(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0138174
(43) 공개일자 2017년12월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A41D 1/00 (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01) *A61B 5/0408* (2006.01)
A61B 5/046 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A41D 1/002 (2013.01)
A61B 5/024 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0070241
(22) 출원일자 2016년06월07일
심사청구일자 2016년06월07일

(71) 출원인
서강대학교산학협력단
서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)
(72) 발명자
윤광석
경상북도 상주시 토성로 112
이진우
경기도 여주시 세종로 204-20 106동 801호 (교동, 예일세띠앙아파트)
(74) 대리인
신진현

전체 청구항 수 : 총 9 항

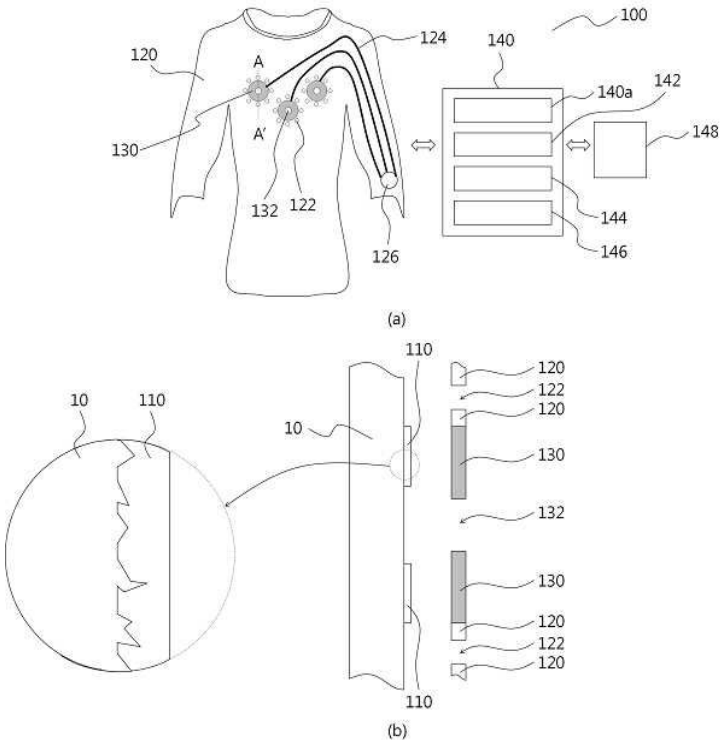
(54) 발명의 명칭 **피부에 배치되는 전도성 부재를 이용한 생체신호측정의류**

(57) 요 약

피부에 배치되는 전도성 부재를 이용한 생체신호측정의류가 개시(disclosure)된다. 상기 생체신호측정의류는 대상물의 피부에 배치되는 전도성 부재 및 상기 대상물이 착용하는 비전도성 의류에 배치되며 상기 대상물의 움직임에 따라 지속적으로 또는 간헐적으로 상기 전도성 부재와 전기적으로 접촉하여 생체신호를 감지할 수 있는 생

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도1



체신호감지전극을 포함한다. 상기 생체신호감지전극은 생체신호측정 장치와 연결되어 상기 생체신호를 상기 생체신호측정 장치에 제공한다. 상기 생체신호측정 장치는 상기 생체신호감지전극으로부터 제공받은 상기 생체신호로부터 상기 대상물의 건강정보를 분석하는 건강정보 분석부를 포함한다. 상기 전도성 부재는 유동성을 가지는 전도성 물질을 상기 피부에 코팅한 후 건조시켜 얻어진다. 상기 전도성 물질은 상기 피부에 코팅하는 과정에서 상기 유동성에 의하여 상기 피부 표면에 밀착되어 상기 생체신호감지전극과 상기 피부 사이의 접촉저항을 줄일 수 있다.

(52) CPC특허분류
A61B 5/0408 (2013.01)
A61B 5/046 (2013.01)
A61B 5/6804 (2013.01)
A61B 5/6823 (2013.01)
A61B 5/6825 (2013.01)
A61B 5/6828 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

대상물의 피부에 배치되는 전도성 부재; 및

상기 대상물이 착용하는 비전도성 의류에 배치되며, 상기 대상물의 움직임에 따라 지속적으로 또는 간헐적으로 상기 전도성 부재와 전기적으로 접촉하여 생체신호를 감지할 수 있는 생체신호감지전극을 포함하되,

상기 생체신호감지전극은 생체신호측정 장치와 연결되어 상기 생체신호를 상기 생체신호측정 장치에 제공하며,

상기 생체신호측정 장치는 상기 생체신호감지전극으로부터 제공받은 상기 생체신호로부터 상기 대상물의 건강정보를 분석하는 건강정보 분석부를 포함하며,

상기 전도성 부재는 유동성을 가지는 전도성 물질을 상기 피부에 코팅한 후 건조시켜 얻어지며,

상기 전도성 물질은 상기 피부에 코팅하는 과정에서 상기 유동성에 의하여 상기 피부 표면에 밀착됨으로써 상기 전도성 부재와 상기 피부 사이의 접촉저항이 줄어들어 상기 생체신호감지전극이 낮은 접촉저항 환경에서 상기 생체신호를 감지할 수 있는 생체신호측정의류.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 비전도성 의류에 배치되는 맥박 측정부를 더 포함하되,

상기 맥박 측정부는 동맥 혈관과 대향하도록 상기 비전도성 의류에 배치되며,

상기 맥박 측정부는 상기 대상물의 심장의 수축과 이완에 따른 상기 동맥 혈관의 외형 변화, 압력 변화, 광흡수량의 변화, 전기적 특성 변화 및 이들의 조합 중에서 선택되는 적어도 어느 하나를 분석하여 상기 대상물의 맥박신호를 감지하며,

상기 맥박 측정부가 감지한 상기 대상물의 상기 맥박신호는 상기 건강정보 분석부에 제공되며 상기 건강정보 분석부는 상기 생체정보 및 상기 맥박신호로부터 상기 대상물의 상기 건강정보를 분석하는 생체신호측정의류.

청구항 3

대상물의 피부에 배치되는 전도성 부재;

상기 대상물이 착용하며, 상기 대상물의 손목, 발목, 목 및 이들의 조합 중에서 선택되는 적어도 어느 하나-이하 맥박측정지점이라 함-와 대향하도록 연장되는 비전도성 의류에 배치되며, 상기 대상물의 움직임에 따라 지속적으로 또는 간헐적으로 상기 전도성 부재와 전기적으로 접촉하여 생체신호를 감지할 수 있는 생체신호감지전극; 및

상기 맥박측정지점의 동맥 혈관과 대향하도록 상기 비전도성 의류에 배치되며, 상기 대상물의 심장의 수축과 이완에 따른 상기 맥박측정지점의 상기 동맥 혈관의 외형 변화, 압력 변화, 광흡수량의 변화, 전기적 특성 변화 및 이들의 조합 중에서 선택되는 적어도 어느 하나를 분석하여 상기 대상물의 맥박신호를 감지하는 맥박 측정부를 포함하되,

상기 생체신호감지전극 및 상기 맥박 측정부는 각각 생체신호측정 장치와 연결되어 상기 생체신호 및 상기 맥박신호를 상기 생체신호측정 장치에 제공하며,

상기 생체신호측정 장치는 상기 생체신호 및 상기 맥박신호로부터 상기 대상물의 건강정보를 분석하는 건강정보 분석부를 포함하며,

상기 전도성 부재는 유동성을 가지는 전도성 물질을 상기 피부에 코팅한 후 건조시켜 얻어지며,

상기 전도성 물질은 상기 피부에 코팅하는 과정에서 상기 유동성에 의하여 상기 피부 표면에 밀착됨으로써 상기

전도성 부재와 상기 피부 사이의 접촉저항이 줄어들어 상기 생체신호감지전극이 낮은 접촉저항 환경에서 상기 생체신호를 감지할 수 있는 생체신호측정의류.

청구항 4

제2항 또는 제3항에 있어서,

상기 건강정보 분석부는 상기 생체신호로부터 상기 대상물의 심전도 파형을 생성하며, 상기 맥박신호로부터 상기 대상물의 맥박 파형을 생성하며, 상기 건강정보 분석부는 상기 맥박 파형의 하나 이상의 특징점을 검출하되,

상기 건강정보 분석부는 생성된 상기 심전도 파형으로부터 심실 탈분극 시기의 피크값이 발생하는 시간-이하 T_Rp라 함-을 검출하고, 상기 맥박 파형으로부터 검출된 상기 특징점이 발생하는 시간-이하 T_Hp라 함-을 검출하여 상기 T_Hp와 상기 T_Rp로부터 맥파전달시간을 추출하며, 추출된 상기 맥파전달시간으로부터 상기 대상물의 혈압을 계산하는 생체신호측정의류.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 대상물의 상기 혈압은 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 포함하되,

상기 수축기 혈압은 상기 맥파전달시간을 제1회귀식에 적용시켜 계산되며,

상기 이완기 혈압은 상기 맥파전달시간, 상기 대상물의 신체 특징 정보, 상기 심전도 파형 및 상기 맥박 파형 측정 시 측정된 환경 정보를 제2회귀식에 적용시켜 계산되는 생체신호측정의류.

청구항 6

제2항 또는 제3항에 있어서,

상기 생체신호감지전극은 상기 비전도성 의류에 전도성 섬유를 직조하는 방식으로 상기 비전도성 의류에 배치되며,

상기 생체신호측정 장치는 상기 맥박 측정부에 장착되며,

상기 맥박 측정부는 상기 비전도성 의류에 탈부착되되,

상기 비전도성 의류는 일단이 상기 생체신호감지전극과 전기적으로 연결되고, 타단이 상기 맥박 측정부가 탈부착되는 상기 비전도성 의류의 대응지점-이하 탈부착지점이라 함-까지 연장되는 도선을 포함하며,

상기 도선은 상기 비전도성 의류에 전도성 섬유를 직조하여 형성되며,

상기 생체신호측정 장치는 상기 맥박 측정부가 상기 탈부착지점에 부착되는 과정에서 상기 도선의 상기 타단과 접촉함으로써, 상기 생체신호감지전극 및 상기 맥박 측정부로부터 각각 상기 생체신호 및 상기 맥박신호를 제공받을 수 있는 생체신호측정의류.

청구항 7

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 비전도성 의류는 상기 생체신호감지전극에 인접하여 형성되는 제1관통 홀을 포함하며,

상기 전도성 부재는 상기 전도성 물질을 상기 제1관통 홀을 통하여 상기 피부에 코팅 후 건조시켜 얻어짐으로써 상기 생체신호감지전극과 서로 대향하는 생체신호측정의류.

