라믹(PZT) 등이 있다.

[0038] 본 발명은 인체의 전기신호뿐만 아니라 인체의 피부에서 감지되는 압력, 진동 등도 측정할 수 있도록 압전소자를 이용한 것이며, 특히 필름형태로 이루어진 얇은 압전소자를 이용하고 이러한 필름형 압전소자의 부착면에 금속박막 형태로 전극을 형성함으로써 생체신호 측정시 피부에 부착이 용이하도록 한 것이다.

[0039] 또한, 본 발명은 서로 전기적으로 연결되지 않는 독립적인 제1금속박막전극을 압전소자의 부착면에 복수개 즉, 적어도 2개 이상 형성시킴으로써, 인체의 피부에서 감지되는 압력, 진동 등을 측정할 수 있을 뿐만 아니라 인체의 전기신호도 측정할 수 있도록 한 것이다. 여기서 제1금속박막전극을 압전소자의 부착면에 적어도 2개 이상 형성시키는 이유는 인체의 전기신호를 측정하기 위해서는 적어도 2개 이상의 전극의 전위차를 측정하여야 하기 때문이다. 그리고 압전소자의 부착면에는 2개 이상의 제1금속박막전극을 형성시킬 수도 있는데, 그 이유는 심전도와 같은 생체신호를 더욱 정밀하게 측정하기 위한 것이다. 심전도 측정은 박동하는 심장의 전기적 신호를 측정하기 위하여 인체의 최소한 2곳에서의 전위차를 측정할 수 있도록 최소 2개의 전극이 사용되어야 하며, 정밀한 심전도 측정을 위하여는 최대 10개의 전극을 사용하기도 한다. 따라서 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치에 있어서, 압전소자의 부착면에 형성되는 제1금속박막전극의 개수는 적어도 2개 이상으로 형성되면 되고, 본 발명은 제1금속박막전극의 그 이상의 개수에 한정하지 않는다.

[0040] 또한, 본 발명은 필름형 압전소자의 반대면에 제2금속박막전극을 형성함으로써, 인체의 전기신호뿐만 아니라 인체의 압력, 진동 등도 측정할 수 있도록 한 것이다. 일반적으로 압력, 진동 등을 측정하기 위해서는 압전소자를 금속판 사이에 위치시켜 압전소자에 압력이 가해진 경우에 발생하는 압전소자의 전기량의 변화를 측정하여야 하며, 따라서 본 발명은 압전소자의 반대면에 제2금속박막전극을 형성시킨 것이다. 여기서 압력, 진동 등을 측정하기 위하여 압전소자를 사이에 두고 제2금속박막전극과 대향하는 전극은 압전소자의 부착면에 형성된 적어도 2

개 이상의 제1금속박막전극 중 적어도 어느 하나를 이용할 수 있다.

- [0041] 즉, 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치에 있어서, 압전소자의 부착면에는 전기신호를 측정하기 위한 제1금속박막전극과 압력, 진동 등을 측정하기 위한 제1금속박막전극이 형성되는데, 이때 압력, 진동 등을 측정하기 위한 제1금속박막전극은 전기신호를 측정하기 위한 제1금속박막전극과 공용으로 사용될 수 있다. 다만 본 발명은 그에 한정하지 않으며, 압력 등을 측정하기 위한 제1금속박막전극을 전기신호를 측정하기 위한 제1금속박막전극과 별도로 압전소자의 부착면에 형성시킬 수도 있으며, 이 경우 압전소자의 부착면에 형성되어야 하는 제1금속박막전극의 개수는 적어도 3개 이상일 수 있다.
- [0042] 또한, 본 발명은 압전소자의 부착면과 반대면에 형성된 제1금속박막전극과 제2금속박막전극으로부터 인체의 전기신호와 압력 등을 측정하기 위한 제1회로부와 제2회로부가 압전소자의 반대면에 형성된다.
- [0043] 제1회로부는 제1금속박막전극 중 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극과 전기적으로 연결되도록 압전소자의 반대면에 형성되어 상기 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극들 사이의 전위차를 측정하도록 구비된다. 그리고 이와 같이 제1회로부가 압전소자의 부착면에 형성되는 제1금속박막전극 중 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극들 사이의 전위차를 측정하도록 구비되면, 이로부터 인체의 전기신호를 측정할 수 있으며 나아가 심전도 등의 생체신호를 측정할 수 있게 된다.
- [0044] 제2회로부는 제1금속박막전극 중 적어도 어느 하나의 제1금속박막전극과 제2금속박막전극에 전기적으로 연결되도록 압전소자의 반대면에 형성되어 상기 적어도 어느 하나의 제1금속박막전극과 제2금속박막전극으로부터 압전소자의 전하량을 측정하도록 구비된다. 그리고 이와 같이 제2회로부가 압전소자의 전하량을 측정하도록 구비되면, 인체의 압력, 진동 등에 의해 압전소자에 압력이 가해지는 경우에 압전소자에 발생하는 전기량 변화를 측정할 수 있으며, 따라서 인체의 압력, 진동 등을 측정할 수 있게 되며 나아가 심전도 등의 생체신호를 측정할 수 있게 된다. 여기서 제2회로부가 전기적으로 연결되는 제1금속박막전극은 제2금속박막전극과 더불어 압전소자의 전하량을 측정하는데 기준이 되는 기준전극이 되는데, 이러한 기준전극이 되는 제1금속박막전극으로는 압전소자의 부착면에 형성되는 제1금속박막전극 모두를 이용하거나 그 중 일부를 이용하거나 또는 그 중 어느 하나를 이용할 수도 있으며, 그에 따라 제2회로부가 전기적으로 연결되는 제1금속박막전극의 개수가 달라질 수 있으며, 본 발명은 그에 한정하지 않는다.
- [0045] 바람직하게, 상기 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극과 상기 제1회로부의 전기적 연결은 압전소자에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어질 수 있다. 그러면 압전소자들 사이에 두고 각각 부착면과 반대면에 형성되는 제1금속박막전극과 제1회로부는 쉽게 전기적으로 연결될 수 있다. 여기서 관통홀에 충전되는 전도성 물질은 전도성 에폭시, 금속 리벳, 납땀 등과 같이 전기가 통할 수 있는 어떤 소재라도 사용될 수 있으며, 다만 필름형 압전소자에 형성된 관통홀에 충전된다는 점을 고려하면, 전도성 물질로는 전도성 에폭시를 사용하는 것이 보다 바람직하다 할 것이다.
- [0046] 또한, 상기 제1금속박막전극 중 적어도 어느 하나의 제1금속박막전극과 제2회로부의 전기적 연결은 압전소자에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어질 수 있으며, 제2금속박막전극과 제2회로부의 전기적 연결은 압전소자의 반대면에 형성된 금속박막에 의해 이루어질 수 있다. 그러면, 압전소자들 사이에 두고 각각 부착면과 반대면에 형성되는 제1금속박막전극과 제2회로부는 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 쉽게 전기적으로 연결될 수 있으며, 같은 면인 압전소자의 반대면에 형성되는 제2금속박막전극과 제2회로부는 압전소자의 반대면에 형성된 금속박막에 의해 쉽게 전기적으로 연결될 수 있다. 여기서 제2금속박막전극과 제2회로부의 전기적 연결을 위한 금속박막은 제1회로부와 제2회로부 구성을 위한 금속박막패턴 형성시 함께 형성될 수 있으며, 또한 제1금속박막전극과 제2회로부의 전기적 연결은 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어질 수도 있지만, 이미 제1금속박막전극과 전기적으로 연결된 제1회로부와 금속박막에 의해 연결되도록 함으로써 관통홀 형성없이 제1금속박막전극에 전기적으로 연결되도록 구성될 수도 있다.
- [0047] 또한, 제1회로부는 전기적으로 연결된 어느 하나의 제1금속박막전극과 다른 하나의 제1금속박막전극 사이의 전위차를 측정할 수 있도록 상기 어느 하나의 제1금속박막전극과 상기 다른 하나의 제1금속박막전극 사이에 op-amp(operational amplifier)가 구비될 수 있다.
- [0048] 또한, 제1회로부는 단지 2개의 제1금속박막전극 사이의 전위차를 측정하도록 구비될 수도 있지만, 압전소자의 부착면에 제1금속박막전극이 3개 이상으로 여러개 형성된 경우에는 상기 3개 이상의 제1금속박막전극 중 선택적으로 2개의 제1금속박막전극의 전위차를 측정하도록 구성될 수도 있다. 그러면, 인체의 전기신호를 보다 정밀하게 측정할 수 있어서 심전도 등의 생체신호를 더욱더 정밀하게 측정할 수 있게 된다.

