



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년04월08일
 (11) 등록번호 10-1966758
 (24) 등록일자 2019년04월02일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A61B 5/0402 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
 (52) CPC특허분류
 A61B 5/0402 (2013.01)
 A61B 5/0022 (2013.01)
 (21) 출원번호 10-2017-0031249
 (22) 출원일자 2017년03월13일
 심사청구일자 2017년03월13일
 (65) 공개번호 10-2018-0104454
 (43) 공개일자 2018년09월21일
 (56) 선행기술조사문헌
 KR1020060125251 A*
 US06453186 B1*
 CN104023624 A
 US20010027270 A1
 *는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
 아주대학교산학협력단
 경기도 수원시 영통구 월드컵로 206 (원천동)
 (72) 발명자
 윤덕용
 서울특별시 동작구 동작대로29길 9, 404동 301호
 이석훈
 대전광역시 유성구 반석동로 33, 502동 203호
 김태영
 서울특별시 강남구 학동로 609, 1동 402호
 (74) 대리인
 심경식, 홍성욱

전체 청구항 수 : 총 11 항

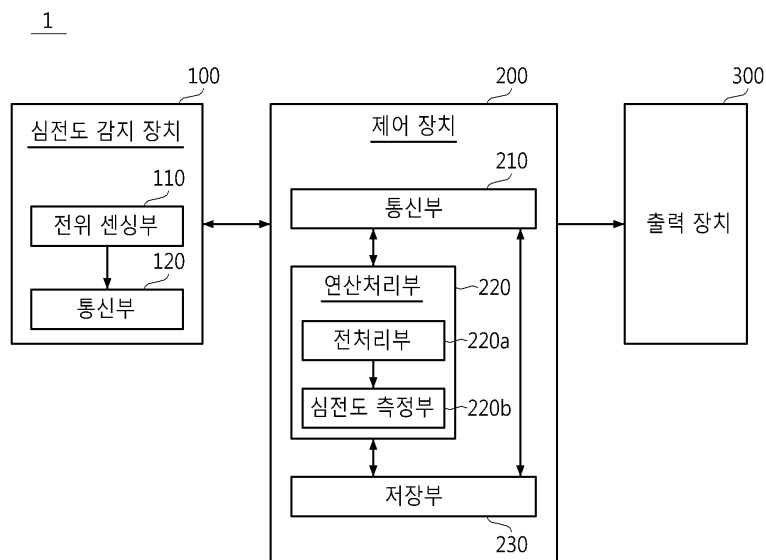
심사관 : 박승배

(54) 발명의 명칭 **정규화된 심전도 측정 시스템 및 방법**

(57) 요약

심전도 측정 시스템은, 복수의 센서로 마련되어, 대상체의 심장 박동에 따라 체표면에서 발생하는 전위를 감지하는 전위 센싱부; 복수의 센서 중, 소정 시점(時点)에서의 전위차가 가장 큰 두 센서인 제 1센서쌍을 이용하여 중심 노드를 검출하고, 소정 시간간격에서의 전위차 변화량이 가장 큰 두 센서인 제 2 센서쌍을 이용하여 심장 축 (뒷면에 계속)

대표도 - 도1



을 검출하고, 검출된 중심 노드 및 심장 축을 이용하여 제 2 센서쌍이 감지한 전위를 보정하는 전처리부; 및 제 2센서쌍의 보정된 전위를 이용하여 대상체의 심전도를 측정하는 심전도 측정부; 를 포함할 수 있다.

이와 같은 심전도 감지 장치, 심전도 측정 시스템 및 방법에 의하면, 심전도 감지 장치의 장착 위치나 방향에 관계없이 정규화된 심전도 데이터를 제공할 수 있다. 또한, 정규화된 심전도 데이터를 제공함에 따라 심전도 측정 및 관리의 정확도와 신뢰도를 향상시킬 수 있으며, 수집된 심전도 데이터를 딥러닝 등 기계학습에 이용하는 경우, 정규화된 심전도 데이터를 제공함으로써 예측 성능을 높일 수 있다. 장착 위치나 방향에 구애받지 않으므로, 검사자가 심전도 감지 장치를 장착시키거나 이용하는데 있어 편의성을 제공할 수 있다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/6831 (2013.01)

A61B 5/7225 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1465022783

부처명 보건복지부

연구관리전문기관 한국보건산업진흥원

연구사업명 임상연구인프라조성

연구과제명 생체신호와 임상정보 빅데이터를 활용한 패혈증 예측 모델 개발

기여율 1/1

주관기관 아주대학교 산학협력단

연구기간 2017.01.01 ~ 2017.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

복수의 센서로 마련되어, 대상체의 심장 박동에 따라 체표면에서 발생하는 전위를 감지하는 전위 센싱부;

상기 복수의 센서 중, 소정 시점(時点)에서의 전위차가 가장 큰 두 센서인 제 1센서쌍을 이용하여 심장의 중심 노드를 검출하고, 소정 시간간격에서의 전위차 변화량이 가장 큰 두 센서인 제 2 센서쌍을 이용하여 심장 축을 검출하고, 상기 검출된 중심 노드 및 심장 축을 이용하여 상기 제 2 센서쌍이 감지한 전위를 보정하는 전처리부; 및

상기 제 2센서쌍의 보정된 전위를 이용하여 상기 대상체의 심전도를 측정하는 심전도 측정부;

를 포함하는 심전도 측정 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 전위 센싱부는,

환형의 밴드에 상기 복수의 센서가 소정의 간격으로 배치되며, 상기 밴드의 장축으로 상기 체표면에 접촉되는 심전도 측정 시스템.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 전처리부는,

상기 제 1센서쌍의 전위를 이용하여 상기 중심 노드를 검출하는 중심 노드 검출부; 를 포함하는 심전도 측정 시스템.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 중심 노드 검출부는,

상기 제 1센서쌍의 두 센서의 위치를 잇는 선상에서, 상기 제 1센서쌍의 각 센서의 위치로부터 전위에 반비례하여 떨어진 거리의 일 교차지점을 상기 중심 노드로 검출하는 심전도 측정 시스템.

청구항 5

제 2 항에 있어서,

상기 전처리부는,

상기 제 2센서쌍의 위치를 이용하여 상기 심장 축을 검출하는 심장 축 검출부; 를 포함하는 심전도 측정 시스템.

청구항 6

제 5 항에 있어서,
상기 심장 축 검출부는,
상기 제 2센서쌍의 두 센서의 위치를 잇는 선을 상기 심장 축으로 검출하는 심전도 측정 시스템.

청구항 7

제 5 항에 있어서,
상기 심장 축 검출부는,
상기 중심 노드를 기점으로, QRS파형이 (-)에서 (+)가 되는 방향을 상기 심장 축의 방향으로 검출하는 심전도 측정 시스템.

청구항 8

제 2 항에 있어서,
상기 전처리부는,
상기 검출된 중심 노드와 기준 중심 노드의 위치를 비교하고, 상기 검출된 심장 축과 기준 심장 축의 방향을 비교하여 상기 제 2센서쌍의 전위를 보정하는 전위 보정부; 를 포함하는 심전도 측정 시스템.

청구항 9

제 8 항에 있어서,
상기 전위 보정부는,
상기 검출된 심장 축과 기준 심장 축의 방향을 비교하여, 상기 제 2센서쌍과 기준 심장 축 상의 두 센서인 기준 센서쌍을 대응시키고, 상기 제 2센서쌍의 전위를 상기 기준 센서쌍의 위치에서의 전위로 보정하는 심전도 측정 시스템

청구항 10

제 9 항에 있어서,
상기 전위 보정부는,
상기 검출된 중심 노드로부터 상기 제 2센서쌍이 떨어진 거리와 상기 기준 중심 노드로부터 상기 기준 센서쌍이 떨어진 거리를 대응되는 센서끼리 각각 비교하여, 거리에 반비례하도록 상기 제 2센서쌍의 전위를 보정하는 심전도 측정 시스템.

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

복수의 센서가 대상체의 심장 박동에 따라 체표면에서 발생하는 전위를 감지하고;

상기 복수의 센서 중, 소정 시점(時点)에서의 전위차가 가장 큰 두 센서인 제 1센서쌍을 이용하여 심장의 중심 노드를 검출하고;

상기 복수의 센서 중, 소정 시간간격에서의 전위차 변화량이 가장 큰 두 센서인 제 2센서쌍을 이용하여 심장 축을 검출하고;

상기 검출된 중심 노드 및 심장 축을 이용하여 상기 제 2센서쌍이 감지한 전위를 보정하고; 및

상기 제 2센서쌍의 보정된 전위를 이용하여 상기 대상체의 심전도를 측정하는;

것을 포함하는 심전도 측정 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 심전도 측정을 위한 심전도 감지장치와, 이를 포함하는 심전도 측정 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 인간의 생명을 유지하기 위해서는 심장의 박동에 의해 방출된 혈액을 동맥을 따라 신체 곳곳에 막힘 없이 흘러 주고, 정맥을 통해 다시 심장으로 혈액을 돌려받는 과정이 필요하다. 이로써, 산소와 영양분을 신체의 각 조직에 공급하고, 대사를 통해 소비된 노폐물을 제거할 수 있다.

[0004] 하지만, 심장 상태가 좋지 않아 신체의 특정 부위로 혈액이 제대로 전달되지 않거나, 혈액 내에 혈전이나 색전이 발생하여 혈액이 탁해지면 신체의 특정 조직의 모세혈관을 막아 조직의 괴사를 유발하는 등 생명이 위협해질 수 있다. 따라서, 심장의 이상 유무를 검사하기 위하여 임상적 진찰과 더불어 영상검사 등이 이용되고 있으며, 조기 진단의 방법으로 심전도를 측정하여 측정된 심전도 신호를 그래프의 형태로 표시하여 환자의 심장에서의 이상 유무를 판단하는 방법 또한 널리 이용되고 있다.

[0005] 즉, 심전도(Electrocardiogram)란 심장 근육이 수축하거나 확장하는 등 심장 박동의 기계적 활동에 따라 체표면에서 나타나는 전위변화를 그래프로 기록하는 것을 의미하는 것으로, 심전도는 측정이 간단하며, 재현성이 있고, 쉽게 반복하여 기록할 수 있으며, 검사비용이 비싸지 않는 비관혈 검사로서, 부정맥과 관상동맥질환(심장 동맥질환)의 진단, 심장 환자들의 경과를 관찰하는데 유용하게 활용되고 있다.

