



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0052636
(43) 공개일자 2019년05월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/021 (2006.01) A61B 5/024 (2006.01)
A61B 5/1455 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/08 (2013.01)
A61B 5/0002 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0135594
(22) 출원일자 2018년11월07일
심사청구일자 2018년11월07일
(30) 우선권주장
62/583,465 2017년11월08일 미국(US)

(71) 출원인
주식회사 엠프로스
전라북도 전주시 덕진구 반룡로 111, 4층 401호,
405호 (팔동복2가, 전자부품연구원)
전북대학교산학협력단
전라북도 전주시 덕진구 백제대로 567 (덕진동1가)
(72) 발명자
임재중
전북 전주시 완산구 새터로 100, 101동 303호 (서신동 감나무골대우대창아파트)
(74) 대리인
특허법인 아이피에스

전체 청구항 수 : 총 12 항

(54) 발명의 명칭 호흡 모니터링 시스템

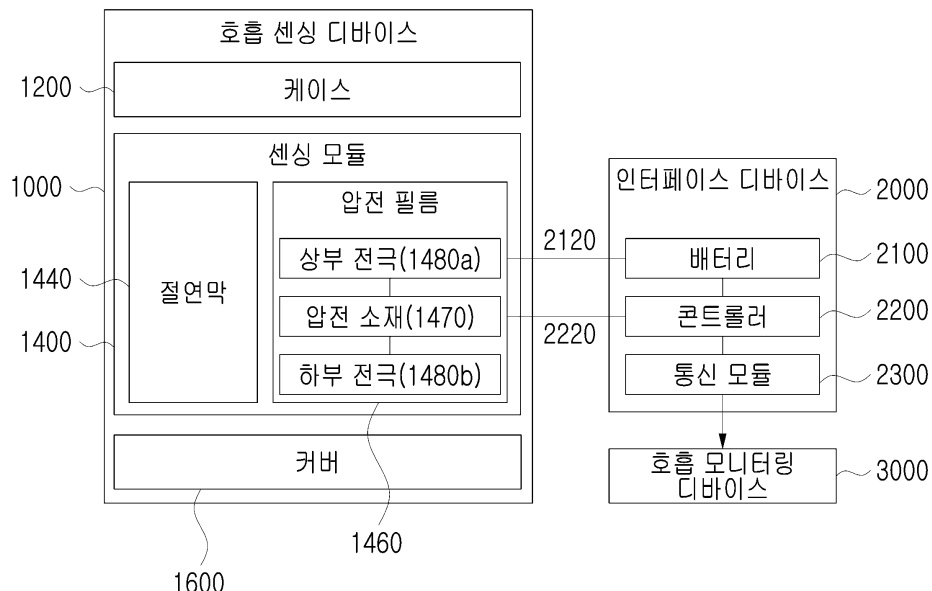
(57) 요약

본 발명의 일 실시예에 따르는 호흡 모니터링 시스템은 압전 효과를 이용하여 환자의 호흡으로 인해 발생하는 진동을 감지함으로써 획득한 상기 환자의 호흡 상태에 관한 정보를 디스플레이하는 호흡 모니터링 시스템(Respiratory monitoring system)으로서, 박막 형태의 압전 소재, 상기 압전 소재를 사이에 두고 상기 압전 소

(뒷면에 계속)

대표도 - 도3

100



재의 상부에 위치하는 상부 전극 및 상기 압전 소재의 하부에 위치하는 하부 전극을 구비하고, 상기 환자의 호흡으로 인해 발생한 진동에 따라 상기 상부 전극 및 상기 하부 전극에 압전 신호를 발생시키는 압전 필름, 상기 하부 전극의 하부에 위치하고, 상기 압전 필름으로의 전기적 연결을 차단하는 절연막을 포함하는 처분형(disposable) 호흡 센싱 디바이스; 및 배터리, 상기 배터리로부터 상기 처분형 호흡 센싱 디바이스로 전원을 공급하는 제1 전원 케이블, 상기 처분형 호흡 센싱 디바이스로부터 상기 압전 신호를 수신하는 제1 통신 케이블, 상기 제1 통신 케이블을 통해 수신되는 상기 압전 신호를 처리하여 호흡 신호를 생성하는 컨트롤러 및 외부 기기로 상기 호흡 신호를 전송하는 통신 모듈을 포함하는 인터페이스 디바이스;를 포함할 수 있다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/021 (2013.01)

A61B 5/024 (2013.01)

A61B 5/14551 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

압전 효과를 이용하여 환자의 호흡으로 인해 발생하는 진동을 감지함으로써 획득한 상기 환자의 호흡 상태에 관한 정보를 디스플레이하는 호흡 모니터링 시스템(Respiratory monitoring system)으로서,

박막 형태의 압전 소재, 상기 압전 소재를 사이에 두고 상기 압전 소재의 상부에 위치하는 상부 전극 및 상기 압전 소재의 하부에 위치하는 하부 전극을 구비하고, 상기 환자의 호흡으로 인해 발생한 진동에 따라 상기 상부 전극 및 상기 하부 전극에 압전 신호를 발생시키는 압전 필름, 상기 하부 전극의 하부에 위치하고, 상기 압전 필름으로의 전기적 연결을 차단하는 절연막을 포함하는 처분형(disposable) 호흡 센싱 디바이스; 및

배터리, 상기 배터리로부터 상기 처분형 호흡 센싱 디바이스로 전원을 공급하는 제1 전원 케이블, 상기 처분형 호흡 센싱 디바이스로부터 상기 압전 신호를 수신하는 제1 통신 케이블, 상기 제1 통신 케이블을 통해 수신되는 상기 압전 신호를 처리하여 호흡 신호를 생성하는 컨트롤러 및 외부 기기로 상기 호흡 신호를 전송하는 통신 모듈을 포함하는 인터페이스 디바이스;를 포함하는

호흡 모니터링 시스템.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 인터페이스 디바이스로부터 상기 호흡 신호를 수신하고, 상기 호흡 신호에 기초하여 상기 환자의 호흡 상태에 관한 정보를 디스플레이하는 호흡 모니터링 디바이스;를 더 포함하는

호흡 모니터링 시스템.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 환자의 손가락의 일 지점에 설치되어, 혈액의 산소포화도를 측정하는 맥박 산소 측정기(pulse oximeter);를 더 포함하고,

상기 인터페이스 디바이스는,

일단은 상기 컨트롤러와 전기적으로 연결되고 타단은 상기 맥박 산소 측정기와 전기적으로 연결되어 상기 맥박 산소 측정기로부터 상기 혈액의 산소포화도에 관한 정보를 포함하는 신호를 수신하는 제2 통신 케이블을 포함하는

호흡 모니터링 시스템.

청구항 4

제3 항에 있어서,

상기 인터페이스 디바이스는 상기 배터리로부터 상기 맥박 산소 측정기로 전원을 공급하는 제2 전원 케이블을 포함하는

호흡 모니터링 시스템.

청구항 5

제3 항에 있어서,

상기 인터페이스 디바이스는 상기 산소포화도에 관한 정보를 더 고려하여 상기 호흡 신호를 생성하는 호흡 모니터링 시스템.

청구항 6

제3 항에 있어서,

상기 환자의 상완에 설치되어, 상기 상완의 혈압을 측정하는 상완용 혈압계;를 더 포함하고,

상기 인터페이스 디바이스는 상기 상완용 혈압계와 전기적으로 연결되어, 상기 상완의 혈압에 관한 정보를 포함하는 신호를 수신하는

호흡 모니터링 시스템.

청구항 7

제6 항에 있어서,

상기 인터페이스 디바이스는 상기 상완용 혈압계에 설치되는

호흡 모니터링 시스템.

청구항 8

제6 항에 있어서,

상기 환자의 손목에서 코로트코프음을 감지하여, 손목 혈압값에 해당하는 혈압을 측정하고, 상기 손목 혈압값에 해당하는 혈압을 상완 혈압값을 반영하는 신호로 보정하는 손목용 혈압계;를 더 포함하고,

상기 인터페이스 디바이스는 상기 손목용 혈압계와 전기적으로 연결되어, 상기 상완 혈압값을 반영하는 신호를 수신하는

호흡 모니터링 시스템.

청구항 9

제1 항에 있어서,

상기 통신 모듈은,

블루투스, 직비 및 와이파이 중 적어도 하나를 이용하는 무선 통신 모듈인

호흡 모니터링 시스템.

청구항 10

제1 항에 있어서,

상기 인터페이스 디바이스는,

상기 압전 신호가 제1 미리 정해진 조건에 해당하는 경우 상기 환자의 기도(trachea)가 확보되지 않은 상태로 처리하고, 상기 압전 신호가 제2 미리 정해진 조건에 해당하는 경우 상기 환자가 수면 무호흡 상태인 것으로 처

리하여, 상기 호흡 신호를 전송하되,

상기 제1 미리 정해진 조건은 상기 압전 신호가 상기 인터페이스 디바이스에서 감지된 시간 간격이 제1 미리 정해진 시간 간격을 초과하거나 기준시간 당 상기 압전 신호가 상기 인터페이스 디바이스에서 감지된 횟수가 제1 미리 정해진 횟수 미만이고,

상기 제2 미리 정해진 조건은 상기 압전 신호가 상기 인터페이스 디바이스에서 감지된 시간 간격이 제2 미리 정해진 시간 간격을 초과하거나 기준시간 당 상기 압전 신호가 상기 인터페이스 디바이스에서 감지된 횟수가 제2 미리 정해진 횟수 미만이고,

상기 제2 미리 정해진 시간 간격은 상기 제1 미리 정해진 시간 간격 보다 크고, 상기 제2 미리 정해진 횟수는 상기 제1 미리 정해진 횟수 보다 많은 것을 특징으로 하는

호흡 모니터링 시스템.

청구항 11

제1 항에 있어서,

상기 인터페이스 디바이스는,

상기 압전 신호가 제3 미리 정해진 조건에 해당하는 경우 상기 환자가 코골이 상태인 것으로 처리하여, 상기 호흡 신호를 전송하되,

상기 제3 미리 정해진 조건은 상기 압전 신호의 진폭의 크기가 미리 정해진 수치를 초과하는

호흡 모니터링 시스템.

청구항 12

제1 항에 있어서,

상기 호흡 센싱 디바이스는,

상기 압전 필름의 하부에 상기 하부 전극과 마주보도록 위치하고, 접착성 물질로 제공되어 상기 환자의 신체에 접촉 부착되고, 상기 환자의 호흡으로 인해 발생하는 진동을 상기 압전 필름에 전달하며, 전도성을 땀으로써 그 상면과 하면을 전기적으로 연결할 수 있는 접착층을 포함하고,

상기 절연막은 상기 압전필름과 상기 접착층 간의 전기적 연결을 차단하되, 상기 압전 현상에 따른 전기적 신호의 노이즈를 감소시키기 위하여 상기 하부 전극이 상기 접착층을 통해 상기 환자의 신체에 접지되도록 상기 하부 전극과 상기 접착층을 서로 전기적으로 연결시키는 관통공이 형성되는 것을 특징으로 하는

호흡 모니터링 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 호흡 모니터링 시스템에 관한 것으로, 보다 상세하게는, 압전 소재를 이용하여 환자의 호흡을 감지하는 호흡 모니터링 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 최근 진정(Sedation)법을 시행하여 환자의 긴장을 완화시키고 불안과 공포를 최소화시켜 효과적인 치료를 시행하려는 노력이 증가되고 있다. 이러한 진정법은 시행 방법에 따라 경구진정법, 흡입진정법 그리고 정주진정법 등이 있을 수 있고, 진정의 깊이에 따라 일반적으로 의식하 진정, 깊은 진정 등으로 나뉘 수 있다. 그런데, 진

정법에 의해 의식 억제 상태로 유도된 경우, 환자가 임상적 자극을 알아차리지 못하거나 최소한의 반응만 할 수 있기 때문에 독자적으로 기도(trachea)를 확보하는 능력 등 신체 능력이 현저히 떨어질 수 있다. 따라서 안정한 진정법 시행을 위해서는 적극적인 환자감시가 필요하고, 특히 환자의 호흡 상태에 대한 모니터링을 수행하는 것은 수술의 성공을 및 환자의 생명과 직결되는 매우 중요한 부분이라고 할 수 있다.

[0004] 이를 해결하기 위한 호흡저하 모니터링 방법으로는 산소포화도를 이용한 산소화 감시법(Pulse oximetry), 이산화탄소 분압 또는 기관 청진을 이용한 환기의 감시법 및 혈압 또는 심전도(electrocardiogram)를 이용한 순환의 감시법 등을 예로 들 수 있다.

[0005] 그러나, 기존의 호흡 모니터링 방법은 이를 수행하기 위한 장치의 기구적 구조가 복잡하고, 조작이 어려우며, 주변 잡음에 쉽게 영향을 받으며, 가격이 매우 비싸다는 점 등의 문제점을 수반한다. 이에 따라 SNR(Signal to Noise Ratio)이 높으면서도 구조 및 사용법이 간단한 새로운 형태의 호흡 모니터링 장치의 필요성이 대두되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 일 과제는, ECG(심전도)나 EMG(근전도) 등과 같이 환자의 신체로부터 발생하는 전기적 생체 신호에 의한 간섭이 최소화되는 호흡 모니터링 시스템을 제공하는 것이다.

[0008] 다른 일 과제는, 처분형(disposable) 호흡 센싱 디바이스가 인터페이스 디바이스에 설치된 컨트롤러를 이용하는 호흡 모니터링 시스템을 제공하는 것이다.

[0009] 또 다른 일 과제는, 환자의 기도 확보 여부, 수면 무호흡 상태 및 환자의 코골이 상태를 출력하는 호흡 모니터링 시스템을 제공하는 것이다.

[0010] 또 다른 일 과제는, 압전 필름의 전극의 외부 접지가 용이한 구조를 갖는 호흡 모니터링 시스템을 제공하는 것이다.

[0011] 또 다른 일 과제는, 압전 필름이 환자의 신체에 밀착시키기 위한 스트랩(strap) 부재나 어쿠스틱 커플러(acoustic coupler)가 없이도 환자의 신체로부터 압전 필름으로의 진동 전달 경로가 용이하게 형성되는 호흡 모니터링 시스템을 제공하는 것이다.

[0012] 또 다른 일 과제는, 호흡 이외의 환자의 뒤척임 및 기타 요인으로 발생하는 외부 진동 등의 영향을 최소화하는 호흡 모니터링 시스템을 제공하는 것이다.

[0013] 본 발명이 해결하고자 하는 과제가 상술한 과제로 제한되는 것은 아니며, 언급되지 아니한 과제들은 본 명세서 및 첨부된 도면으로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0015] 일 실시예에 따르면, 압전 효과를 이용하여 환자의 호흡으로 인해 발생하는 진동을 감지함으로써 획득한 상기 환자의 호흡 상태에 관한 정보를 출력하는 호흡 모니터링 시스템(Respiratory monitoring system)으로서, 박막 형태의 압전 소재, 상기 압전 소재를 사이에 두고 상기 압전 소재의 상부에 위치하는 상부 전극 및 상기 압전 소재의 하부에 위치하는 하부 전극을 구비하고, 상기 환자의 호흡으로 인해 발생한 진동에 따라 상기 상부 전극 및 상기 하부 전극에 압전 신호를 발생시키는 압전 필름, 상기 하부 전극의 하부에 위치하고, 상기 압전 필름으로의 전기적 연결을 차단하는 절연막을 포함하는 처분형(disposable) 호흡 센싱 디바이스; 및 배터리, 상기 배터리로부터 상기 처분형 호흡 센싱 디바이스로 전원을 공급하는 제1 전원 케이블, 상기 처분형 호흡 센싱 디바이스로부터 상기 압전 신호를 수신하는 제1 통신 케이블, 상기 제1 통신 케이블을 통해 수신되는 상기 압전 신호를 처리하여 호흡 신호를 생성하는 컨트롤러 및 외부 기기로 상기 호흡 신호를 전송하는 통신 모듈을 포함하는 인터페이스 디바이스;를 포함하는 호흡 모니터링 시스템이 제공될 수 있다.