청구항 8

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 생체신호감지전극은 내부를 관통하여 형성되는 제2관통 홀을 포함하며,

상기 전도성 부재가 배치되는 상기 피부는 상기 제2관통 홀을 통하여 외부와 연통되며,

상기 전도성 부재는 상기 전도성 물질을 상기 제2관통 홀을 통하여 상기 피부에 코팅 후 건조시켜 얻어짐으로써

상기 생체신호감지전극과 서로 대향하는 생체신호측정의류.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 전도성 물질을 수용하는 전도성 물질 공급부를 더 포함하며,

상기 전도성 물질 공급부는

내부에 상기 전도성 물질이 수용되며, 인가되는 외력에 의하여 상기 전도성 물질이 배출될 수 있는 개구부를 가지는 용기;

상기 개구부에 대향하여 배치되는 확산판; 및

상기 용기와 상기 확산판을 연결하는 연결부를 포함하되,

상기 전도성 물질은 상기 개구부를 상기 제2관통 홀에 삽입한 후, 상기 외력을 상기 용기에 인가하는 과정을 통하여 상기 개구부를 통하여 배출되되,

상기 전도성 물질은 배출과정에서 상기 확산판에 의하여 확산되어 상기 피부에 제공된 후 건조됨으로써, 상기 전도성 부재가 상기 생체신호감지전극과 자가정렬(self-aligning) 방식으로 대향하여 배치되는 생체신호측정의류.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 명세서에서 개시하는 기술은 생체신호측정의류에 관한 것으로서, 보다 구체적으로는 유동성을 가지는 전도성 물질을 피부에 코팅한 후 건조시키는 과정을 통하여 피부에 배치되는 전도성 부재와 생체신호측정의류에 배치되는 생체신호감지전극 또는 맥박 측정부를 상호 접촉하는 방식을 통하여 생체신호를 측정할 수 있는 생체신호측정의류에 관한 것이다. 전도성 부재는 유동성을 가지는 전도성 물질을 피부에 코팅한 후 건조시켜 얻어지므로 전도성 부재와 피부 사이의 접촉저항을 줄일 수 있다.

[0002] 본 연구는 한국연구재단의 이공분야기초연구사업의 연구결과로 수행되었습니다(과제번호 NRF-2013R1A2A2A03016489).

배 경 기 술

[0003] 최근 건강에 대한 관심 증대, 라이프 스타일의 변화와 함께, 고령화 사회로의 진입으로 인해 사회적인 관점에서 개인의 건강에 대한 체계적인 관리의 필요성이 대두되고 있다. 이에 따라 개인의 건강을 체계적으로 모니터링하고 관리할 수 있는 기술에 대한 요구가 증가되고 있다.

[0004] 특히, 생체신호측정의류는 언제, 어디서나 인체와 접촉하고 있기 때문에 생체신호를 측정하기에 적합한바, 다양한 종류의 생체신호 측정 센서를 생체신호측정의류에 용이하게 탑재하기 위한 연구와 시도들이 이루어지고 있다.

[0005] 또한 인체에 착용하는 스마트 의류를 통하여 노인, 건강 이상자, 통원 치료대상자들은 병원을 방문하지 아니하고도 자신의 평상시의 건강을 체크할 수 있다. 스마트 의류를 통하여 확인된 개개인의 건강정보는 병원 등에 유무선으로 제공될 수 있다. 스마트 의류는 의료 사각지대에 있거나 치료가 필요한 개인의 건강정보를 수집하여 병원 등에 제공함으로써 이들의 의료 복지에 기여할 것으로 예상된다.

[0006] 생체신호측정의류와 관련된 종래의 기술로는 한국등록특허 KR 10-1384755 “건식 전극을 이용한 심전도 측정용 스포츠 브라”, 한국공개특허 KR 10-2013-0164479 “웨어러블 디바이스를 이용한 스마트 웨어 시스템” 등이 있다. 이들 종래 기술은 의류에 부착되는 생체신호감지전극과 피부가 접촉하는 방식을 통하여 생체신호를 측정하는 방식을 취한다는 점에서 본 발명과 공통점이 있다. 하지만, 이들 종래기술은 생체신호감지전극이 피부와 직접 접촉되는 과정에서 피부와 생체신호 측정용 전극 패드 사이의 큰 접촉 저항과 의류 착용자의 움직임에 따른 동잡음 등으로 인하여 생체신호를 정확하게 측정하기 어려운 문제가 있었다.

[0007] 이러한 문제점을 해결하기 위하여 종래에는 생체신호 측정 전에 피부에 물 또는 전해질 젤을 바른 후 생체신호 감지전극을 통하여 생체신호를 측정하였다. 하지만, 물이나 전해질 젤이 마를 경우에 생체신호측정이 되지 않거나 측정 품질이 나빠지는 문제가 있었다. 또한, 전해질 젤을 이용할 경우에는 피시술자의 움직임에 의한 생체신호감지전극과 피부 사이의 유격에 따른 노이즈발생과 와이어링에 의한 미관상의 문제점 등이 있었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 명세서에서 개시하는 기술은 상기한 종래의 기술의 문제점을 해결하기 위하여 도출된 것으로서, 생체신호측정의류를 구성함에 있어서 전도성 부재를 피부에 도포하여 생체신호감지전극을 피부에 밀착시킴으로써 생체신호감지전극과 피부 사이의 접촉 저항을 줄일 수 있는 생체신호측정의류를 제공한다.

과제의 해결 수단

[0009] 일 실시 예에 있어서, 피부에 배치되는 전도성 부재를 이용한 생체신호측정의류가 개시(disclosure)된다. 상기 생체신호측정의류는 대상물의 피부에 배치되는 전도성 부재 및 상기 대상물이 착용하는 비전도성 의류에 배치되며 상기 대상물의 움직임에 따라 지속적으로 또는 간헐적으로 상기 전도성 부재와 전기적으로 접촉하여 생체신호를 감지할 수 있는 생체신호감지전극을 포함한다. 상기 생체신호감지전극은 생체신호측정 장치와 연결되어 상기 생체신호를 상기 생체신호측정 장치에 제공한다. 상기 생체신호측정 장치는 상기 생체신호감지전극으로부터 제공받은 상기 생체신호로부터 상기 대상물의 건강정보를 분석하는 건강정보 분석부를 포함한다. 상기 전도성 부재는 유동성을 가지는 전도성 물질을 상기 피부에 코팅한 후 건조시켜 얻어진다. 상기 전도성 물질은 상기 피부에 코팅하는 과정에서 상기 유동성에 의하여 상기 피부 표면에 밀착되어 상기 생체신호감지전극과 상기 피부 사이의 접촉저항을 줄일 수 있다.

[0010] 상기 생체신호측정의류는 상기 비전도성 의류에 배치되는 맥박 측정부를 더 포함할 수 있다. 상기 맥박 측정부는 동맥 혈관과 대향하도록 상기 비전도성 의류에 배치될 수 있다. 상기 맥박 측정부는 상기 대상물의 심장의 수축과 이완에 따른 상기 동맥 혈관의 외형 변화, 압력 변화, 광흡수량의 변화, 전기적 특성 변화 및 이들의 조합 중에서 선택되는 적어도 어느 하나를 분석하여 상기 대상물의 맥박신호를 감지할 수 있다. 상기 맥박 측정부가 감지한 상기 대상물의 상기 맥박신호는 상기 건강정보 분석부에 제공되며 상기 건강정보 분석부는 상기 생체정보 및 상기 맥박신호로부터 상기 대상물의 상기 건강정보를 분석할 수 있다.

[0011] 다른 실시 예에 있어서, 피부에 배치되는 전도성 부재를 이용한 생체신호측정의류가 개시된다. 상기 생체신호측정의류는 전도성 부재, 비전도성 의류, 생체신호감지전극 및 맥박 측정부를 포함한다. 상기 전도성 부재는 대상물의 피부에 배치된다. 상기 비전도성 의류는 상기 대상물이 착용하며, 상기 대상물의 손목, 발목, 목 및 이들의 조합 중에서 선택되는 적어도 어느 하나-이하 맥박측정지점이라 함-와 대향하도록 연장된다. 상기 생체신호감지전극은 상기 비전도성 의류에 배치되며, 상기 대상물의 움직임에 따라 지속적으로 또는 간헐적으로 상기 전도성 부재와 전기적으로 접촉하여 생체신호를 감지할 수 있다. 상기 맥박 측정부는 상기 맥박측정지점의 동맥 혈관과 대향하도록 상기 비전도성 의류에 배치되며, 상기 대상물의 심장의 수축과 이완에 따른 상기 맥박측정지점의 상기 동맥 혈관의 외형 변화, 압력 변화, 광흡수량의 변화, 전기적 특성 변화 및 이들의 조합 중에서 선택되는 적어도 어느 하나를 분석하여 상기 대상물의 맥박신호를 감지한다. 이 경우, 상기 생체신호감지전극 및 상기 맥박 측정부는 각각 생체신호측정 장치와 연결되어 상기 생체신호 및 상기 맥박신호를 상기 생체신호측정 장치에 제공할 수 있다. 상기 생체신호측정 장치는 상기 생체신호 및 상기 맥박신호로부터 상기 대상물의 건강정보를 분석하는 건강정보 분석부를 포함한다. 상기 전도성 부재는 유동성을 가지는 전도성 물질을 상기 피부에 코팅한 후 건조시켜 얻어진다. 상기 전도성 물질은 상기 피부에 코팅하는 과정에서 상기 유동성에 의하여 상기 피부표면에 밀착되어 상기 생체신호감지전극과 상기 피부 사이의 접촉저항이 줄어든다.

[0012] 상기 건강정보 분석부는 상기 생체신호로부터 상기 대상물의 심전도 파형을 생성하며, 상기 맥박신호로부터 상기 대상물의 맥박 파형을 생성할 수 있다. 또한 상기 건강정보 분석부는 상기 맥박 파형의 하나 이상의 특징점을 검출할 수 있다. 이 경우, 상기 건강정보 분석부는 생성된 상기 심전도 파형으로부터 심실 탈분극 시기의 피크값이 발생하는 시간-이하 T_Rp라 함-을 검출하고, 상기 맥박 파형으로부터 검출된 상기 특징점이 발생하는 시간-이하 T_Hp라 함-을 검출하여 상기 T_Hp와 상기 T_Rp로부터 맥파전달시간을 추출하며, 추출된 상기 맥파전달시간으로부터 상기 대상물의 혈압을 계산할 수 있다.

