(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0046233
(43) 공개일자 2019년05월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) *A61B 5/021* (2006.01)
A61B 5/0402 (2006.01) *A61B 5/053* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/6832 (2013.01)
A61B 5/021 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2017-0139575
(22) 출원일자 2017년10월25일
심사청구일자 2017년10월25일

(71) 출원인
울산대학교 산학협력단
울산광역시 남구 대학로 93(무거동)
재단법인 아산사회복지재단
서울특별시 송파구 올림픽로43길 88 (풍납동)
(72) 발명자
김영학
서울특별시 강남구 삼성로51길 37, 107동 601호 (대치동, 래미안 대치 팰리스 1단지)
정기석
서울특별시 송파구 토성로 38-6, 109동 1003호 (풍납동, 한강극동아파트)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인 무한

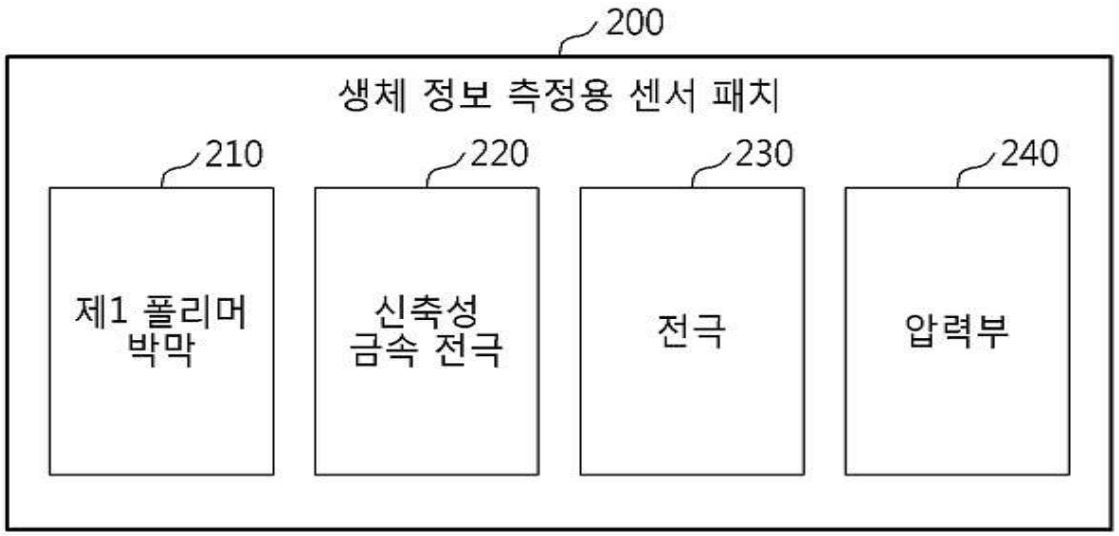
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 **생체 정보 측정 센서 및 그 동작 방법**

(57) 요 약

생체 정보 측정 센서 및 그 동작 방법이 제공된다. 일 실시예에 따른 피부에 부착 가능한 생체 정보 측정용 센서 패치는, 제1 방향으로 연장되는 제1 폴리머 박막; 상기 제1 폴리머 박막 위에 배치되며 외력에 의해 늘어나거나 변형되는 경우에 임피던스가 변화할 수 있는 신축성 금속 전극; 및 상기 신축성 금속 전극에 전기적으로 연결되어 외부의 임피던스 측정 장치가 접속하는 단자를 제공하는 적어도 하나의 전극을 포함할 수 있다.

대 표 도 - 도2



(52) CPC특허분류
A61B 5/0402 (2013.01)
A61B 5/053 (2013.01)
A61B 5/7225 (2013.01)
A61B 5/7275 (2013.01)
A61B 2562/16 (2013.01)
(72) 발명자
최재순
서울특별시 송파구 올림픽로 435, 105동 1201호 (신천동, 파크리오)
황창모
서울특별시 송파구 올림픽로 435, 310동 3002호 (신천동, 파크리오)
이은영
서울특별시 강동구 천호대로 1092, 1509호 (성내동, 에스케이허브진)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 HI14C0517
부처명 보건복지부
연구관리전문기관 한국보건산업진흥원
연구사업명 의료기기기술개발
연구과제명 심혈관 중재 시술용 기능성 카테터 및 원격 제어시스템 개발
기 여 율 60/100
주관기관 서울아산병원
연구기간 2014.06.01 ~ 2019.04.30
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 10077502
부처명 산업통상자원부
연구관리전문기관 한국산업기술평가관리원
연구사업명 산업핵심기술개발사업
연구과제명 3차원 심장 매핑 시스템 및 혈관 가시화 기술 기반 지능형 심혈관 중재시술 보조 로봇 시스템 개발
기 여 율 20/100
주관기관 (주)넥스턴
연구기간 2017.04.01 ~ 2019.12.31
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 10052048
부처명 산업통상자원
연구관리전문기관 한국산업기술평가관리원
연구사업명 바이오의료기기산업핵심기술개발사업(의료기기)
연구과제명 수술용 의료기기 특화 임상현장 중심 개방형 기업연계 R&D 플랫폼 구축 및 제품 개발
기 여 율 20/100
주관기관 서울아산병원
연구기간 2015.06.01 ~ 2020.05.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

피부에 탈부착 가능한 생체 정보 측정용 센서 패치로서,

제1 방향으로 연장되는 제1 폴리머 박막;

상기 제1 폴리머 박막 위에 배치되며 외력에 의해 늘어나거나 변형되는 경우에 임피던스가 변화할 수 있는 신축성 금속 전극 ; 및

상기 신축성 금속 전극에 전기적으로 연결되어 외부의 임피던스 측정 장치가 접속하는 단자를 제공하는 적어도 하나의 전극

을 포함하는 생체 정보 측정용 센서 패치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 신축성 금속 전극 위에 배치되는 상기 제1 방향으로 연장되는 제2 폴리머 박막

을 더 포함하는 생체 정보 측정용 센서 패치.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 신축성 금속 전극은,

생체 신호에 따라 상기 제1 방향으로 연장되고, 임피던스가 변화하는, 생체 정보 측정용 센서 패치.

청구항 4

제1항에 있어서,

상기 제1 폴리머 박막은,

폴리디메틸실록산(PDMS), 디메틸실론산-메틸비닐실록산 공중합체, 에틸렌-비닐 아세테이트(EVA) 공중합체, 폴리에틸렌, 폴리프로필렌, 에틸렌-프로필렌 공중합체, 아크릴산 중합체, 에틸렌-에틸 아크릴레이트 공중합체, 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE)로 이루어진 군으로부터 선택되는 신축성 폴리머로 제조된 다공성 박막인, 생체 정보 측정용 센서 패치.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 제1 폴리머 박막은,

압력 측정 전에 공기 또는 액체를 이용하여 대기압보다 높은 상태를 유지할 수 있는, 생체 정보 측정용 센서 패치.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 신축성 금속 전극은,

중앙 부분의 적어도 일부분이 양단보다 폭이 좁은, 생체 정보 측정용 센서 패치.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 신축성 금속 전극은,

복수의 금속 조각이 연결된, 생체 정보 측정용 센서 패치.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 생체 정보 측정용 센서 패치는,

대상의 손목의 동맥 상의 피부에 탈부착되는, 생체 정보 측정용 센서 패치.

청구항 9

제1항에 있어서,

신축성 금속 전극의 압력 변화를 정밀하게 측정하거나 또는 제1 폴리머 박막을 통해 변하는 공기량을 보상하기 위한 압력 보상 기기를 포함하는 압력부

를 더 포함하는, 생체 정보 측정용 센서 패치.

청구항 10

생체 정보 측정 센서에 있어서,

제1 방향으로 연장되는 제1 폴리머 박막;

상기 제1 폴리머 박막 위에 배치되며 외력에 의해 늘어나거나 변형되는 경우에 임피던스가 변화할 수 있는 신축성 금속 전극 ; 및

상기 신축성 금속 전극에 전기적으로 연결된 임피던스 측정부

를 포함하는 생체 정보 측정 센서.

청구항 11

제10항에 있어서,

상기 신축성 금속 전극 위에 배치되는 상기 제1 방향으로 연장되는 제2 폴리머 박막

을 더 포함하는 생체 정보 측정 센서.

청구항 12

제10항에 있어서,

상기 신축성 금속 전극은,

생체 신호에 따라 상기 제1 방향으로 연장되고, 임피던스가 변화하는, 생체 정보 측정 센서.