발명의 효과

- [0017] 일 실시예에 의하면, 압전 필름과 환자의 신체 사이에 절연막을 마련함으로써, 환자의 신체로부터 발생하는 전기적 생체 신호의 압전 필름에 대한 간섭을 최소화하여 호흡 신호로부터 노이즈를 제거할 수 있다.
- [0018] 다른 일 실시예에 의하면, 컨트롤러를 인터페이스 디바이스에 위치시킴으로써, 처분형(disposable) 호흡 센싱 디바이스에서는 별도의 컨트롤러를 사용하지 않아 원가를 절감할 수 있다.
- [0019] 또 다른 일 실시예에 의하면, 환자의 호흡 시간 간격, 호흡 횟수를 측정하여 기도 폐쇄 여부 및 수면 무호흡 상태를 판단하고 출력할 수 있다.
- [0020] 또 다른 일 실시예에 의하면, 환자의 호흡 신호의 진폭의 크기를 측정하여 코골이 여부를 판단하고 출력할 수 있다.
- [0021] 또 다른 일 실시예에 의하면, 절연막의 관통공이 압전 필름의 하부 전극과 전도성을 갖는 접착층을 전기적으로 연결함으로써, 하부 전극이 환자의 신체에 접지되어 호흡 신호로부터 노이즈를 제거할 수 있다.
- [0022] 또 다른 일 실시예에 의하면, 압전 필름이 유연성을 가진 겔 상으로 제공됨에 따라 환자의 신체 부위에 밀착하여 부착되는 접착층을 통해 환자의 신체와 연결됨으로써, 환자의 신체 부위에서 발생하는 진동이 압전 필름에 잘 전달될 수 있다.
- [0023] 또 다른 일 실시예에 의하면, 겔 상으로 제공되는 접착층이 환자의 신체 부위에서 발생하는 진동에 대하여 밴드-패스 필터(band-pass filter)의 기능을 수행함으로써, 노이즈를 최소화할 수 있다.
- [0024] 본 발명의 효과가 상술한 효과들로 제한되는 것은 아니며, 언급되지 아니한 효과들은 본 명세서 및 첨부된 도면으로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확히 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0026] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 호흡 모니터링 시스템의 개략도이다.
- 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 호흡 센싱 디바이스의 사용 상태를 도시한 도면이다.
- 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 호흡 모니터링 시스템의 구성에 관한 블록도이다.
- 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 호흡 센싱 디바이스의 사시도이다.
- 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 호흡 센싱 디바이스의 분해 사시도이다.
- 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 호흡 센싱 디바이스의 측단면도이다.
- 도 7는 본 발명의 실시예에 따른 호흡 센싱 디바이스의 분해 측단면도이다.
- 도 8은 본 발명의 실시예에 따른 압전 필름의 상면도이다.
- 도 9는 본 발명의 실시예에 따른 압전 필름의 배면도이다.
- 도 10는 본 발명의 실시예에 따른 압전 필름의 측면도이다.
- 도 11은 본 발명의 실시예에 따른 호흡 센싱 디바이스의 호흡 센싱 동작을 도시한 도면이다.
- 도 12는 본 발명의 실시예에 따른 맥박 산소 측정기의 사용 상태를 도시한 도면이다.
- 도 13은 본 발명의 실시예에 따른 상완용 혈압계의 사용 상태를 도시한 도면이다.
- 도 14는 본 발명의 실시예에 따른 손목용 혈압계의 사용 상태를 도시한 도면이다.
- 도 15는 본 발명의 실시예에 따른 호흡 모니터링 시스템의 다른 개략도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0027] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 구체적인 실시예를 상세하게 설명한다. 다만, 본 발명의 사상은 제시되는 실시예에 제한되지 아니하고, 본 발명의 사상을 이해하는 당업자는 동일한 사상의 범위 내에서 다른 구성요

소를 추가, 변경, 삭제 등을 통하여, 퇴보적인 다른 발명이나 본 발명 사상의 범위 내에 포함되는 다른 실시예를 용이하게 제안할 수 있을 것이나, 이 또한 본원 발명 사상 범위 내에 포함된다고 할 것이다.

[0028] 또한, 각 실시예의 도면에 나타나는 동일한 사상의 범위 내의 기능이 동일한 구성요소는 동일한 참조부호를 사용하여 설명한다.

[0029] 본 명세서에서 본 발명에 관련된 공지의 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에 이에 관한 자세한 설명은 생략하기로 한다.

[0031] 일 실시예에 따르면, 압전 효과를 이용하여 환자의 호흡으로 인해 발생하는 진동을 감지함으로써 획득한 상기 환자의 호흡 상태에 관한 정보를 디스플레이하는 호흡 모니터링 시스템(Respiratory monitoring system)으로서, 박막 형태의 압전 소재, 상기 압전 소재를 사이에 두고 상기 압전 소재의 상부에 위치하는 상부 전극 및 상기 압전 소재의 하부에 위치하는 하부 전극을 구비하고, 상기 환자의 호흡으로 인해 발생한 진동에 따라 상기 상부 전극 및 상기 하부 전극에 압전 신호를 발생시키는 압전 필름, 상기 하부 전극의 하부에 위치하고, 상기 압전 필름으로의 전기적 연결을 차단하는 절연막을 포함하는 처분형(disposable) 호흡 센싱 디바이스; 및 배터리, 상기 배터리로부터 상기 처분형 호흡 센싱 디바이스로 전원을 공급하는 제1 전원 케이블, 상기 처분형 호흡 센싱 디바이스로부터 상기 압전 신호를 수신하는 제1 통신 케이블, 상기 제1 통신 케이블을 통해 수신되는 상기 압전 신호를 처리하여 호흡 신호를 생성하는 컨트롤러 및 외부 기기로 상기 호흡 신호를 전송하는 통신 모듈을 포함하는 인터페이스 디바이스;를 포함하는 호흡 모니터링 시스템이 제공될 수 있다.

[0032] 또, 상기 인터페이스 디바이스로부터 상기 호흡 신호를 수신하고, 상기 호흡 신호에 기초하여 상기 환자의 호흡 상태에 관한 정보를 디스플레이하는 모니터링 디바이스;를 더 포함하는 호흡 모니터링 시스템이 제공될 수 있다.

[0033] 또, 상기 환자의 손가락의 일 지점에 설치되어, 혈액의 산소포화도를 측정하는 맥박 산소 측정기(pulse oximeter);를 더 포함하고, 상기 인터페이스 디바이스는, 일단은 상기 컨트롤러와 전기적으로 연결되고 타단은 상기 맥박 산소 측정기와 전기적으로 연결되어 상기 맥박 산소 측정기로부터 상기 혈액의 산소포화도에 관한 정보를 포함하는 신호를 수신하는 제2 통신 케이블을 포함하는 호흡 모니터링 시스템이 제공될 수 있다.

[0034] 또, 상기 인터페이스 디바이스는 상기 배터리로부터 상기 맥박 산소 측정기로 전원을 공급하는 제2 전원 케이블을 포함하는 호흡 모니터링 시스템이 제공될 수 있다.

[0035] 또, 상기 인터페이스 디바이스는 상기 산소포화도에 관한 정보를 더 고려하여 상기 호흡 신호를 생성하는 호흡 모니터링 시스템이 제공될 수 있다.

[0036] 또, 상기 환자의 상완에 설치되어, 상기 상완의 혈압을 측정하는 상완용 혈압계;를 더 포함하고, 상기 인터페이스 디바이스는 상기 상완용 혈압계와 전기적으로 연결되어, 상기 상완의 혈압에 관한 정보를 포함하는 신호를 수신하는 호흡 모니터링 시스템이 제공될 수 있다.

[0037] 또, 상기 인터페이스 디바이스는 상기 상완용 혈압계에 설치되는 호흡 모니터링 시스템이 제공될 수 있다.

[0038] 또, 상기 환자의 손목에서 코르토코프음을 감지하여, 손목 혈압값에 해당하는 혈압을 측정하고, 상기 손목 혈압값에 해당하는 혈압을 상완 혈압값을 반영하는 신호로 보정하는 손목용 혈압계;를 더 포함하고, 상기 인터페이스 디바이스는 상기 손목용 혈압계와 전기적으로 연결되어, 상기 상완 혈압값을 반영하는 신호를 수신하는 호흡 모니터링 시스템이 제공될 수 있다.

[0039] 또, 상기 통신 모듈은, 블루투스, 직비 및 와이파이 중 적어도 하나를 이용하는 무선 통신 모듈인 호흡 모니터링 시스템이 제공될 수 있다.

[0040] 또, 상기 인터페이스 디바이스는, 상기 압전 신호가 제1 미리 정해진 조건에 해당하는 경우 상기 환자의 기도(trachea)가 확보되지 않은 상태로 처리하고, 상기 압전 신호가 제2 미리 정해진 조건에 해당하는 경우 상기 환자가 수면 무호흡 상태인 것으로 처리하여, 상기 호흡 신호를 전송하되, 상기 제1 미리 정해진 조건은 상기 압전 신호가 상기 인터페이스 디바이스에서 감지된 시간 간격이 제1 미리 정해진 시간 간격을 초과하거나 기준시간 당 상기 압전 신호가 상기 인터페이스 디바이스에서 감지된 횟수가 제1 미리 정해진 횟수 미만이고, 상기 제2 미리 정해진 조건은 상기 압전 신호가 상기 인터페이스 디바이스에서 감지된 시간 간격이 제2 미리 정해진 시간 간격을 초과하거나 기준시간 당 상기 압전 신호가 상기 인터페이스 디바이스에서 감지된 횟수가 제2 미리 정

해진 횟수 미만이고, 상기 제2 미리 정해진 시간 간격은 상기 제1 미리 정해진 시간 간격 보다 크고, 상기 제2 미리 정해진 횟수는 상기 제1 미리 정해진 횟수 보다 많은 것을 특징으로 하는 호흡 모니터링 시스템이 제공될 수 있다.

[0041] 또, 상기 인터페이스 디바이스는, 상기 압전 신호가 제3 미리 정해진 조건에 해당하는 경우 상기 환자가 코골이 상태인 것으로 처리하여, 상기 호흡 신호를 전송하되, 상기 제3 미리 정해진 조건은 상기 압전 신호의 진폭의 크기가 미리 정해진 수치를 초과하는 호흡 모니터링 시스템이 제공될 수 있다.

[0042] 또, 상기 호흡 센싱 디바이스는, 상기 압전 필름의 하부에 상기 하부 전극과 마주보도록 위치하고, 접착성 물질로 제공되어 상기 환자의 신체에 접촉 부착되고, 상기 환자의 호흡으로 인해 발생하는 진동을 상기 압전 필름에 전달하며, 전도성을 땀으로써 그 상면과 하면을 전기적으로 연결할 수 있는 접착층을 포함하고, 상기 절연막은 상기 압전필름과 상기 접착층 간의 전기적 연결을 차단하되, 상기 압전 현상에 따른 전기적 신호의 노이즈를 감소시키기 위하여 상기 하부 전극이 상기 접착층을 통해 상기 환자의 신체에 접지되도록 상기 하부 전극과 상기 접착층을 서로 전기적으로 연결시키는 관통공이 형성되는 것을 특징으로 하는 호흡 모니터링 시스템이 제공될 수 있다.

[0044] 이하에서는 본 명세서의 실시예에 따른 호흡 모니터링 시스템(100)에 관하여 설명하기로 한다.

[0045] 호흡 모니터링 시스템(100)은 환자의 신체 일 부분에 부착된 호흡 센싱 디바이스(1000)를 통해 상기 환자의 호흡에 따른 진동을 측정하고, 상기 측정한 진동을 분석함으로써 상기 환자의 호흡 상태를 진단하는 시스템이다.

[0047] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 호흡 모니터링 시스템(100)의 개략도이다.

[0048] 도 1을 참조하면, 호흡 모니터링 시스템(100)은 호흡 센싱 디바이스(1000), 인터페이스 디바이스(2000) 및 모니터링 디바이스(3000)를 포함할 수 있다.

[0050] 호흡 센싱 디바이스(1000)는, 기도 등의 환자(1)의 신체 일부에 부착되어 환자(1)의 호흡으로 인한 진동을 감지할 수 있다.

[0051] 호흡 센싱 디바이스(1000)가 부착되는 부착 부위(2)는 호흡이 반복될 때 움직임이 발생하는 곳일 수 있다. 예를 들면, 호흡 시 폐 및 복강의 부피 변화를 반영하는 흉곽, 정맥을 통해 맥박을 감지할 수 있는 손목, 그 내부에 심장이 위치하는 흉곽의 일 영역 또는 인종 등일 수 있다. 호흡 센싱 디바이스(1000)는 바람직하게는 도 1에서 도시된 바와 같이 목 부위에 부착될 수 있다. 이때 호흡 센싱 디바이스(1000)는 보다 바람직하게는 목 부위 중 환자(1)의 호흡에 따른 움직임이 비교적 큰 기도에 부착될 수 있다. 물론, 호흡 센싱 디바이스(1000)의 부착 부위가 위에 상술한 예시로 한정되는 것은 아님을 미리 밝혀둔다.

[0053] 호흡 센싱 디바이스(1000)는 호흡으로 인한 진동 발생 시, 압전 효과에 따라 전기적 신호인 압전 신호를 발생시킬 수 있다. 호흡 센싱 디바이스(1000)는 상기 전기적 신호를 인터페이스 디바이스(2000)로 전송할 수 있다. 인터페이스 디바이스(2000)는 압전 효과에 따라 발생된 신호를 가공하여 호흡 신호를 생성할 수 있다. 이 경우에, 인터페이스 디바이스(2000)는 호흡 신호를 모니터링 디바이스(3000)으로 전송할 수 있다.

[0054] 인터페이스 디바이스(2000)는, 호흡 센싱 디바이스(1000)로부터 전기적 신호인 압전 신호를 수신하고, 상기 압전 신호를 처리하여 호흡 신호를 생성할 수 있다. 이 경우에, 인터페이스 디바이스(2000)는 통신 모듈을 이용하여 상기 호흡 신호를 모니터링 디바이스(3000)로 전송할 수 있다.

[0056] 호흡 센싱 디바이스(1000) 및 인터페이스 디바이스(2000)에 관한 설명은 이후 더 후술하기로 한다.

[0058] 모니터링 디바이스(3000)는, 인터페이스 디바이스(2000)로부터 호흡 신호를 수신하고, 이를 이용해 환자(1)의 호흡 상태를 모니터링할 수 있다.