[0013] 상기 대상물의 상기 혈압은 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 포함할 수 있다. 상기 수축기 혈압은 상기 맥파전달

시간을 제1회귀식에 적용시켜 계산되며, 상기 이완기 혈압은 상기 맥파전달시간, 상기 대상물의 신체 특징 정보, 상기 심전도 파형 및 상기 맥박 파형 측정 시 측정된 환경 정보를 제2회귀식에 적용시켜 계산될 수 있다.

[0014] 상기 생체신호감지전극은 상기 비전도성 의류에 전도성 섬유를 직조하는 방식으로 상기 비전도성 의류에 배치될 수 있다. 상기 생체신호측정 장치는 상기 맥박 측정부에 장착될 수 있다. 상기 맥박 측정부는 상기 비전도성 의류에 탈부착될 수 있다. 이 경우, 상기 비전도성 의류에는 일단이 상기 생체신호감지전극과 전기적으로 연결되고, 타단이 상기 맥박 측정부가 탈부착 되는 상기 비전도성 의류의 대응지점-이하 탈부착지점이라 함-까지 연장되는 도선을 포함할 수 있다. 이때, 상기 도선은 상기 비전도성 의류에 전도성 섬유를 직조하여 형성될 수 있다. 상기 생체신호측정 장치는 상기 맥박 측정부가 상기 탈부착지점에 부착되는 과정에서 상기 도선의 상기 타단과 접촉함으로써, 상기 생체신호감지전극 및 상기 맥박 측정부로부터 각각 상기 생체신호 및 상기 맥박신호를 제공받을 수 있다.

[0015] 상기 비전도성 의류는 상기 생체신호감지전극에 인접하여 형성되는 제1관통 홀을 포함할 수 있다. 상기 전도성 부재는 상기 전도성 물질을 상기 제1관통 홀을 통하여 상기 피부에 코팅 후 건조시켜 얻어짐으로써 상기 생체신호감지전극과 상기 전도성 부재는 서로 대향할 수 있다.

[0016] 한편, 상기 생체신호감지전극은 내부를 관통하여 형성되는 제2관통 홀을 포함할 수 있다. 상기 전도성 부재가 배치되는 상기 피부는 상기 제2관통 홀을 통하여 외부와 연통될 수 있다. 상기 전도성 부재는 상기 전도성 물질을 상기 제2관통 홀을 통하여 상기 피부에 코팅 후 건조시켜 얻어짐으로써 상기 생체신호감지전극과 상기 전도성 부재는 서로 대향하도록 할 수 있다.

[0017] 또 한편, 상기 생체신호측정의류는 상기 전도성 물질을 수용하는 전도성 물질 공급부를 더 포함할 수 있다. 상기 전도성 물질 공급부는 용기, 확산판 및 연결부를 포함할 수 있다. 상기 용기는 내부에 상기 전도성 물질이 수용되며, 인가되는 외력에 의하여 상기 전도성 물질이 배출될 수 있는 개구부를 가질 수 있다. 상기 확산판은 상기 개구부에 대향하여 배치될 수 있다. 상기 연결부는 상기 용기와 상기 확산판을 연결할 수 있다. 상기 전도성 물질은 상기 개구부를 상기 제2관통 홀에 삽입하고, 상기 외력을 상기 용기에 인가하는 과정을 통하여 상기 개구부를 통하여 배출될 수 있다. 이 경우, 상기 전도성 물질은 배출과정에서 상기 확산판에 의하여 확산되어 상기 피부에 제공된 후 건조됨으로써, 상기 전도성 부재가 상기 생체신호감지전극과 자가정렬(self-aligning) 방식으로 대향하여 배치되어질 수 있다.

발명의 효과

[0018] 본 명세서에서 개시하는 생체신호측정의류는 대상물의 피부에 배치되는 전도성 부재와 비전도성 의류에 배치되는 생체신호감지전극를 상호 접촉하는 방식을 통하여 생체신호를 측정한다. 전도성 부재는 유동성을 가지는 전도성 물질을 피부에 바르고 건조시켜 얻어지므로 전도성 부재와 피부 사이의 접촉저항을 줄일 수 있다. 생체신호감지전극은 대상물의 피부에 직접 접촉하지 않고 전도성 부재를 경유하여 대상물의 피부와 전기적으로 접촉된다. 이를 통하여 생체신호감지전극과 대상물의 피부 사이의 접촉저항이 낮아지게 됨으로써 본 명세서에서 개시하는 생체신호 측정 의류는 대상물이 휴식 중이거나 움직이는 상태에서도 안정적으로 생체신호를 얻을 감지할 수 있는 기술을 제공할 수 있다.

[0019] 또한 본 명세서에서 개시하는 생체신호측정의류는 맥박 측정부를 포함하며, 맥박 측정부가 감지한 대상물의 맥박신호는 생체신호측정 장치에 제공된다. 생체신호측정 장치는 맥박 측정부로부터 제공받은 맥박신호 및 생체신호감지전극으로부터 제공받은 심전도 신호로부터 대상물의 혈압을 계산하여 이를 대상물에게 알려줄 수 있다. 이를 통하여 본 명세서에서 개시하는 생체신호측정의류는 대상물(예로서, 의류 착용자)이 자신의 혈압을 자가측정할 수 있는 효과를 제공할 수 있다.

[0020] 전술한 내용은 이후 보다 자세하게 기술되는 사항에 대해 간략화된 형태로 선택적인 개념만을 제공한다. 본 내용은 특허 청구 범위의 주요 특징 또는 필수적 특징을 한정하거나, 특허청구범위의 범위를 제한할 의도로 제공되는 것은 아니다.

도면의 간단한 설명

[0021] 도 1은 일 실시 예에 따른 본 명세서에서 개시하는 생체신호측정의류를 보여준다.

도 2는 일 실시 예에 따른 본 명세서에서 개시하는 맥박 측정부를 보여주는 도면이다.

도 3은 일 실시 예에 따른 본 명세서에서 개시하는 전도성 물질 공급부를 통하여 전도성 물질을 피부에 배치하

는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 4는 일 실시 예에 따른 본 명세서에서 개시하는 생체신호측정의류가 측정한 심전도 파형을 보여주는 도면이다.

도 5는 일 실시 예에 따른 본 명세서에서 개시하는 생체신호측정의류가 측정한 맥박 파형으로부터 특징점을 구하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 일 실시 예에 따른 본 명세서에서 개시하는 생체신호측정의류가 측정한 심전도 파형 및 맥박 파형으로부터 맥파전달시간을 구하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 7은 다른 실시 예에 따른 본 명세서에서 개시하는 생체신호측정의류를 보여주는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0022] 이하, 본 명세서에 개시된 실시 예들을 도면을 참조하여 상세하게 설명하고 자 한다. 본문에서 달리 명시하지 않는 한, 도면의 유사한 참조번호들은 유사한 구성요소들을 나타낸다. 상세한 설명, 도면들 및 청구항들에서 상술하는 예시적인 실시 예들은 한정을 위한 것이 아니며, 다른 실시 예들이 이용될 수 있으며, 여기서 개시되는 기술의 사상이나 범주를 벗어나지 않는 한 다른 변경들도 가능하다. 당업자는 본 개시의 구성요소들, 즉 여기서 일반적으로 기술되고, 도면에 기재되는 구성요소들을 다양하게 다른 구성으로 배열, 구성, 결합, 도안할 수 있으며, 이것들의 모두는 명백하게 고안되어지며, 본 개시의 일부를 형성하고 있음을 용이하게 이해할 수 있을 것이다. 도면에서 여러 층(또는 막), 영역 및 형상을 명확하게 표현하기 위하여 구성요소의 폭, 길이, 두께 또는 형상 등은 과장되어 표현될 수도 있다.

[0023] 일 구성요소가 다른 구성요소에 "배치"라고 언급되는 경우, 상기 일 구성요소가 상기 다른 구성요소에 직접 배치되는 경우는 물론, 이들 사이에 추가적인 구성요소가 개재되는 경우도 포함할 수 있다.

[0024] 일 구성요소가 다른 구성요소에 "연결"이라고 언급되는 경우, 상기 일 구성요소가 상기 다른 구성요소에 직접 연결되는 경우는 물론, 이들 사이에 추가적인 구성요소가 개재되는 경우도 포함할 수 있다.

[0025] 일 구성요소가 다른 구성요소에 "장착"이라고 언급되는 경우, 상기 일 구성요소가 상기 다른 구성요소에 직접 장착되는 경우는 물론, 이들 사이에 추가적인 구성요소가 개재되는 경우도 포함할 수 있다.

[0026] 개시된 기술에 관한 설명은 구조적 내지 기능적 설명을 위한 실시 예에 불과하므로, 개시된 기술의 권리범위는 본문에 설명된 실시 예에 의하여 제한되는 것으로 해석되어서는 아니된다. 즉, 실시 예는 다양한 변경이 가능하고 여러 가지 형태를 가질 수 있으므로 개시된 기술의 권리범위는 기술적 사상을 실현할 수 있는 균등물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

[0027] 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한 복수의 표현을 포함하는 것으로 이해되어야 하고, “포함하다” 또는 “가지다” 등의 용어는 실시된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성 요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0028] 여기서 사용된 모든 용어들은 다르게 정의되지 않는 한, 개시된 기술이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가진다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 것으로 해석되어야 하며, 본 출원에서 명백하게 정의하지 않는 한 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미를 지니는 것으로 해석될 수 없다.

[0029] 본 명세서에서 사용하는 대상물이라는 용어는 사람 이외에 생체신호를 감지할 수 있는 동물 등을 아우르는 표현으로 이해되어야 한다.

[0030] 도 1은 일 실시 예에 따른 본 명세서에서 개시하는 생체신호측정의류를 보여주는 도면이다. 도 1의 (a)는 생체신호측정의류의 개념도이며, (b)는 생체신호측정의류에 배치된 생체신호감지전극의 AA’ 선에 따른 단면도를 보여주는 도면이다.

[0031] 도 2는 일 실시 예에 따른 본 명세서에서 개시하는 맥박 측정부를 보여주는 도면이다.

