



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0109305  
(43) 공개일자 2018년10월08일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/04 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)  
A61B 5/0456 (2006.01)

(52) CPC특허분류  
A61B 5/04012 (2013.01)  
A61B 5/0456 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2017-0038693  
(22) 출원일자 2017년03월27일  
심사청구일자 없음

(71) 출원인  
한국전자통신연구원  
대전광역시 유성구 가정로 218 (가정동)

(72) 발명자  
이상연  
대전광역시 서구 둔산북로 215, 3동 1304호(둔산동, 가람아파트)  
김정균  
대전광역시 동구 가양로80번길 81, 401호(가양동)  
(뒷면에 계속)

(74) 대리인  
성병기, 최윤서

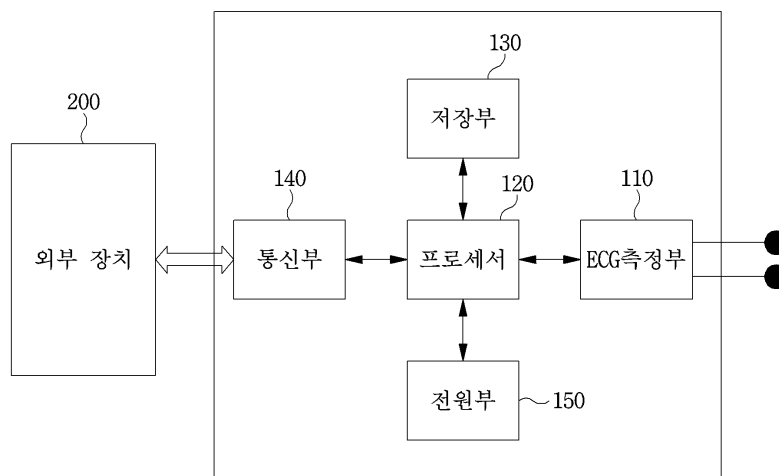
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 ECG 분석 장치 및 ECG 분석 방법

**(57) 요약**

ECG 분석 장치 및 ECG 분석 방법이 개시된다. 본 개시의 일 실시 예에 따른 ECG 분석 장치는, 기 설정된 측정 시간 동안 ECG 로우 데이터(raw data)를 측정하는 ECG측정부 및 상기 측정된 ECG 로우 데이터로부터 ECG 피크(peak)를 검출하고, 상기 검출된 ECG 피크를 분석하여 HRV(Heart Rate Variability) 파라미터를 생성하는 프로세서를 포함하고, 상기 프로세서는, 피크 평균값 추가 및 피크 구간 이동 중 적어도 하나를 이용하여 미검출 피크를 보정할 수 있다.

**대표도** - 도1



(52) CPC특허분류  
**A61B 5/7225** (2013.01)

(72) 발명자

**양희성**

대전광역시 유성구 은구비로 31, 504동 1303호(지  
족동, 열매마을5단지)

**이강복**

대전광역시 서구 계룡로583번길 12, 101동 1106호  
(탄방동, 엘아이지건영 리가아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 B0132-15-1003

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터(IITP)

연구사업명 ETRI 연구개발지원사업

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

기 여 율 1/1

주관기관 ETRI

연구기간 2015.03.01 ~ 2018.02.28

---

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

ECG(electrocardiography) 분석 장치에 있어서,

기 설정된 측정 시간 동안 ECG 로우 데이터(raw data)를 측정하는 ECG측정부; 및

상기 측정된 ECG 로우 데이터로부터 ECG 피크(peak)를 검출하고, 상기 검출된 ECG 피크를 분석하여 HRV(Heart Rate Variability) 파라미터를 생성하는 프로세서를 포함하고,

상기 프로세서는,

피크 평균값 추가 및 피크 구간 이동 중 적어도 하나를 이용하여 미검출 피크를 보정하는 것을 특징으로 하는 ECG 분석 장치.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 검출된 ECG 피크의 평균값을 미검출 피크 위치에 추가하는 방법으로 상기 피크 평균값 추가를 수행하는 것을 특징으로 하는 ECG 분석 장치.

#### 청구항 3

제1항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 검출된 ECG 피크의 일 구간을 미검출 피크 구간에 대체하는 방법으로 상기 피크 구간 이동을 수행하는 것을 특징으로 하는 ECG 분석 장치.

#### 청구항 4

제1항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 ECG 로우 데이터에 저역 필터 및 고역 필터를 순차적으로 적용하여 저역-고역 필터된 ECG 데이터를 생성하고,

상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터를 이용하여 무빙 에버리지(Moving Average) 데이터를 생성하고,

상기 무빙 에버리지 데이터에서 검출된 피크 시간을 이용하여 상기 ECG 피크를 검출하는 것을 특징으로 하는 ECG 분석 장치.

#### 청구항 5

제1항에 있어서,

저장부를 더 포함하고,

상기 프로세서는,

상기 ECG측정부에서 상기 ECG 로우 데이터를 측정함과 동시에 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 생성하여 상기 저장부에 상기 ECG 로우 데이터, 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 상기 무빙 에버리지 데이터를 저장하고,

상기 기 설정된 측정 시간 이후에 상기 저장부에 저장된 상기 ECG 로우 데이터, 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 상기 무빙 에버리지 데이터를 이용하여 상기 ECG 피크 검출을 수행하는 것을 특징으로 하는 ECG 분석 장치.

#### 청구항 6

제1항에 있어서,

저장부를 더 포함하고,

상기 프로세서는,

상기 ECG측정부에서 상기 ECG 로우 데이터를 측정함과 동시에 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 생성하여 상기 저장부에 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 상기 무빙 에버리지 데이터를 저장하고,

상기 기 설정된 측정 시간 이후에 상기 저장부에 저장된 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 상기 에버리지 데이터를 이용하여 상기 ECG 피크 검출을 수행하는 것을 특징으로 하는 ECG 분석 장치.

#### 청구항 7

제1항에 있어서,

상기 생성된 HRV 파라미터를 외부 장치로 전송하는 통신부를 더 포함하는 ECG 분석 장치.