- [0059] 구체적으로 호흡 모니터링 디바이스(3000)는 전기적 신호로부터 호흡 상태를 파악하기 위한 각종 알고리즘을 수행하거나 상기 알고리즘을 수행하기 위해 상기 호흡 신호에 대한 노이즈 제거를 비롯한 각종 전처리 작업을 수행할 수 있다. 상술한 과정에 따라 획득된 분석 결과에 의해 호흡 모니터링 디바이스(3000)는 환자(1)의 호흡 상태를 파악하여 이를 모니터링할 수 있다.
- [0060] 호흡 모니터링 디바이스(3000)가 호흡 센싱 디바이스(1000)로부터 수신하는 호흡 신호에는 환자(1)의 호흡과 무관하게 발생하는 각종 진동으로 인한 성분이 포함될 수 있다. 이러한 성분에는 예를 들어, 의도치 않게 환자(1)의 기도를 터치하는 내시경 및 수술 기구에 의해 발생한 진동이 있을 수 있다. 또는 노이즈는 환자(1)가 침을 삼킬 때 발생하는 진동일 수 있다. 또는 노이즈는 환자(1)의 갑작스런 움직임에 의해 발생하는 진동일 수 있다.
- [0061] 호흡 모니터링 디바이스(3000)의 전처리 작업의 일 예를 들면, 상술한 호흡과 무관한 진동으로 인한 성분을 전기적 신호로부터 제거하는 노이즈 필터링 작업이 있을 수 있다.
- [0062] 호흡 모니터링 디바이스(3000)가 획득하는 호흡 상태에 관한 정보는 예를 들면, 무호흡 상태, 코골이 상태, 호기 유속, 1회 호흡량 등 호흡과 관련된 특징일 수 있다. 나아가, 호흡 모니터링 디바이스(3000)는 환자(1)의 건강 상태를 진단할 수도 있다. 예를 들면, 호흡 관련 특징 중 무호흡 시간이 일정 시간 이상 지속(apnea)되거나, 호흡이 저하(hypopnea)되거나 또는 상부 기도 저항 증후군(UARS: Upper Airway Resistance Syndrome) 상태에 진입하는 등의 이상 징후 또는 질병을 진단할 수 있다.
- [0063] 호흡 모니터링 디바이스(3000)는 환자(1)의 호흡 상태에 관한 정보를 실시간 또는 일정 조건 하에 사용자에게 출력할 수 있다. 일 예로 호흡 모니터링 디바이스(3000)는 디스플레이나 스피커와 같은 시청각 정보 출력 수단을 구비하고, 이를 통해 호흡 신호를 시각적으로 디스플레이하거나, 또는 청각적으로 스피커를 통해서 사용자에게 호흡 상태 관련 정보를 제공할 수 있다.
- [0064] 또 호흡 모니터링 디바이스(3000)는 환자(1)의 호흡 상태를 통해 환자(1)의 건강 상태에 이상이 발생하는 것을 감지하고, 이에 관한 알람을 출력할 수 있다. 일 예로 호흡 모니터링 디바이스(3000)는 호흡 이상 상태나 무호흡 상태가 계속되는 경우, 디스플레이나 스피커 등을 통해 사용자에게 경보를 제공할 수 있다.
- [0065] 호흡 모니터링 디바이스(3000)는 상술한 기능들을 수행하기 위한 정보 연산 장치일 수 있다. 호흡 모니터링 디바이스(3000)는 하드웨어나 소프트웨어 또는 이들의 조합에 따라 컴퓨터 또는 이와 유사한 장치로 구현될 수 있다. 호흡 모니터링 디바이스(3000)는 하드웨어적으로는 데이터를 저장 및 처리하는 정보 처리 장치일 수 있고, 소프트웨어적으로는 회로를 구동시키는 프로그램이나 코드 형태로 제공될 수 있다.
- [0066] 호흡 모니터링 디바이스(3000)는 하나 이상의 호흡 센싱 디바이스(1000) 또는 기타 센싱 디바이스(도 15내지 도 17)와 유선 또는 무선(미도시)으로 연결될 수 있다. 예를 들면, 각 호흡 센싱 디바이스(1000)는 동일한 환자(1)의 상이한 신체 일부분에 부착될 수 있고, 또한 다른 외부 기기는 산소 포화도를 측정하는 맥박 산소 측정기(Pluse oximeter)일 수 있다. 호흡 모니터링 디바이스(3000)는 호흡 센싱 디바이스(1000) 또는 기타 센싱 디바이스에서 수신된 정보를 독립적으로 처리하거나 또는 상호 연관지어서 관련 연산을 수행할 수도 있다.
- [0068] 이하에서는 본 명세서의 실시예에 따른 호흡 센싱 디바이스(1000)에 관하여 보다 구체적으로 설명하기로 한다.
- [0069] 도 2는 본 발명의 실시예에 따른 호흡 센싱 디바이스(1000)의 사용 상태를 도시한 도면이다.
- [0070] 호흡 센싱 디바이스(1000)는 호흡에 의해 진동을 발생시키는 환자(1)의 신체 부위에 부착될 수 있다. 이하에서는 호흡 센싱 디바이스(1000)가 부착되는 환자(1)의 신체 부위를 '부착 부위'(2)라고 지칭하기로 한다.
- [0071] 도 2를 참조하면, 부착 부위(2)는 울대뼈일 수 있다. 울대뼈는, 하기도의 일 구성으로서 호흡 시 들숨과 날숨이 지나감에 따라 미세한 진동이 발생하는 영역이다. 따라서 호흡 센싱 디바이스(1000)는 울대뼈에 부착됨으로써 호흡 시 발생하는 진동 및 움직임을 측정할 수 있다. 다만, 도 2에서는 부착 부위(2)가 울대뼈 부위인 것으로 도시하고 있으나, 본 발명에서 부착 부위(2)가 울대뼈로 한정되는 것은 아님을 미리 밝혀둔다.
- [0072] 호흡 센싱 디바이스(1000)는 다양한 형상을 가질 수 있다. 예를 들어 도 2에 도시된 바와 같이, 호흡 센싱 디바이스(1000)는 전체적으로 직사각형의 형상을 가질 수 있다.
- [0073] 호흡 센싱 디바이스(1000)는 울대뼈의 형상을 고려하여 호흡에 따른 움직임을 가장 효과적으로 측정할 수 있는 형태로 부착될 수 있다. 예를 들면, 호흡 센싱 디바이스(1000)는 직사각형의 긴 변이 수평 방향을 향하도록 울

대빠에 위치할 수 있다. 호홉 센싱 디바이스(1000)는 그 긴 변이 울대빠의 둘레를 따라서 감싸도록 부착될 수 있다. 이 때 호홉 센싱 디바이스(1000)의 긴 변의 정 중앙에 울대빠가 위치할 수도 있고, 또는 호홉 센싱 디바이스(1000)의 일 측으로 치우친 부분에 울대빠가 위치할 수도 있다.

[0074] 호홉 센싱 디바이스(1000)의 일 측에서는 진동에 의해 발생된 전기적 신호를 인터페이스 디바이스(2000)로 전송하기 위한 케이블이 연장될 수 있다. 이 때 케이블은 노이즈를 발생시키지 않도록 울대빠를 가로지르지 않고 울대빠의 반대 방향으로 연장될 수 있다.

[0075] 케이블에 대하여는 도3에서 더욱 자세히 설명한다.

[0077] 이하에서는, 본 명세서의 실시예에 따른 호홉 모니터링 시스템(100)의 구성에 관하여 설명한다.

[0078] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 호홉 모니터링 시스템(100)의 구성에 관한 블록도이다.

[0079] 도 3을 참조하면, 호홉 센싱 디바이스(1000)는 케이스(1200), 센싱 모듈(1400) 및 커버(1600)를 포함할 수 있다.

[0081] 호홉 센싱 디바이스(1000)는 케이스(1200)에 의해 외관이 형성되며, 그 내부 내지 아래에 진동을 센싱하는 센싱 모듈(1400)을 구비하고, 커버(1600)를 포함할 수 있다. 이 경우에, 커버(1600)는 접착성 물질을 가릴 수 있다.

[0082] 케이스(1200)는, 호홉 센싱 디바이스(1000)의 외관을 형성하는 구성이다.

[0083] 케이스(1200)는 외부 충격이나 오염 등으로부터 호홉 센싱 디바이스(1000)의 타 구성 요소들을 보호할 수 있다. 케이스(1200)는 호홉 센싱 디바이스(1000)가 수용되는 공간을 제공할 수 있다. 예를 들면, 박막 형상으로 제공되어서 센싱 모듈(1400)을 위에서 덮을 수 있다.

[0084] 케이스(1200)는 부착되는 신체 부위의 형태에 맞게 그 형상이 변형될 수 있도록 플렉서블한 재질로 구성될 수 있다. 예를 들면, 케이스(1200)는 고무의 일 종류로 구성될 수 있다.

[0085] 케이스(1200)는 부전도체로 이루어질 수 있다. 케이스(1200)는 호홉 센싱 디바이스(1000) 내 전기 신호가 데이터 전송의 목적 외에는 외부로 누출되지 않도록 호홉 센싱 디바이스(1000) 내 타 구성요소를 절연시킬 수 있다.

[0086] 또한 케이스(1200)는 케이스(1200)에 진동을 센싱하는 센싱 모듈(1400)이 배치되는 반대측으로부터 발생하는 외부 진동이 센싱 모듈(1400)에 전달되는 것을 방지하는 역할을 할 수도 있다. 호홉 센싱 디바이스(1200)가 사용되는 수술실 등과 같은 환경에서는 수술이나 기타 원인으로 인하여 호홉과는 무관한 오디오 신호가 발생할 수 있다. 예를 들어, 케이스(1200)는 외부 오디오 신호를 저감하는 고무 등의 재질로 제공될 수 있다. 이에 따라 상기 외부 오디오 신호가 센싱 모듈(1400)로 전달되는 것이 차단됨으로써, 센싱 모듈(1400)로부터 노이즈가 제거 또는 감소될 수 있다.

[0087] 나아가 케이스(1200)는 센싱 모듈(1400)에서 감지되는 호홉으로 인한 진동을 증폭시킬 수도 있다. 호홉으로 인한 진동은 주로 200~1,000Hz 대역의 주파수를 가지는데, 케이스(1200)는 해당 주파수 대역에 대한 공진 주파수를 가지는 재질로 마련되어 센싱 모듈(1400)에서 감지되는 진동을 증폭시키는 역할을 할 수도 있다.

[0089] 센싱 모듈(1400)은, 부착 부위(2)의 진동에 따라 전기적 신호를 발생시키는 구성이다. 센싱 모듈(1400)은 부착 부위(2)에 접촉될 수 있고, 부착 부위(2)에서 발생된 진동이 내부로 전달되면, 압전 효과를 이용해서 전기적 신호인 압전 신호를 발생시킬 수 있다.

[0090] 센싱 모듈(1400)은 절연막(1440) 및 압전 필름(1460)을 포함할 수 있다. 또한, 센싱 모듈(1400)은 도3에는 도시되어 있지 않지만 접착층(1420)을 더 포함할 수 있다.

[0091] 접착층(1420)은 부착 부위(2)에 호홉 센싱 디바이스(1000)가 부착될 수 있도록 접착력을 제공할 수 있다. 또한 접착층(1420)은 전도성을 띠으로써 압전 필름(1460)을 신체에 접지시키기 위한 전기적 통로로 기능할 수도 있다.

[0092] 절연막(1440)은 압전 필름(1460)과 접착층(1420)을 전기적으로 절연시킴으로써 환자(1)의 신체에서 발생하는 심전도(ECG: ElectroCardioGram) 신호 및 근전도(EMG: ElectroMyoGraphy) 신호 등으로 인한 외부 영향을 차단 내

지 감소시킬 수 있다.

- [0093] 압전 필름(1460)은 접착층(1420) 및 절연막(1440)을 통해 전달된 진동에 대응하여 전기적 신호를 발생시킬 수 있다.
- [0095] 구체적으로, 접착층(1420)은 접착성 물질을 포함할 수 있다. 접착성 물질은 진동 측정 시에는 호흡 센싱 디바이스(1000)가 부착 부위(2)의 표면과 간극 없이 밀착될 수 있는 접촉력을 제공하되, 진동 측정 후에는 외력에 의해 호흡 센싱 디바이스(1000)가 쉽게 분리될 수 있는 정도의 접촉력을 제공할 수 있다. 접착성 물질은 접착층(1420)의 전체 면적에 도포될 수도 있고, 또는 접착층(1420) 일부에만 도포될 수도 있다.
- [0096] 접착층(1420)은 부착 부위(2) 표면의 굴곡 및 형태에 따라서 그 형상이 유연하게 변형될 수 있도록, 접착층(1420)은 유연한 재질로 구성될 수 있다. 이로써 접착층(1420)이 신체에 접촉하는 표면적이 증가할 수 있다. 이에 따라 접착층(1420)과 신체 간의 접촉력이 증가할 수 있다. 또한 이에 따라 부착 부위(2)에서 전달되는 진동이 효과적으로 접착층(1420)으로 전달될 수 있다.
- [0097] 또한, 접착층(1420)은 부착 부위(2)의 진동을 절연막(1440)을 통해 압전 필름(1460)까지 전달하는 기능을 한다. 이때 접착층(1420)이 상층의 레이어로 전달하는 진동은 선택적일 수 있다. 예를 들면, 접착층(1420)은 호흡으로 인한 진동의 주파수를 갖는 파는 투과를 허용하되, 이외의 주파수를 갖는 파는 차단할 수 있다. 즉, 접착층(1420)은 부착 부위(2)에서 전달되는 진동에 대한 일종의 밴드패스 필터(band-pass filter)로서 기능할 수 있다. 이로써, 접착층(1420)에 의해 센싱 감도가 향상될 수 있다. 이에 대해서는 후에 더 자세히 설명한다.
- [0098] 접착층(1420)은 인체에 무해한 재질로 구성될 수 있다. 특히 접착성 물질은 인체에 분리 후 일부분이 인체에 남을 수도 있는 만큼 인체에 무해한 재질로 구성되는 것이 중요할 수 있다.
- [0100] 구체적으로 절연막(1440)은 절연 물질로 구성되어서 압전 필름(1460)을 절연시킬 수 있다. 특히, 절연막(1440)은 압전 필름(1460)과 접착층(1420)의 접촉을 방지함으로써 압전 필름(1460)을 절연시킬 수 있다. 절연막(1440)에 의해 신체로부터 발산되는 전자기파가 압전 필름에 도달하는 것이 차단됨으로써 전자기파에 의한 영향이 최소화될 수 있다. 이에 대해서는 더 후술하기로 한다.
- [0101] 또한, 절연막(1440)은 접착층(1420)을 통해 전달된 진동을 압전 필름(1460)으로 재전달할 수 있다.
- [0102] 또한, 절연막(1440)은 부착 부위(2)의 굴곡에 맞게 유연하게 그 형상이 변형될 수 있다. 이러한 형상의 변형은 접착층(1420)으로부터 전달된 진동을 압전 필름(1460)으로 재전달하는 데 도움을 줄 수 있다.
- [0103] 한편, 절연막(1440)의 일 영역에서는 압전 필름(1460)이 접착층(1420)을 통해 신체에 접지될 수 있다. 압전 필름(1460)은 전기 용량이 큰 신체와 접지됨으로써 기준 전위를 설정하는 것이 용이해지고, 신호의 노이즈를 감소시킬 수 있다.
- [0105] 또한, 구체적으로 압전 필름(1460)은 상부 전극(1480a), 압전 소재(1470) 및 하부 전극(1480b)을 포함할 수 있다. 상부 전극(1480a), 압전 소재(1470) 및 하부 전극(1480b)은 박막 형태로 제공될 수 있고, 서로 주면을 마주보면서 포개짐으로 인해 축전기(Capacitor)와 유사한 역할을 할 수 있다. 압전 소재(1470)는 압전 효과에 의해 외력에 대응하여 상부 전극(1480a) 및 하부 전극(1480b)에 전위차를 발생시킬 수 있다. 상부 및 하부 전극(1480b)에는 전위차에 따라 전기적 신호가 발생할 수 있다.
- [0106] 압전 효과(Piezoelectric effect)는 압전 결정에 압력 또는 비틀림 힘이 작용함으로써 결정의 상대하는 두 면 사이에 전압이 발생하는 현상을 말한다. 또는 이에 대한 역 현상으로서, 두 면 사이에 전압을 부여함으로써 그 전압의 주파수에서 변화하는 일그러짐이 발생하는 현상을 가리킨다. 압전 효과의 성질은 고체 안에서 전기 쌍극자 모멘트가 발생하는 것과 깊은 연관이 있다. 기계적인 힘이 가해졌을 때 편극이 변화하는 것은, 외부 응력의 영향으로 분자 배열 방향이 변화하여 쌍극자 모멘트의 방향이 바뀔에 따라 발생하는 것이기 때문이다. 이러한 압전 효과를 나타내는 물질로는, 자연적으로 존재하는 석영, 베르리나이트(Berlinite), 자당, 황옥 및 전기석 등이 있고, 인공 압전 물질로는 인산화 갈륨, 랑가사이트(Langasite) 또는 PZT 및 산화 아연 등을 비롯한 페로브스카이트(Perovskite)구조와 텅스텐-브론즈(Tungsten-bronze)구조를 한 세라믹스 등이 있다. 그 중 대표적으로 널리 사용되고 압전 효과가 우수한 물질은 폴리플루오린화비닐리덴(Polyvinylidene fluoride, PVDF)으로서,

석영보다 몇 배나 큰 압전 효과를 일으킬 수 있다.

