(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2016년10월20일
(11) 등록번호 10-1668022
(24) 등록일자 2016년10월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/04 (2006.01) *A61B 5/0408* (2006.01)
A61B 5/0478 (2006.01) *A61B 5/0492* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/04 (2013.01)
A61B 5/0408 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0126140
(22) 출원일자 2015년09월07일
심사청구일자 2015년09월07일
(56) 선행기술조사문헌
KR1020130020429 A
KR101527937 B1
KR1020140082380 A
KR101632969 B1

(73) 특허권자
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
(72) 발명자
이상훈
서울특별시 성북구 북악산로 828, 101동 1408호 (정릉동, 쌍용아파트)
김한섭
서울특별시 도봉구 도봉로106길 48 (창동)
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인충현

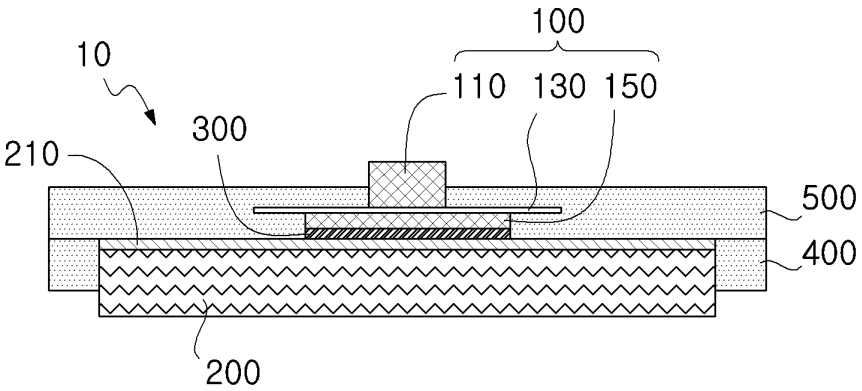
전체 청구항 수 : 총 14 항 심사관 : 유창용

(54) 발명의 명칭 **생체신호측정용 전극센서 및 제조방법**

(57) 요 약

본 발명의 일실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서는, 생체에 접하는 고분자 전극; 상기 고분자 전극의 상부에 적층된 전도성 플레이트; 일측은 상기 전도성 플레이트에 대향하여 배치되고, 타측은 외부기기가 접촉하여 외부로 신호를 연결하는 스냅커넥터; 상기 전도성 플레이트와 스냅커넥터 사이에 배치되어 고정하고, 상기 고분자 전극의 생체신호를 상기 스냅커넥터로 전달하는 메탈접착층; 및 상기 고분자 전극의 외주면을 따라 상부로 연장되며 상기 전도성 플레이트까지 형성된 접착층을 포함한다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61B 5/0478 (2013.01)
A61B 5/0492 (2013.01)
A61B 2562/02 (2013.01)
A61B 2562/125 (2013.01)
(72) 발명자
이중훈
서울특별시 송파구 오금로 432, 1동 408호 (
가락동, 삼환가락아파트)
황지영
전라북도 김제시 용지면 장신3길 7

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 HI14C0771
부처명 보건복지부
연구관리전문기관 한국보건산업진흥원
연구사업명 의료기기기술개발사업
연구과제명 심전도 측정을 위한 피부형 다기능 전극과 자극용 전극 개발
기 여 율 1/1
주관기관 고려대학교 산학협력단
연구기간 2015.05.01 ~ 2016.04.30

명 세 서

청구범위

청구항 1

생체에 접하는 고분자 전극;

상기 고분자 전극의 상부에 적층된 전도성 플레이트;

일측은 상기 전도성 플레이트에 대향하여 배치되고, 타측은 외부기기가 접촉하여 외부로 신호를 연결하는 스냅커넥터;

상기 전도성 플레이트와 스냅커넥터 사이에 배치되고, 전도성 플레이트와 스냅커넥터를 고정하고, 상기 고분자 전극의 생체신호를 상기 스냅커넥터로 전달하는 메탈접착층; 및

상기 고분자 전극의 외주면을 따라 상부로 연장되며 상기 전도성 플레이트까지 형성된 접착층을 포함하는 생체신호측정용 전극센서.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 스냅커넥터는

상기 메탈접착층에 대향하여 배치되고, 상기 메탈접착층에 접착되어 고정되는 고정부;

상기 고정부의 상부로 돌출되어 상기 외부기기에 연결되는 연결부를 포함하며,

상기 스냅커넥터는 상부와 하부를 기준으로 서로 다른 면적을 갖도록 형성된 것을 특징으로 하는 생체신호측정용 전극센서.

청구항 3

청구항 2에 있어서,

상기 연결부의 단부가 외부로 노출되도록 형성되고, 상기 고정부가 내부에 배치되며, 상기 전도성 플레이트와 상기 접착층의 상부에 적층되도록 형성된 지지층을 포함하는 생체신호측정용 전극센서.

청구항 4

청구항 3에 있어서,

상기 연결부와 상기 고정부 사이에 배치되고, 상기 지지층에서 상기 스냅커넥터가 상부와 하부로 빠지는 것을 방지하기 위하여 상기 지지층 내부로 형성된 필름층을 포함하는 생체신호측정용 전극센서.

청구항 5

청구항 3에 있어서,

상기 접착층은 상기 고분자 전극과 전도성 플레이트의 둘레를 감싸도록 배치되고, 상기 접착층은 상기 지지층의 하부와 대향하여 밀착하도록 형성된 생체신호측정용 전극센서.

청구항 6

청구항 1에 있어서,

상기 접착층은 상기 생체에 접하도록 형성된 것을 특징으로 하는 생체신호측정용 전극센서.

청구항 7

청구항 1에 있어서,

상기 고분자 전극은 폴리디메틸실론산(polydimethylsiloxane) 100 중량부에 대하여 탄소나노튜브(CNT)가 1 내지 6 중량부로 함유된 것을 특징으로 하는 생체신호측정용 전극센서.

