



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0000664
(43) 공개일자 2018년01월03일

- | | |
|--|---|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/0456 (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
A61B 5/02405 (2013.01)
A61B 5/0456 (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2016-0133832</p> <p>(22) 출원일자 2016년10월14일
심사청구일자 2017년08월02일</p> <p>(30) 우선권주장
1020160078278 2016년06월22일 대한민국(KR)</p> | <p>(71) 출원인
한국전자통신연구원
대전광역시 유성구 가정로 218 (가정동)</p> <p>(72) 발명자
양희성
대전광역시 유성구 지족동 열매마을5단지
모상현
대전광역시 서구 둔산2동 샘머리아파트
(뒷면에 계속)</p> <p>(74) 대리인
특허법인 고려</p> |
|--|---|

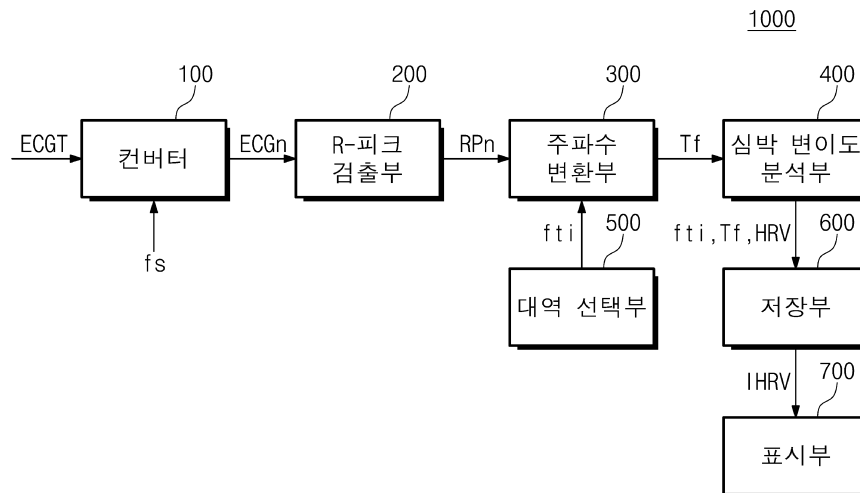
전체 청구항 수 : 총 16 항

(54) 발명의 명칭 심박 변이도 분석 장치 및 이를 이용한 심박 변이도 검출 방법

(57) 요약

본 발명은 심박 변이도 분석 장치 및 이를 이용한 심박 변이도 검출 방법에 관한 것이다. 본 발명의 실시예에 따른 심박 변이도 분석 장치는 컨버터, R-피크 검출부, 주파수 변환부, 및 심박 변이도 분석부를 포함한다. 컨버터는 아날로그 심전도 신호를 디지털 심전도 신호로 변환한다. R-피크 검출부는 디지털 심전도 신호를 수신하여 R-피크 값을 검출하고, R-피크 값에 근거하여 RR 간격 시계열 신호를 생성한다. 주파수 변환부는 주파수 이동부, 저역 통과 필터, 및 고속 푸리에 변환부를 포함한다. 주파수 이동부는 RR 간격 시계열 신호에서 대상 주파수 대역의 신호를 추출하여 대상 주파수 신호를 생성한다. 심박 변이도 분석부는 대상 주파수 신호에 근거하여 심박 변이도 신호를 생성한다. 본 발명의 실시예에 따르면, 심박 변이도의 주파수 영역을 정밀하게 분석할 수 있다.

대표도 - 도3



(52) CPC특허분류

A61B 5/7225 (2013.01)

A61B 5/7235 (2013.01)

(72) 발명자

이강복

대전시 서구 계룡로 583번길 12, LIG리가@ 101동 1106호

김정균

대전광역시 동구 가양로80번길 81

명승일

대전 유성구전민로 71, 삼성푸른아파트 113-303호

방효찬

대전시 유성구 은비구남로 56 열매마을아파트 902동 1401호

신동범

대전시 서구 청사서로 41 백합아파트 101동 905호

이상연

대전시 서구 청사서로 281 샘머리아파트 201동 1205호

이혜선

대전광역시 서구 괴정로149번길 6

정재영

대전광역시 유성구 반석동 반석마을5단지아과

한규원

대전광역시 서구 둔산2동 샘머리아파트

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711035287

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터(IITP)

연구사업명 ETRI연구개발지원사업

연구과제명 정신 질환의 모니터링 및 징후 예측을 위한 피부 부착형 센서 모듈 개발

기 여 율 1/1

주관기관 한국전자통신연구원

연구기간 2016.03.01 ~ 2017.02.28

명세서

청구범위

청구항 1

QRS파를 포함하는 아날로그 심전도 신호를 수신하여 디지털 심전도 신호로 변환하는 컨버터;

상기 디지털 심전도 신호를 수신하여 R-피크 값을 검출하고, 상기 R-피크 값에 근거하여 RR 간격 시계열 신호를 생성하는 R-피크 검출부;

상기 RR 간격 시계열 신호에서 대상 주파수 대역의 신호를 추출하여 대상 주파수 신호를 생성하는 주파수 변환부; 및

상기 대상 주파수 신호에 근거하여 상기 대상 주파수 대역에 대한 심박 변이도 신호를 생성하는 심박 변이도 분석부를 포함하고,

상기 주파수 변환부는,

상기 RR 간격 시계열 신호의 상기 대상 주파수 대역을 기저 대역으로 이동시켜 시프팅 검출 신호를 생성하는 주파수 이동부;

상기 시프팅 검출 신호를 수신하고, 상기 기저 대역의 상기 시프팅 검출 신호를 통과시키는 저역 통과 필터; 및

상기 저역 통과 필터를 통과한 시프팅 검출 신호에 근거하여 대상 주파수 신호를 생성하는 고속 푸리에 변환부를 포함하는 심박 변이도 분석 장치.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 주파수 이동부는,

I(In-phase) 채널 신호와 Q(quadrature-phase) 채널 신호를 포함하는 상기 시프팅 검출 신호를 생성하는 심박 변이도 분석 장치.

청구항 3

제2 항에 있어서,

상기 주파수 이동부는,

상기 RR 간격 시계열 신호에 제1 정현 신호를 곱하여 I 채널 신호를 생성하고, 상기 RR 간격 시계열 신호에 제2 정현 신호를 곱하여 Q 채널 신호를 생성하고,

상기 제1 정현 신호 및 상기 제2 정현 신호는 90도의 위상차를 갖고, 상기 제1 정현 신호 및 상기 제2 정현 신호의 주파수는 상기 대상 주파수 대역의 중심 주파수에 근거하는 심박 변이도 분석 장치.

청구항 4

제1 항에 있어서,

상기 컨버터는,

샘플링 주파수로 샘플링된 상기 디지털 심전도 신호를 생성하는 심박 변이도 분석 장치.

청구항 5

제4 항에 있어서,

상기 주파수 변환부는,

상기 저역 통과 필터를 통과한 상기 시프팅 검출 신호의 샘플링 레이트를 감소시키는 데시메이터를 더 포함하는

심박 변이도 분석 장치.

청구항 6

제4 항에 있어서,

상기 주파수 변환부는,

상기 저역 통과 필터를 통과한 상기 시프팅 검출 신호에 제로 데이터를 삽입하는 데이터 삽입부를 더 포함하는 심박 변이도 분석 장치.

청구항 7

제1 항에 있어서,

상기 주파수 변환부에 대상 주파수 대역 모드에 대응되는 대상 주파수 대역 정보를 제공하는 대역 선택부를 더 포함하는 심박 변이도 분석 장치.

청구항 8

제7 항에 있어서,

상기 대상 주파수 대역 모드는,

고주파수 대역 모드, 저주파수 대역 모드, 및 초저주파수 대역 모드를 포함하고,

상기 대역 선택부는,

상기 고주파수 대역 모드에서 상기 고주파수 대역 정보를 상기 주파수 변환부에 제공하고, 상기 저주파수 대역 모드에서 상기 저주파수 대역 정보를 상기 주파수 변환부에 제공하고, 상기 초저주파수 대역 모드에서 상기 초저주파수 대역 정보를 상기 주파수 변환부에 제공하는 심박 변이도 분석 장치.

청구항 9

제8 항에 있어서,

상기 대상 주파수 대역은 고주파수 대역을 포함하고,

상기 고주파수 대역은 0.15 내지 0.4 Hz 사이의 대역을 포함하는 심박 변이도 분석 장치.

청구항 10

제8 항에 있어서,

상기 대상 주파수 대역은 저주파수 대역을 포함하고,

상기 저주파수 대역은 0.04 내지 0.15 Hz 사이의 대역을 포함하는 심박 변이도 분석 장치.

청구항 11

제8 항에 있어서,

상기 대상 주파수 대역은 초저주파수 대역을 포함하고,

상기 초저주파수 대역은 0.003 내지 0.04 Hz 사이의 대역을 포함하는 심박 변이도 분석 장치.

청구항 12

제1 항에 있어서,

상기 심박 변이도 신호는 상기 대상 주파수 대역의 파워 스펙트럼 신호를 포함하는 심박 변이도 분석 장치.

청구항 13

제12 항에 있어서,

상기 대상 주파수 대역은 고주파수 대역 및 저주파수 대역을 포함하고,

상기 심박 변이도 분석부는 상기 파워 스펙트럼 신호에 근거하여 상기 고주파수 대역의 파워값, 상기 저주파수 대역의 파워값, 및 상기 고주파수 대역에 대한 상기 저주파수 대역의 파워비 중 적어도 하나를 산출하는 심박 변이도 분석 장치.

