(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2021-0069330
(43) 공개일자 2021년06월11일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/08 (2006.01) *G01N 33/497* (2006.01)
H02N 1/04 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/082 (2013.01)
G01N 33/497 (2019.01)
(21) 출원번호 10-2019-0158996
(22) 출원일자 2019년12월03일
심사청구일자 2019년12월03일

(71) 출원인
경희대학교 산학협력단
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경희대학교 국제캠퍼스내)
(72) 발명자
김대원
서울 송파구 송파대로 345, 316동 1401호 (가락동, 헬리오시티)
김인겸
경기도 수원시 영통구 청명로59번길 59-1, 304(영통동)
(74) 대리인
특허법인도담

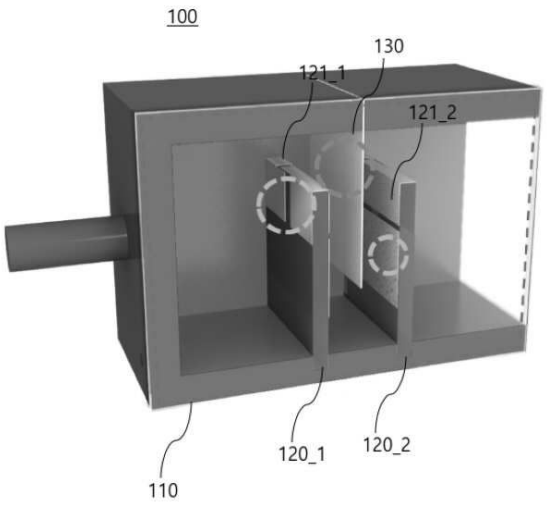
전체 청구항 수 : 총 9 항

(54) 발명의 명칭 **호흡 측정 센서 및 이를 이용한 호흡 운동 모니터링 시스템**

(57) 요 약

본 발명에 따른 호흡 측정 센서는 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기를 제공받는 하우징, 상기 하우징의 하측면에 특정 거리만큼 이격되어 각각 형성되며, 상기 하우징의 상측면과 비접촉되어 상기 공기의 이동 경로를 제공하며, 전극이 각각 형성되어 있는 복수의 기둥 및 상기 하우징의 상측면 중 상기 복수의 기둥 사이의 상측면에 형성되고, 상기 하우징의 하측면과 비접촉되는 길이로 형성되어 상기 공기의 이동에 따라 상기 복수의 기둥 중 적어도 하나의 기둥에 형성된 전극과 마찰되는 필름을 포함한다. 따라서, 본 발명은 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기의 이산화탄소 기체 분자의 양에 따라 사용자의 호흡 운동의 종류가 들숨인지 또는 날숨인지 여부를 판단할 수 있다는 장점이 있다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
H02N 1/04 (2013.01)
A61B 2560/0214 (2013.01)
A61B 2562/125 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기를 제공받는 하우징;

상기 하우징의 하측면에 특정 거리만큼 이격되어 각각 형성되며, 상기 하우징의 상측면과 비접촉되어 상기 공기의 이동 경로를 제공하며, 전극이 각각 형성되어 있는 복수의 기둥; 및

상기 하우징의 상측면 중 상기 복수의 기둥 사이의 상측면에 형성되고, 상기 하우징의 하측면과 비접촉되는 길이로 형성되어 상기 공기의 이동에 따라 상기 복수의 기둥 중 적어도 하나의 기둥에 형성된 전극과 마찰되는 필름을 포함하는 것을 특징으로 하는

호흡 측정 센서.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 복수의 기둥 각각에 형성된 전극은

상기 필름의 움직임에 따라 상기 필름과 마찰되는 위치에 형성되는 것을 특징으로 하는

호흡 측정 센서.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 복수의 기둥 중 어느 하나의 기둥의 전극에는

상기 호흡 운동의 종류에 따라 서로 다른 양의 이산화탄소 기체 분자가 부착되는 고분자 소재가 코팅되어 있는 것을 특징으로 하는 것을 특징으로 하는

호흡 측정 센서.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 고분자 소재가 코팅된 전극은

상기 공기의 이산화탄소 기체 분자의 양에 따라 해당 전극의 전기 정보가 변경되어 상기 전기 정보에 따라 상기 호흡 운동의 종류가 들숨인지 또는 날숨인지 여부를 판단가능하도록 하는 것을 특징으로 하는

호흡 측정 센서.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 필름은

상기 적어도 하나의 기둥에 형성된 전극과 마찰되어 마찰 에너지를 발생시키고,

상기 마찰 에너지는 전기 에너지로 변경되어 전력원으로 재사용되는 것을 특징으로 하는

호흡 측정 센서.

