



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2019-0019668  
(43) 공개일자 2019년02월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/0456 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)  
A61B 5/04 (2006.01) A61B 5/0408 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 5/0456 (2013.01)  
A61B 5/04012 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2017-0104882  
(22) 출원일자 2017년08월18일  
심사청구일자 2017년08월18일

(71) 출원인  
가천대학교 산학협력단  
경기도 성남시 수정구 성남대로 1342 (복정동)  
(72) 발명자  
이상웅  
서울특별시 강남구 삼성로 212, 7동 908호 (은마  
아파트)  
(74) 대리인  
김건수

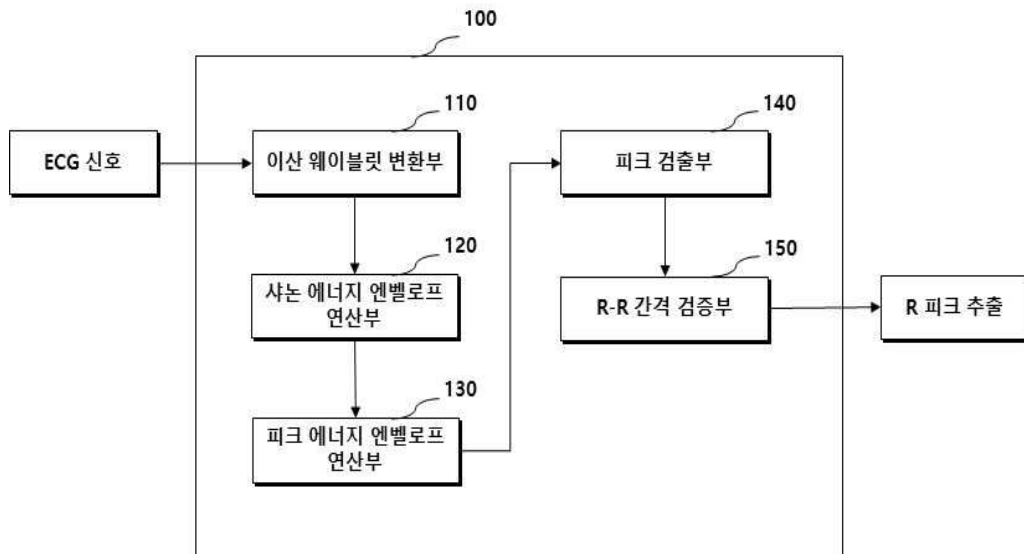
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 웨이블릿 변환과 변형된 샤논 에너지 엔벨로프를 이용한 심전도 R-피크 검출 장치 및 그 방법

(57) 요약

본 발명은 웨이블릿 변환과 변형된 샤논 에너지 엔벨로프를 이용한 심전도 R-피크 검출 장치 및 그 방법에 관한 것으로, 심전도 신호에 웨이블릿 변환을 통해 다운 샘플링을 수행하고, 잡음 제거를 위해 소프트 결정을 적용하여 노이즈 감소를 효율적으로 수행하며, 신호의 차분과정과 크기 정규화 과정을 갖는 변형된 샤논 에너지 엔벨로프와 피크 에너지 엔벨로프를 과정을 수행하여 R-피크가 추출할 수 있도록 함으로써, 노이즈에 강건하면서 높은 정확성과 빠른 연산 처리가 가능하게 한 심전도 R-피크 검출 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

*A61B 5/0408* (2013.01)

*A61B 5/726* (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 2015-0-00932

부처명 과학기술정보통신부

연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터

연구사업명 정보통신기술인력양성

연구과제명 SW중심대학(가천대)

기 여 율 1/1

주관기관 가천대학교 산학협력단

연구기간 2015.10.01 ~ 2017.12.31

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

입력된 심전도 신호에 대해 다운샘플링하고 노이즈를 제거하는 이산 웨이블릿 변환부;

상기 노이즈 제거된 심전도 신호를 시간에 따라 차분하여 차분 신호를 도출하고, 샤논 에너지 함수를 적용하여 샤논 에너지 엔벨로프 신호를 도출하는 샤논 에너지 엔벨로프 연산부;

상기 도출된 샤논 에너지 엔벨로프 신호를 시간에 따라 차분하여 차분 신호를 도출하고, 제곱 함수를 적용하여 피크 에너지 엔벨로프 신호를 도출하는 피크 에너지 엔벨로프 연산부; 및

상기 도출된 피크 에너지 엔벨로프 신호에서 국부적인 최고치를 갖는 값을 R과 피크의 위치로 검출하는 피크 검출부;를 포함하는 것을 특징으로 하는 심전도 R-피크 검출 장치.

#### 청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 심전도 R-피크 검출 장치는,

측정된 R-R 간격의 평균을 기반으로 최소 임계치와 최대 임계치를 설정하여 과검출된 R과 피크는 제거하고 미검출된 R과 피크를 추가 검출할 수 있도록 하는 R-R 간격 검증부;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 심전도 R-피크 검출 장치.

#### 청구항 3

청구항 2에 있어서,

상기 R-R 간격 검증부는,

측정된 후보 R-R 피크의 간격이 상기 최소 임계치와 상기 최대 임계치 사이에 해당하는 경우에는 최종 R과 피크로 인정하고, 측정된 후보 R-R 피크의 간격이 상기 최소 임계치 이내인 경우에는 최종 R과 피크에서 배제하며,

측정된 후보 R-R 피크가 상기 최대 임계치 이상인 경우에만 미검출된 R과 피크를 추가 검출할 수 있도록 하는 것을 특징으로 하는 심전도 R-피크 검출 장치.

#### 청구항 4

청구항 1에 있어서,

상기 이산 웨이블릿 변환부는,

분해된 상세 계수에 대해 중앙편차를 적용한 임계치 기반의 소프트 결정을 통해 임계치 값보다 작은 절대값을 가지는 웨이블릿의 상세계수들은 0으로 하고, 임계치 값보다 더 큰 절대값을 가진 웨이블릿의 상세계수들은 임계치 값과의 차이 값으로 수축하도록 하는 것을 특징으로 하는 심전도 R-피크 검출 장치.

#### 청구항 5

청구항 1에 있어서,

상기 샤논 에너지 엔벨로프 연산부는,

상기 노이즈 제거된 심전도 신호로부터 차분 신호를 도출하고, 샤논 에너지 함수를 적용하여 양극성의 상기 차분 신호를 단극성 신호로 변환하며, 이동 평균 기법을 적용하는 것을 특징으로 하며,

상기 피크 에너지 엔벨로프 연산부는,

상기 샤논 에너지 함수와 이동 평균 기법을 적용한 엔벨로프 신호에서 차분 신호를 도출하고, 제곱 함수를 적용하여 양극성의 상기 차분 신호를 단극성 신호로 변환하며, 이동 평균 기법을 적용하는 것을 특징으로 하는 심전

도 R-피크 검출 장치.

**청구항 6**

심전도 신호를 입력받는 심전도 입력 단계;

상기 입력된 심전도 신호에 대해 다운샘플링하고 노이즈를 제거하는 이산 웨이블릿 변환 단계;

상기 노이즈 제거된 심전도 신호를 시간에 따라 차분하여 차분 신호를 도출하고, 샤논 에너지 함수를 적용하여 샤논 에너지 엔벨로프 신호를 도출하는 샤논 에너지 엔벨로프 연산 단계;

상기 도출된 샤논 에너지 엔벨로프 신호를 시간에 따라 차분하여 차분 신호를 도출하고, 제곱 함수를 적용하여 피크 에너지 엔벨로프 신호를 도출하는 피크 에너지 엔벨로프 연산 단계; 및

상기 도출된 피크 에너지 엔벨로프 신호에서 국부적인 최고치를 갖는 값을 R과 피크의 위치로 검출하는 피크 검출 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 심전도 R-피크 검출 방법.

**청구항 7**

청구항 6에 있어서,

상기 심전도 R-피크 검출 방법은,

측정된 R-R 간격의 평균을 기반으로 최소 임계치와 최대 임계치를 설정하여 과검출된 R과 피크는 제거하고 미검출된 R과 피크를 추가 검출할 수 있도록 하는 R-R 간격 검증 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 심전도 R-피크 검출 방법.

