



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0079752
(43) 공개일자 2017년07월10일

- | | |
|--|--|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 <i>A61B 5/04</i> (2006.01) <i>A61B 5/0408</i> (2006.01)
 <i>A61B 5/0478</i> (2006.01) <i>A61B 5/0492</i> (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
 <i>A61B 5/04</i> (2013.01)
 <i>A61B 5/0408</i> (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2015-0190654
 (22) 출원일자 2015년12월31일
 심사청구일자 2015년12월31일</p> | <p>(71) 출원인
 고려대학교 산학협력단
 서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)</p> <p>(72) 발명자
 이상훈
 서울특별시 성북구 북악산로 828, 101동 1408호 (정릉동, 쌍용아파트)</p> <p>김한섭
 서울특별시 도봉구 도봉로106길 48 (창동)
 (뒷면에 계속)</p> <p>(74) 대리인
 특허법인충현</p> |
|--|--|

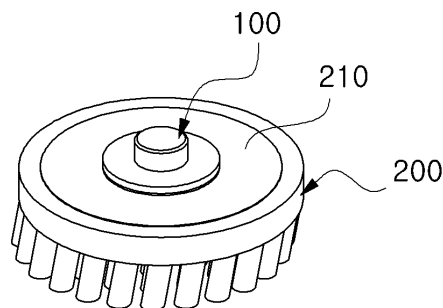
전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 발명의 명칭 **생체신호측정용 전극센서 및 제조방법**

(57) 요약

본 발명의 일실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서는, 생체신호를 전달하는 본체 및 상기 본체의 하부에서 연장되고 일정한 간격으로 형성된 복수개의 돌기, 복수개의 상기 돌기 중 임의 돌기와 이웃한 돌기 사이에 공간부가 형성된 고분자 전극; 상기 고분자 전극의 상부에 형성된 전도성 접착층; 하부는 상기 전도성 접착층에 대하여 배치되고, 상부는 외부장치가 접촉하여 외부로 신호를 연결하는 스냅커넥터; 및 상기 전도성 접착층과 상기 스냅커넥터 사이에 배치되고, 상기 전도성 접착층과 상기 스냅커넥터를 고정하며, 상기 고분자 전극의 생체신호를 상기 스냅커넥터로 전달하는 메탈접착층을 포함한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/0478 (2013.01)

A61B 5/0492 (2013.01)

A61B 2562/0209 (2013.01)

A61B 2562/12 (2013.01)

(72) 발명자

이중훈

서울특별시 송파구 오금로 432, 1동 408호 (가락동, 삼환가락아파트)

황지영

서울특별시 성북구 솔샘로1길 19, 604호 (정릉동)

황하련

전라북도 군산시 백토로 117, 503동 905호 (나운동, 주공5단지아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 HI14C0771

부처명 보건복지부

연구관리전문기관 한국보건산업진흥원

연구사업명 의료기기기술개발

연구과제명 고위험 부정맥 환자의 조기 색출과 돌연 심장사 예방이 가능한 웨어러블 모니터-체세동기 개발

기 여 율 1/2

주관기관 (주)씨유메디칼시스템

연구기간 2014.06.01 ~ 2019.04.30이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 NRF-2015R1D1A1A01056964

부처명 교육부

연구관리전문기관 한국연구재단

연구사업명 이공학개인지초연구지원사업(기본연구)

연구과제명 웨어러블 디바이스 기술로의 응용을 위한 탄소나노튜브 복합소재 개발에 대한 연구

기 여 율 1/2

주관기관 고려대학교

연구기간 2015.11.01 ~ 2016.10.31

명세서

청구범위

청구항 1

생체신호를 전달하는 본체 및 상기 본체의 하부에서 연장되고 일정한 간격으로 형성된 복수개의 돌기, 복수개의 상기 돌기 중 임의 돌기와 이웃한 돌기 사이에 공간부가 형성된 고분자 전극;

상기 고분자 전극의 상부에 형성된 전도성 접착층;

하부는 상기 전도성 접착층에 대향하여 배치되고, 상부는 외부장치가 접촉하여 외부로 신호를 연결하는 스냅커넥터; 및

상기 전도성 접착층과 상기 스냅커넥터 사이에 배치되고, 상기 전도성 접착층과 상기 스냅커넥터를 고정하며, 상기 고분자 전극의 생체신호를 상기 스냅커넥터로 전달하는 메탈접착층을 포함하는 생체신호 측정용 전극센서.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 공간부에 털이 배치된 것을 특징으로 하는 생체 신호측정용 전극센서.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 임의 돌기와 상기 이웃한 돌기는 일단이 생체에 접하고, 상기 본체의 일 방향으로 기울어져 형성된 것을 특징으로 하는 생체신호측정용 전극센서.

청구항 4

청구항 3에 있어서,

상기 고분자 전극의 중심 단면을 기준으로, 상기 임의 돌기와 상기 이웃한 돌기는 서로 평행하게 형성된 것을 특징으로 하는 생체신호측정용 전극센서.

청구항 5

청구항 1에 있어서,

상기 임의 돌기와 상기 이웃한 돌기는 일단이 생체에 접하고, 각각 상기 본체의 둘레 방향으로 벌어지도록 형성된 것을 특징으로 하는 생체신호측정용 전극센서.

