



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0098478
(43) 공개일자 2014년08월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/0408 (2006.01) A61B 5/0402 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2013-0011175

(22) 출원일자 2013년01월31일

심사청구일자 2013년01월31일

(71) 출원인

부경대학교 산학협력단

부산광역시 남구 신선로 365 (용당동,
부경대학교)

(72) 발명자

정원영

부산 수영구 광안해변로 418, 107동 2002호 (민락
동, 센텀비치푸르지오)

(74) 대리인

김영철, 김 순 영

전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 발명의 명칭 생체 신호를 측정하기 위한 전극 구조체 및 이를 이용한 심전도 측정 장치

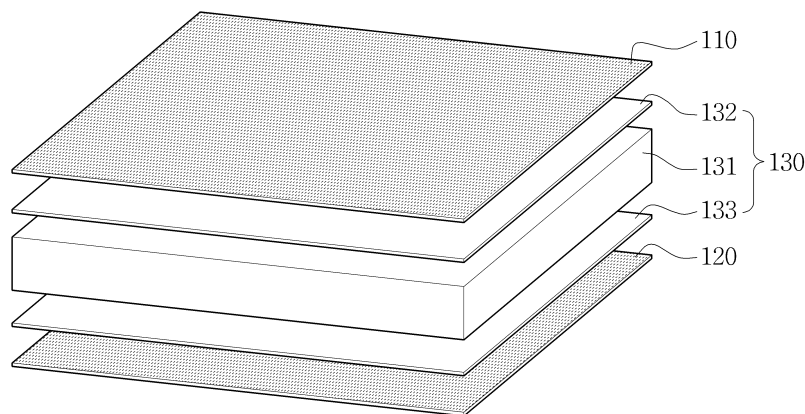
(57) 요약

생체 신호를 측정하기 위한 전극 구조체 및 이를 이용한 심전도 측정 장치가 개시된다.

전극 구조체는 신체의 피부면과 용량성 결합을 이루어 생체 신호를 획득하는 전극판; 전극판의 일면에 형성된 흡습층; 및 전극판에 전기적으로 연결되어 전극판을 통해 입력되는 생체 신호를 잡음 필터링 및 증폭하여 출력하는 초단 증폭기를 포함한다. 심전도 측정 장치는 이러한 전극 구조체의 구성을 적용하여 생체 신호를 측정하는 제1 전극 및 제2 전극, 제1 전극 및 제2 전극의 출력 신호들이 입력되어 차동 증폭되는 차동 계측 증폭기; 차동 계측 증폭기의 출력 신호를 입력받아 잡음을 필터링하고, 필터링된 신호를 증폭하는 신호 처리부; 및 신호 처리부의 출력 신호에 대한 아날로그-디지털 변환을 수행하여 무선 전송하는 무선 센서 노드를 포함한다.

이러한 구성에 따르면, 초기의 잡음 안정화 시간을 줄여, 빠른 시간 내에 잡음 없이 안정적인 심전도 신호를 획득할 수 있게 된다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

생체 신호를 측정하기 위한 전극 구조체에 있어서,
신체의 피부면과 용량성 결합을 이루어 생체 신호를 획득하는 전극판;
상기 전극판의 일면에 형성된 흡습층; 및
상기 전극판에 전기적으로 연결되어 상기 전극판을 통해 입력되는 생체 신호를 잡음 필터링 및 증폭하여 출력하는 초단 증폭기를 포함하는 전극 구조체.

청구항 2

제1항에 있어서,
상기 흡습층은 고흡수성 중합체(superabsorbent polymer)를 포함하는 전극 구조체.

청구항 3

제1항에 있어서,
상기 흡습층의 고흡수성 중합체는 전분이나 셀룰로오스에 아크릴로니트릴을 그래프트공중합시킨 중합물과, 아크릴산과 비닐알코올의 블록공중합물과, 염과 비닐알코올의 블록공중합물 중의 어느 하나인 것을 특징으로 하는 전극 구조체.

청구항 4

제1항에 있어서,
상기 흡습층은 다층 구조로서, 상기 전극판의 일면으로부터 순차적으로 적층된 상부 흡습층, 중간 흡습층, 하부 흡습층을 포함하는 전극 구조체.

청구항 5

제4항에 있어서,
상기 중간 흡습층은 공기 중의 수분을 흡수하기 위한 고흡수성 중합체로 구성되고,
상기 상부 흡습층 및 상기 하부 흡습층은 상기 중간 흡습층을 보강 및 보호함과 더불어 주변 공기로부터 상기 중간 흡습층으로 수분을 투과시키기 위한 투습성 섬유로 구성되는 것을 특징으로 하는 전극 구조체.