**청구항 8**

청구항 7에 있어서,

상기 R-R 간격 검증 단계는,

측정된 후보 R-R 피크의 간격이 상기 최소 임계치와 상기 최대 임계치 사이에 해당하는 경우에는 최종 R과 피크로 인정하고, 측정된 후보 R-R 피크의 간격이 상기 최소 임계치 이내인 경우에는 최종 R과 피크에서 배제하며,

측정된 후보 R-R 피크가 상기 최대 임계치 이상인 경우에만 미검출된 R과 피크를 추가 검출할 수 있도록 하는 것을 특징으로 하는 심전도 R-피크 검출 방법.

**청구항 9**

청구항 6에 있어서,

상기 이산 웨이블릿 변환 단계는,

분해된 상세 계수에 대해 중앙편차를 적용한 임계치 기반의 소프트 결정을 통해 임계치 값보다 작은 절대값을 가지는 웨이블릿의 상세계수들은 0으로 하고, 임계치 값보다 더 큰 절대값을 가진 웨이블릿의 상세계수들은 임계치 값과의 차이 값으로 수축하도록 하는 것을 특징으로 하는 심전도 R-피크 검출 방법.

**청구항 10**

청구항 6에 있어서,

상기 샤논 에너지 엔벨로프 연산 단계는,

상기 노이즈 제거된 심전도 신호로부터 차분 신호를 도출하고, 샤논 에너지 함수를 적용하여 양극성의 상기 차분 신호를 단극성 신호로 변환하며, 이동 평균 기법을 적용하는 것을 특징으로 하며,

상기 피크 에너지 엔벨로프 연산 단계는,

상기 샤논 에너지 함수와 이동 평균 기법을 적용한 엔벨로프 신호에서 차분 신호를 도출하고, 제곱 함수를 적용하여 양극성의 상기 차분 신호를 단극성 신호로 변환하며, 이동 평균 기법을 적용하는 것을 특징으로 하는 심전도 R-피크 검출 방법.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 웨이블릿 변환과 변형된 샤논 에너지 엔벨로프를 이용한 심전도 R-피크 검출 장치 및 그 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 심전도 신호에 웨이블릿 변환을 통해 다운 샘플링을 수행하고, 잡음 제거를 위해 소프트 결정을 적용하여 노이즈 감소를 효율적으로 수행하며, 신호의 차분과정과 크기 정규화 과정을 갖는 변형된 샤논 에너지 엔벨로프와 피크 에너지 엔벨로프를 과정을 수행하여 R-피크가 추출할 수 있도록 함으로써, 노이즈에 강건하면서 높은 정확성과 빠른 연산 처리가 가능하게 한 심전도 R-피크 검출 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 심장질환은 사망비율이 가장 높은 질환으로 지속적인 관리가 필요하며 이에 대한 관심이 높아지고 있는 추세이다. 또한 소득 수준이 향상되고 의료정보에 대한 관심이 높아지면서 개인 맞춤형 건강관리 시스템의 필요성이 대두되고 있다. 따라서 이와 같은 시스템을 구현하기 위해서 심전도 신호 처리 알고리즘이 필요하다.

[0003] 심전도(ECG, electrocardiogram)란 심장의 전기적 흐름의 과정에서 전류의 크기와 방향의 변화를 그래프로 나타낸 기록이다.

[0004] 심전도 신호는 QRS군, P파, 그리고 T파 등으로 구성되어 있고, 이들은 심장 질환에 따라 진폭, 위치, 간격 등에서 변형이 일어난다. 즉, 이들 구성요소의 변형 정보가 심장 질환 판단의 중요한 정보로 이용된다. 따라서 심장 질환을 자동으로 진단하기 위해서는 심전도 신호의 구성요소를 확실하게 검출하는 것이 매우 중요하다. 특히, R파는 여러 구성 요소들의 기준이 되는 요소이므로 매우 정확하게 검출하여야 한다. 하지만 실제 측정된 심전도 신호는 전원 잡음, 불규칙적인 호흡, 근잡음에 기인한 기저선 변동 등의 신호 왜곡이 발생하여 R파 검출을 어렵게 한다. 이 문제를 해결하기 위하여 신호왜곡을 감소시키고 견실한 R파 검출을 위한 연구가 활발히 진행 중이다.

[0005] 이러한 문제점을 해결하기 위해 디지털 필터링 기반의 방법(이하 PT방법)(J. Pan and W. J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," IEEE Transactions on Biomedical Engineering (BME), vol. 32, no. 3, pp. 230-236, 1985.), 힐버트 변환(Hilbert transform)을 포함한 샤논 에너지 방법(이하 SEHT방법)(M. S. Manikandan and K. P. Soman, "A novel method for detecting R-peaks in electrocardiogram (ECG) signal," Biomedical Signal Processing and Control, vol. 7, pp. 118-128, 2012.) 등 R-피크를 검출하기 위한 다양한 방법이 연구되고 있다.

[0006] PT방법은 입력 신호와의 주파수 성분이 변동이 있을 수 있기 때문에 심전도 신호와 잡음 신호 간의 변별성을 제공하는 차단 주파수(cut-off 주파수)를 설정하는데 어려움이 있어 전체적인 성능의 저하를 가져올 수 있다는 문제점이 있다.

[0007] 또한, SEHT(Shannon energy with the Hilbert transform) 방법은 R-피크를 검출하는데 있어 좋은 성능을 가져오지만 많은 메모리와 오랜 프로세싱 시간이 필요하므로 실시간 시스템에 적용에 어려움이 있다.

[0008] 먼저 한국등록특허 제1420345호(2014.07.16.)는 차감 동작 기법 기반의 심전도 신호의 R파 검출 시스템 및 방법에 관한 것으로, 심전도 신호로부터 전처리 후 잡음을 제거하고 차감신호를 양의 신호와 음의 신호로 분할하고 샘플링 포인트 내에서 경험적 문턱값과 RR 간격을 이용한 역탐색 기법을 적용하여 R파를 검출한다.

[0009] 상기 선행기술은 단순한 차감신호 기법만을 적용하여 최소한의 연산량으로 실시간 적용이 가능하지만, 잡음 제거 후 차감신호에 대해 경험적 문턱값을 적용하고 있어 R파 검출 시 P파나 T파를 R파로 오인할 수 있는 문제점이 있다.

[0010] 또한 한국등록특허 제1308609호(2013.09.23.)는 적응적 국부 임계치를 이용한 심전도 신호의 R 피크 검출방법에 관한 것으로, 입력받은 ECG 신호를 대역 통과 필터를 이용하여 노이즈를 제거하고, 다수의 극 값을 추출하고 높은 기울기 값을 가지는 것을 R 피크 후보군으로 검출하고, 검출된 후보군 중 적응적 국부 임계치를 이용해 R 피크를 검출한다.

[0011] 상기 선행기술은 심장 진동에 의한 잡음이 많은 신호의 경우 상대적으로 검출률이 낮은 문제점이 있다.

[0012] 이에 본 발명은 선행기술들의 문제점을 해결하기 위해 디지털 필터링의 사용없이 웨이블릿 변환을 통해 다운 샘플

플링을 수행하고 잡음 제거를 위해 소프트 문턱값을 적용하여 노이즈 감소를 효율적으로 수행하면서 빠른 연산 처리가 되도록 한다. 또한, 신호의 차분과 크기 정규화 과정을 갖는 변형된 샤논 에너지 엔벨로프를 적용하여 피크 에너지 포락선이 정확하게 추출할 수 있도록 한다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

- [0013] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위해 창작 된 것으로서, 디지털 필터링의 사용없이 웨이블릿 변환을 통해 다운 샘플링을 수행하고 잡음 제거를 위해 상세 계수에 소프트 문턱값을 적용하여 노이즈 감소를 효율적으로 수행하면서 정확하고 빠른 연산 처리가 가능한 장치 및 그 방법을 제공하는 것을 그 목적으로 한다.
- [0014] 또한 본 발명은 노이즈가 제거된 ECG 신호에 대해 샤논 에너지 엔벨로프 연산과 피크 에너지 엔벨로프 연산을 순차적으로 진행하여 고주파 성분인 QRS 군을 통과시키고, 저주파 성분인 P파, T파를 감쇄시키도록 하여 정확한 R 피크를 검출할 수 있도록 하는 장치 및 그 방법을 제공하는 것을 그 목적으로 한다.
- [0015] R-R 간격 검증을 통해 R 피크의 유효성을 검증하고, 놓친 R 피크를 추가할 수 있도록 함으로써 R-피크 정확성을 높일 수 있도록 하는 장치 및 그 방법을 제공하는 것을 그 목적으로 한다.

