



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0101358
(43) 공개일자 2017년09월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/0402 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/0408 (2006.01) A61B 5/0472 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/0402 (2013.01)
A61B 5/0408 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-0023506
(22) 출원일자 2016년02월26일
심사청구일자 2016년02월26일

(71) 출원인
주식회사 쇼미미디어엔터테인먼트
서울특별시 금천구 두산로 70, 비동 514호 (독산동, 현대지식산업센터)
(72) 발명자
김진아
서울특별시 영등포구 선유서로 43 2동 1207호 (문래동6가, 한신문래동아파트)
(74) 대리인
특허법인지원

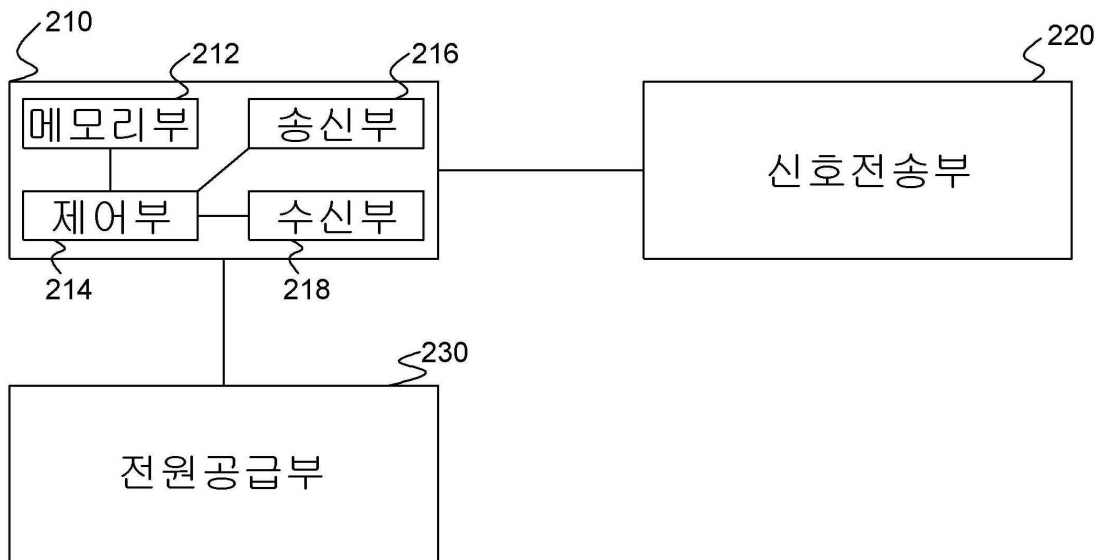
전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 발명의 명칭 **동물의 심전도 신호 측정 장치 및 시스템**

(57) 요약

동물의 심전도 신호 측정 장치가 개시된다. 본 발명의 일 실시예에 따른 동물의 심전도 신호 측정 장치는, 제1 기관 및 제2 기관과 결합되는 제1 전극 및 제2 전극, 제1 전극 및 제2 전극에서 검출된 심전도 신호를 수신하여 신호처리하며, 상기 제1 기관에 장착된 신호처리부, 신호처리부에서 신호처리된 신호를 수신하여 동물 관리자의 웨어러블 디바이스에 전송하며, 상기 제2 기관에 장착된 신호전송부; 및 신호처리부 및 신호전송부에 전원을 공급하는 전원공급부를 포함하며, 신호처리부는 동물의 종류와 크기에 따라 기설정된 기준 심전도 데이터를 저장하는 메모리부; 제1 전극 및 제2 전극 중 적어도 하나에서 검출된 심전도 신호를 상기 메모리부에 저장된 심전도 데이터와 비교하여 비교 결과를 출력하는 제어부를 포함하며, 상기 제1 기관 및 제2 기관은 케이블을 통해 연결된다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/0472 (2013.01)

A61B 5/6801 (2013.01)

A61B 5/725 (2013.01)

A61B 2503/40 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

제1 기관 및 제2 기관과 결합되는 제1 전극 및 제2 전극;

상기 제1 전극 및 제2 전극에서 검출된 심전도 신호를 수신하여 신호처리하며, 상기 제1 기관에 장착된 신호처리부;

상기 신호처리부에서 신호처리된 신호를 수신하여 동물 관리자의 웨어러블 디바이스에 전송하며, 상기 제2 기관에 장착된 신호전송부; 및

상기 신호처리부 및 신호전송부에 전원을 공급하는 전원공급부를 포함하며,

상기 신호처리부는 상기 동물의 종류와 크기에 따라 기설정된 기준 심전도 데이터를 저장하는 메모리부; 상기 제1 전극 및 제2 전극 중 적어도 하나에서 검출된 심전도 신호를 상기 메모리부에 저장된 심전도 데이터와 비교하여 비교 결과를 출력하는 제어부를 포함하며, 상기 제1 기관 및 제2 기관은 케이블을 통해 연결된,

동물의 심전도 신호 측정 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 신호처리부는 상기 전극들 중 적어도 하나에서 검출된 심전도 신호를 필터링하기 위한 저역통과 필터 및 고역통과 필터를 포함하며,

상기 제어부는 상기 고역통과 필터의 출력단에 연결되어 상기 고역통과 필터의 출력 신호를 미분하는,

동물의 심전도 신호 측정 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 제어부는, 상기 미분된 신호에 대하여 80ms의 윈도우를 설정하여 설정된 윈도우 내의 구간에 있는 미분된 신호의 절대값을 평균하여 피크치를 기설정된 주기 또는 시간에 반복적으로 획득하는,

동물의 심전도 신호 측정 장치.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 제어부는, 상기 획득된 복수의 피크치들의 크기에 따라, 획득된 피크치를 QRS 파와 노이즈로 구별하는,

동물의 심전도 신호 측정 장치.

청구항 5

제3항에 있어서,

상기 제어부는, 바로 이전에 획득된 피크치가 QRS 파인 경우, 획득된 피크치와 바로 이전에 획득된 피크치와의 상대적인 위치에 따라 획득된 피크치를 QRS 파와 노이즈로 구별하는,

동물의 심전도 신호 측정 장치.

청구항 6

제3항에 있어서,

상기 제어부는, 미분된 신호의 최대 크기에 따라서 획득된 피크치를 QRS 파와 노이즈로 구별하는, 동물의 심전도 신호 측정 장치.

청구항 7

제3항에 있어서,
상기 제어부는, 바로 이전에 획득된 피크치로부터 제1 시간 내에 획득된 피크치들은 무시하는, 동물의 심전도 신호 측정 장치.

청구항 8

제3항에 있어서,
상기 제어부는, 피크치가 획득되면 상기 전극들로부터 검출된 심전도 신호에서 양의 피크치 혹은 음의 피크치가 있는지 여부를 확인하여, 상기 전극들로부터 검출된 심전도 신호에서 양의 피크치 혹은 음의 피크치가 없는 경우 기저선을 변경하는(baseline shift), 동물의 심전도 신호 측정 장치.

청구항 9

제3항에 있어서,
상기 제어부는, 획득된 피크치가 바로 이전에 획득된 피크치로부터 제2 시간 내에 획득된 것이면, 최대 기울기(slope)가 바로 이전에 획득된 피크치의 최대 기울기의 절반보다 큰 지 여부를 판단하여, 상기 최대 기울기(slope)가 바로 이전에 획득된 피크치의 최대 기울기의 절반보다 크지 않다면, T파로 인식하는, 동물의 심전도 신호 측정 장치.

청구항 10

제3항에 있어서,
상기 제어부는, 획득된 피크치가 동적으로 변경되는 QRS파 임계치보다 크다면 QRS파로 인식하는, 동물의 심전도 신호 측정 장치.