[0006] 일반적으로 심전도는 흉부의 상부 좌우와 하부 좌우에 심전도 측정용 센서를 부착하고, 센서의 위치에 따라 감지되는 전위차를 이용하여 측정하게 된다. 그런데 이와 같은 심전도 측정에 따르면, 환자마다 심장 자체의 위치가 다를 수 있음에도 불구하고 거의 동일한 위치에 센서를 배치함으로써 정확한 진단이 어려울 뿐 아니라, 동일 환자에 대해 주기적으로 심전도를 측정하는 경우 측정할 때마다 어느 정도 다른 위치에 센서가 배치됨으로써 지속적인 심전도 관리에 정확도와 신뢰도가 떨어지는 문제점이 발생하고 있다.

[0007] 특히, 심전도를 딥러닝 등과 같은 기계학습에 적용하여 환자의 예후를 예측하는데 있어서, 심전도 측정의 정확도에 따라 예측 신뢰도가 크게 떨어지는 문제점이 있다.

[0008] 이와 같은 문제점을 극복하고자 복수개의 전극을 모듈화시킨 적어도 하나 이상의 다중 센서가 개발되고 있으나, 센서부착위치를 정확하게 판단하기 어려울 뿐만 아니라 센서 배치 방향에 따라서 심장 전기 활동신호의 극성이 바뀌게 되므로 일반 사용자뿐만 아니라 의료진과 같은 숙련자가 사용하더라도 여전히 어려움이 발생하고 있다. 따라서, 센서의 부착위치나 방향에 영향을 받지않고 정확하게 심전도를 측정할 수 있는 방법이나 시스템에 대한 사용자 니즈가 증가하고 있는 실정이다.

선행기술문헌

특허문헌

[0010] (특허문헌 0001) 한국 공개특허공보 제10-2015-0044181호 (발명의 명칭: 심전도 측정용 전극 및 이를 갖는 심전도 측정장구, 공개일자: 2015.04.24.)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0011] 본 발명은 정규화된 심전도 데이터를 제공할 수 있는 심전도 감지 장치와, 이를 포함하는 심전도 측정 시스템 및 방법을 제공하고자 한다.

과제의 해결 수단

- [0013] 상술한 과제를 해결하기 위하여, 다음과 같은 심전도 감지 장치, 심전도 측정 시스템 및 방법이 제공된다.
- [0015] 심전도 측정 시스템은, 복수의 센서로 마련되어, 대상체의 심장 박동에 따라 체표면에서 발생하는 전위를 감지하는 전위 센싱부; 복수의 센서 중, 소정 시점(時点)에서의 전위차가 가장 큰 두 센서인 제 1센서쌍을 이용하여 심장의 중심 노드를 검출하고, 소정 시간간격에서의 전위차 변화량이 가장 큰 두 센서인 제 2 센서쌍을 이용하여 심장 축을 검출하고, 검출된 중심 노드 및 심장 축을 이용하여 제 2 센서쌍이 감지한 전위를 보정하는 전처리부; 및 제 2센서쌍의 보정된 전위를 이용하여 대상체의 심전도를 측정하는 심전도 측정부; 를 포함할 수 있다.
- [0016] 전위 센싱부는, 환형의 밴드에 복수의 센서가 소정의 간격으로 배치되며, 밴드의 장착으로 체표면에 접촉될 수 있다.
- [0017] 전처리부는, 제 1센서쌍의 전위를 이용하여 중심 노드를 검출하는 중심 노드 검출부; 를 포함할 수 있다.
- [0018] 중심 노드 검출부는, 제 1센서쌍의 두 센서의 위치를 잇는 선상에서, 제 1센서쌍의 각 센서의 위치로부터 전위에 반비례하여 떨어진 거리의 일 교차지점을 중심 노드로 검출할 수 있다.
- [0019] 전처리부는, 제 2센서쌍의 위치를 이용하여 심장 축을 검출하는 심장 축 검출부; 를 포함할 수 있다.
- [0020] 심장 축 검출부는, 제 2센서쌍의 두 센서의 위치를 잇는 선을 심장 축으로 검출할 수 있다.
- [0021] 심장 축 검출부는, 상기 중심 노드를 기점으로, QRS파형이 (-)에서 (+)가 되는 방향을 심장 축의 방향으로 검출할 수 있다.
- [0022] 전처리부는, 검출된 중심 노드와 기준 중심 노드의 위치를 비교하고, 검출된 심장 축과 기준 심장 축의 방향을 비교하여 제 2센서쌍의 전위를 보정하는 전위 보정부; 를 포함할 수 있다.
- [0023] 전위 보정부는, 검출된 심장 축과 기준 심장 축의 방향을 비교하여, 제 2센서쌍과 기준 심장 축 상의 두 센서인 기준 센서쌍을 대응시키고, 제 2센서쌍의 전위를 기준 센서쌍의 위치에서의 전위로 보정할 수 있다.
- [0024] 전위 보정부는, 검출된 중심 노드로부터 제 2센서쌍이 떨어진 거리와 기준 중심 노드로부터 기준 센서쌍이 떨어진 거리를 대응되는 센서끼리 각각 비교하여, 거리에 반비례하도록 제 2센서쌍의 전위를 보정할 수 있다.
- [0025] 심전도 감지 장치는, 환형의 밴드로 마련되며, 대상체에 장착되는 장착부; 및
- [0026] 장착부에 소정의 간격으로 배치되는 복수의 센서를 포함하여, 대상체의 심장 박동에 따라 체표면에서 발생하는 전위를 감지하는 전위 센싱부; 를 포함할 수 있다.
- [0027] 장착부는, 체표면의 곡면에 맞추어 변형 가능한 유연한 재질로 마련될 수 있다.
- [0028] 심전도 감지 장치를 제어하는 제어 장치에 유선 또는 무선 통신으로 연결되어, 감지된 전위를 송신하는 통신부; 를 더 포함할 수 있다.
- [0029] 장착부는, 통신부가 복수의 센서와 제어 장치를 연결하는 복수의 유선 케이블을 포함하는 경우, 복수의 유선 케

이블을 에워싸도록 마련될 수 있다.

[0030] 심전도 측정 방법은, 복수의 센서가 대상체의 심장 박동에 따라 체표면에서 발생하는 전위를 감지하고; 복수의 센서 중, 소정 시점(時點)에서의 전위차가 가장 큰 두 센서인 제 1센서쌍을 이용하여 심장의 중심 노드를 검출하고; 복수의 센서 중, 소정 시간간격에서의 전위차 변화량이 가장 큰 두 센서인 제 2센서쌍을 이용하여 심장 축을 검출하고; 검출된 중심 노드 및 심장 축을 이용하여 제 2센서쌍이 감지한 전위를 보정하고; 및 제 2센서쌍의 보정된 전위를 이용하여 대상체의 심전도를 측정하는; 것을 포함할 수 있다.

발명의 효과

[0032] 이와 같은 심전도 감지 장치, 심전도 측정 시스템 및 방법에 의하면, 심전도 감지 장치의 장착 위치나 방향에 관계없이 정규화된 심전도 데이터를 제공할 수 있다.

[0033] 또한, 정규화된 심전도 데이터를 제공함에 따라 심전도 측정 및 관리의 정확도와 신뢰도를 향상시킬 수 있으며, 수집된 심전도 데이터를 딥러닝 등 기계학습에 이용하는 경우, 정규화된 심전도 데이터를 제공함으로써 예측 성능을 높일 수 있다.

[0034] 또한, 장착 위치나 방향에 구애받지 않으므로, 검사자가 심전도 감지 장치를 장착시키거나 이용하는데 있어 편의성을 제공할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0036] 도 1은 일 실시예에 따른 심전도 측정 시스템의 블록도이다.
- 도 2a는 일 실시예에 따른 심전도 감지 장치의 구성을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 2b는 심전도 감지 장치가 대상체에 장착된 상태를 예시한 도면이다.
- 도 3은 일 실시예에 따른 전처리부의 블록도이다.
- 도 4는 일반적인 심전도 신호의 그래프를 예시한 것으로, 소정 시점을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 5는 제 1센서쌍의 검출을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6은 심장 축의 검출을 예시한 도면이다.
- 도 7은 기준 SA 노드 및 기준 심장 축과의 비교를 통한 전위 보정을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 8은 일 실시예에 따른 심전도 측정 방법의 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0037] 본 명세서에 기재된 실시예와 도면에 도시된 구성은 개시된 발명의 바람직한 일 예에 불과할 뿐이며, 본 출원의 출원시점에 있어서 본 명세서의 실시예와 도면을 대체할 수 있는 다양한 변형 예들이 있을 수 있다.

[0038] 이하에서는 첨부된 도면을 참조하여 심전도 감지 장치와, 이를 포함하는 심전도 측정 시스템 및 방법을 후술된 실시예들에 따라 구체적으로 설명하도록 한다. 도면에서 동일한 부호는 동일한 구성 요소를 나타낸다.

[0040] 도 1은 일 실시예에 따른 심전도 측정 시스템의 블록도이다.

[0041] 도 1을 참조하면, 심전도 측정 시스템(1)은 심전도 감지 장치(100), 제어 장치(200), 및 디스플레이 장치(300)를 포함할 수 있다.

[0042] 심전도 감지 장치(100)는 대상체에 장착되어 대상체의 심장 박동에 따른 심전도를 감지하는 장치이다. 여기서, 대상체는 사람이나 동물, 또는 흉부와 같이 사람이나 동물의 신체 일부가 될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니며 심전도를 감지하거나 측정할 수 있다면 모두 대상체가 될 수 있는 것으로 한다. 또한, 심전도(Electrocardiogram)는 심근의 수축/확장과 같이 심장 박동의 기계적 활동에 따라 체표면에서 나타나는 전위변화를 그래프로 기록하는 것으로서, '심전도를 감지한다'는 의미는 대상체의 심장 박동에 따라 체표면에 발생하는 '전위를 감지한다'는 의미와 동일한 것으로 한다.

[0043] 도 2a는 일 실시예에 따른 심전도 감지 장치의 구성을 설명하기 위한 도면이며, 도 2b는 심전도 감지 장치가 대상체에 장착된 상태를 예시한 도면이다.