청구항 8

a) 몰드를 이용하여 고분자 전극을 형성하고, 몰드와 스냅커넥터를 이용하여 지지층을 형성하는 단계;

b) 상기 고분자 전극의 상부에 전도성 플레이트를 형성하는 단계;

c) 상기 전도성 플레이트의 상부에 메탈접착층을 형성하는 단계;

d) 상기 스냅커넥터와 상기 메탈접착층을 접착하는 단계; 및

e) 상기 고분자 전극과 상기 지지층에 접착층을 접착하는 단계;를 포함하는 생체신호측정용 전극센서의 제조방법.

청구항 9

청구항 8에 있어서,

상기 스냅커넥터는

상기 메탈접착층에 대향하여 배치되고, 상기 메탈접착층에 접착되어 고정되는 고정부;

상기 고정부의 상부로 돌출되어 외부기기에 연결되는 연결부를 포함하며,

상기 스냅커넥터는 상부와 하부를 기준으로 서로 다른 면적을 갖도록 형성된 생체신호측정용 전극센서의 제조방법.

청구항 10

청구항 9에 있어서,

상기 연결부의 단부가 외부로 노출되도록 형성되고, 상기 고정부가 내부에 배치되며, 상기 전도성 플레이트와 상기 접착층의 상부에 적층되도록 형성된 지지층을 포함하는 생체신호측정용 전극센서의 제조방법.

청구항 11

청구항 10에 있어서,

상기 연결부와 상기 고정부 사이에 배치되고, 상기 지지층에서 상기 스냅커넥터가 상부와 하부로 빠지는 것을 방지하기 위하여 상기 지지층 내부로 형성된 필름층을 포함하는 생체신호측정용 전극센서의 제조방법.

청구항 12

청구항 8에 있어서,

상기 몰드 내부에 상기 스냅커넥터를 배치하고 액체의 상기 지지층을 투입 후 경화시키는 생체신호측정용 전극센서의 제조방법.

청구항 13

청구항 8에 있어서,

상기 고분자 전극은 폴리디메틸실론산(polydimethylsiloxane) 100 중량부에 대하여 탄소나노튜브(CNT)가 1 내지 6 중량부로 함유하는 생체신호측정용 전극센서의 제조방법.

청구항 14

청구항 8에 있어서,

상기 접착층은 상기 고분자 전극과 전도성 플레이트의 둘레를 감싸도록 배치되고, 상기 접착층은 상기 지지층의 하부와 대향하여 밀착하도록 형성하는 생체신호측정용 전극센서의 제조방법.

발명의 설명

기 술 분 야

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

배 경 기 술

[0002] 최근 근육의 수축과 움직임, 심장박동 및 뇌 활동 등을 비롯한 다양한 인간 생체 활동에서 발생하는 생체신호를 측정하고, 이를 통해 생체 상태를 모니터링하고, 병을 진단할 수 있는바, 다양한 종류의 생체신호측정용 전극센서들이 개발 연구되고 있다.

[0003] 이러한, 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.

[0004] 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.

[0005] 상술한 바와 같은 문제점을 해결하기 위해, 일상생활에서 피부 표면에 밀착되어 장시간 생체신호를 모니터하면서 생체신호측정용 전극센서의 고정화 방법 및 제조방법이 연구되고 있다(특허문헌 1).

선행기술문헌

특허문헌

[0006] (특허문헌 0001) KR 10-2011-0015335 A

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명은 상술한 바와 같은 종래기술의 문제점을 해결하기 위해 안출된 것으로서, 본 발명의 목적은 생체신호측정용 전극센서를 장시간 사용 가능하고, 생체의 굴곡 및 운동시에도 착용 가능한 생체신호측정용 전극센서를 제공한다.

[0008] 또한, 기존 생체신호측정용 전극센서의 복잡한 제조 과정을 몰드 공정을 활용하여 생산효율을 증대시킨다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명의 실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서는, 생체에 접하는 고분자 전극; 상기 고분자 전극의 상부에 적층된 전도성 플레이트; 일측은 상기 전도성 플레이트에 대향하여 배치되고, 타측은 외부기기가 접촉하여 외부로 신호를 연결하는 스냅커넥터; 상기 전도성 플레이트와 스냅커넥터 사이에 배치되고, 전도성 플레이트와 스냅커넥터를 고정하고, 상기 고분자 전극의 생체신호를 상기 스냅커넥터로 전달하는 메탈접착층; 및 상기 고분자 전극의 외주면을 따라 상부로 연장되며 상기 전도성 플레이트까지 형성된 접착층을 포함한다.

[0010] 또한, 스냅커넥터는 상기 메탈접착층에 대향하여 배치되고, 상기 메탈접착층에 접착되어 고정되는 고정부; 상기 고정부의 상부로 돌출되어 상기 외부기기에 연결되는 연결부를 포함하며,상기 스냅커넥터는 상부와 하부를 기준으로 서로 다른 면적을 갖도록 형성된 것이 적절하다.

[0011] 또한, 연결부의 단부가 외부로 노출되도록 형성되고, 상기 고정부가 내부에 배치되며, 상기 전도성 플레이트와 상기 접착층의 상부에 적층되도록 형성된 지지층을 포함하며, 상기 연결부와 상기 고정부 사이에 배치되고, 상기 지지층에서 상기 스냅커넥터가 상부와 하부로 빠지는 것을 방지하기 위하여 상기 지지층 내부로 형성된 필름층을 포함하는 것이 바람직하다.

[0012] 또한, 접착층은 상기 고분자 전극과 전도성 플레이트의 둘레를 감싸도록 배치되고, 상기 접착층은 상기 지지층의 하부와 대향하여 밀착하도록 형성되며, 상기 접착층은 상기 생체에 접하도록 형성된 것이 적절하다.