- [0049] 한편, 본 발명의 다른 실시 예에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 일면(이하 '부착면'이라 한다)에 서로 전기적으로 연결되지 않도록 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극이 형성되고, 다른 일면(이하 '반대면'이라 한다)에 제2금속박막전극이 형성된 필름형 압전소자(Piezoelectric material)와, 어느 일면(압전소자와 접촉결합되는 접촉면, 이하 '접착면'이라 한다)이 압전소자의 반대면에 접촉결합되는 필름형 기관을 포함하고, 상기 필름형 기관의 다른 일면(접착면의 반대면, 이하 '형성면'이라 한다)에는, 제1금속박막전극 중 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극과 전기적으로 연결되어 상기 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극 사이의 전위차를 측정하는 제1회로부와, 제1금속박막전극들 중 적어도 어느 하나의 제1금속박막전극과 전기적으로 연결되는 제3금속박막전극과, 제2금속박막과 제3금속박막전극에 전기적으로 연결되어 제1금속박막전극, 제3금속박막전극 및 제2금속박막전극으로부터 압전소자의 전하량을 측정하는 제2회로부가 형성될 수 있다.
- [0050] 즉, 본 실시 예에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 상기 실시 예에 따른 측정장치가 하나의 압전소자의 부착면과 반대면에 각각 제1금속박막전극, 제2금속박막전극, 제1회로부 및 제2회로부가 형성되는 것과 달리, 압전소자의 반대면에 부착되는 별도의 필름형 플렉서블 기관을 더 포함하여 이루어지고, 제1금속박막전극과 제2금속박막전극은 압전소자의 부착면과 반대면에 형성되고, 나머지 제1회로부 및 제2회로부는 기관의 형성면에 형성되며, 또한 기관의 형성면에는 제1금속박막전극 중 적어도 어느 하나와 전기적으로 연결되는 제3금속박막전극이 더 형성된다.
- [0051] 이와 같은 구성을 가지는 본 실시 예에 따른 측정장치에 의하면, 압전소자의 전하량을 측정하기 위한 기준전극이 되는 2개의 전극 중 하나는 기관의 형성면에 형성된 제3금속박막전극과 상기 제3금속박막전극과 전기적으로 연결된 압전소자의 부착면에 형성된 적어도 어느 하나의 제1금속박막전극이 되고, 다른 하나는 압전소자의 반대면에 형성된 제2금속박막전극이 되기 때문에, 기준전극 중 하나인 제2금속박막전극이 다른 하나인 제1금속박막전극과 제3금속박막전극 사이에 감싸진 형태 예를들어, 샌드위치 형태의 shield 구조로 이루어져 그만큼 노이즈를 제거할 수 있어서 압전소자의 전하량 측정을 더욱 정밀하게 할 수 있으며, 따라서 인체의 압력, 진동 등에 따른 압전소자의 전하량 변화를 더욱 민감하게 측정할 수 있게 된다.
- [0052] 또한, 본 실시 예에 따른 측정장치에 있어서, 압전소자와 기관의 접촉결합은 접착제 또는 양면테이프에 의해 이루어질 수 있으며, 그 사이에 절연을 위한 것이거나 또는 어느 정도의 강성유지를 위한 것이나 별도의 다른 부재가 더 개재될 수도 있으며, 본 발명은 그에 한정하지 않는다.
- [0053] 바람직하게, 상기 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극과 제1회로부의 전기적 연결은 압전소자와 기관에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어질 수 있으며, 상기 적어도 어느 하나의 제1금속박막전극과 제3금속박막전극의 전기적 연결은 압전소자와 상기 기관에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어질 수 있으며, 제2금속박막전극과 제2회로부의 전기적 연결은 기관에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어질 수 있으며, 제3금속박막전극과 제2회로부의 전기적 연결은 기관의 다른 일면에 형성된 금속박막에 의해 이루어질 수 있다.
- [0054] 또한, 제1회로부는 상기 적어도 2개 이상의 제1금속박막전극 중 선택적으로 2개의 제1금속박막전극의 전위차를 측정하도록 구성될 수 있음은 상기 실시 예에서 설명된 바와 같으며, 기타 다른 구성에 대한 상세한 설명은 상기 실시 예에서의 상세한 설명을 원용한다.
- [0055] 한편, 본 발명의 또 다른 실시 예에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 일면(이하 '부착면'이라 한다)에 서로 전기적으로 연결되지 않도록 적어도 3개 이상의 금속박막전극이 형성되고, 다른 일면(이하 '반대면'이라 한다)에 제2금속박막전극이 형성된 필름형 압전소자(Piezoelectric material)와, 어느 일면(이하 '접착면'이라 한다)이 압전소자의 다른 일면(이하 '형성면'이라 한다)에 접촉결합되는 필름형 기관;을 포함하고, 상기 기관은 형성면에 제1금속박막전극 중 어느 하나의 제1금속박막전극을 제외한 나머지 제1금속박막전극과 전기적으로 연결되도록 형성되어 상기 나머지 제1금속박막전극 사이의 전위차를 측정하는 제1회로부와, 형성면에 상기 어느 하나의 제1금속박막전극과 전기적으로 연결되도록 형성되는 제3금속박막전극과, 형성면에 제2금속박막전극과 제3금속박막전극에 전기적으로 연결되도록 형성되어 상기 어느 하나의 제1금속박막전극, 제3금속박막전극 및 제2금속박막전극으로부터 압전소자의 전하량을 측정하는 제2회로부;를 포함하며, 제1회로부는 제3금속박막전극과 전기적으로 연결되어 상기 어느 하나의 제1금속박막전극을 기준전극으로 하여 상기 나머지 제1금속박막전극 사이의 전위차를 측정하도록 구성된다.