청구항 11

제3항에 있어서,
상기 제어부는, 획득된 피크치가 동적으로 변경되는 QRS파 임계치보다 작다면, 노이즈로 인식하는, 동물의 심전도 신호 측정 장치.

청구항 12

제3항에 있어서,
상기 제어부는, RR 간격의 1.5배에서 피크치가 획득되지 않으면, 동적으로 변경되는 노이즈 임계치의 절반보다 큰 피크치가 이전에 피크치가 획득된 이후 제2 시간 이상 경과하여 획득된 것이라면 QRS파라고 인식하는, 동물의 심전도 신호 측정 장치.

청구항 13

제10항 내지 제11항 중 어느 한 항에 있어서,
상기 QRS파 임계치는 가장 나중에 획득된 8개의 QRS파 피크치들의 크기의 중앙값(median)으로 계산되는, 동물의 심전도 신호 측정 장치.

청구항 14

제12항에 있어서,
 상기 노이즈 임계치는 가장 나중에 획득된 8개의 노이즈 피크치들의 크기의 중앙값(median)으로 계산되는,
 동물의 심전도 신호 측정 장치.

청구항 15

제1항에 있어서,
 상기 기준 심전도 데이터는 동물의 종류, 크기, 나이, 성별에 따른 정상 심박수, 정상리듬, 정상적인 P파의 높이와 넓이, 정상적인 P파와 R파의 간격, 정상적인 Q파와 R파의 크기차이, 정상적인 QRS파의 시간, 정상적인 S파의 크기, 정상적인 Q파와 T파의 간격, 정상적인 T파의 크기 중 적어도 하나인,
 동물의 심전도 신호 측정 장치.

청구항 16

제1항에 있어서,
 상기 전원 공급부가 장착된 제3 기관을 포함하며, 상기 제3 기관은 제3 전극과 결합되고,
 상기 제1전극, 제2 전극 및 제3 전극은 고리형 전극이며, 상기 제1 기관, 제2 기관 및 제3 기관은 플렉서블 기관이며,
 상기 제어부는 상기 제1 전극, 제2 전극 및 제3 전극 중 적어도 하나에서 검출된 심전도 신호를 상기 메모리부에 저장된 심전도 데이터와 비교하여 비교 결과를 출력하는,
 동물의 심전도 신호 측정 장치.

청구항 17

소정의 통신 가능 범위 내에 존재하는 복수의 제1항에 기재된 심전도 신호 측정 장치; 및
 각 심전도 신호 측정 장치와 통신 가능하며, 상기 심전도 신호 측정 장치에서 출력된 비교 결과를 수신하는 웨어러블 디바이스를 포함하며,
 상기 웨어러블 디바이스는 상기 비교 결과가 비정상적인 경우에만 상기 비교 결과를 선택적으로 수신하는,
 동물의 심전도 심호 측정 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 동물에 부착되어 동물의 심전도 신호를 정밀하게 측정하여, 심전도 신호에 이상이 있는 경우에 이를 출력할 수 있는 동물의 심전도 신호 측정장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 1인 가구, 노인 가구가 증가하면서 반려 동물을 키우는 가구수 또한 급격하게 증가하고 있으며, 이에 따라 애견 유치원, 애견 학교, 애견 호텔 등도 출현하고 있다. 뿐만 아니라, 축산 농가에서도 가장 적은 투자로 고수익을 얻기 위하여 동물의 건강에 많은 주의를 기울이고 있다. 그리고, 동물원에서도 조류 독감 등 대형 전염병이 발생시 적절히 대응하지 못하고 있다.

[0003] 기존에 동물의 심전도 신호 측정은 동물 병원에 가거나, 수의사를 불러야 가능하였으며, 동물은 심전도 신호 측정시 움직임이 있기 때문에 심전도 측정시 움직임을 제한할 수 있는 심전도 신호 측정 장치들이 개시되었다.

[0004] (특허문헌 1) KR10-1161975 B

[0005] 그러나, 동물의 심장 질환 또는 여타 다른 질환에 의한 심전도 신호를 계속적으로 모니터링할 필요가 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 따라서, 본 발명이 이루고자 하는 기술적인 과제는 동물의 심전도 신호를 정밀하게 측정하여, 심전도 신호에 이상이 있는 경우에 이를 출력할 수 있는 동물의 심전도 신호 측정 장치 및 시스템을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0007] 본 발명의 실시 예에 따른 동물의 심전도 신호 측정장치는 제1 기관 및 제2 기관과 결합되는 제1 전극 및 제2 전극, 상기 제1 전극 및 제2 전극에서 검출된 심전도 신호를 수신하여 신호처리하며, 상기 제1 기관에 장착된 신호처리부, 상기 신호처리부에서 신호처리된 신호를 수신하여 동물 관리자의 웨어러블 디바이스에 전송하며, 상기 제2 기관에 장착된 신호전송부; 및 상기 신호처리부 및 신호전송부에 전원을 공급하는 전원공급부를 포함하며, 상기 신호처리부는 상기 동물의 종류와 크기에 따라 기설정된 기준 심전도 데이터를 저장하는 메모리부; 상기 제1 전극 및 제2 전극 중 적어도 하나에서 검출된 심전도 신호를 상기 메모리부에 저장된 심전도 데이터와 비교하여 비교 결과를 출력하는 제어부를 포함하며, 상기 제1 기관 및 제2 기관은 케이블을 통해 연결될 수 있다.

[0008] 상기 신호처리부는 상기 전극들 중 적어도 하나에서 검출된 심전도 신호를 필터링하기 위한 저역통과 필터 및 고역통과 필터를 포함하며, 상기 제어부는 상기 고역통과 필터의 출력단에 연결되어 상기 고역통과 필터의 출력 신호를 미분할 수 있다.

[0009] 상기 제어부는, 상기 미분된 신호에 대하여 80ms의 윈도우를 설정하여 설정된 윈도우 내의 구간에 있는 미분된 신호의 절대값을 평균하여 피크치를 기설정된 주기 또는 시간에 반복적으로 획득할 수 있다.

[0010] 상기 제어부는, 상기 획득된 복수의 피크치들의 크기에 따라, 획득된 피크치를 QRS 파와 노이즈로 구별할 수 있다.

[0011] 상기 제어부는, 바로 이전에 획득된 피크치가 QRS 파인 경우, 획득된 피크치와 바로 이전에 획득된 피크치와의 상대적인 위치에 따라 획득된 피크치를 QRS 파와 노이즈로 구별할 수 있다.

[0012] 상기 제어부는, 미분된 신호의 최대 크기에 따라서 획득된 피크치를 QRS 파와 노이즈로 구별할 수 있다.

[0013] 상기 제어부는, 바로 이전에 획득된 피크치로부터 제1 시간 내에 획득된 피크치들은 무시할 수 있다.

[0014] 상기 제어부는, 피크치가 획득되면 상기 전극들로부터 검출된 심전도 신호에서 양의 피크치 혹은 음의 피크치가 있는지 여부를 확인하여, 상기 전극들로부터 검출된 심전도 신호에서 양의 피크치 혹은 음의 피크치가 없는 경우 기저선을 변경할 수 있다.(baseline shift)

[0015] 상기 제어부는, 획득된 피크치가 바로 이전에 획득된 피크치로부터 제2 시간 내에 획득된 것이면, 최대 기울기(slope)가 바로 이전에 획득된 피크치의 최대 기울기의 절반보다 큰 지 여부를 판단하여, 상기 최대 기울기(slope)가 바로 이전에 획득된 피크치의 최대 기울기의 절반보다 크지 않다면, T파로 인식할 수 있다.

[0016] 상기 제어부는, 획득된 피크치가 동적으로 변경되는 QRS파 임계치보다 크다면 QRS파로 인식할 수 있다.