**과제의 해결 수단**

- [0016] 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 R-피크 검출 장치는, 입력된 심전도 신호에 대해 다운샘플링하고 노이즈를 제거하는 이산 웨이블릿 변환부, 상기 노이즈 제거된 심전도 신호를 시간에 따라 차분하여 차분 신호를 도출하고, 샤논 에너지 함수를 적용하여 샤논 에너지 엔벨로프 신호를 도출하는 샤논 에너지 엔벨로프 연산부, 상기 도출된 샤논 에너지 엔벨로프 신호를 시간에 따라 차분하여 차분 신호를 도출하고, 제곱 함수를 적용하여 피크 에너지 엔벨로프 신호를 도출하는 피크 에너지 엔벨로프 연산부 및 상기 도출된 피크 에너지 엔벨로프 신호에서 국부적인 최고치를 갖는 값을 R과 피크의 위치로 검출하는 피크 검출부를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0017] 그리고, 상기 심전도 R-피크 검출 장치는, 측정된 R-R 간격의 평균을 기반으로 최소 임계치와 최대 임계치를 설정하여 과검출된 R과 피크 결과는 제거하고 미검출된 R과 피크를 추가 검출할 수 있도록 하는 R-R 간격 검증부를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0018] 그리고 상기 R-R 간격 검증부는, 측정된 후보 R-R 피크의 간격이 상기 최소 임계치와 상기 최대 임계치 사이에 해당하는 경우에는 최종 R과 피크로 인정하고, 측정된 후보 R-R 피크의 간격이 상기 최소 임계치 이내인 경우에는 최종 R과 피크에서 배제하며, 측정된 후보 R-R 피크가 상기 최대 임계치 이상인 경우에만 미검출된 R과 피크를 추가 검출할 수 있도록 하는 것을 특징으로 한다.
- [0019] 그리고 상기 이산 웨이블릿 변환부는, 분해된 상세 계수에 대해 중앙편차를 적용한 임계치 기반의 소프트 결정을 통해 임계치 값보다 작은 절대값을 가지는 웨이블릿의 상세계수들은 0으로 하고, 임계치 값보다 더 큰 절대값을 가진 웨이블릿의 상세계수들은 임계치 값과의 차이 값으로 수축하도록 하는 것을 특징으로 한다.
- [0020] 그리고 상기 샤논 에너지 엔벨로프 연산부는, 상기 노이즈 제거된 심전도 신호로부터 차분 신호를 도출하고, 샤논 에너지 함수를 적용하여 양극성의 상기 차분 신호를 단극성 신호로 변환하며, 이동 평균 기법을 적용하는 것을 특징으로 한다.
- [0021] 그리고 상기 피크 에너지 엔벨로프 연산부는, 상기 샤논 에너지 함수와 이동 평균 기법을 적용한 엔벨로프 신호에서 차분 신호를 도출하고, 제곱 함수를 적용하여 양극성의 상기 차분 신호를 단극성 신호로 변환하며, 이동 평균 기법을 적용하는 것을 특징으로 한다.
- [0022] 아울러 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 R-피크 검출 방법은, 입력된 심전도 신호에 대해 다운샘플링하고 노이즈를 제거하는 이산 웨이블릿 변환 단계, 상기 노이즈 제거된 심전도 신호를 시간에 따라 차분하여 차분 신호를 도출하고, 샤논 에너지 함수를 적용하여 샤논 에너지 엔벨로프 신호를 도출하는 샤논 에너지 엔벨로프 연산 단계, 상기 도출된 샤논 에너지 엔벨로프 신호를 시간에 따라 차분하여 차분 신호를 도출하고, 제곱 함수를 적용하여 피크 에너지 엔벨로프 신호를 도출하는 피크 에너지 엔벨로프 연산 단계, 상기 도출된 피크 에너지 엔벨로프 신호에서 국부적인 최고치를 갖는 값을 R과 피크의 위치로 검출하는 피크 검출 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0023] 그리고 상기 심전도 R-피크 검출 방법은, 측정된 R-R 간격의 평균을 기반으로 최소 임계치와 최대 임계치를 설정

정하여 과검출된 R과 피크 결과는 제거하고 미검출된 R과 피크를 추가 검출할 수 있도록 하는 R-R 간격 검증 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0024] 그리고 상기 R-R 간격 검증 단계는, 측정된 후보 R-R 피크의 간격이 상기 최소 임계치와 상기 최대 임계치 사이에 해당하는 경우에는 최종 R과 피크로 인정하고, 측정된 후보 R-R 피크의 간격이 상기 최소 임계치 이내인 경우에는 최종 R과 피크에서 배제하며, 측정된 후보 R-R 피크가 상기 최대 임계치 이상인 경우에만 미검출된 R과 피크를 추가 검출할 수 있도록 하는 것을 특징으로 한다.

[0025] 그리고 상기 이산 웨이블릿 변환 단계는, 분해된 상세 계수에 대해 중앙편차를 적용한 임계치 기반의 소프트 결정을 통해 임계치 값보다 작은 절대값을 가지는 웨이블릿의 상세계수들은 0으로 하고, 임계치 값보다 더 큰 절대값을 가진 웨이블릿의 상세계수들은 임계치 값과의 차이 값으로 수축하도록 하는 것을 특징으로 한다.

[0026] 그리고 상기 샤논 에너지 엔벨로프 연산 단계는, 상기 노이즈 제거된 심전도 신호로부터 차분 신호를 도출하고, 샤논 에너지 함수를 적용하여 양극성의 상기 차분 신호를 단극성 신호로 변환하며, 이동 평균 기법을 적용하는 것을 특징으로 한다.

[0027] 그리고 상기 피크 에너지 엔벨로프 연산 단계는, 상기 샤논 에너지 함수와 이동 평균 기법을 적용한 엔벨로프 신호에서 차분 신호를 도출하고, 제곱 함수를 적용하여 양극성의 상기 차분 신호를 단극성 신호로 변환하며, 이동 평균 기법을 적용하는 것을 특징으로 한다.

**발명의 효과**

[0028] 본 발명은 웨이블릿 변환과 변형된 샤논 에너지 엔벨로프를 이용한 심전도 R-피크 검출 장치 및 그 방법에 관한 것으로, 노이즈를 제거하기 위한 필터링 작업과 다운 샘플링을 웨이블릿 변환을 통해 동시에 수행할 수 있는 효과가 있어 실시간 처리 및 정확도가 향상되는 효과가 있다.

[0029] R-R 간격 검증을 통해 R 피크의 유효성을 검증하고, 과 검출된 결과에 대해 효과적으로 제거하는 동시에 미검출된 R-피크를 추가 검출할 수 있도록 함으로써 효율적이면 성능이 우수한 R-피크 검출이 가능하도록 한다.

**도면의 간단한 설명**

[0030] 도 1은 일반적인 정상 심전도 신호의 파형에 관한 것으로 심전도 신호의 QRS군, P파, T파를 설명하기 위해 나타낸 개념도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 지정맥 인식을 저하를 발생시킬 수 있는 손가락 위치변화에 따른 지정맥 위치변화를 도시한 예시도이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 웨이블릿 변환과 변형된 샤논 에너지 엔벨로프를 이용한 심전도 R-피크 검출하는 절차를 나타낸 흐름도이다.

도 4는 본 발명의 실시예에 따른 각 처리 단계에서 신호를 나타낸 예시도이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 MIT-BIT Arrhythmia Database 데이터별 성능을 나타낸다.

도 6은 본 발명과 종래의 방법과의 성능 비교를 나타낸다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0031] 이하, 첨부한 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시 예를 설명함으로써, 본 발명을 상세히 설명한다. 각 도면에 제시된 동일한 참조부호는 동일한 부재를 나타낸다. 또한 본 발명의 실시 예들에 대해서 특정한 구조적 내지 기능적 설명들은 단지 본 발명에 따른 실시 예를 설명하기 위한 목적으로 예시된 것으로, 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 의미를 가지고 있다. 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 것과 같은 용어들은 관련 기술의 문맥상 가지는 의미와 일치하는 의미를 가지는 것으로 해석되어야 하며, 본 명세서에서 명백하게 정의하지 않는 한, 이상적이거나 과도하게 형식적인 의미로 해석되지 않는다.