#### 청구항 8

제1항에 있어서,

상기 프로세서는,

상기 검출된 ECG 피크 중 기 설정된 값 이하의 피크를 상기 미검출 피크로 판단하는 것을 특징으로 하는 ECG 분석 장치.

#### 청구항 9

제1항에 있어서,

상기 ECG측정부는,

전식전극을 이용하여 ECG 로우 데이터를 측정하는 것을 특징으로 하는 ECG 분석 장치.

#### 청구항 10

제1항에 있어서,

상기 HRV 파라미터는,

HR(heart rate), RMSSD(root mean square differences of successive R-R intervals) 및 SDRR(standard deviation of beat-to-beat interval) 중 적어도 하나를 포함하는 것을 특징으로 하는 ECG 분석 장치.

**청구항 11**

ECG(electrocardiography) 분석 방법에 있어서,  
 기 설정된 측정 시간 동안 ECG 로우 데이터(raw data)를 측정하는 단계;  
 상기 측정된 ECG 로우 데이터로부터 ECG 피크(peak)를 검출하는 단계; 및  
 상기 검출된 ECG 피크를 분석하여 HRV(Heart Rate Variability) 파라미터를 생성하는 단계를 포함하고,  
 상기 검출된 ECG 피크 중 미검출 피크가 있는 경우, 피크 평균값 추가 및 피크 구간 이동 중 적어도 하나를 이용하여 보정하는 것을 특징으로 하는 ECG 분석 방법.

**청구항 12**

제11항에 있어서,  
 상기 피크 평균값 추가는,  
 상기 검출된 ECG 피크의 평균값을 미검출 피크 위치에 추가하는 방법으로 수행하는 것을 특징으로 하는 ECG 분석 방법.

**청구항 13**

제11항에 있어서,  
 상기 피크 구간 이동은,  
 상기 검출된 ECG 피크의 일 구간을 미검출 피크 구간에 대체하는 방법으로 수행하는 것을 특징으로 하는 ECG 분석 방법.

**청구항 14**

제11항에 있어서,  
 상기 ECG 피크를 검출하는 단계는,  
 상기 ECG 로우 데이터에 저역 필터 및 고역 필터를 순차적으로 적용하여 저역-고역 필터된 ECG 데이터를 생성하는 단계;  
 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터를 이용하여 무빙 에버리지(Moving Average) 데이터를 생성하는 단계; 및  
 상기 무빙 에버리지 데이터에서 검출된 피크 시간을 이용하여 상기 ECG 피크를 검출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 ECG 분석 방법.

**청구항 15**

제11항에 있어서,  
 상기 ECG 피크를 검출하는 단계는,  
 상기 ECG 로우 데이터를 측정하는 단계와 동시에 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 생성하고, 상기 ECG 로우 데이터, 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 상기 무빙 에버리지 데이터를 저장하는 단계; 및  
 상기 기 설정된 측정 시간 이후에 상기 저장된 상기 ECG 로우 데이터, 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 상

기 무빙 에버리지 데이터를 이용하여 상기 ECG 피크를 검출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 ECG 분석 방법.

**청구항 16**

제11항에 있어서,

상기 ECG 피크를 검출하는 단계는,

상기 ECG 로우 데이터를 측정하는 단계와 동시에 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 생성하고, 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 상기 무빙 에버리지 데이터를 저장하는 단계; 및

상기 기 설정된 측정 시간 이후에 상기 저장된 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 상기 무빙 에버리지 데이터를 이용하여 상기 ECG 피크를 검출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 ECG 분석 방법.

**청구항 17**

제11항에 있어서,

상기 생성된 HRV 파라미터를 외부 장치로 전송하는 단계를 더 포함하는 ECG 분석 방법.

**청구항 18**

제11항에 있어서,

상기 미검출 피크는,

상기 검출된 ECG 피크 중 기 설정된 값 이하의 피크인 것을 특징으로 하는 ECG 분석 방법.

**청구항 19**

제11항에 있어서,

상기 ECG 로우 데이터를 측정하는 단계는,

건식전극을 이용하여 ECG 로우 데이터를 측정하는 것을 특징으로 하는 ECG 분석 방법.

**청구항 20**

ECG(electrocardiography) 분석 방법을 실행하게 하기 위한 프로그램이 저장된 비일시적 판독 가능한 매체에 있어서,

상기 ECG 분석 방법은,

기 설정된 측정 시간 동안 ECG 로우 데이터(raw data)를 측정하는 단계;

상기 측정된 ECG 로우 데이터로부터 ECG 피크(peak)를 검출하는 단계; 및

상기 검출된 ECG 피크를 분석하여 HRV(Heart Rate Variability) 파라미터를 생성하는 단계를 포함하고,

상기 검출된 ECG 피크 중 미검출 피크가 있는 경우, 피크 평균값 추가 및 피크 구간 이동 중 적어도 하나를 이용하여 보정하는 것을 특징으로 하는, 컴퓨터 판독 가능한 매체.

**발명의 설명**

## 기술 분야

[0001] 본 개시는 ECG(electrocardiography) 분석 장치 및 ECG 분석 방법에 관한 것으로, 보다 구체적으로는 제한된 시간 동안 ECG를 측정하여 HRV(Heart Rate Variability) 파라미터를 생성할 수 있는 ECG 분석 장치 및 ECG 분석 방법에 관한 것이다.

## 배경 기술

[0002] 최근 건강 관리에 대한 관심이 높아짐에 따라, 의료기술과 IT 기술이 융합된 헬스 케어(health care)용 ECG 측정 장치가 많은 관심을 끌고 있다. 헬스 케어용 ECG 측정 장치는 건강과 관련된 생체신호를 실시간으로 수집하여 건강과 관련된 정보(또는 생체 정보)를 사용자에게 제공한다.