[0032] 도 3은 일 실시 예에 따른 본 명세서에서 개시하는 전도성 물질 공급부를 통하여 전도성 물질을 피부에 배치하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0033] 도 4는 일 실시 예에 따른 본 명세서에서 개시하는 생체신호측정의류가 측정한 심전도 파형을 보여주는 도면이다.

[0034] 도 5는 일 실시 예에 따른 본 명세서에서 개시하는 생체신호측정의류가 측정한 맥박 파형으로부터 특징점을 구하는 방법을 설명하기 위한 도면이다. 도 5의 (a)는 맥박 파형의 최대점을 나타내는 도면이며, (b)는 맥박 파형의 최저점을 나타내는 도면, (c)는 맥박 파형의 평균점을 나타내는 도면, (d)는 맥박 파형의 1차 미분 최대점을 나타내는 도면, (e)는 맥박 파형의 2차 미분 최대점을 나타내는 도면, (f)는 맥박 파형의 한 접선의 교차점을 나타내는 도면, (g)는 맥박 파형의 두 접선의 교차점을 나타내는 도면, (h)는 맥박 파형에서 검출할 수 있는 특징점들의 분포를 나타내는 도면이다.

[0035] 도 6은 일 실시 예에 따른 본 명세서에서 개시하는 생체신호측정의류가 측정한 심전도 파형 및 맥박 파형으로부터 맥파전달시간을 구하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

[0036] 도면을 참조하면, 생체신호측정의류(100)는 전도성 부재(110), 비전도성 의류(120), 생체신호감지전극(130) 및 생체신호측정 장치(140)를 포함한다. 몇몇 다른 실시 예들에 있어서, 생체신호측정의류(100)는 선택적으로(optionally) 맥박 측정부(150)를 더 포함할 수 있다. 몇몇 또 다른 실시 예들에 있어서, 생체신호측정의류(100)는 선택적으로 전도성 물질 공급부(160)를 더 포함할 수 있다.

[0037] 전도성 부재(110)는 대상물(미도시)의 피부(10)에 배치된다. 전도성 부재(110)는 유동성을 가지는 전도성 물질(110a)을 피부(10)에 코팅한 후 건조시켜 얻어진다. 도 1의 (b)에 예로서 도시한 바와 같이, 전도성 물질(110a)은 피부(10)에 코팅하는 과정에서 유동성에 의하여 피부(10) 표면에 밀착됨으로써 전도성 부재(110)와 피부(10) 사이의 접촉저항이 줄어들어 생체신호감지전극(130)이 낮은 접촉저항 환경에서 생체신호를 감지 할 수 있다.

[0038] 전도성 물질(110a)로서 다양한 재료가 사용될 수 있다. 전도성 물질(110a)로는 잉크타입, 페이스트타입 등 다양한 타입의 전도성 물질(110a)이 사용될 수 있다. 보다 구체적으로 설명하면, 전도성 물질(110a)로서 저점도(약 10Kcps 미만)를 가지는 잉크 타입(ink type), 중점도(약 10 ~ 약 150Kcps)를 가지는 접착제 타입(adhesive type) 또는 고점도(약 150 ~ 약 700Kcps)를 가지는 페이스트 타입(paste type)이 사용될 수 있다. 이때 전도성 물질(110a)은 손을 활용하거나, 전도성 물질(110a)이 담긴 튜브를 활용하거나, 전도성 물질(110a)이 담긴 펜을 활용하여 전도성 물질(110a)을 피부(10)에 제공하는 방법 등으로 피부(10)에 코팅될 수 있다.

[0039] 일례로, 전도성 물질(110a)은 폴리비닐알코올, 부틸렌글리콜, 폴리쿼트, 에탄올, 탄소 분말 및 물 등으로 구성될 수 있다. 폴리비닐알코올은 전도성 물질(110a)이 건조되어 얻어지는 전도성 부재(110)를 용이하게 필 오프(peel off)하기 위한 용도로 사용된다. 부틸렌글리콜은 보습제의 용도로 사용된다. 폴리쿼트는 전도성 물질(110a)의 점도를 증가시키기 위한 용도로 사용된다. 에탄올은 피부(10)에 바른 전도성 물질(110a)을 빠르게 건조시켜 굳히기 위한 용도로 사용된다. 탄소 분말은 전도성 물질(110a)에 전도성을 부여하기 위한 용도로 사용된다. 탄소 분말은 예로서 흑연 분말일 수 있다. 이때, 탄소 분말은 인체에는 독성이 없으나, 대상물의 피부(10)에 침투할 경우에 피부(10) 트러블, 기타 질병 등을 유발할 염려가 있다. 따라서 인체를 대상으로 할 경우에는 탄소 분말로서 사람의 평균 모공 크기인 약 50 um보다 큰 약 74 ~ 약 90 um 크기의 흑연 분말을 사용하는 것이 바람직할 수 있다. 상기의 예시는 이해를 위한 예시로서 전도성 물질(110a)로서 상기한 예시이외에 다양한 성분이 함유된 전도성 물질(110a)이 사용될 수 있다.

[0040] 비전도성 의류(120)는 대상물이 착용한다. 비전도성 의류(120)는 생체신호감지전극(130)에 인접하여 형성되는 제1관통 홀(122)을 포함할 수 있다. 전도성 부재(110)는 전도성 물질(110a)을 제1관통 홀(122)을 통하여 피부(10)에 코팅 후 건조시켜 얻어질 수 있다. 이때 전도성 물질(110a)을 제1관통 홀(122)을 통하여 피부(10)에 코팅 후 건조시킴으로써 전도성 부재(110)는 생체신호감지전극(130)과 서로 대향할 수 있다. 한편, 비전도성 의류(120)는 일단이 생체신호감지전극(130)과 전기적으로 연결되고, 타단이 맥박 측정부(150)가 탈부착 되는 비전도성 의류(120)의 대응지점(이하 탈부착지점(126)이라 함)까지 연장되는 도선(124)을 포함할 수 있다.

[0041] 도선(124)은 비전도성 의류(120)에 전도성 섬유를 직조하여 형성될 수 있다. 일례로, 도선(124)은 탄성을 가질 수 있으며, 스판(span) 특성을 갖는 옷감의 제조방법과 실질적으로 동일한 공정을 통해 제조될 수 있다. 도선(124)은 예로서 전도성을 가지는 물질을 얇은 박막 형태로 비전도성 의류(120)에 도포하여 제조되거나 실의 형상을 가지는 전도성 폴리머 등과 같은 복합화합물을 비전도성 의류(120)에 직조하는 방식으로 제조될 수 있다.

[0042] 생체신호감지전극(130)은 비전도성 의류(120)에 배치되며, 상기 대상물의 움직임에 따라 지속적으로 또는 간헐적으로 상기 전도성 부재(110)와 전기적으로 접촉하여 상기 생체신호를 감지한다. 또한 생체신호감지전극(130)

은 생체신호측정 장치(140)와 연결되어 상기 생체 신호를 생체신호측정 장치(140)에 제공한다.

[0043] 일례로, 생체신호감지전극(130)은 비전도성 의류(120)에 전도성 섬유를 직조하는 방식으로 비전도성 의류(120)에 배치될 수 있다. 생체신호감지전극(130)은 일례로 비전도성 섬유와 전도성 섬유를 활용하여 비전도성 의류(120)를 직조하는 방식을 통하여 비전도성 의류(120)에 배치될 수 있다. 다르게는 생체신호감지전극(130)은 전도성 섬유로 섬유 패드의 형태로 직조된 다음 탈부착 할 수 있는 방식으로 비전도성 의류(120)에 배치될 수도 있다.

[0044] 생체신호감지전극(130)을 통하여 심전도, 근전도 등의 상기 생체신호를 측정할 수 있다.

[0045] 상기 심전도(ECG)는 심방과 심실의 탈분극과 재분극에 의해 발생된 전기적 활동이다. 생체신호감지전극(130)은 상기 심방과 상기 심실의 상기 탈분극과 상기 재분극에 의해 발생한 전위차를 감지하여 상기 심전도를 측정할 수 있다.

[0046] 심전도 파형(134)은 도 4에 도시된 바와 같이, P파(134a), Q파(134b), R파(134c), S파(134d) 및 T파(134e)로 구성된다.

[0047] P파(134a)는 우심방 벽에 위치한 동방 결절(SA node : sinoatrial node)을 통해 상기 심방에 전달된 자극이 상기 심방을 상기 탈분극시키면서 상기 심실의 상기 이완기동안 일어나는 파장이다. 상기 심방의 상기 탈분극은 동방결정 부근에서 시작되며, 상기 우심방에서 좌심방의 심근으로 진행된다. P파(134a)의 첫부분은 상기 우심방의 상기 탈분극을 나타내며, P파(134a)의 뒷부분은 상기 좌심방의 상기 탈분극을 나타낸다. 또한 P파(134a)는 상향이며 약간 둥근 모양을 보인다.

[0048] Q파(134b), R파(134c) 및 S파(134d)는 상기 심실의 상기 탈분극 시기에 나타나는 파장이다. 상기 심실의 상기 탈분극은 방실접합부 부근의 심실중격의 왼쪽부분에서 시작되어 상기 심실중격(interventricular septum)을 가로질러 상기 심실간 중격의 오른쪽부분으로 진행된다. Q파(134b)는 상기 심실중격의 상기 탈분극을 나타내며, R파(134c) 앞에 기록된 하향파로 정의된다. R파(134c)와 S파(134d)는 동시적으로 일어나는 좌/우 상기 심실의 상기 탈분극을 나타낸다. R파(134c)는 처음 기록된 상향파로 정의되며, S파(134d)는 R파(134c) 다음에 기록된 하향파로 정의된다.

[0049] T파(134e)는 상기 심실의 상기 재분극 시기에 나타나는 파장이다. 상기 재분극은 상기 탈분극보다 천천히 진행된다. 따라서 T파(134e)는 상향파이며, Q파(134b), R파(134c) 및 S파(134d)보다 길게 벌어지고 진폭도 낮게 나타난다.

[0050] 상기 근전도(EMG)는 근육의 수축에 의해 발생된 전기적 활동이다. 생체신호감지전극(130)은 전각세포, 신경섬유, 신경-근육접합부, 근섬유로 이루어져 있는 부위에 배치될 수 있다. 이 경우 생체신호감지전극(130)은 상기 근육의 상기 수축 시에 발생한 전위차를 감지하여 상기 근전도를 측정할 수 있다.