[0017] 상기 제어부는, 획득된 피크치가 동적으로 변경되는 QRS파 임계치보다 작다면, 노이즈로 인식할 수 있다.

[0018] 상기 제어부는, RR 간격의 1.5배에서 피크치가 획득되지 않으면, 동적으로 변경되는 노이즈 임계치의 절반보다 큰 피크치가 이전에 피크치가 획득된 이후 제2 시간 이상 경과하여 획득된 것이라면 QRS파라고 인식할 수 있다.

[0019] 상기 QRS파 임계치는 가장 나중에 획득된 8개의 QRS파 피크치들의 크기의 중앙값(median)으로 계산될 수 있다.

[0020] 상기 노이즈 임계치는 가장 나중에 획득된 8개의 노이즈 피크치들의 크기의 중앙값(median)으로 계산될 수 있다.

[0021] 상기 기준 심전도 데이터는 동물의 종류, 크기, 나이, 성별에 따른 정상 심박수, 정상리듬, 정상적인 P파의 높이와 넓이, 정상적인 P파와 R파의 간격, 정상적인 Q파와 R파의 크기차이, 정상적인 QRS파의 시간, 정상적인 S파의 크기, 정상적인 Q파와 T파의 간격, 정상적인 T파의 크기 중 적어도 하나일 수 있다.

[0022] 상기 전원 공급부가 장착된 제3 기관을 포함하며, 상기 제3 기관은 제3 전극과 결합되고, 상기 제1전극, 제2 전극 및 제3 전극은 고리형 전극이며, 상기 제1 기관, 제2 기관 및 제3 기관은 플렉서블 기관이며, 상기 제어부는

상기 제1 전극, 제2 전극 및 제3 전극 중 적어도 하나에서 검출된 심전도 신호를 상기 메모리부에 저장된 심전도 데이터와 비교하여 비교 결과를 출력할 수 있다.

[0023] 본 발명의 실시 예에 따른 동물의 심전도 신호 측정 시스템은, 소정의 통신 가능 범위 내에 존재하는 심전도 신호 측정 장치; 및 각 심전도 신호 측정 장치와 통신 가능하며, 상기 심전도 신호 측정 장치에서 출력된 비교 결과를 수신하는 웨어러블 디바이스를 포함하며, 상기 웨어러블 디바이스는 상기 비교 결과가 비정상적인 경우에만 상기 비교 결과를 선택적으로 수신할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0024] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 동물의 심전도 신호 측정 장치의 개략 구성도이다.
 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 동물의 심전도 신호 측정 장치의 구성을 나타낸 블록도이다.
 도 3은 심전도 신호에서 비트를 검출하는 방법을 도식적으로 표현한 블록도이다.
 도 4는 원시(raw) 심전도 신호와 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 신호 분석 방법 중 필터링 단계를 수행한 이후의 심전도 신호를 도시한 그래프이다.
 도 5는 도 4의 필터링 단계를 수행한 이후의 심전도 신호와 본 발명의 일 실시예에 따른 미분 단계를 수행한 이후의 심전도 신호를 도시한 그래프이다.
 도 6은 도 5의 미분 단계를 수행한 이후의 심전도 신호와 본 발명의 일 실시예에 따른 구간 평균화 단계를 수행한 이후의 심전도 신호를 도시한 그래프이다.
 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따라 피크 신호 중 노이즈 피크 신호와 QRS 파를 구분하기 위한 임계값을 결정하는 방법을 설명한 도면이다.
 도 8은 도 7에 도시된 방법에 따라 변화되는 임계값을 도시한 그래프이다.
 도 9는 임계치의 러닝 레이트에 따른 민감도와 예보율의 변화를 도시한 그래프이다.
 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 동물의 심전도 신호 측정 장치의 메모리부에 저장될 심전도 데이터의 일 예를 도시한 표이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0025] 본 명세서 또는 출원에 개시되어 있는 본 발명의 실시 예들에 대해서 특정한 구조적 내지 기능적 설명들은 단지 본 발명에 따른 실시 예를 설명하기 위한 목적으로 예시된 것으로, 본 발명에 따른 실시 예들은 다양한 형태로 실시될 수 있으며 본 명세서 또는 출원에 설명된 실시 예들에 한정되는 것으로 해석되어서는 아니 된다.

[0026] 본 발명에 따른 실시 예는 다양한 변경을 가할 수 있고 여러가지 형태를 가질 수 있으므로 특정 실시 예들을 도면에 예시하고 본 명세서 또는 출원에 상세하게 설명하고자 한다. 그러나, 이는 본 발명의 개념에 따른 실시 예를 특정한 개시 형태에 대해 한정하려는 것이 아니며, 본 발명의 사상 및 기술 범위에 포함되는 모든 변경, 균등물 내지 대체물을 포함하는 것으로 이해되어야 한다.

[0027] 제1 및/또는 제2 등의 용어는 다양한 구성 요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 상기 구성 요소들은 상기 용어들에 의해 한정되어서는 안된다. 상기 용어들은 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소로부터 구별하는 목적으로만, 예컨대 본 발명의 개념에 따른 권리 범위로부터 이탈되지 않은 채, 제1 구성요소는 제2 구성요소로 명명될 수 있고, 유사하게 제2 구성요소는 제1 구성요소로도 명명될 수 있다.

[0028] 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "연결되어" 있다거나 "접속되어" 있다고 언급된 때에는, 그 다른 구성요소에 직접적으로 연결되어 있거나 또는 접속되어 있을 수도 있지만, 중간에 다른 구성요소가 존재할 수도 있다고 이해되어야 할 것이다. 반면에, 어떤 구성요소가 다른 구성요소에 "직접 연결되어" 있다거나 "직접 접속되어" 있다고 언급된 때에는, 중간에 다른 구성요소가 존재하지 않는 것으로 이해되어야 할 것이다. 구성요소들 간의 관계를 설명하는 다른 표현들, 즉 "~사이에"와 "바로 ~사이에" 또는 "~에 이웃하는"과 "~에 직접 이웃하는" 등도 마찬가지로 해석되어야 한다.

[0029] 본 명세서에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시 예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서,

"포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 실시된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부분품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.