- [0107] 압전 소재(1470)는 상술한 압전 물질 중에서 선택되는 물질일 수 있다.
- [0109] 커버(1600)는, 접착층(1420)을 덮는 구성이다. 커버(1600)는 호흡 센싱 디바이스(1000)가 부착 부위(2)에 부착되기 이전에는 접착층(1420)이 외부 물질에 노출되는 것을 방지함으로써 접착력을 양질로 유지시킬 수 있다. 커버(1600)는 호흡 센싱 디바이스(1000)가 부착되기 직전에 제거됨으로써 접착층(1420)을 외부로 노출시키고, 접착층(1420)이 피부에 접촉 부착되도록 한다. 커버(1600)는 적은 정도의 외력에는 벗겨지지 않도록 접착층(1420)과 일정 수준의 접착력을 가질 수 있다. 그러나 한편으로는 일정 크기 이상의 외력에 쉽게 벗겨질 수 있도록 일정 수준 이하의 접착력으로 접착층(1420)과 접해 있어야 하며, 벗겨질 때 파손되지 않도록 일정한 장력 및 전단력을 견딜 수 있는 재질로 구성될 수 있다.
- [0111] 인터페이스 디바이스(2000)는 센싱 모듈(1400)로부터 수신한 압전 신호를 처리하여 호흡 신호를 생성할 수 있다.
- [0112] 구체적으로 인터페이스 디바이스(2000)는 전기적 신호로부터 호흡 상태를 파악하기 위한 각종 알고리즘을 수행하거나 상기 알고리즘을 수행하기 위해 상기 전기적 신호에 대한 노이즈 제거를 비롯한 각종 전처리 작업을 수행할 수 있다. 상술한 과정에 따라 획득된 분석 결과에 의해 인터페이스 디바이스(120)는 환자(1)의 호흡 상태를 파악하여 호흡 신호를 생성할 수 있다.
- [0113] 인터페이스 디바이스(2000)가 호흡 센싱 디바이스(1000)로부터 수신하는 전기적 신호인 압전 신호에는 환자(1)의 호흡과 무관하게 발생하는 각종 진동으로 인한 성분이 포함될 수 있다. 이러한 성분에는 예를 들어, 의도치 않게 환자(1)의 기도를 터치하는 내시경 및 수술 기구에 의해 발생한 진동이 있을 수 있다. 또는 노이즈는 환자(1)가 침을 삼킬 때 발생하는 진동일 수 있다. 또는 노이즈는 환자(1)의 갑작스런 움직임에 의해 발생하는 진동일 수 있다.
- [0114] 인터페이스 디바이스(2000)의 전처리 작업의 일 예를 들면, 상술한 호흡과 무관한 진동으로 인한 성분을 전기적 신호로부터 제거하는 노이즈 필터링 작업이 있을 수 있다.
- [0115] 인터페이스 디바이스(2000)가 획득하는 호흡 상태에 관한 정보는 예를 들면, 무호흡 상태, 코골이 상태, 호기 유속, 1회 호흡량 등 호흡과 관련된 특징일 수 있다. 나아가, 인터페이스 디바이스(2000)는 환자(1)의 건강 상태를 진단할 수도 있다. 예를 들면, 호흡 관련 특징 중 무호흡 시간이 일정 시간 이상 지속(apnea)되거나, 호흡이 저하(hypopnea)되거나 또는 상부 기도 저항 증후군(UARS: Upper Airway Resistance Syndrome) 상태에 진입하는 등의 이상 징후 또는 질병을 진단할 수 있다.
- [0116] 또 인터페이스 디바이스(2000)는 환자(1)의 호흡 상태를 통해 환자(1)의 건강 상태에 이상이 발생하는 것을 감지하고, 이에 관한 호흡 신호를 호흡 모니터링 디바이스(3000)에 전송할 수 있다. 일 예로 인터페이스 디바이스(2000)는 호흡 이상 상태나 무호흡 상태가 계속되는 경우, 호흡 모니터링 디바이스(3000)에 호흡 이상 상태나 무호흡 상태에 해당한다는 정보를 포함하는 신호를 전송할 수 있다.
- [0117] 보다 구체적으로는, 압전 신호가 인터페이스 디바이스(2000)에서 감지된 시간 간격이 제1 미리 정해진 시간 간격(time interval)을 초과하거나 기준시간 당 압전 신호가 인터페이스 디바이스(2000)에서 감지된 횟수가 제1 미리 정해진 횟수 미만인 경우, 인터페이스 디바이스(2000)는 환자(1)의 기도가 확보되지 않았다고 판단하고, 이에 대한 정보를 포함하는 신호를 호흡 모니터링 디바이스(3000)에 전송할 수 있다. 이 경우, 제1 미리 정해진 시간 간격 및 제1 미리 정해진 횟수는 환자(1)의 상태와 환자(1)에게 행해지는 진정(Sedation)법에 따라 상이하게 변경될 수 있다.
- [0118] 또한, 압전 신호가 인터페이스 디바이스(2000)에서 감지된 시간 간격이 제2 미리 정해진 시간 간격을 초과하거나 기준시간 당 압전 신호가 인터페이스 디바이스(2000)에서 감지된 횟수가 제2 미리 정해진 횟수 미만인 경우, 인터페이스 디바이스(2000)는 환자(1)가 수면 무호흡 상태라고 판단하고, 이에 대한 정보를 포함하는 신호를 호흡 모니터링 디바이스(3000)에 전송할 수 있다. 이 경우, 제2 미리 정해진 시간 간격 및 제2 미리 정해진 횟수는 환자(1)의 나이, 병력, 성별, 체중 및 환자(1)에게 행해지는 진정(Sedation)법에 따라 상이하게 변경될 수 있다. 물론, 나열한 상기 조건 외에도 다양한 조건이 추가될 수 있다. 단, 상기 제2 미리 정해진 시간 간격은

상기 제1 미리 정해진 시간 간격 보다 클 수 있다.

- [0119] 또한, 인터페이스 디바이스(2000)는 압전 신호가 제3 미리 정해진 조건에 해당하는 경우, 환자(1)가 코골이 상태인 정보를 포함하는 호흡 신호를 호흡 모니터링 디바이스(3000)에 전송할 수 있다. 이 경우, 제3 미리 정해진 조건은 압전 신호의 진폭의 크기가 미리 정해진 수치를 초과하는 경우이며, 미리 정해진 수치는 환자(1)의 나이, 병력, 성별 및 체중 중 적어도 하나에 의하여 상이하게 변경될 수 있다. 물론, 나열한 상기 조건 외에도 다양한 조건이 추가될 수 있다.
- [0120] 인터페이스 디바이스(2000)는 상술한 기능들을 수행하기 위한 정보 연산 장치일 수 있다. 인터페이스 디바이스(2000)는 하드웨어나 소프트웨어 또는 이들의 조합에 따라 컴퓨터 또는 이와 유사한 장치로 구현될 수 있다. 인터페이스 디바이스(2000)는 하드웨어적으로는 데이터를 저장 및 처리하는 정보 처리 장치일 수 있고, 소프트웨어적으로는 회로를 구동시키는 프로그램이나 코드 형태로 제공될 수 있다.
- [0121] 인터페이스 디바이스(2000)는 하나 이상의 호흡 센싱 디바이스(1000) 또는 기타 센싱 디바이스(미도시)와 유선 또는 무선으로 연결될 수 있다. 예를 들면, 각 호흡 센싱 디바이스(1000)는 동일한 환자(1)의 상이한 신체 일부에 부착될 수 있고, 또한 다른 외부 기기는 산소 포화도를 측정하는 맥박 산소 측정기(1700)일 수 있다. 호흡 센싱 디바이스(1000)는 다른 호흡 센싱 디바이스(1000) 또는 외부 디바이스에서 수신된 정보를 독립적으로 처리하거나 또는 상호 연관지어서 관련 연산을 수행할 수도 있다.
- [0122] 또한, 인터페이스 디바이스(2000)는 하나 이상의 혈압 측정 장치와 연결될 수 있다. 예를 들면, 상완용 혈압계(1800) 및 손목용 혈압계(1900) 중 적어도 하나는 호흡 센싱 디바이스가 부착된 환자의 신체 일부분에 부착될 수 있다. 이 경우, 인터페이스 디바이스(2000)는 호흡 센싱 디바이스에서 수신된 호흡 정보와 혈압 측정 장치에서 수신된 혈압 정보를 독립적으로 처리하거나 또는 상호 연관지어서 관련 연산을 수행할 수 있다.
- [0123] 인터페이스 디바이스(2000)는 하나 이상의 호흡 모니터링 디바이스(3000)와 유선 또는 무선으로 연결될 수 있다. 인터페이스 디바이스(2000)는 호흡 모니터링 디바이스(3000)에 환자(1)의 호흡 신호를 전송할 수 있다.
- [0124] 인터페이스 디바이스(2000)가 호흡 모니터링 디바이스(3000)와 무선으로 연결되는 경우, 인터페이스 디바이스(2000)는 블루투스, 직비 및 와이파이 중 적어도 하나를 이용하여 호흡 모니터링 디바이스(3000)에 호흡 신호를 전송할 수 있다. 물론, 상기 통신 방법으로 제한되는 것은 아니고, 호흡 신호를 무선으로 보낼 수 있는 방법이라면 제한 없이 사용 가능하다.
- [0126] 인터페이스 디바이스(2000)는 배터리(2100), 컨트롤러(2200), 제1 전원 케이블(2120), 제1 통신 케이블(2220) 및 통신 모듈(2300)을 포함할 수 있다.
- [0128] 컨트롤러(2200)는, 전기 신호를 수신하고, 처리하는 구성이다.
- [0129] 컨트롤러(2200)는 센싱 모듈(1400)으로부터 전기적 신호인 압전 신호를 수신할 수 있다. 이 경우, 압전 신호는 제1 통신 케이블(2220)을 통하여 센싱 모듈(1400)로부터 컨트롤러(2200)에 전송될 수 있다. 제1 통신 케이블(2220)의 일단은 압전 필름(1460)과 연결되고, 타단은 컨트롤러(2200)와 연결될 수 있다. 제1 통신 케이블(2220)이 압전 필름(1460)과 연결되는 위치는 도 8 내지 도 10 에서 보다 자세히 설명한다.
- [0130] 제1 통신 케이블(2200)으로 연결됨으로써, 컨트롤러(2200)가 압전 필름(1460)과 물리적으로 이격된다. 이 경우에, 컨트롤러(2200)에 의하여 압전 필름(1460)에 발생하는 노이즈가 감소될 수 있다. 즉, 컨트롤러(2200)에 의한 전기적 영향이 양 전극(1480a, 1480b) 간의 정전 용량을 교란시키지 않을 수 있다. 예를 들면, 컨트롤러(2200)와 압전 필름(1460)이 오버랩되는 경우, 컨트롤러(2200)의 질량 및 부피로 인하여 압전 필름(1460)의 진동 센싱 감도에 영향을 미칠 수 있는 노이즈가 초래될 수 있다. 또는, 컨트롤러(2200)은 회로 기관의 일반적 특성상 경성의 재질이 될 수 있는데, 이때 경성의 컨트롤러(2200)와 연성의 압전 필름(1460)이 각각 진동에 따라 반응하는 정도가 다를 수 있고, 이로 인하여 진동 시 컨트롤러(2200) 및 압전 필름(1460) 사이에 간극이 발생할 수 있다. 이는 노이즈의 원인이 될 수 있다. 따라서, 컨트롤러(2200)과 압전 필름(1460)이 제1 통신 케이블(2220)을 이용하여 이격된 거리에서 연결됨으로써, 상술한 잠재적 노이즈 원인들은 감소 또는 제거될 수 있다.
- [0131] 컨트롤러(2200)는 회로 기관을 포함할 수 있다.
- [0132] 회로 기관은 신호를 수신하고, 처리하는 구성이다. 회로 기관에는 신호 처리에 필요한 각종 전자 장치들이 배치

될 수 있다. 회로 기판은 신체 굴곡에 따라 휘어지는 유연한 재질일 수도 있고, 일반적 경성의 PCB(Printed Circuit Board)일 수도 있다. 물론, 회로 기판로 유연성 인쇄 회로 기판(FPCB: Flexible Printed Circuit Board)를 이용하는 것도 가능하다.