청구항 6

청구항 5에 있어서,

상기 돌기는 상기 고분자 전극의 중심에서 상기 본체의 둘레 방향으로 벌어지면, 상기 돌기가 상기 본체의 둘레 방향으로 둔각을 갖도록 형성된 것을 특징으로 하는 생체신호측정용 전극센서.

청구항 7

청구항 1에 있어서,

상기 스냅커넥터는

상기 메탈접착층에 접착되어 고정되는 고정부;

상기 고정부의 상부로 돌출되어 외부기기에 연결되는 연결부를 포함하며,

상기 고정부와 연결부는 서로 다른 면적을 갖도록 형성된 것을 특징으로 하는 생체신호측정용 전극센서.

청구항 8

청구항 1에 있어서,

상기 전도성 접착층의 상부에 배치되고, 생체신호 측정시 상기 고분자 전극의 하부방향으로 생체를 감싸도록 일측밴드와 타측밴드가 서로 체결되는 접착밴드를 포함하는 생체신호측정용 전극센서.

청구항 9

청구항 8에 있어서,

상기 일측밴드는 갈고리 또는 걸림고리가 형성되고, 상기 타측밴드는 상기 갈고리 또는 걸림고리에 대응하여 체결되는 것을 특징으로 하는 생체신호측정용 전극센서.

청구항 10

- a) 몰드를 이용하여 본체와 상기 본체의 하부에 형성된 복수개의 돌기를 구비한 고분자 전극을 형성하는 단계;
- b) 상기 본체의 상부에 전도성 접착층을 형성하는 단계;
- c) 상기 몰드에서 본체와 돌기를 분리하는 단계;
- d) 상기 전도성 접착층의 상부에 메탈접착층을 형성하는 단계; 및
- e) 상기 메탈접착층의 상부에 스냅커넥터를 접착하는 단계를 포함하는 생체신호측정용 전극센서의 제작방법.

청구항 11

청구항 10에 있어서,

- a) 단계; 이전에

상기 몰드의 표면은 테프론 테이프가 접착되어 있는 단계를 포함하는 생체신호측정용 전극센서의 제작방법.

청구항 12

청구항 11에 있어서,

상기 고분자 전극은 상기 본체 및 복수개의 상기 돌기를 구비하고, 복수개의 상기 돌기 중 임의 돌기와 이웃한 돌기 사이에 공간부가 형성된 것을 특징으로 하는 생체신호측정용 전극센서의 제작방법.

청구항 13

청구항 12에 있어서,

상기 공간부에 털이 배치된 것을 특징으로 하는 생체신호측정용 전극센서의 제작방법.

청구항 14

청구항 12에 있어서,

상기 임의 돌기와 상기 이웃한 돌기는 일단이 생체에 접하고, 상기 본체의 일 방향으로 기울어져 형성된 것을 특징으로 하는 생체신호측정용 전극센서의 제작방법.

청구항 15

청구항 12에 있어서,

상기 고분자 전극의 중심 단면을 기준으로, 상기 임의 돌기와 상기 이웃한 돌기는 서로 평행하게 형성된 것을 특징으로 하는 생체신호측정용 전극센서의 제작방법.

청구항 16

청구항 12에 있어서,

상기 임의 돌기와 상기 이웃한 돌기는 일단이 생체에 접하고, 각각 상기 본체의 둘레 방향으로 벌어지도록 형성된 것을 특징으로 하는 생체신호측정용 전극센서의 제작방법.

청구항 17

청구항 12에 있어서,

상기 돌기는 상기 고분자 전극의 중심에서 상기 본체의 둘레 방향으로 벌어지면, 상기 돌기가 상기 본체의 둘레 방향으로 둔각을 갖도록 형성된 것을 특징으로 하는 생체신호측정용 전극센서의 제작방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 생체신호측정용 전극센서 및 제조방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 일반적으로 생체신호측정용 전극센서는 생체신호를 측정하기 위해 피부 표면상에 전극을 부착하게 된다. 종래 생체신호측정용 전극센서는 금속 전극과 피부 사이에 전도성 풀이나 젤(gel)을 주입하여 피부와의 임피던스를 줄이고 생체신호를 측정할 수 있었으나, 장기간 사용할 경우 피부에 알러지(알레르기: allergy) 반응이나 통증을 유발하고, 시간이 지남에 따라 젤이 증발하여 신호품질이 저하될 뿐만 아니라 신체의 움직임에 의한 잡음이 발생하여 장시간 측정이 불가능했다.

[0003] 따라서, 장시간 생체신호를 측정하기 위해 전도성 젤을 사용하지 않는 건성전극(dry electrode)이 개발되었으나, 피부 부착력이 낮아 임피던스 차이가 발생하여 신호의 왜곡이 발생하고, 유연성이 낮아 생체의 움직임에 취약하며 장시간 생체신호를 측정할 수 없는 문제가 발생하였다.

[0004] 상술한 바와 같은 문제점을 해결하기 위해, 일상생활에서 피부 표면에 밀착되어 장시간 생체신호를 모니터링하면

서 생체신호측정용 전극센서의 고정화 방법 및 제조방법이 연구되고 있다(특허문헌 1).

선행기술문헌

특허문헌

[0005] (특허문헌 0001) KR 10-2011-0015335 A

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 본 발명은 상술한 바와 같은 종래기술의 문제점을 해결하기 위해 안출된 것으로서, 본 발명의 목적은 생체신호 측정용 전극센서를 장시간 사용 가능하고, 생체의 굴곡 및 운동시에도 착용 가능한 생체신호측정용 전극센서를 제공한다.