청구항 6

제1항에 있어서,
상기 흡습층은 상기 전극판의 양면 중 신체의 피부면과 마주보는 면에 형성되는 것을 특징으로 하는 전극 구조체.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 전극판은 전도성 섬유체로 구성된 것을 특징으로 하는 전극 구조체.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 전극판은 금속 전극체로 구성된 것을 특징으로 하는 전극 구조체.

청구항 9

생체 신호를 측정하는 제1 전극 및 제2 전극;

상기 제1 전극 및 상기 제2 전극의 출력 신호들이 입력되어 차동 증폭되는 차동 계측 증폭기;

상기 차동 계측 증폭기의 출력 신호를 입력받아 잡음을 필터링하고, 필터링된 신호를 증폭하는 신호 처리부; 및
상기 신호 처리부의 출력 신호에 대한 아날로그-디지털 변환을 수행하여 무선 전송하는 무선 센서 노드를 포함
하되,

상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 각각은,

신체의 피부면과 용량성 결합을 이루는 전극판과, 상기 전극판의 일면에 형성된 흡습층, 상기 전극판에 전기적
으로 연결되어 상기 전극판을 통해 입력된 생체 신호를 잡음 필터링 및 증폭하여 출력하는 초단 증폭기를 포함
하는 심전도 측정 장치.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 제1 전극 및 상기 제2 전극의 흡습층 각각은 고흡수성 중합체를 포함하는 심전도 측정 장치.

청구항 11

제9항에 있어서,

상기 제1 전극 및 상기 제2 전극의 공통 모드 잡음을 제거하기 위한 접지 회로를 더 포함하는 심전도 측정
장치.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 접지 회로에 포함되는 접지 전극의 일면에 고흡수성 중합체를 포함하는 흡습층을 구비하는 것을 특징으로
하는 심전도 측정 장치.

청구항 13

제11항에 있어서, 상기 심전도 측정 장치가 의자에 적용될 경우,

상기 제1 전극 및 상기 제2 전극은 의자의 등받이부에 이격 설치되고, 상기 접지 전극은 의자의 좌석부에 설치
되는 것을 특징으로 하는 심전도 측정 장치.

명세서

기술분야

- [0001] 본 발명은 생체 신호를 측정하기 위한 전극 구조체 및 이를 이용한 심전도 측정 장치에 관한 것으로, 특히 초기의 잡음 안정화 시간을 줄여 빠른 시간 내에 잡음 없이 안정적인 심전도 신호를 획득할 수 있도록 하는 전극 구조체 및 이를 이용한 심전도 측정 장치에 관한 것이다.

배경기술

- [0002] 건강 관리를 위해, 신체로부터 심전도(ECG, electrocardiogram), 뇌파(brain wave), 근전도(electromyogram) 등 전기적인 생체 신호들이 측정되어 사용되고 있다.
- [0003] 이중, 심전도는 심장근육의 수축 확장에 따른 활동 전류를 나타내는 것으로 심장 전기도의 약칭이다. 심장근육이 수축 이완할 때 발생하는 활동 전위는 심장으로부터 온몸으로 퍼지는 전류를 일으키고, 해당 전류는 신체의 위치에 따라 전위차를 발생시키게 되며, 이 전위차는 외부에 부착된 전극을 통해 측정 및 기록할 수 있다. 이와 같이 측정 및 기록되는 생체 신호가 바로 심전도이다.
- [0004] 심전도 신호를 측정하기 위한 기본적인 방식으로는, 신체에 직접 센싱을 위한 전극을 부착하고, 부착된 전극으로부터 심장의 전기적인 활동을 측정하는 '12-lead' 측정법이 있다.
- [0005] 이러한 측정법의 경우, 심장 주변의 가슴에 6개의 전극을 부착하고, 팔과 다리에 각각 1개씩의 전극을 부착하여, 부착된 총 10개의 전극으로부터 심전도 신호를 측정한다. 이후, 각 전극에서 얻어진 전압을 더하고 빼서 'v1~v6, I~III, aVR, aVL, aVF'의 총 12개의 신호를 만들어낸다.
- [0006] 그러나, 이와 같은 측정법은 전극을 직접 신체에 부착하여야 하므로, 긴 검사 시간, 피검사자의 불편, 피부 접촉 전극의 폐기물 등 여러 가지 측정상의 문제점이 따른다.
- [0007] 이에 따라, 최근에는 전극의 직접적인 신체 접촉 없이 피검사자가 옷을 입은 상태에서 간접적으로 심전도 측정을 진행할 수 있는 전기적 비접촉식 심전도 측정법이 연구되고 있다.
- [0008] 전기적 비접촉식 심전도 측정법은 피부와 전극 간에 커패시턴스를 형성하여 옷을 입은 상태에서도 심전도를 측정할 수 있도록 하는 것이다. 그 일 예로, 대한민국 등록특허 제10-0736721호에는 차량 의자 등에 적용 가능한 심전도 측정법이 개시되어 있다.
- [0009] 한편, 심전도는 전기적 신호라는 특성상, 잡음 없이 정확하게 측정되는 것이 매우 중요하다.
- [0010] 그런데, 전기적 비접촉식 심전도 측정법의 경우, 피검사자가 의자에 앉은 후 측정이 시작되기까지 적어도 수십 초 내지 수십 분이 지나야 안정적인 신호 측정이 가능하다. 즉, 잡음 없는 깨끗한 신호를 얻기까지 긴 잡음 안정화 시간이 필요한 문제점이 있다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0011] (특허문헌 0001) 대한민국 등록특허 제10-0736721호