청구항 6

사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기를 제공받는 하우징, 상기 하우징의 하측면에 특정 거리만큼 이격되어 각각 형성되며, 상기 하우징의 상측면과 비접촉되어 상기 공기의 이동 경로를 제공하며, 전극이 각각 형성되어 있는 복수의 기둥 및 상기 하우징의 상측면 중 상기 복수의 기둥 사이의 상측면에 형성되고, 상기 하우징의 하측면과 비접촉되는 길이로 형성되어 상기 공기의 이동에 따라 상기 복수의 기둥 중 적어도 하나의 기둥에 형성된 전극과 마찰되는 필름을 포함하는 호흡 측정 센서; 및

상기 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기의 이산화탄소 기체 분자의 양에 따라 상기 전극의 전기 정보를 측정하여 상기 호흡 운동의 종류가 들숨인지 또는 날숨인지 여부를 판단하는 호흡 운동 모니터링 장치를 포함하는 것을 특징으로 하는

호흡 측정 센서를 이용한 호흡 운동 모니터링 시스템.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 복수의 기둥 중 어느 하나의 기둥의 전극에는

상기 호흡 운동의 종류에 따라 서로 다른 양의 이산화탄소 기체 분자가 부착되는 고분자 소재가 코팅되어 있는 것을 특징으로 하는 것을 특징으로 하는

호흡 측정 센서를 이용한 호흡 운동 모니터링 시스템.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 고분자 소재가 코팅된 전극은

상기 공기의 이산화탄소 기체 분자의 양에 따라 전기 정보가 변경되어 상기 전기 정보에 따라 상기 호흡 운동의 종류가 들숨인지 또는 날숨인지 여부를 판단가능하도록 하는 것을 특징으로 하는

호흡 측정 센서를 이용한 호흡 운동 모니터링 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 호흡 운동 모니터링 장치는

상기 전극의 전기 정보를 측정하고, 상기 전기 정보에 따라 상기 호흡 운동의 종류가 들숨인지 또는 날숨인지 여부를 판단하는 것을 특징으로 하는

호흡 측정 센서를 이용한 호흡 운동 모니터링 시스템.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 호흡 측정 센서 및 이를 이용한 호흡 운동 모니터링 시스템에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0003] 호흡수와 같은 생체 신호는 인체의 건강상태, 이상 유/무를 가장 간편하게 진단할 수 있는 요소 중 하나이다. 주로 중환자, 응급환자, 수술 중 환자, 또는 건강 유지에 취약한 노약들에게 생체신호측정기 (예를 들어, 호흡기)를 부착하여 지속적으로 생체신호를 체크하고 있다.

[0004] 예컨대, 수술 중인 환자에게 산소 마스크를 부착시켜 수술 중 환자의 호흡 상태를 지속적으로 체크하게 되는데, 산소 마스크는 환자에게 공포감을 줄 수 있으며, 산소 마스크와 호흡 상태 모니터링 장치를 연결하는 많은 수의 연결 선으로 인해 의사 등의 사용자의 동선에 제약을 주며, 다른 시술 또는 수술과 병행하기 어려운 불편한 점이 있었다.

[0005] 또한, 병원에서 입원 또는 수술하고 있는 환자뿐만 아니라, 병원 밖에서 생활을 하는 사용자들의 호흡 상태를 체크할 필요가 있는 경우가 많다. 예를 들어, 호흡 패턴이 불안정한 노약자나 부모와 다른 공간에서 생활하는 영 유아들의 호흡 패턴이나 수면 중 호흡 패턴을 측정할 필요가 있다. 특히, 최근에는 수면 중에 일시적으로 호흡을 하지 않는 질병인 수면 무호흡증을 진단하는 정도에서 나아가, 실제적인 호흡수 또는 호흡량을 측정하여 그 사용자의 건강상태를 진단하는데 활용할 필요가 있다.

[0006] 종래의 호흡 측정 방법은 호흡 측정 장치에 전원을 공급하여 사용자의 호흡을 측정하였다. 하지만, 호흡 측정 장치에 공급되는 전원이 차단되었을 때에는 사용자의 호흡을 측정할 수 없기 때문에 사용자의 호흡을 측정할 수 없다는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 전력 공급을 받지 않고도 사용자의 호흡을 측정할 수 있도록 하는 호흡 측정 센서 및 이를 이용한 호흡 운동 모니터링 시스템을 제공하는 것을 목적으로 한다.

[0009] 또한, 본 발명은 배터리를 교체하거나 전원을 입력하지 않고도 사용자의 호흡을 측정할 수 있도록 하는 호흡 측정 센서 및 이를 이용한 호흡 운동 모니터링 시스템을 제공하는 것을 목적으로 한다.

[0010] 또한, 본 발명은 공기의 이동에 따라 발생되는 마찰 에너지를 전기 에너지로 변환한 후에 전력원으로 사용 가능하도록 하는 호흡 측정 센서 및 이를 이용한 호흡 운동 모니터링 시스템을 제공하는 것을 목적으로 한다.

[0011] 또한, 본 발명은 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기의 이산화탄소 기체 분자의 양에 따라 사용자의 호흡 운동의 종류가 들숨인지 또는 날숨인지 여부를 판단할 수 있도록 하는 호흡 측정 센서 및 이를 이용한 호흡 운동 모니터링 시스템을 제공하는 것을 목적으로 한다.

[0013] 본 발명의 목적들은 이상에서 언급한 목적으로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 본 발명의 다른 목적 및 장점들은 하기의 설명에 의해서 이해될 수 있고, 본 발명의 실시예에 의해 보다 분명하게 이해될 것이다. 또한, 본 발명의 목적 및 장점들은 특허 청구 범위에 나타낸 수단 및 그 조합에 의해 실현될 수 있음을 쉽게 알 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0015] 이러한 목적을 달성하기 위한 호흡 측정 센서는 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기를 제공받는 하우징, 상기 하우징의 하측면에 특정 거리만큼 이격되어 각각 형성되며, 상기 하우징의 상측면과 비접촉되어 상기 공기의 이동 경로를 제공하며, 전극이 각각 형성되어 있는 복수의 기둥 및 상기 하우징의 상측면 중 상기 복수의 기둥 사이의 상측면에 형성되고, 상기 하우징의 하측면과 비접촉되는 길이로 형성되어 상기 공기의 이동에 따라 상기

복수의 기둥 중 적어도 하나의 기둥에 형성된 전극과 마찰되는 필름을 포함한다.