[0013] 또한, 고분자 전극은 폴리디메틸실론산(polydimethylsiloxane) 100 중량부에 대하여 탄소나노튜브(CNT)가 1 내지 6 중량부로 함유된 것이 바람직하다.

[0014] 본 발명의 다른 형태에 따른 생체신호측정용 전극센서의 제조방법은, a) 몰드를 이용하여 고분자 전극을 형성하고, 몰드와 스냅커넥터를 이용하여 지지층을 형성하는 단계; b) 상기 고분자 전극의 상부에 전도성 플레이트를 형성하는 단계; c) 상기 전도성 플레이트의 상부에 메탈접착층을 형성하는 단계; d) 상기 스냅커넥터와 상기 메탈접착층을 접착하는 단계; 및 e) 상기 고분자 전극과 상기 지지층에 접착층을 접착하는 단계;를 포함한다.

[0015] 또한, 스냅커넥터는 상기 메탈접착층에 대향하여 배치되고, 상기 메탈접착층에 접착되어 고정되는 고정부; 상기 고정부의 상부로 돌출되어 상기 외부기기에 연결되는 연결부를 포함하며, 상기 스냅커넥터는 상부와 하부를 기준으로 서로 다른 면적을 갖도록 형성된 것이 적절하다.

[0016] 또한, 연결부의 단부가 외부로 노출되도록 형성되고, 상기 고정부가 내부에 배치되며, 상기 전도성 플레이트와 상기 접착층의 상부에 적층되도록 형성된 지지층을 포함하며, 상기 연결부와 상기 고정부 사이에 배치되고, 상기 지지층에서 상기 스냅커넥터가 상부와 하부로 빠지는 것을 방지하기 위하여 상기 지지층 내부로 형성된 필름층을 포함하는 것이 바람직하다.

[0017] 또한, 몰드 내부에 상기 스냅커넥터를 배치하고 액체의 상기 지지층을 투입 후 경화시키는 것이 적절하다.

[0018] 또한, 고분자 전극은 폴리디메틸실론산(polydimethylsiloxane) 100 중량부에 대하여 탄소나노튜브(CNT)가 1 내지 6 중량부로 함유하는 것이 바람직하다.

[0019] 또한, 접착층은 상기 고분자 전극과 전도성 플레이트의 둘레를 감싸도록 배치되고, 상기 접착층은 상기 지지층의 하부와 대향하여 밀착하도록 형성하는 것이 적절하다.

[0020] 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 입각

하여 본 발명의 기술적 사상에 부합되는 의미와 개념으로 해석되어야만 한다.

발명의 효과

[0021] 본 발명의 실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서는, 고분자 전극, 접착층 및 지지층을 고분자재질로 사용함으로써, 의식 없는 환자 및 일반 환자가 장시간 지속적으로 착용 가능한 생체신호측정용 전극센서를 제공하는 효과가 있다.

[0022] 또한, 고분자 전극, 접착층 및 지지층을 고분자재질로 사용함으로써, 생체의 움직임 및 근육, 피부 변화에 접착력이 유지된 생체신호측정용 전극센서를 제공하는 효과가 있다.

[0023] 또한, 고분자 전극, 접착층 및 지지층을 몰드(mold) 공정으로 생산함으로써, 제작과정이 단순화되고 생산효율을 증대하여 제작단가를 줄이는 효과가 있다.

[0024] 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.

[0025] 또한, 지지층 내부에 스냅커넥터를 형성함으로써, 외부기기와 고분자 전극사이의 측정이 용이한 생체신호측정용 전극센서를 제공하는 효과가 있다.

[0026] 또한, 스냅커네터의 고정부와 연결부 사이의 외주면에 필름층을 형성함으로써, 지지층과 스냅커넥터가 분리되지 않는 생체신호측정용 전극센서를 제공하는 효과가 있다.

[0027] 또한, 전도성 플레이트와 스냅커넥터 사이에 메탈접착층을 형성함으로써, 스냅커넥터와 전도성 플레이트의 고정이 용이하고, 생체 신호를 외부로 전달 가능한 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0028] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서의 단면도.

도 2는 본 발명에 따른 고분자 전극과 몰드의 실 제작 예시도.

도 3은 본 발명의 다른 실시예에 따른 측정용 전극시스템 예시도.

도 4는 도 1에 대한 생체신호측정용 전극센서의 제작 예시도.

도 5는 본 발명의 일실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서의 실제측정 데이터.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0029] 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.

[0030] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세히 설명하기로 한다. 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서의 단면도, 도 2는 본 발명에 따른 고분자 전극과 몰드의 실 제작 예시도, 도 3은 본 발명의 다른 실시예에 따른 측정용 전극시스템 예시도, 도 4는 도 1에 대한 생체신호측정용 전극센서의 제작 예시도. 및 도 5는 본 발명의 일실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서의 실제측정 데이터.

[0031] 도 1 내지 2를 참조하여 설명하면, 본 발명의 일실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서(10)는, 생체에 접하는

고분자 전극(200); 상기 고분자 전극(200)의 상부에 적층된 전도성 플레이트(210); 일측은 상기 전도성 플레이트(210)에 대향하여 배치되고, 타측은 외부기기가 접촉하여 외부로 신호를 연결하는 스냅커넥터(100); 상기 전도성 플레이트(210)와 스냅커넥터(100) 사이에 배치되고, 상기 전도성 플레이트(210)와 스냅커넥터(100)를 고정하고, 상기 고분자 전극(200)의 생체신호를 상기 스냅커넥터(100)로 전달하는 메탈접착층(300); 및 상기 고분자 전극(200)의 외주면을 따라 상부로 연장되며 상기 전도성 플레이트(210)까지 형성된 접착층(400)을 포함한다.