[0007] 또한, 복수개의 돌기 중 임의 돌기와 이웃한 돌기 사이에 공간부를 형성하여, 장시간 착용가능하고 털을 제거하지 않으면서 생체신호 측정이 가능한 생체신호측정용 전극센서를 제공한다.

과제의 해결 수단

[0008] 본 발명의 실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서는, 생체신호를 전달하는 본체 및 상기 본체의 하부에서 연장되고 일정한 간격으로 형성된 복수개의 돌기, 복수개의 상기 돌기 중 임의 돌기와 이웃한 돌기 사이에 공간부가 형성된 고분자 전극; 상기 고분자 전극의 상부에 형성된 전도성 접착층; 하부는 상기 전도성 접착층에 대하여 배치되고, 상부는 외부장치가 접촉하여 외부로 신호를 연결하는 스냅커넥터; 및 상기 전도성 접착층과 상기 스냅커넥터 사이에 배치되고, 상기 전도성 접착층과 상기 스냅커넥터를 고정하며, 상기 고분자 전극의 생체신호를 상기 스냅커넥터로 전달하는 메탈접착층을 포함한다.

[0009] 또한, 공간부에 털이 배치되고, 상기 임의 돌기와 상기 이웃한 돌기는 일단이 생체에 접하고, 상기 본체의 일 방향으로 기울어져 형성된다.

[0010] 또한, 상기 고분자 전극의 중심 단면을 기준으로, 상기 임의 돌기와 상기 이웃한 돌기는 서로 평행하게 형성되고, 상기 임의 돌기와 상기 이웃한 돌기는 일단이 생체에 접하고, 각각 상기 본체의 둘레 방향으로 벌어지도록 형성된다.

[0011] 또한, 돌기는 상기 고분자 전극의 중심에서 상기 본체의 둘레 방향으로 벌어지면, 상기 돌기가 상기 본체의 둘레 방향으로 둔각을 갖도록 형성되며, 상기 스냅커넥터는 상기 메탈접착층에 접착되어 고정되는 고정부; 및 상기 고정부의 상부로 돌출되어 외부기기에 연결되는 연결부를 포함하며, 상기 고정부와 연결부는 서로 다른 면적을 갖도록 형성된다.

[0012] 또한, 전도성 접착층의 상부에 배치되고, 생체신호 측정시 상기 고분자 전극의 하부방향으로 생체를 감싸도록 일측밴드와 타측밴드가 서로 체결되는 접착밴드를 포함하며, 상기 일측밴드는 갈고리 또는 걸림고리가 형성되고, 상기 타측밴드는 상기 갈고리 또는 걸림고리에 대응하여 체결된다.

[0013] 본 발명에 따른 생체신호측정용 전극센서의 제작방법은, a) 몰드를 이용하여 본체와 상기 본체의 하부에 형성된 복수개의 돌기를 구비한 고분자 전극을 형성하는 단계; b) 상기 본체의 상부에 전도성 접착층을 형성하는 단계; c) 상기 몰드에서 본체와 돌기를 분리하는 단계; d) 상기 전도성 접착층의 상부에 메탈접착층을 형성하는 단계; 및 e) 상기 메탈접착층의 상부에 스냅커넥터를 접착하는 단계를 포함한다.

[0014] 또한, a) 단계; 이전에 상기 몰드의 표면은 테프론 테이프가 접착되어 있는 단계를 포함한다.

[0015] 또한, 고분자 전극은 상기 본체 및 복수개의 상기 돌기를 구비하고, 복수개의 상기 돌기 중 임의 돌기와 이웃한 돌기 사이에 공간부가 형성되며, 상기 공간부에 털이 배치된다.

[0016] 또한, 상기 임의 돌기와 상기 이웃한 돌기는 일단이 생체에 접하고, 상기 본체의 일 방향으로 기울어져 형성되

며, 상기 고분자 전극의 중심 단면을 기준으로, 상기 임의 돌기와 상기 이웃한 돌기는 서로 평행하게 형성된다.

[0017] 또한, 임의 돌기와 상기 이웃한 돌기는 일단이 생체에 접하고, 각각 상기 본체의 둘레 방향으로 벌어지도록 형성되며, 상기 돌기는 상기 고분자 전극의 중심에서 상기 본체의 둘레 방향으로 벌어지면, 상기 돌기가 상기 본체의 둘레 방향으로 둔각을 갖도록 형성되는 것이 바람직하다.

[0018] 본 발명의 특징 및 이점들은 첨부도면에 의거한 다음의 상세한 설명으로 더욱 명백해질 것이다. 이에 앞서, 본 명세서 및 청구범위에 사용된 용어나 단어는 통상적이고, 사전적인 의미로 해석되어서는 아니 되며, 발명자가 그 자신의 발명을 가장 최선의 방법으로 설명하기 위해 용어의 개념을 적절하게 정의할 수 있다는 원칙에 입각하여 본 발명의 기술적 사상에 부합되는 의미와 개념으로 해석되어야만 한다.

발명의 효과

[0019] 본 발명의 실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서는, 고분자재질의 고분자 전극을 사용함으로써, 운동 및 장시간 지속적으로 착용 가능한 생체신호측정용 전극센서를 제공하는 효과가 있다.