[0003] 기존의 헬스 케어용 ECG 측정 장치들은 신체에 생체신호 모듈을 부착하여 측정된 생체신호 데이터를 서버 또는 단말기에 전송하여 분석하기 때문에 많은 양의 데이터를 전송해야 하고, 생체신호 데이터를 분석하기 위해 별도의 고성능의 서버나 단말기를 구비해야 하는 문제점이 있었다.

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

[0004] 본 개시의 기술적 과제는 상술한 문제점을 해결하기 위하여, ECG를 측정하여 HRV 파라미터를 자체적으로 생성하는 ECG 분석 장치 및 ECG 분석 방법을 제공하는 것이다.

[0005] 본 개시의 또 다른 기술적 과제는 제한된 시간 동안 ECG를 측정함에 따라 발생하는 오차를 보정하여 정확한 HRV 파라미터를 생성하는 ECG 분석 장치 및 ECG 분석 방법을 제공하는 것이다.

[0006] 본 개시에서 이루고자 하는 기술적 과제들은 이상에서 언급한 기술적 과제들로 제한되지 않으며, 언급하지 않은 또 다른 기술적 과제들은 아래의 기재로부터 본 개시가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

### 과제의 해결 수단

[0007] 본 개시의 일 양상에 따르면, ECG 분석 장치는, 기 설정된 측정 시간 동안 ECG 로우 데이터(raw data)를 측정하는 ECG측정부; 및 상기 측정된 ECG 로우 데이터로부터 ECG 피크(peak)를 검출하고, 상기 검출된 ECG 피크를 분석하여 HRV(Heart Rate Variability) 파라미터를 생성하는 프로세서를 포함하고, 상기 프로세서는, 피크 평균값 추가 및 피크 구간 이동 중 적어도 하나를 이용하여 미검출 피크를 보정할 수 있다.

[0008] 여기서, 상기 프로세서는, 상기 검출된 ECG 피크의 평균값을 미검출 피크 위치에 추가하는 방법으로 상기 피크 평균값 추가를 수행할 수 있다.

[0009] 한편, 상기 프로세서는, 상기 검출된 ECG 피크의 일 구간을 미검출 피크 구간에 대체하는 방법으로 상기 피크 구간 이동을 수행할 수 있다.

[0010] 한편, 상기 프로세서는, 상기 ECG 로우 데이터에 저역 필터 및 고역 필터를 순차적으로 적용하여 저역-고역 필터된 ECG 데이터를 생성하고, 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터를 이용하여 무빙 에버리지(Moving Average) 데이터를 생성하고, 상기 무빙 에버리지 데이터에서 검출된 피크 시간을 이용하여 상기 ECG 피크를 검출할 수 있다.

[0011] 그리고, ECG 분석 장치는 저장부를 더 포함하고, 상기 프로세서는, 상기 ECG측정부에서 상기 ECG 로우 데이터를 측정함과 동시에 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 생성하여 상기 저장부에 상기 ECG 로우 데이터, 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 상기 무빙 에버리지 데이터를 저장하고, 상기 기 설정된 측정 시간 이후에 상기 저장부에 저장된 상기 ECG 로우 데이터, 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 상기 무빙 에버리지 데이터를 이용하여 상기 ECG 피크 검출을 수행할 수 있다.

[0012] 그리고, ECG 분석 장치는 저장부를 더 포함하고, 상기 프로세서는, 상기 ECG측정부에서 상기 ECG 로우 데이터를 측정함과 동시에 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 생성하여 상기 저장부에 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 상기 무빙 에버리지 데이터를 저장하고, 상기 기 설정된 측정 시간 이후에 상기 저장부에 저장된 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 상기 에버리지 데이터를 이용하여 상기 ECG 피크 검출을

수행할 수 있다.

- [0013] 한편, ECG 분석 장치는 상기 ECG 피크 검출로 생성된 HRV 파라미터를 외부 장치로 전송하는 통신부를 더 포함할 수 있다.
- [0014] 한편, 상기 프로세서는, 상기 검출된 ECG 피크 중 기 설정된 값 이하의 피크를 상기 미검출 피크로 판단할 수 있다.
- [0015] 한편, 상기 ECG 측정부는, 건식전극을 이용하여 ECG 로우 데이터를 측정할 수 있다.
- [0016] 한편, 상기 HRV 파라미터는, HR(heart rate), RMSSD(root mean square differences of successive R-R intervals) 및 SDRR(standard deviation of beat-to-beat interval) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0017] 본 개시의 또 다른 양상에 따르면, ECG(electrocardiography) 분석 방법은 기 설정된 측정 시간 동안 ECG 로우 데이터(raw data)를 측정하는 단계; 상기 측정된 ECG 로우 데이터로부터 ECG 피크(peak)를 검출하는 단계; 및 상기 검출된 ECG 피크를 분석하여 HRV(Heart Rate Variability) 파라미터를 생성하는 단계를 포함하고, 상기 검출된 ECG 피크 중 미검출 피크가 있는 경우, 피크 평균값 추가 및 피크 구간 이동 중 적어도 하나를 이용하여 보정할 수 있다.
- [0018] 여기서, 상기 피크 평균값 추가는, 상기 검출된 ECG 피크의 평균값을 미검출 피크 위치에 추가하는 방법으로 수행할 수 있다.
- [0019] 여기서, 상기 피크 구간 이동은, 상기 검출된 ECG 피크의 일 구간을 미검출 피크 구간에 대체하는 방법으로 수행할 수 있다.
- [0020] 한편, 상기 ECG 피크를 검출하는 단계는, 상기 ECG 로우 데이터에 저역 필터 및 고역 필터를 순차적으로 적용하여 저역-고역 필터된 ECG 데이터를 생성하는 단계; 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터를 이용하여 무빙 에버리지(Moving Average) 데이터를 생성하는 단계; 및 상기 무빙 에버리지 데이터에서 검출된 피크 시간을 이용하여 상기 ECG 피크를 검출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0021] 한편, 상기 ECG 피크를 검출하는 단계는, 상기 ECG 로우 데이터를 측정하는 단계와 동시에 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 생성하고, 상기 ECG 로우 데이터, 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 상기 무빙 에버리지 데이터를 저장하는 단계; 및 상기 기 설정된 측정 시간 이후에 상기 저장된 상기 ECG 로우 데이터, 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 상기 무빙 에버리지 데이터를 이용하여 상기 ECG 피크를 검출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0022] 한편, 상기 ECG 피크를 검출하는 단계는, 상기 ECG 로우 데이터를 측정하는 단계와 동시에 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 생성하고, 상기 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 상기 무빙 에버리지 데이터를 저장하는 단계; 및 상기 기 설정된 측정 시간 이후에 상기 저장된 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 상기 무빙 에버리지 데이터를 이용하여 상기 ECG 피크를 검출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0023] 한편, ECG 분석 방법은 상기 ECG 피크 검출로 생성된 HRV 파라미터를 외부 장치로 전송하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0024] 한편, 상기 미검출 피크는, 상기 검출된 ECG 피크 중 기 설정된 값 이하의 피크인 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0025] 한편, 상기 ECG 로우 데이터를 측정하는 단계는, 건식전극을 이용하여 ECG 로우 데이터를 측정할 수 있다.
- [0026] 본 개시의 또 다른 양상에 따르면, ECG 분석 방법을 실행하게 하기 위한 프로그램이 저장된 비일시적 판독 가능한 매체에서, 상기 ECG 분석 방법은, 기 설정된 측정 시간 동안 ECG 로우 데이터를 측정하는 단계; 상기 측정된 ECG 로우 데이터로부터 ECG 피크를 검출하는 단계; 및 상기 검출된 ECG 피크를 분석하여 HRV 파라미터를 생성하는 단계를 포함하고, 상기 검출된 ECG 피크 중 미검출 피크가 있는 경우, 피크 평균값 추가 및 피크 구간 이동 중 적어도 하나를 이용하여 보정하는 것을 특징으로 할 수 있다.
- [0027] 본 개시에 대하여 위에서 간략하게 요약된 특징들은 후술하는 본 개시의 상세한 설명의 예시적인 양상일 뿐이며, 본 개시의 범위를 제한하는 것은 아니다.