[0032]

[0033] 도 2를 참조하여 설명하면, 고분자 전극(200)은 생체에서 전달된 생체신호를 스냅커넥터(100)를 통해서 외부기기(미표시)로 전송한다. 고분자 전극(200)은 몰드(mold) 형틀에 주입되어 경화한다. 즉, 고분자 전극(200)은 몰드(mold,주형 틀) 내부에 액체 형태로 주입되고, 고분자 전극(200)은 몰드 내부에서 80℃ 이상의 온도로 경화된다. 고분자 전극(200)은 몰드(mold) 형태에 따라 원형, 타원형, 삼각형 및 다각형 등으로 다양한 형태로 형성될 수도 있다(도 2를 참조).

[0034] 고분자 전극(200) 제작시 몰드(mold)의 표면에는 테프론 테이프(미표시)가 형성될 수도 있다. 테프론 테이프는 몰드(mold)와 고분자 전극(200)의 분리가 용이하도록 배치된다. 즉, 테프론 테이프는 몰드 내부에서 고분자 전극(200)이 경화 시 경계 막 역할을 한다. 이에따라, 테프론 테이프는 고분자 전극(200)과 몰드가 일체로 형성되는 것을 방지한다. 이는, 고분자 전극(200)과 몰드의 분리가 용이하도록 한다.

[0035] 고분자 전극(200)은 일면과 타면 마찰계수가 서로 다르게 형성될 수도 있다. 이는, 고분자 전극(200)의 일면은 몰드 내부에 접하여 경화하고, 고분자 전극(200)의 타면은 몰드 내부 경화 열을 공기 중으로 배출하기 위함이다. 이는, 고분자 전극(200)은 몰드 제작시 효율이 증대되고 제작단가를 낮춘다.

[0036] 고분자 전극(200)은 고분자 재질의 성분을 활용하여 다양한 형태의 전극을 제작한다. 이에 따라, 고분자 전극(200)은 고분자 특성상 금속 재질에 비해 생체 변화에 유연하게 대응한다. 즉, 고분자 전극(200)은 생체 변화 활동시 굽어짐 및 피부 알러지(알레르기 및 염증)등의 부작용이 상대적으로 금속 재질보다 무해하다.

[0037] 고분자 전극(200)은 폴리디메틸실론산(polydimethylsiloxane)에 전기전도성 물질이 함유될 수 있다. 이때, 전도성 물질은 탄소나노튜브(CNT)를 사용하는 것이 적절하다.

[0038] 구체적으로, 상기 고분자 전극은 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 함유하는 것이 바람직하다.

[0039] 이는, 탄소나노튜브(CNT)가 전술한 범위로 함유되는 것이 폴리디메틸실론산(polydimethylsiloxane) 기반의 고분자 전극 내부에서 확산배치되어 경화되기 때문이다.

[0040] 탄소나노튜브(CNT)가 전술한 범위 미만으로 함유되면, 탄소나노튜브(CNT)는 고분자 전극 내부에서 충분히 확산되어 경화배치될 수 없다. 즉, 탄소나노튜브(CNT)가 생체신호를 전도성 플레이트(210)로 전달하지 못하고 생체신호가 끊기는 현상이 발생 된다. 이는, 생체신호 데이터의 신뢰성을 저해하는 요소가 된다.

[0041] 또한, 탄소나노튜브(CNT)가 전술한 범위 이상으로 함유되면, 탄소나노튜브(CNT)가 외부로 분리되어 고분자 전극의 외주면으로 분리되면, 탄소나노튜브(CNT)가 신체에 장시간 접촉하지 못한다. 즉, 사용자의 피부에 접하여 알레르기 및 피부 트러불을 발생시킨다. 고분자 전극(200)은 생체신호를 전도성 플레이트(210)로 전달 시킨다.

[0042] 도 1 및 도 4를 참조하여 설명하면, 전도성 플레이트(210)는 고분자 전극(200)의 상부표면에 대응하여 형성된다(도 4c 참조). 전도성 플레이트(210)는 메탈접착층(300)과 일체로 연결된다. 즉, 전도성 플레이트(210)는 고분자 전극(200)과 메탈접착층(300)을 일체로 연결한다. 전도성 플레이트(210)는 고분자 전극(200)과 메탈접착층(300)의 접합성을 향상하기 위하여 접촉면적을 평면으로 형성된다.

[0043] 전도성 플레이트(210)는 고분자 전극(200)의 외부충격을 흡수한다. 전도성 플레이트(210)는 생체에서 전달된 생체신호를 메탈접착층(300)에 전기적으로 연결한다. 또한, 전도성 플레이트(210)와 메탈접착층(300)의 접착중 발생 된 열변형을 방지한다. 즉, 전도성 플레이트(210)는 고분자 전극(200)과 메탈접착층(300) 사이의 열전도를 방지하는 역할도 수행한다.

[0044] 메탈접착층(300)은 전도성 플레이트(210)의 표면에 형성된다(도 4d 참조). 이때, 메탈접착층(300)은 전도성 플레이트(210)의 중앙 표면에 형성되는 것이 적절하다. 메탈접착층(300)은 스냅커넥터(100)와 전도성 플레이트(210)를 일체로 연결한다. 이는, 메탈접착층(300)은 전도성 플레이트(210)와 스냅커넥터(100)가 바로 연결시에 발생한 접착불량과 접착력이 떨어져서 생체신호를 측정하지 못하는 현상을 사전에 방지한다. 또한, 메탈접착층(300)은 고분자 전극(200)과 스냅커넥터(100)를 전기적으로 연결한다.

[0045] 메탈접착층(300)의 재질은 생체신호를 전달 시키기 위하여 은(AG), 구리(Cu) 및 납(Pb) 등을 사용할 수도 있다. 조금더 바람직하게는, 메탈접착층(300) 의 재질은 실버 에폭시를 사용하여 전도성 플레이트(210)와 스냅커넥터(100)를 연결하는 것이 적절하다. 이는, 메탈접착층(300)이 전도성 플레이트(210)와 스냅커넥터(100)를 접착시 경화하여 일체로 형성하기 위함이다.