- [0056] 이와 같은 구성을 가지는 본 실시 예에 따른 측정장치에 의하면, 제1금속박막전극이 압전소자의 부착면에 적어도 3개 이상 형성되고, 제1회로부가 상기 적어도 3개 이상의 제1금속박막전극 중 어느 하나를 기준전극으로 하여 나머지 제1금속박막전극 사이의 전위차를 측정하기 때문에 그만큼 정밀한 측정이 가능하며, 따라서 인체의 전기신호를 더욱 정밀하게 측정할 수 있어서 심전도 측정의 정밀도를 향상시킬 수 있게 된다.
- [0057] 바람직하게, 상기 나머지 제1금속박막전극과 제1회로부의 전기적 연결은 압전소자와 기관에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어질 수 있으며, 상기 어느 하나의 제1금속박막전극과 제3금속박막전극의 전기적 연결은 압전소자와 기관에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어질 수 있으며, 제2금속박막전극과 제2회로부의 전기적 연결은 기관에 형성된 관통홀에 충전된 전도성 물질에 의해 이루어질 수 있으며, 제3금속박막전극과 제1회로부, 제3금속박막전극과 제2회로부의 전기적 연결은 기관의 다른 일면에 형성된 금속박막에 의해 이루어질 수 있다.
- [0058] 또한, 제1회로부는 상기 나머지 제1금속박막전극 중 선택적으로 2개의 제1금속박막전극의 전위차를 측정하도록 구성될 수 있음은 상기 실시 예에서 설명된 바와 같으며, 기타 다른 구성에 대한 상세한 설명은 상기 실시 예에서의 상세한 설명을 원용한다.
- [0059] 또한, 이러한 구성을 가지는 본 실시 예에 따른 측정장치에 의하면, 제1회로부와 제2회로부가 어느 하나의 제1금속박막전극을 공용으로 사용하기 때문에 그만큼 구성이 간단해질 수 있으며, 나아가 제1회로부가 기준전극으로 사용할 제1금속박막전극과의 전기적 연결이 상기 제1금속박막전극과 전기적으로 연결된 제3금속박막전극과 이루어지면 되기 때문에 별도로 관통홀 형성함이 없이 기관의 형성면에 제1회로부와 제2회로부 형성을 위한 금속박막패턴 형성시 제1회로부와 제3금속박막전극을 전기적으로 연결하는 금속박막을 형성하면 되므로, 그만큼 구성과 제조방법이 간단해질 수 있게 된다.
- [0060] 한편, 본 발명의 일 실시 예에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 압전소자의 부착면에 구비되거나 또는 압전소자와 기관을 감싸도록 구비되어 압전소자의 부착면이 피부에 용이하게 접촉되도록 하는 접촉부재를 더 포함하여 이루어질 수 있다. 상기 접촉부재로는 실리콘, PDMS 등이 사용될 수 있다.
- [0061] 또한, 본 발명의 일 실시 예에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 제1회로부와 제2회로부에서 측정된 신호를 저장하는 저장부와 상기 신호를 측정장치 외부로 전송하는 전송부 중 적어도 어느 하나를 더 포함하여 이루어질 수 있다. 여기서 전송부는 유선, 무선 또는 유무선의 형태로도 구성될 수 있다.
- [0062] 또한, 본 발명의 일 실시 예에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 제1회로부가 측정된 전위차로부터 심전도 신호를 측정하도록 구성될 수 있으며, 제2회로부가 측정된 압전소자의 전하량으로부터 심탄도 신호를 측정하도록 구성될 수 있다.
- [0063] 또한, 본 발명의 일 실시 예에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 제1회로부로부터 측정된 전위차와 제2회로부로부터 측정된 압전소자의 전하량을 이용하여 혈압을 측정하거나, 운동량을 측정하거나 또는 최대 산소 섭취량 (VO₂max) 등과 같은 심폐기능(CPF, Cardiopulmonary Fitness)를 측정하는 연산부를 더 포함하여 이루어질 수 있다.
- [0064] 상술한 바와 같은 구성을 가지는 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 전체적으로 필름형태로 이루어져 구성이 간단하면서도 피부에 부착이 용이하여 사용이 편리하다. 또한 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 피부에 부착된 경우에 동시에 인체의 전기신호와 압력, 진동 등을 측정할 수 있으며, 따라서 단순히 피부 부착만으로 심전도뿐만 아니라 심탄도도 동시에 측정할 수 있으며, 나아가 2개의 서로 다른 생체신호로부터 심박수, 스트레스 지수, 심탄도, 혈압, 운동량, 호흡수, VO₂max 등과 같은 다양한 형태의 건강지표에 대한 생체 정보를 추출할 수 있다. 또한 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 복수 개의 생체 신호를 간편하게 측정하면서 이를 이용하여 심박수, 스트레스 지수, 심탄도, 혈압, 운동량, 호흡수, VO₂max 등을 추가적으로 산출할 수 있기 때문에 다양한 건강 지표를 쉽게 관리할 수 있다.
- [0065] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 실시 예들을 상세히 설명한다. 다만 첨부 도면에서, 두께 및 크기는 명세서의 명확성을 위해 과장되어진 것이며, 따라서 본 발명은 첨부도면에 도시된 상대적인 크기나 두께에 의해 제한되지 않는다.