청구항 13

제10항에 있어서,

상기 제1 폴리머 박막은,

폴리디메틸실록산(PDMS), 디메틸실론산-메틸비닐실록산 공중합체, 에틸렌-비닐 아세테이트(EVA) 공중합체, 폴리에틸렌, 폴리프로필렌, 에틸렌-프로필렌 공중합체, 아크릴산 중합체, 에틸렌-에틸 아크릴레이트 공중합체, 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE)로 이루어진 군으로부터 선택되는 신축성 폴리머로 제조된 다공성 박막인, 생체 정보 측정 센서.

청구항 14

제10항에 있어서,

상기 제1 폴리머 박막 또는 상기 신축성 금속 전극은,

대상의 손목의 동맥 상의 피부에 부착되는, 생체 정보 측정 센서.

청구항 15

제10항에 있어서,

상기 임피던스 측정부는,

상기 신축성 금속 전극의 연장시 임피던스의 변하는 정도를 기초로 측정되는 생체 정보를 수치화하는, 생체 정보 측정 센서.

청구항 16

제15항에 있어서,

상기 측정되는 생체 정보는,

대상의 적어도 한 부위의 동맥의 혈압 또는 심전도(ECG)이고,

상기 임피던스 측정부는,

상기 동맥의 혈압을 기초로 실제 혈압 측정 값을 계산하는, 생체 정보 측정 센서.

청구항 17

제15항에 있어서,

상기 임피던스 측정부는,

측정되는 생체 정보에서 대상자의 움직임에 따른 오류를 제거하는, 생체 정보 측정 센서.

청구항 18

생체 정보 측정 센서의 동작 방법으로서,

센서 패치를 이용하여 생체 정보를 센싱하는 단계; 및

상기 센서 패치의 신축성 금속 전극의 임피던스를 측정하는 단계

를 포함하고,

상기 센서 패치는,

제1 방향으로 연장되는 제1 폴리머 박막;

상기 제1 폴리머 박막 위에 배치되며 외력에 의해 늘어나거나 변형되는 경우에 임피던스가 변화할 수 있는 상기 신축성 금속 전극을 포함하는, 생체 정보 측정 센서의 동작 방법.

청구항 19

제18항에 있어서,

상기 신축성 금속 전극은,

생체 신호에 따라 상기 제1 방향으로 연장되고, 임피던스가 변화하는, 생체 정보 측정 센서의 동작 방법.

청구항 20

제18항 또는 제19항의 생체 정보 측정 센서의 동작 방법을 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터 판독 가능 기록 매체.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은, 피부에 탈부착 가능한 생체 정보 측정용 센서 패치, 생체 정보 측정 센서 및 그 동작 방법, 및 생체 정보 측정 센서의 동작 방법을 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 생체 정보를 측정하는 생체 정보 측정 장치는, 혈압계나 맥파계 등이 있다. 특히, 이들 혈압계나 맥파계는 생체 압박 장치를 구비하고 있고, 생체 압박 장치를 생체의 피측정 부위에 장착한 상태에서, 생체 압박 장치에 내장되는 유체대를 팽창시킴에 의해 생체를 압박하고, 생체 정보의 측정이 행하여진다.

[0003] 생체 내부에 위치하는 동맥을 압박하기 위한 유체대를 내포하는 커프스를 생체의 체표면에 감고, 감은 유체대를 가압 및 감압함에 의해 동맥 내에 생기는 동맥압 맥파의 검출이 행하여지고, 혈압치의 측정이 행하여진다. 하지만, 계속 혈압계용 커프스를 사용할 경우, 탄성 감소에 의한 압력 감소 또는 커프스가 밀려나는 현상 등에 의하여 정확한 생체 정보의 측정이 어렵다는 문제점이 있다.

[0004] 또한, 혈압 측정은 혈류를 차단하고 재관류 될 때 압력을 측정하는 방식이 사용되고 있으므로, 혈류를 차단하기 때문에 재측정시 혈압이 낮게 나타나는 특성이 있고 또한 환자의 팔을 지속적으로 압박하여 지속적인 자극으로 인하여 지속적인 모니터링이 불가능하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

과제의 해결 수단

[0005] 일 실시예에 따른, 피부에 부착 가능한 생체 정보 측정용 센서 패치는, 제1 방향으로 연장되는 제1 폴리머 박막; 상기 제1 폴리머 박막 위에 배치되는 신축성 금속 전극 - 상기 신축성 금속 전극은 외력에 의해 늘어나거나 변형되는 경우 임피던스가 변화함 -; 및 상기 신축성 금속 전극에 전기적으로 연결되어 외부의 임피던스 측정 장치가 접속하는 단자를 제공하는 적어도 하나의 전극을 포함할 수 있다.

[0006] 일 실시예에 따른, 피부에 부착 가능한 생체 정보 측정용 센서 패치는, 상기 신축성 금속 전극 위에 배치되는 상기 제1 방향으로 연장되는 제2 폴리머 박막을 더 포함할 수 있다.

[0007] 일 실시예에 따른, 상기 신축성 금속 전극은, 생체 신호에 따라 상기 제1 방향으로 연장되고, 임피던스가 변화할 수 있다. 신축성 금속 전극의 재료의 예로는 금, 은, 백금, 철, 구리, 알루미늄, 니켈, 아연, 주석, 납 및 그 밖의 연성이 있는 금속을 들 수 있다.

[0008] 일 실시예에 따른, 상기 제1 폴리머 박막은, 폴리디메틸실록산(PDMS), 디메틸실론산-메틸비닐실록산 공중합체, 에틸렌-비닐 아세테이트(EVA) 공중합체, 폴리에틸렌, 폴리프로필렌, 에틸렌-프로필렌 공중합체, 아크릴산 중합체, 에틸렌-에틸 아크릴레이트 공중합체, 및 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE) 이루어진 군으로부터 선택되는 신축성 폴리머로 제조된 다공성 박막인 것이 바람직하지만 이들에 한정되는 것은 아니다.

[0009] 일 실시예에 따른, 상기 제1 폴리머 박막은, 압력 측정 전에 공기 또는 액체를 이용하여 대기압보다 높은 상태를 유지할 수 있다.

[0010] 일 실시예에 따른, 상기 다공은, 압력 챔버에서 스팀을 이용하여 형성될 수 있다.

[0011] 일 실시예에 따른, 상기 신축성 금속 전극은, 중앙 부분의 적어도 일부분이 양단보다 폭이 좁을 수 있다.

[0012] 일 실시예에 따른, 상기 신축성 금속 전극은, 복수의 금속 조각이 연결될 수 있다.

[0013] 일 실시예에 따른, 상기 생체 정보 측정용 센서 패치는, 대상의 손목의 동맥 상의 피부에 부착될 수 있다.

[0014] 일 실시예에 따른, 생체 정보 측정 센서는, 제1 방향으로 연장되는 제1 폴리머 박막; 상기 제1 폴리머 박막 위

에 배치되는 신축성 금속 전극 - 상기 신축성 금속 전극은 외력에 의해 늘어나거나 변형되는 경우 임피던스가 변화함 -; 및 상기 신축성 금속 전극에 전기적으로 연결된 임피던스 측정부를 포함할 수 있다.

[0015] 일 실시예에 따른, 생체 정보 측정 센서는, 상기 신축성 금속 전극 위에 배치되는 상기 제1 방향으로 연장되는 제2 폴리머 박막을 더 포함할 수 있다.

[0016] 일 실시예에 따른, 상기 신축성 금속 전극은, 생체 신호에 따라 상기 제1 방향으로 연장되고, 임피던스가 변화할 수 있다.

[0017] 일 실시예에 따른, 상기 제1 폴리머 박막은, 폴리디메틸실록산(polydimethylsiloxane)을 이용하여 제조되고, 적어도 일부에 다공이 있을 수 있다.

[0018] 일 실시예에 따른, 상기 제1 폴리머 박막 또는 상기 신축성 금속 전극은, 대상의 손목의 동맥 상의 피부에 부착될 수 있다.

[0019] 일 실시예에 따른, 상기 임피던스 측정부는, 상기 신축성 금속 전극의 연장시 임피던스의 변하는 정도를 기초로 측정되는 생체 정보를 수치화할 수 있다.

[0020] 일 실시예에 따른, 상기 측정되는 생체 정보는, 대상의 적어도 한 부위의 동맥의 혈압 또는 심전도(ECG)이고, 상기 임피던스 측정부는, 상기 동맥의 혈압을 기초로 실제 혈압 측정 값을 계산할 수 있다.

[0021] 일 실시예에 따른, 상기 임피던스 측정부는, 측정되는 생체 정보에서 대상자의 움직임에 따른 오류를 제거할 수 있다.