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0012] 본 발명은 상술한 바와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위하여 제안된 것으로, 초기의 잡음 안정화 시간을 줄여 빠른 시간 내에 잡음 없이 안정적인 심전도 신호를 획득할 수 있도록 하는 전극 구조체 및 이를 이용한 심전도 측정 장치를 제공하는데 그 목적이 있다.

[0013] 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는 이상에서 언급한 기술적 과제로 제한되지 않으며, 언급되지 않은 또 다른 기술적 과제들은 아래의 기재로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

[0014] 본 발명에 따른 전극 구조체는, 생체 신호를 측정하기 위한 전극 구조체에 있어서, 신체의 피부면과 용량성 결합을 이루어 생체 신호를 획득하는 전극판; 상기 전극판의 일면에 형성된 흡습층; 및 상기 전극판에 전기적으로 연결되어 상기 전극판을 통해 입력되는 생체 신호를 잡음 필터링 및 증폭하여 출력하는 초단 증폭기를 포함한다.

[0015] 상기 흡습층은 고흡수성 중합체(superabsorbent polymer)를 포함할 수 있다.

[0016] 상기 흡습층의 고흡수성 중합체는 전분이나 셀룰로오스에 아크릴로니트릴을 그래프트공중합시킨 중합물과, 아크릴산과 비닐알코올의 블록공중합물과, 염과 비닐알코올의 블록공중합물 중의 어느 하나일 수 있다.

[0017] 상기 흡습층은 다층 구조로서, 상기 전극판의 일면으로부터 순차적으로 적층된 상부 흡습층, 중간 흡습층, 하부 흡습층을 포함할 수 있다.

[0018] 상기 중간 흡습층은 공기 중의 수분을 흡수하기 위한 고흡수성 중합체로 구성되고, 상기 상부 흡습층 및 상기 하부 흡습층은 상기 중간 흡습층을 보강 및 보호함과 더불어 주변 공기로부터 상기 중간 흡습층으로 수분을 투과시키기 위한 투습성 섬유로 구성될 수 있다.

[0019] 상기 흡습층은 상기 전극판의 양면 중 신체의 피부면과 마주보는 면에 형성될 수 있다.

[0020] 상기 전극판은 전도성 섬유체로 구성되거나, 금속 전극체로 구성될 수 있다.

[0021] 한편, 본 발명에 따른 심전도 측정 장치는, 생체 신호를 측정하는 제1 전극 및 제2 전극; 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극의 출력 신호들이 입력되어 차동 증폭되는 차동 계측 증폭기; 상기 차동 계측 증폭기의 출력 신호를 입력받아 잡음을 필터링하고, 필터링된 신호를 증폭하는 신호 처리부; 및 상기 신호 처리부의 출력 신호에 대한 아날로그-디지털 변환을 수행하여 무선 전송하는 무선 센서 노드를 포함한다. 여기서, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극 각각은, 신체의 피부면과 용량성 결합을 이루는 전극판과, 상기 전극판의 일면에 형성된 흡습층, 상기 전극판에 전기적으로 연결되어 상기 전극판을 통해 입력된 생체 신호를 잡음 필터링 및 증폭하여 출력하는 초단 증폭기를 포함한다.

[0022] 상기 심전도 측정 장치에서, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극의 흡습층 각각은 고흡수성 중합체를 포함할 수 있다.

[0023] 상기 심전도 측정 장치는 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극의 공통 모드 잡음을 제거하기 위한 접지 회로를 더 포함할 수 있다.

[0024] 상기 심전도 측정 장치는 상기 접지 회로에 포함되는 접지 전극의 일면에 고흡수성 중합체를 포함하는 흡습층을 구비할 수 있다.