[0032] 본 발명의 실시예에 따른 심전도 신호의 R 피크 검출방법을 설명하기에 앞서 심전도 신호를 보다 상세히 설명하기로 한다.

[0033] 도 1은 일반적인 정상 심전도 신호의 파형에 관한 것으로 심전도 신호의 QRS군, P파, T파를 설명하기 위해 나타낸 개념도이다.

[0034] 심전도란 심장의 전기적 흐름의 과정에서 전류의 크기와 방향의 변화를 그래프로 나타낸 기록이다. 심전도는 심장활동에 의해 발생한 전기적 활동을 전류의 크기와 방향의 변화를 그래프로 나타낸 기록으로서, 이때 전기적 활동은 피부에 부착된 전극을 통해 획득된다. 획득된 심전도 신호는 다양한 특징적 구성 요소를 포함한다.

[0035] 심전도 신호는 QRS군, P파, 그리고 T파 등으로 구성되어 있고, 이들은 심장 질환에 따라 진폭, 위치, 간격 등에서 변형이 일어난다. 심전도의 구성 요소인 P, Q, R, S, T파는 순서대로 발생한다. P파는 심방 탈분극 시기에 발생하며 QRS 군은 심실 탈분극 시기, T파는 심실 재분극 시기에 발생한다. QRS군에 있어서 R파는 처음 기록된 상향파로 정의되며, Q파는 R파 앞에 기록된 하향파로 정의되고, S파는 R파 다음에 기록된 하향파로 정의된다.

[0036] 또한, P-Q 간격은 심방의 탈분극으로부터 심실의 탈분극 시작까지의 간격을 의미하며, S-T 간격은 심실의 탈분극에서 재분극까지의 시간과 심실의 수축시간을 의미한다.

[0037] R-피크는 가장 큰 신호로서 대표점이라고 할 수 있으며, 이 점을 기준으로 다양한 심전도의 구성요소를 검출 및 분할하기 위한 기준점으로 사용될 수 있으며, 인접한 R-피크간의 간격은 심박 정보를 반영한다. 그러나 획득된 심전도 신호는 개인의 특성에 따라 상이한 양상을 가지고 있을 뿐만 아니라 각종 질환에 의한 비정상 신호와 잡음 등을 포함하므로, 다양한 심전도 패턴에 대해 적응적인 R-피크 검출 방법이 요구된다.

[0038] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 웨이블릿 변환과 변형된 샤논 에너지 엔벨로프를 이용한 심전도 R-피크 검출 장치의 내부 구성을 도시한 블록도이다.

[0039] 도 2에 도시한 바와 같이, 심전도 R-피크 검출장치(100)는 이산 웨이블릿 변환부(110), 샤논 에너지 엔벨로프 연산부(120), 피크 에너지 엔벨로프 연산부(130), R 피크 검출기(140) 및 R-R 간격 검증부(150)를 포함하여 구성된다.

[0040] 이산 웨이블릿 변환부(110)는 심전도 신호 데이터의 사이즈를 줄이고 노이즈를 줄이는 작업을 수행한다. 이산 웨이블릿 변환부(110)를 적용함에 따라 디지털 필터 등의 종래의 방법에 비해 메모리 요구 사항과 처리 시간을 크게 줄일 수 있다. 이산 웨이블릿 변환부(110)는 심전도 장치로부터 심전도 신호를 입력 받을 수 있다.

[0041] 첫번째로, 입력된 심전도 신호에 이산 웨이블릿 변환(Discrete Wavelet Transform, DWT)를 적용하여 심전도 신호를 다운 샘플링하고 근사계수 벡터(approximation coefficient vector)  $A_C$ 와 상세계수 벡터(detail coefficient vector)  $D_C$ 로 분해한다. 웨이블릿 변환으로 분해된 웨이블릿 계수는 웨이블릿 모함수에 대한 유사도로 이는 주어진 시간에 대한 주파수 신호를 나타낸다. 웨이블릿 변환 후 근사계수는 저주파 성분에 해당하고, 상세계수는 고주파 성분에 해당한다. 웨이블릿 모함수는 Haar, Daubechies, Biorthogonal, Coiflets, Symlets, Morlet, Mexican Hat, Meyer 등 과 같이 다양한 유형이 가능하며, 본 발명의 실시예는 symlets 모함수 계열인 symlet5를 적용한다.

[0042] 상기 근사계수 벡터  $A_C$ 와 상세계수 벡터  $D_C$ 는 다음의 [수학식 1]에 의해 계산된다.

[0043] [수학식 1]

$$[A_C, D_C] = dwt(E_I, 'sym5')$$

[0044]

[0045] 여기서  $E_I$ 는 입력 심전도 신호 벡터이고,  $dwt(*)$ 는 이산 웨이블릿 변환 함수이며, sym5는 적용된 모함수를 나타낸다.

[0046] 다음으로, 심전도 신호의 노이즈 성분을 감소시키기 위해 노이즈 편차에 따른 임계치를 구하고, 이 임계치와 상세계수 벡터  $D_C$ 와 비교하여 각 계수값을 축소시켜 노이즈를 제거하도록 한다. 노이즈가 삽입되었을 경우, 노이즈와 관계없는 값인 큰 계수를 보호하면서 노이즈에 해당하는 영역을 최대한 삭제한다. 웨이블릿의 상세계수는 분포가 대칭성을 이루므로 신호의 주요정보에 해당하는 크기가 큰 계수들과 노이즈 성분에 해당하는 크기가

작은 대부분의 계수들을 분리하는데 중앙편차를 사용한다.

[0047] 노이즈를 제거하기 위한 임계치(threshold)  $t$ 는 다음의 [수학식 2]에 의해 계산된다.

[0048] [수학식 2]

$$t = \sigma \sqrt{\frac{2 \log(N)}{N}}$$

[0049]

[0050] 여기서  $N$ 은 웨이블릿 계수의 총 개수이며,  $\sigma$ 는 노이즈의 표준편차에 대한 값으로 중앙편차인  $\text{median}(|D_C(j)|)/0.6745$ 이다.

[0051] 상세계수 벡터  $D_C$ 에 대해 임계치와 비교한 후, 임계치 값보다 작은 절대값을 가지는 웨이블릿의 상세계수들은 0으로 하고, 임계치 값보다 더 큰 절대값을 가진 웨이블릿의 상세계수들은 임계치 값과의 차이 값으로 수축하는 소프트 결정을 한다.

[0052] 원래의 상세계수 벡터  $D_C$ 에 대해 임계치 값을 감산하는 소프트 결정을 다음의 [수학식 3]과 같이 수행한다.

[0053] [수학식 3]

$$\widehat{D}_C(j) = \begin{cases} \text{sign}(D_C(j))(|D_C(j)| - t), & |D_C(j)| > t \\ 0, & |D_C(j)| \leq t, \end{cases}$$

[0054]

[0055] 다음으로, 노이즈 제거된 웨이블릿 변환 신호에 대해 역 이산 웨이블릿 변환을 적용하여 노이즈가 제거된 심전도 신호를 다음의 [수학식 4]에 의해 얻어진다.

[0056] [수학식 4]

$$E^F = idwt(A_C, \widehat{D}_C, 'sym5')$$

[0057]

[0058] 여기서  $E^F$ 는 노이즈가 제거된 심전도 신호이고,  $A_C$ 는 근사계수 벡터,  $\widehat{D}_C$ 는 소프트 결정을 한 후의 상세계수 벡터이며  $idwt(*)$ 는 역 이산 웨이블릿 변환 함수이다.

[0059] 샤논 에너지 엔벨로프 연산부(120)는 노이즈가 제거된 심전도 신호에서 고주파 성분인 QRS 군을 통과시키고, 저주파 성분인 P파, T파를 감쇄시키기 위해 차분 연산을 수행한다. 엔벨로프를 추출하기 위해 샤논 에너지 함수를 적용하여 양극성(bipolar)을 갖는 값을 단극성(unipolar)을 갖는 값으로 변환하며, 매끄러운 엔벨로프를 획득하기 위해 이동평균 기법을 적용한다.

[0060] 샤논 에너지 엔벨로프 연산부(120)는 노이즈가 제거된 심전도 신호에 대해 시간에 따라 차분하여 차분 신호를 도출으로써 하이-패스 필터와 같은 역할을 수행하도록 한다. 차분 신호를 도출함으로써 하이-패스 필터와 유사하게 고주파 성분인 QRS 군은 통과시키고, 저주파 성분인 P파, T파는 감쇄가 이루어진다. 다음의 [수학식 5]와 같이 노이즈 제거된 심전도 신호는 시간에 따라 차분하여 차분값이 취해지고, 정규화 과정을 거친다.