- [0044] 도 2a 및 도 2b를 참조하면, 심전도 감지 장치(100)는 대상체의 심장 박동에 따라 대상체의 체표면에 발생하는 전위를 감지하는 전위 센싱부(110)와, 제어 장치(200)와 통신을 수행하여 제어 신호, 감지된 전위 등 각종 신호나 데이터를 송수신하는 통신부(120)를 포함할 수 있다. 또한, 심전도 감지 장치(100)는 대상체에 장착 되는 부분인 장착부(130)를 더 포함할 수 있다.
- [0045] 전위 센싱부(110)는 복수의 센서($S_1, S_2, S_3, \dots, S_{24}$)를 포함하며, 복수의 센서($S_1, S_2, S_3, \dots, S_{24}$)는 체표면에서 발생하는 전위를 감지할 수 있도록 전극 형태로 마련될 수 있다. 도 2a 및 도 2b에서는 센서의 개수가 24개로 구성된 것을 예시하였지만, 이는 예시에 불과한 것으로 2개 이상을 구성한다면 센서의 개수에는 제한이 없는 것으로 한다.
- [0046] 복수의 센서($S_1, S_2, S_3, \dots, S_{24}$)는 장착부(130) 상에 소정의 간격을 두고 배치되어, 장착부(130)의 형태와 동일한 형태를 구성할 수 있다. 후술되겠지만, 장착부(130)는 환형의 밴드 형태로 마련되고, 복수의 센서($S_1, S_2, S_3, \dots, S_{24}$)는 장착부(130) 상에 소정의 간격을 두고 배치됨으로써 전위 센싱부(110)는 전체적으로 장착부(130)와 동일한 환형의 형태를 구성하게 되는 것이다. 이와 같이, 전위 센싱부(110) 및 장착부(130)가 환형으로 마련됨에 따라 방향성을 구성하지 않게 된다.
- [0047] 통신부(120)는 전위 센싱부(110)와 제어 장치(200)를 연결하여 통신을 수행하도록 한다. 일 예로, 통신부(120)는 제어 장치(200)로부터 제어 신호를 수신한다. 수신된 제어 신호에 기초하여, 예를 들어, 전위 센싱부(110)의 전위 감지 시작, 종료, 감지의 주기, 감지의 시간 등이 제어될 수 있다. 다른 예로, 통신부(120)는 감지된 전위를 제어 장치(200)로 송신한다. 제어 장치(200)는 송신된 전위에 기초하여, 전위차가 가장 큰 두 센서를 검출하거나, 전위차 변화량이 가장 큰 두 센서를 검출하거나, 또는 센서가 감지한 전위의 보정 등을 수행할 수 있으며, 이에 대한 구체적인 설명은 후술될 연산처리부(220)를 통해 상술하기로 한다.
- [0048] 통신부(120)는 전위 센싱부(110)와 제어 장치(200)를 유선 또는 무선 통신으로 연결할 수 있다.
- [0049] 유선 통신으로 연결되는 경우, 통신부(120)는 복수의 유선 케이블로 마련될 수 있다. 즉, 전위 센싱부(110)를 구성하는 복수의 센서($S_1, S_2, S_3, \dots, S_{24}$) 각각은 유선 케이블을 통해 제어 장치(200)에 연결될 수 있으며, 통신부(120)는 이와 같이 센서의 개수에 대응되는 유선 케이블을 포함할 수 있다.
- [0050] 무선 통신으로 연결되는 경우, 통신부(120)는 무선 인터넷 모듈, 근거리 통신 모듈, 이동통신 모듈 등 다양한 통신 모듈을 포함할 수 있다.
- [0051] 무선 인터넷 모듈은 무선 랜(Wireless LAN; WLAN), 와이파이(Wi-Fi), Wibro(Wireless broadband), Wimax(World Interoperability for Microwave Access), HSDPA(High Speed Downlink Packet Access) 등과 같은 통신 프로토콜에 따라 외부 네트워크에 연결되어 통신을 수행하는 모듈을 의미한다.
- [0052] 근거리 통신 모듈은 블루투스(Bluetooth), RFID(Radio Frequency Identification), 적외선 통신(IrDA, infrared Data Association), UWB(Ultra Wideband), 지그비(ZigBee) 등과 같은 근거리 통신 방식에 따라, 근거리에서 위치한 외부 기기와 통신을 수행하기 위한 모듈을 의미한다.
- [0053] 이동 통신 모듈은 3G(3rd Generation), 3GPP(3rd Generation Partnership Project), LTE(Long Term Evolution) 등과 같은 다양한 이동 통신 규격에 따라 이동 통신 망에 접속하여 통신을 수행하는 모듈을 의미한다.
- [0054] 다만, 이에 한정되는 것은 아니며, 제어 장치(200)와 통신을 수행하며 각종 신호 및 데이터를 송수신할 수 있다면, 통신부(120)는 상술한 바 외에 다른 형태의 통신 모듈을 채용할 수도 있다.
- [0055] 장착부(130)는 소정의 너비를 갖는 도우넛 형태의 환형으로 마련될 수 있다. 장착부(130)의 너비는 전위 센싱부(110)를 구성하는 센서($S_1, S_2, S_3, \dots, S_{24}$)의 너비와 동일하거나 또는 넓게 형성될 수 있다. 또한, 장착부(130)의 내주 지름은 일반적으로 알려진 심장의 장축 길이보다 길게 형성되는 것으로 한다. 따라서, 장착부(130)의 장착시 장착부(130)가 심장을 둘러싸도록 구성될 수 있다.
- [0056] 장착부(130)는 밴드(Band) 타입으로, 체표면의 곡면에 맞추어 변형 가능한 유연한 재질 예를 들어, 탄성 즉 신축성의 천으로 마련될 수 있다. 또한, 장착부(130)는 대상체에 장착되는 부분으로, 일반적으로 패치형으로 마련될 수 있으나, 착용형으로 마련되는 것도 무방하며, 장착부(130)의 착용 시, 전위 센싱부(110)가 대상체의 체표면에 접촉되어 체표면에서 발생하는 전위를 감지할 수 있으면 족하다.

- [0057] 장착부(130)는 통신부(120)의 일부 또는 전부를 내장하여 통신부(120)를 보호하거나 장치를 간결하게 만들 수 있다. 예를 들어, 통신부(120)가 전위 센싱부(110)의 각 센서($S_1, S_2, S_3, \dots, S_{24}$)와 제어 장치(200)를 연결하는 복수의 유선 케이블을 포함하는 경우, 장착부(130)는 복수의 유선 케이블을 예워싸도록 마련됨으로써 장착부(130) 외부로는 단일 가닥의 케이블만 돌출되도록 구성할 수 있다.
- [0058] 다시 도 1을 참조하면, 제어 장치(200)는 심전도 감지 장치(100) 및 출력 장치(300)와 통신을 수행하는 통신부(210), 감지된 전위를 보정하는 전처리 수행 후, 보정된 전위를 이용하여 대상체의 심전도를 측정하는 연산처리부(220), 및 심전도 측정 시스템(1)의 동작을 위한 각종 데이터 및 프로그램을 저장하는 저장부(230)를 포함할 수 있다.
- [0059] 통신부(210)는 심전도 감지 장치(100)와 통신을 수행하며 심전도 감지 장치(100)를 제어하기 위한 각종 제어 신호를 송신한다. 통신부(210)는 심전도 감지 장치(100)로부터 전위 센싱부(110)가 감지한 전위를 수신한다. 전술한 바 있듯이, 전위 센싱부(110)는 복수의 센서를 포함하고 있는 바, 통신부(210)는 복수의 센서가 감지한 전위를 모두 수신하게 된다.
- [0060] 또한, 통신부(210)는 출력 장치(300)를 제어하기 위한 각종 제어 신호를 송신할 수 있으며, 최종적으로 측정된 심전도 신호를 출력 장치(300)에 전송하여 외부에 출력되도록 할 수 있다.
- [0061] 통신부(210)는 심전도 감지 장치 및 출력 장치(300)와 유선 통신 또는 무선 통신을 통해 연결될 수 있다. 무선 통신으로 연결되는 경우, 통신부(210)는 무선 인터넷 모듈, 근거리 통신 모듈, 이동통신 모듈 등 다양한 통신 모듈을 포함할 수 있다. 각 모듈에 대해서는 통신부(120)를 통해 전술한 바 있으므로, 이에 대한 설명은 이하 생략하기로 한다. .
- [0062] 연산처리부(220)는 복수의 센서 중, 대상체의 심장 축 방향에 위치한 두 센서의 전위를 보정하는 전처리 수행하고, 보정된 전위를 이용하여 심전도를 측정한다. 연산처리부(220)는 심전도 측정 전에, 심장 축 방향에 위치한 두 센서의 전위를 보정하는 전처리부(220a) 및 보정된 두 센서의 전위를 이용하여 심전도를 측정하는 심전도 측정부(220b)를 포함할 수 있다.
- [0063] 도 3은 일 실시예에 따른 전처리부의 블록도이다.
- [0064] 도 3을 참조하면, 전처리부(220a)는 전위 센싱부(110)에 포함된 복수의 센서 중에서 전위차가 가장 큰 두 센서(이하, 간단히 '제 1센서쌍'이라 칭함) 및 전위차 변화량이 가장 큰 두 센서(이하, 간단히 '제 2센서쌍'이라 칭함)를 검출하는 센서 검출부(221), 검출된 제 1센서쌍의 전위를 이용하여 심장의 중심 노드를 검출하는 중심 노드 검출부(222), 검출된 제 2센서쌍의 위치를 이용하여 심장 축을 검출하는 심장 축 검출부(223), 및 검출된 중심 노드 및 심장 축을 이용하여 제 2 센서쌍의 전위를 보정하는 전위 보정부(234)를 포함할 수 있다.
- [0065] 여기서, 제 1센서쌍은 소정 시점(時点)에서의 전위차가 가장 큰 두 센서를 의미하며, 제 2센서쌍은 소정 시간간격에서의 전위차 변화량이 가장 큰 두 센서를 의미하는 것으로, 소정 시점 및 소정 시간간격은 미리 설정되어 저장부(300)에 저장되어 있는 것으로 한다. 또한, 중심 노드는 심장 축 검출을 위한 기준점을 구성하는 것으로, 예를 들어, SA 노드가 중심 노드가 될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니며, 대상체의 심장 내 임의의 일 지점은 모두 중심 노드가 될 수 있다.
- [0066] 센서 검출부(221)는 미리 설정된 소정 시점(時点)에서 전위차가 가장 큰 제 1센서쌍을 검출하며, 이에 대한 구체적 설명은 도 4 및 도 5를 참조하여 상술하기로 한다.
- [0067] 도 4는 일반적인 심전도 신호의 그래프를 예시한 것으로, 소정 시점을 설명하기 위한 도면이다.
- [0068] 도 4를 참조하면, 심전도의 전형적인 형에서 심방과 심실의 활동이 반복되면서 도 4에 도시된 바와 같이 1주기당 P-Q-R-S-T 와 같은 파형이 반복된다. 이 때, P가 심방의 활동에 의한 것이며, QSRT가 심실의 활동에 의한 것이다. 구체적으로, P 시점에서 심방의 수축이 개시되고, PQ의 간격은 흥분이 심방 전체에 확산되는 시간으로 보통 0.11초 내지 0.20초의 범위를 형성한다. QRS군은 심실의 수축이 개시되어 흥분이 심실에 확산되는 시간으로, 보통 QRS의 간격은 0.08초이다. T 시점에서 심실의 재분극이 일어나며, 심실의 수축 후 심실의 재분극이 일어나는 시점까지 즉, ST의 간격은 보통 0.1초 내지 0.5초 범위를 형성한다.
- [0069] 전술한 바 있는 전위 센싱부(110) 또는 이를 구성하는 복수의 센서 각각은 P-Q-R-S-T의 파형이 반복되는 동안 계속적으로 전위를 감지하는데, 센서 검출부(221)는 미리 설정된 소정 시점에서 감지된 전위에 기초하여 전위차가 가장 큰 두 센서를 검출하게 된다. 예를 들어, P 시점은 심방의 수축이 개시되며 SA 노드에서 전류 신호가

발생하는 시점으로서, 센서 검출부(221)는 P 시점을 소정 시점으로 하여, P 시점에서의 전위차가 가장 큰 센서 쌍을 검출할 수 있는 것이다.