[0046] 도 1을 참조하여 설명하면, 스냅커넥터(100)는 생체에서 전달된 생체신호를 외부기기로 전송한다. 즉, 스냅커넥터(100)는 생체에서 측정된 생체신호를 고분자 전극(200), 전도성 플레이트(210) 및 메탈접착층(300)을 거쳐 외부기기로 전송한다. 이때, 외부기기는 측정된 생체신호를 모니터 가능한 PC일 수도 있다.

[0047] 스냅커넥터(100)는 상기 메탈접착층(300)에 대향하여 배치되고, 상기 메탈접착층(300)에 접착되어 고정되는 고정부(150); 상기 고정부(150)의 상부로 돌출되어 상기 외부기기에 연결되는 연결부(110)를 포함하며, 스냅커넥터(100)는 상부와 하부를 기준으로 서로 다른 면적을 갖도록 형성된다.

[0048] 고정부(150)는 지지층(500)과 스냅커넥터(100)가 서로 분리되는 것을 방지한다. 고정부(150)는 전도성 플레이트(210)에 적층되어 형성되고, 연결부(110)는 외부기기에 연결된다. 즉, 고정부(150)와 전도성 플레이트(210) 사이에는 메탈접착층(300)이 배치된다. 고정부(150)는 상부로 돌출되어 외부기기에 연결되는 연결부(110)가 형성된다. 연결부(110)는 말단부가 외부기기에 연결된다. 고정부(150)와 연결부(110)는 상부와 하부가 서로다른 면적을 갖도록 형성된다. 또한, 고정부(150)와 연결부(110)는 서로 다른 형태로 형성될 수 있다. 스냅커넥터(100)는 지지층(500)의 내부에 배치되어 고정된다.

[0049] 스냅커넥터(100)의 중간은 필름층(130)이 형성된다(도 1 및 도 4를 참조). 필름층(130)은 스냅커넥터(100)의 외주면을 기준으로 방사 방향으로 형성되는 것이 적절하다. 즉, 필름층(130)은 고정부(150)와 연결부(110) 사이에 배치되고, 필름층(130)은 고정부(150)와 연결부(110) 외주면에서 방사되어 지지층(500)에 고정된다. 또한, 필름층(130)은 다수개가 고정부(150)와 연결부(110) 사이에 배치될 수도 있다.

[0050] 도 1을 참조하여 설명하면, 접착층(400)은 금속재질에 비해 고분자 재질을 사용함으로써, 접착층(400)은 피부와 유사하므로 피실험자가 이질감이나 불편함을 느끼지 못한다. 접착층(400)은 특히 영률이 피부와 유사하므로 잦은 움직임이 요구된 일상생활에서도 파손, 손상 없이 장기간 사용이 가능하다. 접착층(400)은 고분자 전극(200)의 외주면을 감싸면서 피부 표면에 접착한다.

[0051] 접착층(400)은 고분자 전극(200)의 외주면으로부터 상부로 연장되고, 접착층(400)은 전도성 플레이트(210)까지 형성되는 것이 적절하다. 이때, 접착층(400)은 굴곡 부위에 밀착하도록 고분자 전극(200)의 일면보다는 떨어지도록 형성된다. 이는, 접착층(400)은 고분자 전극(200)의 굴곡 부위에 가압하여 밀착고정하기 위함이다. 즉, 접착층(400)은 고분자 전극(200)을 가압하여 생체신호를 밀착하여 고정한다.

[0052] 접착층(400)은 샤워 및 격렬한 운동과 생체의 움직임에도 고분자 전극(200)이 떨어지지 않고 밀착되도록 한다. 이에따라, 접착층(400)은 생체의 움직임에 고분자 전극(200)을 밀착하여 동작잡음 및 노이즈를 방지하는 효과가 있다. 즉, 접착층(400)은 생체에 밀착고정됨으로써, 고분자 전극(200)은 우수한 생체신호를 수신한다.

[0053] 접착층(400)은 고분자 전극(200)의 외주면을 따라 형성되고 사용자의 생체에 접착한다. 즉, 접착층(400)은 고분자 전극(200) 및 스냅커넥터(100)를 생체에 고정한다. 또한, 접착층(400)은 고분자 전극(200), 전도성 플레이트(210), 지지층(500)을 고정한다. 접착층(400)은 생체에 대하여 반복하여 접착과 분리 가능한 재질을 사용하는 것이 적절하다. 접착층(400)은 수분, 산소 및 마찰과 같은 외부 환경 에 대하여 고분자 전극(200)을 보호한다. 접착층(400) 재질은 폴리디메틸실론산(PDMS: polydimethylsiloxane),올리고실록산(oligosiloxane),폴리우레탄(polyurethane;PU), 폴리스티렌(polystyrene;PS), 폴리카보네이트 (polycarbonate;PC) 및 아크릴계열(acrylic)의 접착물질 중 어느 하나의 재질 또는, 이들 중 둘 이상이 혼합된 재질로 이루어지는 것을 특징으로 한다. 접착층(400)의 재질은 반드시 이에 한정되는 것은 아니다.

[0054]

[0055] 도 1 및 도 4를 참조하여 설명하면, 지지층(500)은 접착층(400)에 접착된다. 즉, 지지층(500)은 접착층(400)과 전도성 플레이트(210)의 상부 표면에 적층되어 고정된다. 지지층(500)은 고정부(150)를 감싸도록 형성되고 연결부(110)의 일 영역이 외부로 노출되도록 형성된다. 즉, 지지층(400)은 스냅커넥터(100)의 고정부(150)가 내부로 배치된다. 지지층(500)은 스냅커넥터(100)를 지지하면서 일체로 형성된다. 지지층(500)은 접착층(400) 상부에 적층 되어 형성된다. 즉, 지지층(500)은 접착층(400)과 전도성 플레이트(210) 및 메탈접착층(300)에 밀착하도록 형성된다. 지지층(500) 내부는 스냅커넥터(100)와 필름층(130)이 배치된다(도 4a 참조).