- [0030] 다르게 정의되지 않는 한, 기술적이거나 과학적인 용어를 포함해서 여기서 사용되는 모든 용어들은 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 것과 동일한 의미이다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미인 것으로 해석되어야 하며, 본 명세서에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.
- [0031] 이하, 첨부한 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시 예를 설명함으로써, 본 발명을 상세히 설명한다. 각 도면에 제시된 동일한 참조부호는 동일한 부재를 나타낸다.
- [0032] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 동물의 심전도 신호 측정 장치의 개략 구성도이다. 먼저 생체 신호란, 동물에서 발생이 되어 기계를 통해 측정될 수 있는 모든 신호를 말한다. 그 중 심장에서 얻을 수 있는 생체 신호는 심전도 신호(Electrocardiogram; ECG)이다.
- [0033] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 신호 측정 장치는 제 1 전극(10), 제2 전극(20) 및 제3 전극(30)과, 각각의 전극들(10, 20, 30)에 장착되는 신호처리부(110), 신호전송부(120) 및 전원공급부(130)를 포함할 수 있다.
- [0034] 제 1 전극(10), 제2 전극(20) 및 제3 전극(30)은 심전도 신호 측정시 피부에 부착되어 동물로부터 발생하는 심전도 신호, 즉, 심전도 전위를 검출할 수 있다. 제 1 전극(10), 제2 전극(20) 및 제3 전극(30)은 일회용 전극일 수 있으며, 각각 신호처리부(110), 신호전송부(120) 및 전원공급부(130)에 결합 및 분리될 수 있다.
- [0035] 신호처리부(110)는 아날로그 신호인 심전도 신호를 검출하며, 심전도 신호로부터 변환된 디지털 신호의 심전도 신호 데이터를 생성할 수 있다. 전원공급부(130)는 신호처리부(110) 및 신호전송부(120)에 전원을 공급할 수 있다.
- [0036] 신호처리부(110), 전원공급부(130) 및 신호전송부(120) 각각은, 해당 모듈의 동작 상태를 나타내는 표시부를 구비할 수 있으며, 동물 관리자에게 해당 모듈의 조작을 제공하는 조작부(예를 들어, 스위치, 버튼) 또한 구비할 수 있다.
- [0037] 케이블(50)은 신호처리부(110), 신호전송부(120) 및 전원공급부(130) 중 어느 두 개의 모듈을 서로 연결한다. 케이블(50)은 심전도 신호 데이터를 전송할 수 있는 데이터 라인 및 전원을 공급하는 전원 라인을 포함할 수 있다. 케이블(50)은 양끝단에 연결된 커넥터를 통해 신호처리부(110), 신호전송부(120), 전원공급부(130)의 연결 포트에 접속될 수 있다. 또한, 케이블(50)은 납땜을 통해 신호처리부(110), 신호전송부(120), 전원공급부(130)의 연결 포트에 고정될 수도 있다. 이러한 케이블(50)은 심전도 신호 측정시 동물의 이동이 자유롭도록 유연성(flexibility) 및 신축성(elasticity)을 가질 수 있다.
- [0038] 전극들(10, 20, 30)은, 예를 들어, 티타늄(Ti), 금, 백금, 또는 Ag/AgCl과 같은 물질로 이루어질 수 있다.
- [0039] 전극(10)에 장착되는 신호처리부(110), 신호전송부(120) 및 전원공급부(130)는, 구비되는 각종 집적회로들이 실장된 인쇄회로기판(PCB)으로 구성될 수 있다. 이러한 인쇄회로기판은 플렉서블 기판으로 이루어져 고리 또는 링 형태를 가지고, 동물의 목이나 심장에 가까운 몸통 부분에 끼워질 수 있다. 고리 또는 링 형태의 내측부분에는 전극이 부착되어 있어, 실제로 동물의 피부에는 전극이 접하게 된다.
- [0040] 다만, 제3 기관에 결합된 제3 전극(30)은 생략가능하다.
- [0041] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 동물의 심전도 신호 측정 장치의 구성을 나타낸 블록도이다.
- [0042] 도 2를 참조하면, 신호처리부(210)는 메모리부(212), 제어부(214), 송신부(216), 수신부(218), 검출부(미도시)를 포함할 수 있다.
- [0043] 메모리부(212)에는 동물의 종류 및 크기에 따라 기설정된 정상상태의 기준 심전도 데이터가 저장될 수 있다. 제어부(214)는 메모리부(212)에 저장된 정상상태의 기준 심전도 데이터와 비교하여 그 비교 결과를 출력할 수 있다. 즉, 정상상태의 기준 심전도 데이터와 비교하여 검출된 동물의 심전도 신호가 비정상적 범위인지를 판단하여 이러한 판단 결과를 신호전송부(220)로 송신하여 외부로 전송할 수 있다. 이러한, 기설정된 정상상태의 기준 심전도 데이터는 도 10에 도시된 것과 같다.

- [0044] 검출부는 아날로그 신호 처리부, A/D 변환부, 디지털 신호 처리부를 포함할 수 있다. 또한, 도시하지는 않았으나, 검출부는 다른 종류의 심전도 신호를 검출할 수 있는 센서를 더 포함할 수 있다. 아날로그 신호 처리부는 전극들(10, 20, 30)로부터 검출되는 동물의 미세한 전기 신호를 증폭하는 적어도 하나의 증폭기(amplifier) 및 심전도 신호 측정시 발생된 노이즈를 제거하기 위한 적어도 하나의 필터(filter) 등을 포함할 수 있다. A/D 변환부는 아날로그 신호 처리부로부터 전달된 아날로그 형태의 심전도 신호를 디지털 형태의 심전도 신호 데이터로 변환할 수 있다. 디지털 신호 처리부는 A/D 변환부로부터 전달받은 심전도 신호 데이터를 소정의 디지털 연산 과정들(예를 들어, FFT(Fast Fourier Transform) 연산, 미분연산, 평균연산)을 통해 신호 처리를 수행할 수 있다.
- [0045] 이에 더하여, 동물의 심전도 신호 측정 장치는 신호측정 조작 및 상태 표시부(미도시)를 더 포함할 수 있다. 신호측정 조작 및 상태 표시부는 동물 관리자의 명령에 따라 심전도 신호 검출을 제어할 수 있으며, 신호처리부(110)의 동작 상태를 표시할 수 있다. 또한, 신호측정 조작 및 상태 표시부는 검출부에서 얻어진 심전도 신호 데이터를 동물 관리자에게 표시할 수 있다. 이러한, 신호측정 조작 및 상태 표시부의 기능은 동물 관리자의 웨어러블 디바이스에 의해 이루어질 수 있다.
- [0046] 제어부(214)는 검출부, 신호측정 조작 및 상태 표시부 및 모듈 연결 포트들과 연결되어, 심전도 신호의 검출, 다른 모듈과의 데이터 통신 및 전원 연결을 제어할 수 있다. 즉, 제어부(214)는 검출부에서 검출된 심전도 신호를 송신부(216)를 통해서 신호전송부(220)로 송신할 수 있다. 또한, 제어부(214)는 송신부(216) 및 수신부(218)를 통하여 신호전송부(220) 및 전원공급부(230)와 통신할 수 있다. 도시하진 않았지만, 신호전송부(220)와 전원공급부(230) 내부에도 송신부와 수신부가 구비되어, 신호처리부(210)와 통신할 수 있다. 그리고 이러한 송신부(216)와 수신부(218)는 연결 포트를 통하여 외부로 연결되며, 연결 포트에 케이블(50)이 접속되어 모듈들 간의 전기적 연결을 제공한다. 모듈 연결 포트는 심전도 신호 데이터의 시리얼 통신을 위한 데이터 입출력 포트(예를 들어, RS 232 포트, USB 포트) 및/또는 전원 포트들을 포함할 수 있다. 그리고, 모듈 연결 포트를 통해 전원 및 심전도 신호 데이터가 입출력될 수 있다. 신호처리부(110)는 복수 개의 신호전송부(220) 및 전원공급부(230)와의 연결을 위해, 복수 개의 모듈 연결 포트들을 구비할 수 있다.
- [0047] 전원공급부(230)는 도시하진 않았지만 배터리, 전원 조작 및 상태 표시부, 전원 공급 제어부 및 연결 포트를 포함할 수 있다. 전원공급부(230)는 예를 들어, 일회용 배터리(disposable battery) 또는 재충전이 가능한 배터리(rechargeable battery)를 구비할 수 있다. 동물 관리자는 전원 조작 및 상태 표시부를 통해 전원공급부(230)를 조작할 수 있으며, 전원 조작 및 상태 표시부에는 전원 공급 상태 및 배터리 잔량 등이 표시될 수 있다. 이러한, 전원 조작 및 상태 표시부의 기능은 동물 관리자의 웨어러블 디바이스와 연계하여 조작 및 표시 기능이 웨어러블 디바이스에서 이루어질 수 있다. 즉, 전원공급부(230)에 구비된 송신부 및 수신부를 이용하여 웨어러블 디바이스와 통신함으로써 동물 관리자의 웨어러블 디바이스에 전원공급상태, 배터리 잔량등이 표시될 수 있다. 연결 포트에는 케이블(50)이 접속되며, 케이블(50)을 통해 신호처리부(210)에 전원을 제공할 수 있다.
- [0048] 도 2에 도시된 바와 같이 신호처리부(210)와 전원공급부(230) 그리고 신호처리부(210)와 신호전송부(220)는 끝단에 커넥터가 연결된 케이블(50)을 통해 각각 전기적으로 연결될 수 있다. 커넥터는 스냅식으로서 연결 포트들에 착탈될 수 있다. 또한, 전원공급부(130)는 신호처리부(210) 또는 신호전송부(220)와의 연결을 위해, 복수 개의 연결 포트들을 구비할 수 있다.
- [0049] 본 발명의 다른 실시예에서, 신호전송부(220)는 신호처리부(210)에서 생성된 심전도 신호 데이터를 유무선으로 다른 장치에 전송한다. 예를 들어, 신호전송부(220)은 RF방식, 무선 랜(LAN), 블루투스(blueetooth) 또는 지그비(zigbee)와 같은 근거리 무선통신 소자를 구비하여 측정된 생체정보를 무선으로 외부 네트워크에 전송할 수 있다. 신호전송부(220)는 케이블(50)을 통해 신호처리부(210)로부터 심전도 신호 데이터 및 전원을 전달받을 수 있다. 한편, 신호전송부(220)는 케이블(50)을 통해 전원공급부(230)와 연결될 수 있으며, 신호처리부(210)와 전원공급부(230)에 함께 연결될 수도 있다.
- [0050] 구체적으로, 신호전송부(220)는 도시하진 않았으나 심전도 신호 데이터 입력부, 데이터 전송 조작 및 상태 표시부, 유무선 데이터 전송부, 데이터 전송 제어부, 연결 포트 및 송수신부를 포함할 수 있다.
- [0051] 심전도 신호 데이터 입력부는 신호처리부(210)에서 생성된 심전도 신호 데이터를 입력받는다. 입력받은 심전도 신호 데이터는 유무선 데이터 전송부를 통해 외부기기(예를 들어, PC, 네트워크, PDA)로 전송될 수 있다.
- [0052] 출력을 확장해주는 안테나 혹은 증폭기를 이용하면 데이터를 전송할 수 있는 거리가 증가되며, 주파수도약방식(FHSS)의 스펙트럼 확산 기술을 이용하면 동 대역이 많은 복잡한 지역에서도 성능을 유지할 수 있다.

