(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0081798
(43) 공개일자 2020년07월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) *A61B 5/0452* (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/7235 (2013.01)
A61B 5/0452 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0171674
(22) 출원일자 2018년12월28일
심사청구일자 2018년12월28일

(71) 출원인
조선대학교산학협력단
광주광역시 동구 필문대로 309 (서석동)
(72) 발명자
반성범
광주광역시 북구 면앙로31번길 10, 211동 501호(우산주공아파트)
최규호
광주광역시 동구 필문대로 309 조선대학교 IT융합대학 IT연구소 6203호
(74) 대리인
특허법인아이엠

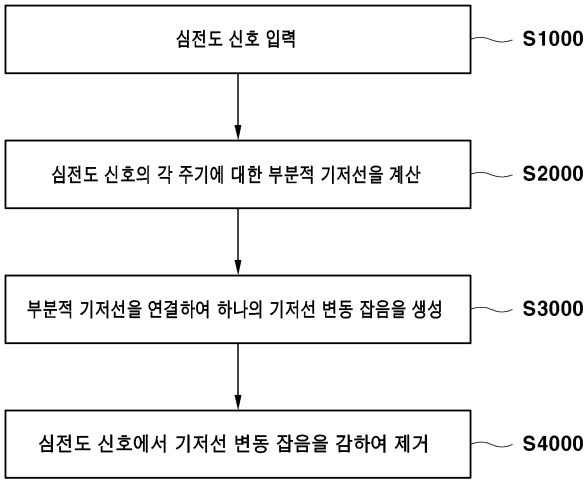
전체 청구항 수 : 총 6 항

(54) 발명의 명칭 **심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법 및 컴퓨터 프로그램**

(57) 요 약

본 발명은 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법 및 그 방법을 갖는 컴퓨터 프로그램에 관한 것으로, 보다 구체적으로는 입력된 심전도 신호에서 각 주기 에 대한 부분적 기저선을 추출하고 추출된 부분적 기저선으로부터 하나의 추정된 기저선 변동 잡음을 생성하여 입력된 심전도 신호에서 감하므로써, 심전도 신호의 왜곡을 최소화하여 기저선 변동 잡음을 효율적으로 제거할 수 있는 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법 및 그 방법을 갖는 컴퓨터 프로그램에 관한 것이다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61B 5/7225 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1711074608
부처명 과학기술정보통신부
연구관리전문기관 한국연구재단
연구사업명 중견연구(총연구비0.5억이상~3억이하)
연구과제명 멀티팩터 생체신호를 이용한 차세대 사용자 인증 및 의도인지 기술 연구
기 여 율 1/2
주관기관 조선대학교
연구기간 2018.03.01 ~ 2019.02.28
이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 2018023310
부처명 교육부
연구관리전문기관 한국연구재단
연구사업명 대학중점연구소지원사업
연구과제명 웨어러블 디바이스 기반 다중생체 신호를 이용한 사용자 인증 기술
기 여 율 1/2
주관기관 조선대학교 산학협력단
연구기간 2018.03.01 ~ 2019.02.28

명 세 서

청구범위

청구항 1

컴퓨터를 이용하여 측정된 심전도 신호의 기저선 변동 잡음을 왜곡을 최소화하여 제거하기 위한 방법으로,

피험자의 심전도 신호를 입력받는 단계;

상기 심전도 신호에서 각 주기에 해당되는 심전도 신호의 기저선(이하 "부분적 기저선" 이라함)을 계산하는 단계;

상기 부분적 기저선들을 서로 연결하여 하나의 기저선 변동 잡음을 생성하는 단계; 및

상기 심전도 신호에서 생성된 기저선 변동 잡음을 감하여 제거하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 심전도 신호를 입력받는 단계 이후에,

상기 심전도 신호 중 특정 주파수 신호만을 통과시켜 잡음을 제거하기 위한 필터링 단계;를 포함하고,

상기 필터링은 밴드 패스(Band Pass) 필터에 의해 수행되는 것을 특징으로 하는 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 부분적 기저선을 계산하는 단계;는

상기 심전도 신호로부터 P파형, QRS 콤플레스(Complex) 및 T 파형을 검출하는 단계;

상기 심전도 신호의 잡음을 필터링하는 단계;

상기 필터링된 심전도 신호에서 현재 주기에 대한 P파형의 최대 피크값이 위치한 시간 지점인 x축 좌표와 상기 현재 주기의 한 주기 이전에 대한 T 파형의 최대 피크값이 위치한 시간 지점인 x축 좌표의 중간 좌표인 제1 x축 좌표와 상기 제1 x축 좌표에 해당되는 신호의 진폭값인 제1 y축 좌표로 이루어진 제1 좌표와 상기 현재 주기의 P 파형의 최대 피크값이 위치한 시간 지점인 x축 좌표와 상기 현재 주기의 Q 파형의 최소 피크값이 위치한 시간 지점인 x축 좌표의 중간 좌표인 제2 x축 좌표와 상기 제2 x축 좌표에 해당되는 신호 진폭값인 제2 y축 좌표로 이루어진 제2 좌표를 추출하는 단계; 및