[0020] 또한, 복수개의 돌기 중 임의 돌기와 이웃한 돌기 사이에 틈이 배치되기 위한 공간부를 형성함으로써, 접촉부위의 감소로 인한 신호불량을 개선하는 효과가 있다.

[0021] 또한, 복수개의 돌기 중 임의 돌기와 이웃한 돌기 사이에 틈이 배치되기 위한 공간부를 형성함으로써, 틈을 제거하지 않고 생체신호를 측정하는 효과가 있다.

[0022] 또한, 고분자 전극을 몰드(mold) 공정으로 생산함으로써, 제작과정이 단순화되고 생산효율을 증대하여 제작단가를 줄이는 효과가 있다.

[0023] 또한, 고분자 전극을 몰드(mold)로 생산함으로써, 종래 고분자 전극에 패턴을 형성하여 전기적으로 연결하지 않고 고분자 전극 자체로 전기적 연결이 가능한 생체신호측정용 전극센서를 제공하는 효과가 있다.

[0024] 또한, 전도성 접착층과 스냅커넥터 사이에 메탈접착층을 형성함으로써, 스냅커넥터와 전도성 접착층의 고정력이 용이한 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0025] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서의 사시도.

도 2는 도 1에 대한 단면도.

도 3은 본 발명의 다른 실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서의 사용 예시도.

도 4는 도 1에 대한 생체신호측정용 전극센서의 조립 예시도.

도 5는 본 발명의 다른 형태에 따른 생체신호측정용 전극센서의 단면도.

도 6은 도 5에 대한 고분자 전극의 실제 제작예시도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0026] 본 발명의 목적, 특정한 장점들 및 신규한 특징들은 첨부된 도면들과 연관되는 이하의 상세한 설명과 바람직한 실시예로부터 더욱 명백해질 것이다. 본 명세서에서 각 도면의 구성요소들에 참조번호를 부가함에 있어서, 동일한 구성 요소들에 한해서는 비록 다른 도면상에 표시되더라도 가능한 한 동일한 번호를 가지도록 하고 있음에 유의하여야 한다. 또한, 제1, 제2 등의 용어는 다양한 구성요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안 된다. 상기 용어들은 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다. 또한, 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 기술에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우 그 상세한 설명은 생략한다.

- [0027] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세히 설명하기로 한다. 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서의 사시도, 도 2는 도 1에 대한 단면도, 도 3은 본 발명의 다른 실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서의 사용 예시도, 도 4는 도 1에 대한 생체신호측정용 전극센서의 제작 예시도, 도 5는 본 발명의 다른 형태에 따른 생체신호측정용 전극센서의 단면도 및 도 6은 도 5에 대한 고분자 전극의 실제 제작 예시도이다.
- [0028] 생체신호(EEG)는 신체의 근육 세포들이나 신경 세포들에서 발생하는 전위 또는 전류 형태의 신호로, 생체전위 또는 생체 전류라고도 하며, 뇌전도 신호, 심전도 신호, 안정도 신호, 근전도 신호일 수 있으며 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0029] 도 1 내지 도 2를 참조하여 설명하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서는, 생체신호를 전달하는 본체(237) 및 상기 본체(237)의 하부에서 연장되고 일정한 간격으로 형성된 복수개의 돌기(230), 복수개의 상기 돌기(230) 중 임의 돌기와 이웃한 돌기 사이에 공간부(235)가 형성된 고분자 전극(200); 상기 고분자 전극(200)의 상부에 형성된 전도성 접착층(210); 하부는 상기 전도성 접착층(210)에 대향하여 배치되고, 상부는 외부장치가 접촉하여 외부로 신호를 연결하는 스냅커넥터(100); 및 상기 전도성 접착층(210)과 상기 스냅커넥터(100) 사이에 배치되고, 상기 전도성 접착층(210)과 상기 스냅커넥터(100)를 고정하며, 상기 고분자 전극(200)의 생체신호를 상기 스냅커넥터(100)로 전달하는 메탈접착층(300)을 포함한다.
- [0030] 도 1 또는 도 2를 참조하여 설명하면, 고분자 전극(200)은 전달된 생체신호가 스냅커넥터(100)를 통해서 외부장치로 신호를 전달한다. 또한, 고분자 전극(200)은 생체신호를 전달하는 본체(237) 및 본체(237)의 하부에서 연장되어 두개 이상 형성된 돌기(230), 복수개의 돌기(230) 중 임의 돌기와 이웃한 돌기 사이에 일 방향으로 가지런히 털(h)을 배치하는 공간부(235)를 포함한다.
- [0031] 고분자 전극(200)의 재료는 디메틸 실리콘 오일(MEP)과 중점도 폴리디메틸실록산(PDMS)가 혼합된 혼합물에 함유된 전도성 필러의 함량이 3 내지 15 중량%, 바람직하게는 4 내지 8 중량%이다. 예컨대, 디메틸 실리콘 오일(MEP)과 중점도 폴리디메틸실록산(PDMS)의 총 함량은 90 내지 99 중량%이고, 전도성 필러의 함량은 1 내지 10 중량%이다. 여기서, 폴리디메틸실록산(PDMS) 내에 함유된 전도성 필러의 함량이 상기 범위를 벗어나는 경우에는 물성이 저하될 수 있다.
- [0032] 고분자 전극(200)의 재료는 전도성은 6 Ω/sq 이하이며, 인장강도는 1 내지 3 Mpa이고, 접촉각은 90 내지 99°로서, 우수한 전도성, 인장강도 및 접촉각을 갖는 것이 바람직하다.
- [0033] 본체(237)는 전도성 접착층(210), 스냅커넥터(100) 및 메탈접착층(300) 등이 배치되는 공간을 제공한다. 또한, 본체(237) 상부에는 전도성 접착층(210)이 적층되고, 하부에는 다수개의 돌기(230)가 형성된다. 이때, 본체(237)의 하부는 돌기(230)가 일 방향으로 연장되어 형성된다. 즉, 본체(237)는 돌기(230)에서 측정된 생체신호를 전도성 접착층(210)으로 전달한다.
- [0034] 도 2를 참조하여 설명하면, 돌기(230)의 상부는 본체(237)에 일체로 형성되고, 돌기(230)의 하부는 신체에 접하여 생체신호를 측정한다. 또한, 돌기(230)는 본체(237)의 하부에서 복수 개가 배치된다. 이때, 본 발명의 설명의 편의를 위해, 복수개의 돌기(230) 중 임의 돌기를 제1 돌기(231)로 명명하고, 이웃한 돌기를 제2 돌기(233)로 명명한다.
- [0035] 즉, 돌기(230)는 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233)가 본체(237)의 하부에 다수 개가 배치되고, 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233)는 서로 이격되어 형성된다. 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233)는 본체(237)의 하부에서 일 방향으로 둔각(α)을 갖도록 형성되는 것이 적절하다. 이때, 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233)는 120도로 형성되는 것이 바람직하다. 이는, 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233)가 120도로 형성되어 생체 신호 측정의 효율을 높이기 위함이다.
- [0036] 이때, 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233)는 본체(237)의 하부에서 연장되어 평행하게 형성되고, 고분자 전극(200)