[0022] 일 실시예에 따른, 생체 정보 측정 센서의 동작 방법은, 센서 패치를 이용하여 생체 정보를 센싱하는 단계; 및 상기 센서 패치의 신축성 금속 전극의 임피던스를 측정하는 단계를 포함하고, 상기 센서 패치는, 제1 방향으로 연장되는 제1 폴리머 박막; 상기 제1 폴리머 박막 위에 배치되는 상기 신축성 금속 전극 - 상기 신축성 금속 전극은 외력에 의해 늘어나거나 변형되는 경우 임피던스가 변화함 -을 포함할 수 있다.

[0023] 일 실시예에 따른, 상기 신축성 금속 전극은, 생체 신호에 따라 상기 제1 방향으로 연장되고, 임피던스가 변화할 수 있다.

[0024] 일 실시예에 따른, 상기 제1 폴리머 박막은, 압력 측정을 위해, 공기 또는 액체를 이용하여 생체 정보의 측정 이전에 대기압보다 높은 압력 상태를 유지할 수 있다.

[0025] 일 실시예에 따른, 생체 정보 측정 센서는, 신축성 금속 전극의 압력 변화의 정밀한 측정을 위해 또는 제1 폴리머 박막을 통해 변하는 공기량을 보상하기 위한 압력 보상 기기를 포함하는 압력부를 더 포함하고, 상기 압력부는, 측정한 생체 신호 또는 임피던스로부터 피드백 값을 획득할 수 있다.

[0026] 일 실시예에 따른, 컴퓨터 판독 가능 기록 매체는, 상기 방법을 실행하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터에서 판독 가능한 기록 매체일 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0027] 도 1a는 일 실시예에 따른 생체 정보 측정용 센서 패치의 신축성 금속 전극을 나타내는 도면이다.

도 1b는 일 실시예에 따른 생체 정보 측정 센서의 생체 정보 측정용 센서 패치를 포함한 웨어러블 기기를 나타내는 도면이다.

도 2는 일 실시예에 따른 생체 정보 측정용 센서 패치를 나타내는 블록도이다.

도 3은 일 실시예에 따른 생체 정보 측정 센서를 나타내는 블록도이다.

도 4a는 일 실시예에 따른 PDMS 박막을 나타내는 도면이다.

도 4b는 일 실시예에 따른 다공성 박막의 평면도를 나타내는 도면이다.

도 4c는 일 실시예에 따른 다공성 박막의 측면도를 나타내는 도면이다.

도 5a는 일 실시예에 따른 생체 정보 측정용 센서 패치의 단면도를 나타내는 도면이다.

도 5b는 일 실시예에 따른 생체 정보 측정용 센서 패치를 나타내는 도면이다.

도 5c는 일 실시예에 따른 생체 정보 측정용 센서 패치의 신축성 금속 전극의 변형을 나타내는 도면이다.

도 6은 일 실시예에 따른 생체 정보 측정 센서의 동작 방법을 나타내는 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0028] 실시예들에 대한 특정한 구조적 또는 기능적 설명들은 단지 예시를 위한 목적으로 개시된 것으로서, 다양한 형태로 변경되어 실시될 수 있다. 따라서, 실시예들은 특정한 개시형태로 한정되는 것이 아니며, 본 명세서의 범위는 기술적 사상에 포함되는 변경, 균등물, 또는 대체물을 포함한다.

[0029] 제1 또는 제2 등의 용어를 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 이런 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 해석되어야 한다. 예를 들어, 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소는 제1 구성요소로도 명명될 수 있다.

[0030] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다.

[0031] 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 설명된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함으로 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

[0032] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미를 가진다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미를 갖는 것으로 해석되어야 하며, 본 명세서에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

[0033] 이하, 실시예들을 첨부된 도면들을 참조하여 상세하게 설명한다. 첨부 도면을 참조하여 설명함에 있어, 도면 부호에 관계없이 동일한 구성 요소는 동일한 참조 부호를 부여하고, 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.

[0034] 도 1a는 일 실시예에 따른 생체 정보 측정용 센서 패치의 신축성 금속 전극을 나타내는 도면이다.

[0035] 생체 정보 측정 센서는, 신축성 금속 전극을 포함하는 생체 정보 측정용 센서 패치를 포함할 수 있다. 신축성 금속 전극은 서로 각각 연결된 복수의 금속 조각을 포함할 수 있다. 신축성 금속 전극은 점차 늘어나서 금속 조각으로 분리되어 깨질 수 있으나, 신축성 금속 전극의 금속 조각들은 각각 다른 신축성 금속 전극의 금속 조각들 중 적어도 하나와 연결될 수 있다. 신축성 금속 전극은 금으로 구성될 수도 있고, 금과 같은 금속이 코팅되어 있을 수도 있다. 또한, 신축성 금속 전극은 다른 금속으로도 구성될 수도 있고, 다른 금속이 코팅되어 있을 수도 있다.

[0036] 신축성 금속 전극의 양단은 최대로 안 늘어나고 신축성 금속 전극의 중앙 부분은 잘 늘어나도록, 신축성 금속 전극은 아령과 같은 형태로 제조될 수 있다. 신축성 금속 전극은 임피던스 변화가 중앙 부분에 집중되도록 함으로써, 생체 정보 측정 센서가 생체 정보를 용이하게 측정하도록 할 수 있는 장점이 있다.

[0037] 도 1b는 일 실시예에 따른 생체 정보 측정 센서의 생체 정보 측정용 센서 패치를 포함한 웨어러블 기기를 나타내는 도면이다.

[0038] 먼저, 도 1b을 참조하면, 생체 정보 측정용 센서 패치(100)가 대상의 손목의 피부에 부착된 것을 알 수 있다. 생체 정보 측정 센서는, 생체 정보 측정용 센서 패치(100)의 늘어나는 전극을 이용하여 비침습으로 동맥압을 측정할 수 있고, 대상의 피부에 부착이 될 수 있다.

[0039] 생체 정보 측정 센서는, 특히, 생체 정보 측정용 센서 패치(100)의 얇은 박막형태의 늘어나는 전극을 이용하므로, 휘어지거나 늘어날 수 있는 표면에 부착이 용이하고, 부착된 표면의 늘어나는 정도나 압력 또는 외력을 용이하게 측정할 수 있다. 생체 정보 측정 센서의 생체 정보 측정용 센서 패치(100)는 피부에 부착되어 동맥압을 측정하는 용도로 이용될 수 있으므로, 비침습 혈류역학 센서 등으로서 이용될 수 있다. 생체 정보 측정용 센서 패치(100)는 병원의 환자에게 부착될 수도 있으나, 일상의 생활을 하는 사용자에게 부착될 수도 있다.

[0040] 예를 들어, 생체 정보 측정용 센서 패치(100)는 웨어러블 기기의 줄에 포함되거나 부착될 수 있다. 경우에 따라서, 생체 정보 측정용 센서 패치(100)는 웨어러블 기기의 시계와 같은 부품의 아래에 부착되어 사용자의 피부와

접촉하도록 배치될 수도 있다.

[0041] 한편, 생체 정보 측정용 센서 패치(100)는 폴리머 박막을 포함할 수 있다. 폴리머 박막은, 압력 측정을 위해, 공기 또는 액체를 이용하여 생체 정보의 측정 이전에 대기압보다 높은 압력 상태를 유지할 수 있다. 생체 정보 측정용 센서 패치(100)는 공압튜브에 연결될 수 있다.

[0042] 도 2는 일 실시예에 따른 생체 정보 측정용 센서 패치를 나타내는 블록도이다.

[0043] 도 2를 참조하면, 생체 정보 측정용 센서 패치(200)는 제1 폴리머 박막(210), 신축성 금속 전극(220), 전극(230), 압력부(240)를 을 포함할 수 있다. 생체 정보 측정용 센서 패치(200)는 대상의 손목의 동맥 상의 피부에 부착될 수 있다. 생체 정보 측정용 센서 패치(200)는 혈관 동맥의 피부 상에 비침습적으로 부착될 수 있으며, 대상자의 손목 또는 목 등에 부착될 수 있다.