상기 제1 좌표와 상기 제2 좌표를 선형 회귀 분석을 이용하여 부분적 기저선을 추출하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 심전도 신호의 잡음을 필터링하는 단계는 상기 QRS 콤플렉스을 제외한 나머지 파형이 미디언(Median) 필터에 의해 필터링이 수행되는 것을 특징으로 하는 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법

청구항 5

제 3 항에 있어서,

상기 기저선 변동 잡음을 생성하는 단계;는

상기 현재 주기에 대한 상기 제2 좌표와 상기 현재 주기의 한 주기 이후에 대한 상기 제1 좌표를 선형 회귀 분석을 이용하여 서로 연결하는 것을 특징으로 하는 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법

청구항 6

제 1 항 내지 제 5 항 중 어느 한 항의 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법을 수행하기 위한 기록 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법 및 그 방법을 갖는 컴퓨터 프로그램에 관한 것으로, 보다 구체적으로는 입력된 심전도 신호에서 각 주기에 대한 부분적 기저선을 추출하고 추출된 부분적 기저선으로부터 하나의 추정된 기저선 변동 잡음을 생성하여 입력된 심전도 신호에서 감하므로써, 심전도 신호의 왜곡을 최소화하여 기저선 변동 잡음을 효율적으로 제거할 수 있는 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법 및 컴퓨터 프로그램에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 다양한 신호나 데이터를 이용하여 각종 시스템에서 적용하는 기술이 발전하고 있다. 특히, 생체 신호 또는 데이터를 이용하여 보안 시스템을 구축하는 생체 인식 기술이 각광을 받고 있다.

[0003] 생체 인식 기술이란, 피험자로부터 생체와 연관된 신호나 데이터를 추출하여 이를 기존에 저장된 데이터와 비교하고 본인임을 확인하여 사용자로 인증하는 기술을 말한다.

[0004] 이러한 생체 인식 기술에는 지문, 정맥, 홍채, 음성 또는 얼굴 등이 활용되었으나, 최근에는 사용자의 고유의 심장박동을 나타내는 심전도(ECG)를 이용하여 생체를 인식하는 기술들이 개발되고 있다.

[0005] 심전도란 심장에서 발생하는 전기적 신호를 기록한 것을 의미하며, 자세하게는 심장 안에 동방결절이라고 하는 부분에서 주기적으로 전기를 생성하여 심장 수축을 유도함으로써 심장 박동이 이루어지는 순차적인 전기적 신호를 말한다.

[0006] 한편, 심전도 신호를 획득하는 과정에서 발생되는 전극 케이블의 흔들림과 사용자 피부의 움직임에 의한 접촉 불량 또는 사용자의 호흡에 따라 심전도 신호의 측정이 원활하게 이루어지지 않는 경우 잡음이 발생하게되며, 특히, 기저선 변동 잡음은 사람마다 나타나는 고유의 심전도 신호 특성이 올바르게 나타나지 않게하기 때문에 사용자 인증 오류가 높아진다.

[0007] 이를 해결하기 위해 일반적으로 차단주파수가 높은 고역통과필터를 이용하여 기저선 변동 잡음을 제거하는 필터링 방법이 연구되었으나, 이 경우에는 심전도 신호를 왜곡하는 문제가 발생하여 사용자 인증률이 낮아지는 현상이 나타난다.

[0008] 따라서, 기존의 고역통과필터를 이용한 필터링 방법과 달리 심전도 신호의 왜곡을 최소화하면서 기저선 변동 잡음을 효과적으로 제거할 수 있는 방법이 필요한 실정이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0010] 본 발명은 상술한 문제점을 해결하기 위해 안출된 것으로 본 발명의 목적은 사용자의 심전도 측정 과정에서 발생할 수 있는 기저선 변동 잡음을 심전도 신호의 왜곡을 최소화하여 제거할 수 있는 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법 및 프로그램을 제공하는 데 있다.

과제의 해결 수단

[0011] 상기 목적을 달성하기 위해 본 발명은 컴퓨터를 이용하여 측정된 심전도 신호의 기저선 변동 잡음을 왜곡없이 제거하기 위한 방법으로, 피험자의 심전도 신호를 입력받는 단계; 상기 심전도 신호에서 각 주기에 해당되는 심전도 신호의 기저선(이하 "부분적 기저선" 이라함)을 계산하는 단계; 상기 부분적 기저선들을 서로 연결하여 하나의 기저선 변동 잡음을 생성하는 단계; 및 상기 심전도 신호에서 생성된 기저선 변동 잡음을 감하여 제거하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 심전도의 기저선 변동 잡음 제거 방법 및 컴퓨터 프로그램을 제공한다.