- [0053] 데이터 전송 조작 및 상태 표시부는 데이터 전송 상태 및 신호전송부(220)의 동작 상태를 표시할 수 있다. 연결 포트에는 케이블(50)이 접속되어 신호처리부(210) 또는 전원공급부(230) 중 적어도 하나와의 전기적 연결이 이루어진다. 연결 포트는 심전도 신호 데이터의 시리얼 통신을 위한 데이터 입출력 포트(예를 들어, RS 232 포트, USB 포트) 및/또는 전원 포트 등을 포함할 수 있다. 그리고, 연결 포트를 통해 신호처리부(210)로부터 전원 및 심전도 신호 데이터가 입력될 수 있다. 또한, 연결 포트는 신호전송부(220)에 복수 개가 구비될 수 있다. 연결 포트(138)를 복수 개 구비하는 경우, 신호전송부(120)는 신호처리부(110)뿐만 아니라 다른 모듈들과도 전기적으로 연결될 수 있다.
- [0054] 도 3은 생체 신호의 일 예인 심전도 신호에서 비트를 검출하는 방법을 도식적으로 표현한 블록도이다. 도 3을 참조하면, 심전도 신호에서 비트를 검출하는 알고리즘은 크게 필터링과 검출 부분으로 나뉘어질 수 있다.
- [0055] 필터링 부분에서는 저역통과필터(Land pass filter; LPF)를 이용하여 ECG 신호의 관심 주파수 범위 외의 잡음을 제거하며, 고역통과필터(High pass filter; HPF)를 이용하여 ECG 신호의 기저선 변동을 감소시킨다. 이는 ECG 신호의 경우 그 주파수 범위가 매우 낮아 외부 신호 또는 노이즈 등과 혼합되면 측정이 어렵기 때문이다.
- [0056] 도면에 도시하진 않았으나, 일반적으로 심전도 신호와 같은 심전도 신호는 그 진폭이 매우 작아 실제로 관찰이 어려우므로, 이러한 심전도 신호를 육안으로 볼 수 있도록 하기 위하여 기기 증폭기가 이용될 수 있다. 기기 증폭기는 버퍼와 차동 증폭기의 조합에 의하여 단일 차동 증폭기의 상기와 같은 단점을 제거할 수 있는 효과를 갖는다.
- [0057] 도 4는 원시(raw) 심전도 신호와 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 신호 분석 방법 중 필터링 단계를 수행한 이후의 심전도 신호를 도시한 그래프이고, 도 5는 도 4의 필터링 단계를 수행한 이후의 심전도 신호와 본 발명의 일 실시예에 따른 미분 단계를 수행한 이후의 심전도 신호를 도시한 그래프이다. 도 6은 도 5의 미분 단계를 수행한 이후의 심전도 신호와 본 발명의 일 실시예에 따른 구간 평균화 단계를 수행한 이후의 심전도 신호를 도시한 그래프이며, 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따라 피크 신호 중 노이즈 피크 신호와 QRS 파를 구분하기 위한 임계값을 결정하는 방법을 설명한 도면이고, 도 8은 도 7에 도시된 방법에 따라 변화되는 임계값을 도시한 그래프이다. 이와 같은 단계들은 신호처리부(110)에서 수행될 수 있다.
- [0058] 심전도 신호의 필터링은 QRS 주파수 대역의 파워를 검출하기 위함으로, 다음과 같은 순서를 거친다.
- [0059] 1) 저역통과 필터링, 2) 대역통과 필터링, 3) 미분, 4) 절대값, 5) 윈도우를 이용한 구간 평균
- [0060] 각각의 필터링 과정에서의 필터들은 다음과 같이 구현될 수 있다.
- [0061] 먼저, 저역통과 필터링에 이용되는 필터의 입출력 관계는 다음과 같은 식에 의한다.