**발명의 효과**

- [0028] 본 개시에 따르면, ECG를 측정하여 HRV 파라미터를 자체적으로 생성함으로써, 생체 신호 분석을 위한 별도의 고

성능의 서버나 단말기를 구비할 필요 없이 제공된 HRV 파라미터를 디스플레이할 수 있는 기존의 단말기만으로도 사용자에게 생체 정보를 제공할 수 있다.

- [0029] 또한, 본 개시에 따르면, 손잡이 형태의 건식 전극을 사용함으로써 전극의 재활용성을 높일 수 있다.
- [0030] 또한, 본 개시에 따르면, 헬스케어용 메인 장치(일 예로, 안마의자)와 별도의 장치로 ECG를 분석함으로써 헬스케어용 메인 장치의 구동 안정성을 높일 수 있다.
- [0031] 또한, 본 개시에 따르면, 측정된 ECG의 오차를 보정하는 기술을 채용하여 제한된 성능의 프로세서와 메모리를 구비한 모듈에서도 정확한 HRV 파라미터를 생성할 수 있다.
- [0032] 본 개시에서 얻을 수 있는 효과는 이상에서 언급한 효과들로 제한되지 않으며, 언급하지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 본 개시가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

**도면의 간단한 설명**

- [0033] 도 1은 본 개시의 일 실시 예에 따른 ECG 분석 장치를 설명하기 위한 블록도이다.
- 도 2는 본 개시의 일 실시 예에 따른 ECG 피크를 검출하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 3은 본 개시의 일 실시 예에 따른 ECG 피크를 검출하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 4는 본 개시의 일 실시 예에 따른 ECG 피크를 검출하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 5는 본 개시의 일 실시 예에 따른 피크 평균값 추가 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6은 본 개시의 일 실시 예에 따른 피크 구간 이동 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 7은 본 개시의 일 실시 예에 따른 ECG 분석 방법을 설명하기 위한 도면이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0034] 이하에서는 첨부한 도면을 참고로 하여 본 개시의 실시 예에 대하여 본 개시가 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나, 본 개시는 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시 예에 한정되지 않는다.
- [0035] 본 개시의 실시 예를 설명함에 있어서 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 개시의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그에 대한 상세한 설명은 생략한다. 그리고, 도면에서 본 개시에 대한 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.
- [0036] 본 개시에 있어서, 어떤 구성요소가 다른 구성요소와 "연결", "결합" 또는 "접속"되어 있다고 할 때, 이는 직접적인 연결관계뿐만 아니라, 그 중간에 또 다른 구성요소가 존재하는 간접적인 연결관계도 포함할 수 있다. 또한 어떤 구성요소가 다른 구성요소를 "포함한다" 또는 "가진다"고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 배제하는 것이 아니라 또 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.
- [0037] 본 개시에 있어서, 제1, 제2 등의 용어는 하나의 구성요소를 다른 구성요소로부터 구별하는 목적으로만 사용되며, 특별히 언급되지 않는 한 구성요소들간의 순서 또는 중요도 등을 한정하지 않는다. 따라서, 본 개시의 범위 내에서 일 실시 예에서의 제1 구성요소는 다른 실시 예에서 제2 구성요소라고 칭할 수도 있고, 마찬가지로 일 실시 예에서의 제2 구성요소를 다른 실시 예에서 제1 구성요소라고 칭할 수도 있다.
- [0038] 본 개시에 있어서, 서로 구별되는 구성요소들은 각각의 특징을 명확하게 설명하기 위함이며, 구성요소들이 반드시 분리되는 것을 의미하지는 않는다. 즉, 복수의 구성요소가 통합되어 하나의 하드웨어 또는 소프트웨어 단위로 이루어질 수도 있고, 하나의 구성요소가 분산되어 복수의 하드웨어 또는 소프트웨어 단위로 이루어질 수도 있다. 따라서, 별도로 언급하지 않더라도 이와 같이 통합된 또는 분산된 실시 예도 본 개시의 범위에 포함된다.
- [0039] 본 개시에 있어서, 다양한 실시 예에서 설명하는 구성요소들이 반드시 필수적인 구성요소들은 의미하는 것은 아니며, 일부는 선택적인 구성요소일 수 있다. 따라서, 일 실시 예에서 설명하는 구성요소들의 부분집합으로 구성되는 실시 예도 본 개시의 범위에 포함된다. 또한, 다양한 실시 예에서 설명하는 구성요소들에 추가적으로 다른 구성요소를 포함하는 실시 예도 본 개시의 범위에 포함된다.