[0012] 바람직한 실시예에 있어서, 상기 심전도 신호를 입력받는 단계 이후에, 상기 심전도 신호 중 특정 주파수 신호만을 통과시켜 잡음을 제거하기 위한 필터링 단계;를 더 포함하고, 상기 필터링은 밴드 패스 필터(BPF, Band Pass Filter)에 의해 수행된다.

[0013] 바람직한 실시예에 있어서, 상기 부분적 기저선을 계산하는 단계;는 상기 심전도 신호로부터 P파형, QRS 콤플레스(Complex) 및 T 파형을 검출하는 단계; 상기 심전도 신호의 QRS 콤플렉스 구간을 제외한 나머지 구간의 잡음을 필터링하는 단계; 상기 필터링된 심전도 신호에서 현재 주기에 대한 P파형의 최대 피크값이 위치한 x축 좌표와 상기 현재 주기의 한 주기 이전에 대한 T 파형의 최대 피크값이 위치한 x축 좌표의 중간 좌표인 제1 x축 좌표와 상기 제1 x축 좌표에 해당되는 신호 진폭값인 제1 y축 좌표로 이루어진 제1 좌표와 상기 현재 주기의 P 파형의 최대 피크값이 위치한 x축 좌표와 상기 현재 주기의 Q 파형의 최소 피크값이 위치한 x축 좌표의 중간 좌표인 제2 x축 좌표와, 상기 제2 x축 좌표에 해당되는 신호 진폭값인 제2 y축 좌표로 이루어진 제2 좌표를 추출하는 단계; 및 상기 제1 좌표와 상기 제2 좌표를 선형 회귀 분석을 이용하여 부분적 기저선을 추출하는 단계;를 포함한다.

[0014] 바람직한 실시예에 있어서, 상기 QRS 콤플렉스 구간을 제외한 나머지 구간의 잡음을 필터링하는 단계는 미디언 필터에 의해 필터링이 수행된다.

[0015] 바람직한 실시예에 있어서, 상기 기저선 변동 잡음을 생성하는 단계;는 상기 현재 주기에 대한 상기 제2 좌표와 상기 현재 주기의 한 주기 이후에 대한 상기 제1 좌표를 선형 회귀 분석을 이용하여 서로 연결한다.

[0016] 또한, 본 발명은 상기 심전도의 기저선 변동 잡음 제거 방법을 수행하기 위한 기록 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램을 더 제공한다.

발명의 효과

[0018] 본 발명은 다음과 같은 우수한 효과를 가진다.

[0019] 본 발명의 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법 및 컴퓨터 프로그램에 의하면, 심전도 신호 파형 중 QRS 콤플렉스에 영향을 미치지 않도록 미디언 필터를 수행하고 부분적 기저선을 추출하며 추출된 부분적 기저선으로 하나의 기저선 변동 잡음을 예측하여 심전도 신호에 포함된 기저선 변동 잡음을 제거할 수 있으므로, 심전도 신호의 고유 특성이 최대한 왜곡되지 않을 수 있다는 장점이 있다.

[0020] 또한, 본 발명의 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법 및 컴퓨터 프로그램에 의하면, 심전도 신호의 왜곡이 최소화되어 고유 특성이 보존됨으로써, 사용자 인증에 사용될 경우 인증률을 높일 수 있다는 장점이 있다.

도면의 간단한 설명

[0021] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법의 흐름도,

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 부분적 기저선을 추출하기 위한 흐름도,

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 필터가 적용된 심전도 신호 그래프를 보여주는 도면,

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 제1 좌표와 제2 좌표를 설명하기 위한 도면,

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 과정을 보여주는 그래프를 보여주는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0022] 본 발명에서 사용되는 용어는 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어를 선택하였으나, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있는데 이 경우에는 단순한 용어의 명칭이 아닌 발명의 상세한 설명 부분에 기재되거나 사용된 의미를 고려하여 그 의미가 파악되어야 할 것이다.

[0023] 이하, 첨부한 도면에 도시된 바람직한 실시예들을 참조하여 본 발명의 기술적 구성을 상세하게 설명한다.

[0024] 그러나 본 발명은 여기서 설명되는 실시예에 한정되지 않고 다른 형태로 구체화될 수도 있다. 명세서 전체에 걸쳐 동일한 참조번호는 동일한 구성요소를 나타낸다.

[0025] 본 발명의 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법은 입력된 심전도 신호에서 피험자의 고유의 특징이 담긴 QRS 콤플렉스 구간을 제외한 나머지 파형으로부터 선형 회귀분석을 통해 각 신호 주기에 대한 부분적 기저선을 생성하여 하나의 기저선 변동 잡음을 추출하고, 이를 심전도 신호에서 감하므로써, 상기 QRS 콤플렉스의 왜곡없이 상기 심전도 신호에서 상기 기저선 변동 잡음이 제거되는 방법이다.