[0025] 상기 심전도 측정 장치가 의자에 적용될 경우, 상기 제1 전극 및 상기 제2 전극은 의자의 등받이부에 이격 설치되고, 상기 접지 전극은 의자의 좌석부에 설치될 수 있다.

발명의 효과

[0026] 본 발명의 전극 구조체 및 이를 이용한 심전도 측정 장치에 따르면, 초기의 잡음 안정화 시간을 줄여 빠른 시간 내에 잡음 없이 안정적인 심전도 신호를 획득할 수 있다.

[0027] 또한, 본 발명의 전극 구조체 및 이를 이용한 심전도 측정 장치에 따르면, 계절이나 지리적 특성상 공기 중 습도가 낮은 건조한 환경에서도 정전기 발생 가능성을 낮추어 안정적으로 심전도 신호를 획득할 수 있게 된다.

도면의 간단한 설명

- [0028] 도 1은 본 발명에 적용 가능한 전극 구조체의 개념도.
 도 2는 도 1의 원리를 적용한 본 발명의 일 실시예에 따른 전극 구조체의 구성도.
 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 측정 장치의 구성도.
 도 4는 도 3에 나타난 심전도 측정 장치의 사용 예를 나타낸 도면.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0029] 이하에서는, 첨부한 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예에 따른 생체 신호를 측정하기 위한 전극 구조체 및 이를 이용한 심전도 측정 장치에 대해서 상세하게 설명한다.
- [0030] 도 1은 본 발명에 적용 가능한 전극 구조체의 개념도이다.
- [0031] 전기적 비접촉식 심전도 측정법에서 소요되는 초기의 긴 잡음 안정화 시간은 주로 정전기(대표적으로, 전극 부분이나 피검사자가 입은 옷에 쌓인 정전기)의 영향으로 나타나는 것으로 볼 수 있다.
- [0032] 한편, 정전기는 습도와 밀접한 관계를 가지며, 습도가 높으면 정전기가 잘 생기지 않는다. 예컨대, 습도가 상대적으로 낮은 겨울에는 여름에 비해 정전기 발생이 빈번하다. 이는 습도가 60%RH 이상 되는 여름에는 정전기가 대부분 공기 중의 수분으로 빠져나가는 반면, 습도가 30~40%RH 미만인 건조한 겨울에는 정전기가 공기 중에 흡수되지 못하고 물체 위에 그대로 남아 있기 때문이다.
- [0033] 아시아 지역, 북미, 유럽 등의 여러 나라에서 봄과 겨울의 평균습도는 대략 40~60%RH 정도로서, 전기적 비접촉식 심전도 측정법에 의해 심전도 신호를 잡음 없이 빠른 시간 내에 획득하기는 매우 어렵다. 또한, 정전기로 인한 잡음이 심한 경우에는, 심전도 신호의 측정 자체가 불가능할 수 있다.
- [0034] 만약, 전기적 비접촉식 심전도 측정법에 있어, 전극이나 신체 부분에 습기가 충분이 있는 상태에서 피검사자가 전극이 부착된 곳에 안착한다면(예컨대, 의자에 앉는다면), 정전기가 배제되어 심전도 신호 획득을 위한 초기의 잡음 안정화 시간이 매우 짧아질 수 있을 것이다.
- [0035] 이러한 점에 착안하여, 본 발명에서는 도 1과 같은 커패시턴스 측정형의 전극 구조체 및 이를 이용한 전기적 비접촉식 심전도 측정 장치를 제안한다.
- [0036] 도 1을 참조하면, 전극 구조체는 마주보는 두 개의 전극판(110, 120)과 그 사이에 구성된 흡습층(130)을 포함하는 샌드위치 구조를 가진다.
- [0037] 여기서, 각 전극판(110, 120)은 전기가 도통될 수 있도록, 전도성 섬유체 또는 금속 전극체로 구성할 수 있다.
- [0038] 예컨대, 전도성 섬유체로는, 폴리에스테르 필라멘트에 구리와 니켈이 코팅된 것을 사용할 수 있다. 금속 전극체로는, 구리, 구리-백금, 구리-금 등의 금속 물질을 사용할 수 있다.
- [0039] 또한, 일 실시예에서, 두 전극판(110, 120) 사이에 구비된 흡습층(130)은 고흡수성 중합체(superabsorbent polymer)를 포함할 수 있다.
- [0040] 고흡수성 중합체는 고분자 전해질에 다리결합이나 불용부를 도입한 고분자 수지로서, 자체 무게의 수백 배에 해당하는 물을 흡수하고 유지하는 성질을 가진다.
- [0041] 이와 같은 고흡수성 중합체는 분말이나 섬유 상태로 실제 생활(종이거저귀, 생리대 등)에서 사용되고 있으며, 히드록시기(-OH)나 카르복시기(-COOH)와 같이 이온화가 쉽거나 물과의 수소결합이 가능한 기능기(functional group)를 갖춘 분자들을 고분자 중합하는 방법으로 사슬을 만들어 제조할 수 있다.
- [0042] 전술한 흡습층(130)은 전분이나 셀룰로오스에 아크릴로니트릴을 그래프트공중합시킨 중합물, 아크릴산과 비닐알코올의 블록공중합물, 염과 비닐알코올의 블록공중합물 등의 고흡수성 중합체를 포함하여 이루어질 수 있다.
- [0043] 이와 같은 고흡수성 중합체를 포함한 흡습층(130)은 흡습 스폰지의 역할을 하는데, 이것이 샌드위치 구조의 두 전극판(110, 120) 내에 삽입되면 주변 공기로부터 습기를 빨아들여 전극판(110, 120)에 축적된 전하를 줄이며, 이에 따라, 매우 짧은 시간 내에 잡음 없이 안정적인 심전도 신호를 측정하는 것이 가능해진다.
- [0044] 또한, 흡습층(130)은 단층 구조뿐만 아니라, 다층 구조로 구성될 수도 있다.