[0070] 또한, 심장 박동에 따라 P-Q-R-S-T 파형이 동일하게 반복되므로, 대응되는 시점에서 전위 센싱부(110)는 동일한 전위를 감지한다. 예를 들어, 제 1주기의 시점 T_1 및 제 2주기의 시점 T_2 는 서로 대응되는 P 시점에 해당하므로, 전위 센싱부(110)가 시점 T_1 에서 감지하는 전위와 시점 T_2 에서 감지하는 전위는 동일하게 되며, 이에 따라 센서 검출부(221)가 검출하는 센서쌍은 시점 T_1 과 시점 T_2 에서 동일하게 된다. 즉, 각 주기에서 대응되는 시점은 동일한 시점으로 간주할 수 있으며, 소정 시점은 각 주기마다 존재하는 것으로 볼 수 있다. 여기서, 검출되는 센서 쌍이 제 1센서쌍이 되며, 이에 대한 설명은 도 5를 통해 보충하는 것으로 한다.

[0071] 도 5는 제 1센서쌍의 검출을 설명하기 위한 도면이다.

[0072] 도 5를 참조하면, 복수의 센서 $S_1, S_2, S_3, \dots, S_{24}$ 에 대해, 센서 검출부(221)는 두 개의 센서로 조합된 센서쌍을 구성한다. 예를 들어, 센서 검출부(221)는 센서 S_1 과 다른 센서 $S_2, S_3, S_4, \dots, S_{24}$ 를 조합하여, 센서쌍 $(S_1, S_2), (S_1, S_3), (S_1, S_4), \dots, (S_1, S_{24})$ 를 구성한다. 또한, 센서 검출부(221)는 센서 S_2 와 다른 센서 S_3, S_4, \dots, S_{24} 를 조합하여, 센서쌍 $(S_2, S_3), (S_2, S_4), \dots, (S_2, S_{24})$ 를 구성한다. 마찬가지로 방법으로, 센서 S_3, S_4, \dots, S_{24} 각각에 대해서, 다른 센서와의 조합으로 센서쌍을 구성한다. 따라서, 센서 검출부(221)는 센서 S_1 에 대해 23개의 센서쌍, 센서 S_2 에 대해 22개의 센서쌍, 센서 S_3 에 대해 21개의 센서쌍을 구성할 수 있으며, 총 276개의 센서쌍을 구성하게 된다.

[0073] 센서 검출부(221)는 각 센서쌍을 구성하는 센서의 전위차를 산출하고, 산출된 전위차 중 가장 큰 전위차가 산출된 센서쌍을 검출한다. 상술한 예에서, 센서 검출부(221)는 총 276개의 센서쌍을 구성하였으므로, 산출된 276개의 전위차 중 가장 큰 전위차를 갖는 센서쌍을 검출하는 것이다. 예를 들어, 도 5에 도시된 바와 같이, (S_4, S_{17}) 의 센서쌍이 가장 큰 전위차를 갖는 것으로 가정할 때, 센서 검출부(221)는 센서쌍 (S_4, S_{17}) 또는 두 센서 S_4, S_{17} 을 제 1센서쌍으로 검출할 수 있다.

[0074] 또한, 센서 검출부(221)는 미리 설정된 소정 시간간격에서 전위차 변화량이 가장 큰 제 2센서쌍을 검출한다.

[0075] 도 4 및 도 5를 다시 참조하면, 심장 박동에 따라 P-Q-R-S-T의 파형이 형성되는데, 센서 검출부(221)는 P-Q-R-S-T 파형의 전부 또는 일부에 해당되는 소정 시간간격에서 센서간 전위차 변화량을 모니터링한다. 예를 들어, QRS군(I_1)이 소정 시간간격으로 주어지는 경우, 센서 검출부(221)는 I_1 시간 동안 복수의 센서 $S_1, S_2, S_3, \dots, S_{24}$ 간의 전위차 변화량을 모니터링할 수 있다.

[0076] 그리고, 센서 검출부(221)는 복수의 센서 $S_1, S_2, S_3, \dots, S_{24}$ 중 전위차가 가장 많이 변화한 두 센서를 제 2센서쌍으로 검출한다. 예를 들어, 센서 검출부(221)는 복수의 센서 $S_1, S_2, S_3, \dots, S_{24}$ 의 조합으로 생성된 총 276개의 센서쌍 중, 전위차 변화량이 가장 큰 두 센서 S_{12}, S_{22} 의 구성인 제 2센서쌍을 검출할 수 있다.

[0077] 중심 노드 검출부(222)는 검출된 제 1센서쌍의 전위를 이용하여 심장의 중심 노드를 검출한다. 센서가 감지하는 전위는 중심 노드와의 거리에 반비례하기 때문에, 중심 노드 검출부(222)는 검출된 제 1센서쌍의 두 센서의 위치를 잇는 선상에서, 제 1센서쌍의 각 센서의 위치로부터 전위에 반비례하여 떨어진 거리의 일 교차지점을 중심 노드로 검출할 수 있다.

[0078] 도 5를 다시 참조하면, 센서 S_4, S_{17} 의 전위를 각각 $|S_4|, |S_{17}|$ 라 표기할 때, 중심 노드 검출부(222)는 센서 S_4, S_{17} 을 잇는 선상에서 $l_2: l_1 = |S_4| : |S_{17}|$ 를 형성하는 일 교차지점 P_1 을 중심 노드로 검출할 수 있다. 예를 들어, $|S_4| = 2, |S_{17}| = 1$ 라면, 센서 S_4 가 센서 S_{17} 에 비해 중심 노드로부터 2배 멀리 떨어져 있다는 의미가 되고, 이에 따라, 중심 노드 검출부(222)는 $l_2: l_1 = 2:1$ 가 되는 지점 P_1 을 중심 노드로 검출하는 것이다.

[0079] 심장 축 검출부(223)는 검출된 제 2센서쌍의 위치를 이용하여 심장 축을 검출한다. 심장 축의 방향으로 전류의 변화가 가장 크게 발생하고 이는 곧 전위 변화를 의미하는 것으로, 심장 축 검출부(223)는 검출된 제 2센서쌍의 두 센서의 위치를 잇는 선을 심장 축으로 검출할 수 있다. 또한, 심장 축 검출부(223)는 중심 노드를 기점으로, QRS파형이 (-)에서 (+)가 되는 방향을 심장 축의 방향으로 검출할 수 있다. 이하에서는, 제 2센서쌍의 두 센서

중, 심장 축의 방향에 위치한 센서를 (+)센서, 그 반대 방향에 위치한 센서를 (-)센서라 각각 칭하는 것으로 한다.