[0026] 또한, 상기 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법은 실질적으로 컴퓨터에 의해 수행되며 상기 컴퓨터에는 상기 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법이 수행하기 위한 컴퓨터 프로그램이 저장된다.

[0027] 또한, 상기 컴퓨터는 일반적인 퍼스널 컴퓨터뿐만 아니라, 스마트폰이나 태블릿 PC와 같은 스마트 기기를 포함하는 광의의 컴퓨팅 장치를 의미한다.

[0028] 또한, 상기 컴퓨터 프로그램은 별도의 기록 매체에 저장되어 제공될 수 있으며, 상기 기록 매체는 본 발명을 위하여 특별히 설계되어 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수 있다.

[0029] 예를 들면, 상기 기록 매체는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체, CD, DVD와 같은 광 기록 매체, 자기 및 광 기록을 겸할 수 있는 자기-광 기록 매체, 롬, 램, 플래시 메모리 등 단독 또는 조합에 의해 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치일 수 있다.

[0030] 또한, 상기 컴퓨터 프로그램은 프로그램 명령, 로컬 데이터 파일, 로컬 데이터 구조 등이 단독 또는 조합으로 구성된 프로그램일 수 있고, 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라, 인터프리터 등을 사용하여 컴퓨터에 의해 실행될 수 있는 고급 언어 코드로 짜여진 프로그램일 수 있다.

[0031] 이하에서는 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법에 대해 상세히 설명한다.

[0032] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법의 흐름도로, 도 1을 참조하면, 본 발명의 심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거 방법은 크게 심전도 신호를 입력받는 단계(S1000), 부분적 기저선을 계산하는 단계(S2000), 부분적 기저선으로부터 하나의 기저선 변동 잡음을 생성하는 단계(S3000) 및 심전도 신호에서 생성된 기저선 변동 잡음을 감하여 제거하는 단계(S4000)를 포함하여 이루어진다.

[0033] 먼저, 심전도 신호 측정장치를 이용하여 피험자로부터 심전도 신호를 입력받는다(S1000).

[0034] 또한, 상기 심전도 신호는 심장의 박동에 따라 발생하는 활동 전류를 표준 12유도법에 의해 측정되며, 시간에 흐름에 따라 복수 개의 심전도 신호 파형을 갖는다.

[0035] 또한, 복수 개의 심전도 신호 파형은 P파형, QRS 콤플렉스 및 T파형로 이루어지며, 상기 QRS 콤플렉스는 일반적으로 Q파형, R파형 및 S파형을 포함하는 것을 의미한다.

[0036] 또한, 도 1에 도시하진 않았으나, 상기 심전도 신호가 입력된 이후에 특정 주파수 범위의 신호만을 통과시키는 밴드 패스(Band Pass) 필터에 의해 1차적으로 잡음 제거가 수행될 수 있다.

[0037] 다음, 상기 심전도 신호로부터 각 주기에 대한 부분적 기저선을 계산하여 추출한다(S1000).

[0038] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 부분적 기저선을 추출하기 위한 흐름도로, 도 2를 참조하여 상기 부분적 기저선 추출 방법을 상세하게 설명한다.

[0039] 먼저, 상기 심전도 신호로부터 각 주기에 대한 심전도 파형인 P파형, QRS 콤플렉스 및 T파형들을 추출한다(S2100).

[0040] 여기서, 상기 심전도 파형들은 일반적으로 R파형의 최대 피크점을 검출할 수 있는 팬과 톰킨스(Pan and Tompkins) 알고리즘을 기반으로 추출될 수 있다.

[0041] 자세하게는, 상기 QRS 콤플렉스는 상기 팬과 톰킨스 알고리즘을 이용하여 R파형 최대 피크점을 추출 후 상기 R

파형 최대 피크점이 검출된 시간을 기준으로 이전 0.05초가 Q파형, 상기 R파형 최대 피크점이 검출된 시간을 기준으로 이후 0.05초 까지가 S파형으로 설정된다.

[0042] 또한, 상기 P파형은 상기 R파형의 최대 피크점이 검출된 시간을 기준으로 좌측으로 0.05~0.45초 구간으로 설정되며, 상기 T파형은 상기 R파형의 최대 피크점이 검출된 시간을 기준으로 우측으로 0.05~0.45초 구간으로 설정된다.

[0043] 한편, 상기 R파형의 최대 피크점 검출은 상기 팬과 톰킨스 알고리즘 이외에 다양한 공지된 알고리즘을 이용하여 검출될 수 있다.