[0016] 또한, 이러한 목적을 달성하기 위한 호흡 측정 센서를 이용한 호흡 운동 모니터링 시스템은 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기를 제공받는 하우징, 상기 하우징의 하측면에 특정 거리만큼 이격되어 각각 형성되며, 상기 하우징의 상측면과 비접촉되어 상기 공기의 이동 경로를 제공하며, 전극이 각각 형성되어 있는 복수의 기둥 및 상기 하우징의 상측면 중 상기 복수의 기둥 사이의 상측면에 형성되고, 상기 하우징의 하측면과 비접촉되는 길이로 형성되어 상기 공기의 이동에 따라 상기 복수의 기둥 중 적어도 하나의 기둥에 형성된 전극과 마찰되는 필름을 포함하는 호흡 측정 센서 및 상기 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기의 이산화탄소 기체 분자의 양에 따라 상기 전극의 전기 정보를 측정하여 상기 호흡 운동의 종류가 들숨인지 또는 날숨인지 여부를 판단하는 호흡 운동 모니터링 장치를 포함한다.

발명의 효과

[0018] 전술한 바와 같은 본 발명에 의하면, 전력 공급을 받지 않고도 사용자의 호흡을 측정할 수 있다는 장점이 있다.

[0019] 또한 본 발명에 의하면, 배터리를 교체하거나 전원을 입력하지 않고도 사용자의 호흡을 측정할 수 있다는 장점이 있다.

[0020] 또한 본 발명에 의하면, 공기의 이동에 따라 발생되는 마찰 에너지를 전기 에너지로 변환한 후에 전력원으로 사용 가능하다는 장점이 있다.

[0021] 또한 본 발명에 의하면, 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기의 이산화탄소 기체 분자의 양에 따라 사용자의 호흡 운동의 종류가 들숨인지 또는 날숨인지 여부를 판단할 수 있다는 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

[0023] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 측정 센서를 설명하기 위한 사시도이다.

도 2는 도 1의 제1 기둥 및 제2 기둥을 설명하기 위한 도면이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 측정 센서를 이용한 호흡 운동 모니터링 시스템을 설명하기 위한 네트워크 구성도이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 측정 센서를 설명하기 위한 예시도이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 전극을 설명하기 위한 예시도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0024] 전술한 목적, 특징 및 장점은 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 후술되며, 이에 따라 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명의 기술적 사상을 용이하게 실시할 수 있을 것이다. 본 발명을 설명함에 있어서 본 발명과 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 상세한 설명을 생략한다. 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 바람직한 실시예를 상세히 설명하기로 한다. 도면에서 동일한 참조부호는 동일 또는 유사한 구성요소를 가리키는 것으로 사용된다.

[0026] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 측정 센서를 설명하기 위한 사시도이다.

[0027] 도 1을 참조하면, 호흡 측정 센서는 하우징(110), 제1 기둥(120_1), 제2 기둥(120_2) 및 필름(130)을 포함한다.

[0028] 하우징(110)은 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기를 제공받는다. 하우징(110)는 도 1과 같이 사각형 형태로 구현될 수 있으나 실시예에 따라는 서로 다른 형태로 변경될 수 있다.

[0029] 상기의 하우징(110)은 PLA (폴리 유산), ABS (아크릴로나이트릴 뷰타다이엔 스타이렌) 등으로 구현될 수 있다.

[0030] 하우징(110)의 일측면에는 공기 흡입 부재가 형성되어 있어 공기 흡입 부재를 통해 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기를 제공받을 수 있다.

[0031] 하우징(110)의 하측면에는 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2)가 특정 거리만큼 이격되어 형성되며 상측면과 비접촉되어 있어 공기의 이동 경로를 제공하기 때문에, 공기 흡입 부재를 통해 제공받은 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기는 이동 경로를 따라 이동하게 된다. 이를 위해, 하우징(110)의 높이는 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2)의 높이보다 높게 형성될 수 있다.

[0032] 하우징(110)의 상측면 중 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 사이의 상측면에는 하측면과 비접촉되는 길이로 형성된 필름(130)이 형성되어 있기 때문에 공기가 이동함에 따라 움직여 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 각각과 마찰하게 된다.

[0033] 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2)은 하우징(110)의 하측면에 특정 거리만큼 이격되어 각각 형성되며, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2)은 PMMA (폴리메타크릴산)으로 구현될 수 있다. 이러한 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2)은 하우징(110)의 상측면과 비접촉되어 상기 공기의 이동 경로를 제공한다.

[0034] 즉, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2)은 하우징(110)의 높이 보다 낮은 높이로 구현되어 하우징(110)의 하측면에 특정 거리만큼 이격되어 각각 형성됨으로써 하우징(110)의 상측면과 비접촉 상태를 유지하게 된다.

[0035] 상기와 같이, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 사이의 상측면과 비접촉 상태를 유지하도록 구현되는 이유는 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기가 하우징(110) 내부에 제공되면 공기가 이동되는 경로를 제공하기 위해서이다.

[0036] 따라서, 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기가 하우징(110)의 내부에 제공되면 공기는 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 및 하우징(110) 사이의 이격 공간을 통해 이동하게 된다.