[0061] [수학식 5]

$$D_n = E_{n+1}^F - E_n^F.$$

[0062]

$$\widehat{D_n} = \frac{D_n}{\max(|D_n|)}.$$

[0063]

[0064] 정규화된 차분 심전도 신호는 -1과 1사이의 신호로 양의 값, 음의 값을 갖는 양극성(bipolar) 신호이므로, 엔벨로프 검출을 위해 양의 값을 갖는 단극성(unipolar) 신호로 변환한다. 일반적인 양극성의 신호를 단극성으로 변환하기 위해서는 신호의 절대값 또는 신호의 제곱을 취하거나, 샤논 엔트로피, 샤논 에너지 함수를 취하는 방법을 고려할 수 있다. 샤논 에너지 엔벨로프 연산부(120)는 신호의 엔벨로프를 도출하기 위한 신호의 변환을 다음의 [수학식 6]과 같이 샤논 에너지 함수를 적용한다.

[0065] [수학식 6]

$$S_n^E = -\left(\widehat{D_n}\right)^2 \log\left(\left(D_n\right)^2\right).$$

[0066]

[0067] 또한, 매끄러운 엔벨로프를 도출하기 위해 다음의 [수학식 7]과 같이 zero-shift 이동평균 필터를 적용한다.

[0068] [수학식 7]

$$S_n^S = \frac{1}{N} \left\{ S_{n-N/2}^E + \dots + S_{n-1}^E + S_n^E + S_{n+1}^E + \dots + S_{n+N/2}^E \right\}.$$

[0069]

[0070] 여기서, N은 이동평균 필터의 윈도우의 크기이며, 실시예는 N=33을 취하였다. 일반적으로, 이동평균 필터의 윈도우의 크기는 QRS 군의 폭과 거의 유사하여야 한다.

[0071] 위의 결과, 매끄러운 엔벨로프를 획득함으로써 R 피크 검출이 가능하지만, 진짜 R 피크와 가짜 R 피크가 혼재하고 있다. 그러므로, 진짜 R 피크는 강조하고, 가짜 R 피크는 감쇄시키는 것이 필요하다. 진짜 R 피크는 일반적으로 가짜 R 피크보다 크기가 더 크다는 사실에 주목한다.

[0072] 피크 에너지 엔벨로프 연산부(130)는 샤논 에너지 엔벨로프 연산부(120)와 유사하게 샤논 에너지 엔벨로프 신호에서 가짜 R 피크와 진짜 R 피크가 구별될 수 있도록 시간에 따라 차분 연산을 수행하고, 양극성(bipolar)을 갖는 값을 단극성(unipolar)을 갖는 값으로 변환함에 있어 가짜 R 피크와 진짜 R 피크의 차이가 명확해지도록 제곱값을 취하며, 매끄러운 엔벨로프를 획득하기 위해 이동평균 기법을 적용한다.

[0073] 피크 에너지 엔벨로프 연산부(130)는 샤논 에너지 엔벨로프 신호에 대해 다음의 [수학식 8]과 같이 샤논 에너지 엔벨로프 신호에 대해 시간에 따라 차분하여 차분값이 취해지고, 정규화 과정을 거친다.

[0074] [수학식 8]

$$D_n^S = S_{n+1}^S - S_n^S.$$

[0075]

$$\widehat{D_n^S} = \frac{D_n^S}{\max(|D_n^S|)}.$$

[0076]

[0077] 차분화된 피크 에너지 엔벨로프 신호는 양의 값, 음의 값을 갖는 양극성(bipolar) 신호이므로, 극성을 없애기 위해 양의 값을 갖는 단극성(unipolar) 신호로 변환하여 엔벨로프를 도출하기 위해 변환한다. 피크 에너지 엔벨로프 연산부(130)는 진짜 R 피크는 일반적으로 가짜 R 피크보다 크기가 더 크다는 사실에 주목하여, 가짜 R 피

크와 진짜 R 피크의 차이가 명확해지도록 다음의 [수학식 9]와 같이 제곱값을 취한다.

[0078] [수학식 9]

$$P_n^E = \left( D_n^S \right)^2.$$

[0079] 또한, 매끄러운 엔벨로프를 도출하기 위해 다음의 [수학식 10]과 같이 zero-shift 이동평균 필터를 적용한다.

[0081] [수학식 10]

$$P_n^S = \frac{1}{N} \left\{ P_{n-N/2}^E + \dots + P_{n-1}^E + P_n^E + P_{n+1}^E + \dots + P_{n+N/2}^E \right\}.$$

[0082] 여기서, N은 이동평균 필터의 윈도우의 크기이며, 실시예는 N=43을 취하였다.

[0083] 피크 검출부(130)는 이동평균 기법을 취하여 도출된 매끄러운 피크 엔벨로프 에너지 신호로부터 R-피크의 위치를 찾아내고, 실제 다운샘플링된 신호가 아닌 입력 심전도 신호에서 해당 R-피크를 다시 한번 검색하여 R-피크를 조정한다.

[0084] 피크 검출부(130)는 국부적인 피크를 갖는 R-피크의 위치를 다음의 [수학식 11]과 같이 추정한다.

[0085] [수학식 11]

$$R^E = \text{findPeaks}(P^S)$$

[0086] 여기서,  $R^E$ 는 피크로 추정되는 위치이며, findPeaks(\*)는 피크 검출 함수이다.

[0087] 또한, 현재까지의 데이터 처리는 다운샘플링된 신호를 기준으로 이루어졌으므로, 실제 입력 심전도 신호의 R-피크와 약간 다르게 위치할 수 있다. 그래서, 실제 입력 심전도 신호의 R-피크는 다음의 [수학식 12]와 같이 추정된 R-피크의 전후 25 샘플을 기준으로 최대의 크기를 갖는 위치를 찾음으로 후보 R-피크를 획득할 수 있다.

[0088] [수학식 12]

$$R_k^C = \arg \max_k \left\{ E_{k-25}^F, \dots, E_k^F, \dots, E_{k+25}^F \right\}$$

[0089] 여기서,  $E_k^F$ 는 k번째 추정된 R-피크의 심전도 신호의 크기이다.

[0090] R-R 간격 검증부(130)는 이웃하는 후보 R-R 피크의 간격을 측정된 R-R 간격의 평균을 기반으로 최소 임계치와 최대 임계치를 설정하여 R-피크를 검증하여 과검출된 R과 피크는 제거하고 미검출된 R과 피크를 추가 검출할 수 있도록 하여 최종 R-피크를 추출해낸다.

[0091] R-R 간격 검증부(130)는 이웃하는 후보 R-R 피크의 간격을 다음의 [수학식 13]과 같이 측정한다.

[0092] [수학식 13]

$$\Delta R^C(k) = x_{k+1} - x_k, \quad k = 1, 2, \dots, K - 1.$$

[0097] 다음으로, 측정된 R-R 피크 간격이 유효한 범위인 R-R 피크 간격의 최소 임계치와 R-R 피크 간격의 최대 임계치 내에 들어오는 경우에는 최종 R-피크로 인정하며, 측정된 R-R 피크 간격이 R-R 피크 간격의 최소 임계치 이내인 경우에는 최종 R-피크에서 배제한다. 또한, 측정된 R-R-피크가 R-R 피크 간격의 최대 임계치 이상인 경우에는 추가적인 R-피크를 찾아 조건을 만족하는 경우 최종 R-피크로 추가한다.

[0098] 측정된 R-피크에 대해 최종 R-피크로 인정하거나 배제하는 원칙은 다음의 [수학식 14]와 같다.

[0099] [수학식 14]

$$R^C(x_k) \in R^F(x), \quad \text{if } \theta_{\Delta 1} \leq \Delta R^C(k) \leq \theta_{\Delta 2},$$

$$\theta_{\Delta 1} \leq \Delta R^C(k+1) \leq \theta_{\Delta 2}$$

[0100]

$$R^C(x_k) \notin R^F(x), \quad \text{if } \Delta R^C(k-1) < \theta_{\Delta 1} \text{ or } \Delta R^C(k) < \theta_{\Delta 1}$$

[0101]

$$\theta_{\Delta 1} = \alpha * \mu_{\Delta}, \quad \theta_{\Delta 2} = \beta * \mu_{\Delta}$$

[0102]

[0103] 여기서,  $\theta_{\Delta 1}$ 는 R-R 피크 간격의 최소 임계치,  $\theta_{\Delta 2}$ 는 R-R 피크 간격의 최고 임계치이고,  $\mu_{\Delta}$ 는 R-R 피크 간격의 평균치이며,  $\alpha = 0.5$ ,  $\beta = 1.5$ 이다.