- [0040] 이하, 첨부한 도면을 참조하여 본 개시의 실시 예들에 대해서 설명한다.
- [0041] 도 1은 본 개시의 일 실시 예에 따른 ECG 분석 장치를 설명하기 위한 블록도이다.
- [0042] 도 1을 참고하면, ECG 분석 장치(100)는 ECG측정부(110), 프로세서(120), 저장부(130), 통신부(140) 및 전원부(150)를 포함할 수 있다.
- [0043] ECG측정부(110)는 기 설정된 측정 시간 동안 ECG 로우 데이터(raw data)를 측정할 수 있다.
- [0044] 여기서, 기 설정된 측정 시간은 제조시 설정되어 고정된 값일 수 있다. 그러나, 설계에 따라 사용자에게 의해 입력 받을 수 있으며, 이러한 경우 ECG 측정시 마다 기 설정된 측정 시간은 변경될 수 있다.
- [0045] 한편, ECG측정부(110)는 건식전극을 이용하여 ECG 로우 데이터를 측정할 수 있다.
- [0046] 프로세서(120)는 측정된 ECG 로우 데이터로부터 ECG 피크를 검출하고, 검출된 ECG 피크를 분석하여 HRV 파라미터를 생성할 수 있다.
- [0047] 구체적으로, 프로세서(120)는 측정된 ECG 로우 데이터에 저역 필터 및 고역 필터를 순차적으로 적용하여 저역-고역 필터된 ECG 데이터를 생성할 수 있다. 그리고, 저역-고역 필터된 ECG 데이터를 이용하여 무빙 에버리지(Moving Average) 데이터를 생성하고, 무빙 에버리지 데이터에서 검출된 피크 시간을 이용하여 ECG 피크를 검출할 수 있다. 이에 대한 구체적인 설명은 도 2의 설명과 함께 후술하도록 한다(제1 ECG 피크 검출방법).
- [0048] 또한, 프로세서(120)는 ECG측정부(110)에서 ECG 로우 데이터를 측정함과 동시에 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 생성하여 저장부(130)에 저장할 수 있다. 그리고, 프로세서(120)는 기 설정된 측정 시간 이후에 저장부(130)에 저장된 ECG 로우 데이터, 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 이용하여 ECG 피크를 검출할 수 있다. 여기서, 저역-고역 필터된 ECG 데이터는 ECG 로우 데이터에 저역 필터 및 고역 필터가 순차적 적용되어 생성된 데이터이고, 무빙 에버리지 데이터는 상술한 바와 같이 저역-고역 필터된 ECG 데이터를 이용하여 생성될 수 있다. 이에 대한 구체적인 설명은 도 3의 설명과 함께 후술하도록 한다(제2 ECG 피크 검출방법).
- [0049] 또한, 프로세서(120)는 ECG측정부(110)에서 ECG 로우 데이터를 측정함과 동시에 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 생성하여 저장부(130)에 저장할 수 있다. 그리고, 프로세서(120)는 기 설정된 측정 시간 이후에 저장부(130)에 저장된 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 에버리지 데이터를 이용하여 ECG 피크 검출할 수 있다. 이에 대한 구체적인 설명은 도 4의 설명과 함께 후술하도록 한다(제3 ECG 피크 검출방법).
- [0050] 한편, 프로세서(120)는 피크 평균값 추가 및 피크 구간 이동 중 적어도 하나를 이용하여 미검출 피크를 보정할 수 있다.
- [0051] 여기서, 미검출 피크는 기 설정된 값 이하의 피크를 의미할 수 있다. 따라서, 프로세서(120)는 검출된 ECG 피크 중 기 설정된 값 이하의 피크를 미검출 피크로 판단할 수 있다.
- [0052] 그리고, 프로세서(120)는 검출된 ECG 피크의 평균값을 미검출 피크 위치에 추가하는 방법으로 피크 평균값 추가를 수행할 수 있다. 피크 평균값 추가 방법에 대한 구체적인 설명은 도 5의 설명과 함께 후술하도록 한다.
- [0053] 그리고, 프로세서(120)는 검출된 ECG 피크의 일 구간을 미검출 피크 구간에 대체하는 방법으로 피크 구간 이동을 수행할 수 있다. 피크 구간 이동법에 대한 구체적인 설명은 도 6의 설명과 함께 후술하도록 한다.
- [0054] 한편, HRV 파라미터는 HR(heart rate), RMSSD (root mean square differences of successive R-R intervals) 및 SDRR (standard deviation of beat-to-beat interval) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0055] 여기서, HRV(Heart Rate Variability)는 심박(HR, heart rate)의 주기적인 변화를 나타내는 심박 변이율을 의미한다. 호흡/자율신경계 활동, 흡연, 음주, 불면 등의 요인에 따라 심박의 주기적인 변화가 일어나는데 이를 HRV로 표현할 수 있다.
- [0056] HRV 분석방법은 시간범위 분석과 주파수범위 분석이 있다,
- [0057] 시간범위 분석은 심박의 R-R간격을 통계적으로 처리하는 기법으로 ECG를 통해 R-R간격이 결정될 수 있다. 시간범위의 HRV는 주로 부교감 신경계의 영향을 반영한다.
- [0058] 시간 범위의 HRV 분석에 따라, SDRR 및 RMSSD 파라미터를 생성할 수 있다.