[0037] 상기와 같이, 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기가 이동하게 되면서 하우징(110)의 상측면 중 상기 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 사이의 상측면에 형성된 필름(130)이 움직이게 되어 필름(130)이 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 적어도 하나의 기둥과 접촉하게 된다.

[0038] 상기의 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 각각에는 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2) 각각이 형성되어 있기 때문에 공기의 이동에 따라 필름(130)이 움직이게 되어 필름(130)이 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 적어도 하나의 기둥에 형성된 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)과 마찰하게 된다.

[0039] 이때, 필름(130)이 움직이며 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 적어도 하나의 기둥에 형성된 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)과 마찰하게 되면 마찰 에너지가 발생하게 된다. 이러한 마찰 에너지는 전기 에너지로 변환되어 전력원으로 다시 사용될 수 있다.

[0040] 상기와 같이, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 각각에는 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)이 각각 형성되어 있는데 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)의 형성 위치는 필름(130)의 움직임에 따라 마찰되는 위치로 결정될 수 있다.

[0041] 즉, 필름(130)의 길이에 따라 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2)과 마찰되는 위치가 변경되기 때문에 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 각각에 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)을 형성할 때 필름(130)과 마찰되는 면을 고려하여 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)을 형성해야 한다.

[0042] 일 실시예에서, 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)은 필름(130)의 길이가 짧아지면 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 각각의 위쪽에 형성될 수 있다.

[0043] 다른 일 실시예에서, 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)은 필름(130)의 길이가 길어지면 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 각각의 아래쪽에 형성될 수 있다.

[0044] 상기와 같이, 필름(130)의 길이 및 필름(130)과 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 사이의 마찰 위치를 고려하여 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)을 형성함으로써 필름(130)이 공기의 이동에 따라 움직여 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 각각의 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)과 마찰되도록 한다.

[0045] 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 어느 하나의 기둥의 전극에는 고분자 소재가 코팅되어 있다. 상기의 고분자 소재는 사용자의 호흡 운동에 따라 발생된 서로 다른 양의 이산화탄소 기체 분자가 부착되는 폴리에틸렌이민 등으로 구현될 수 있다. 이때, 고분자 소재는 폴리에틸렌이민을 탈염수와 1:9로 섞은 용액에 침지 코팅될 수 있다.

[0046] 일 실시예에서, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 제2 기둥(120_2)의 제2 전극(121_2)에는 고분자 소재

가 코팅될 수 있다.

[0047] 다른 일 실시예에서, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 제1 기둥(120_1)의 제1 전극(121_1)에는 고분자 소재가 코팅될 수 있다.

[0048] 상기와 같이, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 어느 하나의 기둥의 전극에만 고분자 소재가 코팅되는 이유는 고분자 소재에 사용자의 호흡 운동에 따라 발생된 서로 다른 양의 이산화탄소 기체 분자가 부착되면 고분자 소재가 코팅된 전극의 전기 정보가 변경되어 다른 하나의 전극의 전기 정보와 차이가 발생되기 때문이다.

[0049] 이와 같이, 호흡 운동의 종류에 따라 고분자 소재에 부착되는 이산화탄소 기체 분자의 양에 따라 고분자 소재가 코팅된 전극의 전기 정보가 변경되지만, 고분자 소재가 코팅되지 않은 전극의 전기 정보는 변경되지 않고 그대로 출력되기 때문에 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2) 각각의 전기 정보는 차이가 발생하게 된다.

[0050] 예를 들어, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 제1 기둥(120_1)의 전극(121_1)에는 고분자 소재가 코팅되어 있지 않고 제2 기둥(120_2)의 제2 전극(121_2)에 고분자 소재가 코팅되어 있는 경우, 제2 전극(121_2)에 코팅된 고분자 소재에 공기의 이산화탄소 기체 분자가 부착되어 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2) 각각의 전기 정보는 차이가 발생하게 된다.

[0051] 다른 예를 들어, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 제1 기둥(120_1)의 전극(121_1)에는 고분자 소재가 코팅되어 있고 제2 기둥(120_2)의 제2 전극(121_2)에 고분자 소재가 코팅되어 있지 않은 경우, 제1 전극(121_1)에 코팅된 고분자 소재에 공기의 이산화탄소 기체 분자가 부착되어 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2) 각각의 전기 정보는 차이가 발생하게 된다.

[0052] 상기와 같이, 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2) 각각의 전기 정보가 다르며, 전기 정보의 차이는 사용자의 호흡 운동의 종류를 판단하는데 사용될 수 있다. 이러한 과정은 이하의 도 3을 참조하여 보다 구체적으로 설명하기로 한다.

[0053] 필름(130)은 하우징(110)의 상측면 중 상기 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 사이의 상측면에 형성되며, FEP (불소화 에틸렌 프로필렌) 등으로 구현될 수 있다. 이때, 필름(130)은 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 사이의 상측면의 가운데에 형성되어 제1 기둥(120_1) 및 필름(130)의 이격 거리 및 제2 기둥(120_2) 및 필름(130)의 이격 거리는 동일하게 된다.

[0054] 이때, 제1 기둥(120_1) 및 필름(130)의 이격 거리 및 제2 기둥(120_2) 및 필름(130)의 이격 거리는 공기의 흐름에 따라 필름(130)이 움직여 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 적어도 하나의 기둥과 마찰되도록 하기 위한 거리로 결정될 수 있다.