- [0045] 다층 구조의 흡습층(130)은 도 1에 도시한 바와 같이, 전극판(110)의 일면으로부터 순차적으로 위치하는 상부 흡습층(132), 중간 흡습층(131), 하부 흡습층(133)을 포함한다.
- [0046] 여기서, 중간 흡습층(131)은 공기 중의 수분을 흡수하기 위한 고흡수성 중합체로 구성될 수 있다.
- [0047] 상부 흡습층(132) 및 하부 흡습층(133)은 중간 흡습층(131)을 이루는 고흡수성 중합체를 보강 및 보호하는 층으로서 구비되어, 중간 흡습층(131)의 강도를 보강하고 변형을 막는 역할을 한다. 아울러, 상부 흡습층(132) 및 하부 흡습층(133)은 중간 흡습층(131)로의 수분 흡수를 차단하지 않아야 한다. 이러한 특성을 만족시키기 위하여, 상부 흡습층(132) 및 하부 흡습층(133)을 수분을 투과시키는 투습성 섬유 소재로 구성할 수 있다.
- [0048] 이와 같이, 전극판(110, 120)에 흡습층(130)을 구비하여 전극이 항상 습기를 머금고 있도록 하면, 피검사자가 전극판(110, 120)이 부착된 곳에 안착하는 즉시(예컨대, 의자에 앉는 즉시), 심전도 신호의 측정이 가능해진다. 즉, 심전도 신호의 획득 시에 초기 잡음을 줄이면서, 깨끗한 신호를 얻기 위해 소요되는 초기의 잡음 안정화 시간을 크게 단축시킬 수 있다.
- [0049] 도 2는 도 1의 원리를 적용한 본 발명의 일 실시예에 따른 전극 구조체의 구성도이다.
- [0050] 본 발명의 일 실시예에 따른 전극 구조체(200)는 생체 신호의 측정을 위한 피부 비접촉식의 용량성 전극으로서, 이 전극 구조체(200)의 전극판(201)은 옷, 이불, 가죽 등과 같은 비전도성 물질층(B)을 사이에 두고, 심전도 측정 시에 피검사자 신체의 피부면(A)과 용량성 결합(capacitive coupling)을 이룬다.
- [0051] 구체적으로, 전극 구조체(200)는 신체의 피부면(A)과 용량성 결합을 이루어 피검사자의 생체 신호를 획득하는 전극판(201)과, 전극판(201)의 일면에 형성되어 정전기의 영향을 최소화하는 흡습층(202), 전극판(201)에 전기적으로 연결되어 전극판(201)을 통해 입력된 생체 신호를 잡음 필터링 및 증폭하여 출력하는 초단 증폭기(Preamp, 203)를 포함한다. 초단 증폭기(203)의 비반전(+) 입력 단자와 접지 간에는 바이어스 저항(R_{BIAS})이 삽입된다.
- [0052] 전극판(201)의 일면에는 정전기 방지를 위한 흡습층(202)이 구비된다. 이 흡습층(202)은 도 1에서 설명한 흡습층(130)에 상응하는 것으로, 전술한 바와 같이 단층 구조뿐만 아니라, 다층 구조로 구성될 수도 있다. 또한, 일 실시예에서, 이 흡습층(202)은 고흡수성 중합체를 포함할 수 있으며, 전극판(201)의 양면 중 신체의 피부면(A)과 마주보는 면에 형성될 수 있다.
- [0053] 이와 같이 구성된 전극 구조체(200)는 피검사자의 신체 피부면(A), 옷과 같은 비전도성 물질층(B)과, 전도성 섬유체 또는 금속 전극체인 전극판(201)을 이용하여 심전도 신호원인 피검사자의 피부로부터 심전도 신호를 유도할 수 있다.
- [0054] 이때, 피검사자의 피부면(A)이 전극판(201)과 마주보는 전극면의 역할을 하고, 옷과 같은 비전도성 물질층(B)이 절연체의 역할을 하여 용량성 결합을 구현하며, 이에 따라 피부면(A), 비전도성 물질층(B) 및 전극판(201)이 커패시터의 역할을 하게 된다.
- [0055] 용량성 결합 시에 커패시턴스(C)의 값은 그 출력단에 연결되는 초단 증폭기(203) 회로의 구성에 영향을 미치므로, 회로 설계를 위하여 다음의 수학식 1을 통해 커패시턴스(C)의 값을 계산할 수 있다.