- [0066] 도 1 및 도 2는 본 발명의 일 실시 예에 따른 측정장치를 나타내는 도면으로서, 도 1은 압전소자의 부착면을 개략적으로 나타내는 평면도이고, 도 2는 압전소자의 반대면을 개략적으로 나타내는 평면도이다.
- [0067] 도 1 및 도 2를 참조하면, 본 발명의 일 실시 예에 따른 측정장치(10)는 필름형 압전소자(12), 압전소자(12)의 부착면에 형성된 3개의 제1금속박막전극들(21,23,25), 압전소자(12)의 반대면에 형성된 제2금속박막전극(31), 압전소자(12)의 반대면에 형성된 제1회로부(32) 및 제2회로부(33)를 포함한다.
- [0068] 제1회로부(32)는 제1금속박막전극들(21,23,25) 사이의 전위차를 측정하기 위한 것으로서, 압전소자(12)에 형성된 관통홀(22,24,26)에 충전된 절도성 물질(27)을 통해 제1금속박막전극들(21,23,25)과 전기적으로 연결될 수 있다.
- [0069] 제2회로부(33)는 제1금속박막전극들(21,23,25) 중 어느 하나의 전극(21)과 제2금속박막전극(31)으로부터 압전소자(12)의 전하량을 측정하기 위한 것으로서, 압전소자(12)에 형성된 관통홀(22)과 압전소자(12)의 반대면에 형성된 금속박막(28)을 통해 상기 어느 하나의 전극(21)과 제2금속박막전극(31) 각각에 전기적으로 연결될 수 있다.
- [0070] 또한, 상기 3개의 제1금속박막전극들(21,23,25)은 전위차 측정시 기준전위 설정을 위한 기준전극(21), 전위차 측정을 위한 전위차측정전극(23,25)으로 이루어질 수 있으며, 특히 기준전극(21)은 제2회로부(33)에 의한 압전소자(12)의 전하량을 측정하기 위한 기준전극인 상기 어느 하나의 전극(21)과 공용으로 사용될 수 있다.
- [0071] 제2회로부(33)와 기준전극(21)인 상기 어느 하나의 전극(21)의 전기적 연결은 압전소자(12)에 형성된 제1관통홀(22)과 제1관통홀(22)에 충전된 절도성물질(27)에 의해 이루어질 수 있으며, 제1회로부(32)와 각각의 전위차측정전극(23,25)의 전기적 연결은 압전소자(12)에 형성된 제2관통홀(24)과 제3관통홀(26), 상기 제1,2관통홀들(24,26)에 충전된 절도성물질(27)에 의해 이루어질 수 있다.
- [0072] 또한, 도면에는 도시되지 않지만, 제1회로부(32)와 기준전극(21)의 전기적 연결은 별도의 관통홀과 상기 관통홀에 충전된 절도성물질에 의해 이루어질 수도 있으며, 또는 기준전극(21)과 전기적으로 연결된 제2회로부(33)와 회로적으로 연결됨에 의해 이루어질 수도 있다.
- [0073] 압전소자(12)의 부착면에는 제1금속박막전극들(21,23,25)이 서로 전기적으로 연결되지 않도록 금속박막이 형성되지 않는 비형성영역(14)이 형성될 수 있으며, 또한 각각의 관통홀(22,24,26)은 각각의 제1금속박막전극(21,23,25) 형성영역에 설치될 수도 있지만, 도면에 보이는 바와 같이 각각의 관통홀(22,24,26)은 연장영역(29)에 의해 각각의 제1금속박막전극(21,23,25) 형성영역으로부터 소정거리 이격된 위치에 형성될 수도 있다.
- [0074] 또한, 도면에서 보이는 바와 같이, 제1금속박막전극들(21,23,25) 중 압전소자(12)의 전하량을 측정하기 위한 기준전극임과 동시에 전위차측정시 기준 전위 설정을 위한 전극인 기준전극(21)은 압전소자(12)의 부착면의 테두리에 넓게 형성됨이 바람직하며, 그에 따라 전위차측정전극들(23,25)은 압전소자(12)의 부착면의 대략 중심부에서 서로 전기적으로 연결되지 않도록 형성됨이 바람직하다. 기준전극(21)은 제2금속박막전극(31)과 함께 압전소자(12)의 전하량을 측정하기 위한 기준전극으로서 압전소자(12)의 부착면이 피부에 부착된 경우에 압전소자(12)의 전하량 변화를 정밀하게 측정하기 위해서는 압전소자(12)의 부착면에 넓게 형성됨이 바람직하기 때문이다.
- [0075] 한편, 본 발명에 따른 측정장치(10)는 본 실시 예에서와 같이 압전소자(12)의 전하량을 측정하기 위한 기준전극으로서 상기 기준전극(21)만을 사용하도록 구성될 수도 있지만, 다른 실시 예로 압전소자(12)의 전하량 변화를 보다 정밀하게 측정하기 위하여 압전소자(12)의 부착면에 형성된 모든 제1금속박막전극(21,23,25)을 기준전극으로 사용하도록 구성될 수도 있다.
- [0076] 도 3 내지 도 6은 본 발명의 다른 실시 예에 따른 측정장치를 나타내는 도면으로서, 도 3은 측정장치의 개략적인 단면도이고, 도 4는 압전소자의 부착면을 개략적으로 나타내는 평면도이고, 도 5는 압전소자의 반대면을 개략적으로 나타내는 평면도이고, 도 6은 기관의 형성면을 개략적으로 나타내는 평면도이다.
- [0077] 본 실시 예에 따른 측정장치(40)를 설명함에 있어서, 편의상 본 실시 예에 따른 측정장치(40)의 구성 중 상기 실시 예에 따른 측정장치(10)와 동일한 구성에 대한 도면번호와 상세한 설명은 상기 실시 예에서의 도면번호와 상세한 설명을 원용한다.
- [0078] 도 3 내지 도 6을 참조하면, 본 실시 예에 따른 측정장치(40)는 압전소자(12), 압전소자(12)의 반대면에 접촉 결합되는 필름형 플렉서블(flexible) 기관(50) 및 압전소자(12)와 기관을 접촉결합시키기 위한 접촉부재(43)를 포