청구항 14

심전도 신호를 수신하는 단계;

상기 심전도 신호의 R-피크 값을 검출하는 단계;

상기 R-피크 값에 근거하여 생성된 RR 간격 시계열 신호의 대상 주파수 대역을 추출하여 대상 주파수 신호를 생성하는 주파수 변환단계; 및

상기 대상 주파수 신호에 근거하여 상기 대상 주파수 대역에 대한 심박 변이도 신호를 계산 및 분석하는 단계를 포함하고,

상기 주파수 변환단계는,

상기 RR 간격 시계열 신호의 상기 대상 주파수 대역을 기저 대역으로 이동시키는 단계;

상기 기저 대역으로 이동한 RR 간격 시계열 신호를 저역 통과 필터로 필터링하는 단계; 및

상기 필터링된 RR 간격 시계열 신호를 고속 푸리에 변환하는 단계를 포함하는 심박 변이도 검출 방법.

청구항 15

제14 항에 있어서,

상기 주파수 변환 단계는,

상기 RR 간격 시계열 신호를 I(In-phase) 채널 신호와 Q(quadrature-phase) 채널 신호로 분류하는 단계를 더 포함하는 심박 변이도 검출 방법.

청구항 16

제15 항에 있어서,

상기 주파수 변환 단계는,

상기 필터링된 RR 간격 시계열 신호의 샘플링 레이트를 감소시키는 단계; 및

상기 필터링된 RR 간격 시계열 신호에 제로 데이터를 삽입하는 단계를 더 포함하는 심박 변이도 검출 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 심박 변이도의 검출 및 분석에 관한 것으로, 좀 더 상세하게는 심박 변이도 분석 장치 및 이를 이용한 심박 변이도 검출 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 자율 신경계는 장기 기능과 물질대사를 조절하고 체내/외적인 환경 요인의 변화에 대하여 적절한 균형을 도모함으로써 생명 유지 활동 및 체내 항상성의 유지와 관련된다. 자율 신경계는 다양한 정신 질환, 신체 질환, 및 스트레스성 질환과 관련된다. 따라서, 자율 신경계의 상태를 분석함으로써 환경적인 스트레스를 평가할 수 있다. 심박 변이도 분석은 교감 신경 및 부교감 신경의 상태를 정량적으로 평가할 수 있다.

[0003] 심박 변이도의 분석 방법은 시간 영역 분석 방법 및 주파수 영역 분석 방법을 포함한다. 시간 영역 분석 방법은 QRS 파의 시간 간격에 근거하여 심박 변이도를 분석하는 방법이다. 예를 들어, 시간 영역 분석 방법은 SDNN, SDANN, RMSSD, NN50, pNN50 등이 있다. 시간 영역 분석 방법은 계산이 용이하나, 교감 신경계 및 부교감 신경계의 활성도를 구분하거나 자율 신경계의 균형성을 정량화하여 보여주지 못하는 단점을 갖는다.

[0004] 한편, 주파수 영역 분석 방법은 심박 변이도의 주파수 대역별 특성을 검출하여 해당 대역의 파워값을 평가하는 방법이다. 주파수 영역 분석 방법은 교감 신경계 및 부교감 신경계와 관계되는 자율 신경계의 균형성을 정량화하여 보여줄 수 있다. 따라서, 주파수 영역 분석을 위한 심박 변이도 분석 장치 및 방법에 대한 요구가 지속적으로 제기되고 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 발명은 심박 변이도의 주파수 영역을 정밀하게 분석할 수 있는 심박 변이도 분석 장치 및 이를 이용한 심박 변이도 검출 방법을 제공할 수 있다.

과제의 해결 수단

[0006] 본 발명의 실시예에 따른 심박 변이도 분석 장치는 컨버터, R-피크 검출부, 주파수 변환부, 및 심박 변이도 분석부를 포함한다.

[0007] 컨버터는 QRS파를 포함하는 아날로그 심전도 신호를 수신하여 디지털 심전도 신호로 변환한다. 컨버터는 샘플링 주파수로 샘플링된 디지털 심전도 신호를 생성한다.

[0008] R-피크 검출부는 디지털 심전도 신호를 수신하여 R-피크 값을 검출하고, R-피크 값에 근거하여 RR 간격 시계열 신호를 생성한다.

[0009] 주파수 변환부는 RR 간격 시계열 신호에서 대상 주파수 대역의 신호를 추출하여 대상 주파수 신호를 생성한다. 주파수 변환부는 주파수 이동부, 저역 통과 필터, 데시메이터, 데이터 삽입부, 및 고속 푸리에 변환부를 포함한다.

[0010] 주파수 이동부는 RR 간격 시계열 신호의 대상 주파수 대역을 기저 대역으로 이동시켜 시프팅 검출 신호를 생성한다. 주파수 이동부는 RR 간격 시계열 신호에 제1 정현 신호를 곱하여 I 채널 신호를 생성하고, RR 간격 시계열 신호에 제2 정현 신호를 곱하여 Q 채널 신호를 생성한다. 제1 정현 신호 및 제2 정현 신호는 90도의 위상차를 갖고, 제1 정현 신호 및 제2 정현 신호의 주파수는 대상 주파수 대역의 중심 주파수에 근거한다. 저역 통과 필터는 시프팅 검출 신호를 수신하고, 기저 대역의 시프팅 검출 신호를 통과시킨다. 데시메이터는 시프팅 검출 신호의 샘플링 레이트를 감소시킨다. 데이터 삽입부는 시프팅 검출 신호에 제로 데이터를 삽입한다.

[0011] 심박 변이도 분석부는 대상 주파수 신호에 근거하여 대상 주파수 대역에 대한 심박 변이도 신호를 생성한다. 심박 변이도 신호는 대상 주파수 대역의 파워 스펙트럼 신호를 포함할 수 있다. 심박 변이도 분석부는 파워 스펙트럼 신호에 근거하여 고주파수 대역의 파워값, 저주파수 대역의 파워값, 초저주파수 대역의 파워값, 및 고주파수 대역에 대한 저주파수 대역의 파워비 중 적어도 하나를 산출할 수 있다.

[0012] 심박 변이도 분석 장치는 대상 주파수 대역 모드에 대응되는 대상 주파수 정보를 주파수 변환부에 제공하는 대역 선택부를 더 포함할 수 있다. 대상 주파수 대역 모드는 고주파수 대역 모드, 저주파수 대역 모드, 및 초저주파수 대역 모드를 포함할 수 있다.

[0013] 본 발명의 실시예에 따른 심박 변이도 검출 방법은 심전도 신호를 수신하는 단계, R-피크 값을 검출하는 단계, 주파수 변환 단계, 및 심박 변이도 신호를 계산 및 분석하는 단계를 포함한다. 주파수 변환 단계는 RR 간격 시계열 신호의 대상 주파수 대역을 기저 대역으로 이동시키는 단계, 저역 통과 필터로 필터링하는 단계, RR 간격 시계열 신호의 샘플링 레이트를 감소시키는 단계, RR 간격 시계열 신호에 제로 데이터를 삽입하는 단계, 및 고속 푸리에 변환 단계를 포함한다.

발명의 효과

[0014] 본 발명의 실시예에 따른 심박 변이도 분석 장치 및 이를 이용한 심박 변이도 검출 방법은 대상 주파수 대역의 심박 변이도를 검출하여 정밀하게 분석할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0015] 도 1은 심전도 신호의 파형을 도시한 그래프이다.

도 2는 심박 변이도 신호의 파형을 도시한 그래프이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 심박 변이도 분석 장치의 블록도이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 주파수 변환부의 블록도이다.

도 5 내지 도 8은 도 4의 주파수 변환부가 대상 주파수 대역의 신호를 검출하는 과정을 설명하기 위한 그래프이다.

도 9은 본 발명의 다른 실시예에 따른 심박 변이도 분석 장치의 블록도이다.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 심박 변이도 검출 방법을 도시한 순서도이다.

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 주파수를 변환하는 단계를 도시한 순서도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0016] 아래에서는, 본 발명의 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명을 용이하게 실시할 수 있을 정도로, 본 발명의 실시 예들이 명확하고 상세하게 기재된다.

[0017] 도 1은 심전도 신호의 파형을 도시한 그래프이다.

[0018] 심전도(Electrocardiogram, ECG)는 심장의 박동에 따라 심근에서 발생하는 전기적 활동을 그래프로 나타낸 것이다. 도 1을 참조하면, 심전도 신호는 P파, Q파, R파, S파, 및 T파를 포함한다. 도 1은 1회의 심장 박동에 의한 P파, Q파, R파, S파, 및 T파를 도시하였으나, 이러한 파형은 반복되어 형성된다.

[0019] P파는 심방의 수축에 기인한다. P파와 Q파 사이의 간격은 심방의 전기적 자극이 방실결절에 전도되는 시간에 대응된다. 일반적으로, P파와 Q파 사이의 간격은 0.2초 이내로 형성된다. Q파는 심장의 전기적 활동 전류가 감소하는 하향파이다. R파는 Q파 이후 심장의 전기적 활동 전류가 증가하는 상향파이다. R파에 의하여 심전도는 최대값을 갖게 되고, 이러한 최대값은 R-피크 값으로 정의된다. S파는 R파 이후 심장의 전기적 활동 전류가 감소하는 하향파이다. Q파, R파, 및 S파는 심실근의 탈분극 과정에 기인한다. T파는 탈분극에 의한 심실의 수축 이후 회복되어 이완되는 재분극 과정에 기인한다. Q파, R파, 및 S파는 QRS파로 정의되고, QRS파는 동방결절에서 시작한 전기 자극이 방실결절을 거쳐 심실로 전도되어 심실을 수축시키는 탈분극에 의하여 발생한다. 일반적으로, QRS파는 0.06초 내지 0.1초 사이에 형성된다.