- [0080] 도 6은 심장 축의 검출을 예시한 도면이다.
- [0081] 도 6을 참조하면, 센서 검출부(221)를 통해 두 센서 S_{12} , S_{22} 가 제 2센서쌍으로 검출되고 중심 노드 검출부(22)를 통해 일 교차지점 P_1 이 중심 노드로 검출된 경우, 심장 축 검출부(223)는 센서 S_{12} , S_{22} 를 잇는 선을 심장 축으로 검출하고, 제 2센서의 두 센서 중 QRS파형이 (-)에서 (+)가 되는 방향에 위치한 센서가 S_{12} 일 때, S_{12} 가 (+)센서, S_{22} 가 (-)센서가 되어, 심장 축 검출부(223)는 중심 노드 P_1 을 기점으로 하여 (-)센서 S_{22} 에서 (+)센서 S_{12} 로 향하는 방향 D_1 을 심장 축의 방향으로 검출할 수 있는 것이다.
- [0082] 전위 보정부(224)는 검출된 중심 노드 및 심장 축을 이용하여 제 2센서쌍의 전위를 보정한다. 전위 보정부(224)는 검출된 중심 노드와 기준 중심 노드의 위치를 비교하고, 검출된 심장 축과 기준 심장 축의 방향을 비교하여 제 2센서쌍의 전위를 보정할 수 있다. 여기서, 기준 중심 노드 및 기준 심장 축의 방향은 미리 설정되어 저장부(230)에 각각 저장되어 있는 것으로 한다.
- [0083] 전위 보정부(224)에 대한 더욱 구체적인 설명은 도 7을 참조하여 상술하기로 한다. 도 7은 기준 중심 노드 및 기준 심장 축과의 비교를 통한 전위 보정을 설명하기 위한 도면이다.
- [0084] 도 7을 참조하면, 검출된 심장 축과 기준 심장 축의 방향을 비교함으로써, 센서 검출부(221)에서 검출된 제 2센서쌍의 두 센서와 기준 심장 축 상의 두 센서를 대응시킬 수 있다. 이 때, 기준 심장 축 상의 두 센서를 이하 '기준 센서쌍'이라 칭하기로 한다.
- [0085] 예를 들어, 기준 중심 노드 및 기준 심장 축의 방향을 각각 P_0 및 D_0 라 할 때, 검출된 심장 축 D_1 과 기준 심장 축의 방향 D_0 를 비교함으로써, 제 2센서쌍의 (-)센서 S_{22} 는 기준 심장 축 상의 기준 센서쌍 S_{10} , S_{23} 중 (-)센서 S_{23} 에 대응시킬 수 있고, 제 2센서쌍의 (+)센서 S_{12} 는 상술한 기준 센서쌍 S_{10} , S_{23} 중 (+)센서 S_{10} 에 각각 대응시킬 수 있다.
- [0086] 전위 보정부(224)는 검출된 제 2센서쌍의 전위를 기준 센서쌍의 위치에서의 전위로 보정할 수 있다. 전위 보정부(224)는 검출된 중심 노드로부터 제 2센서쌍이 떨어진 거리와 기준 중심 노드로부터 기준 센서쌍이 떨어진 거리를 대응되는 센서끼리 각각 비교하여, 거리에 반비례하도록 제 2센서쌍의 전위를 보정할 수 있다.
- [0087] 전위 보정부(224)는 대응되는 센서끼리 각각 비교하여, 검출된 중심 노드로부터 떨어진 거리 비율보다 기준 중심 노드로부터 떨어진 거리 비율이 큰 경우에는 전위를 낮추고, 검출된 중심 노드로부터 떨어진 거리 비율보다 기준 중심 노드로부터 떨어진 거리 비율이 작은 경우에는 전위를 높일 수 있다.
- [0088] 여기서, 거리 비율은 두 센서 사이의 거리 대비 중심 노드(두 센서가 제 2센서쌍인 경우) 또는 기준 중심 노드(두 센서가 기준 센서쌍인 경우)로부터 두 센서 중 대상 센서까지의 거리를 의미한다. 대상 센서가 제 2센서쌍 중 어느 하나인 경우, 대상 센서의 거리 비율은 제 2센서쌍의 두 센서 사이의 거리 대비 중심 노드로부터 대상 센서까지의 거리를 의미하며, 대상 센서가 기준 센서쌍 중 어느 하나인 경우, 대상 센서의 거리 비율은 기준 센서쌍의 두 센서 사이의 거리 대비 기준 중심 노드로부터 대상 센서까지의 거리를 각각 의미하는 것이다. 예를 들어, 검출된 제 2센서쌍 S_{12} , S_{22} 중 대상 센서를 S_{12} 으로 하는 경우, 대상 센서 S_{12} 의 거리 비율은 $l_{12}/(l_{11}+l_{12})$ 이 되며, 기준 센서쌍 S_{10} , S_{23} 중 대상 센서를 S_{23} 으로 하는 경우, 대상 센서 S_{23} 의 거리 비율은 $l_{01}/(l_{01}+l_{02})$ 를 의미하게 된다.
- [0089] 도 7에서 기준 중심 노드 P_0 가 환형의 중심이라고 할 때, 전위 보정부(224)는 검출된 제 2센서쌍 S_{12} , S_{22} 중 센서 S_{12} 는 센서 S_{12} 의 거리 비율보다 대응되는 센서 S_{10} 의 거리 비율이 작으므로 전위를 높이고, 센서 S_{22} 는 센서 S_{22} 의 거리 비율보다 대응되는 센서 S_{23} 의 거리 비율이 크므로 전위를 낮추는 것이다.
- [0090] 이와 같은 방법으로, 검출된 제 2센서쌍의 전위는 대응되는 기준 센서쌍의 위치에서의 전위로 보정되게 된다. 예를 들어, 검출된 제 2센서쌍 S_{12} , S_{22} 중 센서 S_{12} 의 전위는 대응되는 센서 S_{10} 위치에서의 전위로 보정되고, 센서 S_{22} 의 전위는 대응되는 센서 S_{23} 위치에서의 전위로 보정되는 것이다.

- [0091] 다시 도 1을 참조하면, 심전도 측정부(220b)는 제 2센서쌍의 보정된 전위를 이용하여 심전도를 측정한다. 심전도 측정부(220b)는 제 2센서쌍을 구성하는 두 센서의 보정된 전위를 이용하여 시간의 흐름에 따른 두 센서의 전위차를 산출하고, 산출된 전위차에 기초하여 심전도를 측정할 수 있다. 전위차를 이용한 심전도의 측정 방법은 종래 공지된 기술인 바, 이에 대한 구체적인 설명은 생략하기로 한다.
- [0092] 상술한 연산처리부(220)에 의하면, 심전도 감지 장치(100)의 장착 위치나 방향에 구애되지 않고 검출되는 제 2센서쌍의 전위를 항상 기준 세션쌍 위치에서의 전위로 보정하게 되며, 보정된 전위를 이용하여 심전도를 측정하므로, 이와 같은 연산처리부(220)를 포함하는 제어 장치(200) 및 심전도 측정 시스템(1)은 정규화된 심전도 데이터를 제공할 수 있다.
- [0093] 이와 같은 연산처리부(220)는 집적 회로가 형성된 적어도 하나의 칩을 포함하는 각종 프로세서(processor)로 마련될 수 있다. 또한, 연산 처리부(220)는 하나의 프로세서에 마련될 수도 있으나, 복수의 프로세서에 분리되어 마련되는 것도 가능하다. 예를 들어, 전처리부(220a)와 심전도 측정부(220b)가 하나의 프로세서를 구성할 수 있다. 또는, 전처리부(220a)와 심전도 측정부(220b)가 서로 다른 프로세서에 각각 마련될 수도 있다.
- [0094] 저장부(230)는 심전도 측정 시스템(1)의 동작을 위한 각종 데이터 및 프로그램을 일시 또는 비일시적으로 저장한다.
- [0095] 일 예로, 저장부(230)는 심전도 감지 장치(100)로부터 수신된 전위, 제 1센서쌍의 검출을 위한 소정 시점 및 검출된 제 1센서쌍, 제 2센서쌍의 검출을 위한 소정 시간간격 및 검출된 제 2센서쌍, 검출된 중심 노드 및 심장 축, 기준 센서쌍, 기준 중심 노드 및 심장 축, 및 제 2센서쌍의 보정된 전위, 최종적으로 측정된 심전도 등을 저장할 수 있다. 다른 예로, 저장부(230)는 전위차가 가장 큰 제 1센서쌍을 검출하기 위한 프로그램, 전위차 변화량이 가장 큰 제 2센서쌍을 검출하기 위한 프로그램, 중심 노드 및 심장 축을 검출하기 위한 프로그램, 제 2센서쌍의 전위 보정을 위한 프로그램, 보정된 전위를 이용하여 심전도를 측정하기 위한 프로그램 등을 저장할 수 있다.
- [0096] 이와 같은 저장부(230)는 플래시 메모리 타입(flash memory type), 하드디스크 타입(hard disk type), 멀티미디어 카드 마이크로 타입(multimedia card micro type), 카드 타입의 메모리(예를 들어 SD 또는 XD 메모리 등), 램(Random Access Memory: RAM), SRAM(Static Random Access Memory), 롬(ROM, Read-Only Memory), EEPROM(Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory), PROM(Programmable Read-Only Memory), 자기 메모리, 자기 디스크, 광디스크 중 적어도 하나의 타입의 저장매체를 포함할 수 있다. 다만, 이에 한정되는 것은 아니며, 당업계에 알려져 있는 임의의 다른 형태로 구현될 수도 있다. 또한, 저장부(230)는 인터넷(internet)상에서 저장 기능을 수행하는 웹 스토리지(web storage)를 운영할 수도 있다.
- [0097] 출력 장치(300)는 제어 장치(200)의 제어 신호에 따라 검출된 중심 노드, 심장 축, 및 최종적으로 측정된 심전도 데이터 등을 출력할 수 있다. 출력 장치(300)는 검사자의 확인을 위해 심전도 데이터 등을 화면 출력할 수도 있고, 타 장치 또는 시스템으로 출력할 수도 있다.
- [0098] 화면 출력하는 경우, 검사자는 출력되는 심전도 데이터 등을 확인함으로써, 대상체의 심장의 이상 유무를 판단할 수 있게 된다.
- [0099] 예를 들어, 도 4를 통해 설명한 바 있듯이, PQ의 간격은 보통 0.11초 내지 0.20초의 범위인데, 화면으로 출력되는 PQ의 간격이 0.20초 이상으로 연장된 경우, 검사자는 동맥경화 등 대상체의 심장에 이상이 있음을 확인할 수 있으며, 그 연장 시간에 비추어 이상의 정도 등을 판단할 수 있게 된다.
- [0100] 또한, 기준축 센서쌍과 함께 화면 출력되는 심장 축을 통해, 검사자는 심장 축의 기울기를 확인할 수 있으며, 이로써 심장 축의 정상 여부나 정상 범위 내에 있는지 여부를 판단할 수 있게 된다. 여기서, 기준축 센서쌍은 전위 센싱부(110)에 포함된 복수의 센서 중 심장 축의 기울기 측정을 위해 기준이 되는 두 센서를 의미하는 것으로, 예를 들어, 장착부(130) 중심의 상하에 위치한 두 센서로서 전술한 바 있는 도 5의 예시에서는 두 센서 S₁, S₁₃이 될 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0101] 예를 들어, 기준축 센서쌍의 컬러가 나머지 센서의 컬러와 다르게 표시되고, 이와 함께 심장 축이 표시되는 경우, 검사자는 기준축 센서쌍의 위치를 확인하고, 기준축 센서쌍 및 심장 축이 이루는 각도를 바탕으로 심장 축의 기울기를 확인할 수 있게 되는 것이다. 화면 출력을 위해, 출력 장치(300)는 각종 디스플레이 패널로 마련될 수 있다. 예를 들어, 출력 장치(300)는 음극선관(Cathode Ray Tube: CRT), 디지털 광원 처리(Digital Light Processing: DLP) 패널, 플라즈마 디스플레이 패널(Plasma Display Panel), 액정 디스플레이(Liquid Crystal

Display: LCD) 패널, 전기 발광(Electro Luminescence: EL) 패널, 전기영동 디스플레이(Electrophoretic Display: EPD) 패널, 전기변색 디스플레이(Electrochromic Display: ECD) 패널, 발광 다이오드(Light Emitting Diode: LED) 패널 또는 유기 발광 다이오드(Organic Light Emitting Diode: OLED) 패널 등을 채용할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.