[0044] 다음, 추출된 P파형, QRS 콤플렉스 및 T파형들 중 QRS 콤플렉스 구간을 제외한 나머지 파형들의 잡음을 제거하기 위해 2차적으로 필터링을 수행한다(S2200).

[0045] 한편, 상기 나머지 파형들의 잡음을 제거하기 위해 사용되는 필터는 미디언(Median) 필터를 사용하는 것이 바람직하다.

[0046] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 필터가 적용된 심전도 신호를 보여주는 그래프로, (a)는 밴드 패스 필터가 적용된 심전도 신호, (b)는 R파형의 최대 피크점이 검출된 심전도 신호, (c)는 QRS 콤플렉스를 제외한 나머지 구간이 미디언 필터가 적용된 심전도 신호를 보여주는 것으로 도 3을 참조하면, 상기 QRS 콤플렉스는 신호가 왜곡되지 않은 상태로 나머지 구간만이 필터링되어 잡음이 일부 제거된 상태로 추출됨을 알 수 있다.

[0047] 다음, 상기 미디언 필터를 이용하여 상기 심전도 신호를 필터링 후에, 필터링된 심전도 신호의 상기 P파형, Q파형 및 T파형을 이용하여 제1 좌표와 제2 좌표를 추출한다(S2300).

[0048] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 제1 좌표와 제2 좌표의 추출 방법을 설명하기 위한 도면으로, 도 4를 참조하여 상기 제1 좌표와 상기 제2 좌표를 자세히 설명한다.

[0049] 먼저, 상기 제1 좌표(100,$M_{TP}(x_1,y_1)$)는 현재 주기(n)의 한 주기 이전(n-1)에 해당되는 T파형의 최대 피크점(12)이 위치한 시간 지점인 x축 지점과 현재 주기(n)에 해당되는 P파형의 최대 피크점(10)이 위치한 시간 지점인 x축 지점의 중간에 위치한 시간 시점인 제1 x축(x_1), 상기 제1 x축에 해당되는 신호 진폭값인 제1 y축(y_1)을 포함하여 이루어진다.

[0050] 또한, 상기 제2 좌표(200,$M_{PQ}(x_2,y_2)$)는 현재 주기(n)에 해당되는 P파형의 최대 피크점(10)이 위치한 시간 지점인 x축 지점과 Q파형의 최소 피크점(11)이 위치한 시간 지점인 x축 지점의 중간에 위치한 시간 시점인 제2 x축(x_2), 상기 제2 x축(x_2)에 해당되는 신호 진폭값인 제2 y축(y_2)을 포함하여 이루어진다.

[0051] 즉, 상기 제1 좌표(100,$M_{TP}(x_1,y_1)$)는 현재 주기(n)의 P파형의 최대 피크점(10)과 상기 현재 주기의 한 주기 이전(n-1)의 T파형의 최대 피크점(12)의 중간에 위치한 시간과 신호 진폭값이며, 상기 제2 좌표(200,$M_{PQ}(x_2,y_2)$)는 현재 주기(n)의 P파형의 최대 피크점(10)과 Q파형의 최소 피크점(11)의 중간에 위치한 시간과 신호 진폭값이다.

[0052] 다음, 상기 제1 좌표(100,$M_{TP}(x_1,y_1)$)와 상기 제2 좌표(200,$M_{PQ}(x_2,y_2)$)를 추출한 후에 부분적 기저선을 생성한다(S2400).

[0053] 여기서, 상기 부분적 기저선은 선형 회귀(Linear Regression) 분석을 이용하여 추출하였으며, 상기 부분적 기저선을 추출하기 위한 선형 회귀식은 아래의 수학식 1과 같다.

수학식 1

[0054] $$y = Wx + \beta$$

[0055] 여기서 종속변수 y는 신호 진폭값의 추정치를 나타내며, W는 기울기 추정치, 독립변수 x는 심전도가 측정된 시간 및 β는 Y 절편 추정치를 나타낸다.

[0056] 또한, 상기 기울기 추정치 W와 상기 Y 절편 추정치 β는 아래의 수학식 2와 수학식 3을 통해 각각 산출될 수 있

다.

수학식 2

$$W=\frac{y_2-y_1}{x_2-x_1}$$

[0057]

수학식 3

$$\beta=y_1-\frac{y_2-y_1}{x_2-x_1}\cdot x_1$$

[0058]

[0059] 따라서, 상기 수학식들에 상기 제1 좌표(100,$M_{tp}(x_1,y_1)$)와 상기 제2 좌표(200,$M_{PQ}(x_2,y_2)$)를 대입함으로써, 심전도 신호의 각 주기에 해당되는 부분적 기저선을 추출할 수 있다.

[0060] 다음, 심전도 신호의 각 주기에 해당되는 부분적 기저선을 서로 연결하여 하나의 기저선 변동 잡음(이하, "추정된 기저선 변동 잡음" 이라함)을 생성한다(S3000).