의 중심 단면을 기준으로, 일 방향으로 기울어져 형성된다.

- [0037] 또한, 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233)는 서로 이격되어 형성되고, 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233) 사이에 공간부(235)가 형성된다.
- [0038] 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233)는 털을 빗질하여 일 방향으로 결을 정렬하고, 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233)의 하단부는 털의 길이 방향 중간을 헤집고 들어가 피부에 접촉한다. 이때, 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233)의 하부는 피부 접촉면적을 넓게 하기 위하여 평면으로 형성된다.
- [0039] 즉, 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233)는 가지런히 정렬된 털의 길이방향에 대하여 내부로 헤집어서 피부에 접하고, 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233)는 기울어진 경사 면을 따라 가지런히 정렬된 털이 배치된다.
- [0040] 이때, 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233)의 재질은 폴리디메틸실론산(polydimethylsiloxane)에 전기전도성 물질이 함유될 수 있다.
- [0041] 이때, 전도성 물질은 탄소나노튜브(CNT)를 사용하는 것이 바람직하다. 구체적으로, 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233)는 폴리디메틸실론산(polydimethylsiloxane) 100 중량부에 대하여 탄소나노튜브(CNT)가 1 내지 6 중량부로 함유되는 것이 적절하다. 좀더 바람직하게는, 폴리디메틸실론산(polydimethylsiloxane)의 100 중량부에 대하여 탄소나노튜브(CNT)는 3 내지 5 중량부로 함유한다. 그러면, 탄소나노튜브(CNT)가 전술한 범위로 함유되면 폴리디메틸실론산(polydimethylsiloxane) 기반의 고분자 전극이 내부에서 확산배치되어 경화되기 때문이다.
- [0042] 만약, 탄소나노튜브(CNT)가 전술한 범위 미만으로 함유되면, 탄소나노튜브(CNT)는 고분자 전극 내부에서 충분히 확산되어 경화될 수 없다. 즉, 탄소나노튜브(CNT)가 생체신호를 전도성 접촉층(210)로 전달하지 못하고 생체신호가 끊기는 현상이 발생 된다.
- [0043] 또한, 탄소나노튜브(CNT)가 전술한 범위 이상으로 함유되면, 탄소나노튜브(CNT)가 외부로 분리되어 고분자 전극(200)의 외주면으로 분리되고, 탄소나노튜브(CNT)가 신체에 장시간 접촉하지 못한다. 즉, 사용자의 피부에 접하여 알레르기 및 피부 트러블이 발생한다.
- [0044] 공간부(235)는 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233) 사이에 형성되고, 생체신호를 측정시에 일방향으로 가지런히 정렬된 털이 위치된다. 또한, 공간부(235)는 생체신호를 측정시에 피부로부터 배출된 땀을 고이지 않도록 한다. 즉, 공간부(235)는 땀을 외부로 배출하기 위한 통로 역할을 하고, 대기를 순환하여 땀 발생을 억제한다.
- [0045] 도 6을 참조하여 설명하면, 본체(237)와 돌기(230)는 몰드(mold) 형틀에 주입되어 제작되는 것이 바람직하다. 즉, 본체(237)와 돌기(230)는 몰드(m) 형태에 따라 다양하게 형성된다. 또한, 몰드(m)는 표면에 테프론 테이프가 부착된다. 테프론 테이프는 몰드(m)와 고분자 전극(200)이 분리가 용이하도록 한다. 즉, 테프론 테이프는 고분자 전극(200)과 몰드(m)의 분리가 용이하게 분리한다.
- [0046] 도 4를 참조하여 설명하면, 전도성 접촉층(210)은 고분자 전극(200)의 상부표면에 형성되고, 후술할 메탈접착층(300)과 접촉된다(도 4a 또는 4b를 참조). 즉, 전도성 접촉층(210)은 고분자 전극(200)과 메탈접착층(300)을 일체로 연결하고, 고분자 전극(200)과 메탈접착층(300)의 접합성을 향상하기 위하여 평면으로 형성된다.
- [0047] 전도성 접촉층(210)은 고분자 전극(200)의 외부충격을 흡수하고, 생체에서 전달된 생체신호를 메탈접착층(300)에 전달한다. 또한, 전도성 접촉층(210)은 메탈접착층(300)과 고분자 전극(200)의 접촉중 발생된 열변형을 방지한다. 즉, 전도성 접촉층(210)은 고분자 전극(200)과 메탈접착층(300) 사이의 열전도를 낮추거나 방지하는 역할도 수행한다.
- [0048] 그리고, 전도성 접촉층(210)은 전도성 테이프를 접착하여 사용한다. 이는, 전도성 접촉층(210)은 고분자 전극(200)과 메탈접착층(300)을 접착하기 위함이다. 즉, 전도성 접촉층(210)은 금속과 금속을 서로 일체로 접착한다.
- [0049] 도 2 또는 도 4를 참조하여 설명하면, 메탈접착층(300)은 전도성 접촉층(210)의 표면에 접착하고, 전도성 접촉층(210)의 중앙에 배치된다. 또한, 메탈접착층(300)은 스냅커넥터(100)와 전도성 접촉층(210)을 연결한다(도 4c