[0020] 도 1의 심전도 신호의 파형은 시간에 대한 심장의 전기적 활동을 도시한 것이다. 본 발명의 심박 변이도 분석 장치는 심전도 신호의 파형의 R-피크 값을 검출하고, R-피크 값들 사이의 간격을 연속적으로 보여주는 심박수 타코그램(heart rate tachogram)의 파형을 주파수 변환하여 심박 변이도의 주파수 영역을 분석할 수 있다. 구체적인 심전도 신호의 주파수 변환 및 심박 변이도 신호 생성 과정은 후술된다.

[0021] 도 2는 심박 변이도 신호의 파형을 도시한 그래프이다.

[0022] 심박 변이도(Heart rate variability, HRV)는 심박수의 박동간 변동을 의미하고, 심박의 순간 주기를 측정하여 주기의 변화량이 검출될 수 있다. 심박 변이도는 교감 신경 및 부교감 신경의 상호 작용을 반영할 수 있다.

[0023] 도 2를 참조하면, 심박 변이도 신호의 파형으로 주파수 영역에 대한 파워 스펙트럼 밀도(Power spectral density, PSD)가 도시되어 있다. R-피크 값들 사이의 간격과 같이 심박동 사이의 간격이 시간 단위로 측정되고, 이러한 시간 간격들은 주파수 변환을 위한 신호를 생성한다. 파워 스펙트럼 계산시 신호의 단위는 제곱된다. 심박 변이도 분석은 시간 측정으로부터 얻어지는 R-피크 값들 사이의 간격을 근거로 파워 스펙트럼을 계산하므로, 세로축의 단위는 msec^2 단위로 정의된다.

[0024] 심박 변이도 신호의 파형은 고주파수 대역(High frequency band, HF), 저주파수 대역(Low frequency band, LF), 및 초저주파수 대역(Very low frequency band, VLF)으로 구분된다. 고주파수 대역, 저주파수 대역, 및 초저주파수 대역 각각의 파워값은 교감 신경계 또는 부교감 신경계의 활동성을 판단하기 위하여 이용될 수 있다.

[0025] 고주파수 대역(HF)은 0.15 내지 0.4 Hz 사이의 주파수 대역으로 정의된다. 고주파수 대역(HF)은 부교감 신경계의 활동성에 대한 지표로 활용될 수 있다. 고주파수 대역(HF)은 호흡 주기와 관련된다. 고주파수 대역(HF)은 심장의 전기적인 안정도와 관련된다. 따라서, 고주파수 대역(HF)의 파워값의 분석으로 심폐의 활동성 및 심장의 전기적 안정도 등을 판단할 수 있다.

- [0026] 저주파수 대역(LF)은 0.04 내지 0.15 Hz 사이의 주파수 대역으로 정의된다. 저주파수 대역(LF)은 압수용체 반사 또는 혈압 조절 등에 의한 심박수 변화와 관련된다. 저주파수 대역(LF)은 교감 신경계의 활동성에 대한 지표로 활용될 수 있다. 예를 들어, 편두통 환자와 같은 교감 신경계의 활동성이 과잉으로 나타나는 경우, 저주파수 대역(LF)의 변동폭이 크게 나타난다. 다만, 이에 제한되지 않고, 저주파수 대역(LF)은 교감 신경계 및 부교감 신경계의 활동성에 대한 지표로 활용될 수 있다.
- [0027] 초저주파수 대역(VLF)은 0.003 내지 0.04 Hz 사이의 대역으로 정의된다. 초저주파수 대역(VLF)은 교감 신경계의 활동성에 대한 지표로 활용될 수 있다. 예를 들어, 수면무호흡증 환자는 무호흡 동안 교감 신경이 자극되어 초저주파수 대역(VLF)의 파워값이 증가할 수 있다. 또한, 초저주파수 대역(VLF)은 체온 조절, 호르몬, 및 혈관 운동 등에 대한 지표로 활용될 수 있다.
- [0028] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 심박 변이도 분석 장치의 블록도이다.
- [0029] 도 3을 참조하면, 심박 변이도 분석 장치(1000)는 컨버터(100), R-피크 검출부(200), 주파수 변환부(300), 심박 변이도 분석부(400), 대역 선택부(500), 저장부(600), 및 표시부(700)를 포함한다.
- [0030] 컨버터(100)는 아날로그 신호를 수신하여 디지털 신호로 변환한다. 컨버터(100)는 아날로그 심전도 신호(ECGT)를 수신하여 디지털 심전도 신호(ECGn)로 변환한다. 컨버터(100)는 심전도 센서(미도시)와 연결되고, 사용자의 심전도를 감지한 심전도 센서는 컨버터(100)에 아날로그 심전도 신호(ECGT)를 제공한다. 아날로그 심전도 신호(ECGT)는 특정된 측정 시간 동안 컨버터(100)를 이용하여 디지털 심전도 신호(ECGn)로 변환된다. 디지털 심전도 신호(ECGn)는 이산 신호일 수 있다.
- [0031] 컨버터(100)는 샘플링 신호(fs)를 수신한다. 샘플링 신호(fs)는 심전도 신호의 샘플링 주파수에 대한 정보를 포함한다. 샘플링 주파수 값은 200 내지 500 Hz 사이에 형성될 수 있으나, 이에 제한되지 않는다. 컨버터(100)는 샘플링 신호(fs)에 근거하여 변환된 디지털 심전도 신호(ECGn)의 데이터 양을 결정할 수 있다. 샘플링 신호(fs)의 주파수 값이 크면 높은 안정성을 갖는 디지털 심전도 신호(ECGn)가 생성될 수 있고, 샘플링 신호(fs)의 주파수 값이 작으면 적은 데이터를 갖는 디지털 심전도 신호(ECGn)가 생성될 수 있다.
- [0032] R-피크 검출부(200)는 컨버터(100)로부터 디지털 심전도 신호(ECGn)를 수신한다. R-피크 검출부(200)는 디지털 심전도 신호(ECGn)로부터 R-피크 값을 검출한다. R-피크 검출부(200)는 R-피크 값을 검출하기 위한 QRS파 검출 알고리즘을 포함할 수 있다. 예를 들어, R-피크 검출부(200)는 Pan & Tompkins 알고리즘 또는 Hamilton & Tompkins 알고리즘을 포함할 수 있다. R-피크 검출부(200)는 QRS파 검출 알고리즘을 통하여 측정 시간 동안 존재하는 복수의 R파들을 검출하고, 각 R파들의 피크값인 R-피크 값을 순차적으로 검출한다.
- [0033] R-피크 검출부(200)는 순차적으로 검출된 R-피크 값에 근거하여 RR 간격 시계열 신호(RPn)를 생성한다. R-피크 검출부(200)는 시간의 경과에 따라 순차적으로 검출된 R-피크 값들 사이의 간격인 RR 간격(R-peak to R-peak Interval, RRI)을 계산한다. R-피크 검출부(200)는 RR 간격(RRI)을 보간(interpolation)하여 RRI 타코그램(Tachogram)에 대응되는 RR 간격 시계열 신호(RPn)를 생성할 수 있다. 예를 들어, R-피크 검출부(200)는 RR 간격(RRI)의 연속적인 정보에 근거하여 RR 간격(RRI)의 지속시간의 표본밀도분포 또는 인접한 RR 간격(RRI) 차이의 표본밀도분포와 같은 기하학적 패턴으로 변환하기 위한 보간을 통하여 RR 간격 시계열 신호(RPn)를 생성할 수 있다.
- [0034] 주파수 변환부(300)는 R-피크 검출부(200)로부터 RR 간격 시계열 신호(RPn)를 수신한다. 주파수 변환부(300)는 RR 간격 시계열 신호(RPn)의 대상 주파수 대역(ft)을 추출하여 대상 주파수 신호(Tf)를 생성한다. 주파수 변환부(300)는 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform, FFT)을 이용하여 RR 간격 시계열 신호(RPn)를 주파수계열의 신호로 변환할 수 있다.
- [0035] 주파수 변환부(300)는 RR 간격 시계열 신호(RPn)의 주파수 변환을 수행하기 이전에 RR 간격 시계열 신호(RPn)의 대상 주파수 대역(ft)에 대응되는 신호 값을 추출할 수 있다. 대상 주파수 대역(ft)에 대응되는 신호 값을 추출하기 위하여, 주파수 변환부(300)는 후술될 대역 선택부(500)로부터 대상 주파수 대역 정보(fti)를 입력받는다.
- [0036] 대상 주파수 대역(ft)은 RR 간격 시계열 신호(RPn)에서 분석의 대상이 되는 주파수 대역을 의미한다. 예를 들어, 분석의 대상이 고주파수 대역(HF)인 경우, 대상 주파수 대역(ft)은 0.15 내지 0.4 Hz 사이의 대역을 포함할 수 있다. 분석의 대상이 저주파수 대역(LF)인 경우, 대상 주파수 대역(ft)은 0.04 내지 0.15 Hz 사이의 대역을 포함할 수 있다. 분석의 대상이 초저주파수 대역(VLF)인 경우, 대상 주파수 대역(ft)은 0.003 내지 0.04 Hz 사이의 대역을 포함할 수 있다. 주파수 변환부(300)는 대상 주파수 대역 정보(fti)에 근거하여 대상 주파수 신

호(Tf)를 생성한다. 대상 주파수 신호(Tf)는 주파수 영역에 대한 심박 변이도 신호에서 대상 주파수 대역(ft)에 대응되는 신호일 수 있다. 구체적인, 주파수 변환부(300)의 구성 및 대상 주파수 신호(Tf) 생성 과정은 후술된다.