- [0133] 콘트롤러(2200)는 수신한 전기 신호를 처리하는데 필요한 동작을 수행할 수 있다. 예를 들면, 콘트롤러(2200)는 수신한 전기적 신호에 대하여 노이즈 제거를 위한 처리를 수행할 수 있고, 이를 위한 노이즈 제거 회로를 포함할 수 있다.
- [0134] 또는 콘트롤러(2200)은 센싱 모듈(1400)의 출력에 대한 임피던스 매칭을 수행할 수 있고, 이를 위한 FET 회로를 포함할 수 있다.
- [0135] 또는 콘트롤러(2200)는 전기 신호를 증폭하는 동작을 수행할 수 있다.
- [0136] 콘트롤러(2200)은 이후 가공된 전기 신호를 호홉 모니터링 디바이스(3000)에게 전송할 수 있다.
- [0137] 배터리(2100)는 콘트롤러(2200)의 동작에 필요한 전원을 공급할 수 있다. 이 경우, 배터리(2100)는 제1 전원 케이블(2120)을 통하여 센싱 모듈(1400)의 동작에 필요한 전원을 공급할 수 있다. 제1 전원 케이블(2120)은 일단은 배터리와 연결되고, 타단은 압전 필름(1460)과 연결될 수 있다. 제1 전원 케이블(2120)이 압전 필름(1460)과 연결되는 위치는 도 8 내지 도 10 에서 보다 자세히 설명한다.
- [0138] 제1 전원 케이블(2120)과 제1 통신 케이블(2220)은 별도의 독립된 케이블로 제공될 수 있다. 또한, 제1 전원 케이블(2120)과 제2 전원 케이블(2220)은 케이블 어셈블리구조로 설계되어, 별도의 전선을 가지지만 하나의 선으로 제공될 수도 있다.
- [0139] 통신 모듈(2300)은 외부 기기로 호홉 신호를 전송할 수 있다. 이 경우에, 통신 모듈(2300)은 호홉 모니터링 디바이스(3000)로 호홉 신호를 전송할 수 있다. 통신 모듈(2300)은 케이블을 통해 유선 상으로 호홉 모니터링 디바이스(3000)에 호홉 신호를 전송할 수 있다. 또한, 통신 모듈(2300)은 블루투스, 직비 및 와이파이 중 적어도 하나의 통신 수단을 이용하여 호홉 모니터링 디바이스(3000)에 호홉 신호를 무선으로 전송할 수 있다.
- [0141] 이하에서는 본 발명의 실시예에 따른 호홉 센싱 디바이스(1000)의 구조 및 각 구성에 관하여 도 4 내지 도 7을 참조하여 설명한다.
- [0142] 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 호홉 센싱 디바이스(1000)의 사시도이고, 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 호홉 센싱 디바이스(1000)의 분해 사시도이고, 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 호홉 센싱 디바이스(1000)의 측면도이고, 도 7는 본 발명의 실시예에 따른 호홉 센싱 디바이스(1000)의 분해 측면도이다.
- [0144] 호홉 센싱 디바이스(1000)는 그 외관을 바라볼 때, 호홉 센싱 디바이스(1000)는 대체로 두께가 얇은 평판 형태일 수 있다.
- [0145] 호홉 센싱 디바이스(1000)는 위에서 내려다 보았을 때 사각형 형태로 제작될 수 있다. 구체적으로, 호홉 센싱 디바이스(1000)는 부착 부위(2)를 감쌀 수 있도록 일단이 더 긴 직사각형 형태일 수 있다.
- [0146] 호홉 센싱 디바이스(1000)의 일 측에서는 케이블이 연결될 수 있다. 호홉 센싱 디바이스(1000) 상부의 일 영역은 케이블 돌출로 인하여 위쪽 방향으로 돌출된 형상일 수 있다. 도 4 내지 도 7에서는, 제1 전원 케이블(2120) 및 제1 통신 케이블(2220)을 각각 나누어 표현하였지만, 제1 전원 케이블(2120) 및 제1 통신 케이블(2220)은 케이블 어셈블리 형태로 설계되어, 하나의 선으로 제공될 수도 있다.
- [0148] 호홉 센싱 디바이스(1000)는 커버(1600), 절연막(1440), 압전 필름(1460) 및 케이스(1200)가 최하층부터 최상층까지 순서대로 적층된 구조일 수 있다.
- [0149] 즉, 호홉 센싱 디바이스(1000)는 최하층에 커버(1600)가 위치하고, 커버(1600) 위에 압전 필름(1460)이 위치하며, 최상층에 케이스(1200)가 위치하는 적층 구조일 수 있다.
- [0150] 호홉 센싱 디바이스(1000)는 접착층(1420)을 더 포함할 수 있다. 이 경우에, 접착층(1420)은 커버(1600)위에 위치하고, 접착층(1420)위에 압전 필름(1460)이 위치할 수 있다.

- [0152] 커버(1600)는 박막 형태로 제공될 수 있다. 커버(1600)는 위에서 보았을 때 접착층(1420)의 면적과 동일하거나 그보다 큰 면적을 가질 수 있다.
- [0154] 접착층(1420)은 박막 형태로 제공될 수 있다. 접착층(1420)은 접착성, 전도성 및 유연성을 모두 구비하는 겔 상의 물질로 제공될 수 있다. 여기서, 겔 상의 물질의 예로는, 하이드로 겔이 이용될 수 있다. 하이드로 겔의 예로는 아가로스 겔을 들 수 있다. 겔은 다공성 망상 구조를 갖는 물질로서, 외력에 의해 그 형태가 유연하게 변경될 수 있다. 또한, 그 중 하이드로 겔은 그 망상 구조 내부에 물을 포함하기 때문에 전기 전도성을 가질 수 있다. 또한, 겔은 망상 구조를 이루는 크로스링킹으로 인해 접착성을 가질 수도 있다.
- [0155] 한편, 접착층(1420)을 구성하는 겔 상의 물질은 부착 부위(2)에 호흡 센싱 디바이스(1000)를 접착시키는 이외에도 하부 전극(1480b)의 접지를 위한 전기적 채널 기능과 호흡 진동에 대한 필터링 기능을 더 가질 수 있다.
- [0157] 절연막(1440)은 박막 형태로 제공될 수 있다. 절연막(1440)은 접착층(1420)과 압전 필름(1460) 사이에 개재될 수 있다. 위에서 보았을 때 절연막(1440)의 면적은 압전 필름(1460)의 면적 이상으로 제공될 수 있다.
- [0158] 절연막(1440)의 제조 원료 또는 두께 및 면적과 같은 제조상 스펙은 절연막(1440)의 절연성, 유연성 및 진동 전달률 등을 고려하여 결정될 수 있다.
- [0160] 한편, 절연막(1440)에는 관통공(1442)이 형성될 수 있다. 관통공(1442)은 압전 필름(1460)과 접착층(1420)을 전기적으로 연결함으로써, 압전 필름(1460)을 접착층(1420)을 통해 신체에 접지시키는 구성이다.
- [0161] 관통공(1442)은 절연막(1440)의 상면에서 하면까지 절연막(1440)을 관통하면서 연장되는 빈 공간일 수 있다.
- [0162] 관통공(1442)은 접착층(1420), 절연막(1440) 및 압전 필름(1460)이 포개지는 경우, 접착층(1420)과 압전 필름(1460)에 맞닿는 절연막(1440)의 일 영역에 형성될 수 있다. 이로써, 접착층(1420), 절연막(1440) 및 압전 필름(1460)이 밀착되어서 포개지는 경우, 관통공(1442)에 대응되는 접착층(1420)의 일부가 관통공(1442) 내부로 삽입되면서 압전 필름(1460)의 하부 전극(1480b)에 접촉될 수 있다(도 6 참조). 이로써 관통공(1442)에 대응되는 영역에서는 압전 필름(1460)과 접착층(1420)이 전기적으로 연결될 수 있다.
- [0163] 관통공(1442)은 대체로 원형의 단면을 갖는 실린더일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니고, 그 단면이 다각형이거나, 슬릿 형태로 최소한의 단면을 갖는 형상일 수도 있다.
- [0165] 압전 필름(1460)은 압전 소재(1470), 상부 전극(1480a) 및 하부 전극(1480b)을 포함할 수 있다. 압전 소재(1470), 상부 전극(1480a) 및 하부 전극(1480b)은 박막 형태일 수 있다. 상부 전극(1480a)은 압전 소재(1470)의 상면에 형성되고, 하부 전극(1480b)은 압전 소재(1470)의 하면에 형성될 수 있다.
- [0166] 압전 필름(1460)의 구조 및 각 구성 요소의 형태 등에 대해서는 이후 더 자세히 설명하기로 한다.
- [0168] 케이스(1200)는 호흡 센싱 디바이스(1000)의 최상면에 위치할 수 있다. 케이스(1200)는 대체로 박막 형태일 수 있다. 케이스(1200)는 위에서 보았을 때 절연막(1440)과 동일하거나 절연막(1440) 이상의 면적을 가질 수 있다. 케이스(1200)는 절연막(1440)을 위에서 덮으면서 포개질 수 있고, 그 사이에 압전 필름(1460)이 개재될 수 있다.
- [0169] 케이스(1200)에는 케이블이 관통되는 구멍이 형성될 수 있다. 도 4내지 도 7에서는 케이블이 관통되는 구멍이 케이스(1200)의 상단에 형성되었으나, 케이블이 관통되는 구멍은 케이스(1200)의 측면에 형성될 수도 있다.
- [0171] 이하에서는 압전 필름(1460)에 대하여 도 8 내지 도 10을 참조하여 구체적으로 설명하기로 한다.
- [0172] 도 8은 본 발명의 실시예에 따른 압전 필름(1460)의 상면도이고, 도 9는 본 발명의 실시예에 따른 압전 필름

(1460)의 배면도이고, 도 10는 본 발명의 실시예에 따른 압전 필름(1460)의 측면도이다.

- [0174] 압전 필름(1460)은 압전 소재(1470)와 압전 소재(1470) 상면에 적층되는 상부 전극(1480a) 및 압전 소재(1470) 하면에 형성되는 하부 전극(1480b)을 포함할 수 있다. 상부 전극(1480a) 및 하부 전극(1480b)은 각각 압전 소재(1470)의 상면 및 하면의 일부 또는 전체를 덮을 수 있다.
- [0176] 상부 전극(1480a)과 하부 전극(1480b)의 면적, 두께, 형태 및 재질 등은 각각 서로 동일할 수도 있으나 서로 상이할 수도 있다.
- [0177] 압전 소재(1470)는 사각형의 박막 형태일 수 있다.
- [0178] 양 전극(1480a, 1480b)은 위에서 내려다 보았을 때, 사각형 몸체와, 사각형의 일 측에서 외곽으로 연장되는 영역을 포함하는 형태일 수 있다.
- [0180] 양 전극(1480a, 1480b)은 대향부(1482), 접지부(1486) 및 단자부(1484)를 포함할 수 있다.
- [0181] 대향부(1482)는 각 전극(1480a, 1480b)이 압전 소재(1470)에 적층될 때 각 전극(1480a, 1480b)이 압전 소재(1470)를 사이에 두고 다른 전극을 마주보는 각 전극(1480a, 1480b)의 일 영역을 말한다. 각 전극(1480a, 1480b)의 대향부(1482)는 압전 소재(1470)와 직접적으로 접촉할 수 있다.
- [0182] 상부 전극(1480a)의 대향부(1482a), 압전 소재(1470) 및 하부 전극(1480b)의 대향부(1482b)가 서로 오버랩되면서 적층되는 구조는 압전 필름(1460)의 센싱 영역을 형성한다. 센싱 영역은 축전기(Capacitor)와 유사한 거동을 보이면서 실질적으로 압전 효과에 의해 진동을 감지하고 이에 따른 전압이 발생하는 영역이다. 센싱 영역은 압전 필름(1460)에 전달되는 진동에 대응하여 압전 효과가 가장 효과적으로 발생하는 영역에 위치할 수 있다.
- [0183] 센싱 영역은 압전 효과가 극대화될 수 있는 곳이라면, 압전 필름(1460)의 어느 곳에 위치해도 무방하다. 예를 들면, 센싱 영역은 압전 필름(1460)의 휘어짐을 잘 감지할 수 있도록 압전 필름(1460)의 중심부에 위치할 수 있다.
- [0184] 센싱 영역에는 압전 필름(1460)을 평평하게 유지하기 위한 일정 정도의 텐션이 제공될 수 있다. 상기 텐션은 압전 필름(1460)의 감도 향상에 영향을 줄 수 있다.
- [0186] 단자부(1484)는 인터페이스 디바이스(2000)의 제1 통신 케이블(2220)과 전기적으로 연결될 수 있다. 즉, 단자부(1484)는 제1 통신 케이블(2220)을 통하여 인터페이스 디바이스(2000)의 컨트롤러(2200)와 연결될 수 있다. 이로써 단자부(1484)는 센싱 영역과 컨트롤러(2200)를 전기적으로 연결할 수 있고, 센싱 영역에서 발생된 전압 및 압전 신호를 컨트롤러(2200)로 전송할 수 있다.
- [0187] 압전 필름(1460)의 주면에 수직한 방향에서 바라볼 때, 상부 전극의 단자부(1484a), 압전 소재(1470) 및 하부 전극의 단자부(1484b)는 서로 중복되며 적층되는 형태가 아닐 수 있다. 예를 들면, 양 전극(1480a, 1480b)의 단자부(1484) 사이에는 상기 압전 소재(1470)가 개재되지 않거나, 상기 양 전극(1480a, 1480b)의 단자부(1484)는 각각 서로 다른 영역에 위치할 수 있다.
- [0188] 단자부(1484)는 대향부(1482)에서 외곽으로 연장되는 형태일 수 있다. 상부 전극(1480a)의 단자부(1484a)와 하부 전극(1480b)의 단자부(1484b)는 압전 필름(1460)의 동일한 일 측으로 연장되는 형태일 수 있다. 상기 단자부(1484)가 연장되는 방향은 제1 통신 케이블(2220)이 관통하는 방향일 수 있다. 이 때 상부 전극(1480a)의 단자부(1484a)와 하부 전극(1480b)의 단자부(1484b)는 동일한 일 측면에서 연장되되, 상기 일 측면의 다른 부분에서 연장될 수 있다. 예를 들면 상부 전극(1480a)의 단자부(1484a)가 대향부(1482a) 일 측의 왼쪽 영역에서 연장된다면, 하부 전극(1480b)의 단자부(1484b)는 같은 대향부(1482b) 일 측에 오른쪽 영역에서 연장될 수 있다. 이로써, 각 전극(1480a, 1480b)의 단자부(1484)가 제1 통신 케이블(2220)과 접속하는 것이 용이해질 수 있다. 또한, 각 전극(1480a, 1480b)의 단자부(1484)는 제1 전원 케이블(2120)과 접속하는 것이 용이해질 수 있다.
- [0189] 접지부(1486)는 압전 필름(1460)의 접지를 위한 영역이다. 압전 필름(1460)은 대부분의 영역에서 절연막(1440)에 의해 절연되나, 접지부(1486)에서는 절연되지 않을 수 있다. 접지부(1486)를 통하여 하부 전극(1480b)은 전

기 용량이 큰 물체와 전기적으로 접속됨으로써 전기적 안정성을 획득할 수 있다.