또는 도 4d를 참조).

- [0050] 메탈접착층(300)의 재질은 생체신호를 전달하기 위하여 은(AG), 구리(Cu) 및 납(Pb) 등을 사용한다. 조금더 바람직하게는, 메탈접착층(300)의 재질은 실버 에폭시를 사용하여 전도성 접착층(210)과 스냅커넥터(100)를 연결하는 것이 적절하다. 이는, 메탈접착층(300)이 전도성 접착층(210)과 스냅커넥터(100)를 접착시 경화하여 일체로 형성하기 위함이다.
- [0051] 도 1 또는 도 2를 참조하여 설명하면, 스냅커넥터(100)는 생체에서 전달된 생체신호를 외부장치로 전달한다. 즉, 스냅커넥터(100)는 생체에서 측정된 생체신호를 고분자 전극(200), 전도성 접착층(210) 및 메탈접착층(300)을 거쳐 외부기기로 전송한다. 이때, 외부장치는 측정된 생체신호를 모니터 가능한 PC일 수도 있다.
- [0052] 스냅커넥터(100)는 메탈접착층(300)에 접착되어 고정되는 고정부(150)와 고정부(150)의 상부로 돌출되어 외부장치에 연결되는 연결부(110)를 포함하며, 스냅커넥터(100)는 상단부와 하단부를 기준으로 서로 다른 면적을 갖도록 형성된다.
- [0053] 고정부(150)의 하부는 메탈접착층(300)에 적층되어 형성되고, 고정부(150)는 상부로 돌출되어 외부장치에 연결되는 연결부(110)가 형성된다. 연결부(110)의 말단부는 외부장치에 연결된다.
- [0054] 도 3을 참조하여 설명하면, 접착밴드(400)는 고분자 전극(200)을 생체에 고정한다. 접착밴드(400)는 일측과 타측이 서로 체결가능한 벨크로(430)가 형성된다.
- [0055] 또한, 접착밴드(400)는 신축성 재질을 사용하고, 전도성 접착층(210)의 상부에 배치된다. 그러면, 접착밴드(400)는 생체신호 측정시에 고분자 전극(200)의 하부방향으로 생체를 감싸도록 체결된다. 이때, 접착밴드(400)는 일측밴드(410)와 타측밴드(420)가 벨크로(430)를 사용하여 체결된다.
- [0056] 즉, 벨크로(430)의 일측밴드(410)는 갈고리 또는 걸림 고리가 형성되고, 벨크로(430)의 타측밴드(420)는 일측밴드(410)의 갈고리 또는 걸림 고리에 대응하여 형성된다. 이때, 접착밴드(400)의 일측밴드(410)와 타측밴드(430)는 붙고 떨어지고를 반복하여 사용한다.
- [0057] 도 5를 참조하여 설명하면, 본 발명의 다른 형태에 따른 생체신호측정용 전극센서는, 본 발명의 제1 실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서의 동일구성 요소인 전도성 접착층, 메탈접착층 및 스냅커넥터 및 고분자 전극의 반복된 설명은 생략한다.
- [0058] 본 발명의 제1 실시예에 따른 본체(237)와 돌기(230)는 도 5에 도시된 바와 같이 본체(237)와 복수개의 돌기(230)가 배치된 형상이 다르다. 즉, 본 발명의 제2 실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서는, 고분자 전극(200)의 중심 단면을 기준으로 돌기(230)는 본체(237)의 일측과 타측 방향으로 각각 기울어져 형성된다.
- [0059] 이를 자세히 설명하면, 복수개의 돌기(230)는 본체(237)의 하부에서 연장되어 형성된다. 이때, 고분자 전극(200)의 중심 단면을 기준으로, 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233)는 둘레방향으로 둔각을 갖도록 형성된다.
- [0060] 즉, 고분자 전극(200)의 중심 단면을 기준으로, 돌기(230)의 일면은 본체(237)에서 연장되어 둘레 방향으로 90도 $\leq \alpha < 130$ 도로 벌어지게 형성된다.
- [0061] 좀더, 바람직하게는, 고분자 전극(200)의 중심 단면을 기준으로 돌기(230)의 일면은 본체(237)에서 연장되어 둘레 방향으로 120도로 형성된다. 이때, 제1 돌기(231)와 제2 돌기(233)는 고분자 전극(200)의 중심 단면을 기준으로 둘레 방향으로 120도 벌어지도록 형성된다.
- [0062] 이는, 본체(237)와 돌기(230)가 몰드(m)에서 용이하게 분리하기 위함이다. 즉, 돌기(230)는 본체(237)의 단면 중앙을 기준으로 일측과 타측이 서로 대칭으로 형성된다.
- [0063] 도 6을 참조하여 설명하면, 본 발명에 따른 생체신호측정용 전극센서의 제조방법은, 본 발명의 제1 실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서의 동일 구조 및 재질은 생략한다.
- [0064] 본 발명에 따른 생체신호측정용 전극센서의 제조방법에 대하여 자세히 설명하면, a) 몰드(m)를 이용하여 본체