[0044] 신축성 금속 전극(220)은 제1 폴리머 박막(210) 위에 배치될 수 있다. 제1 폴리머 박막(210)은 폴리디메틸실록산(polydimethylsiloxane)을 이용하여 제조되고, 적어도 일부에 다공이 있을 수 있다. 이때, 다공은 압력 챔버에서 스팀을 이용하여 형성될 수 있다. 또한, 제1 폴리머 박막(210)은 신축성이 있는 폴리머 계열의 재질일 수 있다. 제1 폴리머 박막(210)은, 폴리디메틸실록산(PDMS), 디메틸실론산-메틸비닐실록산 공중합체, 에틸렌-비닐 아세테이트(EVA) 공중합체, 폴리에틸렌, 폴리프로필렌, 에틸렌-프로필렌 공중합체, 아크릴산 중합체, 에틸렌-에틸 아크릴레이트 공중합체, 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE)로 이루어진 군으로부터 선택되는 신축성 폴리머로 제조된 다공성 박막인 것이 바람직하지만 이들에 한정되는 것은 아니다.

[0045] 제1 폴리머 박막(210)은 제1 방향으로 연장될 수 있고, 신축성 금속 전극(220)은 외력에 의해 늘어나거나 변형되는 경우 임피던스가 변화할 수 있다. 신축성 금속 전극(220)은 생체 신호에 따라 상기 제1 방향으로 연장되고, 임피던스가 변화할 수 있다. 두 전극 사이의 전압(voltage) 값이 변할 수 있으며, 저항 값이 변할 수 있다. 한편, 제1 폴리머 박막(210)은, 압력 측정을 위해, 공기 또는 액체를 이용하여 생체 정보의 측정 이전에 대기압보다 높은 압력 상태를 유지할 수 있다.

[0046] 신축성 금속 전극(220)은 중앙 부분의 적어도 일부분이 양단보다 폭이 좁을 수 있다. 신축성 금속 전극(220)은 다른 전극과 연결하기 위해 양단의 폭이 중앙 부분보다 넓을 수 있다. 신축성 금속 전극(220)의 아령과 같은 형태는 양단은 최대로 안 늘어나고 중앙 부분은 잘 늘어나므로, 임피던스 변화가 중앙 부분에 집중되어 생체 정보의 측정이 쉬운 장점이 있다. 생체 정보는 웨어러블 기기 사용자 등 대상의 혈압이 될 수 있으나, ECG 등의 전기 신호일 수도 있다.

[0047] 신축성 금속 전극(220)은 복수의 금속 조각이 연결될 수 있다. 신축성 금속 전극(220)은 점차 늘어나서 깨지는 금속 조각을 포함할 수 있고, 신축성 금속 전극(220)의 금속 조각들은 각각 다른 신축성 금속 전극(220)의 금속 조각들 중 적어도 하나와 연결될 수 있다. 신축성 금속 전극(220)은 금과 같은 금속을 포함하거나 금과 같은 금속이 코팅되어 있을 수도 있다. 신축성 금속 전극(220)은 구리 또는 은 등을 포함할 수도 있고, 연성이 있는 금속을 포함할 수도 있다.

[0048] 적어도 하나의 전극(230)은 신축성 금속 전극에 전기적으로 연결되어 외부의 임피던스 측정 장치가 접속하는 단자를 제공할 수 있다.

[0049] 생체 정보 측정용 센서 패치(200)는 제2 폴리머 박막을 더 포함할 수도 있다. 제2 폴리머 박막은 신축성 금속 전극(220) 위에 배치되고, 상기 제1 방향으로 연장될 수 있다. 제2 폴리머 박막은 폴리디메틸실록산을 이용하여 제조되고, 적어도 일부에 다공이 있을 수도 있다. 제2 폴리머 박막은, 폴리디메틸실록산(PDMS), 디메틸실론산-메틸비닐실록산 공중합체, 에틸렌-비닐 아세테이트(EVA) 공중합체, 폴리에틸렌, 폴리프로필렌, 에틸렌-프로필렌 공중합체, 아크릴산 중합체, 에틸렌-에틸 아크릴레이트 공중합체, 폴리테트라플루오로에틸렌(PTFE)로 이루어진 군으로부터 선택되는 신축성 폴리머로 제조된 다공성 박막일 수도 있다.

[0050] 생체 정보 측정용 센서 패치(200)는 피부에 부착하는 지속적인 혈압측정이 가능한 혈압 센서로서 생체 정보 측정 센서에 포함되어 사용될 수 있다. 생체 정보 측정용 센서 패치(200)는 생체 정보 측정 센서의 적어도 하나의 다른 구성 요소와 유선 또는 무선으로 연결되거나 통신할 수도 있다. 생체 정보 측정 센서는 알고리즘 등을 이용하여, 압력을 가하기 위한 초기 세팅이 설정될 수 있다. 생체 정보 측정용 센서 패치(200)는 공압 또는 리퀴드 등에 의해 약간 팽창될 수 있는 다이나믹 레인지의 상태가 될 수 있도록, 생체 정보 측정 센서에 초기 세팅 값이 설정될 수 있다. 한편, 생체 정보 측정 센서는 생체 정보 측정용 센서 패치(200)를 이용하여 혈류를 예측할 수도 있다.

[0051] 생체 정보 측정용 센서 패치(200)의 압력부(240)는 신축성 금속 전극의 압력 변화의 정밀한 측정을 위해 또는 제1 폴리머 박막을 통해 변하는 공기량을 보상하기 위한 압력 보상 기기를 포함할 수 있다. 압력부(240)는 측정한 생체 신호 또는 임피던스로부터 피드백 값을 획득할 수 있다.

[0052] 도 3은 일 실시예에 따른 생체 정보 측정 센서를 나타내는 블록도이다.

[0053] 도 3을 참조하면, 생체 정보 측정 센서(300)는 제1 폴리머 박막(310), 신축성 금속 전극(320), 임피던스 측정부(330), 압력부(340)를 포함할 수 있다. 제1 폴리머 박막(310) 또는 신축성 금속 전극(320)은 대상의 손목의 동맥 상의 피부에 부착될 수 있다. 생체 정보 측정 센서(300)가 측정하거나 센싱하는 대상의 생체 정보는 혈압일 수 있다.

[0054] 제1 폴리머 박막(310)은 제1 방향으로 연장될 수 있다. 제1 폴리머 박막(310)은 폴리디메틸실록산을 이용하여 제조되고, 적어도 일부에 다공이 있을 수 있다. 한편, 제1 폴리머 박막(310)은, 압력 측정을 위해, 공기 또는 액체를 이용하여 생체 정보의 측정 이전에 대기압보다 높은 압력 상태를 유지할 수 있다. 이때, 압력부(340)는 생체 정보의 측정 이전에 대기압보다 높은 압력 상태를 유지하도록, 공압튜브 등을 이용하여 제1 폴리머 박막(310)의 압력 상태를 조절하거나 조정 및 제어할 수도 있다.

[0055] 신축성 금속 전극(320)은 제1 폴리머 박막(310) 위에 배치될 수 있다. 신축성 금속 전극(320)은 외력에 의해 늘어나거나 변형되는 경우 임피던스가 변화할 수 있다. 신축성 금속 전극(320)은 생체 신호에 따라 제1 방향으로 연장되고, 임피던스가 변화할 수 있다.

[0056] 임피던스 측정부(330)는 신축성 금속 전극(320)에 전기적으로 연결될 수 있다. 임피던스 측정부(330)는 신축성 금속 전극의 연장시 임피던스의 변하는 정도를 기초로 측정되는 생체 정보를 수치화할 수 있다. 이때, 측정되는 생체 정보는, 대상의 적어도 한 부위의 동맥의 혈압일 수 있다. 임피던스 측정부(330)는 동맥의 혈압을 기초로 실제 혈압 측정 값을 계산할 수 있다. 가령, 임피던스 측정부(330)는 측정된 혈압의 파형의 피크 값과 심장 문맥이 닫히는 쪽의 특성값 등을 알고리즘을 이용하여 처리함으로써 혈압의 실제 측정값을 계산할 수 있다. 또한, 사용되는 알고리즘은 측정자별 데이터를 축적함에 따라 적응된 최적화된 측정치를 제공하는 알고리즘일 수도 있다.

[0057] 한편, 임피던스 측정부(330)는 측정되는 생체 정보에서 대상자의 움직임에 따른 오류를 제거할 수도 있다. 가령, 임피던스 측정부(330)는 특정 압력 파형 등이 두 개 또는 세 개 연속 측정될 경우, 측정된 압력 파형 중 적어도 일부를 제거할 수 있다. 또한, 임피던스 측정부(330)는 혈압의 변속 분산치를 계산하고, 계산된 혈압의 변속 분산치를 이용하여 오차를 제거할 수도 있다.

[0058] 생체 정보 측정 센서(300)는 제2 폴리머 박막을 더 포함할 수도 있다. 제2 폴리머 박막은 신축성 금속 전극 위에 배치되고, 상기 제1 방향으로 연장될 수 있다.