[0056] 지지층(500) 재질은 폴리디메틸실론산(PDMS: polydimethylsiloxane), 올리고실록산(oligosiloxane),폴리우레탄(polyurethane;PU), 폴리스티렌(polystyrene;PS) 및 폴리카보네이트 (polycarbonate;PC) 중 어느 하나의 재질 또는, 이들 중 둘 이상이 혼합된 재질로 이루어지는 것을 특징으로 한다. 지지층(500) 재질은 반드시 이에 한정되는 것은 아니다. 또한, 지지층(500)은 접착층(400)과 결합력을 향상하기 위하여 접착력이 첨가된 재질을 별도로 첨가하여 사용할 수도 있다.

[0057] 지지층(500)과 접착층(400)은 외부로 전기적으로 전류가 전달되지 않는 재질을 사용한다. 즉, 지지층(500)과 접착층(400)은 사용자 및 환자의 신체로 전류가 전달되지않는 재질을 사용하는 것이 적절하다.

[0058] 도 3 및 도 5를 참조하여 설명하면, 본 발명의 다른 실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서센서(20)는, 생체신호측정용 전극센서센서(20)는 복수개의 고분자 전극(200)이 접착층(400)으로 일체로 형성된다. 도 3의 모식도를 참조하여 설명하면, 고분자 전극(200)을 삼각형 패치 형태의 생체신호 중 하나인 심전도(ECG)로 제작하였다. 심전도는 심장을 기준으로 전기 신호를 측정하여 벡터(vector)값을 갖는다.

[0059] 측정된 전기신호는 대표적으로 리드(Lead 1, 2, 3)로 구분한다(도 5를 참조). 본 발명의 삼각형 패치 형태의 심전도 측정 고분자 전극은 리드(Lead 1, 2, 3)를 구분하여 측정할 수 있도록 제작한 형태로 실제 상용고분자 전극과 비교했을 때 측정 부위의 차이가 비슷한 형태로 이루어지고 있다(도 5를 참조).

[0060] 즉, 본 발명에 따른 측정용 전극시스템(20)과 생체신호측정용 전극센서(10)는 종래 생체신호측정용 전극센서(은염화 전극)와 동일한 패턴결과치를 얻는 것을 확인 할수 있다(도 5를 참조). 본 발명에 따른 생체신호측정용 전극센서센서(20)와 생체신호측정용 전극센서(10)는 저렴한 비용으로 종래의 생체신호 전극과 동일한 신뢰성을 얻는 것을 확인할 수 있다.

[0061] 도 4를 참조하여 설명하면, 본 발명의 또 다른 형태에 따른 생체신호측정용 전극센서의 제조방법은, 본 발명의 제1 실시예에 따른 생체신호측정용 전극센서의 동일 구조 및 재질은 생략한다.

[0062] 본 발명의 또 다른 형태에 따른 생체신호측정용 전극센서의 제조방법에 대하여 자세히 설명하면, a) 몰드를 이용하여 고분자 전극(200)을 형성하고, 몰드와 스냅커넥터(100)를 이용하여 지지층(500)을 형성하는 단계; b) 상기 고분자 전극(200)의 상부에 전도성 플레이트(210)를 형성하는 단계; c) 상기 전도성 플레이트(210)의 상부에 메탈접착층(300)을 형성하는 단계; d) 상기 스냅커넥터(100)와 상기 메탈접착층(300)을 접착하는 단계; 및 e) 상기 고분자 전극(200)과 상기 지지층(500)에 접착층(400)을 접착하는 단계;를 포함한다.

[0063] 도 4a를 참조하여 설명하면, 지지층(500) 내부에는 스냅커넥터(100)를 배치한다. 지지층(500)은 몰드를 이용하여 고분자 전극(200)과 접착층(400)에 대하여 별도로 제작한다. 즉, 지지층(500) 내부는 경화 전에 스냅커넥터(100)와 필름층(130)을 배치 후 경화한다(도 4a를 참조).

[0064] 스냅커넥터(100)는 메탈접착층(300)에 대향하여 배치한다. 스냅커넥터(100)는 메탈접착층(300)에 대향하여 배치되고, 메탈접착층(300)에 접착되어 고정되는 고정부(150); 고정부(150)의 상부로 돌출되어 외부기기에 연결되는 연결부(110)를 포함하며, 스냅커넥터(100)는 상부와 하부를 기준으로 서로 다른 면적을 갖도록 형성한다. 이때, 지지층(100)은 연결부(110)의 단부가 외부로 노출되도록 형성되고, 고정부(150)가 내부에 배치되며, 전도성 플레이트(210)와 접착층(400)의 상부에 적층 한다. 이는, 연결부(110)과 외부기기가 안정적으로 신호를 주고 받을 수 있다.

[0065] 즉, 지지층(100)의 내부는 고정부(150)가 배치되고, 연결부(110)의 단부가 외부로 노출되도록 형성되며 전도성

플레이트(210)와 접착층(400) 상부에 적층 한다.

[0066] 이때, 필름층(130)은 연결부(110)와 고정부(150) 사이에 배치되고, 지지층(500)에서 스냅커넥터(100)가 상부와 하부로 빠지는 것을 방지하기 위하여 지지층(500) 내부로 형성된다. 즉, 필름층(130)은 스냅커넥터(100)과 지지층(500)이 분리되는 것을 방지한다. 필름층(130)은 폴리에스테르 재질을 사용하는 것이 적절하다. 이는, 필름층(130) 재질을 한정하기 위함은 아니다.

[0067] 지지층(500) 재질은 폴리디메틸실론산(PDMS: polydimethylsiloxane), 올리고실록산(oligosiloxane),폴리우레탄(polyurethane;PU), 폴리스티렌(polystyrene;PS) 및 폴리카보네이트 (polycarbonate;PC) 중 어느 하나의 재질 또는, 이들 중 둘 이상이 혼합된 재질로 이루어지는 것을 특징으로 한다. 지지층(500) 재질은 반드시 이에 한정되는 것은 아니다.