[0051] 도 1에는 2개의 생체신호감지전극(130)이 배치된 생체신호측정의류(120)가 예로서 표현되어 있다. 또한, 도 1에는 2개의 생체신호감지전극(130)과 일단이 각각 연결되는 2개의 도선(124)이 예로서 표현되어 있다. 이 경우, 2개의 도선(124)의 타단은 각각 비전도성 의류(120)의 팔 부분에 배치되는 탈부착지점(126)과 서로 연결될 수 있다. 이를 통하여 생체신호감지전극(130)이 감지한 상기 생체신호는 도선(124)을 통하여 탈부착지점(126)에 제공될 수 있다. 이 경우, 후술하는 생체신호측정 장치(140)가 장착된 맥박 측정부(150)가 탈부착지점(126)에 부착되는 과정에서 생체신호측정 장치(140)는 탈부착지점(126)과 전기적으로 연결될 수 있다. 이를 통하여, 생체신호측정 장치(140)는 도선(124)의 상기 타단과 접촉함으로써 생체신호감지전극(130)으로부터 상기 생체신호를 제공받을 수 있다.

[0052] 한편, 도 1에 도시된 바와 달리, 생체신호측정의류(100)에는 다양한 수의 생체신호감지전극(130)이 배치될 수도 있다. 또한, 탈부착지점(126)은 도 1에 도시된 팔 부분이 아닌 비전도성 의류(120)의 어느 위치에도 배치될 수도 있다. 도 1에는 비전도성 의류(120)에 배치된 3개의 생체신호감지전극(130)이 예로서 표현되어 있다. 3개의 생체신호감지전극(130) 중 두 개의 생체신호감지전극(130)은 생체신호감지에 활용되고, 나머지 하나의 생체신호감지전극(130)은 기준신호를 제공하는 기준전극의 용도로 활용될 수 있다.

[0053] 일 실시 예에 있어서, 생체신호감지전극(130)은 내부를 관통하여 형성되는 제2관통 홀(132)을 포함할 수 있다. 이때 전도성 부재(110)가 배치되는 피부(10)는 제2관통 홀(132)을 통하여 외부와 연통될 수 있다. 전도성 부재(110)는 비전도성 의류(120)의 제2관통 홀(132)을 통하여 피부(10)에 코팅 후 건조시켜 얻어질 수 있다. 이때 전도성 물질(110a)을 제2관통 홀(132)을 통하여 피부(10)에 코팅 후 건조시킴으로써 전도성 부재(110)는 생체신

호감지전극(130)과 서로 대향할 수 있다.

[0054] 생체신호측정 장치(140)는 생체신호감지전극(130)으로부터 제공받은 상기 생체신호로부터 상기 대상물의 건강정보를 분석하는 건강정보 분석부(140a)를 포함한다. 또한 생체신호측정 장치(140)는 외면 또는 내부에 배치되는 인터페이스부(144)를 포함할 수 있다. 건강정보 분석부(140a)는 상기 대상물의 상기 건강정보를 외부 장치(148)에 제공할 수 있으며, 외부장치(148)로부터 상기 대상물의 상기 건강정보 및 상기 건강정보 측정 시 상기 대상물의 환경 정보를 제공받을 수 있다. 또한 생체신호측정 장치(140)는 건강정보 분석부(140a)가 내장되는 하우징(142a)을 포함할 수 있다. 상기 하우징(142a)의 외면 또는 내부에 디스플레이(142)가 배치될 수 있다. 디스플레이(142)가 내부에 배치될 경우, 하우징은 광투과성의 재질을 가질 수 있다. 건강정보 분석부(140a)는 상기 대상물의 상기 건강정보를 디스플레이부(142)에 표시할 수 있다. 이때 생체신호측정 장치(140)는 맥박 측정부(150), 생체신호감지전극(130), 인터페이스부(144), 디스플레이 및 건강정보 분석부(140a)에 전원을 공급하기 위한 전원부(146)를 포함할 수 있다. 일례로, 도 2에 도시된 바와 같이, 생체신호측정 장치(140)는 맥박 측정부(150)에 장착될 수 있다. 이때 생체신호측정 장치(140)는 맥박 측정부(150)가 탈부착지점(126)에 부착되는 과정에서 도선(124)의 상기 타단과 접촉함으로써, 생체신호감지전극(130) 및 맥박 측정부(150)로부터 각각 상기 생체신호 및 맥박신호를 제공받을 수 있다.

[0055] 건강정보 분석부(140a)는 상기 생체 신호로부터 상기 대상물의 심전도 파형(134)을 생성할 수 있다. 또한 건강정보 분석부(140a)는 상기 맥박신호로부터 상기 대상물의 맥박 파형(156)을 생성할 수 있다. 이때 건강정보 분석부(140a)는 맥박 파형(156)의 하나 이상의 특징점을 검출할 수 있다. 건강정보 분석부(140a)는 생성된 심전도 파형(134)으로부터 상기 심실의 상기 탈분극 시기의 피크값이 발생하는 시간(이하 T_Rp라 함)을 검출하고, 맥박 파형(156)로부터 상기 특징점이 발생하는 시간(이하 T_Hp라 함)을 검출할 수 있다. 이때 건강정보 분석부(140a)는 T_Hp와 T_Rp로부터 맥파전달시간(158)을 추출할 수 있다. 또한 건강정보 분석부(140a)는 추출된 맥파전달시간(158)으로부터 상기 대상물의 혈압을 계산할 수 있다.

[0056] 맥박 파형(156)의 상기 특징점은 일정한 주기로 반복되는 맥박 파형(156)에 있어 특정 구간에 발생할 수 있는 맥박 파형(156)의 특징을 나타내는 점이다.

[0057] 일례로, 도 5의 (a)에 도시된 바와 같이 맥박 파형(156)의 상기 특징점으로는 맥박 파형(156)의 최대점(156a)이 사용될 수 있다. 맥박 파형(156)의 최대점(156a)은 심장의 수축 시 상기 동맥 혈관에서 측정된 맥박 파형(156)의 최대치를 나타내는 지점으로 정의할 수 있다.

[0058] 다른 예로, 도 5의 (b)에 도시된 바와 같이 맥박 파형(156)의 상기 특징점으로는 맥박 파형(156)의 최저점(156b)이 사용될 수 있다. 맥박 파형(156)의 최저점(156b)은 상기 심장의 상기 이완 시 맥박 파형(156)의 최소점 또는 상기 심장의 상기 수축 시 맥박 파형(156)의 초기 상승부분의 시작점으로 정의할 수 있다.

[0059] 또 다른 예로, 도 5의 (c)에 도시된 바와 같이 맥박 파형(156)의 상기 특징점으로는 맥박 파형(156)의 최대점(156a)과 최저점(156b)의 평균점(156c)이 사용될 수 있다. 맥박 파형(156)의 평균점(156c)은 맥박 파형(156)의 전체 진폭 중 약 50%에 해당하는 지점으로서, 상기 심장의 상기 수축 시 맥박 파형(156)의 최대점(156a)의 값과 상기 심장의 상기 이완 시 맥박 파형(156)의 최소점의 값의 평균치가 나타나는 지점으로 정의할 수 있다.

[0060] 또 다른 예로, 도 5의 (d)에 도시된 바와 같이 맥박 파형(156)의 상기 특징점으로는 맥박 파형(156)의 1차 미분(156') 최대점(156d)이 사용될 수 있다. 맥박 파형(156)의 1차 미분(156') 최대점(156d)은 상기 심장의 상기 수축 시 맥박 파형(156)에서 최대 상승률을 가진 지점으로 정의할 수 있다. 맥박 파형(156)의 1차 미분(156') 최대점(156d)은 맥박 파형(156)의 평균점(156c) 혹은 평균점(156c)보다 다소 낮은 지점에 위치한다.

[0061] 또 다른 예로, 도 5의 (e)에 도시된 바와 같이 맥박 파형(156)의 상기 특징점으로는 맥박 파형(156)의 2차 미분(156'') 최대점(156e)이 사용될 수 있다. 맥박 파형(156)의 2차 미분(156'') 최대점(156e)은 맥박 파형(156)의 기저점(미도시) 주위에 위치한다. 맥박 파형(156)의 상기 기저점은 맥박 파형(156)이 임의의 지점에 가장 먼저 도달하는 지점을 의미한다.

[0062] 또 다른 예로, 도 5의 (f)에 도시된 바와 같이 맥박 파형(156)의 상기 특징점으로는 맥박 파형(156)의 한 접선의 교차점(156f)(intersection of a line tangent)이 사용될 수 있다. 맥박 파형(156)의 한 접선의 교차점(156f)은 상기 심장의 상기 이완 시 맥박 파형(156)의 최저점(156b)의 접선(158a)과 상기 심장의 상기 수축 시 맥박 파형(156)의 2차 미분(156'') 최대점(156e)의 접선(158c) 간의 교점으로 정의할 수 있다.

[0063] 또 다른 예로, 도 5의 (g)에 도시된 바와 같이 맥박 파형(156)의 상기 특징점으로는 맥박 파형(156)의 두 접선의 교차점(156g)(intersection of two line tangents)이 사용될 수 있다. 맥박 파형(156)의 두 접선의 교차점

(156g)은 상기 심장의 상기 수축 시 2차 미분(156'') 최대점(156e)의 접선(158c)과 상기 심장의 상기 이완 시 맥박 파형(156)에서의 1차 미분(156') 최대점(156d)의 접선(158b) 간의 교점으로 정의할 수 있다.

[0064] 맥파전달시간(158)(Pulse Transit Time; PTT)은 대동맥 판막으로부터 맥박 측정부가 배치되는 상기 동맥 혈관까지 전달되는 시간이다. 맥파전달시간(158)은 심전도 파형(134)의 R파(134c)의 peak점(이하 R-peak(136)점이라 함) 또는 Q파(134b)의 peak점(이하 Q-peak(미도시)점이라 함)과 맥박 파형(156)의 상기 특징점 중 선택되어지는 어느 하나 사이의 시간 차이로 정의할 수 있다.

[0065] 일례로, 도 6에 도시된 바와 같이 건강정보 분석부(140a)는 심전도 파형(134)의 R-peak점(136)과 맥박 파형(156)의 2차 미분(156'') 최대점(156e) 사이의 시간 차이를 맥파전달시간(158)으로 정의하여 맥파전달시간(158)을 계산할 수 있다.