[0059] 생체 정보 측정 센서(300)의 압력부(340)는 신축성 금속 전극의 압력 변화의 정밀한 측정을 위해 또는 제1 폴리머 박막(310)을 통해 변하는 공기량을 보상하기 위한 압력 보상 기기를 포함할 수 있다. 압력 보상 기기는 공압튜브 등을 포함할 수 있고, 센서 또는 웨어러블 기기의 전원 등으로부터 전원을 공급 받을 수도 있다. 압력부(340)는 임피던스 측정부(330) 등이 측정한 생체 신호 또는 임피던스의 값을 기초로 피드백 값을 획득하거나 결정할 수 있다. 압력부(340)는 획득된 피드백 값을 이용하여 공압튜브를 통과하는 공기의 흐름 등을 제어할 수도 있다.

[0060] 도 4a는 일 실시예에 따른 PDMS 박막을 나타내는 도면이고, 도 4b는 일 실시예에 따른 다공성 박막의 평면도를 나타내는 도면이고, 도 4c는 일 실시예에 따른 다공성 박막의 측면도를 나타내는 도면이다. 동일한 두께의 얇은 박막 및 다공성 폴리머를 제작 방식을 알 수 있다.

[0061] 제1 폴리머 박막 또는 제2 폴리머 박막 등을 제조하는 제조기 또는 제조자는 수십 마이크론 두께의 박막을 제작하기 위해, 액체상태의 폴리디메틸실록산(Polydimethylsiloxane, PDMS)을 플라스틱판에 부어서 약 5분간 고르게 펴질 때까지 기다릴 수 있다. 제조기 또는 제조자가 PDMS가 있는 판을 약 90도정도로 수직으로 세운 상태에서 경화를 억제하기 위해서 약 4° C의 냉장고에 넣어서 2시간 정도 기다릴 경우, PDMS는 약 50 마이크론의 두께로 판 위에 고르게 펴질 수 있다.

[0062] 도 4a를 참조하면, 약 50 마이크론의 두께의 얇은 PDMS 박막(thin film)이 형성된 것을 알 수 있다. PDMS 박막은 압력 챔버에서 약 120° C의 스팀으로 가열되고, 경화되면서 동시에 다공성 표면을 획득하도록 함으로써, 제1 폴리머 박막 또는 제2 폴리머 박막 등이 제작될 수 있다.

[0063] 도 4b를 참조하면, 약 120° C, 100kPa에서 발생되는 스팀을 이용하여 제1 폴리머 박막 또는 제2 폴리머 박막 등의 PDMS 박막의 상부 또는 표면에 다공이 생성된 것을 알 수 있다. 한편, 제1 폴리머 박막 또는 제2 폴리머 박막 등의 PDMS 박막은 또한 약 4° C의 냉장고에서 약 2시간 정도 있을 수도 있다. 도 4c를 참조하면, 제1 폴리머 박막 또는 제2 폴리머 박막 등의 PDMS 박막의 내부에도 다공이 생성된 것을 알 수 있다.

[0064] 도 5a는 일 실시예에 따른 생체 정보 측정용 센서 패치의 단면도를 나타내는 도면이다.

[0065] 도 5a를 참조하면, 생체 정보 측정용 센서 패치는 제1 폴리머 박막(510), 신축성 금속 전극(520), 제2 폴리머 박막(530)을 포함할 수 있다. 제1 폴리머 박막(510) 상에 신축성 금속 전극(520)이 배치되고, 신축성 금속 전극(520) 상에 제2 폴리머 박막(530)이 배치될 수 있다. 생체 정보 측정용 센서 패치는 늘어나는 전극인 신축성 금속 전극(520)을 이용하여, 피부 부착형 압력 센서로서 생체 정보 측정 센서에 포함되도록 제작될 수 있다.

[0066] 생체 정보 측정용 센서 패치는 제작된 얇은 다공성 폴리머인 제1 폴리머 박막(510), 제2 폴리머 박막(530) 또는 신축성 금속 전극(520) 위에 칼 또는 레이저를 이용하여 센서부로서 제작될 수 있다. 제1 폴리머 박막(510), 제2 폴리머 박막(530)은 1mm 또는 10 마이크론 정도의 PDMS 박막으로 제작될 수도 있다.

[0067] 도 5b는 일 실시예에 따른 생체 정보 측정용 센서 패치를 나타내는 도면이다.

[0068] 도 5b를 참조하면, 생체 정보 측정용 센서 패치(500)는 늘어나는 전극을 이용하여 피부에 부착하여 동맥파형 등을 지속적으로 측정할 수 있도록 미세 압력 센서로서 제작된 것을 알 수 있다. 생체 정보 측정용 센서 패치(500)는 피부에 지속적으로 부착이 가능하므로, 실시간 측정이 가능한 압력 센서로서 미세 압력을 측정할 수 있는 생체 정보 측정 센서의 일부로 제작될 수 있다.

[0069] 생체 정보 측정용 센서 패치(500)는 심장에서 박출되는 혈액의 압력과 손목에서 나타나는 혈압파형이 유사하도록 대상의 혈압을 센싱하도록 할 수 있다. 생체 정보 측정용 센서 패치(500)는 손목에서 비침습적 방식으로 혈압을 지속적으로 측정할 수 있으므로, 신뢰성 있는 혈압을 측정할 수 있다는 장점이 있다. 또한, 생체 정보 측정용 센서 패치(500)는 중환자실의 대상의 바이탈 사인을 비침습적으로 조직의 괴사를 방지하면서 측정할 수 있고, 중환자에 준하는 활동성이 있는 환자의 생체 정보 또한 측정할 수 있는 장점이 있다.

[0070] 생체 정보 측정용 센서 패치(500)의 압력부는 신축성 금속 전극의 압력 변화의 정밀한 측정을 위해 또는 폴리머 박막 등을 통해 변하는 공기량을 보상하기 위한 압력 보상 기기를 포함할 수 있다. 압력 보상 기기는 공압튜브 등을 포함할 수 있고, 생체 정보 측정 센서 등으로부터 전원을 공급 받을 수도 있다. 생체 정보 측정용 센서 패치(500)의 압력부는 임피던스 측정 장치(550) 등이 측정한 생체 신호 또는 임피던스의 값을 기초로 피드백 값을 획득하거나 결정할 수 있다. 생체 정보 측정용 센서 패치(500)의 압력부는 획득된 피드백 값을 이용하여 공압튜브를 통과하는 공기의 양 등을 조절할 수도 있다.

[0071] 도 5c는 일 실시예에 따른 생체 정보 측정용 센서 패치의 신축성 금속 전극의 변형을 나타내는 도면이다.

[0072] 도 5c를 참조하면, 생체 정보 측정용 센서 패치(500)는 늘어날 수 있는 전극을 포함하고, 고무와 같은 폴리머 재질 위에 금속 박막이 형성되도록 제조될 수 있다. 생체 정보 측정용 센서 패치(500)는 신축성 금속 전극과 같은 전극이 늘어날 때 전극의 저항 및 임피던스가 변하는 정도를 이용하여 압력 파형에 따라 혈관의 팽창 또는 수축을 수치화함으로써 압력 정도를 측정하도록 할 수 있다. 생체 정보 측정 센서는, 비침습 혈압센서로서, 압력 변화에 대한 늘어나는 전극의 저항의 변화를 데이터로서 측정할 수 있다.

[0073] 생체 정보 측정 센서는, 손목의 동맥에서 측정한 압력파형의 변화가 거의 상용 의료 기기에서 측정한 압력파형의 변화와 동일하도록 혈압과 같은 생체 정보를 측정할 수 있다는 장점이 있다. 또한, 생체 정보 측정 센서는, 손목에서의 압력을 직접적으로 측정할 수 있고, 미세하게 맥파를 센싱하여 혈압을 계산할 수 있다는 장점이 있다.

[0074] 생체 정보 측정용 센서 패치(500)의 압력부는 임피던스 측정 장치(550) 등이 측정한 생체 신호 또는 임피던스의 값을 기초로 피드백 값을 획득하거나 결정할 수 있다. 임피던스 측정 장치(550)는, 신축성 금속 전극의 연장시 임피던스의 변하는 정도를 기초로 측정되는 생체 정보를 수치화할 수 있다. 생체 정보는, 생체 정보 측정용 센서 패치(500)의 적어도 일부분이 접촉하거나 근접한 대상의 적어도 한 부위의 혈압일 수 있다.