[0055] 필름(130)은 하우징(110)의 하측면과 비접촉되는 길이로 형성되어 공기의 이동에 따라 움직여 상기 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 적어도 하나의 기둥에 형성된 전극과 마찰된다. 이때, 필름(130)은 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2)의 중간 지점에 위치하기 때문에 공기의 이동에 따라 적어도 하나의 기둥에 형성된 전극과 마찰될 수 있다.

[0056] 상기와 같이, 필름(130)이 움직여 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2)과 마찰되는 위치에는 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)이 각각 형성되어 있기 때문에 마찰 에너지가 발생하게 된다. 이러한 마찰 에너지는 전기 에너지로 변환되어 전력원으로 다시 사용될 수 있다.

[0058] 도 2는 도 1의 제1 기둥 및 제2 기둥을 설명하기 위한 도면이다.

[0059] 도 2를 참조하면, 참조번호(a) 및 참조번호(b)와 같이 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 각각에는 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)이 각각 형성되어 있다. 이때, 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)의 형성 위치는 필름(도 1, 130)의 움직임에 따라 마찰되는 위치로 결정될 수 있다.

[0060] 즉, 필름(130)의 길이에 따라 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2)과 마찰되는 위치가 변경되기 때문에 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 각각에 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)을 형성할 때 필름(130)과 마찰되는 면을 고려하여 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)을 형성해야 한다.

[0061] 또한, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 어느 하나의 기둥의 전극에는 고분자 소재(122)가 코팅되어 있다. 상기의 고분자 소재(122)는 이산화탄소 흡착 기능을 가지기 때문에 사용자의 호흡 운동에 따라 발생된 공

기의 이산화탄소 기체 분자가 부착되는 폴리에틸렌이민 등으로 구현될 수 있다.

[0062] 예를 들어, 참조번호(a)와 같이 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 제1 기둥(120_1)의 제1 전극(121_1)에는 고분자 소재(122)가 코팅될 수 있다.

[0063] 다른 예를 들어, 참조번호(b)와 같이 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 제2 기둥(120_2)의 제2 전극(121_2)에는 고분자 소재(122)가 코팅될 수 있다.

[0064] 상기와 같이, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 어느 하나의 기둥의 전극에만 고분자 소재가 코팅되는 이유는 고분자 소재에 사용자의 호흡 운동에 따라 발생된 공기의 이산화탄소 기체 분자가 부착되면 고분자 소재가 코팅된 전극의 전기 정보가 변경되어 다른 하나의 전극의 전기 정보와 차이가 발생되기 때문이다.

[0065] 이와 같이, 호흡 운동의 종류에 따라 고분자 소재(122)에 부착되는 이산화탄소 기체 분자의 양에 따라 고분자 소재(122)가 코팅된 전극의 전기 정보가 변경되지만, 고분자 소재(122)가 코팅되지 않은 전극의 전기 정보는 변경되지 않고 그대로 출력되기 때문에 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2) 각각의 전기 정보는 차이가 발생하게 된다.

[0066] 예를 들어, 참조번호(a)와 같이 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 제1 기둥(120_1)의 전극(121_1)에는 고분자 소재가 코팅되어 있고 제2 기둥(120_2)의 제2 전극(121_2)에 고분자 소재가 코팅되어 있지 않은 경우, 제1 전극(121_1)에 코팅된 고분자 소재(122)에 호흡 운동의 종류에 따라 서로 다른 양의 이산화탄소 기체 분자가 부착되어 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2) 각각의 전기 정보는 차이가 발생하게 된다.

[0067] 다른 예를 들어, 참조번호(b)와 같이 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 제1 기둥(120_1)의 전극(121_1)에는 고분자 소재가 코팅되어 있지 않고 제2 기둥(120_2)의 제2 전극(121_2)에 고분자 소재가 코팅되어 있는 경우, 제2 전극(121_2)에 코팅된 고분자 소재(122)에 호흡 운동의 종류에 따라 서로 다른 양의 이산화탄소 기체 분자가 부착되어 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2) 각각의 전기 정보는 차이가 발생하게 된다.

[0069] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 측정 센서를 이용한 호흡 운동 모니터링 시스템을 설명하기 위한 네트워크 구성도이다.

[0070] 도 3을 참조하면, 호흡 운동 모니터링 시스템은 호흡 측정 센서(100) 및 호흡 운동 모니터링 장치(200)를 포함한다.

[0071] 호흡 측정 센서(100)는 하우징(110), 제1 기둥(120_1), 제2 기둥(120_2) 및 필름(130)을 포함한다.

[0072] 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2)은 하우징(110)의 하측면에 특정 거리만큼 이격되어 각각 형성된다. 이러한 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2)은 하우징(110)의 상측면과 비접촉되어 상기 공기의 이동 경로를 제공한다.

[0073] 또한, 상기의 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 각각에는 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)이 각각 형성되어 있으며, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 제2 기둥(120_2)의 제2 전극(121_2)에는 고분자 소재가 코팅될 수 있다.

[0074] 이와 같은 이유는 사용자의 호흡 운동의 종류에는 들숨 및 날숨이 있으며, 사용자의 호흡 운동에 따라 발생된 공기의 이산화탄소 기체 분자의 양을 측정하여 사용자의 호흡 운동의 종류를 판단하기 위해서이다.

[0075] 상기와 같이, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 제2 기둥(120_2)의 제2 전극(121_2)에 코팅된 고분자 소재에는 공기가 움직임에 따라 공기의 이산화탄소 기체 분자가 부착되게 된다.