수학식 1

[0062]
$$y[n] = 2y[n-1] - y[n-2] + x[n] - 2x[t-25ms] + x[t-50ms]$$

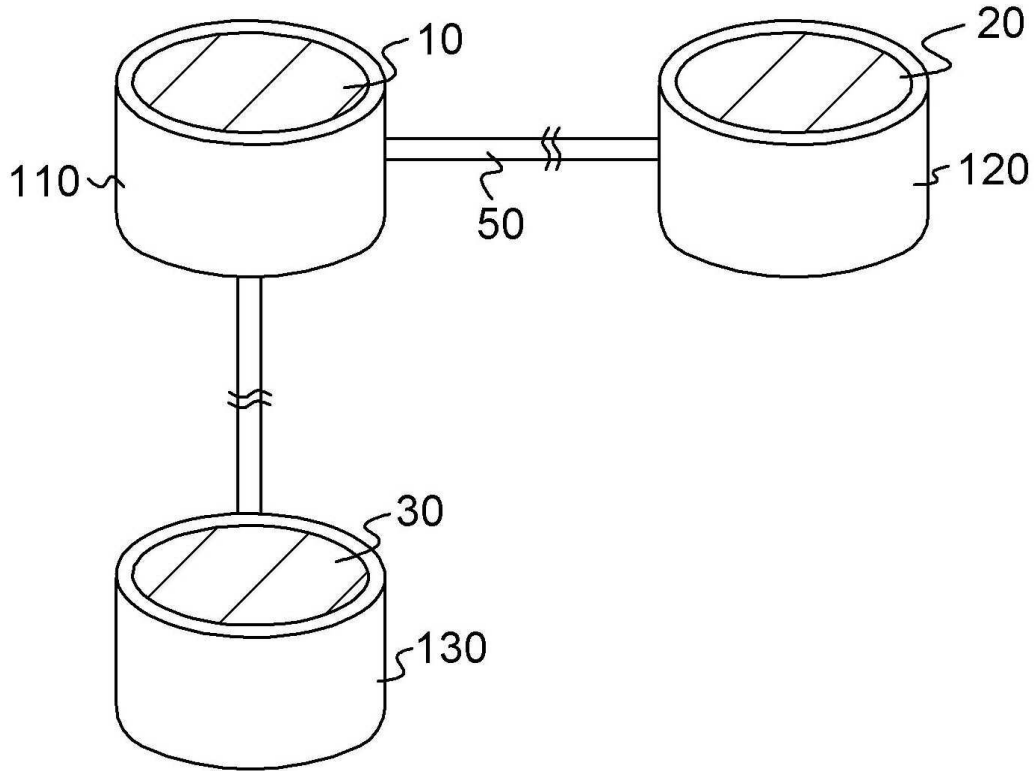
- [0063] 여기서, n은 데이터 인덱스이며, y는 필터의 출력값이고, x는 필터의 입력값이다. 샘플링 레이트에 따라 변화되는 계수를 표현하기 위하여 n과 ms 단위를 혼용하였는데, 샘플링 레이트가 200Hz일 때 [t-25ms]는 [n-5]로, [t-50ms]는 [n-10]이다.
- [0064] 두 번째로 고역통과 필터링에 이용되는 필터의 출력이 z[n]이라고 하면, z[n]은 $x[t-60ms] - y[n]$ 으로 표현될 수 있고, 여기서 y[n]은 $y[n-1] + x[n] - x[t-120ms]$ 일 수 있다. y[n]은 저역통과 필터의 출력이며, x[t-60ms]는 전역통과 필터일 수 있다. 즉, 고역통과 필터는 전역통과 필터에서 저역통과 필터의 출력을 뺀으로써 구현될 수 있다.
- [0065] 원시 심전도 신호가 저역통과 필터와 고역통과 필터를 거친 후 고역통과 필터의 출력 신호를 미분할 수 있다. 미분된 신호는 도 5에 도시되어 있다.
- [0066] 이후, 미분된 신호의 절대값을 취한 뒤, 일 예로 80ms 윈도우를 이용하여 80ms 윈도우 내의 절대값 신호의 평균값을 구하면, 도 6과 같이 QRS 파에서 큰 값을 갖는 신호를 얻을 수 있다. 즉, QRS 파가 나타날 때마다 상대적으로 큰 값을 갖는 출력 신호를 얻을 수 있다.
- [0067] 저역통과 필터링, 고역통과 필터링, 미분 및 평균을 취하여 획득한 신호는 QRS에서 피크치를 갖는 신호로 변형

된다. 그러나, 모든 피크치가 QRS 파를 나타내는 것은 아니므로, 각각의 피크치가 QRS 파인지 혹은 노이즈 신호인지 여부를 판단하여야 한다.

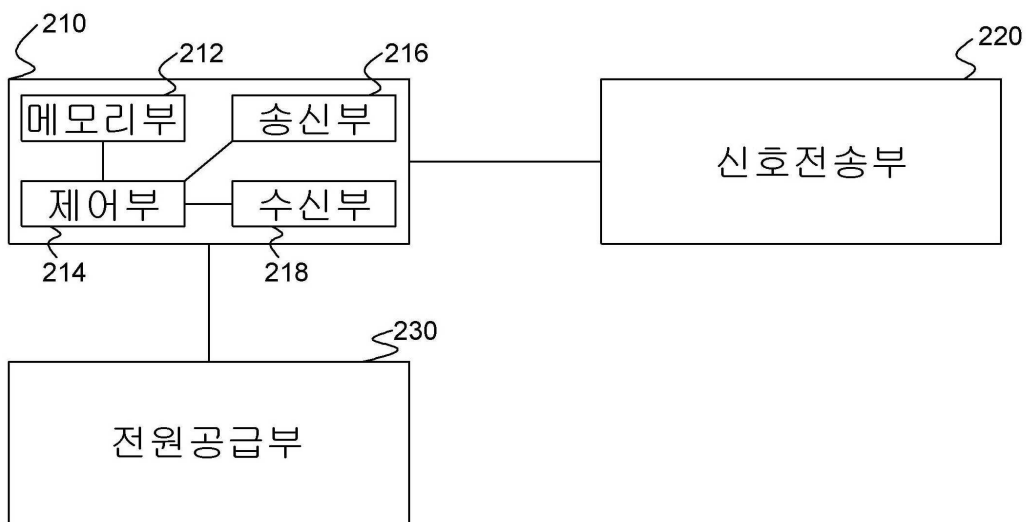
- [0068] 이를 위하여 각각의 피크치의 크기, 지난 QRS 파 이후로부터의 상대적인 위치, 미분 신호의 최대 크기를 이용하여 그 피크치가 QRS 파인지 혹은 노이즈 신호인지 여부를 판단할 수 있다.
- [0069] 먼저 이전 피크치 이후 제1 시간 내의 피크치들은 무시한다. 제1 시간은 일 예로 200ms 일 수 있다. 그리고, 피크치가 나타난 경우, 원시 심전도 신호에서 양의 피크치 및 음의 피크치가 있는지 여부를 확인하여 양의 피크치 및 음의 피크치가 없다면 기저선을 변동한다.
- [0070] 또한, 피크치가 360ms 이내의 이전 신호로부터 나타났을 경우 최대 기울기가 이전 것의 절반보다 큰지 여부를 검사하여 크지 않다면 T 파로 판단한다.
- [0071] QRS파 검출 임계치보다 크다면 QRS 파로 판단하고, QRS파 검출 임계치보다 작다면 노이즈 신호로 판단한다.
- [0072] R-R 간격의 1.5배 이내에서 피크치가 나타나지 않으면 노이즈 신호의 검출 임계치의 절반보다 큰 피크치가 있는지 확인하여 360ms 이후에 나타난 피크치라면 QRS 파로 판단한다.
- [0073] 여기서 QRS파의 검출 임계치와 노이즈 신호의 검출 임계치는 각각 QRS 파와 노이즈 신호의 피크치의 크기를 이용하여 동적으로 변경될 수 있다. 즉, 최근 8개의 피크치의 크기와 노이즈 신호의 피크치 크기를 저장하여, 각각의 중앙값(median)으로부터 검출 임계치가 결정될 수 있다.
- [0074] 테스트 초기에는 8초간 데이터로부터 매초에서 가장 큰 피크치를 QRS 파의 피크치로, 그리고 노이즈 신호의 피크치는 0으로 가정하여 검출 임계치를 결정하고, 8초 이후부터 검출 임계치를 위와 같이 결정한다.
- [0075] 도 9는 임계치의 러닝 레이트에 따른 민감도와 예보율의 변화를 도시한 그래프이다.
- [0076] 이러한 임계치들을 업데이트하는 비율인 러닝 레이트를 0.3 내지 0.4까지 0.0001 단위로 바꿔가며 MIT/BIH 데이터베이스에 적용한 경우(도면 상에는 300 내지 400), 러닝 레이트가 0.3470일 때(도면 상에는 347), 총 91072개의 비트에 대한 민감도와 예보성은 각각 99.745%와 99.849%로 측정되었다.
- [0077] 성능 측정은 Association for the Advancement of Medical Instrumentation(AAMI)에서 만든 심박계의 성능을 측정하는 표준인 ANSI/AAMI EC13을 적용한 것으로서, 200Hz 데이터로 샘플링하였다. 데이터를 뽑아내는 과정, 리샘플링 및 결과 비교는 physionet에서 제공하는 WFDB 툴키트를 이용하였다.
- [0078] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 동물의 심전도 신호 측정 장치에 저장될 수 있는 기준 심전도 데이터를 도시한 표이다.
- [0079] 일 예로, 개와 고양이의 경우, 그리고 개인 경우 강아지, 소형견, 중형견, 대형견으로 나누어 정상상태일 때의 심박수, 심전도 신호의 P파, PR간격, Q파, QRS넓이, S파, S파 분절, PR간격, T파 등의 정보를 가지고 있다. 이와 같은 정보는 수의학계에서 획득할 수 있으며, 이러한 정보는 신호처리부(210)의 메모리부(212)에 저장될 수 있다. 이러한 동물의 예는 도 10에 한정되지 않으며, 동물원에 있는 모든 동물에 대한 데이터가 메모리부에 저장될 수 있다. 또한, 메모리부에 저장된 이러한 정상상태일 때의 심전도 데이터와, 심전도 신호 측정 장치가 장착된 동물의 종류 및 크기에 대한 설정 정보, 그리고 검출된 심전도 신호를 이용하여, 해당 동물의 심전도 신호에 이상이 있는지 여부를 판단할 수 있다.
- [0080] 더불어, 본 발명의 일 실시예에 따른 동물의 심전도 신호 측정 장치는, 복수의 동물들에 동시에 장착될 수 있다. 일 예로, 동물병원, 동물원 등에 있는 동물들에 모두 장착될 수 있고, 이러한 경우 메인 서버에서 모든 동물들로부터 심장 이상 여부에 대한 판단 결과를 송신받을 수 있다. 즉, 신호처리부(210)의 제어부(212)에서 메모리부(212)에 저장된 각 동물의 정상상태 심전도 데이터와 해당 동물로부터 검출된 심전도 신호를 비교하여 정상상태 심전도 데이터와 차이가 있는 경우에만 메인 서버로 이상 신호를 송신함으로써, 복수의 동물들의 심장 이상 여부를 한꺼번에 관리할 수 있다.
- [0081] 본 발명은 도면에 도시된 일 실시 예를 참고로 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 본 기술 분야의 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시 예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서, 본 발명의 진정한 기술적 보호 범위는 첨부된 등록청구범위의 기술적 사상에 의해 정해져야 할 것이다.