[0075] 임피던스 측정 장치(550)는 한 부위에서 측정된 혈압을 기초로 실제 심장의 혈압 측정 값을 계산할 수 있다. 가령, 임피던스 측정 장치(550)는 측정된 혈압의 파형의 피크 값과 심장 문맥이 닫히는 쪽의 특성값 등을 알고리즘을 이용하여 처리함으로써 혈압의 실제 측정값을 계산할 수 있다. 또한, 사용되는 알고리즘은 측정자별 데이

터를 축적함에 따라 적응된 최적화된 측정치를 제공하는 알고리즘일 수도 있다.

[0076] 임피던스 측정 장치(550)는 측정되는 생체 정보에서 대상자의 움직임에 따른 오류를 제거할 수도 있다. 임피던스 측정 장치(550)는 특정 압력 파형 등이 비 정상 범위에 포함되는지, 아니면 정상 범위에 포함되는지를 판단하고, 비 정상 범위에 포함되는 것으로 판단될 경우, 측정된 압력 파형 중 적어도 일부인 비 정상 범위에 포함되는 파형 등을 제거할 수 있다. 한편, 임피던스 측정 장치(550)는 생체 정보 측정 센서의 임피던스 측정부로서 이용될 수도 있다.

[0077] 생체 정보 측정용 센서 패치(500)의 압력부는 임피던스 측정 장치(550) 또는 생체 정보 측정 센서의 임피던스 측정부로부터 획득된 피드백 값을 이용하여 공압튜브에서 폴리머 박막 등을 향하여 배출되는 공기의 양 등을 조절할 수도 있다.

[0078] 도 6은 일 실시예에 따른 생체 정보 측정 센서의 동작 방법을 나타내는 흐름도이다.

[0079] 도 6을 참조하면, 생체 정보 측정 센서에 의해 수행되는, 생체 정보 측정 센서의 동작 방법은 하기와 같은 단계를 포함할 수 있다. 생체 정보 측정 센서의 동작 방법은 생체 정보 측정 센서에 포함되는 구성 요소 등을 이용하여 수행될 수 있다.

[0080] 단계(610)에서, 생체 정보 측정 센서는 센서 패치를 이용하여 생체 정보를 센싱할 수 있다. 센서 패치는 생체 정보 측정용 센서 패치일 수 있다. 센서 패치는 제1 폴리머 박막과 제1 폴리머 박막 위에 배치되는 신축성 금속 전극을 포함할 수 있다. 제1 폴리머 박막은 제1 방향으로 연장될 수 있고, 신축성 금속 전극은 외력에 의해 늘어나거나 변형되는 경우 임피던스가 변화될 수 있다. 신축성 금속 전극은 생체 신호에 따라 상기 제1 방향으로 연장되고, 임피던스가 변화될 수 있다.

[0081] 단계(620)에서, 생체 정보 측정 센서는 센서 패치의 신축성 금속 전극의 임피던스를 측정할 수 있다. 생체 정보 측정 센서는 측정된 임피던스를 기초로 대상의 혈압과 같은 생체 정보를 측정할 수 있다.

[0082] 단계(630)에서, 생체 정보 측정 센서의 압력부는 임피던스 측정 장치 또는 생체 정보 측정 센서의 임피던스 측정부 등이 측정한 생체 신호 또는 임피던스의 값을 기초로 피드백 값을 획득하거나 결정할 수 있다.

[0083] 한편, 생체 정보 측정 센서의 압력부는 획득된 피드백 값을 이용하여 공압튜브를 통과하는 공기의 흐름 등을 제어할 수도 있다. 생체 정보 측정 센서의 압력부는 신축성 금속 전극의 압력 변화의 정밀한 측정을 위해 또는 제1 폴리머 박막을 통해 변하는 공기량을 보상하기 위한 압력 보상 기기를 포함할 수 있다.

[0084] 이상에서 설명된 실시예들은 하드웨어 구성요소, 소프트웨어 구성요소, 및/또는 하드웨어 구성요소 및 소프트웨어 구성요소의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시예들에서 설명된 장치, 방법 및 구성요소는, 예를 들어, 프로세서, 콘트롤러, ALU(arithmetic logic unit), 디지털 신호 프로세서(digital signal processor), 마이크로컴퓨터, FPGA(field programmable gate array), PLU(programmable logic unit), 마이크로프로세서, 또는 명령(instruction)을 실행하고 응답할 수 있는 다른 어떠한 장치와 같이, 하나 이상의 범용 컴퓨터 또는 특수 목적 컴퓨터를 이용하여 구현될 수 있다. 처리 장치는 운영 체제(OS) 및 상기 운영 체제 상에서 수행되는 하나 이상의 소프트웨어 애플리케이션을 수행할 수 있다. 또한, 처리 장치는 소프트웨어의 실행에 응답하여, 데이터를 접근, 저장, 조작, 처리 및 생성할 수도 있다. 이해의 편의를 위하여, 처리 장치는 하나가 사용되는 것으로 설명된 경우도 있지만, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는, 처리 장치가 복수 개의 처리 요소(processing element) 및/또는 복수 유형의 처리 요소를 포함할 수 있음을 알 수 있다. 예를 들어, 처리 장치는 복수 개의 프로세서 또는 하나의 프로세서 및 하나의 콘트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서(parallel processor)와 같은, 다른 처리 구성(processing configuration)도 가능하다.

[0085] 소프트웨어는 컴퓨터 프로그램(computer program), 코드(code), 명령(instruction), 또는 이들 중 하나 이상의 조합을 포함할 수 있으며, 원하는 대로 동작하도록 처리 장치를 구성하거나 독립적으로 또는 결합적으로(collectively) 처리 장치를 명령할 수 있다. 소프트웨어 및/또는 데이터는, 처리 장치에 의하여 해석되거나 처리 장치에 명령 또는 데이터를 제공하기 위하여, 어떤 유형의 기계, 구성요소(component), 물리적 장치, 가상 장치(virtual equipment), 컴퓨터 저장 매체 또는 장치, 또는 전송되는 신호 파(signal wave)에 영구적으로, 또는 일시적으로 구체화(embody)될 수 있다. 소프트웨어는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어서, 분산된 방법으로 저장되거나 실행될 수도 있다. 소프트웨어 및 데이터는 하나 이상의 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 저장될 수 있다.

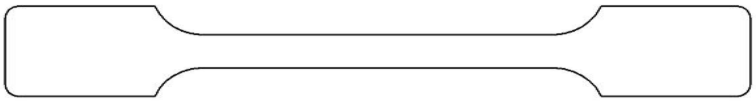
[0086] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판

독 가능 매체에 기록될 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 실시예의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

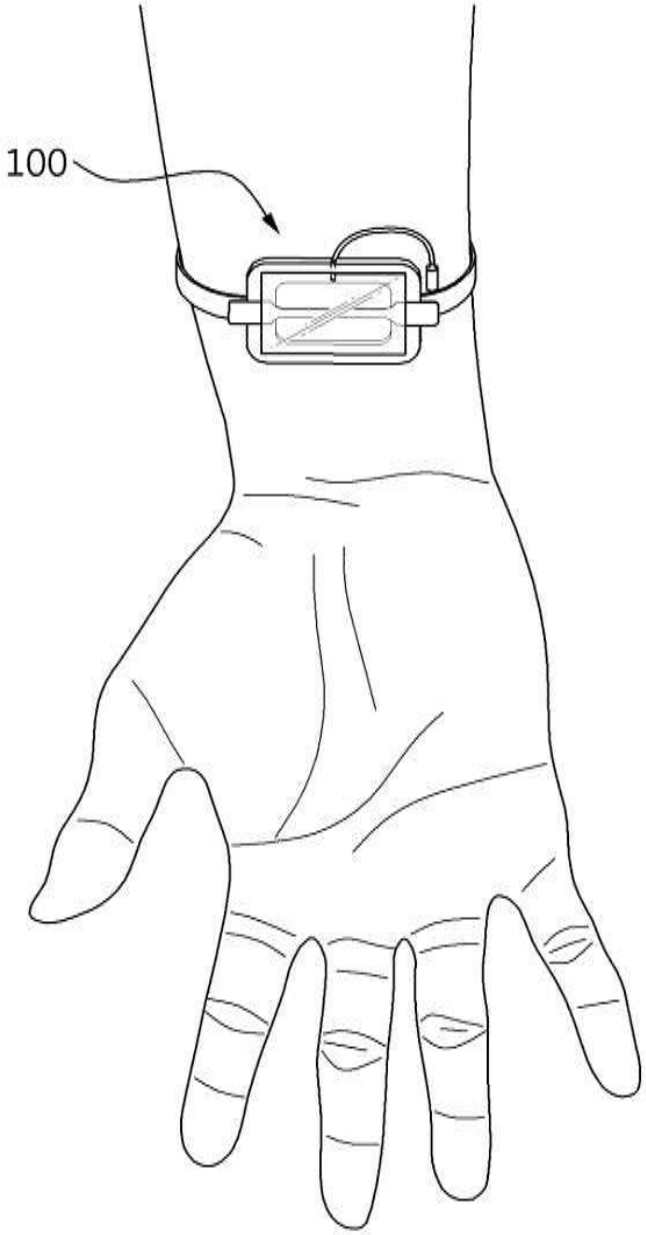
[0087] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기를 기초로 다양한 기술적 수정 및 변형을 적용할 수 있다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