[0066] 상기 대상물의 상기 혈압은 수축기 혈압 및 이완기 혈압을 포함할 수 있다. 상기 수축기 혈압은 맥파전달시간(158)을 제1회귀식에 적용시켜 계산할 수 있다. 또한 상기 이완기 혈압은 상기 수축기 혈압, 상기 맥파전달시간(158), 상기 대상물의 상기 신체 특징 정보, 심전도 파형(134) 및 맥박 파형(156) 측정 시 측정된 상기 환경 정보를 제2회귀식에 적용시켜 계산할 수 있다.

[0067] 상기 수축기 혈압은 Bramwell과 Hill에 의해 소개되어진 혈압 식(J.C.Bramwell and A.V.Hill, The velocity of the pulse wave in man“, Proceedings of the Royal Society, London, pp. 298-306, 1922)에서 맥파전달시간(158)과 선형적인 반비례 관계에 있음을 알 수 있다. 일례로, 상기 수축기 혈압은 맥파전달시간(158) 및 상기 수축기 혈압에 대한 범용 통계 분석 프로그램을 통하여 얻어진 맥파전달시간(158)을 변수로 하는 상기 제1회귀식에 의하여 계산할 수 있다.

[0068] (제1회귀식)

[0069] 수축기 혈압=A1*맥파전달시간+A2

[0070] 여기서, 상기 A1 내지 A2는 회귀분석을 통해 얻어진 상수이고, 상기 수축기 혈압을 구하기 위해 기술된 인자 이외에도 추가적인 인자들이 사용될 수도 있다.

[0071] 상기 이완기 혈압은 상기 수축기 혈압, 맥파전달시간(158), 상기 대상물의 상기 신체 특징 정보, 심전도 파형(134) 및 맥박 파형(156) 측정 시 측정된 상기 환경 정보를 조합하여 상기 범용 통계 분석 프로그램을 통하여 얻어진 상기 제2회귀식에 의하여 계산할 수 있다.

[0072] 상기 대상물의 상기 신체 특징 정보는 키, 몸무게, 체지방율, 체지방, 상완둘레, 팔 길이 및 이들의 조합 중에서 선택되는 적어도 어느 하나를 포함할 수 있다.

[0073] 상기 환경 정보는 온도, 습도, 기압 중 적어도 어느 하나 이상의 정보를 포함할 수 있다.

[0074] (제2회귀식)

[0075] 수축기 혈압=C1*수축기 혈압C2*맥파전달시간+C3*신체특징정보+C4*환경정보+C5

[0076] 여기서, 상기 C1 내지 C5는 회귀분석을 통해 얻어진 상수이고, 상기 이완기혈압을 구하기 위해 기술된 인자 이외에도 추가적인 인자들이 사용될 수도 있다.

[0077] 맥박 측정부(150)는 상기 동맥 혈관과 대향하도록 비전도성 의류(120)에 배치될 수 있다. 맥박 측정부(150)는 상기 대상물의 상기 심실의 수축과 이완에 따른 상기 동맥 혈관의 외형 변화, 압력 변화, 광흡수량의 변화, 전기적 특성 변화 및 이들의 조합 중에서 선택되는 적어도 어느 하나를 분석하여 상기 대상물의 상기 맥박신호를 감지할 수 있다. 또한 맥박 측정부(150)는 상기 대상물의 상기 맥박신호를 건강정보 분석부(140a)에 제공할 수 있다.

[0078] 일례로, 맥박 측정부(150)는 도 1에서 도시된 비전도성 의류(120)의 탈부착지점(126)에 탈부착 될 수 있다. 맥박 측정부(150)는 비전도성 의류(120)와 탈부착 될 수 있다. 이 경우, 생체신호측정 장치(140)는 맥박 측정부(150)에 장착할 수 있다. 이때 생체신호측정 장치(140)는 맥박 측정부(150)가 탈부착지점(126)에 부착되는 과정에서 도선(124)의 상기 타단과 접촉함으로써, 생체신호감지전극(130) 및 맥박 측정부(150)로부터 각각 상기 생체신호 및 상기 맥박신호를 제공받을 수 있다. 맥박 측정부(150)는 제공받은 상기 생체신호 및 상기 맥박신호를 통하여 상술한 바와 같이 상기 혈압을 계산할 수 있다. 또한 맥박 측정부(150)는 비전도성 의류(120)의 탈부착지점(126)을 감싸는 밴드부(152)를 포함할 수 있다. 밴드부(152)는 맥박 측정부(150)가 상기 동맥 혈관과 대향

하도록 맥박 측정부(150)를 비전도성 의류(120)의 탈부착지점(126)에 고정시켜줄 수 있다.

[0079] 맥박 측정부(150)로는 다양한 센서가 사용될 수 있다.

[0080] 도 2에 도시된 바와 같이, 맥박 측정부(150)로는 광센서(154)가 사용될 수 있다. 도 2에서와 같이 광센서(154)는 상기 대상물의 피부(10)에 빛을 방사하는 발광부(154b)와 방사된 빛을 수신하는 수광부(154a)로 구성될 수 있다. 발광부(154b)와 수광부(154a)는 서로 이격되어 배치될 수 있다. 광센서(154)는 대상물이 착용하는 과정에서 상기 대상물의 피부(10) 즉, 피부(10) 아래에 위치하는 상기 동맥 혈관과 대향할 수 있다. 상기 동맥 혈관을 통해 흐르는 혈액량은 상기 대상물의 상기 심장의 상기 수축과 상기 이완에 따라 달라진다. 상기 동맥 혈관을 통해 흐르는 혈액은 발광부(154b)로부터 방사된 상기 빛의 일부를 흡수할 수 있다. 따라서 상기 동맥 혈관을 통해 흐르는 상기 혈액량에 따라 상기 동맥 혈관이 발광부(154b)로부터 방사된 상기 빛을 흡수하는 양이 달라진다. 발광부(154b)로부터 방사된 상기 빛을 수신하는 수광부(154a)로부터 상기 동맥 혈관의 상기 혈액량의 변화에 따른 상기 동맥 혈관의 상기 광흡수량의 변화를 감지하고 감지된 신호를 건강정보 분석부(140a)를 통하여 처리하여 상기 광흡수량의 변화량으로부터 맥박 파형(156), 맥박 수 등을 측정할 수 있다. 발광부(154b)에 사용되는 광원으로는 적외선(IR)광원, 적색(Red)광원 등이 단독 또는 조합되어 사용될 수 있다.

[0081] 한편, 도 2에 도시된 바와 달리, 맥박 측정부(150)로는 임피던스 측정부(미도시)가 사용될 수 있다. 상기 임피던스 측정부는 상기 심장의 상기 수축과 상기 이완에 따른 단면적 변화에 의하여 상기 전기적 임피던스의 변화를 감지한다.

[0082] 일례로, 상기 임피던스 측정부는 서로 이격되어 배치되는 상기 대상물의 피부에 전류를 제공하는 한 쌍의 전류전극과 상기 한 쌍의 전류전극 사이에서 서로 이격되어 배치되는 피부(10)에 제공된 상기 전류로부터 전압을 측정하는 한 쌍의 전압전극으로 구성될 수 있다. 건강정보 분석부(140a)는 상기 전기적 임피던스의 변화량으로부터 맥박 파형(156), 상기 맥박 수 등을 측정할 수 있다.

[0083] 다른 예로, 상기 임피던스 측정부는 상기 한 쌍의 전류전극과 상기 한 쌍의 전압전극을 한 쌍의 전극으로 통합하여 형성할 수 있다. 상기 한 쌍의 전극은 상기 대상물의 피부(10)에 상기 전류를 제공하며, 피부(10)에 제공된 상기 전류로부터 상기 전압을 측정할 수 있다. 건강정보 분석부(140a)는 상기 전기적 임피던스의 변화량으로부터 맥박 파형(156), 상기 맥박 수 등을 측정할 수 있다.

[0084] 또 한편, 도 2에 도시된 바와 달리, 맥박 측정부(150)로는 압력센서(미도시)가 사용될 수 있다. 상기 압력센서는 상기 동맥 혈관의 절대적인, 혹은 상대적인 압력을 측정하는 소자이다.

[0085] 일례로, 압력센서로는 압저항형 압력센서(미도시)가 사용될 수 있다. 상기 압저항형 압력센서는 다이아프램방식, 캔티레버구조 등을 취할 수 있다. 또한 상기 압저항형 압력센서는 Si 웨이퍼를 활용하여 제조될 수 있다. 상기 압저항형 압력센서는 다양한 형태의 실리콘 다이아프램 및 상기 다이아프램에 형성된 저항들로 구성될 수 있다. 상기 압저항형 압력센서는 상기 동맥 혈관의 압력 변화에 따른 압력센서 구조물의 물리적인 변화로부터 야기되는 전기저항 값의 변화를 통하여 상기 동맥혈관의 압력 변화를 감지할 수 있다. 건강정보 분석부는 감지된 상기 전기저항 값의 변화로부터 맥박 파형, 맥박수, 심박수 등을 측정할 수 있다.

[0086] 다른 예로, 압력센서로는 압전형 압력센서(미도시)가 사용될 수 있다. 상기 압전형 압력센서는 Piezoelectricity 성질이 있는 물질을 박막으로 하는 Piezojunction형으로 구성될 수 있다. 상기 압전형 압력센서는 상기 동맥 혈관의 상기 압력 변화로부터 MOSFET의 분극현상에 의한 전계(electric field)가 변화함에 따라 MOSFET의 전하(charge)의 변화 또는 MOSFET 양단에서의 전위차를 감지하고 감지된 신호를 건강정보 분석부(140a)를 통하여 처리하여 상기 전하의 변화량 또는 상기 전위차로부터 맥박 파형(156), 심박 수 등을 측정할 수 있다.

[0087] 또 다른 예로, 압력센서로는 용량형 압력센서(미도시)가 사용될 수 있다. 용량형 압력센서는 상기 동맥 혈관에 대향하여 배치된 제1기판과 상기 제1기판과 이격되어 배치되는 제2기판으로 구성될 수 있다. 상기 용량형 압력센서는 상기 동맥 혈관의 상기 압력 변화로부터 상기 제1기판과 상기 제2기판의 거리가 가까워지게 됨에 따라 커페시턴스(capacitance)의 변화를 감지하고 감지된 신호를 건강정보 분석부(140a)를 통하여 처리하여 상기 커페시턴스의 변화량으로부터 맥박 파형(156), 심박 수 등을 측정할 수 있다.