[0076] 만일, 제2 기둥(120_2)의 제2 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)에 코팅된 고분자 소재에 공기의 이산화탄소 기체 분자가 부착되면 고분자 소재가 코팅된 제2 전극(121_2)에서 출력되는 전기 정보가 변경될 것이다.

[0077] 따라서, 본 발명은 제2 기둥(120_2)의 제2 전극(121_2)에 코팅된 고분자 소재에 부착되는 이산화탄소 기체 분자의 양에 따라 고분자 소재가 코팅된 제2 전극(121_2)에서 출력되는 전기 정보는 사용자의 호흡 운동의 종류를 판단하는데 사용될 수 있다.

[0078] 호흡 운동 모니터링 장치(200)는 호흡 측정 센서(100)의 제2 기둥(120_2)에 형성된 전극의 전기 정보를 측정하여 호흡 운동의 종류가 들숨인지 또는 날숨인지 판단한다.

[0079] 즉, 호흡 운동 모니터링 장치(200)는 제2 기둥(120_2)에 형성된 전극(121_2)의 전기 정보를 측정하여 호흡 운동

의 종류가 들숨인지 또는 날숨인지 판단한다.

[0080] 이와 같은 이유는, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 제2 기둥(120_2)의 제2 전극(121_2)에는 고분자 소재가 코팅되어 있으며, 사용자의 호흡 운동에 따라 서로 다른 양의 이산화탄소 기체 분자가 부착된다.

[0081] 만일, 제2 기둥(120_2)의 제2 전극(121_2)에 코팅된 고분자 소재에 이산화탄소 기체 분자가 부착되는 경우, 분자 소재가 코팅된 제2 전극(121_2)에서 출력되는 전기 정보가 변경될 것이다.

[0082] 즉, 제2 기둥(120_2)의 제2 전극(121_2)에 코팅된 고분자 소재에 부착된 이산화탄소 기체 분자의 양에 따라 제2 전극(121_2)에서 출력되는 전기 정보가 변경될 것이다.

[0083] 따라서, 호흡 운동 모니터링 장치(200)는 제2 기둥(120_2)에 형성된 제2전극(121_2)의 전기 정보를 측정하여 호흡 운동의 종류가 들숨인지 또는 날숨인지 판단할 수 있다.

[0084] 즉, 호흡 운동 모니터링 장치(200)는 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 각각에 형성된 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2) 각각에서 측정된 전기 정보를 수신한 후 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2) 각각에서 측정된 전압의 차이 값에 따라 호흡 운동의 종류가 들숨인지 또는 날숨인지 여부를 판단할 수 있다.

[0085] 일 실시예에서, 호흡 운동 모니터링 장치(200)는 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2) 각각에서 측정된 전압의 차이 값이 특정 값 이상이면 호흡 운동의 종류가 날숨이라고 판단할 수 있다.

[0086] 다른 일 실시예에서, 호흡 운동 모니터링 장치(200)는 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2) 각각에서 측정된 전압의 차이 값이 특정 값 이하이면 호흡 운동의 종류가 들숨이라고 판단할 수 있다.

[0087] 상술한 실시예와는 달리, 호흡 운동 모니터링 장치(200)는 제2 전극(121_2)에서 전압을 측정한 후에 전압 별 호흡 운동 종류 데이터베이스를 참조로 전압에 해당하는 호흡 운동의 종류를 판단할 수 있다.

[0088] 이와 같은 이유는, 사용자의 호흡 운동에 따라 고분자 소재에 부착되는 이산화탄소 기체 분자의 양의 달라지게 되므로 고분자 소재가 코팅된 전극의 전기 정보가 변경되기 때문이다.

[0089] 예를 들어, 사용자의 호흡 운동의 종류가 날숨인 경우 고분자 소재에 부착되는 이산화탄소 기체 분자의 양이 증가할 것이고, 사용자의 호흡 운동의 종류가 들숨인 경우 분자 소재에 부착되는 이산화탄소 기체 분자의 양이 감소할 것이다.

[0091] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡 측정 센서를 설명하기 위한 예시도이다. 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 전극을 설명하기 위한 예시도이다.

[0092] 도 4 및 도 5를 참조하면, 하우징(110)은 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기를 제공받는다. 하우징(110)는 도 1과 같이 사각형 형태로 구현될 수 있으나 실시예에 따라는 서로 다른 형태로 변경될 수 있다. 상기의 하우징(110)은 PLA (폴리 유산), ABS (아크릴로나이트릴 뷰타다이엔 스타이렌) 등으로 구현될 수 있다.

[0093] 하우징(110)의 상측면 중 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 사이의 상측면에는 하측면과 비접촉되는 길이로 형성된 필름(130)이 형성되어 있기 때문에 공기가 이동함에 따라 움직여 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 각각과 마찰하게 된다. 즉, 도 4와 같이 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2)은 하우징(110)의 상측면으로부터 1㎜ 이격되는 비접촉되는 길이로 형성될 수 있으며, 폭은 20㎜로 구현될 수 있다.

[0094] 즉, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2)은 하우징(110)의 상측면에 1㎜만큼 이격되어 각각 형성되며, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2)은 PMMA (폴리메타크릴산)으로 구현될 수 있다. 이러한 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2)은 하우징(110)의 상측면과 비접촉되어 상기 공기의 이동 경로를 제공한다.

[0095] 상기와 같이, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 사이의 상측면과 1㎜만큼 이격되어 비접촉 상태를 유지하도록 구현되는 이유는 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기가 하우징(110) 내부에 제공되면 공기가 이동되는 경로를 제공하기 위해서이다.