- [0037] 심박 변이도 분석부(400)는 주파수 변환부(300)로부터 대상 주파수 신호(Tf)를 수신한다. 심박 변이도 분석부(400)는 대상 주파수 신호(Tf)에 근거하여 심박 변이도를 분석한다. 심박 변이도 분석부(400)는 대상 주파수 신호(Tf)에 근거하여 대상 주파수 대역(ft)에 대한 심박 변이도 신호(HRV)를 생성한다. 심박 변이도 신호(HRV)는 대상 주파수 대역(ft)의 파워 스펙트럼 신호(PSD)를 포함할 수 있다. 심박 변이도 신호(HRV)는 대상 주파수 신호(Tf)에 대한 강도를 계산하여 파워값 등을 산출하여 생성될 수 있다.
- [0038] 예를 들어, 심박 변이도 신호(HRV)는 대상 주파수 대역(ft)에 따라, 고주파수 대역(HF)의 파워값, 저주파수 대역(LF)의 파워값, 또는 초저주파수 대역(VLF)의 파워값 중 어느 하나일 수 있다. 상술한 바와 같이, 고주파수 대역(HF)의 파워값, 저주파수 대역(LF)의 파워값, 또는 초저주파수 대역(VLF)의 파워값은 자율 신경계 등의 활성에 대한 지표로 이용될 수 있다.
- [0039] 심박 변이도 신호(HRV)는 고주파수 대역(HF)에 대한 저주파수 대역(LF)의 파워비(LF/HF)를 포함할 수 있다. 파워비(LF/HF)가 높은 경우 교감 신경이 활성화 되었거나 부교감 신경의 활성이 억제되었다는 것을 의미할 수 있다. 파워비(LF/HF)는 교감 신경계 및 부교감 신경계 사이의 균형을 정량화하여 분석할 수 있도록 한다. 심박 변이도 신호(HRV)는 이에 제한되지 않고, 극초저주파수 대역(Ultra-low frequency band)의 파워값 등 다양한 분석 신호를 포함할 수 있다. 이러한 다양한 심박 변이도 신호(HRV)에 근거하여, 심박 변이도 분석이 수행될 수 있다.
- [0040] 대역 선택부(500)는 주파수 변환부(300)에 대상 주파수 대역 정보(fti)를 제공한다. 대상 주파수 대역 정보(fti)는 대상 주파수 대역(ft) 또는 대상 주파수 대역(ft)의 중심 주파수(fc)에 대한 정보를 포함할 수 있다. 대역 선택부(500)는 대상 주파수 대역 모드에 대응되는 대상 주파수 대역 정보(fti)를 주파수 변환부(300)에 제공하여 심박 변이도 분석부(400)가 대상 주파수 대역(ft)의 심박 변이도 신호를 생성하도록 한다.
- [0041] 대상 주파수 대역 모드는 복수의 주파수 대역 모드를 포함한다. 대상 주파수 대역 모드는 고주파수 대역 모드, 저주파수 대역 모드, 및 초저주파수 대역 모드를 포함할 수 있고, 더 많은 대역 모드를 포함할 수 있다. 각각의 대상 주파수 대역 모드에서의 대상 주파수 대역들은 서로 중첩되지 않을 수 있다. 각각의 대상 주파수 대역 모드에서 대역 선택부(500)는 각각의 대상 주파수 대역(ft)에 대응되는 대상 주파수 대역 정보(fti)들을 주파수 변환부(300)에 제공한다.
- [0042] 고주파수 대역 모드에서 대역 선택부(500)는 고주파수 대역 정보를 주파수 변환부(300)에 제공한다. 고주파수 대역 정보를 수신한 주파수 변환부(300)는 고주파수 대역(HF)에 대한 대상 주파수 신호(Tf)를 생성한다. 심박 변이도 분석부(400)는 대상 주파수 신호(Tf)에 근거하여 고주파수 대역(HF)에 대한 심박 변이도 신호(HRV)를 생성한다.
- [0043] 저주파수 대역 모드에서 대역 선택부(500)는 저주파수 대역 정보를 주파수 변환부(300)에 제공한다. 저주파수 대역 정보를 수신한 주파수 변환부(300)는 저주파수 대역(LF)에 대한 대상 주파수 신호(Tf)를 생성한다. 심박 변이도 분석부(400)는 대상 주파수 신호(Tf)에 근거하여 저주파수 대역(LF)에 대한 심박 변이도 신호(HRV)를 생성한다.
- [0044] 초저주파수 대역 모드에서 대역 선택부(500)는 초저주파수 대역 정보를 주파수 변환부(300)에 제공한다. 초저주파수 대역 정보를 수신한 주파수 변환부(300)는 초저주파수 대역(VLF)에 대한 대상 주파수 신호(Tf)를 생성한다. 심박 변이도 분석부(400)는 대상 주파수 신호(Tf)에 근거하여 초저주파수 대역(VLF)에 대한 심박 변이도 신호(HRV)를 생성한다.
- [0045] 대상 주파수 대역 모드는 시간에 따라 변경될 수 있다. 예를 들어, 대역 선택부(500)는 일정 시간 동안 고주파수 대역 모드로 동작하여 고주파수 대역(HF)에 대한 대상 주파수 대역 정보(fti)를 제공하고, 이 후 대상 주파수 대역 모드의 변경에 의하여 저주파수 대역(LF)에 대한 대상 주파수 대역 정보(fti)를 제공할 수 있다. 따라서, 대역 선택부(500)의 모드 변경에 의하여 주파수 변환부(300)는 다양한 주파수 대역에 대한 대상 주파수 신호(Tf)를 생성할 수 있다. 또한 이를 바탕으로, 심박 변이도 분석부(400)는 다양한 심박 변이도 신호(HRV)를 생성하여 심박 변이도에 대한 다각적인 분석이 가능하다.
- [0046] 저장부(600) 심박 변이도 분석부(400)에 대한 기억장치로 사용될 수 있다. 저장부(600)는 심박 변이도 분석부(400)로부터 심박 변이도 신호(HRV), 대상 주파수 신호(Tf), 및 대상 주파수 대역 정보(fti)등을 수신하여 저장

한다.

- [0047] 저장부(600)는 ROM (Read Only Memory), PROM (Programmable ROM), EPROM (Electrically Programmable ROM), EEPROM (Electrically Erasable and Programmable ROM), 플래시 메모리 장치, PRAM (Phase-change RAM), MRAM (Magnetic RAM), RRAM (Resistive RAM), 또는 FRAM (Ferroelectric RAM)과 같은 불휘발성 메모리 장치 중 적어도 하나를 포함할 수 있고, SRAM (Static RAM), DRAM (Dynamic RAM), 또는 SDRAM (Synchronous DRAM)과 같은 휘발성 메모리 장치 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0048] 표시부(700)는 심박 변이도 분석부(400)에 의하여 생성된 심박 변이도 신호(HRV), 주파수 변환부(300)에 의하여 생성된 대상 주파수 신호(f_t), 또는 저장부(600)에 저장된 데이터에 근거한 이미지 신호(IHRV)를 수신하여 표시할 수 있다. 표시부(700)는 LCD (Liquid Crystal Display), OLED (Organic Light Emitting Diode), AMOLED (Active Matrix OLED), 플렉서블 디스플레이, 또는 전자잉크 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0049] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 주파수 변환부(300)에 대한 블록도이다. 도 5 내지 도 8은 도 4의 주파수 변환부(300)가 대상 주파수 대역의 신호를 검출하는 과정을 설명하기 위한 그래프이다.
- [0050] 도 4를 참조하면, 주파수 변환부(300)는 주파수 이동부(311, 312), 저역 통과 필터(321, 322), 데시메이터(331, 332), 데이터 삽입부(341, 342), 및 고속 푸리에 변환부(350)를 포함한다. 다만, 도 4와 달리, 주파수 변환부(300)는 상기 구성요소 중 일부를 포함하지 않을 수 있다. 예를 들어, 주파수 변환부(300)는 데시메이터(331, 332)를 포함하지 않거나, 데이터 삽입부(341, 342)를 포함하지 않을 수 있다.
- [0051] 주파수 이동부(311, 312)는 제1 주파수 이동부(311) 및 제2 주파수 이동부(312)를 포함한다. 제1 주파수 이동부(311) 및 제2 주파수 이동부(312)는 R-피크 검출부(200)로부터 RR 간격 시계열 신호(RP_n)를 수신한다.
- [0052] 제1 주파수 이동부(311)는 RR 간격 시계열 신호(RP_n)를 수신하여 I(In-phase)채널 신호를 생성한다. 제1 주파수 이동부(311)는 I채널 신호를 생성하기 위하여 제1 정현 신호(I_{ft})를 RR 간격 시계열 신호(RP_n)에 곱한다. RR 간격 시계열 신호(RP_n)가 n 에 대한 이산 신호인 경우, 제1 정현 신호(I_{ft})는 $\cos(2\pi \cdot fc \cdot n \cdot ts)$ 로 정의된다. 제1 정현 신호(I_{ft})의 fc 는 분석하고자 하는 대상 주파수 대역(f_t)의 중심 주파수로 정의된다. 제1 정현 신호(I_{ft})의 ts 는 샘플링 주파수의 역수에 대응된다.
- [0053] 제2 주파수 이동부(312)는 RR 간격 시계열 신호(RP_n)를 수신하여 Q(quadrature-phase)채널 신호를 생성한다. 제2 주파수 이동부(312)는 Q채널 신호를 생성하기 위하여 제2 정현 신호(Q_{ft})를 RR 간격 시계열 신호(RP_n)에 곱한다. RR 간격 시계열 신호(RP_n)가 n 에 대한 이산 신호인 경우, 제2 정현 신호(Q_{ft})는 $-\sin(2\pi \cdot fc \cdot n \cdot ts)$ 로 정의된다. 제1 주파수 이동부(311) 및 제2 주파수 이동부(312)는 RR 간격 시계열 신호(RP_n)를 I채널 신호 및 Q채널 신호로 분류한다. 제1 주파수 이동부(311)는 RR 간격 시계열 신호(RP_n)의 실수부를 추출하고, 제2 주파수 이동부(312)는 RR 간격 시계열 신호(RP_n)의 허수부를 추출한다.
- [0054] 주파수 변환부(300)는 제1 정현 신호(I_{ft}) 및 제2 정현 신호(Q_{ft})를 생성하여 RR 간격 시계열 신호(RP_n)를 분류하기 위한 분류기(미도시)를 더 포함할 수 있다. 분류기는 제1 정현 신호(I_{ft}) 및 제2 정현 신호(Q_{ft})를 생성할 수 있다. 제1 정현 신호(I_{ft}) 및 제2 정현 신호(Q_{ft})의 주파수는 대상 주파수 대역(f_t) 및 샘플링 주파수에 근거하므로, 분류기는 대역 선택부(500)로부터 대상 주파수 대역 정보(f_{ti})를 수신할 수 있고, 샘플링 신호(f_s)를 수신할 수 있다. 이와 달리, 분류기는 대역 선택부(500)에 제공되어 제1 주파수 이동부(311) 및 제2 주파수 이동부(312)에 제1 정현 신호(I_{ft}) 및 제2 정현 신호(Q_{ft})를 제공할 수 있다. 또는 분류기는 심박 변이도 분석 장치(1000)에 별도의 구성요소로 구비될 수 있다.
- [0055] 제1 정현 신호(I_{ft}) 또는 제2 정현 신호(Q_{ft})가 RR 간격 시계열 신호(RP_n)에 곱하여지면, 주파수 영역에서 RR 간격 시계열 신호(RP_n)는 중심 주파수(fc)만큼 이동하게 된다. 즉, 대상 주파수 대역(f_t)은 기저 대역(baseband)으로 이동한다. 제1 주파수 이동부(311) 및 제2 주파수 이동부(312)는 RR 간격 시계열 신호(RP_n)를 I채널 신호와 Q채널 신호로 분류하고 대상 주파수 대역(f_t)을 기저 대역으로 시프팅하기 위하여 각각 제1 정현 신호(I_{ft})와 제2 정현 신호(Q_{ft})를 곱하고, 시프팅 검출 신호를 생성한다.
- [0056] 제1 저역 통과 필터(321) 및 제2 저역 통과 필터(322)는 시프팅 검출 신호를 수신한다. 제1 저역 통과 필터(321)는 I채널 신호를 수신하고, 제2 저역 통과 필터(322)는 Q채널 신호를 수신한다. 제1 저역 통과 필터(321) 및 제2 저역 통과 필터(322)는 기저 대역의 시프팅 검출 신호를 통과시키고, 높은 주파수 대역의 시프팅 검출 신호를 차단한다. 따라서, RR 간격 시계열 신호(RP_n)에서 대상 주파수 대역(f_t)에 대응되는 신호를 선택적으로 추출할 수 있다. 또한, 분석 대상이 되는 주파수 대역의 신호를 추출하고, 나머지 대역의 신호는 차단시키므로,