수학식 1

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{d}$$

- [0056]
- [0057] 수학식 1에서, 유전율(ϵ_0), 비유전율(ϵ_r), 비전도성 물질층(B)의 두께(d), 전극판(201)의 크기(A)의 파라미터들에 의해 커패시턴스의 값이 정해지게 된다.
- [0058] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 측정 장치의 구성도이다.
- [0059] 도 3을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 측정 장치는 생체 신호 측정을 위한 제1 전극(210)과 제2 전극(220), 제1 전극(210)과 제2 전극(220)의 출력 신호들이 입력되어 차동 증폭되는 차동 계측 증폭기(240), 차동 계측 증폭기(240)의 출력단에 전기적으로 연결된 신호 처리부(250), 및 신호 처리부(250)의 출력 신호를

디지털 처리하여 외부 서버 등에 무선 전송하는 무선 센서 노드(260)를 포함한다.

- [0060] 제1 전극(210) 및 제2 전극(220)은 생체 신호의 측정을 위한 피부 비접촉식 전극으로서, 도 2에서 설명한 전극 구조체의 구성을 준용한다.
- [0061] 차동 계측 증폭기(240)는 제1 전극(210)과 제2 전극(220) 간의 전위차를 증폭하여 신호 처리부(250)에 출력한다.
- [0062] 신호 처리부(250)는 차동 계측 증폭기(240)의 출력 신호를 입력받아 잡음을 필터링하고, 필터링된 신호를 증폭하여 심전도 신호를 얻는다.
- [0063] 무선 센서 노드(260)는 신호 처리부(250)의 출력 신호에 대한 아날로그-디지털 변환을 수행하여 외부 서버 등에 무선 전송함으로써, 심전도 신호의 디스플레이, 가공, 저장 등의 모니터링 동작이 이루어질 수 있도록 한다.
- [0064] 구체적으로, 제1 전극(210)은 옷과 같은 비전도성 물질층(B)을 사이에 두고 신체의 피부면(A)과 용량성 결합을 이루는 전극판(211)과, 전극판(211)의 일면에 형성된 흡습층(212), 전극판(211)을 통해 입력된 생체 신호를 잡음 필터링 및 증폭하여 출력하는 초단 증폭기(213)를 포함한다.
- [0065] 마찬가지로, 제2 전극(220)은 피부면(A)과 이격 대향하는 전극판(221), 그 일면에 형성된 흡습층(222)과, 초단 증폭기(223)를 포함한다.
- [0066] 이와 같이 구성된 각 전극(210, 220)은 직접적인 신체 접촉 없이 변위 전류를 통하여 입력되는 미세한 생체 신호인 심전도 소신호를 증폭하여 전압으로 변환시킨 후 차동 계측 증폭기(240)로 출력한다. 이때, 두 전극(210, 220)의 일면에는 흡습층(212, 222)이 각각 구비되어 정전기의 발생을 방지하여 빠른 시간 내에 안정적인 생체 신호의 측정이 이루어질 수 있도록 한다.
- [0067] 일 실시예는 제1 전극(210) 및 제2 전극(220)의 공통 모드 잡음(Common mode noise)을 제거하기 위한 접지 회로를 더 포함할 수 있으며, 이 접지 회로는 가산기(231), 증폭기(232) 및 접지 전극(230)을 포함하도록 구성될 수 있다.
- [0068] 이와 같이 구성된 접지 회로는 가산기(231)를 통해 제1 전극(210) 및 제2 전극(220)의 출력 신호들을 합산하여 공통 모드 잡음 성분을 검출하고, 가산기(231)의 출력 신호를 음이득을 갖는 증폭기(232)로 증폭한 후, 접지 전극(230)을 통해 신체에 피드백하여 전달함으로써, 신체의 전위를 공통 모드 잡음과 반대로 끌어내려 공통 모드 잡음의 크기를 감소시킨다. 실시예에 따라, 접지 전극(230)의 일면에도 고흡수성 중합체를 포함하는 흡습층을 함께 구비시켜 정전지 방지 효과를 높일 수 있다.
- [0069] 이와 같이 구성된 심전도 측정 장치에서, 피검사자의 신체 피부면(A)으로부터 두 개의 전극판(211, 221)에 의해 생체 신호인 심전도 소신호가 유도되고, 고역 통과 필터의 역할을 하는 초단 증폭기(213, 223)에 의해 전극판(211, 221)으로 유도된 심전도 소신호의 잡음 제거 및 증폭이 이루어진다. 초단 증폭기(213, 223)를 거친 각각의 심전도 소신호는 접지 회로에 전달된다. 접지 회로는 두 전극(210, 220)에서 들어오는 생체 신호로부터 공통 모드 성분을 추출하여, 이를 반전시키고 증폭하여 접지 전극(230)을 통해서 신체에 인가하는 방식으로 심전도 측정 시에 공통 모드 잡음의 영향을 줄인다. 접지 전극(230)의 이득이 증가할수록 공통 모드 잡음은 감소하게 된다.
- [0070] 두 전극판(211, 221)에 유도된 심전도 소신호들 간의 전위차를 증폭하기 위하여 차동 계측 증폭기(240)가 사용되고, 차동 계측 증폭기(240)의 출력 신호가 신호 처리부(250)를 거치면서 증폭 및 잡음 제거되어 최종 심전도 신호가 얻어진다.
- [0071] 도 4는 도 3에 나타난 심전도 측정 장치의 사용 예를 나타낸 도면이다.
- [0072] 도 4에 도시한 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 측정 장치가 차량 등의 의자(300)에 적용될 경우, 피검사자의 등이나 양측 어깨가 위치하는 의자(300)의 등받이부에 제1 전극(210) 및 제2 전극(220)이 이격 설치되고, 피검사자가 앉는 의자(300)의 좌석부에 접지 전극(230)이 넓게 설치된다.
- [0073] 제1 전극(210) 및 제2 전극(220)에는 전술한 흡습층(212, 222)이 구비되어 정전기 발생을 방지하고 초기의 잡음 안정화 시간을 줄임으로써, 피검사자가 의자에 앉는 즉시, 잡음 없이 안정적으로, 피검사자의 심전도를 측정할 수 있게 된다.