[0104] 추가적인 R-피크를 찾아 최종 R-피크로 추가하는 원칙은 다음의 [수학식 15]와 같다.

[0105] [수학식 15]

$$E^F(x_a) \in R^F(x), x_{k-1} + \gamma * \mu_{\Delta} < x_a < x_{k+1} - \gamma * \mu_{\Delta},$$

$$\text{if } \Delta R^C(k-1) > \theta_{\Delta 2} \text{ or } \Delta R^C(k) > \theta_{\Delta 2},$$

[0106]

[0107] 여기서,  $\theta_{\Delta 2}$ 는 R-R 피크 간격의 최고 임계치이고,  $\mu_{\Delta}$ 는 R-R 피크 간격의 평균치이며,  $\gamma = 0.5$ 이다.

[0108] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 웨이블릿 변환과 변형된 샤논 에너지 엔벨로프를 이용한 심전도 R-피크 검출하는 절차를 나타낸 흐름도이다.

[0109] 도 3에 도시한 바와 같이, R-피크 검출장치(100)에 심전도 신호를 입력한다(S110).

[0110] 다음으로 R-피크 검출장치(100)는 상기 입력받은 심전도 신호에 대해 다운 샘플링하여 이산 웨이블릿 변환을 수행하고, 상세계수 벡터에 대해 임계치 값을 차감하는 소프트 결정을 통해 노이즈를 제거한 후 이를 다시 역 이산 웨이블릿 변환을 하여 노이즈가 제거된 심전도 신호를 추출한다(S120).

[0111] 상기 노이즈가 제거된 심전도 신호를 추출하기 위해 입력된 심전도 신호에 대해 이산 웨이블릿 변환을 통해 다운 샘플링한다. 이산 웨이블릿 변환에 의해 근사계수 벡터와 상세계수 벡터로 분해된 값 중 상세계수 벡터에 대해 [수학식 3]에 따라 임계치 값을 차감하는 소프트 결정에 의해 노이즈를 제거하게 된다. 즉, 상세계수 벡터  $D^C$ 에 대해 임계치와 비교한 후, 임계치 값보다 작은 절대값을 가지는 웨이블릿의 상세계수들은 0으로 하고, 임계치 값보다 더 큰 절대값을 가진 웨이블릿의 상세계수들은 임계치 값과의 차이 값으로 수축하는 소프트 결정

을 한다.

- [0112] 또한, 근사계수 벡터와 노이즈가 제거된 상세계수 벡터에 대해 역 이산 웨이블릿 변환을 수행하여 노이즈가 제거된 심전도 신호를 추출한다.
- [0113] 다음으로 R-피크 검출장치(100)는 노이즈가 제거된 심전도 신호에 대해 시간에 따라 차분을 수행하고 정규화한 후 엔벨로프를 도출하기 위해 샤논 에너지 함수를 적용한다(S130).
- [0114] 노이즈가 제거된 심전도 신호에서 고주파 성분인 QRS 군은 강조하고, P파, T파는 감쇄가 이루어지도록 차분값을 취하고 정규화 과정을 거친다. 정규화된 차분 심전도 신호는 -1과 1사이의 양극성(bipolar) 신호이므로, 엔벨로프 검출을 위해 단극성(unipolar) 신호로 변환하고자 샤논 에너지 함수를 적용하고 매끄러운 엔벨로프를 도출하기 위해 이동 평균 기법을 적용한다.
- [0115] 다음으로 R-피크 검출장치(100)는 샤논 에너지 엔벨로프 신호에 대해 시간에 따라 차분을 수행하고 정규화한 후 확실한 엔벨로프를 도출하기 위해 제곱값을 적용한다(S140).
- [0116] QRS 군은 강조하고, P파, T파는 감쇄된 신호에 대해 실제 R-피크를 강조하기 위해 다시 한번 차분값을 취하고 정규화 과정을 거친다. 정규화된 차분 심전도 신호는 가짜 R-피크와 진짜 R-피크의 차이가 명확해지도록 제곱값을 적용하고 매끄러운 엔벨로프를 도출하기 위해 이동 평균 기법을 적용한다.
- [0117] 다음으로 R-피크 검출장치(100)는 국부적인 피크를 갖는 R-피크의 위치를 후보로 검출하여 실제 심전도 신호에서 조정 작업을 수행한다(S150).
- [0118] R-피크 검출장치(100)는 국부적인 피크를 갖는 R-피크의 위치를 추정하고, 다운샘플링된 신호가 아닌 실제 입력 심전도 신호에서 추정된 R-피크의 위치를 전후 25샘플을 기준으로 최대 크기를 갖는 위치를 찾음으로 후보 R-피크를 획득한다.
- [0119] 다음으로 R-피크 검출장치(100)는 이웃하는 후보 R-R 피크의 간격을 평균 R-R 간격과 비교하여 R-피크를 검증하고 놓친 R-피크를 추가함으로써 최종 R-피크를 추출해낸다(S160).
- [0120] R-피크 검출장치는 측정된 후보 R-R 피크의 간격이 유효한 범위인 R-R 피크 간격의 최소 임계치와 R-R 피크 간격의 최대 임계치 내에 들어오는 경우에는 최종 R-피크로 인정하며, 측정된 후보 R-R 피크의 간격이 R-R 피크 간격의 최소 임계치 이내인 경우에는 최종 R-피크에서 배제한다. 또한, 측정된 후보 R-R 피크가 R-R 피크 간격의 최대 임계치 이상인 경우에는 [수학식 15]에 따른 조건을 만족하는 경우 최종 R-피크로 추가한다.
- [0121] 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 각 처리 단계에서 신호를 나타낸 예시도이다.
- [0122] 도 4 (a)는 MIT-BIT Arrhythmia Database의 record 121의 입력 심전도 신호를 나타낸다.
- [0123] 도 4 (b)는 웨이블릿 변환을 통해 다운샘플링하고 노이즈를 제거한 후의 신호를 나타낸다. 웨이블릿 변환을 통해 다운샘플링을 수행하여 신호의 사이즈는 1/2로 줄어들었으며 노이즈들이 제거된 상태이다.
- [0124] 도 4 (c)는 샤논 에너지 엔벨로프 연산부를 거친 후의 샤논 에너지 엔벨로프(SEE) 후 신호를 나타낸다. 샤논 에너지 엔벨로프 연산부를 통해 시간에 따라 차분화한 신호를 정규화하며 샤논 에너지 함수를 적용하고 이동평균 필터링을 수행한 결과 피크에서 어느 정도 매끄러운 엔벨로프를 가진다.
- [0125] 도 4 (d)는 피크 에너지 엔벨로프 연산부를 거친 후의 피크 에너지 엔벨로프(PEE) 후 신호를 나타낸다. 피크 에너지 엔벨로프 연산부를 통해 시간에 따라 차분화한 신호를 정규화하며 제곱값을 적용하고 이동평균 필터링을 수행한 결과 피크에서 샤논 에너지 엔벨로프의 신호보다 더 매끄러운 엔벨로프를 가진다.
- [0126] 도 4 (e)는 피크 검출부를 통해 추정해낸 피크(빨간색 동그라미)를 나타낸다.
- [0127] 도 4 (f)는 피크 검출부를 통해 추정해낸 피크를 다운샘플링된 신호가 아닌 입력 심전도 신호에 적용하여 추출해낸 R-피크(빨간색 동그라미)를 나타낸다.
- [0128] 이하에서는 도 5 및 도 6을 참조하여 종래의 방법인 SHET방법 및 PT방법 과 본 발명을 상호 비교함으로써, 본 발명이 종래의 방법에 비해 우수한 점을 상세히 설명하도록 한다.
- [0129] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 MIT-BIT Arrhythmia Database 데이터별 성능을 나타내며, 도 6은 종래의 방법과의 성능 비교를 나타낸다.
- [0130] 본 발명의 실시예에서 제안한 방법의 적합성을 증명하기 위하여 MIT-BIH arrhythmia Database에 공개되어 있는

실제 측정 심전도 데이터를 사용하여 검증하였다. 모든 실험의 각각의 데이터는 약 30분의 48개 타입의 종류에 대해 검증하였다.