불필요한 데이터를 제거하여 데이터의 양을 줄일 수 있다.

- [0057] 제1 저역 통과 필터(321) 및 제2 저역 통과 필터(322)는 대역 선택부(500)의 대상 주파수 대역 모드에 따라, 차단 주파수를 변환할 수 있다. 예를 들어, 고주파수 대역 모드에서 고주파수 대역폭은 약 0.25 Hz 이고, 저주파수 대역 모드에서 저주파수 대역폭은 약 0.11 Hz 이고, 초저주파수 대역 모드에서 초저주파수 대역폭은 약 0.04 Hz 이다. 따라서, 고주파수 대역 모드에서는 약 0.125 Hz 정도의 차단 주파수가 요구되고, 저주파수 대역 모드에서는 약 0.055 Hz 정도의 차단 주파수가 요구되고, 초저주파수 대역폭은 약 0.02 Hz의 차단 주파수가 요구될 수 있다. 따라서, 제1 저역 통과 필터(321) 및 제2 저역 통과 필터(322)는 대역 선택부(500)로부터 대상 주파수 대역 정보(fti)를 수신하여 차단 주파수를 변환할 수 있다. 대상 주파수 대역 정보(fti)는 해당 대상 주파수 대역 모드에 대한 대역폭 정보(f1)를 포함할 수 있다.
- [0058] 제1 데시메이터(331)는 제1 저역 통과 필터(321)를 통과한 시프팅 검출 신호를 수신하고, 제2 데시메이터(332)는 제2 저역 통과 필터(322)를 통과한 시프팅 검출 신호를 수신한다. 제1 데시메이터(331) 및 제2 데시메이터(332)는 신호의 샘플링 레이트(sampling rate)를 감소시킨다. 예를 들어, 제1 데시메이터(331) 및 제2 데시메이터(332)가 4차 데시메이션을 수행하는 경우 기존 샘플링 주파수의 1/4만큼 샘플링 주파수가 감소한다. 이 경우, 시프팅 검출 신호의 데이터는 1/4만큼 감소할 수 있다. 또한, 기저 대역의 시프팅 검출 신호는 주파수 영역에서 샘플링 주파수를 기준으로 4배 확장된 파형으로 나타날 수 있다. 제1 데시메이터(331) 및 제2 데시메이터(332)가 M차 데시메이션을 수행하는 경우, M값에 근거하여 주파수 분해능이 결정된다. M차 데시메이션 수행시, 주파수 분해능은 (샘플링 주파수/M)/(FFT 포인트의 개수)로 정의된다.
- [0059] 제1 데시메이터(331) 및 제2 데시메이터(332)는 배율 신호(MM)를 수신하여 데시메이션의 차수를 결정할 수 있다. 도시되지 않았으나, 주파수 변환부(300)는 배율 신호(MM)를 생성하여 제1 데시메이터(331) 및 제2 데시메이터(332)에 배율 신호(MM)를 제공하는 배율기를 더 포함할 수 있다. 또는, 배율기는 심박 변이도 분석 장치(1000)에 별도의 구성요소로 구비될 수 있다.
- [0060] 제1 데이터 삽입부(341) 및 제2 데이터 삽입부(342)는 데시메이션이 수행된 신호에 0의 데이터를 삽입(zero padding)한다. 0의 데이터는 시프팅 검출 신호 각각의 데이터 사이에 삽입될 수 있다. 제1 데이터 삽입부(341) 및 제2 데이터 삽입부(342)는 제1 및 제2 데시메이터(331, 332)로부터 출력되는 신호가 직접 고속 푸리에 변환부(350)로 입력되는 경우의 데이터 수가 기존 FFT 포인트의 개수보다 작을 경우 그 데이터 개수 차이만큼 0의 데이터를 삽입함으로써, 주파수 분해능을 개선할 수 있고, 신호의 정밀도를 향상시킬 수 있다.
- [0061] 제1 데이터 삽입부(341) 및 제2 데이터 삽입부(342)는 패딩 신호(PP)를 수신하여 데이터 삽입 개수를 결정할 수 있다. 도시되지 않았으나, 주파수 변환부(300)는 패딩 신호(PP)를 생성하여 제1 데이터 삽입부(341) 및 제2 데이터 삽입부(342)에 패딩 신호(PP)를 제공하는 분해능 조정기를 더 포함할 수 있다. 또는, 분해능 조정기는 심박 변이도 분석 장치(1000)에 별도의 구성요소로 구비될 수 있다.
- [0062] 제1 데시메이터(331) 및 제2 데시메이터(332)는 대상 주파수 대역(ft)에 대한 RR 간격 시계열 신호(RPn)를 집중하여 관찰할 수 있도록 하고, 데이터의 양을 줄인다. 제1 데이터 삽입부(341) 및 제2 데이터 삽입부(342)는 대상 주파수 대역(ft)에 대한 RR 간격 시계열 신호(RPn)의 주파수 분해능을 개선하고, 정밀도를 향상시키기 위하여 데이터를 삽입한다. 따라서, 데이터의 효율성 및 처리 속도 관점에서 제1 데이터 삽입부(341) 및 제2 데이터 삽입부(342)는 제거될 수 있다.
- [0063] 고속 푸리에 변환부(350)는 제1 데이터 삽입부(341) 및 제2 데이터 삽입부(342)로부터 0의 데이터가 삽입된 신호를 수신한다. 고속 푸리에 변환부(350)는 제1 및 제2 저역 통과 필터(321, 322), 제1 및 제2 데시메이터(331, 332), 제1 및 제2 데이터 삽입부(341, 342)를 통하여 전달된 RR 간격 시계열 신호(RPn)를 고속 푸리에 변환(Fast Fourier Transform)한다. 고속 푸리에 변환부(350)는 이산 푸리에 변환(Discrete Fourier Transform)의 복잡한 계산을 줄이는 고속 푸리에 변환 알고리즘을 포함하고, 고속 푸리에 변환 알고리즘에 근거하여 대상 주파수 신호(Tf)를 생성한다.
- [0064] 도 5는 주파수 변환부(300)에 입력되는 신호를 예시적으로 도시하였다. 도 5의 파형은 주파수 변환부(300)에 입력되는 신호를 주파수 변환하여 나타낸 그래프이다. 사용자는 대상 주파수 대역(ft)을 관측하기 위하여 주파수 변환부(300)에 대상 주파수 대역 정보(fti)를 입력할 수 있다.
- [0065] 도 6은 도 5의 신호가 제1 주파수 이동부(511) 및 제2 주파수 이동부(512)에 의하여 변환된 신호의 크기를 도시하였다. 제1 주파수 이동부(511) 또는 제2 주파수 이동부(512)는 도 5의 신호에 제1 정현 신호(Ift) 또는 제2 정현 신호(Qft)를 곱하여 대상 주파수 대역(ft)의 신호를 기저 대역을 이동시킨다. 주파수 영역에서 도 5a의 신

호는 중심 주파수(f_c)만큼 음의 방향으로 이동한다.