[0074] 본 발명에 따른 생체 신호를 측정하기 위한 전극 구조체 및 이를 이용한 심전도 측정 장치의 구성은 전술한 실시예에 국한되지 않고 본 발명의 기술 사상이 허용하는 범위 내에서 다양하게 변형하여 실시할 수 있다.

부호의 설명

[0075] 210: 제1 전극

220: 제2 전극

110, 120, 201, 211, 221: 전극판

130, 202, 212, 222: 흡습층

213, 223: 초단 증폭기

230: 접지 전극

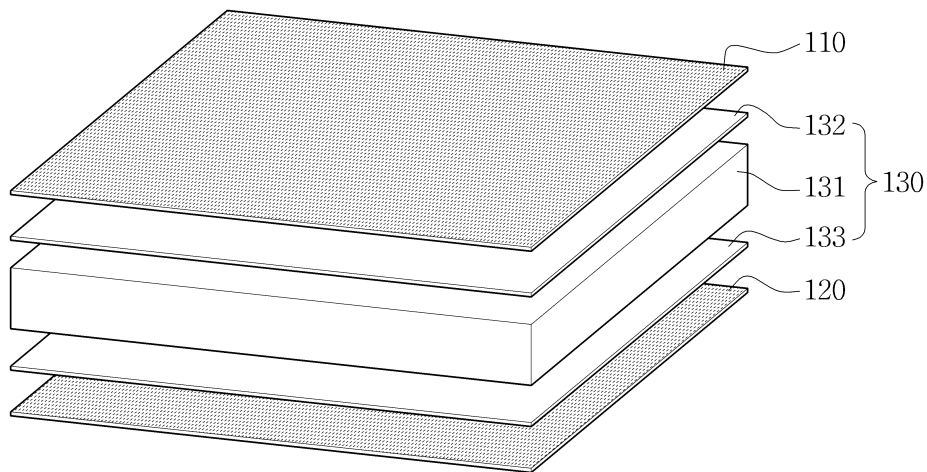
240: 차동 계측 증폭기

250: 신호 처리부

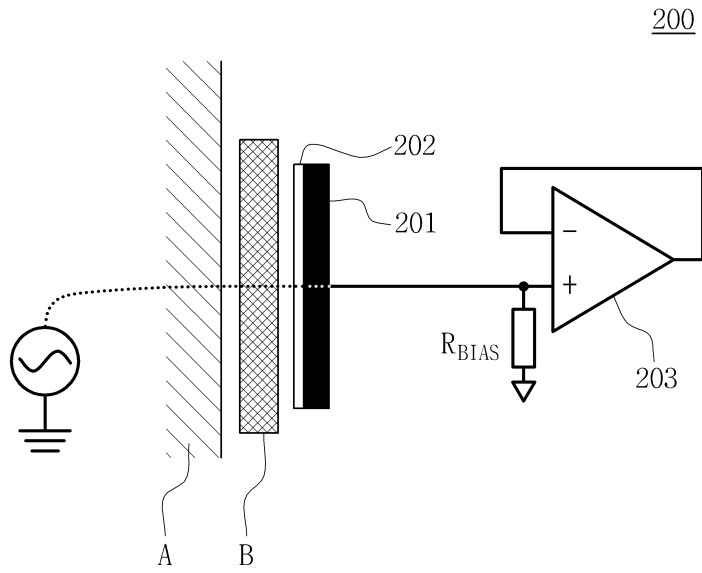
260: 무선 센서 노드

도면

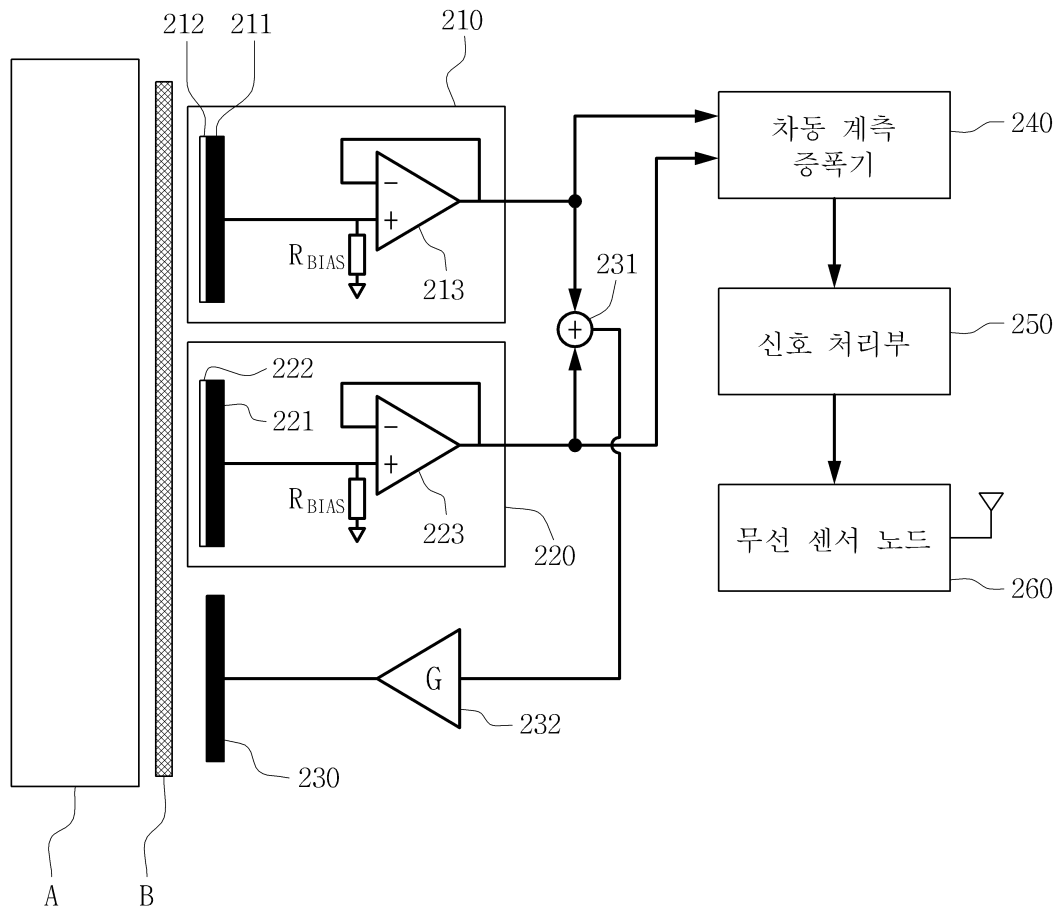
도면1



도면2



도면3



도면4