- [0190] 접지부(1486)는 하부 전극(1480b)에의 일 영역에 형성될 수 있다. 접지부(1486)는 압전 필름(1460)과 절연막(1440)이 포개졌을 때, 절연막(1440)의 관통공(1442)과 위치적으로 대응되는 하부 전극(1480b)의 일 영역일 수 있다. 관통공(1442)은 절연막(1440)의 상면과 하면을 관통하면서 빈 공간을 형성하기 때문에, 관통공(1442)과 대응되는 접지부(1486)는 절연되지 않을 수 있다.
- [0191] 접지부(1486)가 전기적으로 연결되는 곳은 다양할 수 있다. 예를 들면 상기 접지부(1486)가 전기적으로 연결되는 곳은 환자(1)의 피부일 수 있다. 또는 상기 접지부(1486)가 전기적으로 연결되는 곳은 환자(1)의 피부와 연결된 접촉층(1420)일 수 있다. 또는 상기 접지부(1486)가 전기적으로 연결되는 곳은 지면일 수 있다. 또는 상기 접지부(1486)가 전기적으로 연결되는 곳은 전기용량이 크고, 기준 전위가 설정된 외부 기기일 수 있다.
- [0192] 접지부(1486)는 단자부(1484)의 일 영역일 수도 있고, 또는 대향부(1482)의 일 영역일 수도 있다.
- [0194] 이하에서는 본 발명의 실시예에 따른 호흡 센싱 디바이스(1000)의 호흡 센싱 동작에 관하여 설명한다.
- [0195] 도 11은 본 발명의 실시예에 따른 호흡 센싱 디바이스(1000)의 호흡 센싱 동작을 도시한 도면이다.
- [0197] 도 11을 참조하여, 실제 부착 부위(2)에 부착된 완전히 결합된 상태의 호흡 센싱 디바이스(1000)에서, 호흡으로 인해 발생한 진동이 각 층을 거쳐서 압전 필름(1460)으로 전달되는 경로 및 호흡 센싱 디바이스(1000)의 센싱 감도를 향상하기 위한 각 구성 요소의 역할을 살펴보면 다음과 같다.
- [0198] 먼저 진동이 전달되어서 전기적 신호로 변환되는 과정을 살펴본다.
- [0199] 호흡 센싱 디바이스(1000)는 접촉층(1420)을 통해 부착 부위(2)에 접촉(밀착)될 수 있다. 호흡으로 인해 발생한 진동은, 접촉층(1420)으로 전달될 수 있다. 이 때 접촉층(1420)은 상술한 바 있듯이 겔의 형태일 수 있고, 예를 들면, 하이드로 겔의 일종인 아가로스 겔일 수 있다. 상술한 바 있듯이, 겔은 부착 부위(2)의 굴곡에 맞게 형태가 변형되면서 최대의 표면적으로 부착 부위(2)에 밀착될 수 있다. 더 자세히 후술하겠지만, 겔은 호흡으로 인해 발생한 진동만을 선택적으로 상층의 레이어로 투과시킬 수 있다. 기타의 진동은 일종의 노이즈로서 겔에 의해 그 전달이 차단될 수 있다.
- [0200] 겔을 투과한 호흡으로 인한 진동은 절연막(1440)을 역시 투과하여 압전 필름(1460)으로 전달될 수 있다. 이 때 절연막(1440) 또한 유연하게 휘어지면서 하면의 접촉층(1420) 및 상면의 압전 필름(1460)과 간극 없이 밀착할 수 있다.
- [0201] 호흡으로 인해 발생한 진동은 절연막(1440)을 통해서 압전 필름(1460)으로 전달될 수 있다. 압전 필름(1460)은 진동에 따른 외력을 받고, 이에 따라 센싱 영역의 상부 전극(1480a) 및 하부 전극(1480b) 사이에 전압이 발생된다. 이 때 하부 전극(1480b) 내 접지부(1486)는 관통공(1442)을 통해 접촉층(1420)에 전기적으로 연결된 상태일 수 있다. 발생한 전기적 신호인 압전 신호는 단자부(1484)를 통해 제1 통신 케이블(2220)로 전송될 수 있다. 즉, 발생한 압전 신호는 제1 통신 케이블(2220)을 통해 인터페이스 디바이스(2000)의 콘트롤러(2200)로 전송될 수 있다.
- [0203] 이 때 센싱 감도 향상에 기여하는 접촉층(1420) 및 절연막(1440)의 역할을 살펴보면 다음과 같다.
- [0204] 절연막(1440)은 압전 필름(1460)의 표면적을 덮으면서 압전 필름(1460)을 절연할 수 있고, 이로써 신체로부터 발산되는 전자기파의 영향을 최소화 시킬 수 있다.
- [0205] 호흡으로 인한 진동은 미세하기 때문에 매우 정밀한 센싱 감도를 요구한다. 따라서 신체에서 발산되는 전자기파의 크기가 미약한 정도일지라도, 호흡 센싱 감도에 영향을 미칠 수 있고, 이러한 영향은 신체 표면과 압전 필름(1460)이 전기적으로 접속되는 면적이 넓어질수록 더욱 심화될 수 있다.
- [0206] 구체적으로, 상면 및 하면에 전극(1480a, 1480b)이 부착된 압전 소자(1470)은 일종의 캐패시터(capacitor)와 유사한 거동을 보일 수 있다. 즉, 압전 효과가 발생하면 상부 전극(1480a)에서 하부 전극(1480b)을 향하는 방향으로 혹은 그와 반대되는 방향으로 전자기장이 생성될 수 있다. 호흡 센싱 디바이스(1000)의 부착 형태를 고려할 때, 이러한 전자기장의 방향은 신체로부터 발산되는 전자기파의 방향과 일치할 수 있다. 이로써 신체로부터 발

산되는 전자기파가 압전 효과에 미치는 악영향이 심화될 수 있다.

- [0207] 이에 대한 해결책으로, 절연막(1440)은 압전 필름(1460)이 신체 표면을 향해 노출되는 영역을 최소화함으로써 (접지를 위한 관통공(1442)의 영역만을 노출시킴) 신체로부터 발산되는 전자기파를 효과적으로 차단할 수 있다.
- [0209] 한편, 절연막(1440)에 구비된 관통공(1442)을 통해서 압전 필름(1460)이 접착층(1420) 내지는 신체에 접지됨으로써, 센싱 감도가 증가할 수 있다.
- [0210] 신체는 상대적으로 거대한 전기 용량을 가지므로, 호흡 센싱 디바이스(1000)에 전기적 안정성을 부여할 수 있다. 또한 접지를 통해서 압전 필름(1460)은 기준 전위를 설정할 수 있다.
- [0211] 접지를 위한 신체와의 접촉은 전기적으로 연결되는 것으로 충분하기 때문에 접지 효과는 접지되는 영역의 면적과는 무관할 수 있다. 그런데 상술한 것처럼 접지를 위한 관통공이 커지면 신체로부터 발산되는 전자기파에 의한 영향이 커질 수 있기 때문에, 이를 고려하면 관통공의 면적을 최소화하는 것이 유리할 수 있다.
- [0213] 또한, 언급한 바 있듯이 접착층(1420)이 상층의 레이어로 전달하는 진동은 선택적일 수 있다. 접착층(1420)은 선택적으로 일정한 주파수의 진동을 투과 허용 및 전달하되, 일정한 주파수의 진동을 차단할 수 있다. 즉, 접착층(1420)은 밴드 패스 필터(Band pass filter)로서 활용될 수 있다. 다시 말하면, 접착층(1420)은 피부로부터 전달되는 진동의 반사 및 손실을 방지하기 위하여 피부와의 임피던스 매칭을 수행할 수 있다. 특히, 겔은 연성이고 호물호물한 성질을 가지므로, 특정한 주파수의 진동은 투과시키되 다른 특정한 주파수의 진동에 대해서는 전달력을 약화시켜서 흡수하는 경향을 가질 수 있다.
- [0214] 접착층(1420)에 의해 전달되거나 또는 차단되는 진동의 주파수는, 접착층(1420)의 물질적 특성 또는 접착층(1420)의 두께 및 면적과 같은 제조상 특징에 의해 결정될 수 있다. 따라서 접착층(1420)의 원료 및 제조상 스펙 등은 감지하고자 하는 진동 주파수 및 노이즈의 진동 주파수를 고려하여 결정될 수 있다. 예를 들면 접착층(1420)의 두께는 호흡과 관련된 진동 주파수를 효과적으로 상층 레이어로 전달시키되, 호흡과 무관한 진동 주파수는 효과적으로 차단할 수 있도록 최적화된 두께로 설계될 수 있다. 다른 예로, 접착층(1420)의 성분은 호흡과 관련된 진동 주파수를 효과적으로 상층 레이어로 전달시키되, 호흡과 무관한 진동 주파수는 효과적으로 차단할 수 있도록 최적화된 성분 및 성분비를 고려하여 설계될 수 있다.
- [0215] 접착층(1420)이 투과 허용 및 전달하는 진동은 호흡 센싱 디바이스(1000)가 감지하고자 하는 진동일 수 있다. 예를 들면, 호흡 센싱 디바이스(1000)가 울대뼈에 부착되어 호흡 시 울대뼈의 진동을 감지하기 위한 것이라면, 접착층(1420)이 투과 및 전달시키는 진동은 호흡 시 발생하는 울대뼈의 진동일 수 있다.
- [0216] 접착층(1420)이 차단하는 진동은 호흡 센싱 디바이스(1000)가 감지하고자 하는 진동과 무관한 노이즈일 수 있다. 예를 들면, 호흡 센싱 디바이스(1000)가 울대뼈에 부착되어 호흡 시 울대뼈의 진동을 감지하기 위한 것일 때, 노이즈는 호흡과 무관한 진동일 수 있다. 구체적으로 노이즈는 기도를 지나면서 의도치 않게 기도를 터치하는 내시경 및 수술 기구에 의해 발생한 진동일 수 있다. 또는 노이즈는 환자(1)가 침을 삼킬 때 발생하는 진동일 수 있다. 또는 노이즈는 환자(1)의 갑작스런 움직임에 의해 발생하는 진동일 수 있다.
- [0218] 상술한 바 있듯이, 접착층(1420)은 호흡 센싱 디바이스(1000)에게 충분한 접착력을 제공하기 위해서 충분히 긴 길이로 형성되어 부착 부위(2)에 접착될 수 있다. 예를 들면, 접착층(1420)이 신체에 부착되었을 때, 접착층(1420)은, 실제로 센싱하려는 호흡 관련 진동이 발생하는 타겟 영역뿐만 아니라 그 주변부에도 부착될 수 있다. 여기서 접착층(1420)이 주변부에 부착되는 것은 호흡 센싱 디바이스(1000)에게 더 강한 접착력을 제공하기 위함이다. 그러나 때때로, 이러한 주변부는 센싱하려는 진동 신호에게 노이즈를 제공하기도 한다. 주변부에서도 호흡과 무관하거나 또는 호흡과 관련되지만 그 신뢰성이 떨어지는 움직임이 발생할 수가 있기 때문이다. 주변부에서 발생한 이러한 움직임은 접착층(1420)을 통해 압전 필름(1460)로 전달되어 노이즈로서 작용할 수 있다.
- [0219] 이를 해결하기 위해서, 접착층(1420)은 접착성 물질이 도포된 영역과 접착성 물질이 도포되지 않은 영역을 구비할 수도 있다. 접착성 물질의 미도포 영역은 주변부에서 발생되어 전달되는 진동을 차단하는 역할을 할 수 있다. 접착성 물질 미도포 영역은 하나 또는 복수 개로 구비될 수 있다.
- [0220] 이상에서 설명한 과정을 통해 호흡 센싱 디바이스(1000)는 노이즈를 최소화하면서 호흡으로 인한 진동을 센싱할

수 있다.

- [0222] 도 12는 본 발명의 실시예에 따른 맥박 산소 측정기의 사용 상태를 도시한 도면이고, 도 13은 본 발명의 실시예에 따른 상완용 혈압계의 사용 상태를 도시한 도면이고, 도 14는 본 발명의 실시예에 따른 손목용 혈압계의 사용 상태를 도시한 도면이고, 도 15는 본 발명의 실시예에 따른 호흡 모니터링 시스템의 다른 개략도이다.
- [0224] 도 12 내지 도 14를 참조하면, 인터페이스 디바이스(2000)는 호흡 센싱 디바이스(1000)뿐만 아니라 다른 종류의 장치와도 연결될 수 있다.
- [0225] 도 12를 참조하면, 인터페이스 디바이스(2000)는 혈액의 산소포화도를 측정하는 맥박 산소 측정기(1700)과 전기적으로 연결될 수 있다. 맥박 산소 측정기(1700)는 반도체 소자에서 두개의 다른 파장의 빛을 손가락의 일 지점에 발사하여 혈액의 산소포화도를 비혈관적으로 측정하는 장치이다.
- [0226] 이 경우에, 인터페이스 디바이스(2000)는 제2 통신 케이블(2240)을 통하여 맥박 산소 측정기로부터 발생된 산소포화도에 관한 정보를 포함하는 신호를 수신할 수 있다.
- [0227] 맥박 산소 측정기(1700)는 별도의 배터리를 포함할 수 있다. 또한, 맥박 산소 측정기(1700)에는 별도의 배터리가 포함되지 않을 수 있다. 이 경우에, 인터페이스 디바이스(2000)는 제2 전원 케이블(2140)을 통하여 맥박 산소 측정기(1700)로 전원을 공급할 수 있다.
- [0228] 인터페이스 디바이스(2000)는 맥박 산소 측정기(1700)를 통하여 측정된 산소포화도에 관한 정보를 더 고려하여 호흡 신호를 생성할 수 있다. 이 경우에, 호흡 센싱 디바이스(1000)는 호흡으로 즉시 발생하는 신호를 측정하나, 맥박 산소 측정기(1700)는 혈액의 산소포화도를 측정하므로 인해 발생하는 시간적 차이를 이용하여 호흡 신호를 생성할 수 있다. 보다 구체적으로는, 혈액의 산소포화도의 변화는 호흡 이상이 발생한 이후에야 발생하게 되므로, 호흡 센싱 디바이스(1000)에서 측정되는 호흡 신호 보다는 반응이 느릴 수 있다. 따라서, 인터페이스 디바이스(2000)는 호흡 센싱 디바이스(1000)에서 발생된 압전 신호를 처리하되, 맥박 산소 측정기(1700)에 의하여 혈액의 산소포화도의 변화가 발견되면 이를 압전 신호보다 우선하여 호흡 신호에 반영할 수 있다.
- [0230] 상완용 혈압계(1800)는 환자(1)의 상완에 부착되어 혈압을 측정하는 장치이다. 인터페이스 디바이스(2000)는 상완용 혈압계(1800)와 전기적으로 연결되어 상완의 혈압에 관한 정보를 포함하는 신호를 수신할 수 있다. 이 경우에, 인터페이스 디바이스(2000)는 상완용 혈압계(1800)와 케이블을 통해 유선으로 연결될 수 있다.
- [0231] 또한, 상완용 혈압계(1800)는 외부로부터 별도의 전원을 공급받을 수도 있고, 인터페이스 디바이스(2000)의 배터리(2100)로부터 전원을 공급받을 수도 있다. 물론, 상완용 혈압계(1800)에 별도의 배터리가 설치되어 전원을 공급할 수도 있다.
- [0232] 인터페이스 디바이스(2000)는 상완용 혈압계에 설치될 수 있다. 이 경우, 인터페이스 디바이스(2000)의 컨트롤러(2200)가 상완용 혈압계(1800)의 상완의 혈압에 관한 정보를 포함하는 신호를 수신할 수 있다.
- [0234] 손목용 혈압계(1900)는 환자(1)의 손목에서 코로트코프음을 감지하여, 손목 혈압값에 해당하는 혈압을 측정하는 장치이다. 이 경우에, 손목용 혈압계(1900)는 어레이 센서 형태의 피에조 센서를 이용함으로써 코로트코프음을 감지하는 센서를 요골동맥에 정확하게 위치시킬 수 있다. 즉, 피에조 센서는 어레이 센서로 구현되어 손목형 혈압계의 착용감을 향상시킬 수 있고, 혈압계가 일정 부분 이탈되거나 어긋나더라도 정확한 혈압 측정을 할 수 있다.
- [0235] 손목용 혈압계(1900)는 손목의 요골동맥에서 손목 혈압값에 해당하는 혈압을 상완 혈압값을 반영하는 신호로 보정할 수 있다.
- [0236] 인터페이스 디바이스(2000)는 손목용 혈압계(1900)와 전기적으로 연결되어 상완 혈압값을 반영하는 신호를 수신할 수 있다. 이 경우에, 인터페이스 디바이스(2000)와 손목용 혈압계(1900)는 케이블을 통해 유선으로 연결될 수 있다. 또한, 손목용 혈압계(1900)는 별도의 전원을 공급받을 수도 있고, 인터페이스 디바이스(2000)의 배터리(2100)로부터 전원을 공급받을 수도 있다.