- [0066] 도 7은 도 6의 신호가 제1 및 제2 저역 통과 필터(321, 322)에 의하여 변환된 신호의 크기를 도시하였다. 제1 및 제2 저역 통과 필터(321, 322)는 대상 주파수 대역(f_t)/2의 차단주파수 값을 가질 수 있다. 제1 및 제2 저역 통과 필터(321, 322)에 의하여, 도 6의 신호는 기저 대역의 파형만 남게 되고, 나머지 파형은 제거된다.
- [0067] 도 8은 도 7의 신호가 제1 및 제2 데시메이터(331, 332)에 의하여 변환된 신호의 크기를 도시하였다. 제1 및 제2 데시메이터(331, 332)는 M차 데시메이션을 수행한다. 데시메이션에 의하여 샘플링 주파수는 $1/M$ 만큼 감소하게 된다. 따라서, 제1 및 제2 데시메이터(331, 332)는 대상 주파수 대역(f_t)의 신호를 도 8의 신호와 같이 집중도 있게 관측할 수 있도록 한다.
- [0068] 도 9는 본 발명의 다른 실시예에 따른 심박 변이도 분석 장치의 블록도이다.
- [0069] 도 9를 참조하면, 심박 변이도 분석 장치(2000)는 컨버터(2100), R-피크 검출부(2200), 제1 주파수 변환부(2300a), 제2 주파수 변환부(2300b), 제3 주파수 변환부(2300c), 및 심박 변이도 분석부(2400)를 포함한다. 도 6의 컨버터(2100), R-피크 검출부(2200), 및 심박 변이도 분석부(2400)의 구성은 각각 도 3의 컨버터(100), R-피크 검출부(200), 및 심박 변이도 분석부(400)에 대응되므로 구체적인 설명은 생략된다.
- [0070] 제1 주파수 변환부(2300a)는 R-피크 검출부(2200)로부터 RR 간격 시계열 신호(RP_n)를 수신하여 제1 대상 주파수 신호(Tf_1)를 출력한다. 제1 주파수 변환부(2300a)는 RR 간격 시계열 신호(RP_n) 중 제1 대상 주파수 대역(f_{t1})에 대한 신호를 추출한다. 예를 들어, 제1 대상 주파수 대역(f_{t1})은 고주파수 대역(HF)일 수 있다.
- [0071] 제2 주파수 변환부(2300b)는 R-피크 검출부(2200)로부터 RR 간격 시계열 신호(RP_n)를 수신하여 제2 대상 주파수 신호(Tf_2)를 출력한다. 제2 주파수 변환부(2300b)는 RR 간격 시계열 신호(RP_n) 중 제2 대상 주파수 대역(f_{t2})에 대한 신호를 추출한다. 예를 들어, 제2 대상 주파수 대역(f_{t2})은 저주파수 대역(LF)일 수 있다.
- [0072] 제3 주파수 변환부(2300c)는 R-피크 검출부(2200)로부터 RR 간격 시계열 신호(RP_n)를 수신하여 제3 대상 주파수 신호(Tf_3)를 출력한다. 제3 주파수 변환부(2300c)는 RR 간격 시계열 신호(RP_n) 중 제3 대상 주파수 대역(f_{t3})에 대한 신호를 추출한다. 예를 들어, 제3 대상 주파수 대역(f_{t3})은 초저주파수 대역(VLF)일 수 있다.
- [0073] 도 3의 심박 변이도 분석 장치(1000)와 비교하여, 도 9의 심박 변이도 분석 장치(2000)는 복수개의 주파수 변환부를 포함한다. 따라서, 다양한 주파수 대역의 심박 변이도 신호를 동시에 분석할 수 있다. 예를 들어, 심박 변이도 분석 장치(2000)는 고주파수 대역(HF), 저주파수 대역(LF), 및 초저주파수 대역(VLF)의 심박 변이도를 동시에 산출하여 분석할 수 있다. 도 9의 심박 변이도 분석 장치(2000)와 비교하여, 도 3의 심박 변이도 분석 장치(1000)는 상대적으로 적은 데이터 용량으로 심박 변이도를 분석할 수 있다.
- [0074] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 심박 변이도 검출 방법(S1000)을 도시한 순서도이다.
- [0075] 도 10을 참조하면, 심박 변이도 검출 방법(S1000)은 심전도 신호를 수신하는 단계(S100), R-피크 값을 검출하는 단계(S200), 주파수를 변환하는 단계(S300), 및 심박 변이도 신호를 계산 및 분석하는 단계(S400)를 포함한다.
- [0076] 심전도 신호를 수신하는 단계(S100)에서 심박 변이도 검출 장치는 외부로부터 아날로그 심전도 신호(ECGT)를 수신한다. 심전도 신호를 수신하는 단계(S100)는 아날로그 심전도 신호(ECGT)를 디지털 심전도 신호(ECGn)로 변환하는 단계를 포함할 수 있다. 심전도 신호를 수신하는 단계(S100)는 아날로그-디지털 컨버터(100, 2100)에 의하여 수행된다. 이 경우, 아날로그 심전도 신호(ECGT)는 아날로그-디지털 컨버터(100, 2100)가 수신한 샘플링 신호(f_s)에 포함된 샘플링 주파수에 근거하여 디지털 심전도 신호(ECGn)로 변환될 수 있다.
- [0077] R-피크 값을 검출하는 단계(S200)에서 심박 변이도 검출 장치는 심전도 신호의 R-피크 값을 검출한다. R-피크 값을 검출하는 단계(S200)는 R-피크 검출부(200, 2200)에서 수행된다. R-피크 값을 검출하는 단계(S200)는 R-피크 값에 근거하여 RR 간격 시계열 신호(RP_n)를 생성하는 단계를 포함할 수 있다. RR 간격 시계열 신호(RP_n)는 순차적으로 검출된 R-피크 값에 근거하여 RR 간격(RRI)을 계산하여 생성될 수 있다.
- [0078] 주파수를 변환하는 단계(S300)에서 심박 변이도 검출 장치는 RR 간격 시계열 신호(RP_n)의 대상 주파수 대역(f_t)을 추출하여 대상 주파수 신호(Tf)로 변환한다. 주파수를 변환하는 단계(S300)는 도 3의 주파수 변환부(300) 또는 도 9의 제1 내지 제3 주파수 변환부(2300a, 2300b, 2300c)에서 수행된다. 구체적인 내용은 후술된다.
- [0079] 심박 변이도 신호를 계산 및 분석하는 단계(S400)에서 심박 변이도 검출 장치는 대상 주파수 신호(Tf)에 근거하여 대상 주파수 대역(f_t)에 대한 심박 변이도 신호를 생성한다. 심박 변이도 신호를 계산 및 분석하는 단계(S400)는 심박 변이도 분석부(400, 2400)에서 수행된다. 심박 변이도 신호를 계산 및 분석하는 단계(S400)에서

심박 변이도 분석부(400, 2400)는 고주파수 대역(HF)의 파워값, 저주파수 대역(LF)의 파워값, 또는 초저주파수 대역(VLF)의 파워값, 파워비(LF/HF)등을 계산하고 분석하여 자율 신경계 등의 활동성을 판단하고, 정신 건강등을 진단할 수 있다.

- [0080] 도 11은 도 10의 주파수를 변환하는 단계(S300)를 도시한 순서도이다.
- [0081] 도 11을 참조하면, 주파수를 변환하는 단계(S300)는 Q채널과 I채널을 분류하는 단계(S310), 기저 대역으로 이동시키는 단계(S320), 저역 통과 필터로 필터링하는 단계(S330), 데시메이션하는 단계(S340), 제로 패딩(zero padding)하는 단계(S350), 및 고속 푸리에 변환하는 단계(S360)를 포함한다. 도 8의 각 단계는 도 3의 주파수 변환부(300) 또는 도 9의 제1 내지 제3 주파수 변환부(2300a, 2300b, 2300c)에서 수행된다.
- [0082] Q채널과 I채널을 분류하는 단계(S310)에서 심박 변이도 분석 장치는 RR 간격 시계열 신호(RPn)를 실수부에 대응되는 I채널과 허수부에 대응되는 Q채널로 분류한다. Q채널과 I채널을 분류하는 단계(S310)는 제1 정현 신호(Ift)를 RR 간격 시계열 신호(RPn)에 곱하여 I채널을 생성하는 단계 및 제2 정현 신호(Qft)를 RR 간격 시계열 신호(RPn)에 곱하여 Q채널을 생성하는 단계를 포함한다. I채널을 생성하는 단계는 제1 주파수 이동부(311)에서 수행되고, Q채널을 생성하는 단계는 제2 주파수 이동부(312)에 의하여 수행된다.
- [0083] 기저 대역으로 이동시키는 단계(S320)에서 심박 변이도 분석 장치는 RR 간격 시계열 신호(RPn)의 대상 주파수 대역(ft)을 기저 대역으로 이동시켜 시프팅 검출 신호를 생성한다. 기저 대역으로 이동시키는 단계(S320)는 제1 주파수 이동부(311) 및 제2 주파수 이동부(312)에 의하여 수행된다. 기저 대역으로 이동시키는 단계(S320)에서 RR 간격 시계열 신호(RPn)는 대상 주파수 대역(ft)의 중심 주파수(fc)만큼 이동한다. 기저 대역으로 이동하기 위하여 제1 정현 신호(Ift) 및 제2 정현 신호(Qft)는 정현파 함수일 수 있고, 정현파 함수의 주파수는 중심 주파수(fc)에 비례한다. Q채널과 I채널을 분류하는 단계(S310)와 기저 대역으로 이동시키는 단계(S320)는 제1 주파수 이동부(311) 및 제2 주파수 이동부(312)에서 동시에 수행될 수 있다.
- [0084] 저역 통과 필터로 필터링하는 단계(S330)에서 심박 변이도 분석 장치는 기저 대역의 시프팅 검출 신호를 통과시키고, 나머지 주파수 대역의 시프팅 검출 신호는 제거한다. 저역 통과 필터로 필터링하는 단계(S330)는 제1 및 제2 저역 통과 필터(321, 322)에서 수행된다.
- [0085] 데시메이션하는 단계(S340)에서 심박 변이도 분석 장치는 필터링된 시프팅 검출 신호의 샘플링 레이트를 감소시킨다. 데시메이션하는 단계(S340)는 제1 및 제2 데시메이터(331, 332)에서 수행된다. 데시메이션하는 단계(S340)에서 데이터의 양은 줄게 되고, 샘플링 주파수는 데시메이션 차수만큼 감소하게 된다.
- [0086] 제로 패딩하는 단계(S350)에서 심박 변이도 분석 장치는 필터링된 시프팅 검출 신호에 제로 데이터를 삽입한다. 제로 패딩하는 단계(S350)는 제1 및 제2 데이터 삽입부(341, 342)에서 수행된다. 제로 패딩하는 단계(S350)에서 데시메이션하는 단계(S340)에 의하여 데이터가 감소하였을 때, 기준 FFT 포인트의 개수보다 고속 푸리에 변환부(350)로 입력되는 데이터 개수가 부족할 경우 제1 및 제2 데이터 삽입부(341, 342)는 그 데이터 개수 차이만큼 제로 데이터를 삽입한다. 제로 패딩하는 단계(S350)에서 데이터의 양이 늘어나고, 주파수 분해능이 개선된다.
- [0087] 고속 푸리에 변환하는 단계(S360)에서 심박 변이도 분석 장치는 필터링, 데시메이션, 및 제로 패딩된 시프팅 검출 신호를 시간 영역에서 주파수 영역으로 고속 푸리에 변환한다. 고속 푸리에 변환하는 단계(S360)는 고속 푸리에 변환부(350)에서 수행된다.
- [0088] 위에서 설명한 내용은 본 발명을 실시하기 위한 구체적인 예들이다. 본 발명에는 위에서 설명한 실시 예들뿐만 아니라, 단순하게 설계 변경하거나 용이하게 변경할 수 있는 실시 예들도 포함될 것이다. 또한, 본 발명에는 상술한 실시 예들을 이용하여 앞으로 용이하게 변형하여 실시할 수 있는 기술들도 포함될 것이다.