- [0102] 타 장치 또는 시스템으로 출력하는 경우, 출력 장치(300)는 타 장치 또는 시스템과의 유무선 통신을 위한 통신 모듈을 포함할 수 있다.
- [0103] 이상으로 심전도 측정 시스템(1)의 구성 및 각 구성의 역할을 실시예들을 바탕으로 설명하였으며, 이하에서는 주어진 흐름도를 참조하여 심전도 측정 방법을 살펴보기로 한다.
- [0104] 도 8은 일 실시예에 따른 심전도 측정 방법의 흐름도이다. 도 8을 설명함에 있어, 상술한 바와 동일하거나 대응되는 내용은 생략하여 설명하기로 한다.
- [0105] 도 8을 참조하면, 심전도 감지 장치(100)에 포함된 복수의 센서가 대상체의 심장 박동에 따라 체표면에 발생하는 전위를 감지한다(510).
- [0106] 이 때, 심전도 감지 장치(100)는 환형의 밴드를 포함하며, 복수의 센서는 환형의 밴드에 소정의 간격으로 배치된다. 복수의 센서는 환형의 밴드가 대상체에 장착됨에 따라 체표면에 접촉되어 전위를 감지할 수 있다.
- [0107] 제어 장치(200)는 복수의 센서 중, 소정 시점에서의 전위차가 가장 큰 두 센서인 제 1센서쌍을 검출한다(520).
- [0108] 구체적으로, 복수의 센서가 $S_1, S_2, S_3, \dots, S_{24}$ 로 구성된다고 할 때, 제어 장치(220)는 먼저 복수의 센서 중에서 두 개의 센서로 조합된 센서쌍을 모두 구성한다. 예를 들어, 제어 장치(220)는 센서 S_1 과 다른 센서 $S_2, S_3, S_4, \dots, S_{24}$ 를 조합하여, 센서쌍 $(S_1, S_2), (S_1, S_3), (S_1, S_4), \dots, (S_1, S_{24})$ 를 구성한다. 또한, 제어 장치(220)는 센서 S_2 와 다른 센서 S_3, S_4, \dots, S_{24} 를 조합하여, 센서쌍 $(S_2, S_3), (S_2, S_4), \dots, (S_2, S_{24})$ 를 구성한다. 마찬가지로, 센서 S_3, S_4, \dots, S_{24} 각각에 대해서, 다른 센서와의 조합으로 센서쌍을 구성한다. 따라서, 제어 장치(220)는 센서 S_1 에 대해 23개의 센서쌍, 센서 S_2 에 대해 22개의 센서쌍, 센서 S_3 에 대해 21개의 센서쌍을 구성할 수 있으며, 총 276개의 센서쌍을 구성하게 된다.
- [0109] 다음으로, 제어 장치(220)는 각 센서쌍을 구성하는 센서의 전위차를 산출하고, 산출된 전위차 중 가장 큰 전위차가 산출된 센서쌍을 검출한다. 상술한 예에서, 제어 장치(220)는 총 276개의 센서쌍을 구성하였으므로, 산출된 276개의 전위차 중 가장 큰 전위차를 갖는 센서쌍을 검출하는 것이다. 예를 들어, (S_4, S_{17}) 의 센서쌍이 가장 큰 전위차를 갖는 것으로 가정할 때, 제어 장치(220)는 센서쌍 (S_4, S_{17}) 또는 두 센서 S_4, S_{17} 을 제 1센서쌍으로 검출하게 된다.
- [0110] 그 다음, 제어 장치(220)는 검출된 제 1센서쌍의 전위를 이용하여 심장의 중심 노드를 검출한다(530).
- [0111] 센서가 감지하는 전위는 중심 노드와의 거리에 반비례하기 때문에, 제어 장치(220)는 검출된 제 1센서쌍의 위치를 잇는 선상에서, 제 1센서쌍의 각 센서의 위치로부터 전위에 반비례하여 떨어진 거리의 일 교차지점을 중심 노드로 검출할 수 있다.
- [0112] 또한, 제어 장치(220)는 복수의 센서 중, 소정 시간간격에서의 전위차 변화량이 가장 큰 두 센서인 제 2센서쌍을 검출한다(540).
- [0113] 제어 장치(220)는 소정 시간간격 동안 센서간의 전위차 변화량을 모니터링하며, 전위차가 가장 많이 변화한 두 센서를 제 2센서쌍으로 검출한다. 제어 장치(220)는 상술한 바와 같이, 복수의 센서 $S_1, S_2, S_3, \dots, S_{24}$ 의 조합으로 생성된 총 276개의 센서쌍 중, 전위차 변화량이 가장 큰 두 센서로 구성된 제 2센서쌍 검출할 수 있다.
- [0114] 그 다음, 제어 장치(220)는 검출된 제 2센서쌍의 위치를 이용하여 심장 축을 검출한다(550).
- [0115] 심장 축의 방향으로 전류의 변화가 가장 크게 발생하고 이는 곧 전위 변화를 의미하는 것으로, 제어 장치(220)는 검출된 제 2센서쌍의 두 센서의 위치를 잇는 선을 심장 축으로 검출할 수 있다. 또한, 제어 장치(220)는 중심 노드를 기점으로, QRS파형이 (-)에서 (+)가 되는 방향을 심장 축의 방향으로 검출할 수 있다. 제 2센서쌍의 두 센서는 QRS파형이 (-)에서 (+)가 되는 방향에 위치한 (+)센서와 그 반대 방향에 위치한 (-)센서로 구분 가능하며, (-)센서에서 (+)센서로의 방향이 심장 축의 방향으로 검출되는 것이다.

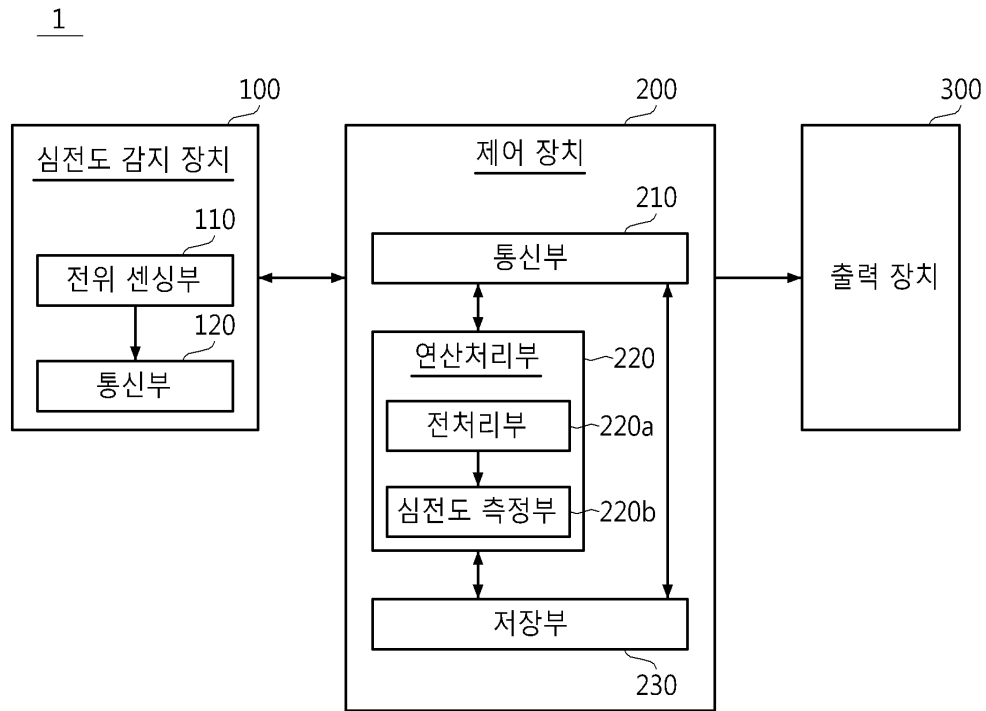
- [0116] 그런 다음, 제어 장치(220)는 검출된 중심 노드 및 심장 축을 이용하여, 제 2센서쌍의 전위를 보정한다(560).
- [0117] 제어 장치(220)는 검출된 중심 노드와 기준 중심 노드의 위치를 비교하고, 검출된 심장 축과 기준 심장 축의 방향을 비교하여 제 2센서쌍의 전위를 보정할 수 있다.
- [0118] 구체적으로, 검출된 심장 축과 기준 심장 축의 방향을 비교함으로써, 제 2센서쌍과 기준 심장 축 상의 두 센서인 기준 센서쌍을 대응시킬 수 있는데, 제어 장치(220)는 검출된 중심 노드로부터 제 2센서쌍이 떨어진 거리와 기준 중심 노드로부터 기준 센서쌍이 떨어진 거리를 대응되는 센서끼리 각각 비교하여, 거리에 반비례하도록 제 2센서쌍의 전위를 보정할 수 있다.
- [0119] 제어 장치(220)는 대응되는 센서끼리 각각 비교하여, 검출된 중심 노드로부터 떨어진 거리 비율보다 기준 중심 노드로부터 떨어진 거리 비율이 큰 경우에는 전위를 낮추고, 검출된 중심 노드로부터 떨어진 거리 비율보다 기준 중심 노드로부터 떨어진 거리 비율이 작은 경우에는 전위를 높일 수 있다. 즉, 검출된 제 2센서쌍의 전위는 대응되는 기준 센서쌍 위치에서의 전위로 보정되게 된다.
- [0120] 제어 장치(220)는 제 2센서쌍의 보정된 전위를 이용하여 심전도를 측정한다(570).
- [0121] 제어 장치(220)는 제 2센서쌍을 구성하는 두 센서의 보정된 전위를 이용하여 시간의 흐름에 따른 두 센서의 전위차를 산출하고, 산출된 전위차에 기초하여 심전도를 측정할 수 있다. 전위차를 이용한 심전도의 측정 방법은 종래 공지된 기술인 바, 이에 대한 구체적인 설명은 생략하기로 한다.
- [0122] 510 내지 570 과정에 따른 심전도 측정 방법은, 심전도 감지 장치(100)의 장착 위치나 방향에 구애되지 않고, 검출되는 제 2센서쌍의 전위를 항상 기준 센서쌍 위치에서의 전위로 보정하게 되며, 보정된 전위를 이용하여 심전도를 측정하므로, 정규화된 심전도 데이터를 제공할 수 있다.
- [0123] 한편, 570 과정 이후, 출력 장치(300)를 통해 측정된 심전도 데이터를 외부에 출력하는 과정이 추가되는 것도 가능하다.
- [0125] 상술한 심전도 감지 장치, 심전도 측정 시스템 및 방법에 의하면, 심전도 감지 장치의 장착 위치나 방향에 관계 없이 정규화된 심전도 데이터를 제공할 수 있다. 또한, 정규화된 심전도 데이터를 제공함에 따라 심전도 측정 및 관리의 정확도와 신뢰도를 향상시킬 수 있으며, 수집된 심전도 데이터를 딥러닝 등 기계학습에 이용하는 경우, 정규화된 심전도 데이터를 제공함으로써 예측 성능을 높일 수 있다. 장착 위치나 방향에 구애받지 않으므로, 검사자가 심전도 감지 장치를 장착시키거나 이용하는데 있어 편의성을 제공할 수 있다.
- [0127] 이상으로 예시된 도면을 참조로 하여, 심전도 감지 장치, 이를 포함하는 심전도 측정 시스템 및 방법의 실시예들을 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시 될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며, 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