함한다. 접촉부재(43)는 접촉제 또는 양면테이프가 사용될 수 있다.

- [0079] 압전소자(12)의 부착면에는 3개의 제1금속박막전극들(21,23,25)이 형성되며, 압전소자(12)의 반대면에는 제2금속박막전극(31)이 형성될 수 있으며, 압전소자(12)의 반대면에 접촉결합되는 기관(50)의 접촉면의 반대면인 기관(50)의 형성면에는 제3금속박막전극(34), 제1회로부(32) 및 제2회로부(33)가 형성될 수 있다.
- [0080] 상기 3개의 제1금속박막전극들(21,23,25)은 전위차 측정시 기준전위 설정을 위한 기준전극(21)과 전위차 측정을 위한 전위차측정전극(23,25)으로 이루어질 수 있으며, 제1회로부(32)와 각각의 전위차측정전극(23,25)의 전기적 연결은 압전소자(12)와 기관(50)에 형성된 제2관통홀(24)과 제3관통홀(26), 제2,3관통홀들(24,26)에 충전된 전도성물질(27)에 의해 이루어질 수 있다.
- [0081] 또한, 제3금속박막전극(34)과 기준전극(21)의 전기적 연결은 압전소자(12)와 기관(50)에 형성된 제4관통홀(44)과 제4관통홀(44)에 충전된 전도성물질(27)에 의해 이루어질 수 있으며, 제3금속박막전극(34)과 제2회로부(33)의 전기적 연결은 기관(50)의 형성면에 형성된 금속박막(45)을 통해 이루어질 수 있으며, 제2금속박막전극(31)과 제2회로부(33)의 전기적 연결은 기관(50)에 형성된 제5관통홀(46)과 제5관통홀(46)에 충전된 전도성물질(27)에 의해 이루어질 수 있다.
- [0082] 또한, 도면에는 도시되지 않지만, 제1회로부(32)와 기준전극(21)의 전기적 연결은 별도의 관통홀과 상기 관통홀에 충전된 전도성물질에 의해 직접 기준전극(21)에 전기적으로 연결될 수도 있으며, 또는 제2회로부(33)와 제3금속박막전극(34)이 금속박막(45)에 의해 전기적으로 연결되는 것과 같이 기관(50)의 형성면에 별도로 형성되는 금속박막에 의해 제3금속박막전극(34)과 전기적으로 연결됨으로써 기준전극(21)에 전기적으로 연결될 수도 있으며, 또는 제3금속박막전극(34)을 통해 기준전극(21)과 전기적으로 연결된 제2회로부(33)와 회로적으로 연결됨에 의해 기준전극(21)과 전기적으로 연결될 수도 있다.
- [0083] 또한, 도 5에서 보이는 바와 같이, 압전소자(12)의 반대면에는 각각의 제2,3,4관통홀(24,26,44)들이 서로 전기적으로 연결되지 않도록 금속박막이 형성되지 않는 비형성영역(47)이 형성될 수 있다.
- [0084] 이와 같은 구성을 가지는 본 실시 예에 따른 측정장치(40)는 압전소자(12)의 전하량을 측정하기 위한 기준전극 중 하나인 제2금속박막전극(31)이 다른 하나의 기준전극을 이루는 기준전극(21)과 제3금속박막전극(34) 사이에 구비되기 때문에 그만큼 노이즈를 제거할 수 있어서 보다 정밀한 압전소자(12)의 전하량 측정이 가능해지는 장점을 제공한다.
- [0085] 한편, 도면에는 도시되지 않지만, 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 피부 부착을 용이하게 하는 실리콘, PDMS 등으로 이루어지는 접촉부재, 제1회로부와 제2회로부에서 측정된 신호를 저장하는 저장부 및 상기 신호를 측정장치 외부로 전송하는 전송부를 더 포함하여 이루어질 수 있음은 상술한 바와 같다.
- [0086] 바람직하게, 상기 접촉부재는 측정장치의 피부 부착을 용이하게 하면서도 측정장치를 보호하는 커버역할도 수행하도록 측정장치 전체를 감싸도록 구비될 수 있다.
- [0087] 도 9 및 도 10은 본 발명의 일 실시 예에 따른 제1회로부와 제2회로부의 구성을 개략적으로 나타내는 도면으로서, 도 9는 측정된 전위차로부터 심전도(ECG, electrocardiogram) 신호를 측정하도록 구성된 제1회로부의 일 예를 개략적으로 나타내는 회로도이고, 도 10은 측정된 압전소자의 전하량으로부터 심탄도(ballistocardiogram) 신호를 측정하도록 구성된 제2회로부의 일 예를 개략적으로 나타내는 회로도이다.
- [0088] 도 9를 참조하면, 본 발명의 일 실시 예에 따른 제1회로부는 2개의 전위차측정용전극부(㉔), 상기 2개의 전위차측정용전극으로부터 피부 표면의 전위차를 추출하기 위한 pre-amp 회로부(㉕), 상기 두 피부 표면의 전위로부터 상기 2개의 전위차측정용전극의 전위차를 측정하는 전위차 측정 회로부(㉖), 측정된 전위차 신호를 필터링하여 심전도 신호만을 추출하기 위한 필터 회로부(㉗)를 포함하여 이루어질 수 있다.
- [0089] 여기서, 상기 pre-amp 회로부(㉕)는 접촉부재가 측정장치 전체를 둘러싸도록 구비되는 것과 같이, 전극과 인체 사이에 다른 물질(ex. 접촉젤, 옷 등)이 있어서 전극이 인체에 직접 접촉하지 못하는 경우에 신호 획득을 위해 필요한 회로부이다.
- [0090] 도 10을 참조하면, 본 발명의 일 실시 예에 따른 제2회로부는 심탄도 측정을 위한 2개의 전극부(㉘)와, 상기 심탄도 측정용 전극에 충전된 전하량을 전압 신호로 변경하여 필터링하는 회로부(㉙)를 포함하여 이루어질 수 있다.