- [0059] SDRR은 전체 R-R간격의 표준 편차를 의미하며, 육체적 복잡도-피로도를 나타낸다.
- [0060] RMSSD는 인접 R-R간격의 차이를 제공한 값의 평균의 제곱근을 의미하며, 부교감 신경의 활동성 평가 지표로 사용될 수 있다. 심장의 안정도를 나타낸다.
- [0061] 한편, 주파수범위 분석은 HRV 신호의 강도를 분리해서 평가하는 방식으로 각 주파수 대역 HF(high frequency), LF(low frequency), VLF(very low frequency)의 강도를 분리하여 평가할 수 있다.
- [0062] 한편, HRV 파라미터를 이용하여 측정자의 스트레스를 판단하는 스트레스 지수를 생성할 수 있다. 건강한 사람의 경우 심박의 변화가 크고 복잡하게 나타나는 반면, 질병이나 스트레스 상태에서는 그 복잡한 정도가 현저히 감소하는 것에 기인하여 스트레스 지수를 생성할 수 있다.
- [0063] 한편, 프로세서(120)는 상기 동작 외에도, 통상적으로 ECG 분석 장치(100)의 전반적인 동작을 제어한다. 프로세서(120)는 위에서 살펴본 구성요소들을 통해 입력 또는 출력되는 신호, 데이터, 정보 등을 처리하거나 저장부(130)에 저장된 응용 프로그램을 구동함으로써, 사용자에게 적절한 정보 또는 기능을 제공 또는 처리할 수 있다.
- [0064] 저장부(130)는 프로세서(120)의 제어에 따라 ECG 로우 데이터, 저역 필터된 ECG 데이터, 고역 필터된 ECG 데이터, 저역-고역 필터된 ECG 데이터, 무빙 에버리지 데이터 및 ECG 피크를 저장할 수 있다.
- [0065] 통신부(140)는 프로세서(120)에서 생성된 HRV 파라미터를 외부 장치(200)에 전송할 수 있다.
- [0066] 통신부(140)는 유선 통신 모듈 또는 무선 통신 모듈 중 적어도 하나를 구비하여 외부 장치(200)와 연결될 수 있다. 여기서, 무선 통신 모듈은 WLAN(Wireless LAN), WiFi(Wireless Fidelity) Direct, DLNA(Digital Living Network Alliance), Wibro(Wireless broadband), Wimax(World Interoperability for Microwave Access), HSDPA(High Speed Downlink Packet Access), LTE(Long Term Evolution) 등과 같은 무선 인터넷 모듈 및 블루투스(Bluetooth™), RFID(Radio Frequency Identification), 적외선 통신(Infrared Data Association; IrDA), UWB(Ultra Wideband), ZigBee, NFC(Near Field Communication), Wi-Fi(Wireless-Fidelity), Wi-Fi Direct 등과 같은 근거리 통신 모듈 중 어느 하나일 수 있다.
- [0067] 전원부(150)는 프로세서(120)의 제어 하에서, 외부의 전원, 내부의 전원을 인가 받아 ECG 분석 장치(100)에 포함된 각 구성요소들에 전원을 공급한다. 이러한 전원부(150)는 배터리를 포함하며, 상기 배터리는 내장형 배터리 또는 교체가능한 형태의 배터리가 될 수 있다.
- [0068] 이상 도 1을 참고하여 본 발명의 일 실시 예에 따른 ECG 분석 장치에 대해 설명하였다. 이하에서는 도 2 내지 4를 참고하여 ECG 피크를 검출하는 방법에 대해 설명하도록 한다.
- [0069] 도 2는 본 개시의 일 실시 예에 따른 ECG 피크를 검출하는 방법을 설명하기 위한 도면이다. 도 2에서 설명하는 ECG 피크 검출 방법을 제1 ECG 피크 검출 방법이라고 가정한다.
- [0070] (1) ECG 로우 데이터를 측정한다. (2) ECG 로우 데이터에 저역 필터를 적용하여 저역 필터된 ECG 데이터를 생성한다. (3) 저역 필터된 ECG 데이터에 고역 필터를 적용하여 저역-고역 필터된 ECG 데이터를 생성한다. (4) 저역-고역 필터된 ECG 데이터에 derivative 필터(미분)를 적용하고, (5) 절대값을 취한 뒤 평균값을 구하여 (6) 무빙 에버리지 데이터를 생성한다. (7) 무빙 에버리지 데이터에서 검출한 피크 시간을 이용하여 ECG 피크를 검출할 수 있다.
- [0071] 제1 ECG 피크 검출 방법은 무빙 에버리지 데이터에서 검출된 피크 시간을 이용하여 ECG 피크를 검출하는 방법으로, 장시간 측정에 의해 정확한 ECG 피크를 검출할 수 있으나, 단시간 측정에는 정확한 ECG 피크를 검출하기 힘들다.
- [0072] 도 3은 본 개시의 일 실시 예에 따른 ECG 피크를 검출하는 방법을 설명하기 위한 도면이다. 도 3에서 설명하는 ECG 피크 검출 방법을 제2 ECG 피크 검출 방법이라고 가정한다.
- [0073] 기 설정된 측정 시간 동안 ECG 로우 데이터를 측정한다. ECG 로우 데이터 측정과 동시에 ECG 로우 데이터에 저역 필터 및 고역 필터를 순차적으로 적용하여 저역-고역 필터된 ECG 데이터를 생성하고, 도 2에서 설명한 방식으로 무빙 에버리지 데이터를 생성한다. (1) 기 설정된 측정 시간 이후에 ECG 무빙 에버리지 데이터에서 검출한 피크 시간을 ECG 로우 데이터에 적용하여 피크를 탐색하고, (2) 탐색된 피크를 저역-고역 필터된 ECG 데이터에서 적용하여 (3) 정확한 ECG 피크를 검출할 수 있다.