[0131] 도 5, 도6에 있어서 검출 성능을 진양성(true positive, TP), 위음성(false negative, FN), 위양성(false positive, FP), 오검출율(detectiron error rate, DER), 정확도(accuracy, ACC)을 통해 나타내고 있다.

[0132] 진양성(TP)는 올바르게 R-피크로 검출된 개수이고, 위음성(FN)은 R-피크로 검출되지 못한 개수이며, 위양성(FP)은 노이즈 스타크 등이 R-피크로 잘못 검출된 개수이다.

[0133] 또한, 오검출율(DER)과 정확도(ACC)는 다음의 [수학식 16]과 같다.

[0134] [수학식 16]

$$DER = \frac{FP + FN}{TP} \times 100\%,$$

$$Acc = \frac{TP}{TP + FP + FN} \times 100\%$$

[0135]

[0136] 본 발명에 의한 방법은 109, 415개가 TP이고, 79개가 FN이며, 99개가 FP이다. 그에 따라 평균 정확도(ACC)는 99.838%이며, 오검출율(DER)은 0.163%이다.

[0137] 이에 비해, SHET방법은 109,417개가 TP이고, 70개가 FN이며, 99개가 FP이다. 그에 따라 평균 정확도(ACC)는 99.800%이며, 오검출율(DER)은 0.200%이다. 또한, PT방법은 109,302가 TP이고, 507개가 FN이며, 277개가 FP이다. 그에 따라 평균 정확도(ACC)는 99.288%이며, 오검출율(DER)은 0.717%이다.

[0138] 제안 발명은 종래의 방법에 비해 프로세싱 속도 및 메모리 사용량을 고려했을 때 가장 좋은 성능을 보이고 있으며, 특히 정확도가 아주 높다. 이는 분해된 상세 계수에 대해 중앙편차를 적용한 임계치 기반의 소프트 결정을 하는 이산 웨이블릿 변환부의 적용과 검출된 R-피크를 평균 측정 R-R 간격에 의해 검증하고 추가 갱신이 가능하도록 하는데에 따른 것으로 판단된다.

[0139] 또한, 본 발명의 제안된 알고리즘을 3.3-GHz Intel core i5-4590 CPU, 4GB 메모리 및 Window를 탑재한 PC에서 MATLAB R2016b를 이용하여 수행하였다. 30분 분량의 MIT-BIH arrhythmia DB의 심전도 신호 48세트를 처리하는데 있어 약 13.7s의 시간이 소요되었다. 1세트를 처리하는데 있어서의 평균 프로세싱 시간은 28.6ms 소모된 것으로 파악되어 심전도 신호를 실시간적으로 처리할 수 있음을 확인하였다.

[0140] 이상에서 설명하였듯이, 본 발명인 이동평균 필터링 및 가상 코어점 검출을 통한 지정맥 인식장치 및 그 방법은 디지털 필터링의 사용없이 웨이블릿 변환을 통해 다운 샘플링을 수행하고 잡음 제거를 위해 상세 계수에 소프트 문턱값을 적용하여 노이즈 감소를 효율적으로 수행하며, 신호의 차분과정과 크기 정규화 과정을 갖는 변형된 샤논 에너지 엔벨로프과 피크 에너지 엔벨로프를 과정을 수행하여 R-피크가 추출할 수 있도록 함으로써, 노이즈에 강건하면서 높은 정확성과 빠른 연산 처리가 가능하게 한 심전도 R-피크 검출이 가능하도록 하는 효과가 있다.

[0141] 상기에서는 본 발명에 따른 바람직한 실시예를 위주로 상술하였으나, 본 발명의 기술적 사상은 이에 한정되는 것은 아니며 본 발명의 각 구성요소는 동일한 목적 및 효과의 달성을 위하여 본 발명의 기술적 범위 내에서 변경 또는 수정될 수 있을 것이다.

[0142] 또한, 이상에서는 본 발명의 바람직한 실시 예에 대하여 도시하고 설명하였지만, 본 발명은 상술한 특정의 실시 예에 한정되지 아니하며, 청구범위에서 청구하는 본 발명의 요지를 벗어남이 없이 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 다양한 변형 실시가 가능한 것은 물론이고, 이러한 변형 실시들은 본 발명의 기술적 사상이나 전망으로부터 개별적으로 이해되어서는 안 될 것이다.

**부호의 설명**

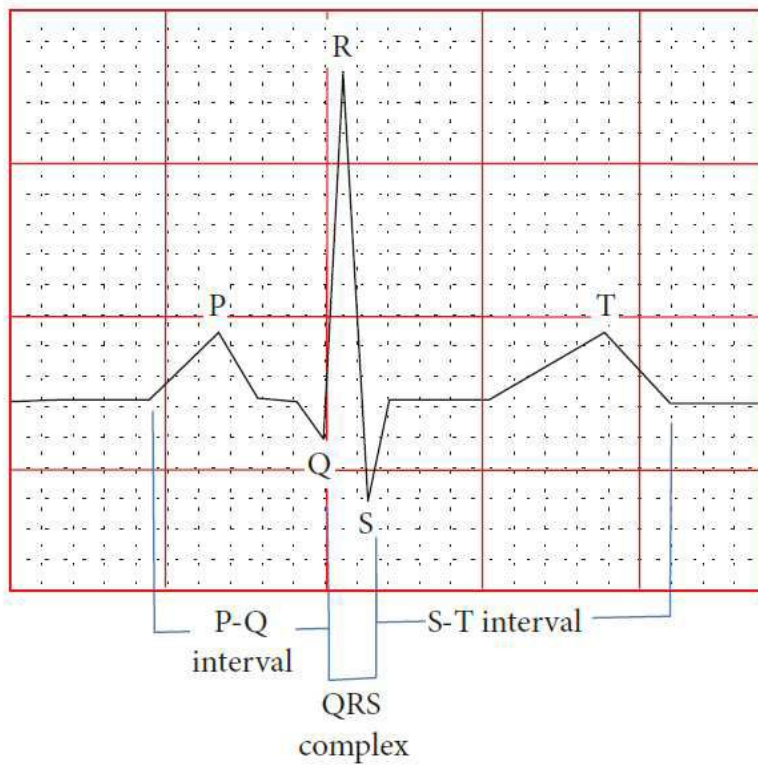
[0143] 100 : R-피크 검출장치

110 : 이산 웨이블릿 변환부

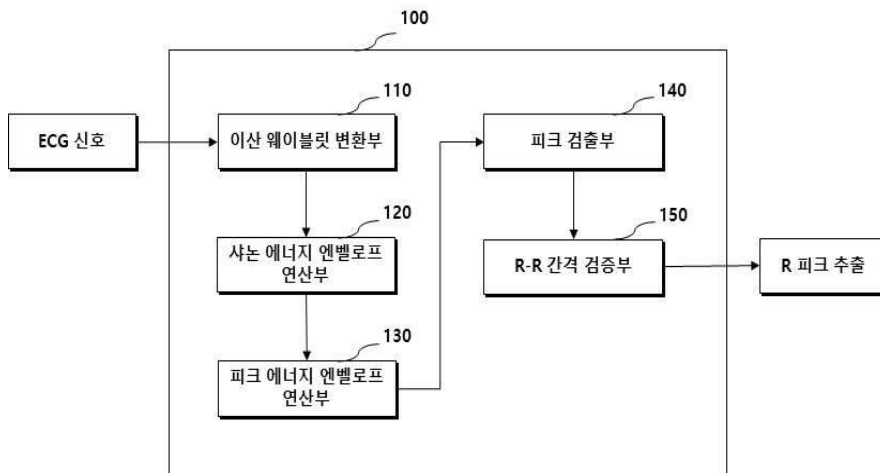
- 120 : 샤논 에너지 엔벨로프 연산부
- 130 : 피크 에너지 엔벨로프 연산부
- 140 : 피크 검출부
- 150 : R-R 간격 검증부