[0068] 도 4b 를 참조하여 설명하면, 고분자 전극(200)은 지지층(200)과 별도로 생성된다. 고분자 전극(200)은 용액을 몰드(mold) 내부 형틀에 투입한다. 이때, 몰드(mold) 내부는 테프론 테이프(teflon tape)를 표면에 배치되어 형성된다. 이는, 몰드와 고분자 전극(200)이 경화과정에서 서로 반응하지 않도록 하기 위함이다. 몰드와 고분자 전극(200)을 투입 후 2~4시간 동안 80℃로 온도를 유지하여 경화하는 것이 적절하다. 이는, 몰드와 고분자 전극(200)의 분리가 용이하게 하기 위함이다.고분자 전극(200)은 지지층(500)과 별개로 몰드에서 제작된다.

[0069]

[0070] 도 4c를 참조하여 설명하면, 고분자 전극(200)의 일면에 전도성 플레이트(210)를 형성한다(도 4c 참조). 고분자 전극(200)과 전도성 플레이트(210)는 페이스트(paste)로 형성 후 경화하는 것이 적절하다. 이는, 스냅커넥터(100)와 고분자 전극(200)이 일체로 접착하기 위함이다.

[0071] 도 4d를 참조하여 설명하면, 전도성 플레이트(210) 표면에 메탈접착층(300)을 형성한다. 이때, 전도성 플레이트(210)와 메탈접착층(300)은 페이스트(paste) 방식으로 형성된다. 전도성 플레이트(210)와 메탈접착층(300)은 페이스트 이후 서로 경화하여 일체로 형성된다. 이때, 전도성 플레이트(210)와 메탈접착층(300)은 경화 시 고분자 전극(200)으로 열변형이 이루어짐을 방지한다. 즉, 전도성 플레이트(210)는 메탈접착층(300)의 경화 온도가 고분자 전극(200)으로 전도되는 것을 늦추거나 방지한다.

[0072] 메탈접착층(300)은 지지층(500)과 전도성 플레이트(210)를 일체로 연결한다. 즉, 메탈접착층(300)은 고분자 전극(200)과 스냅커넥터(100)를 일체로 연결한다. 메탈접착층(300)은 실버 에폭시 재질을 사용하는 것이 적절하다. 이는, 메탈접착층(300)과 전도성 플레이트(210)의 결합력 및 생체신호의 전달이 용이하기 위함이다.

[0073] 도 4e 및 도 4f를 참조하여 설명하면, 접착층(400)은 상기 고분자 전극(200)의 둘레를 감싸면서 지지층(500)의 표면까지 배치된다. 이때, 접착층(400)은 별도로 제작하여 고분자 전극(200)과 전도성 플레이트(210)가 내부로 삽입되도록 형성된다. 즉, 접착층은 고분자 전극(200)과 전도성 플레이트(210)의 외주면을 감싸도록 형성된다(도 4e 참조).

[0074] 접착층(400)은 접착층(400) 재질은 폴리디메틸실론산(PDMS: polydimethylsiloxane),올리고실록산(oligosiloxane),폴리우레탄(polyurethane;PU), 폴리스티렌(polystyrene;PS), 폴리카보네이트(polycarbonate;PC) 및 아크릴계열(acrylic)의 접착물질 중 어느 하나의 재질 또는, 이들 중 둘 이상이 혼합된 재질로 이루어지는 것을 특징으로 한다.

[0075] 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

[0076] 10: 생체신호측정용 전극센서 20 : 측정용 전극시스템

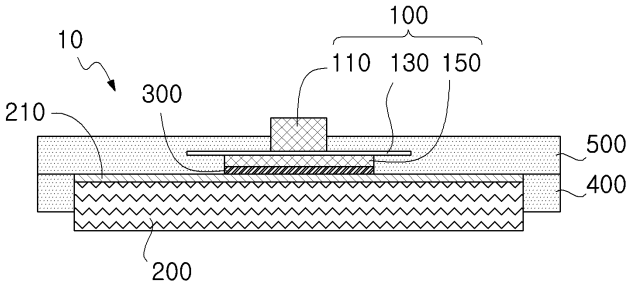
100: 스냅커넥터 110: 연결부

130: 필름층 150: 고정부

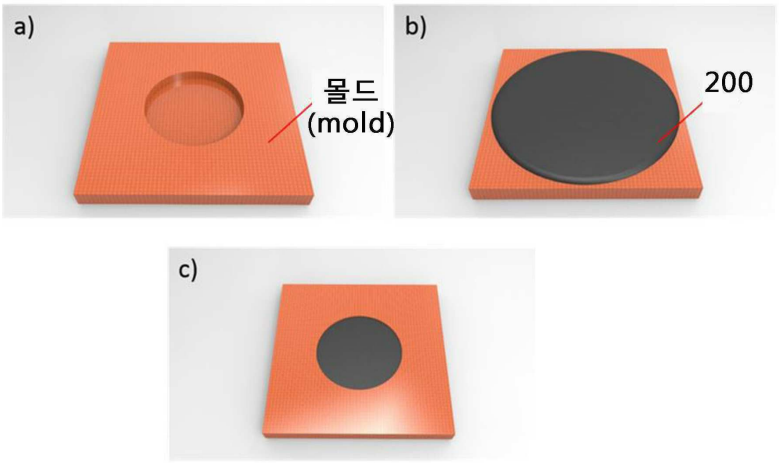
200: 고분자 전극 210: 전도성 플레이트 300: 메
탈접착층 400: 접착층 500: 지
지층