부호의 설명

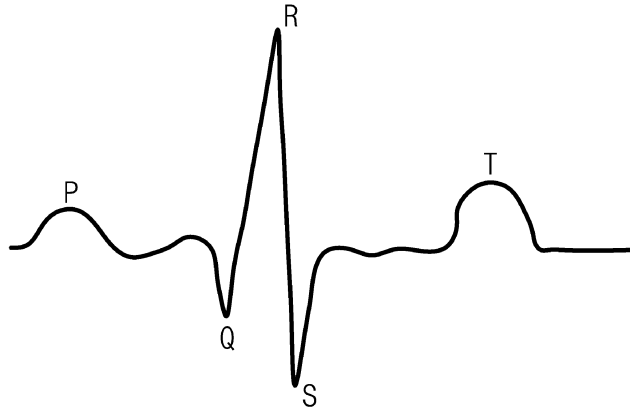
- [0089] 1000, 2000: 심박 변이도 분석 장치 100, 2100: 컨버터
- 200, 2200: R-피크 검출부 300, 2300a, 2300b, 2300c: 주파수 변환부
- 400, 2400: 심박 변이도 분석부 500: 대역 선택부
- fs: 샘플링 신호 ft: 대상 주파수 대역
- fc: 중심 주파수 ECGT: 아날로그 심전도 신호