도면

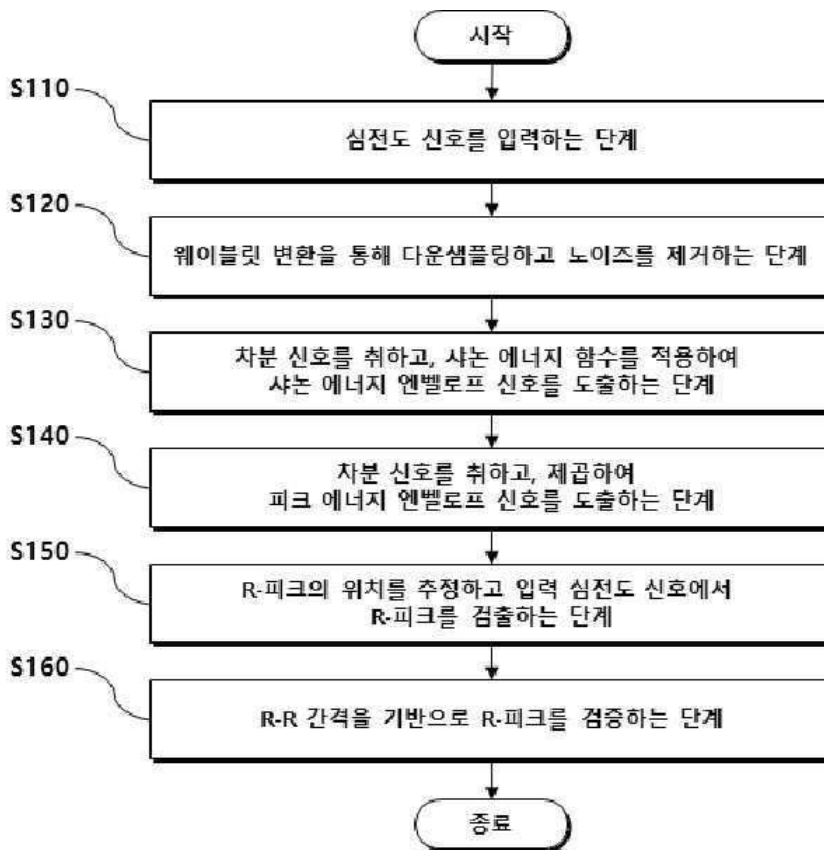
도면1



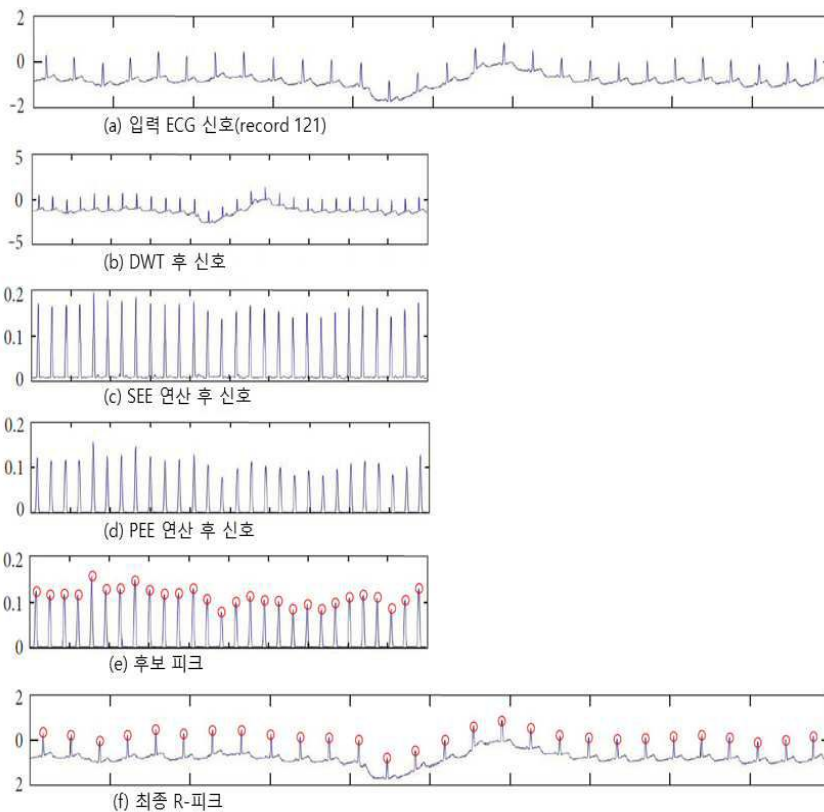
도면2



도면3



도면4



도면5

Record	Total beats (TP+TN)	TP (beats)	FN (beats)	FP (beats)	DER (%)	ACC (%)
100	2,273	2,272	1	0	0.044	99.956
101	1,865	1,864	1	3	0.215	99.786
102	2,187	2,187	0	0	0	100
103	2,084	2,084	0	0	0	100
104	2,229	2,228	1	5	0.269	99.731
105	2,572	2,568	4	17	0.818	99.189
106	2,027	2,024	3	5	0.395	99.606
107	2,137	2,136	1	1	0.094	99.906
108	1,763	1,759	4	5	0.512	99.491
109	2,532	2,532	0	1	0.039	99.961
111	2,124	2,123	1	0	0.047	99.953
112	2,539	2,539	0	0	0	100
113	1,795	1,794	1	0	0.056	99.944
114	1,879	1,878	1	2	0.16	99.841
115	1,953	1,953	0	3	0.154	99.847
116	2,412	2,400	12	2	0.583	99.42
117	1,535	1,532	3	1	0.261	99.74
118	2,278	2,278	0	2	0.088	99.912
119	1,987	1,986	1	2	0.151	99.849
121	1,863	1,862	1	1	0.107	99.893
122	2,476	2,476	0	0	0	100
123	1,518	1,518	0	2	0.132	99.868
124	1,619	1,619	0	4	0.247	99.754
200	2,601	2,600	1	2	0.115	99.885
201	1,963	1,960	3	0	0.153	99.847
202	2,136	2,135	1	0	0.047	99.953
203	2,980	2,959	21	8	0.98	99.029
205	2,656	2,655	1	0	0.038	99.962
207	1,860	1,858	2	5	0.377	99.625
208	2,955	2,946	9	3	0.407	99.594
209	3,005	3,005	0	1	0.033	99.967
210	2,650	2,649	1	2	0.113	99.887
212	2,748	2,748	0	0	0	100
213	3,251	3,251	0	0	0	100
214	2,262	2,262	0	1	0.044	99.956
215	3,363	3,362	1	0	0.03	99.97
217	2,208	2,208	0	1	0.045	99.955
219	2,154	2,154	0	0	0	100
220	2,048	2,048	0	0	0	100
221	2,427	2,427	0	1	0.041	99.959
222	2,483	2,483	0	1	0.04	99.96
223	2,605	2,605	0	0	0	100
228	2,053	2,052	1	12	0.634	99.37
230	2,256	2,256	0	2	0.089	99.911
231	1,571	1,571	0	0	0	100
232	1,780	1,780	0	2	0.112	99.888
233	3,079	3,076	3	2	0.163	99.838
234	2,753	2,753	0	0	0	100
Total	109,494	109,415	79	99	0.163	99.838

도면6

	Total beats (TP+TN)	TP (beats)	FN (beats)	FP (beats)	DER (%)	ACC (%)
본 발명	109,494	109,415	79	99	0.163	99.838
SEHT방법	109,496	109,417	79	140	0.200	99.800
PT방법	109,809	109,302	507	277	0.717	99.288

专利名称(译)	小波变换和改进的香农能量包络线检测心电信号中r峰的装置及其方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR101983037B1</a>	公开(公告)日	2019-05-29
申请号	KR1020170104882	申请日	2017-08-18
申请(专利权)人(译)	募集天花板大学学术合作		
当前申请(专利权)人(译)	募集天花板大学学术合作		
[标]发明人	이상웅		
发明人	이상웅		
IPC分类号	A61B5/0456 A61B5/00 A61B5/04 A61B5/0408		
CPC分类号	A61B5/0456 A61B5/04012 A61B5/0408 A61B5/726		
代理人(译)	它可以gimgyeon		
审查员(译)	Choeseokgyu		
其他公开文献	KR1020190019668A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

本发明涉及一种利用小波变换和修正的香农能量包络检测心电图R峰值的装置和方法，该装置包括小波变换单元，用于对心电图信号进行下采样并应用软判决进行降噪，并且可以通过执行修正的香农能量包络和具有信号差分处理和幅度归一化处理的峰值能量包络来提取R峰值，使得噪声稳健，精度高，对于心电图R峰检测装置及其方法。