- [0091] 한편, 제1회로부와 제2회로부는 측정장치에 연결된 전극들의 전위 변화를 측정하고 이를 계산, 저장, 전송하는 기능을 담당하도록 구성될 수도 있으며, 또한 전원(배터리)도 함께 구성될 수 있다.
- [0092] 또한, 본 발명에 따른 측정장치에 있어서, 제2회로부에 의해 측정된 신호에는 호흡, 인체 움직임 정보가 함께 담겨 있으므로(모두다 인체 표면의 진동이나 움직임에 의해 발생하는 신호이므로), 제2회로부에 의해 측정된 신호를 주파수 대역 필터를 따로 구성하여 호흡과 인체 움직임 정보를 심탄도 신호와 분리하도록 구성됨이 바람직하다.
- [0093] 또한, 본 발명에 따른 측정장치는 측정된 심전도, 심탄도, 호흡, 인체 움직임 신호가 ADC를 거쳐 메인 프로세서(MCU)에 저장되도록 하고, 이러한 정보들을 이용하여 부차적인 건강 지표를 산출하도록 구성될 수도 있으며, 또한 이와 같이 측정된 생체 신호를 micro sd카드, eeprom 등과 같은 별도의 저장공간에 저장하거나, wifi, 블루투스, zigbee, 노르딕, 그 외 RF 등과 같은 무선통신을 이용하여 스마트폰, 스마트패드, 컴퓨터 등과 같은 다른 처리장치에 전송하도록 구성될 수도 있다.
- [0094] 도 9 및 도 10은 본 발명에 따른 측정장치의 일 예를 나타내는 사진으로서, 도 9는 압전소자의 부착면이 위로 향하는 상태를 나타내는 사진이며, 도 10은 압전소자의 반대면 또는 기관을 더 포함하여 이루어지는 경우에는 기관의 형성면이 위로 향하는 상태를 나타내는 사진이다.
- [0095] 위에서 설명된 바와 같이 본 발명에 따른 측정장치는 필름형 압전소자(10)와 함께 별도의 플렉서블한 필름형 기관을 더 포함하여 이루어질 수도 있는데, 실제로는 두 경우 모두다 필름형으로 얇은 박막의 형태로 이루어지기 때문에 육안으로 구분하기 어려우며, 도 9 및 도 10에서 보이는 바와 같이, 어느 경우이든 본 발명에 따른 측정장치는 필름형으로 매우 얇은 박막의 형태로 이루어져 피부 부착이 용이하며, 그 구성이 매우 간단해질 수 있다.
- [0096] 이하 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치의 사용 예를 설명한다.
- [0097] 먼저, 접착부재를 이용하여 가슴 피부 표면에 측정 장치를 부착한다.
- [0098] 이후 약 1일동안 측정장치를 부착한 채로 생활하고 그동안의 심전도, 심탄도, 인체 움직임 자료를 기록한다.
- [0099] 이때, 측정장치를 피부에 부착하여 측정하는 동안 생체신호 데이터를 스마트폰, 스마트패드, 컴퓨터 등에 무선 전송하거나 장치 내부의 저장 장치에 저장할 수도 있으며, 또는 둘 다 이루어지도록 할 수도 있다.
- [0100] 생체 신호를 외부로 바로 전송하는 경우에는 전송받은 기기에서 신호 처리를 하고 목표로 하는 건강 지표를 계산할 수 있으며, 생체 신호를 장치 내부에 저장한 경우에는 하루 정도의 시간 동안 데이터를 측정 후 가슴에서 떼어내어 별도의 도킹 시스템에 올려서 연속적으로 측정된 데이터 전부를 한꺼번에 스마트폰, 스마트패드, 컴퓨터 등에 전송할 수도 있다.
- [0101] 도킹 시스템은 저장된 데이터를 추출하기 위해 NFC를 이용하거나 무선 데이터 전송 프로토콜(블루투스, 지그비, 와이파이 등)을 구성하여 전송이 가능하도록 구성될 수도 있으며, 데이터 전송용 접촉단자를 외부로 구성하여 접촉을 통해 전송이 가능하도록 구성될 수도 있으며, 측정장치의 충전이 가능하도록 구성될 수도 있다.
- [0102] 이후, 하루 동안 측정된 데이터를 모두 추출하고, 측정장치의 충전이 완료되면 다음날 사용시에 접착부재를 새 것으로 교체하여 다시 측정할 수 있다.
- [0103] 한편, 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 인체의 전기신호와 진동신호와 같은 복수 개의 생체 신호를 동시에 간편하게 측정하면서 이를 이용하여 심박수, 스트레스 지수, 심탄도, 혈압, 운동량, 호흡수, VO₂max 등의 건강 지표 산출을 위한 신호 처리가 추가적으로 이루어질 수 있도록 구성될 수도 있다.
- [0104] 예를 들어, 이러한 건강 지표 산출을 위한 신호 처리 중 심박수는 심전도 신호를 분석하여 R피크간의 시간간격을 계산하여 분당 심박수(Beat per minute)를 계산함으로써 산출될 수 있다. 또한 스트레스 지수는 심박수를 FFT 처리하여 주파수 영역에서의 데이터를 확보하고, 주파수 영역에서 심박수의 저주파 영역과 고주파 영역의 비율을 계산함으로써 스트레스 지수를 산출할 수 있다.