[0088] 전도성 물질 공급부(160)는 내부에 전도성 물질(110a)을 수용할 수 있다. 전도성 물질 공급부(160)는 도 3에 예로서 도시한 바와 같이, 내부에 전도성 물질(110a)이 수용되며, 인가되는 외력(12)에 의하여 전도성 물질(110a)이 배출될 수 있는 개구부(160b)를 가지는 용기(160a), 개구부(160b)에 대향하여 배치되는 확산판(162) 및 용기(160a)와 확산판(162)을 연결하는 연결부(164)를 포함할 수 있다. 일례로, 전도성 물질(110a)은 개구부(160

b)를 제2관통 홀(132)에 삽입한 후, 외력(12)을 용기(160a)에 인가하는 과정을 통하여 개구부(160b)를 통하여 배출될 수 있다. 이때 전도성 물질(110a)은 배출과정에서 확산판(162)에 의하여 확산되어 피부(10)에 제공된 후 건조됨으로써, 전도성 부재(110)가 생체신호감지전극(130)과 자가정렬(self-aligning) 방식으로 대향하여 배치될 수 있다.

[0089] 일례로, 확산판(162)은 플레이트 형상을 가질 수 있다. 상기 플레이트 형상은 원판형, 다각형판형 등 다양한 형상일 수 있다. 개구부(160b)를 통하여 공급되는 전도성 물질은 확산판(162)과 부딪힌 후 확산판(162)의 가장자리를 통하여 흩뿌려짐으로써 확산될 수 있다.

[0090] 다른 예로, 확산판(162)은 내부에 제3관통 홀(미도시)을 가지는 플레이트 형상을 가질 수 있다. 상기 플레이트 형상은 원판형, 다각형판형 등 다양한 형상일 수 있다. 개구부(160b)를 통하여 공급되는 전도성 물질(110a)은 확산판(162)과 부딪힌 후 확산판(162)의 가장자리를 통하여 흩뿌려지고, 상기 관통홀을 통하여 아래로 배출됨으로써 확산될 수 있다. 한편, 개구부(160b)와 대향하는 확산판(162)의 표면에는 복수의 돌출부들(미도시)이 형성될 수 있다. 상기 복수의 돌출부들은 개구부(160b)를 통하여 공급되는 전도성 물질(110a)과 부딪혀 개구부(160b)를 통하여 공급되는 전도성 물질(110a)이 확산판(162)의 상기 가장자리로 보다 더 잘 흩뿌려지는데 도움을 주는 역할을 수행할 수 있다. 상기 복수의 돌출부들 중 적어도 어느 하나는 개구부(160b) 바로 아래에 배치될 수 있고 원뿔 또는 다각형 뿔 형상을 가져 개구부(160b)를 통하여 공급되는 전도성 물질(110a)이 확산판(162)의 상기 가장자리로 골고루 배분되어 흐르는 역할을 수행할 수 있다.

[0091] 다시 말하면, 본 명세서에서 개시하는 생체신호측정의류(100)는 맥박 측정부(150)를 포함하며, 맥박 측정부(150)가 감지한 상기 대상물의 상기 맥박신호는 생체신호측정 장치(140)에 제공된다. 생체신호측정 장치(140)는 맥박 측정부(150)로부터 제공받은 상기 맥박신호 및 생체신호감지전극(130)으로부터 제공받은 상기 심전도 신호로부터 상기 대상물의 상기 혈압을 계산하여 이를 상기 대상물에게 알려줄 수 있다. 이를 통하여 본 명세서에서 개시하는 생체신호측정의류(100)는 상기 대상물이 자신의 상기 혈압을 자가측정할 수 있는 효과를 제공할 수 있다.

[0092] 도 7은 다른 실시 예에 따른 본 명세서에서 개시하는 생체신호측정의류를 보여주는 도면이다.

[0093] 도면을 참조하면, 생체신호측정의류(200)는 전도성 부재(110), 비전도성 의류(120), 생체신호감지전극(130), 생체신호측정 장치(140) 및 맥박 측정부(150)를 포함한다. 몇몇 다른 실시 예들에 있어서, 생체신호측정의류(200)는 선택적으로 전도성 물질 공급부(160)를 더 포함할 수 있다

[0094] 이하 설명의 편의상 앞서 상술한 구성요소에 대한 설명 중 실질적으로 동일한 내용에 대한 설명은 생략하고 서술하기로 한다.

[0095] 다른 실시 예에 있어서, 비전도성 의류(120)는 도 5에 도시된 바와 같이 구조가 변형될 수 있다.

[0096] 비전도성 의류(120)는 대상물의 손목, 발목, 목 및 이들의 조합 중에서 선택되는 적어도 어느 하나-이하 맥박측정지점이라 함-와 대향하도록 연장될 수 있다.

[0097] 맥박 측정부(150)는 상기 맥박측정지점의 상기 동맥 혈관과 대향하도록 비전도성 의류(120)에 배치된다.

[0098] 도 7에는 2개의 생체신호감지전극(130)이 배치된 생체신호측정의류(200)가 예로서 표현되어 있다. 또한, 도 7에는 2개의 생체신호감지전극(130)과 일단이 각각 연결되는 2개의 도선(124)이 예로서 표현되어 있다. 이 경우, 2개의 도선(124)의 타단은 각각 비전도성 의류(120)의 소매 부분, 발목 부분 또는 목 부분에 배치되는 탈부착지점(126)과 서로 연결될 수 있다. 이를 통하여 생체신호감지전극(130)이 감지한 생체신호는 도선(124)을 통하여 탈부착지점(126)에 제공될 수 있다. 또한 맥박 측정부(150)는 상기 비전도성 의류(120)의 상기 소매 부분에 배치되어 요골동맥으로부터 맥박신호를 감지할 수 있다. 또한 맥박 측정부(150)는 비전도성 의류(120)의 상기 목 부분에 배치되어 경동맥으로부터 생리적 쇼크나 심정지로 인한 다른 부위가 촉진되지 않을 때에도 상기 맥박신호를 감지할 수 있다. 또한 맥박 측정부(150)는 비전도성 의류(120)의 상기 발목 부분에 배치되어 후 경골동맥으로부터 상기 맥박신호를 감지할 수 있다.

[0099] 한편, 도 7에 도시된 바와 달리, 생체신호측정의류(200)에는 다양한 수의 생체신호감지전극(130)이 배치될 수도 있다. 또한, 탈부착지점(126)은 비전도성 의류(120)의 소매 부분, 발목 부분이 아닌 비전도성 의류(120)의 어느 위치에도 배치될 수도 있다.

[0100] 정리하자면, 도 7에 예로서 도시한 변형된 비전도성 의류(120)를 활용할 경우 생체신호감지전극(130)은 피부에 배치된 전도성 부재(110)를 통하여 낮은 접촉저항 환경에서 상기 생체신호를 감지할 수 있다. 또한 맥박 측정부

(150)는 비전도성 의류(120)의 상기 소매 부분, 상기 발목 부분 또는 상기 목 부분에 배치되어 평상시뿐만 아니라 응급 시에도 상기 대상물의 상기 맥박신호를 감지할 수 있다. 맥박 측정부(150)가 감지한 대상물의 상기 맥박신호는 생체신호측정 장치(140)에 제공된다. 생체신호측정 장치(140)는 맥박 측정부(150)로부터 제공받은 상기 맥박신호 및 생체신호감지전극(130)으로부터 제공받은 심전도 신호로부터 상기 대상물의 혈압을 계산하여 이를 상기 대상물에게 알려줄 수 있다. 이를 통하여 생체신호측정의류(200)는 상기 대상물이 자신의 상기 혈압을 자가측정할 수 있는 효과를 제공할 수 있다.

[0101] 상기로부터, 본 개시의 다양한 실시 예들이 예시를 위해 기술되었으며, 아울러 본 개시의 범주 및 사상으로부터 벗어나지 않고 가능한 다양한 변형 예들이 존재함을 이해할 수 있을 것이다. 그리고 개시되고 있는 상기 다양한 실시 예들은 본 개시된 사상을 한정하기 위한 것이 아니며, 진정한 사상 및 범주는 하기의 청구항으로부터 제시될 것이다.