[0061] 또한, 상기 추정된 기저선 변동 잡음을 생성하기 위해 심전도 신호의 각 주기에 해당되는 제1 좌표(100,$M_{tp}(x_1,y_1)$)와 제2 좌표(200,$M_{PQ}(x_2,y_2)$)를 이용하며, 상세하게는 현재 주기(n)에 해당되는 제2 좌표(200,$M_{PQ}(x_2,y_2)$)와 현재 주기(n)의 한 주기 이후(n+1)에 해당되는 제1 좌표(100,$M_{tp}(x_1,y_1)$)를 상기 부분적 기저선을 계산하는 수학식들에 대입하여 서로 연속적으로 연결될 수 있다.

[0062] 다음, 상기 필터링된 심전도 신호에서 기저선 변동 잡음을 제거한다(S4000).

[0063] 상세하게는 상기 필터링된 심전도 신호에 상기 추정된 기저선 변동 잡음을 감하게되며, 이에 의해 상기 필터링된 심전도 신호에 포함된 기저선 변동 잡음이 제거되게 된다.

[0064] 한편, 상기 추정된 기저선 변동 잡음을 상기 필터링된 심전도 신호에 감하기 위해서는 영점을 조절 후에 진행하는 것이 바람직하며, 본 발명에서는 상기 영점을 상기 추정된 기저선 변동 잡음의 평균값을 기준으로 진행하였다.

[0065] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 기저선 변동 잡음 제거 과정을 보여주는 그래프로, (a)는 입력된 심전도 신호의 그래프, (b)는 필터링된 심전도 신호의 제1 좌표와 제2 좌표의 시간 지점 추출 결과, (c)는 필터링된 심전도 신호로부터 추정된 기저선 잡음을 보여주는 결과, (d)는 추정된 기저선 변동 잡음을 필터링된 심전도 신호에서 제거한 결과를 나타낸다.

[0066] 도 5를 참조하면, 본 발명의 심전도 신호 기저선 변동 잡음 제거 방법을 이용하여 심전도 신호의 기저선 변동 잡음을 제거한 결과 QRS 콤플렉스 구간의 왜곡없이 기저선 변동 잡음이 제거된 것을 확인할 수 있다.

[0067] 따라서, 본 발명의 심전도 신호 기저선 변동 잡음 제거 방법은 피험자의 고유 심전도 특성을 최대한 유지한 상태로 기저선 변동 잡음을 제거할 수 있다.

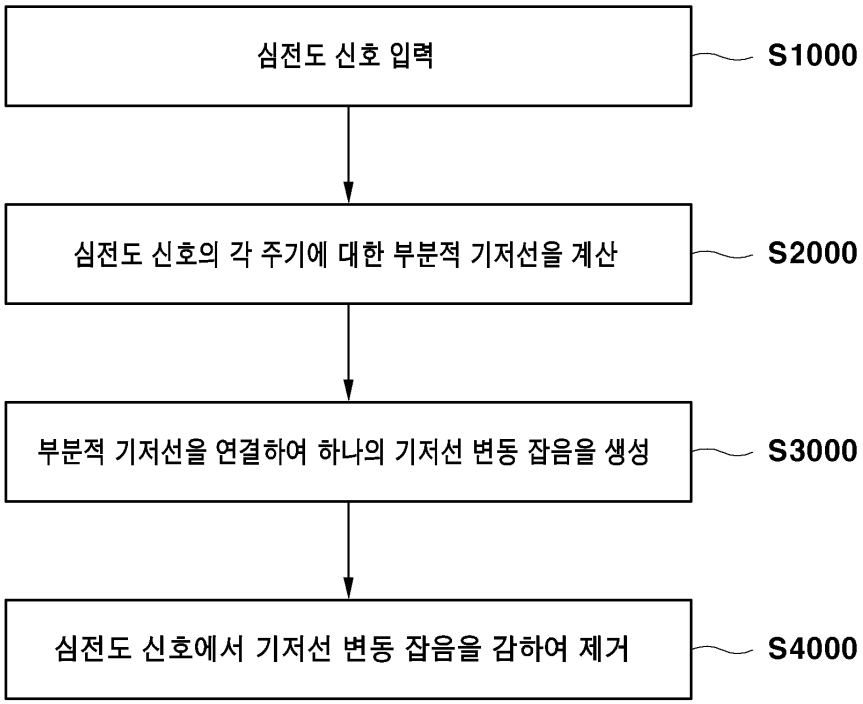
[0068] 이상에서 살펴본 바와 같이 본 발명은 바람직한 실시예를 들어 도시하고 설명하였으나, 상기한 실시예에 한정되지 아니하며 본 발명의 정신을 벗어나지 않는 범위 내에서 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 다양한 변경과 수정이 가능할 것이다.