도면

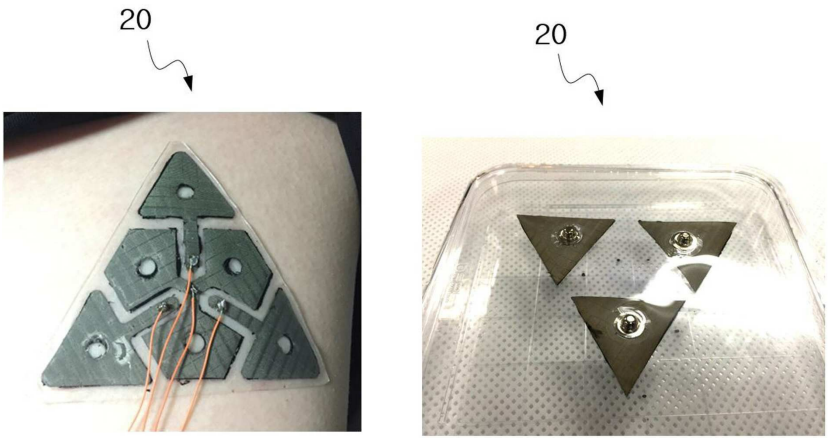
도면1



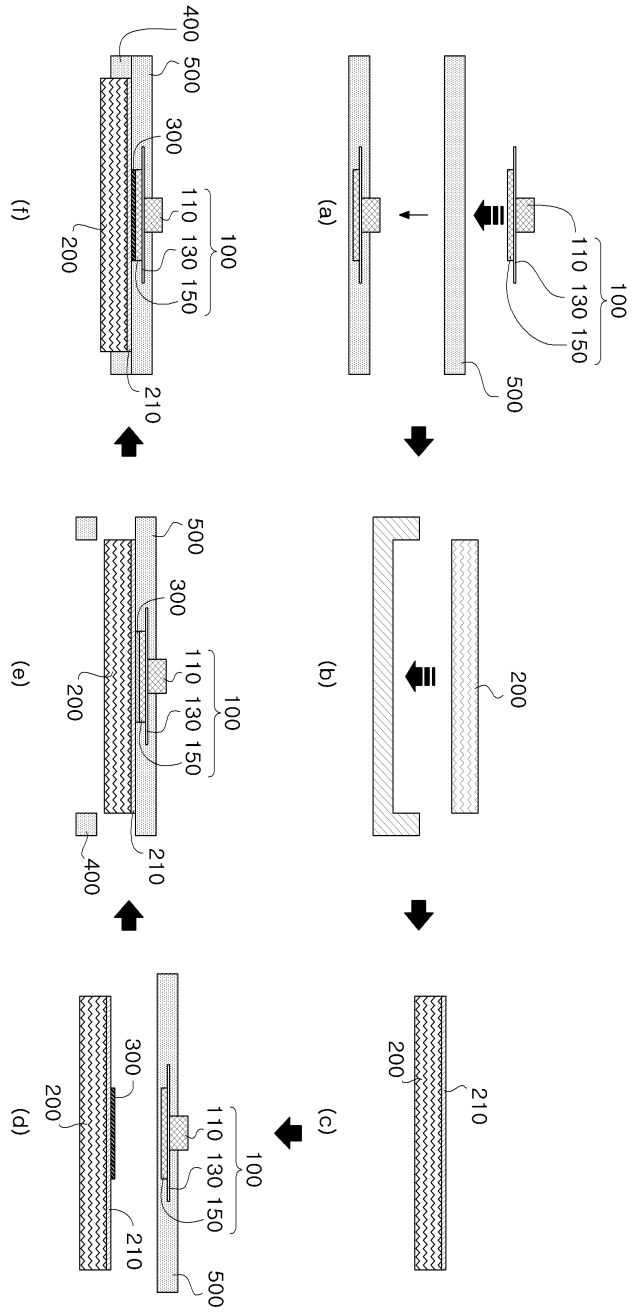
도면2



도면3

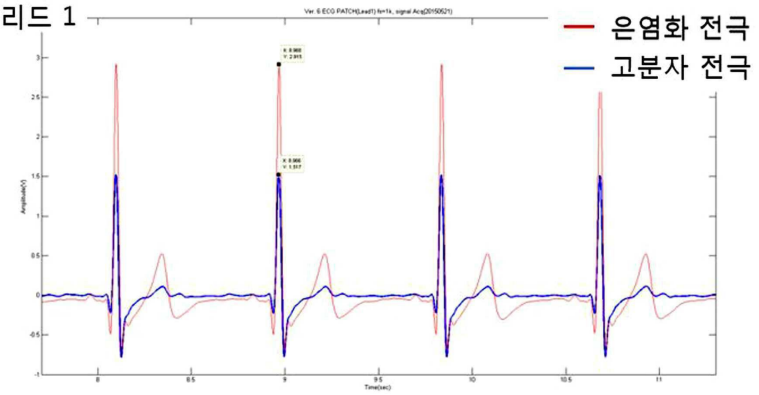


도면4

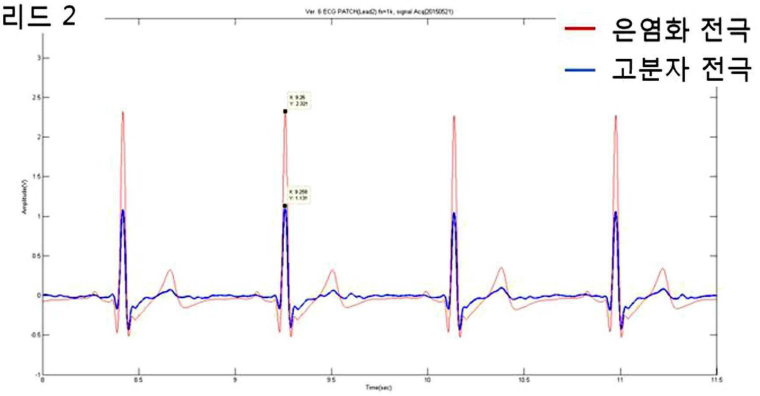


도면5

a) 리드 1



b) 리드 2



c) 리드 3