부호의 설명

[0102] 10 : 피부

12 : 외력

100, 200 : 생체신호측정의류

110 : 전도성 부재

110a : 전도성 물질

120 : 비전도성 의류

122 : 제1관통 홀

124 : 도선

126 : 탈부착지점

130 : 생체신호감지전극

132 : 제2관통 홀

134 : 심전도 파형

134a : P파

134b : Q파

134c : R파

134d : S파

134e : T파

136 : R-peak점

140 : 생체신호측정 장치

140a : 건강정보분석부

142 : 디스플레이부

144 : 인터페이스부

146 : 전원부

148 : 외부 장치

150 : 맥박 측정부

152 : 밴드부

154 : 광센서

154a : 수광부

154b : 발광부

156 : 맥박 파형

156’ : 맥박 파형의 1차 미분

156" : 맥박 파형의 2차 미분

156a : 최대점

156b : 최저점

156c : 평균점

156d : 1차 미분 최대점

156e : 2차 미분 최대점

156f : 한 접선의 교차점

156g : 두 접선의 교차점

158a : 최저점의 접선

158b : 심장의 이완 시 1차 미분 최대점의 접선

158c : 심장의 수축 시 2차 미분 최대점의 접선

158 : 맥파전달시간

160 : 전도성 물질 공급부

160a : 용기

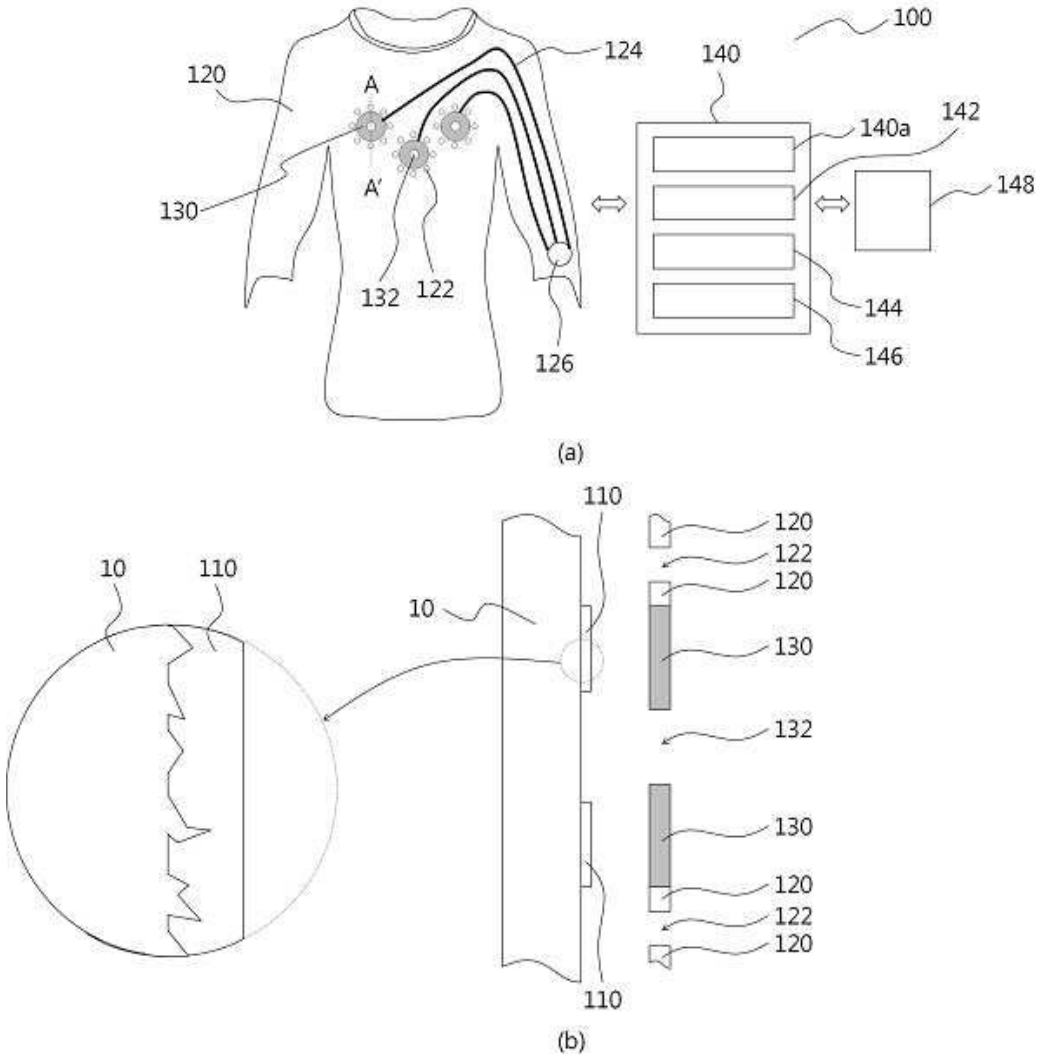
160b : 개구부

162 : 확산판

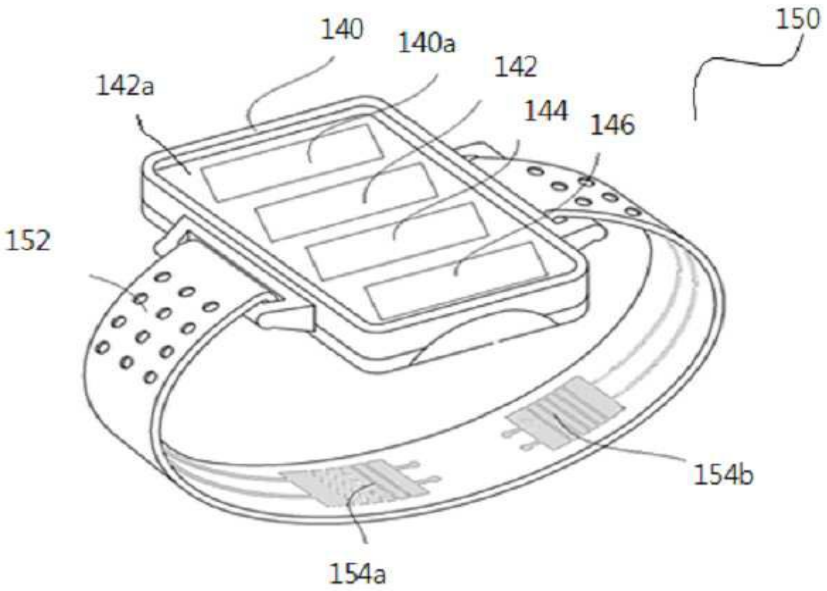
164 : 연결부

도면

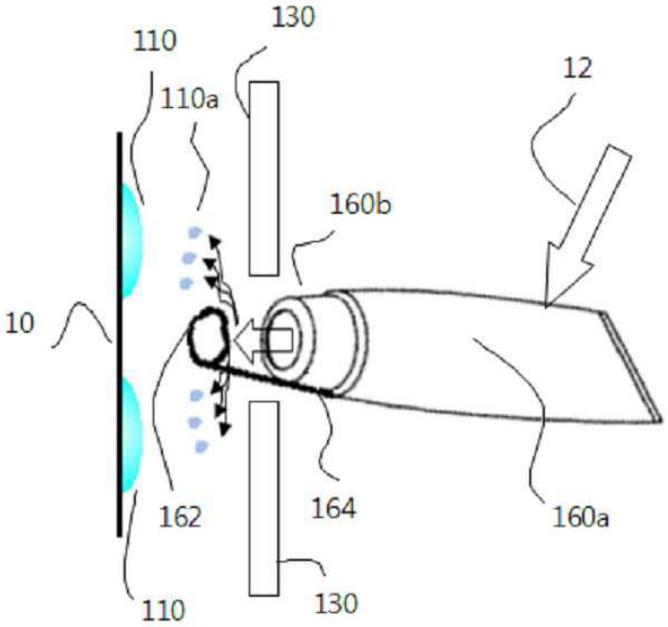
도면1


100
120
124
140
A
A'
130
140a
142
148
132
122
144
146
126
(a)
110
10
110
10
120
122
120
130
132
130
120
122
120
110
(b)

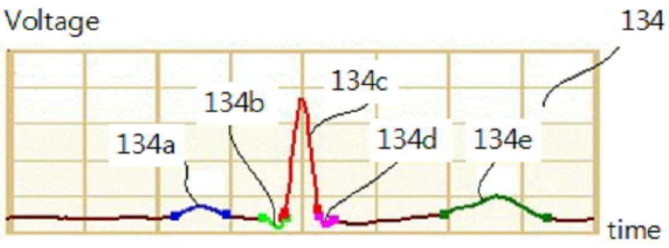
도면2


140
140a
142
142a
144
146
150
152
154b
154a

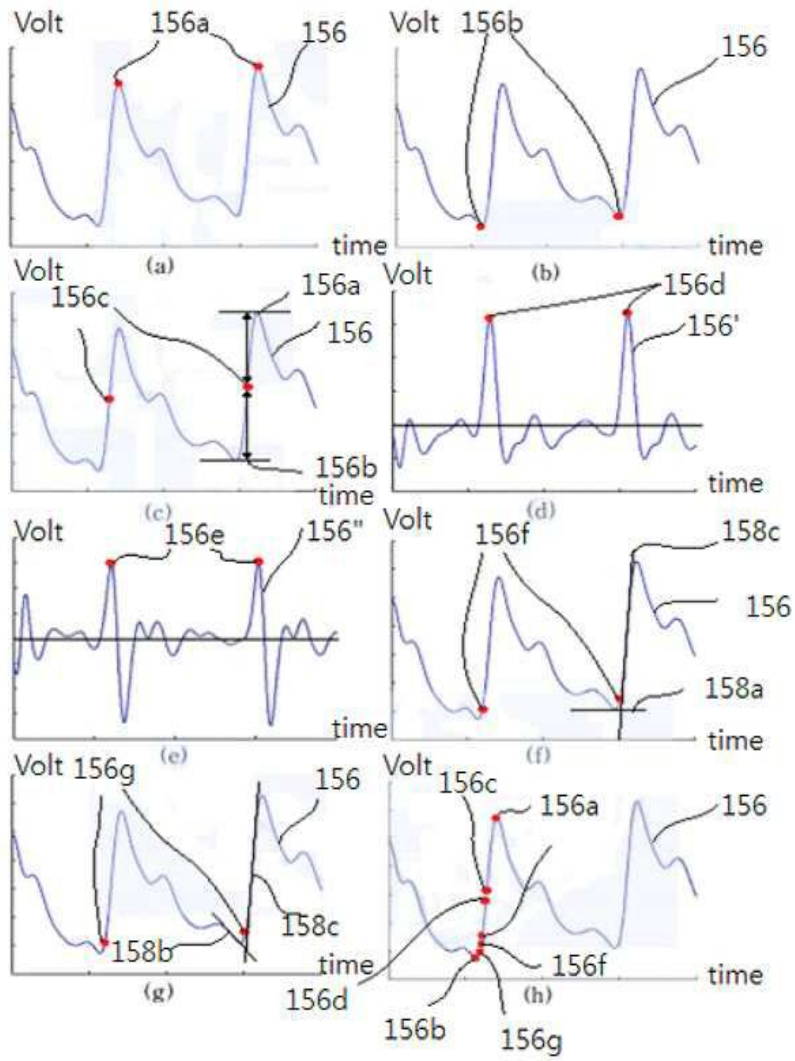
도면3


130
110
110a
12
160b
10
162
164
160a
110
130

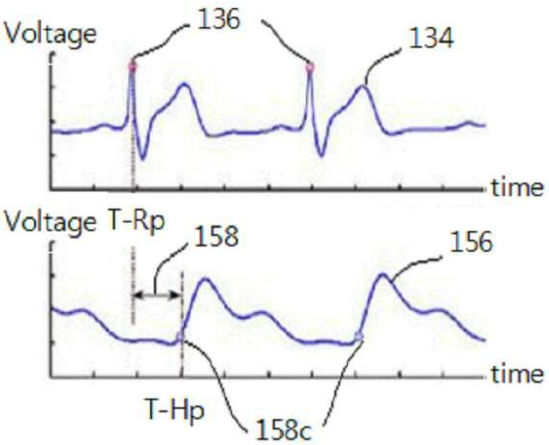
도면4


Voltage
134
134c
134b
134a
134d
134e
time

도면5


Volt
156a
156
time
(a)
Volt
156b
156
time
(b)
Volt
156c
156a
156
156b
time
(c)
Volt
156d
156'
time
(d)
Volt
156e
156"
time
(e)
Volt
156f
158c
156
158a
time
(f)
Volt
156g
156
158c
158b
time
156d
(g)
Volt
156c
156a
156
156f
time
156b
156g
(h)

도면6


Voltage
136
134
time
Voltage T-Rp
158
156
time
T-Hp
158c

도면7