- [0105] 또한 본 발명에 따른 제2회로부에서 측정된 신호는 심탄도, 호흡, 인체 움직임 정보를 모두 담고 있기 때문에, 이들 중에서 심탄도 신호만을 분리하기 위해서는 제2회로부에서 측정된 신호를 대략 0.2 ~ 10 Hz 대역통과 필터를 거치도록 하면 검출이 가능하고, 또한 호흡수는 제2회로부에서 측정된 신호를 대략 0.2~2Hz 대역통과 필터를 거치도록 하면 검출이 가능하고, 인체 움직임은 제2회로부에서 측정된 신호를 대략 1 ~ 30 Hz 대역통과 필터를 거치도록 하면 검출이 가능하다.
- [0106] 또한, 혈압의 추정은 심전도와 심탄도 신호 사이의 시간차이를 분석함으로써 측정이 가능하다. 예를들어, 심장이 전기적인 자극을 받아서 박동하기 시작할 때 심전도에서 R피크 신호가 나타나고 심장이 그 이후에 혈액을 뿜어낼 때 심탄도에서 가장 큰 피크인 J피크가 나타나므로, 심전도에서 R피크가 발생하는 시각과 심탄도에서 J피크가 발생하는 시각 사이의 차이는 수축기 혈압과 직접적인 관계를 갖고 있으며 따라서 이에 관한 공식을 이용하여 혈압의 추정이 가능해질 수 있다.
- [0107] 또한, 최대산소섭취량(VO_{2max})은 심혈관계 건강 정도를 나타내는 대표적인 지표로서 사망률과도 밀접한 관계가 있는 등 중요함에도 불구하고 측정이 번거롭기 때문에 일반적으로 널리 쓰이지 못하고 있는 실정인데, 본 발명에 따른 측정장치를 이용하여 특정 운동량일 때 심박수가 얼마나 올라가는지를 분석하고, 인체 움직임과 심박수를 이용하여 연산함으로써 측정이 가능해질 수 있다.
- [0108] 이상에서 살펴본 바와 같이, 본 발명은 피부 부착이 용이하도록 필름형태의 압전소자(Piezoelectric material)에 다수의 금속박막전극과 회로부를 형성시키고, 이러한 다수의 금속박막전극과 회로부를 이용하여 인체의 전기 신호뿐만 아니라 진동신호까지도 동시에 측정할 수 있는 필름형 생체신호 측정장치에 관한 것으로서, 그 실시 형태는 다양한 형태로 변경가능하다 할 것이다. 따라서 본 발명은 본 명세서에서 개시된 실시 예에 의해 한정되지 않으며, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 변경 가능한 모든 형태도 본 발명의 권리 범위에 속한다 할 것이다.

산업상 이용가능성

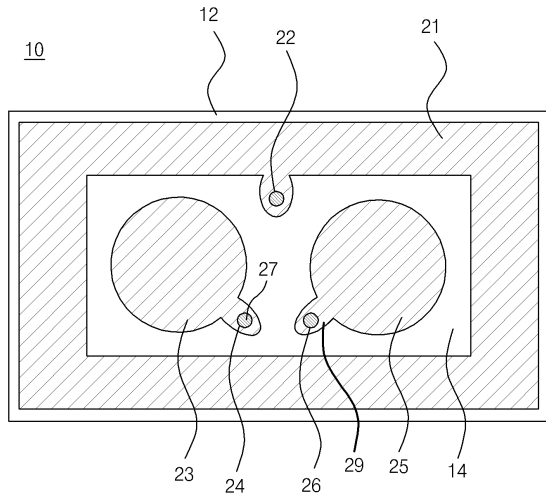
- [0109] 상술한 바와 같은 구성을 가지는 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 전체적으로 필름형태로 이루어져 구성이 간단하면서도 피부에 부착이 용이하여 사용이 편리하다는 효과가 있다.
- [0110] 또한, 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 피부에 부착된 경우에 동시에 인체의 전기신호와 압력, 진동 등을 측정할 수 있으며, 따라서 단순히 피부 부착만으로 심전도뿐만 아니라 심탄도도 동시에 측정할 수 있으며, 나아가 2개의 서로 다른 생체신호로부터 심박수, 스트레스 지수, 심탄도, 혈압, 운동량, 호흡수, VO_{2max} 등과 같은 다양한 형태의 건강지표에 대한 생체 정보를 추출할 수 있는 효과가 있다.
- [0111] 또한, 본 발명에 따른 필름형 생체신호 측정장치는 복수 개의 생체 신호를 간편하게 측정하면서 이를 이용하여 심박수, 스트레스 지수, 심탄도, 혈압, 운동량, 호흡수, VO_{2max} 등을 추가적으로 산출할 수 있기 때문에 다양한 건강 지표를 쉽게 관리할 수 있는 효과가 있다.