(237)와 상기 본체(237)의 하부에 형성된 복수개의 돌기(230)를 구비한 고분자 전극(200)을 형성하는 단계; b) 상기 고분자 전극(200)의 상부에 전도성 접착층(210)을 형성하는 단계; c)상기 몰드(m)에서 고분자 전극(200)을 분리하는 단계; d)상기 전도성 접착층(210)의 상부에 메탈접착층(300)을 형성하는 단계; e)상기 스냅커넥터(100)와 상기 메탈접착층(300)을 접착하는 단계;를 포함한다.

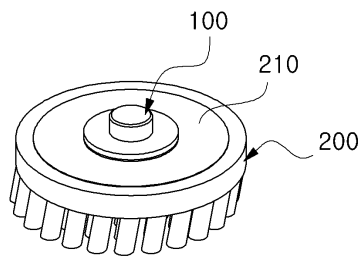
- [0065] 용액을 몰드(m) 형틀에 투입한다. 이때, 몰드(m) 내부는 테프론 테이프(teflon tape)가 표면에 형성된다(도 6a를 참조). 이때, 테프론 테이프는 몰드(m)의 내부에서 투입된 용액이 경화과정에서 서로 반응하지 않도록 경계선 역할을 한다. 그리고, 몰드(m) 내부는 용액이 투입 후 2~4시간 동안 80℃로 온도를 유지하여 경화하는 것이 바람직하다. 즉, 몰드(m) 내부는 용액이 경화되어 고분자 전극(200)이 형성된다(도 6b를 참조).
- [0066] 또한, 고분자 전극(200)의 상부는 전도성 접착층(210)을 형성한다(도 6c를 참조). 이때, 전도성 접착층(210)은 별도로 제작되거나 고분자 전극(200)의 상부에 테이프 형태로 접착한다(도 6d를 참조). 또한, 전도성 접착층(210)은 고분자 전극(200)의 상부에 페이스트(paste)로 형성될 수도 있다.
- [0067] 즉, 고분자 전극(200)은 상부에 전도성 접착층(210)이 형성되고, 몰드(m)에서 분리한다(도 6e를 참조). 이때, 몰드(m)와 고분자 전극(200)은 테프론 테이프로 인해 분리가 용이하다.
- [0068] 또한, 전도성 접착층(210)은 표면에 메탈접착층(300)이 접착된다. 이때, 전도성 접착층(210)과 메탈접착층(300)은 열접착 한다.
- [0069] 이때, 전도성 접착층(210)과 메탈접착층(300)이 서로 경화하여 일체로 형성되면, 전도성 접착층(210)은 메탈접착층(300)과 고분자 전극(200)의 열변형을 방지한다. 즉, 전도성 접착층(210)은 고분자 전극(200)과 메탈접착층(300)이 서로 경화 시에 온도가 고분자 전극(200)으로 전도되는 것을 늦추거나 방지한다.
- [0070] 메탈접착층(300)은 실버 에폭시 재질을 사용하고, 고분자 전극(200)과 스냅커넥터(100)를 일체로 연결한다. 이때, 스냅커넥터(100)는 메탈접착층(300)에 대하여 배치된다. 그리고, 스냅커넥터(100)는 메탈접착층(300)에 접착되어 고정하는 고정부(150); 고정부(150)의 상부로 돌출되어 외부기기에 연결되는 연결부(110)를 포함하며, 고정부(150)와 연결부(110)는 서로 다른 면적을 갖도록 형성한다.
- [0071] 본 발명의 기술사상은 상기 바람직한 실시예에 따라 구체적으로 기술되었으나, 전술한 실시예들은 그 설명을 위한 것이며, 그 제한을 위한 것이 아님을 주의하여야 한다. 또한, 본 발명의 기술분야의 통상의 전문가라면 본 발명의 기술사상의 범위 내에서 다양한 실시가 가능함을 이해할 수 있을 것이다.