부호의 설명

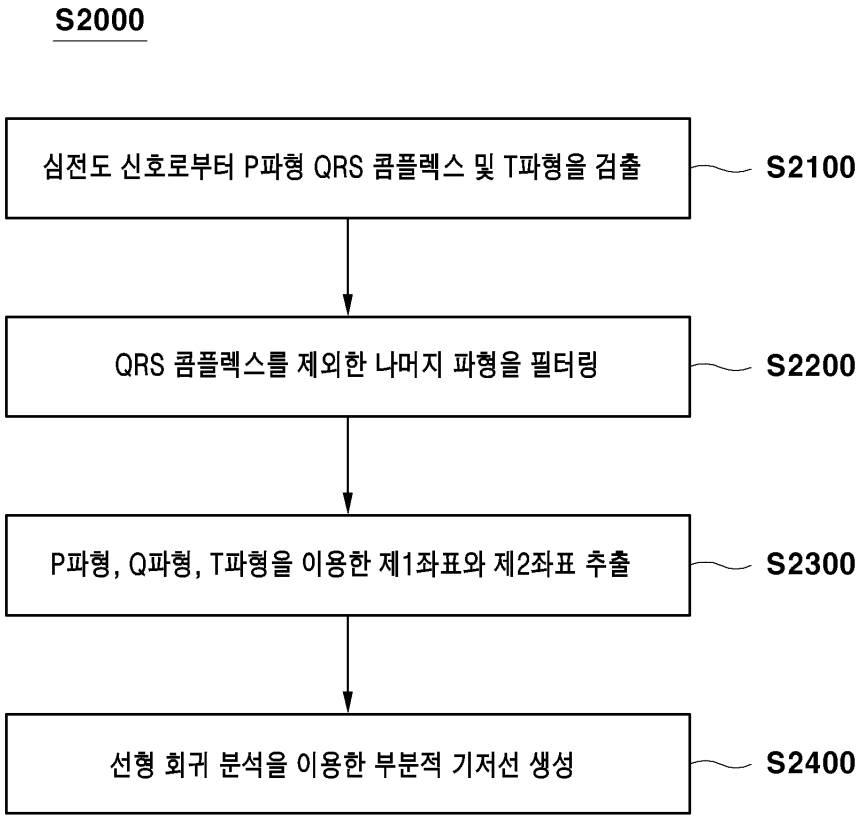
[0070] 100:제1 좌표 200:제2 좌표

도면

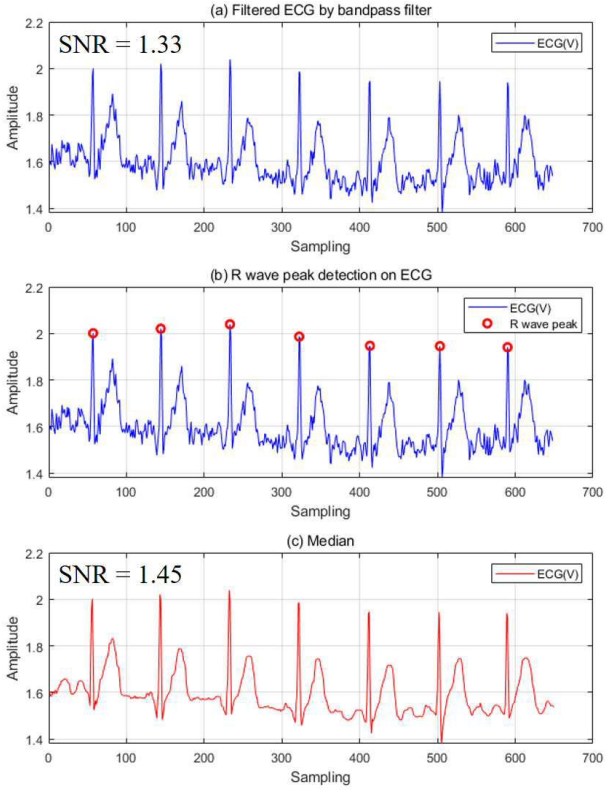
도면1



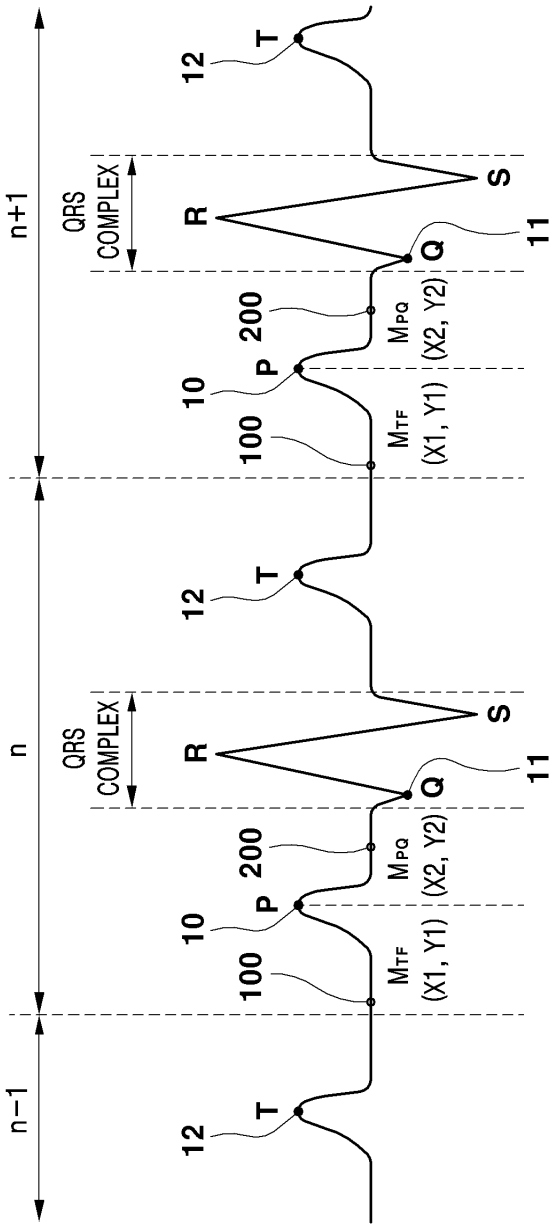
도면2


S2000
심전도 신호로부터 P파형 QRS 콤플렉스 및 T파형을 검출
S2100
QRS 콤플렉스를 제외한 나머지 파형을 필터링
S2200
P파형, Q파형, T파형을 이용한 제1좌표와 제2좌표 추출
S2300
선형 회귀 분석을 이용한 부분적 기저선 생성
S2400

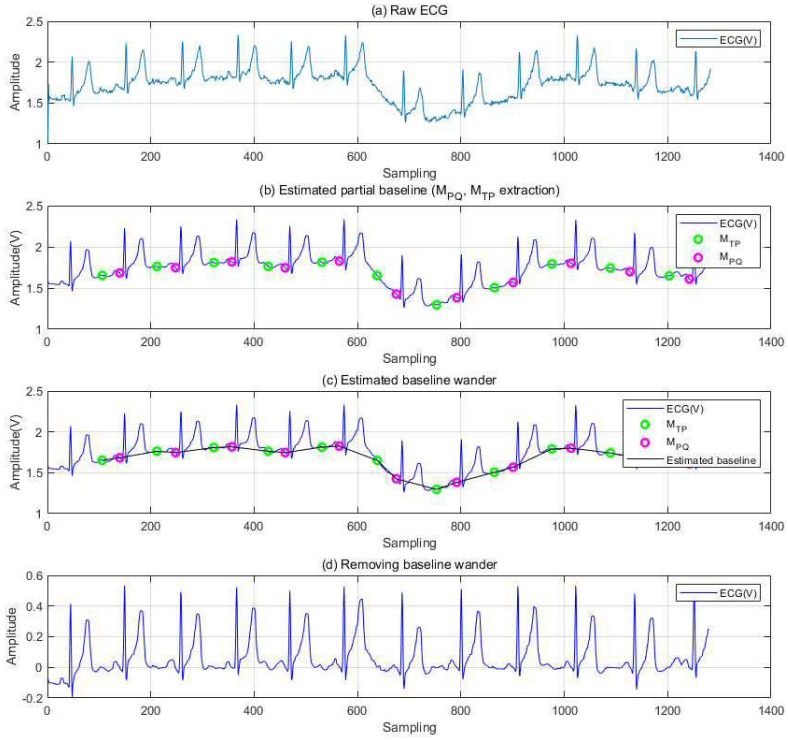
도면3


(a) Filtered ECG by bandpass filter
SNR = 1.33
ECG(V)
Amplitude
Sampling
(b) R wave peak detection on ECG
ECG(V)
R wave peak
Amplitude
Sampling
(c) Median
SNR = 1.45
ECG(V)
Amplitude
Sampling

도면4


n+1
n
n−1
QRS COMPLEX
QRS COMPLEX
T
S
R
Q
P
12
11
10
200
100
MPQ
MTF
(X1, Y1)
(X2, Y2)

도면5


(a) Raw ECG
ECG(V)
Amplitude
Sampling
(b) Estimated partial baseline (M_{PQ}, M_{TP} extraction)
ECG(V)
M_{TP}
M_{PQ}
Amplitude(V)
Sampling
(c) Estimated baseline wander
ECG(V)
M_{TP}
M_{PQ}
Estimated baseline
Amplitude(V)
Sampling
(d) Removing baseline wander
ECG(V)
Amplitude
Sampling