부호의 설명

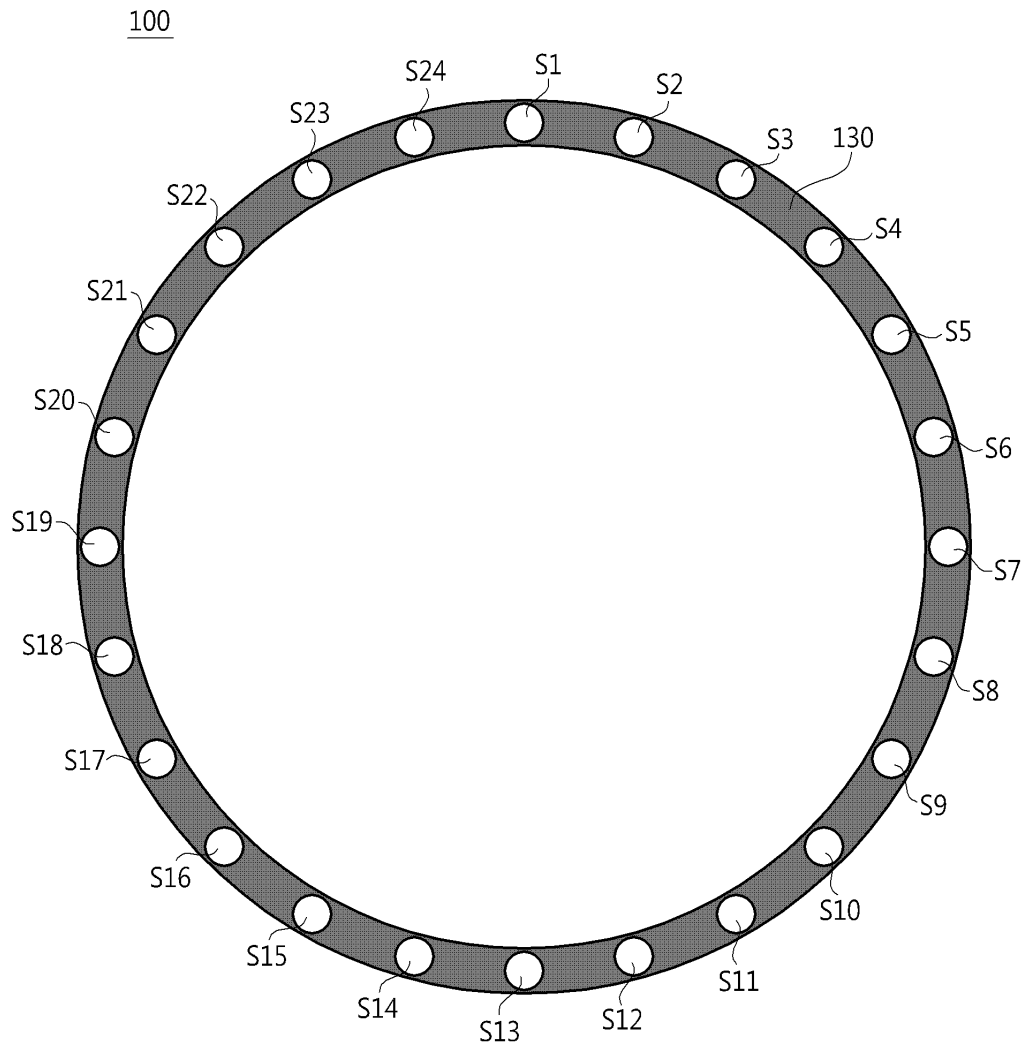
- [0129] 1 : 심전도 측정 시스템
- 100 : 심전도 감지 장치 110 : 전위 센싱부
- 120 : 통신부 200 : 제어 장치
- 210 : 통신부 220 : 연산처리부
- 220a : 전처리부 221 : 센서 검출부
- 222 : 중심 노드 검출부 223 : 심장 축 검출부
- 224 : 전위 보정부 220b : 심전도 측정부
- 230 : 저장부 300 : 출력 장치