부호의 설명

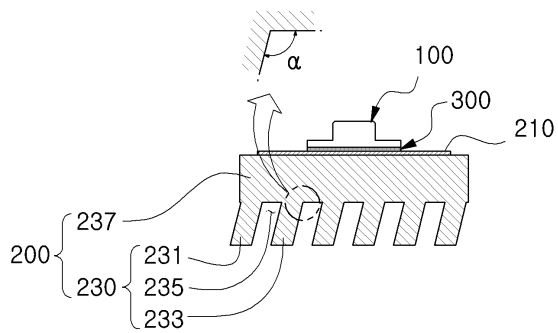
- [0072] 100: 스냅커넥터 110: 연결부
150: 고정부 200: 고분자 전극
210: 전도성 접착층 230: 돌기
231: 제1 돌기 233: 제2 돌기
235: 공간부 237: 플레이트
300: 메탈접착층 400: 접착밴드
410: 일측밴드 430: 타측밴드
430: 벨크로 h: 털
m: 몰드

도면

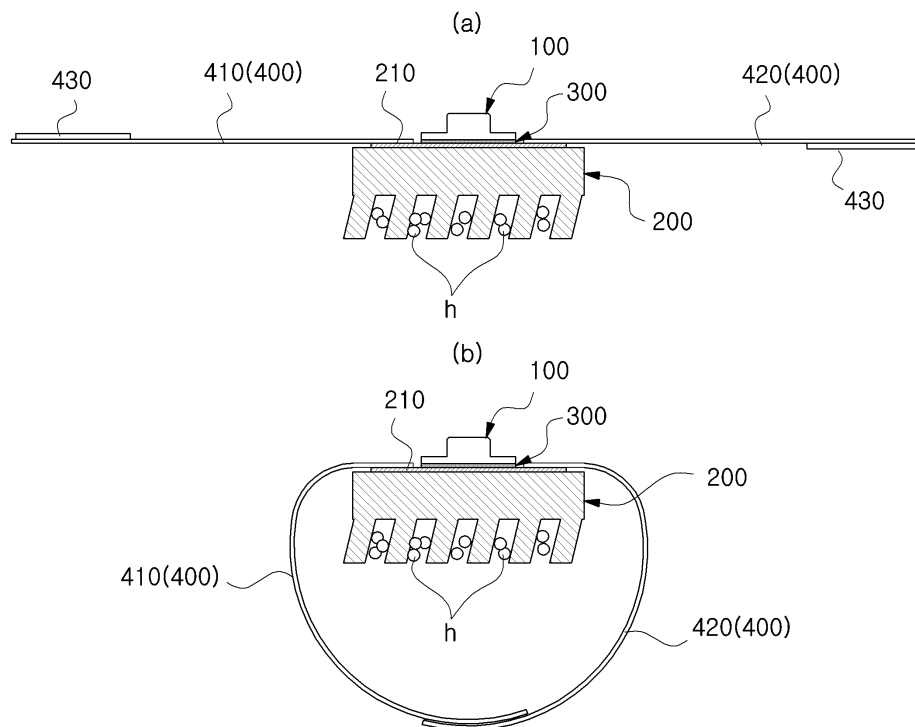
도면1



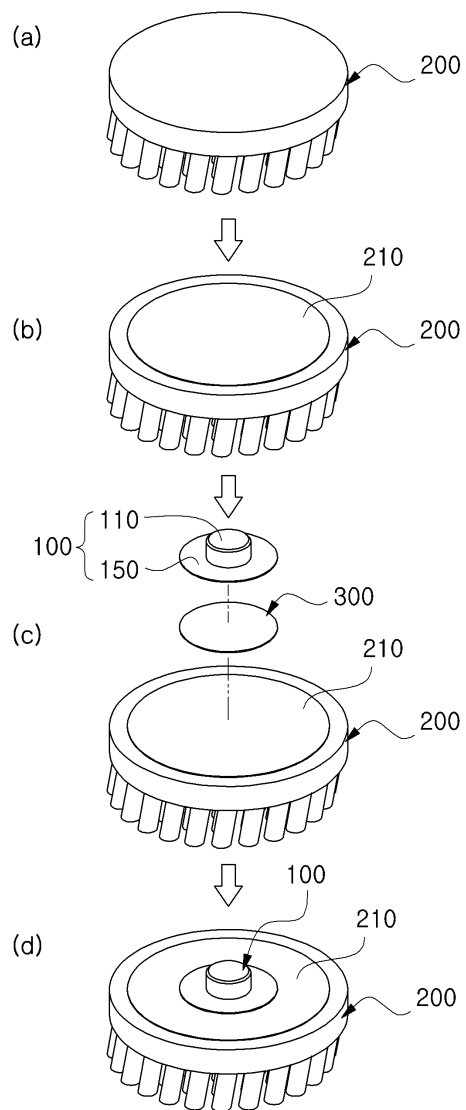
도면2



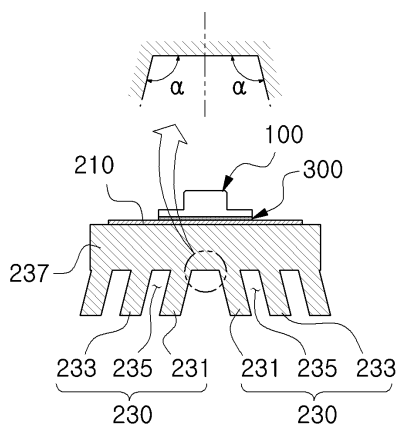
도면3



도면4



도면5



도면6