도면

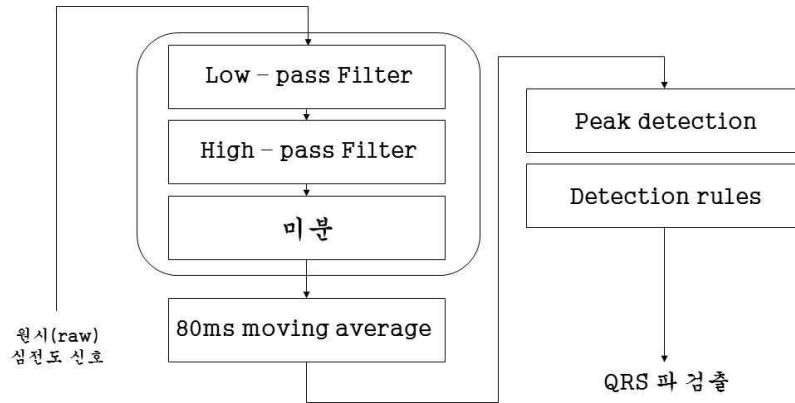
도면1



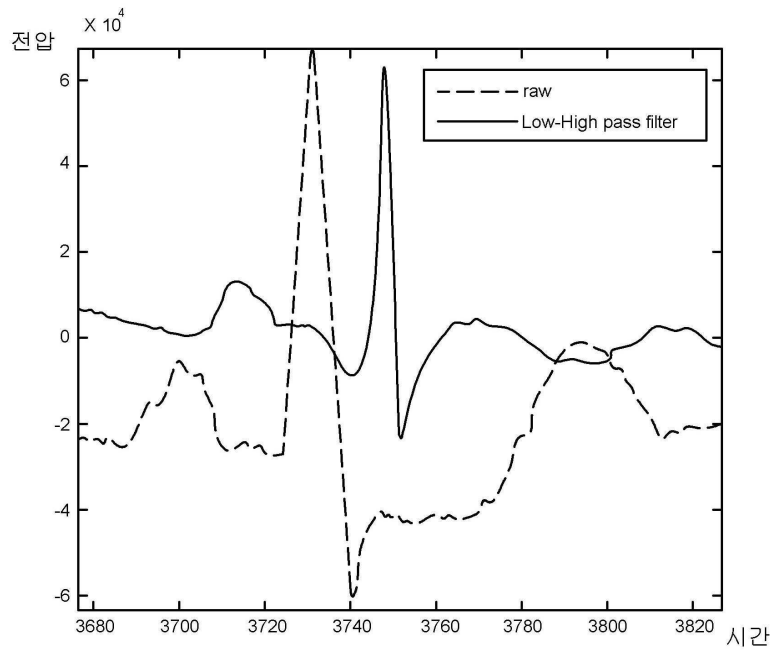
도면2



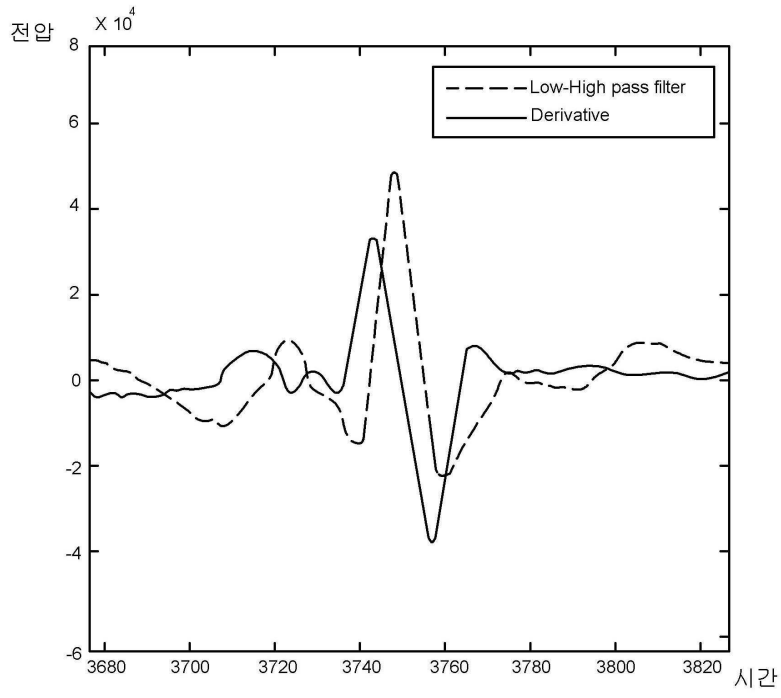
도면3



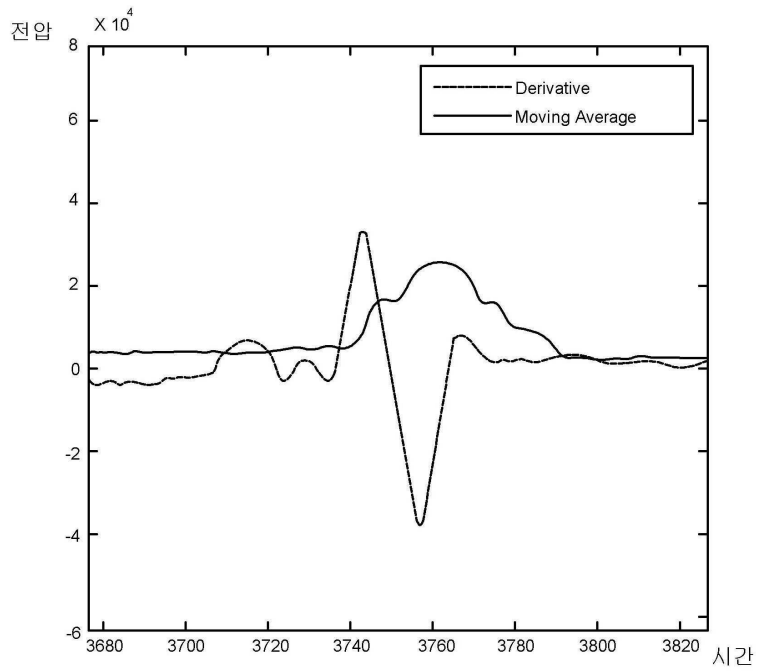
도면4



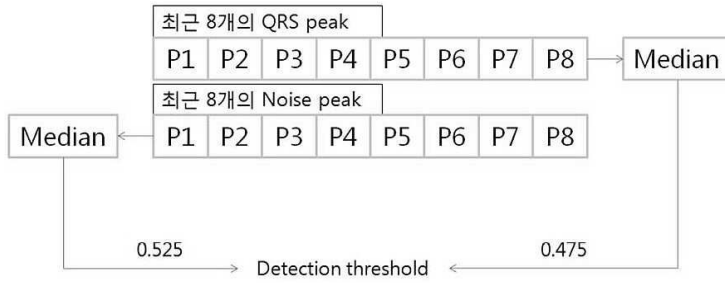
도면5



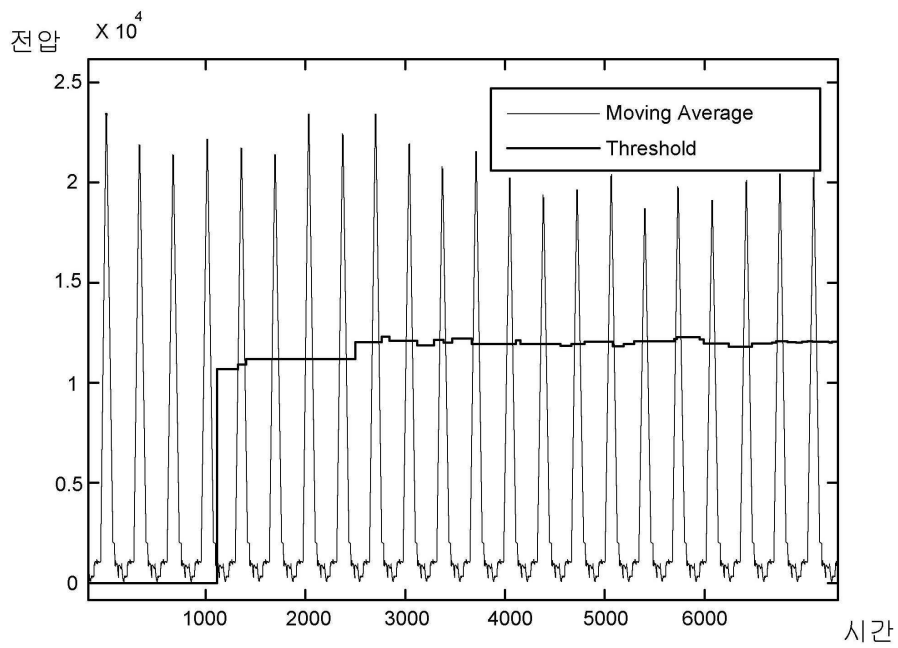
도면6



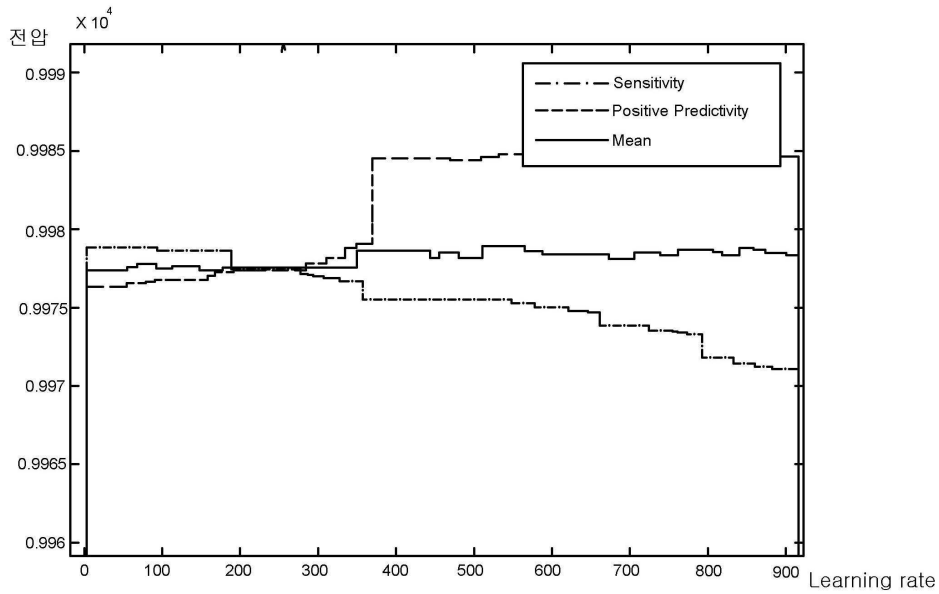
도면7



도면8



도면9



도면10

	개	고양이
심박수	강아지: 70 ~ 220회 소형견: 70 ~ 180회 중형견: 70 ~ 160회 대형견: 60 ~ 140회	120 ~ 240회
심박수	동성리듬, 동성부정맥	동성리듬
P파	높이: 0.4mV이하 넓이: 0.04초 이하	0.2mV이하 0.04초 이하
PR 간격	0.06 ~ 0.13초	0.05 ~ 0.09초
Q파	R파의1/30이하	R파의1/30이하
QRS 넓이	소형견: 0.05초 이하 대형견: 0.06초 이하	0.04초 이하
S파	0.35mV 이하	
ST 분절	하강: 0.2mV이상으로 내려간 경우 상승: 0.15mV이상으로 상승한 경우	
PR 간격	0.15 ~ 0.25초	0.12 ~ 0.18초
T파	R파의1/40이하	0.3mV 이하