- [0074] 제2 ECG 피크 검출 방법은 기 설정된 측정 시간 동안만 ECG 로우 데이터를 측정하므로 제1 ECG 피크 검출 방법보다 단시간 측정에 사용될 수 있으나 저장부에 ECG 로우 데이터, 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 저장해야 하므로 저장부의 용량이 많이 필요하다는 단점이 있다.
- [0075] 도 4는 본 개시의 일 실시 예에 따른 ECG 피크를 검출하는 방법을 설명하기 위한 도면이다. 도 4에서 설명하는 ECG 피크 검출 방법을 제3 ECG 피크 검출 방법이라고 가정한다.
- [0076] 제3 ECG 피크 검출 방법은 기 설정된 측정 시간 동안 ECG 로우 데이터를 측정한다. ECG 로우 데이터 측정과 동시에 ECG 로우 데이터에 저역-고역 필터를 적용하여 저역-고역 필터된 ECG 데이터를 생성하고, 도 2에서 설명한 방식으로 무빙 에버리지 데이터를 생성한다. (1) 기 설정된 측정 시간 이후에 ECG 무빙 에버리지 데이터에서 검출한 피크 시간을 저역-고역 필터된 ECG 데이터에 적용하여 (2) 정확한 ECG 피크를 검출할 수 있다.
- [0077] 제3 ECG 피크 검출 방법은 저장부에 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터만 저장하기 때문에 제2 ECG 피크 검출 방법보다 저장되는 데이터 양이 적으며, 저역-고역 필터된 ECG 데이터와 무빙 에버리지를 이용하여 ECG 피크를 검출하므로 제2 ECG 피크 검출 방법보다 빠르게 ECG 피크를 검출할 수 있다. 그러나, ECG 피크 검출 초기에 임계값 설정을 위한 추가 시간이 필요하다는 단점이 있다.
- [0078] 본 발명에 따른 ECG 분석 장치는 제1 내지 제3 ECG 피크 검출 방법을 이용하여 ECG 피크를 검출할 수 있다.
- [0079] 한편, 사용자들은 짧은 측정 시간에 정확한 생체정보를 획득하기를 원하기 때문에 짧은 측정 시간에 정확한 ECG 피크를 검출하는 것이 중요하다. 또한, ECG 분석 장치를 소형화하기 위해서 제한된 능력의 프로세서와 저장부(메모리)를 사용할 수 밖에 없다. 따라서, 본 발명의 따른 ECG 분석 장치는 짧은 측정 시간에 처리되는 데이터 양이 적은 제3 ECG 피크 검출 방법 또는 제2 ECG 피크 검출 방법이 선택적으로 이용될 수 있다.
- [0080] 본 발명에 따른 ECG 분석 장치는 기 설정된 측정 시간 동안 ECG 로우 데이터를 측정하기 때문에 사용자의 움직임으로 인한 노이즈(noise) 또는 낮은 신호 레벨이 문제 될 수 있다. 노이즈 또는 낮은 신호 레벨로 인하여 미검출 피크가 발생할 수 있다. 미검출 피크가 존재하는 경우, ECG 신호 분석 결과에 큰 영향을 줄 수 있다.
- [0081] 따라서, 도 5 및 도 6을 참고하여 미검출 피크를 보정하기 위한 피크 평균값 추가 방법과 피크 구간 이동 방법에 대해 설명하도록 한다.
- [0082] 도 5는 본 개시의 일 실시 예에 따른 피크 평균값 추가 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0083] 도 5를 참고하면, 피크 평균값 추가 방법(peak insertion)은 검출된 ECG 피크(500)의 미검출 피크(501, 502)에 검출된 ECG 피크의 평균값(511, 512)을 추가하여 보정하는 방법이다.
- [0084] 피크 평균값 추가 방법은 강제적으로 평균치 피크를 삽입하는 방법으로 피크가 측정되지 않은 구간이 작을 때 효율적인 방법이다.
- [0085] 도 6은 본 개시의 일 실시 예에 따른 피크 구간 이동 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0086] 도 6을 참고하면, 피크 구간 이동 방법(peak movement)은 검출된 ECG 피크(600)의 일 구간(610)을 미검출 피크(601, 602)를 포함하는 미검출 피크 구간(620)에 대체하여 보정하는 방법이다.
- [0087] 피크 구간 이동 방법은 피크가 측정되지 않은 구간을 무시하는 방법으로 피크가 측정되지 않은 구간이 클 때 효율적인 방법이다.
- [0088] 도 7은 본 개시의 일 실시 예에 따른 ECG 분석 방법을 설명하기 위한 도면이다. 도 7의 ECG 분석 방법은 도 1의 ECG 분석 장치에 의해 수행되는 것으로 가정하여 설명한다.
- [0089] 도 7를 참고하면, ECG 분석 장치는 기 설정된 측정 시간 동안 ECG 로우 데이터를 측정할 수 있다(S710).
- [0090] 여기서, ECG 로우 데이터의 측정은 건식전극을 이용하여 측정할 수 있다.
- [0091] S710단계이후, ECG 분석 장치는 측정된 ECG 로우 데이터로부터 ECG 피크를 검출할 수 있다(S720).
- [0092] ECG 피크 검출 방법은 도 1에서 설명한 바와 같이 3가지 방법이 있을 수 있다.
- [0093] 제1 ECG 피크 검출 방법은 (1) ECG 로우 데이터에 저역 필터 및 고역 필터를 순차적으로 적용하여 저역-고역 필터된 ECG 데이터를 생성하는 단계, (2) 저역-고역 필터된 ECG 데이터를 이용하여 무빙 에버리지(Moving Average) 데이터를 생성하는 단계, (3) 무빙 에버리지 데이터에서 검출된 피크 시간을 이용하여 ECG 피크를 검

출하는 단계로 수행 될 수 있다.