- [0238] 도 15는 본 발명의 실시예에 따른 호흡 모니터링 시스템의 다른 개략도이다.
- [0239] 도 15를 참조하면, 인터페이스 디바이스(2000)는 호흡 센싱 디바이스(1000), 맥박 산소 측정기(1700), 상완용 혈압계(1800) 및 손목용 혈압계(1900) 중 적어도 하나와 전기적으로 연결될 수 있다.
- [0240] 상술한 바와 같이 인터페이스 디바이스(2000)는 호흡 센싱 디바이스(1000)로부터 압전 신호를 수신할 수 있다. 인터페이스 디바이스(2000)는 맥박 산소 측정기(1700)로부터 혈액의 산소포화도에 관한 정보를 포함하는 신호를 수신할 수 있다. 인터페이스 디바이스(2000)는 상완용 혈압계(1800)로부터 상완의 혈압에 관한 정보를 포함하는 신호를 수신할 수 있다. 또한, 인터페이스 디바이스(2000)는 손목용 혈압계(1900)로부터 상완 혈압값을 반영하는 신호를 수신할 수 있다.
- [0241] 인터페이스 디바이스(2000)는 상기 압전 신호 및 산소포화도에 관한 정보를 포함하는 신호를 호흡 모니터링 디바이스(3000)를 반영하는 호흡 신호를 호흡 모니터링 디바이스(3000)에 전송할 수 있다. 또한, 상완의 혈압에 관한 정보를 포함하는 신호 및 상완 혈압값을 반영하는 신호를 반영하는 혈압 신호를 호흡 모니터링 디바이스(3000)에 전송할 수 있다. 이 경우, 호흡 모니터링 디바이스(3000)는 호흡 신호 외에도 혈압 신호를 디스플레이할 수 있다.
- [0243] 상술한 기재에서 설명한 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 모니터링 시스템(100)은, 압전 효과를 이용해 환자(1)의 호흡에 따른 진동을 측정함으로써 노이즈가 최소화된 전기적 신호를 획득하고, 이를 바탕으로 환자(1)의 호흡 상태를 획득하여 사용자에게 제공할 수 있다.
- [0244] 상기에서는 본 발명에 따른 실시예를 기준으로 본 발명의 구성과 특징을 설명하였으나 본 발명은 이에 한정되지 않으며, 본 발명의 사상과 범위 내에서 다양하게 변경 또는 변형할 수 있음은 본 발명이 속하는 기술분야의 당업자에게 명백한 것이며, 따라서 이와 같은 변경 또는 변형은 첨부된 특허청구범위에 속함을 밝혀둔다.

부호의 설명

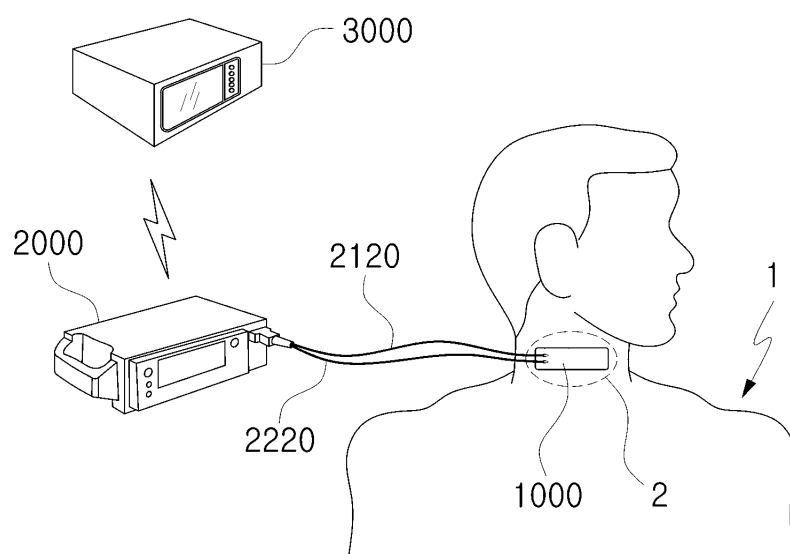
- [0245] 1: 환자
- 2: 부착 부위
- 100: 호흡 모니터링 시스템
- 1000: 호흡 센싱 디바이스
- 1200: 케이스
- 1400: 센싱 모듈
- 1420: 접촉층
- 1440: 절연막
- 1442: 관통공
- 1460: 압전 필름
- 1470: 압전 소재
- 1480: 전극
- 1482: 대향부
- 1484: 단자부
- 1486: 접지부
- 1480a: 상부 전극
- 1480b: 하부 전극

1600: 커버
1700: 맥박 산소 측정기
1800: 상완용 혈압계
1900: 손목용 혈압계
2000: 인터페이스 디바이스
2100: 배터리
2120: 제1 전원 케이블
2200: 컨트롤러
2220: 제1 통신 케이블
2240: 제2 통신 케이블
2300: 통신 모듈
3000: 호흡 모니터링 디바이스