[0096] 따라서, 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기가 하우징(110)의 내부에 제공되면 공기는 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 및 하우징(110) 사이의 이격 공간을 통해 이동하게 된다.

[0097] 상기와 같이, 사용자의 호흡 운동에 의해 발생된 공기가 이동하게 되면서 하우징(110)의 상측면 중 상기 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 사이에 5㎜씩 이격된 중간 위치에 형성된 필름(130)이 움직이게 되어 필름(130)

이 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 적어도 하나의 기둥과 접촉하게 된다.

[0098] 상기의 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 각각에는 도 5와 같은 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2) 각각이 형성되어 있기 때문에 공기의 이동에 따라 필름(130)이 움직이게 되어 필름(130)이 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 적어도 하나의 기둥에 형성된 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)과 마찰하게 된다.

[0099] 이때, 필름(130)이 움직이며 5㎜만큼 이격된 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 적어도 하나의 기둥에 형성된 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2)과 마찰하게 되면 마찰 에너지가 발생하게 된다. 이러한 마찰 에너지는 전기 에너지로 변환되어 전력원으로 다시 사용될 수 있다.

[0100] 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 어느 하나의 기둥의 전극에는 고분자 소재가 코팅되어 있다. 상기의 고분자 소재는 사용자의 호흡 운동에 따라 발생된 서로 다른 양의 이산화탄소 기체 분자가 부착되는 폴리에틸렌이민 등으로 구현될 수 있다. 이때, 고분자 소재는 폴리에틸렌이민을 탈염수와 1:9로 섞은 용액에 침지 코팅될 수 있다.

[0101] 상기와 같이, 제1 기둥(120_1) 및 제2 기둥(120_2) 중 어느 하나의 기둥의 전극에만 고분자 소재가 코팅되는 이유는 고분자 소재에 사용자의 호흡 운동에 따라 발생된 서로 다른 양의 이산화탄소 기체 분자가 부착되면 고분자 소재가 코팅된 전극의 전기 정보가 변경되어 다른 하나의 전극의 전기 정보와 차이가 발생되기 때문이다.

[0102] 이와 같이, 호흡 운동의 종류에 따라 고분자 소재에 부착되는 이산화탄소 기체 분자의 양에 따라 고분자 소재가 코팅된 전극의 전기 정보가 변경되지만, 고분자 소재가 코팅되지 않은 전극의 전기 정보는 변경되지 않고 그대로 출력되기 때문에 제1 전극(121_1) 및 제2 전극(121_2) 각각의 전기 정보는 차이가 발생하게 된다.

[0104] 이상과 같이 본 발명은 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 본 발명은 상기의 실시예에 한정되는 것은 아니며, 이는 본 발명이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 따라서, 본 발명 사상은 아래에 기재된 특허청구범위에 의해서만 파악되어야 하고, 이의 균등 또는 등가적 변형 모두는 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