ECGn: 디지털 심전도 신호 RPN: RR 간격 시계열 신호

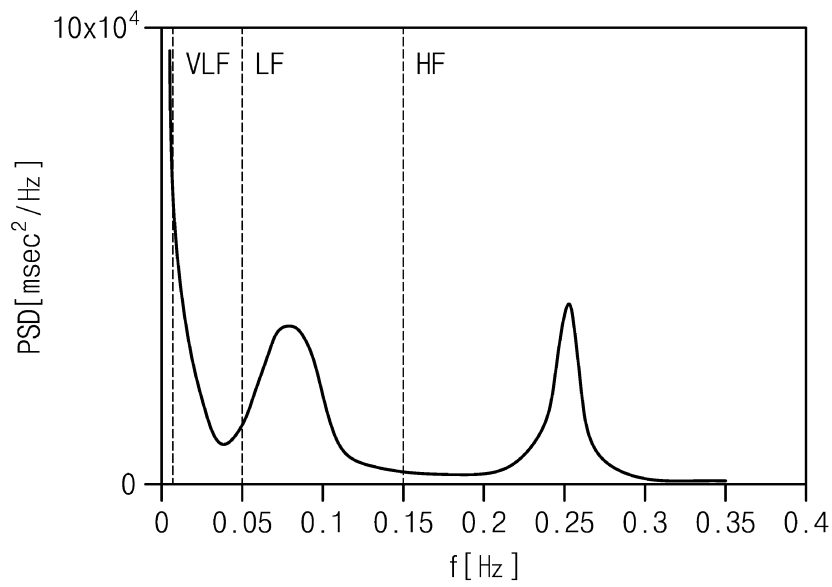
Tf: 대상 주파수 신호 HRV: 심박 변이도 신호

도면

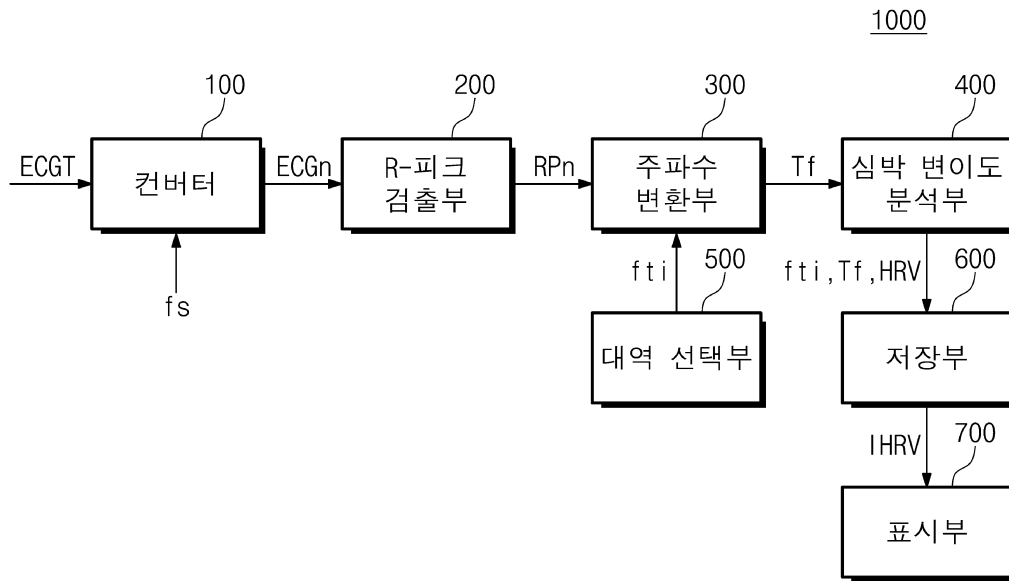
도면1



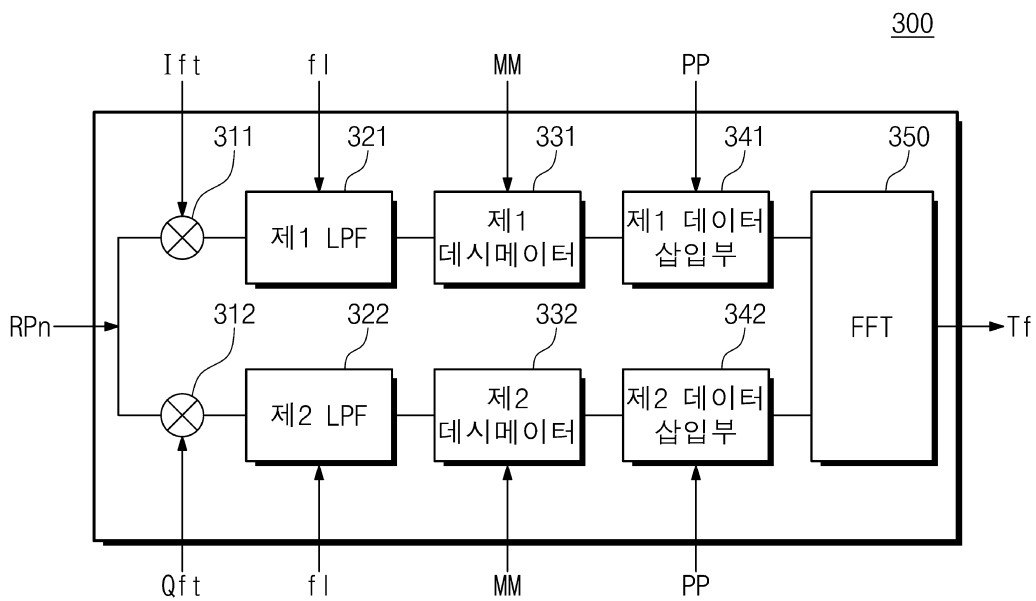
도면2



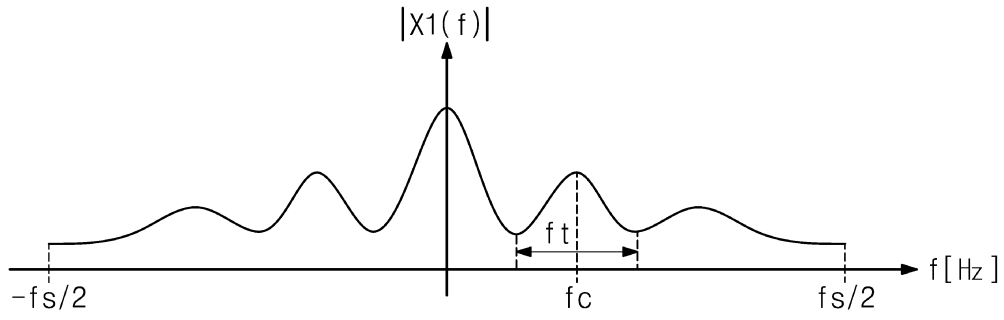
도면3



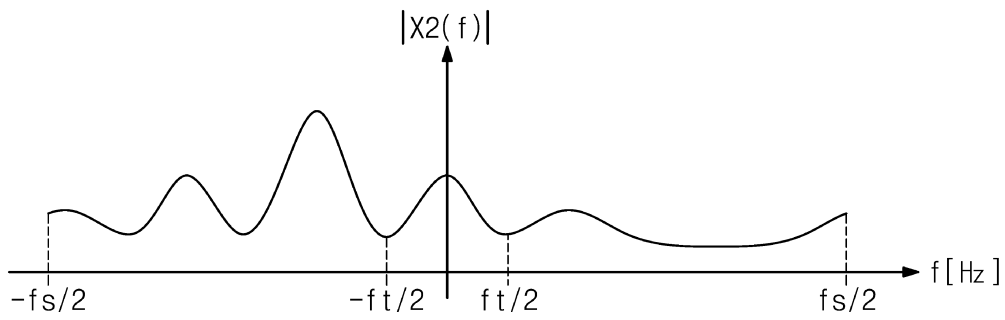
도면4



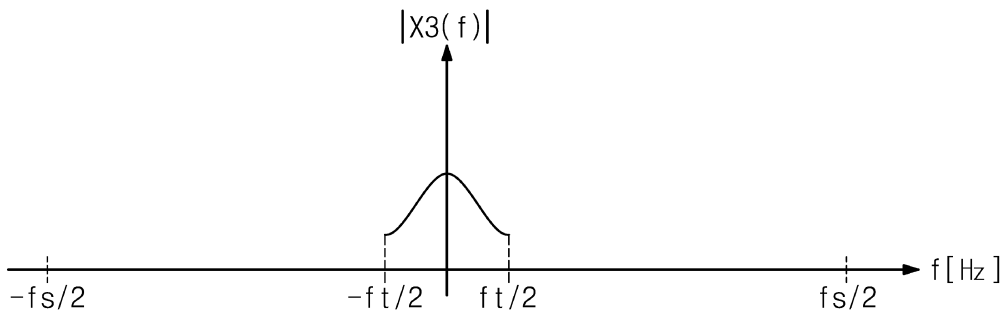
도면5



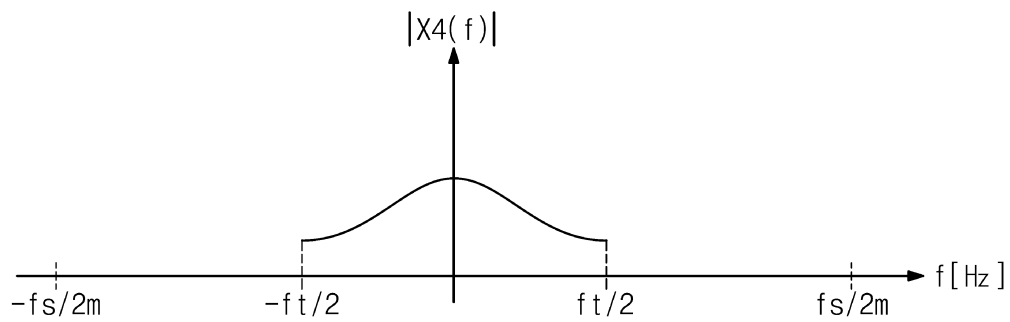
도면6



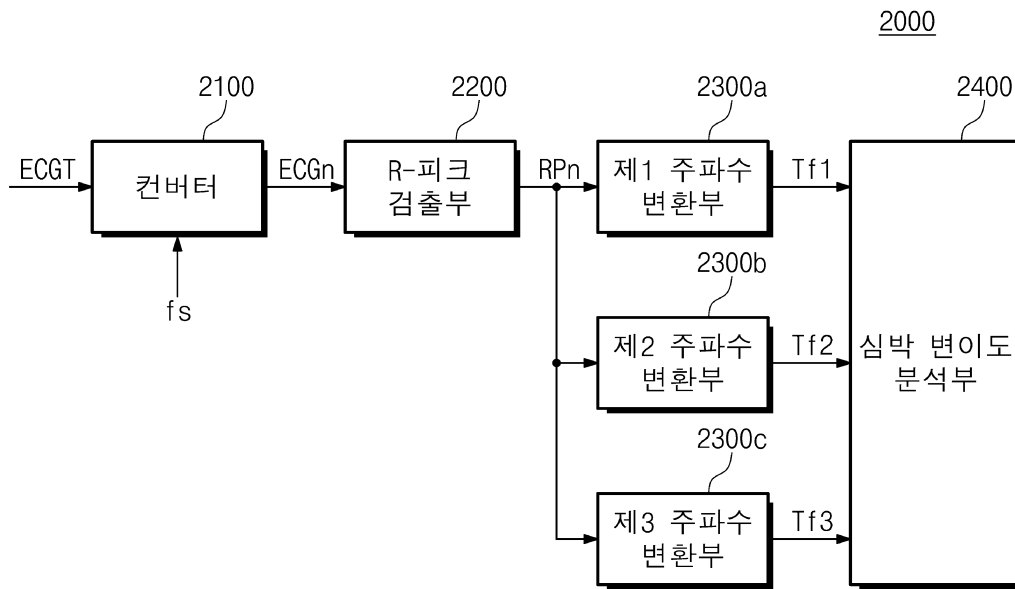
도면7



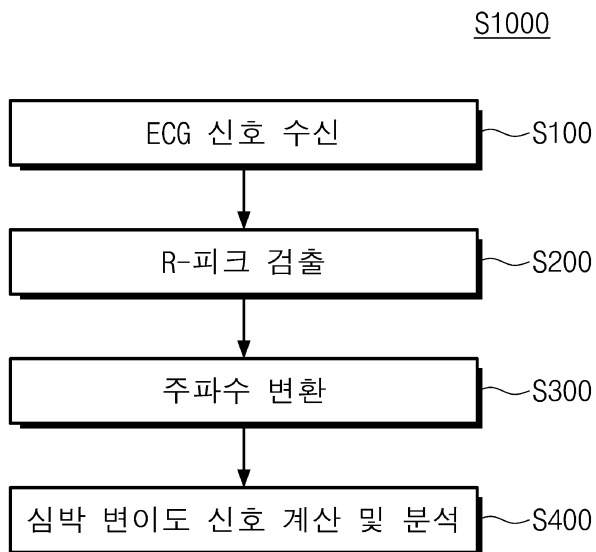
도면8



도면9

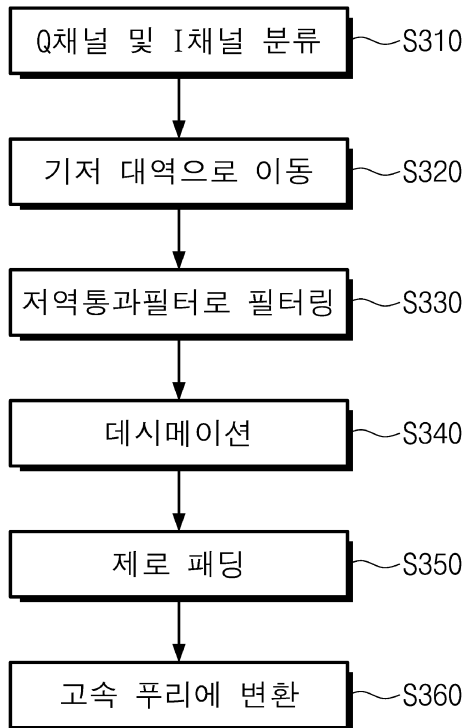


도면10



도면11

S300



专利名称(译)	心率变异性分析仪和心率变异性检测方法使用相同		
公开(公告)号	KR1020180000664A	公开(公告)日	2018-01-03
申请号	KR1020160133832	申请日	2016-10-14
[标]申请(专利权)人(译)	韩国电子通信研究院		
申请(专利权)人(译)	韩国电子通信研究院		
[标]发明人	HOE SUNG YANG 양회성 SANG HYUN MO 모상현 KANG BOK LEE 이강복 JEONGKYUN KIM 김정균 SEUNG LL MYONG 명승일 HYOCHAN BANG 방호찬 DONG BEOM SHIN 신동범 SANG YEOUN LEE 이상연 HYE SUN LEE 이혜선 JAE YOUNG JUNG 정재영 KYU WON HAN 한규원		
发明人	양회성 모상현 이강복 김정균 명승일 방호찬 신동범 이상연 이혜선 정재영 한규원		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/0456 A61B5/00		
优先权	1020160078278 2016-06-22 KR		
其他公开文献	KR102028517B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于分析心率变异性的设备以及使用该设备来检测心率变异性的方法。根据本发明的实施例的用于分析心率变异性的设备包括转换器，R峰值检测器，频率转换器和心率变异性分析器。转换器将模拟ECG信号转换为数字ECG信号。R峰值检测器

接收数字心电图信号以检测R峰值，并基于R峰值生成RR间隔时间序列信号。变频器包括移频器，低通滤波器和快速傅立叶变换。移频器从RR间隔时间序列信号中提取目标频带的信号以生成目标频率信号。心率方差分析器基于目标频率信号生成心率方差信号。根据本发明的实施例，可以精确地分析心率变异性的频域。