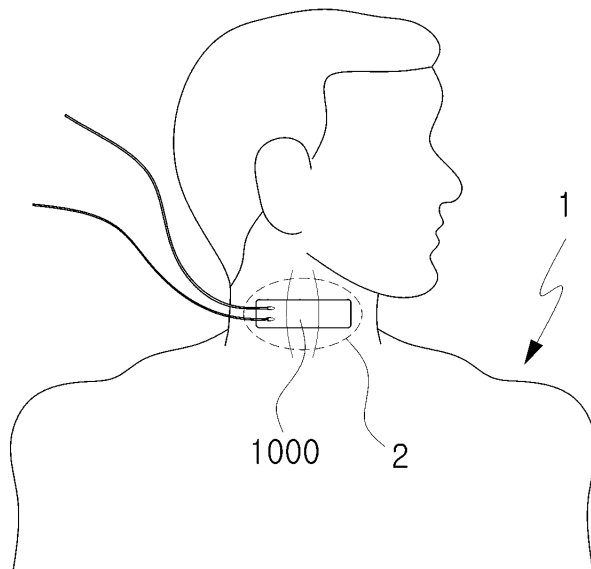
도면

도면1

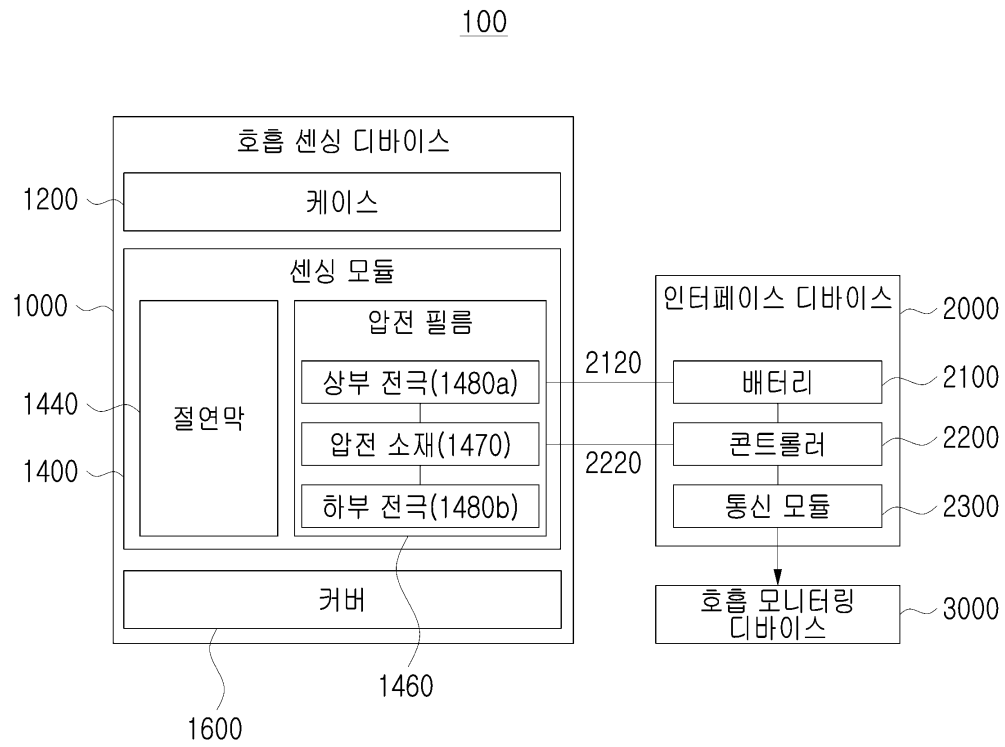
100



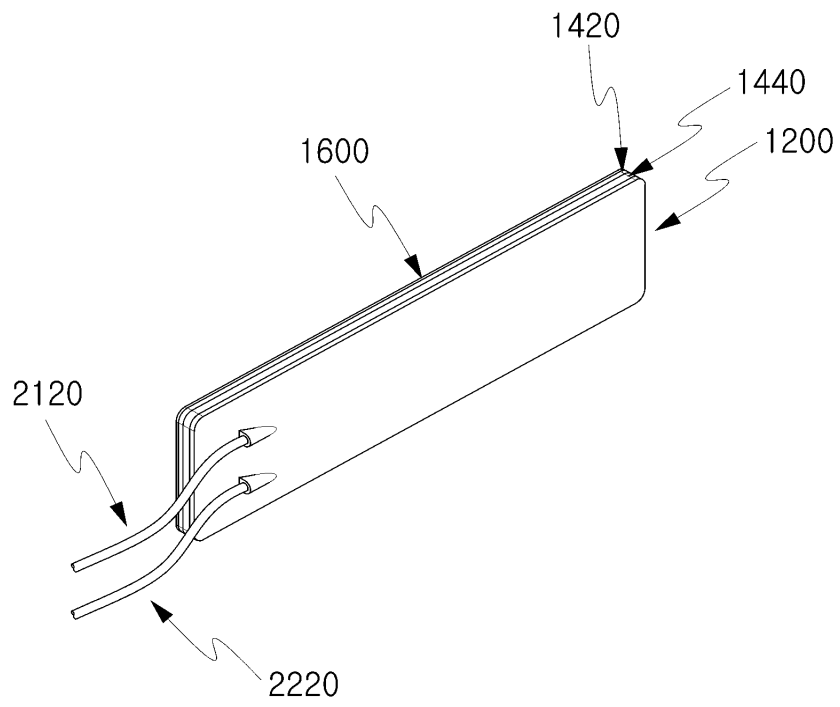
도면2



도면3

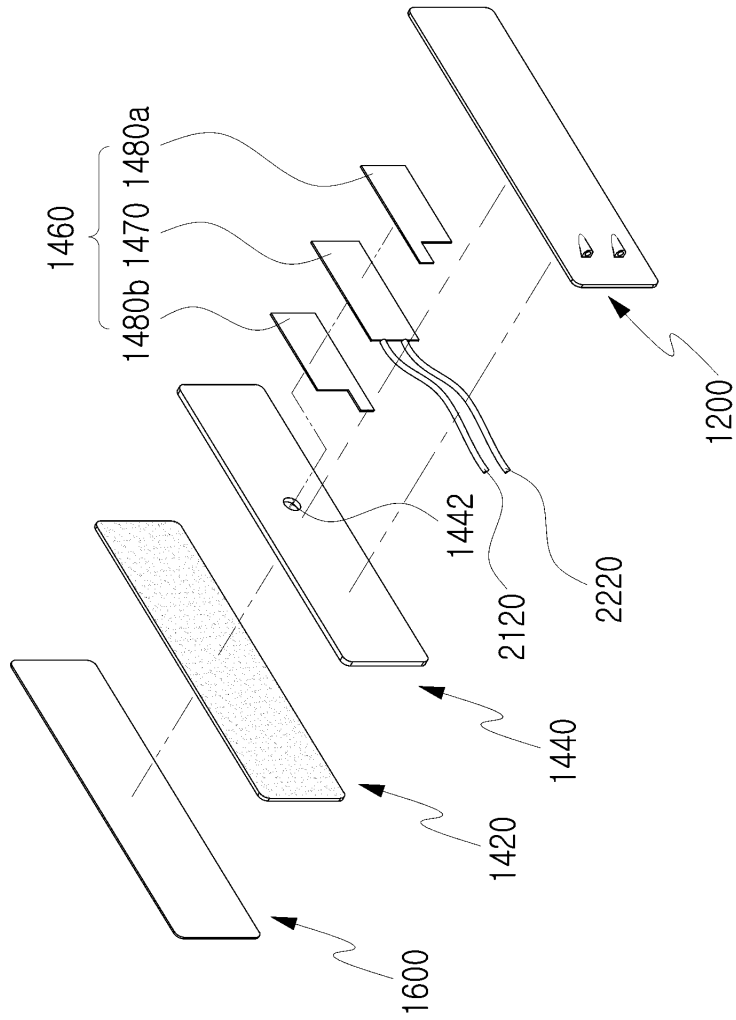


도면4

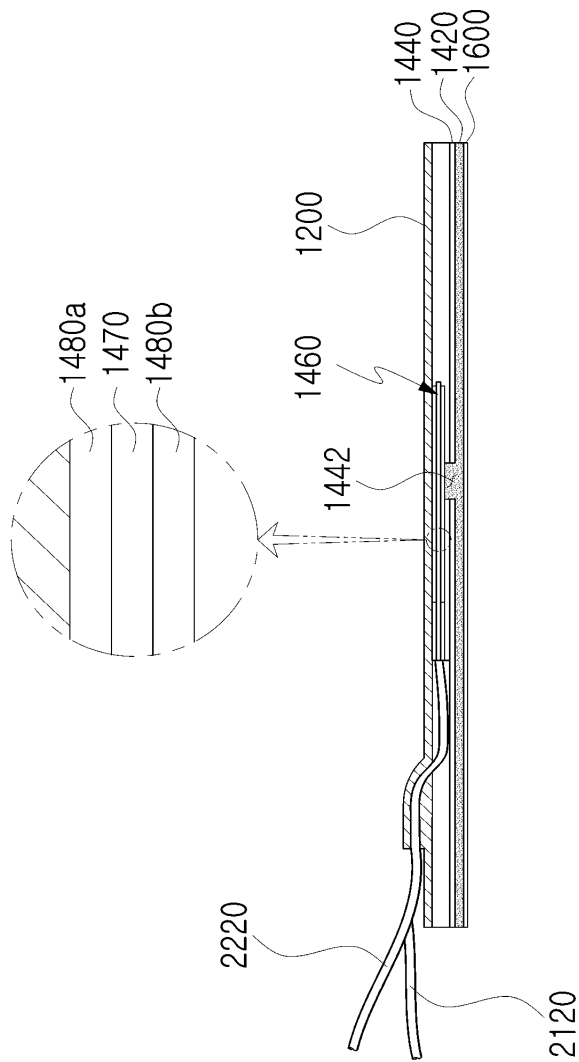


도면5

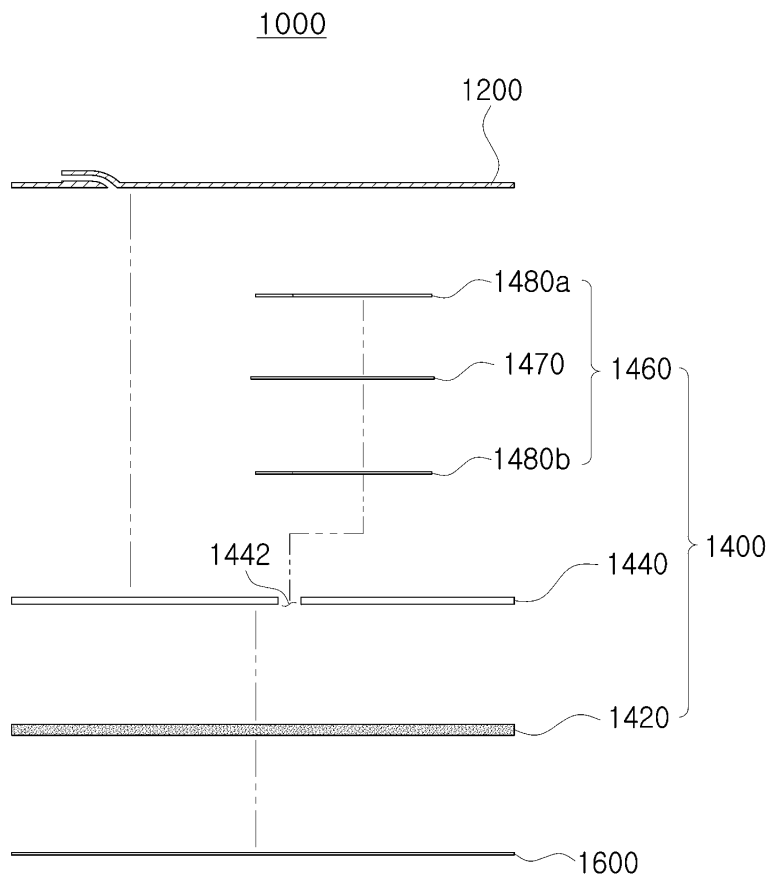
1000



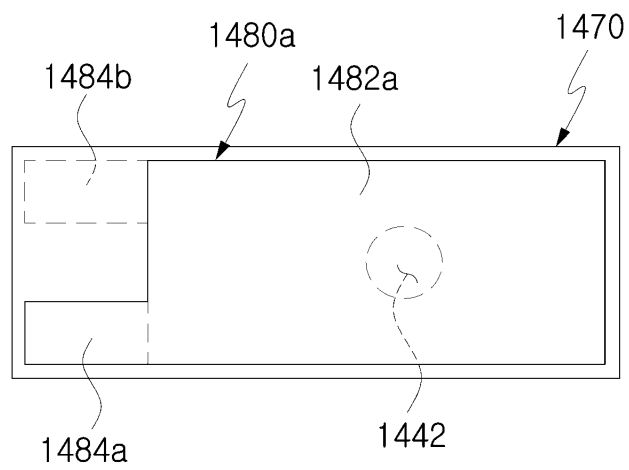
도면6



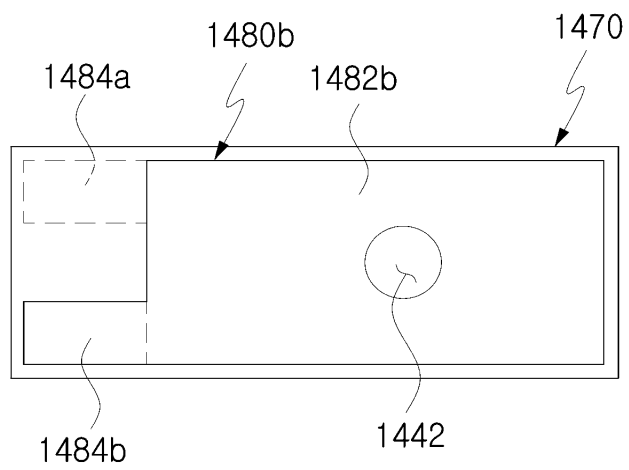
도면7



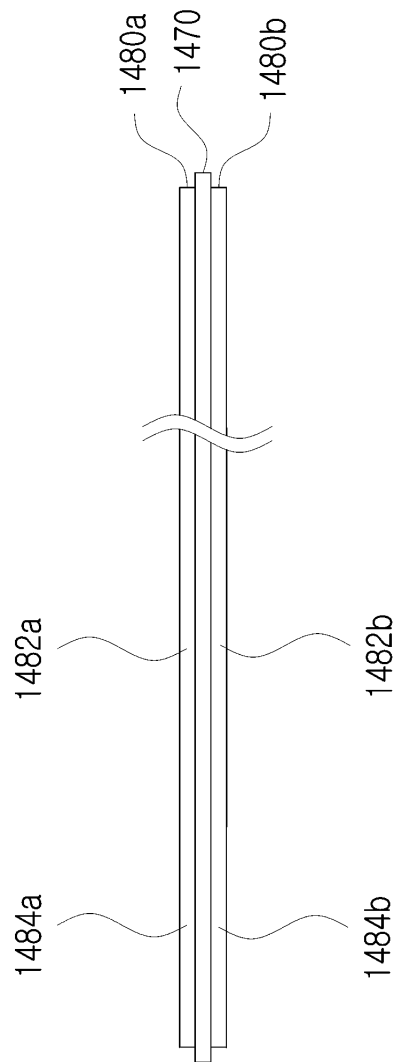
도면8



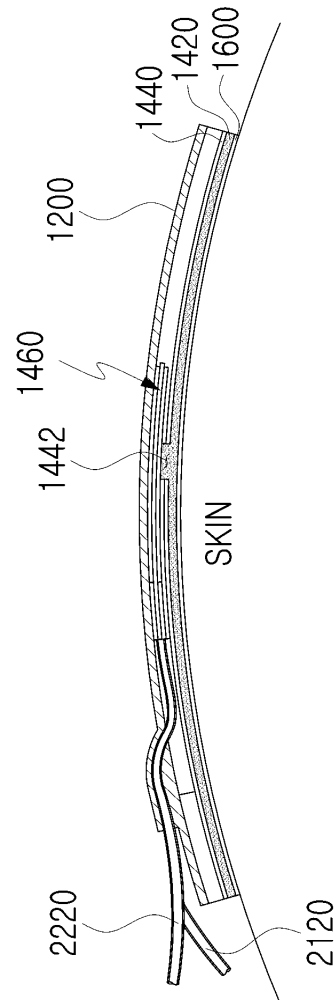
도면9



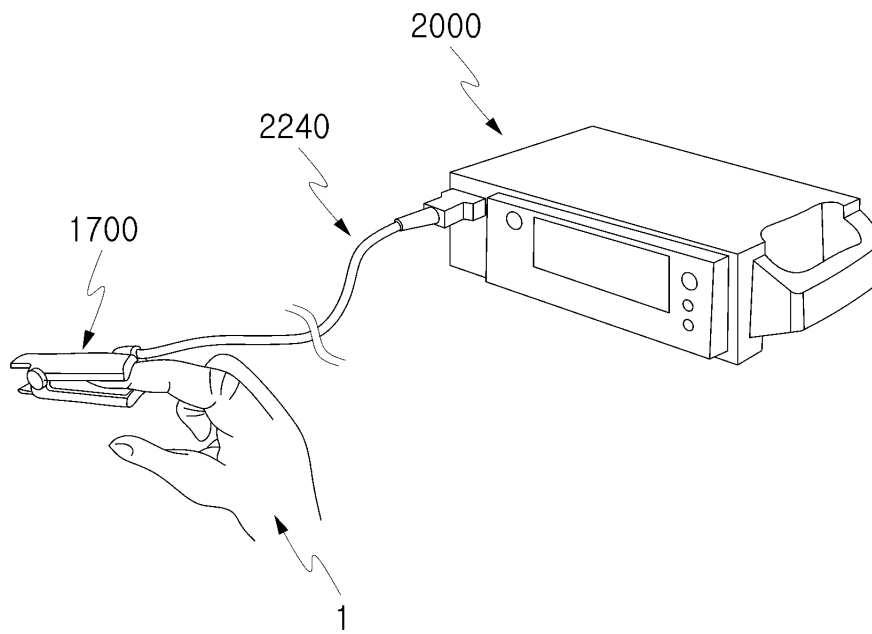
도면10



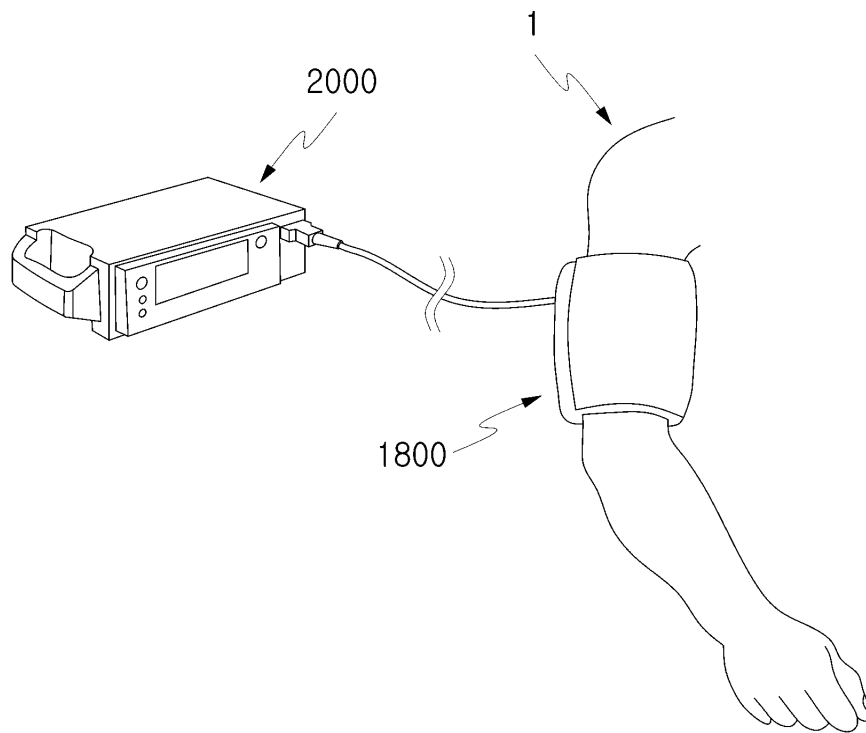
도면11



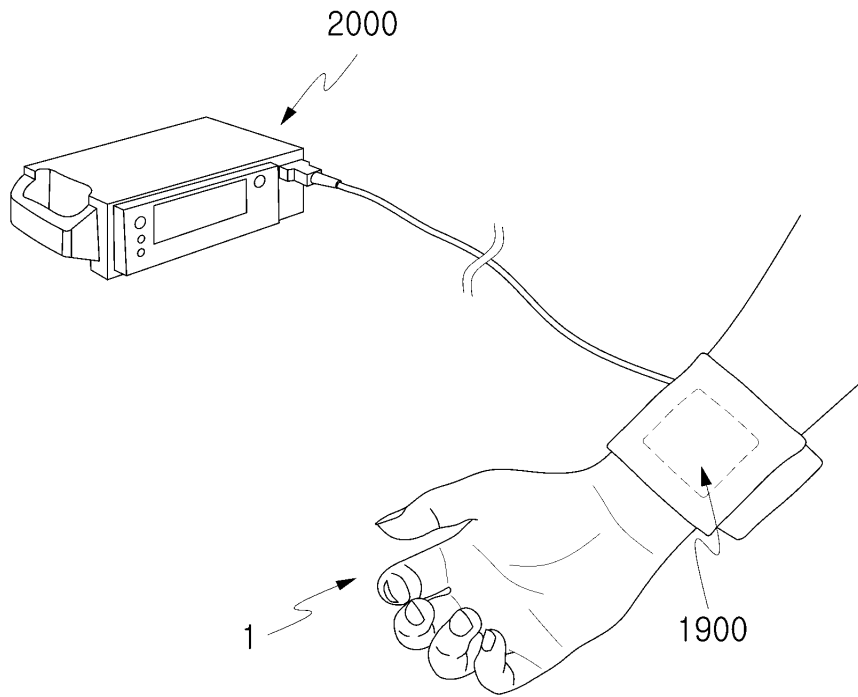
도면12



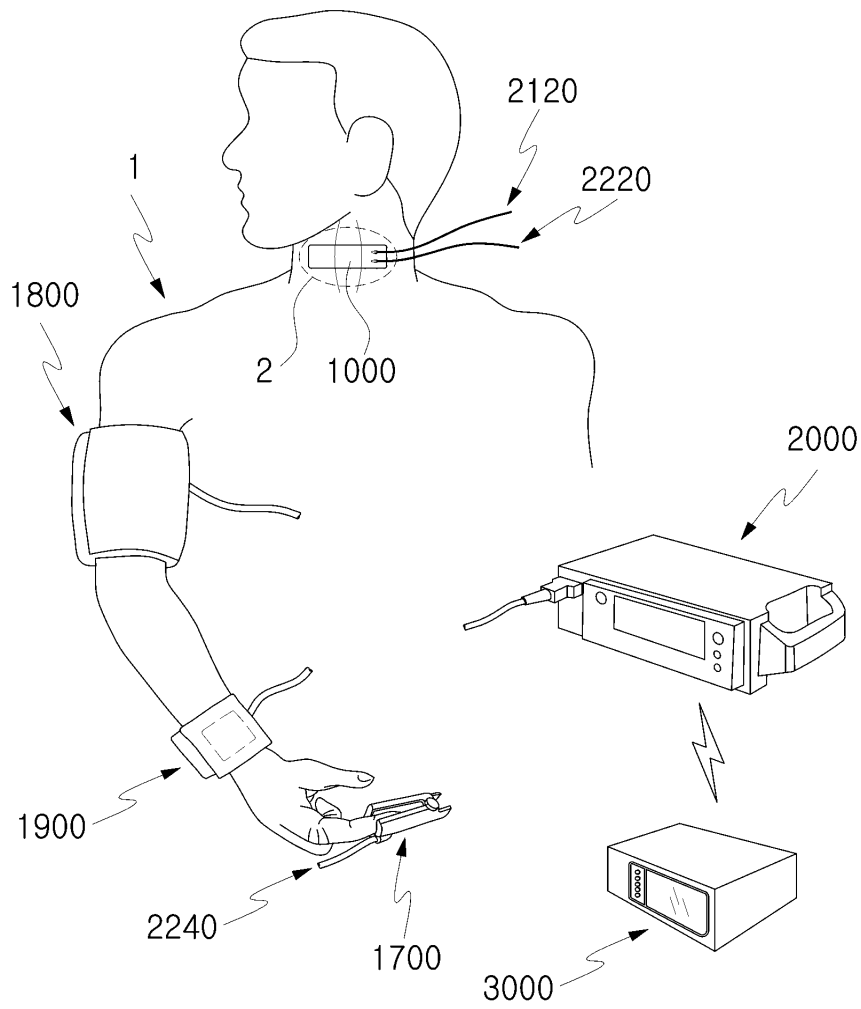
도면13



도면14



도면15



专利名称(译)	呼吸监测系统		
公开(公告)号	KR1020190052636A	公开(公告)日	2019-05-16
申请号	KR1020180135594	申请日	2018-11-07
[标]申请(专利权)人(译)	股份公司绝缘泡沫		
申请(专利权)人(译)	洛杉矶放大器有限公司 全北大学产学合作基金会		
[标]发明人	임재중		
发明人	임재중		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/08 A61B5/0002 A61B5/021 A61B5/024 A61B5/14551		
代理人(译)	IPS专利法		
优先权	62/583465 2017-11-08 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明实施例的呼吸监视系统是用于显示关于患者的呼吸状态的信息的呼吸监视系统，该信息是通过利用压电效应检测由患者的呼吸引起的振动而获得的以及薄膜状的压电材料，上部电极位于压电材料上方，压电材料夹在其间，下部电极位于压电材料下方。一种一次性呼吸感测装置，包括：压电膜，用于产生到上电极和下电极的压电信号；以及绝缘层，其设置在下电极的下方并阻挡与压电膜的电连接；以及电池，用于从电池向一次性呼吸感测装置供电的第一电源电缆，用于从一次性呼吸感测装置接收压电信号的第一通信电缆以及通过第一通信电缆接收的第一通信电缆。一种接口设备，包括：控制器，用于处理压电信号以产生呼吸信号；以及通信模块，用于将呼吸信号传输至外部设备。