부호의 설명

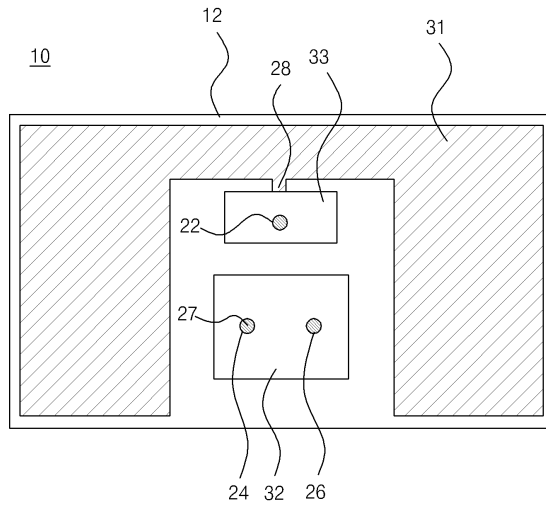
- [0112] 10,40 : 측정장치
- 12 : 압전소자
- 21,23,25 : 제1금속박막전극들
- 31 : 제2금속박막전극
- 32 : 제1회로부
- 33 : 제2회로부
- 34 : 제3금속박막전극
- 50 : 기관

도면

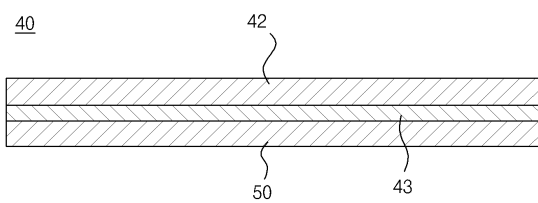
도면1



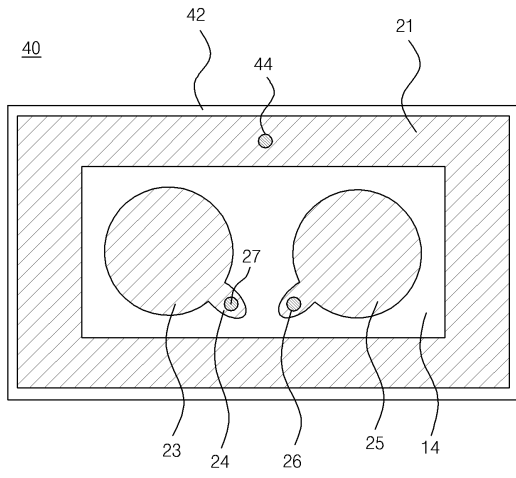
도면2



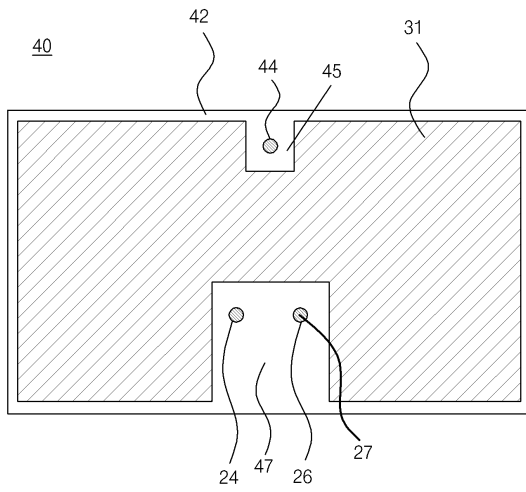
도면3



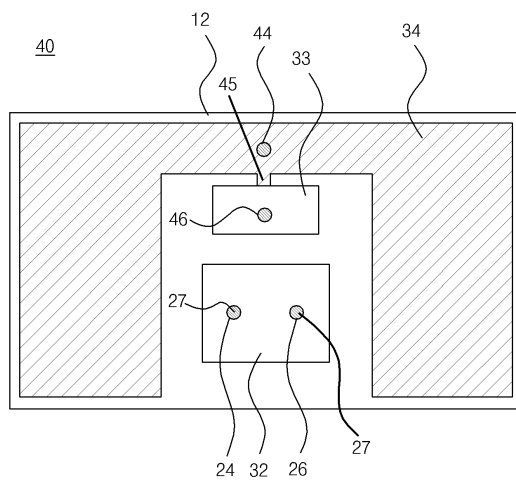
도면4



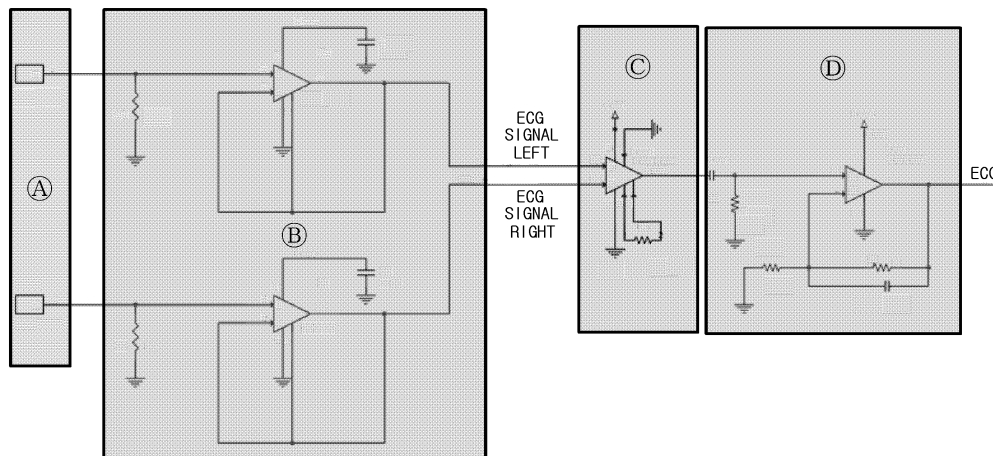
도면5



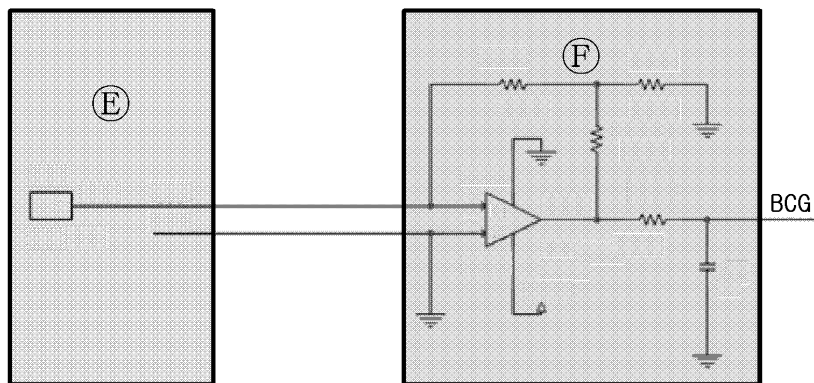
도면6



도면7



도면8



도면9



도면10