도면

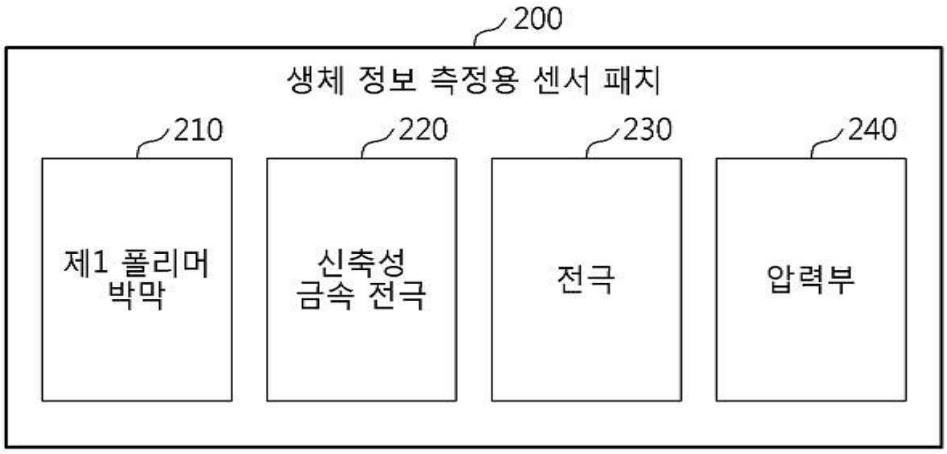
도면1a



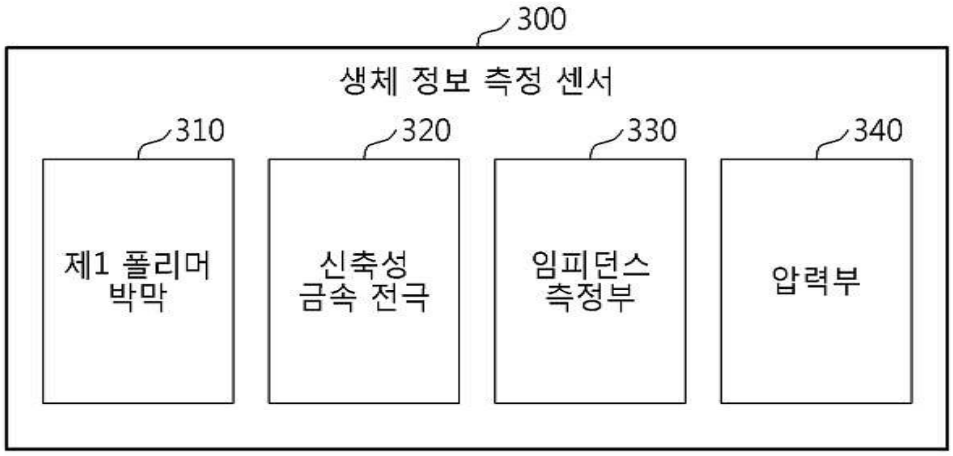
도면1b



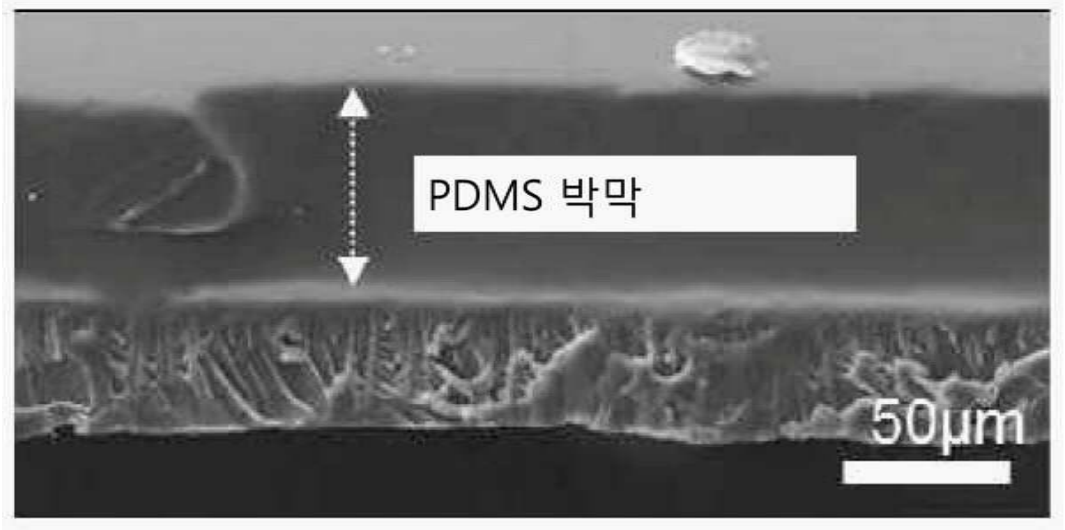
도면2


200
생체 정보 측정용 센서 패치
210
제1 폴리머 박막
220
신축성 금속 전극
230
전극
240
압력부

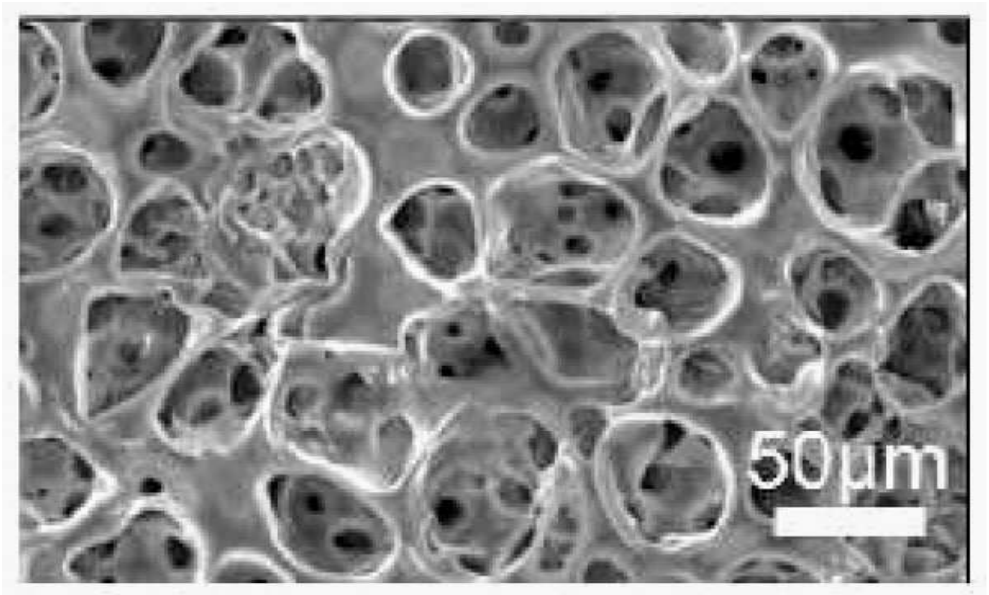
도면3


300
생체 정보 측정 센서
310
제1 폴리머 박막
320
신축성 금속 전극
330
임피던스 측정부
340
압력부