부호의 설명

[0106] 100: 호흡 측정 센서

110: 하우징,

120_1: 제1 기둥,

120_2: 제2 기둥,

121_1: 제1 전극,

121_2: 제2 전극,

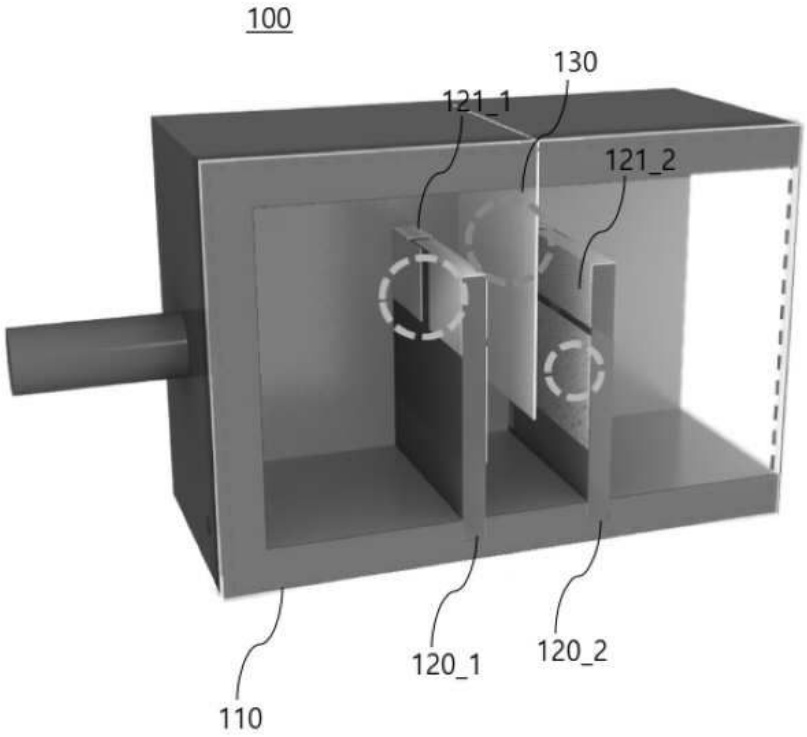
122: 고분자 소재,

130: 필름,

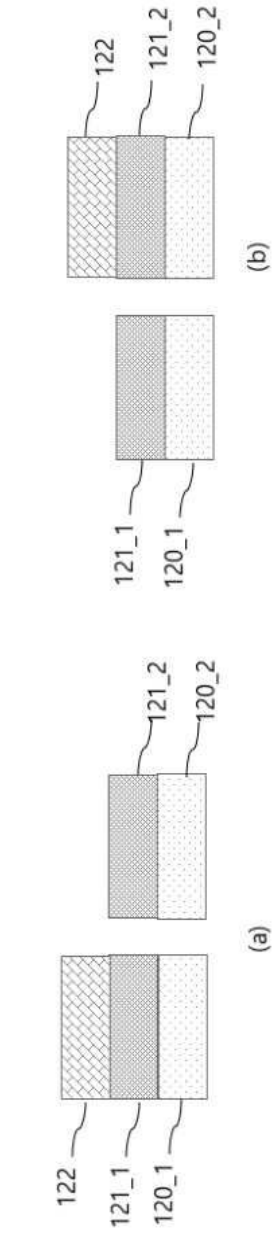
200: 호흡 운동 모니터링 장치

도면

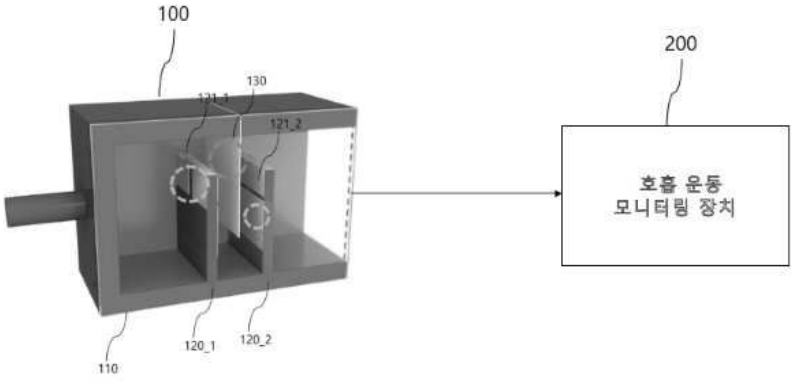
도면1



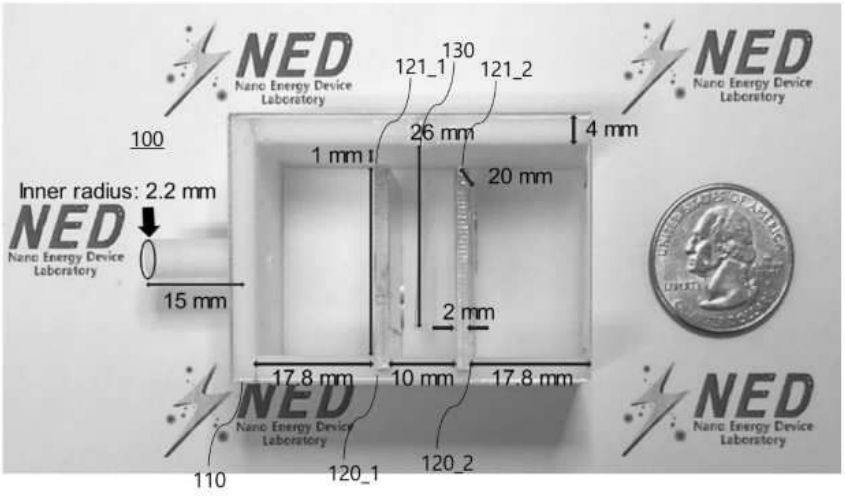
도면2


122
121_2
120_2
(b)
121_1
120_1
121_2
120_2
(a)
122
121_1
120_1

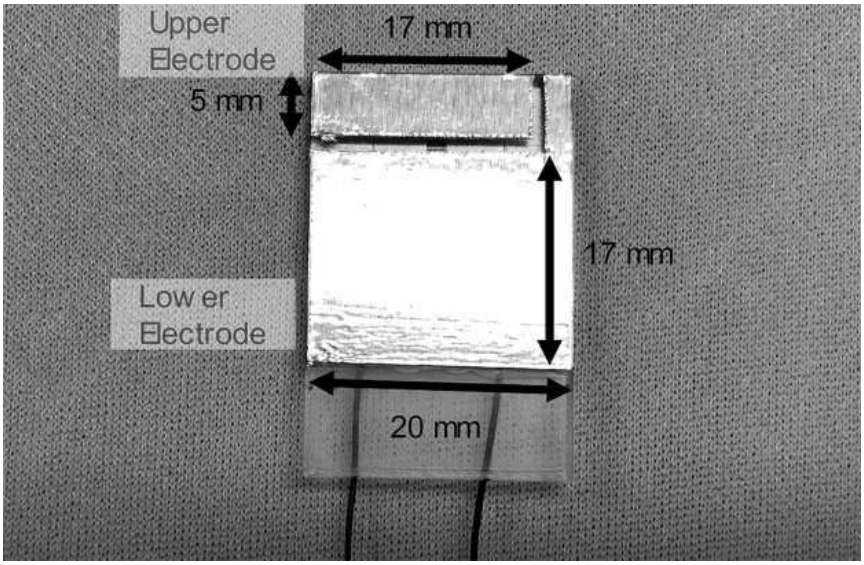
도면3


100
130
121_1
121_2
120_1
120_2
110
200
호흡 운동
모니터링 장치

도면4


NED
Nano Energy Device Laboratory
100
130
121_1
121_2
26 mm
4 mm
1 mm
20 mm
Inner radius: 2.2 mm
15 mm
2 mm
17.8 mm
10 mm
17.8 mm
110
120_1
120_2

도면5


Upper Electrode
17 mm
5 mm
17 mm
Low er Electrode
20 mm