도면

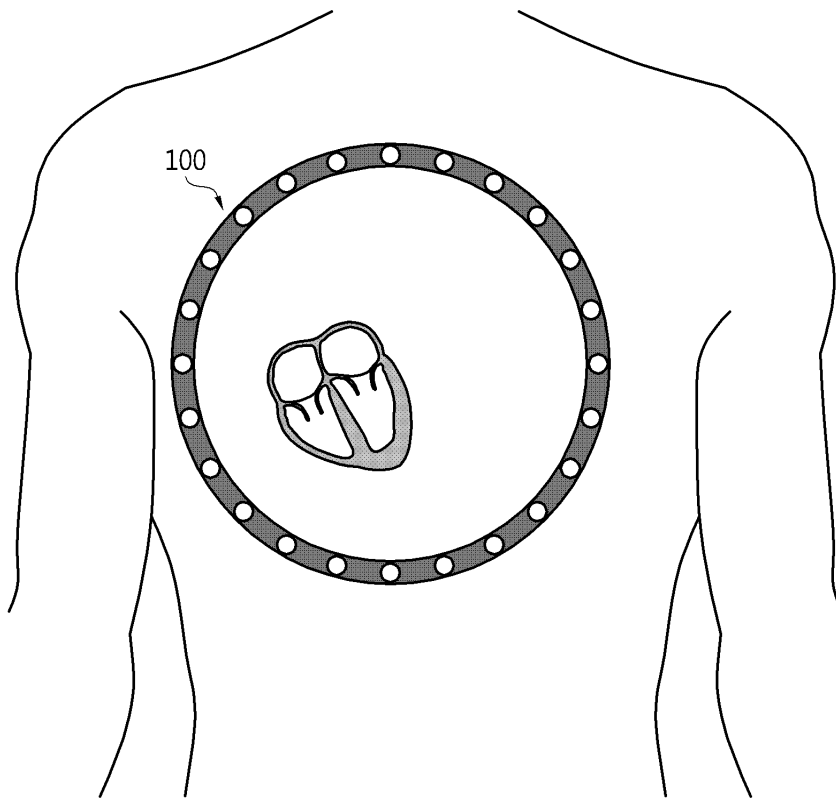
도면1



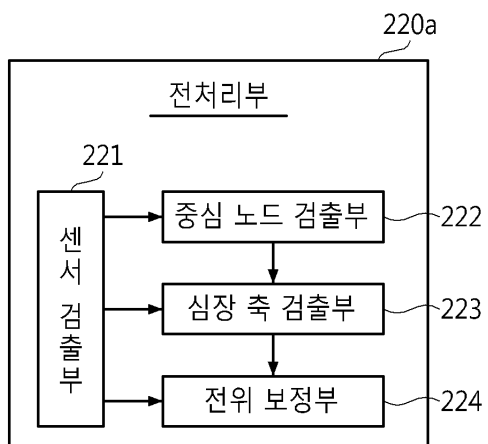
도면2a



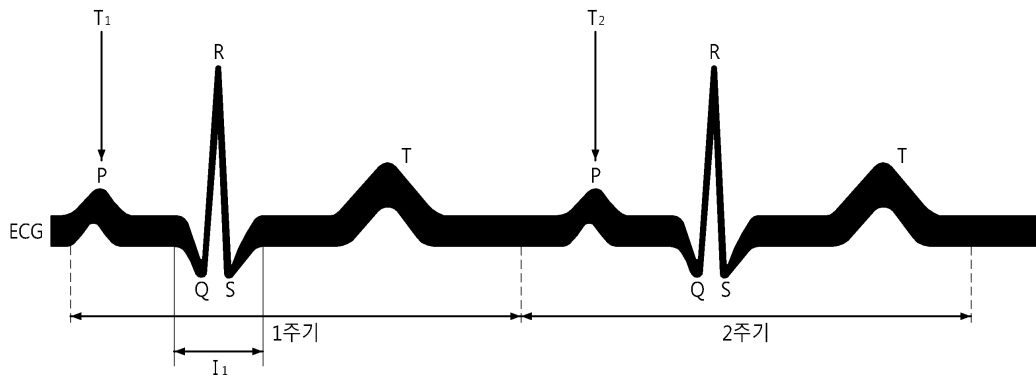
도면2b



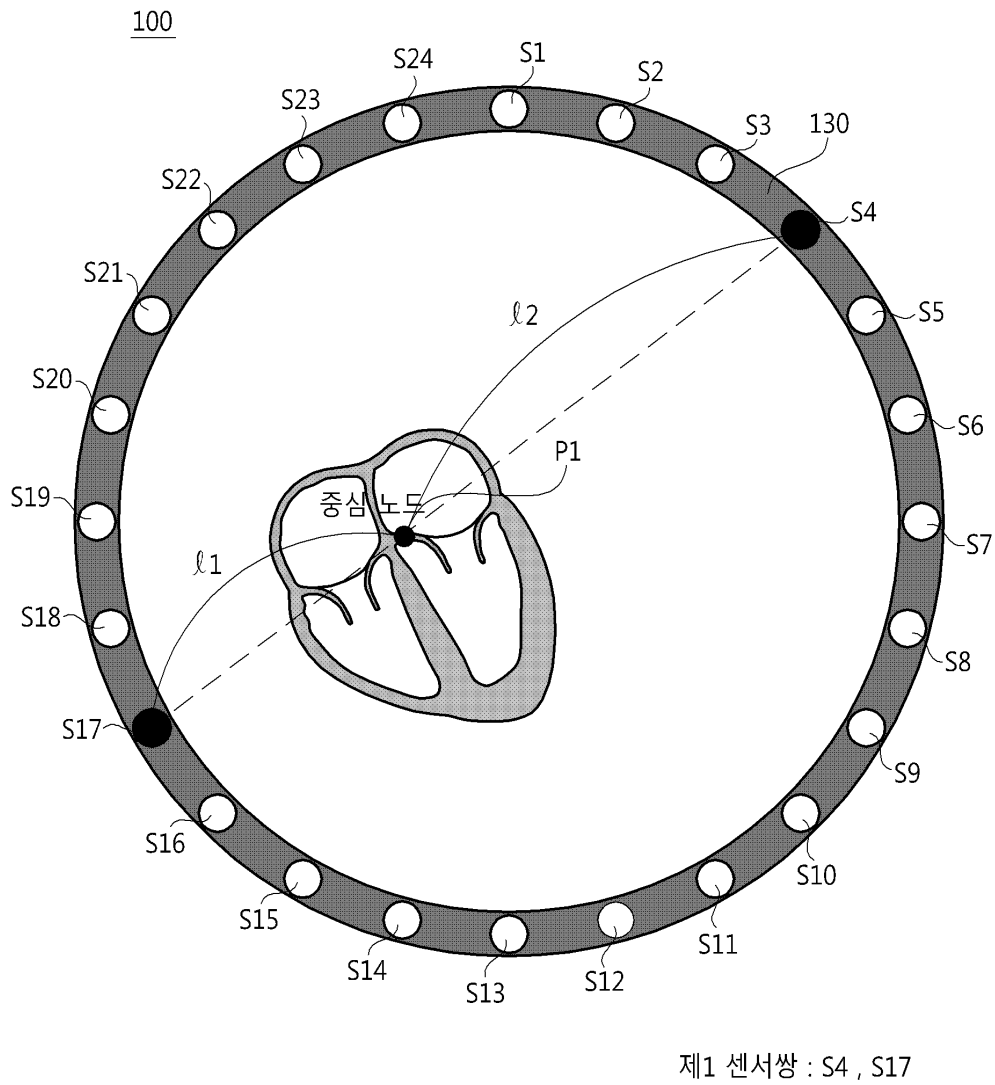
도면3



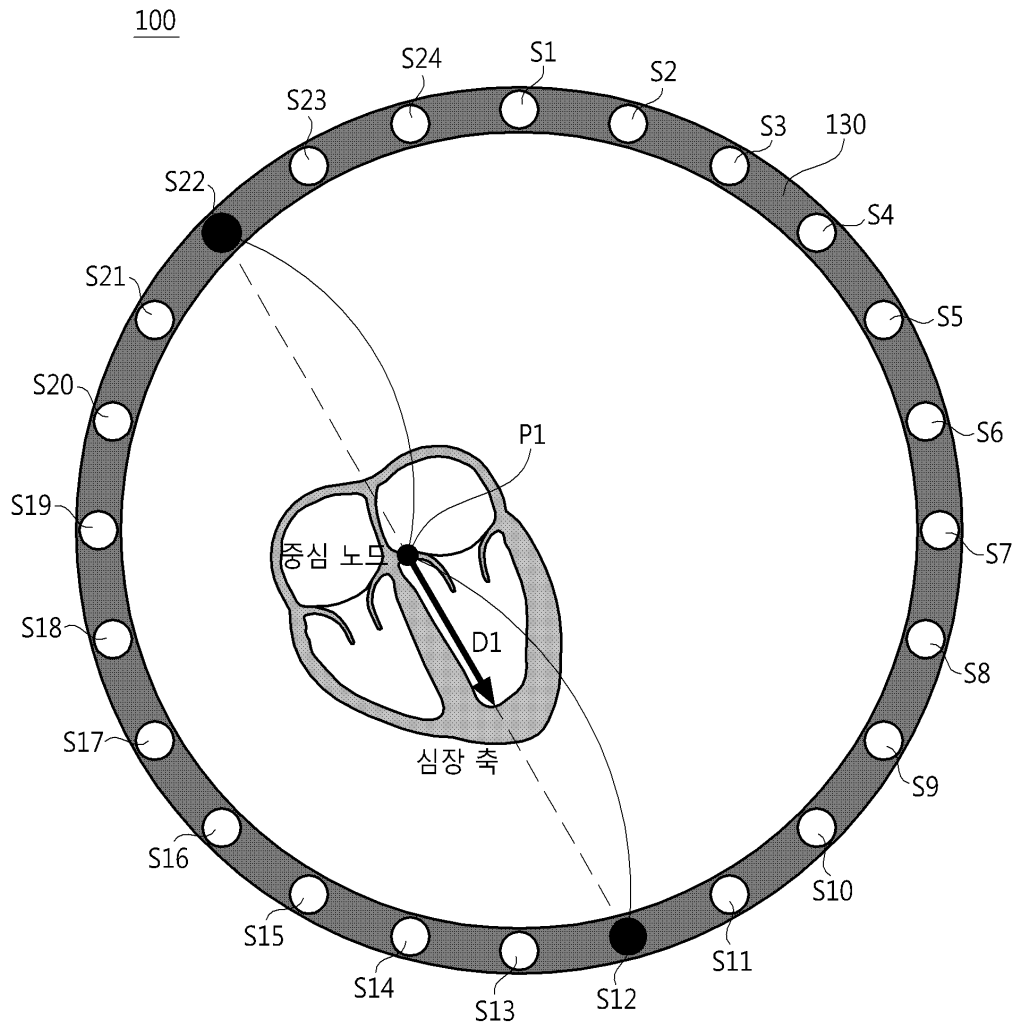
도면4



도면5

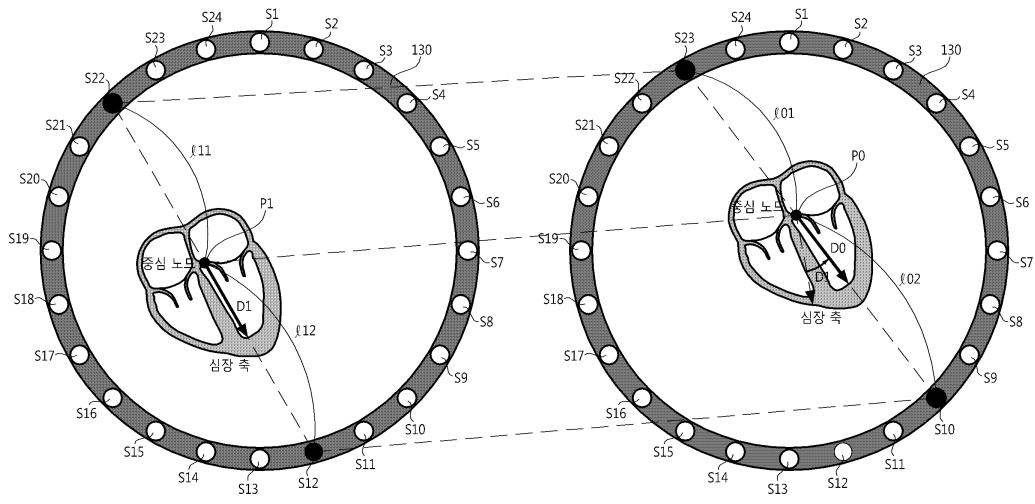


도면6



제2 센서쌍 : S12 , S22

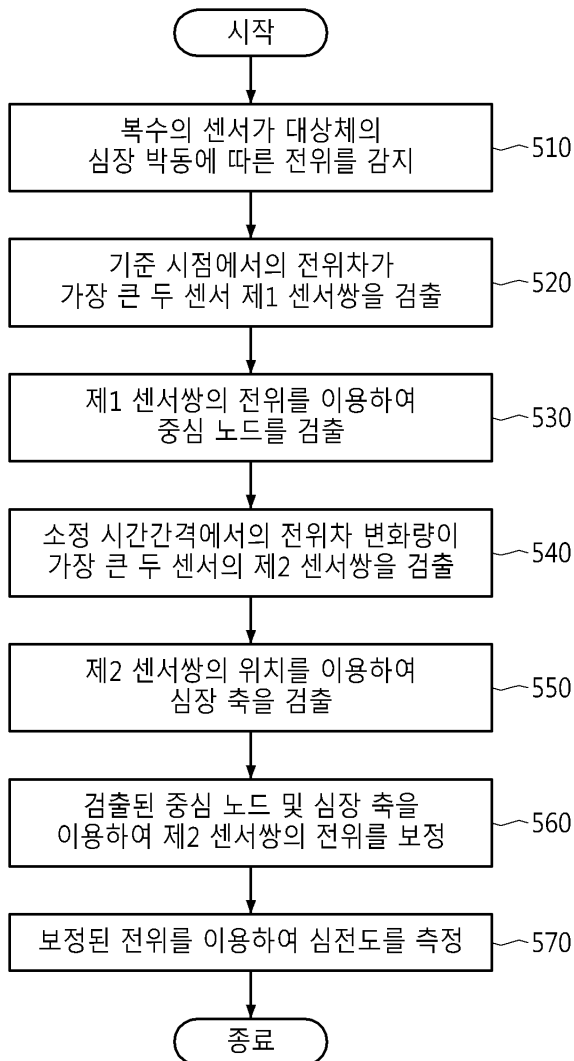
도면7



제2 센서쌍 : S12, S22
 기준 센서쌍 : S10, S23

도면8

500



专利名称(译)	归一化心电图传感装置，心电图测量系统及方法		
公开(公告)号	KR101966758B1	公开(公告)日	2019-04-08
申请号	KR1020170031249	申请日	2017-03-13
申请(专利权)人(译)	亚洲大学产学合作基金会		
当前申请(专利权)人(译)	亚洲大学产学合作基金会		
[标]发明人	윤덕용 이석훈 김태영		
发明人	윤덕용 이석훈 김태영		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0022 A61B5/6831 A61B5/7225		
代理人(译)	情感方程式 Hongseonguk		
审查员(译)	Bakseungbae		
其他公开文献	KR1020180104454A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

ECG测量系统可以包括：电势感测单元，该电势感测单元设置有多个传感器，并且根据对象的心跳感测在体表处出现的电势。在多个传感器中，使用第一个传感器对（在给定时间点具有最大电位差的两个传感器）检测中心节点，并使用第二个传感器对（在预定的时间间隔内电位差变化最大的两个传感器）进行检测。预处理单元检测心轴，并使用检测到的中心节点和心轴来校正由第二传感器对检测到的电位；心电图测量单元被配置为通过使用第二传感器对的校正电位来测量对象的心电图；它可能包括。根据这种心电图感测装置，心电图测量系统和方法，可以提供归一化的心电图数据，而与心电图感测装置的安装位置或朝向无关。另外，通过提供标准化的ECG数据，可以提高ECG测量和管理的准确性和可靠性，并且当将收集的ECG数据用于诸如深度学习的机器学习时，可以通过提供标准化的ECG数据来改善ECG数据。有。不管安装位置或方向如何，检查员都可以在安装或使用ECG感应设备时提供便利。