专利名称(译)	用于测量动物ECG信号的装置和系统		
公开(公告)号	KR1020170101358A	公开(公告)日	2017-09-06
申请号	KR1020160023506	申请日	2016-02-26
[标]申请(专利权)人(译)	SHOWME MEDIA & TRADING		
申请(专利权)人(译)	Syomi媒体和贸易有限公司		
[标]发明人	KIM JINA 김진아		
发明人	김진아		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00 A61B5/0408 A61B5/0472		
CPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0408 A61B5/0472 A61B5/725 A61B5/6801 A61B2503/40		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于测量动物的ECG信号的装置。根据本发明实施例的用于测量动物的ECG信号的装置包括第一电极和耦合到第一基板和第二基板的第二电极，第一电极和第二电极，信号处理单元，安装在第一基板上，信号处理单元接收由信号处理单元处理的信号，并将信号发送到动物管理器的可穿戴设备，信号传送单元安装在第二基板上;以及用于向信号处理单元和信号发送单元供电的电源单元，其中信号处理单元包括：存储单元，根据动物的类型和大小存储预置的参考心电图数据;为与存储在存储器单元中的ECG数据输出的比较结果的控制单元通过所述第一和第二电极中的所述至少一个检测到的ECG信号，并且，在第一基板和第二基板经由线缆连接。