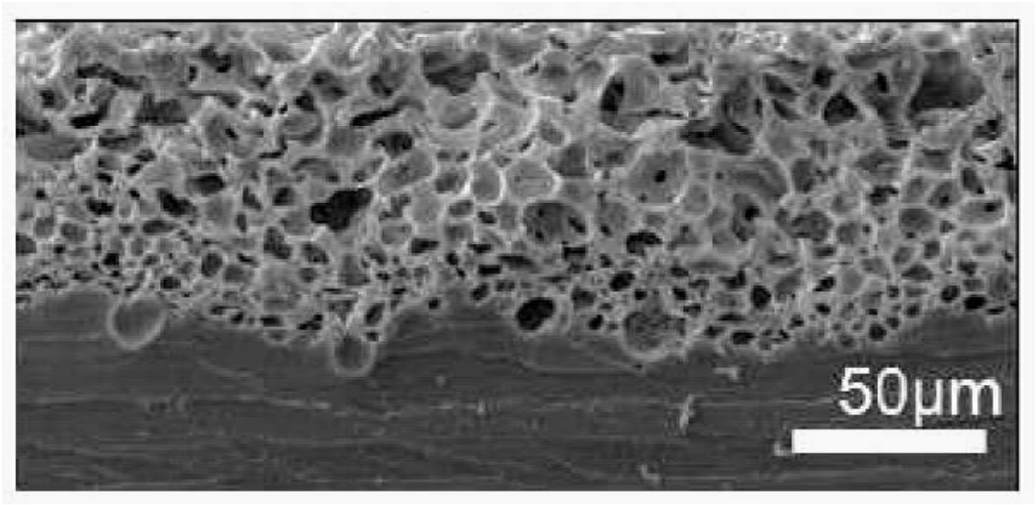
도면4a


PDMS 박막
50μm

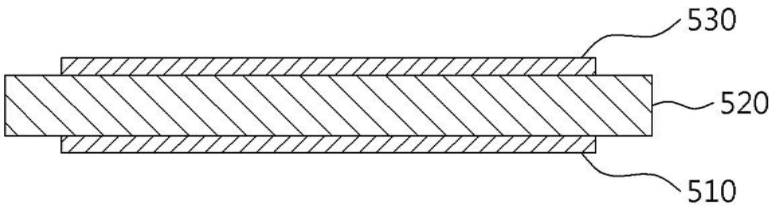
도면4b



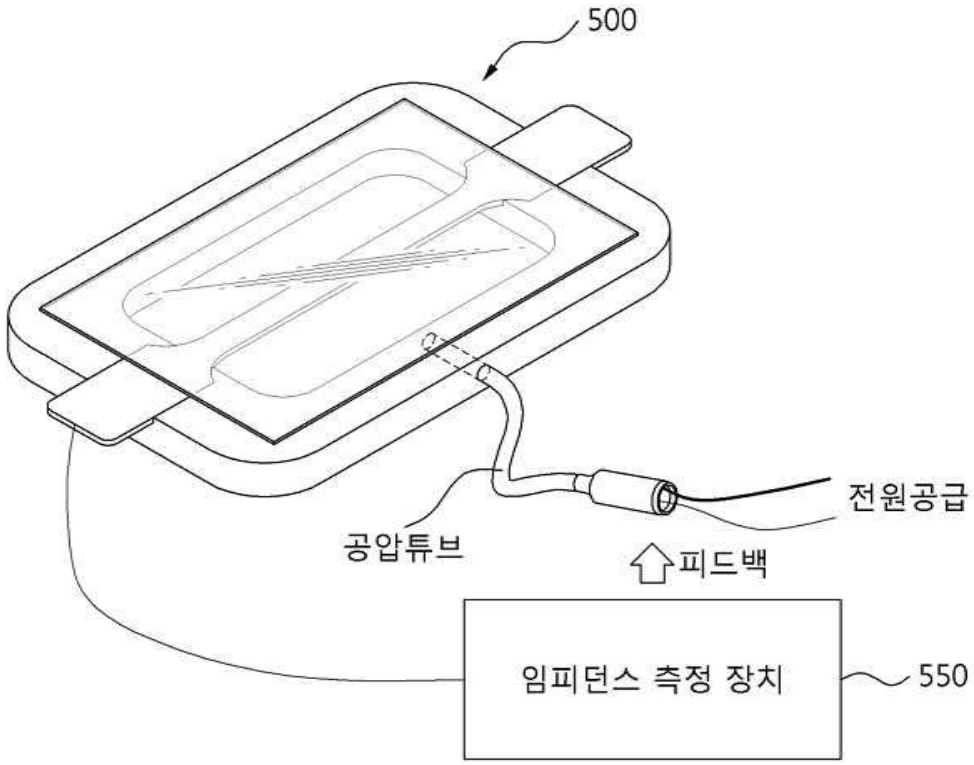
도면4c



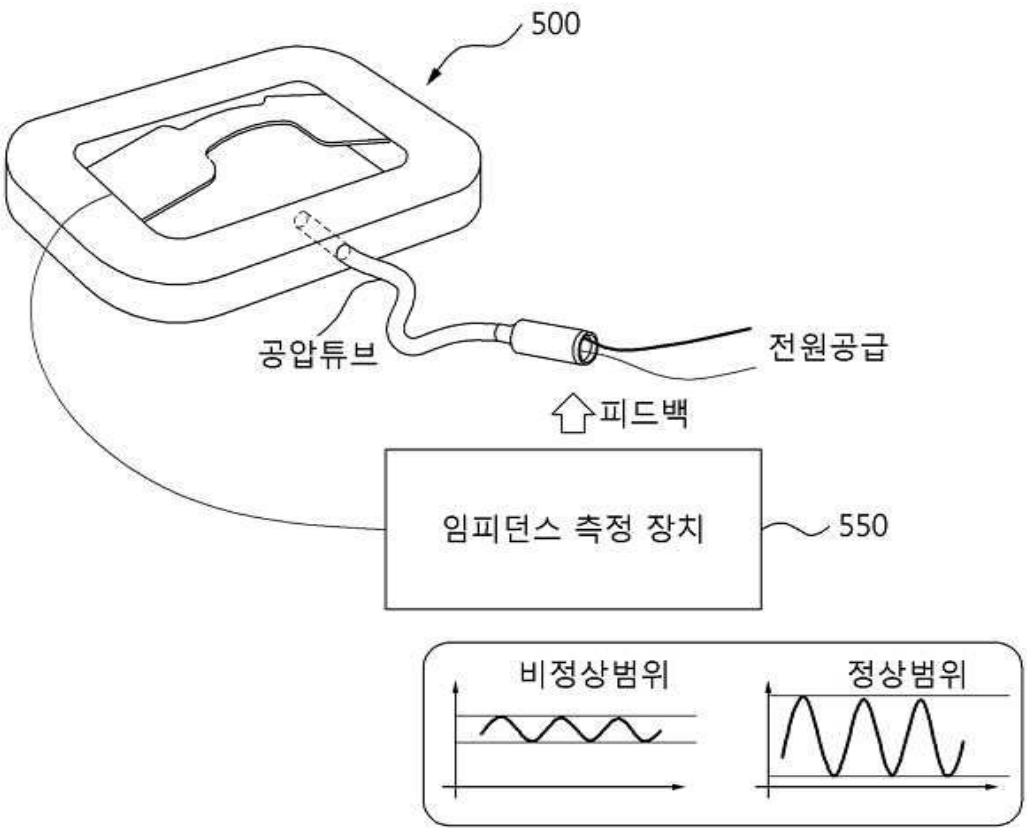
도면5a



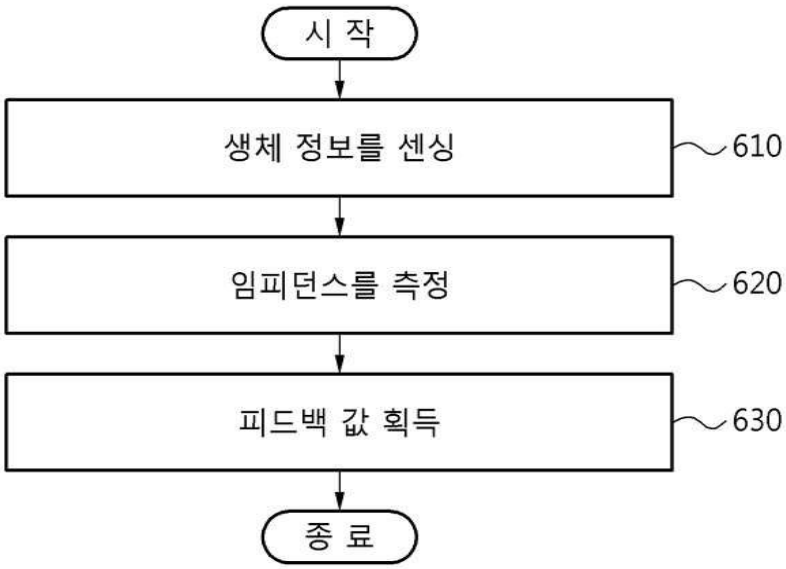
도면5b



도면5c


500
공압튜브
전원공급
피드백
임피던스 측정 장치
550
비정상범위
정상범위

도면6


시 작
생체 정보를 센싱
610
임피던스를 측정
620
피드백 값 획득
630
종 료