- [0094] 제2 ECG 피크 검출 방법은 (1) ECG 로우 데이터를 측정하는 단계와 동시에 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 생성하고, ECG 로우 데이터, 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 저장하는 단계, (2) 기 설정된 측정 시간 이후에 저장된 ECG 로우 데이터, 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 이용하여 ECG 피크를 검출하는 단계로 수행될 수 있다.
- [0095] 제3 ECG 피크 검출 방법은 (1) ECG 로우 데이터를 측정하는 단계와 동시에 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 생성하고, 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 저장하는 단계 (2) 기 설정된 측정 시간 이후에 저장된 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 이용하여 ECG 피크를 검출하는 단계로 수행될 수 있다.
- [0096] 제1 ECG 피크 검출 방법은 무빙 에버리지 데이터에서 검출된 피크 시간을 이용하여 ECG 피크를 검출하는 방법으로, 장시간 측정에 의해 정확한 ECG 피크를 검출할 수 있으나, 단시간 측정에는 정확한 ECG 피크를 검출하기 힘들다.
- [0097] 제2 ECG 피크 검출 방법은 제1 ECG 피크 검출 방법보다 단시간 측정에 정확한 ECG 피크를 검출할 수 있으나, 저장부에 ECG 로우 데이터, 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터를 저장해야 하므로 저장부의 용량이 많이 필요하다는 단점이 있다.
- [0098] 제3 ECG 피크 검출 방법은 저장부에 저역-고역 필터된 ECG 데이터 및 무빙 에버리지 데이터만 저장하기 때문에 제2 ECG 피크 검출 방법보다 저장되는 데이터 양이 적으며, 저역-고역 필터된 ECG 데이터와 무빙 에버리지를 이용하여 ECG 피크를 검출하므로 제2 ECG 피크 검출 방법보다 빠르게 ECG 피크를 검출할 수 있다. 그러나, ECG 피크 검출 초기에 임계값 설정을 위한 추가 시간이 필요하다는 단점이 있다.
- [0099] 한편, 검출된 ECG 피크 중 미검출 피크가 있는 경우(S730-존재), ECG 분석 장치는 피크 평균값 추가 및 피크 구간 이동 중 적어도 하나를 이용하여 보정할 수 있다(S740).
- [0100] 여기서, 미검출 피크는 검출된 ECG 피크 중 기 설정된 값 이하의 피크인 것으로 판단 할 수 있다.
- [0101] 한편, 피크 평균값 추가는 검출된 ECG 피크의 평균값을 미검출 피크 위치에 추가하는 방법으로 수행할 수 있고, 피크 구간 이동은 검출된 ECG 피크의 일 구간을 미검출 피크 구간에 대체하는 방법으로 수행할 수 있다. 피크 평균값 추가 및 피크 구간 이동에 대한 구체적인 설명은 도 5 및 6에서 자세히 하였는바 생략한다.
- [0102] 그리고, ECG 분석 장치는 검출된 ECG 피크를 분석하여 HRV 파라미터를 생성할 수 있다(S750). 여기서, 생성된 HRV 파라미터를 외부 장치로 전송할 수 있다.
- [0103] 상술한 ECG 분석 방법은 도 1의 ECG 분석 장치에 의해 수행되는 것을 가정하였으나, 도 1의 ECG 분석 장치 외의 별도의 장치 또는 시스템에서 수행될 수 있다.
- [0104] 이상 도 1 내지 도 7을 참고하여, 본 개시의 일 실시 예에 따른 ECG 분석 장치 및 ECG 분석 방법에 대해 설명하였다.
- [0105] 본 개시의 ECG 분석 장치 및 ECG 분석 방법은 ECG를 측정하여 HRV 파라미터를 자체적으로 생성함으로써, 생체 신호 분석을 위한 별도의 고성능의 서버나 단말기를 구비할 필요 없이 제공된 HRV 파라미터를 디스플레이할 수 있는 기존의 단말기만으로도 사용자에게 생체 정보를 제공할 수 있다.
- [0106] 또한, 본 개시의 ECG 분석 장치 및 ECG 분석 방법은 손잡이 형태의 건식 전극을 사용함으로써 전극의 재활용성을 높일 수 있다.
- [0107] 또한, 본 개시의 ECG 분석 장치 및 ECG 분석 방법은 헬스 케어용 메인 장치와 별도의 장치로 ECG를 분석함으로써 헬스 케어용 메인 장치의 구동 안정성을 높일 수 있다.
- [0108] 또한, 본 개시의 ECG 분석 장치 및 ECG 분석 방법은 측정된 ECG의 오차를 보정하는 기술을 채용하여 제한된 성능의 프로세서와 메모리를 구비한 모듈에서도 정확한 HRV 파라미터를 생성할 수 있다.
- [0109] 한편, 본 개시의 일 양상에 따르면 ECG(electrocardiography) 분석 방법을 실행하게 하기 위한 프로그램이 저장된 비일시적 판독 가능한 매체를 제공할 수 있다.
- [0110] 상기 프로그램에 저장되는 ECG 분석 방법은, 기 설정된 측정 시간 동안 ECG 로우 데이터(raw data)를 측정하는 단계, 상기 측정된 ECG 로우 데이터로부터 ECG 피크(peak)를 검출하는 단계 및 상기 검출된 ECG 피크를 분석하

여 HRV(Heart Rate Variability) 파라미터를 생성하는 단계를 포함하고, 상기 검출된 ECG 피크 중 미검출 피크가 있는 경우, 피크 평균값 추가 및 피크 구간 이동 중 적어도 하나를 이용하여 보정하는 것을 특징할 수 있다.

[0111] 본 개시의 예시적인 방법들은 설명의 명확성을 위해서 동작의 시리즈로 표현되어 있지만, 이는 단계가 수행되는 순서를 제한하기 위한 것은 아니며, 필요한 경우에는 각각의 단계가 동시에 또는 상이한 순서로 수행될 수도 있다. 본 개시에 따른 방법을 구현하기 위해서, 예시하는 단계에 추가적으로 다른 단계를 포함하거나, 일부의 단계를 제외하고 나머지 단계를 포함하거나, 또는 일부의 단계를 제외하고 추가적인 다른 단계를 포함할 수도 있다.

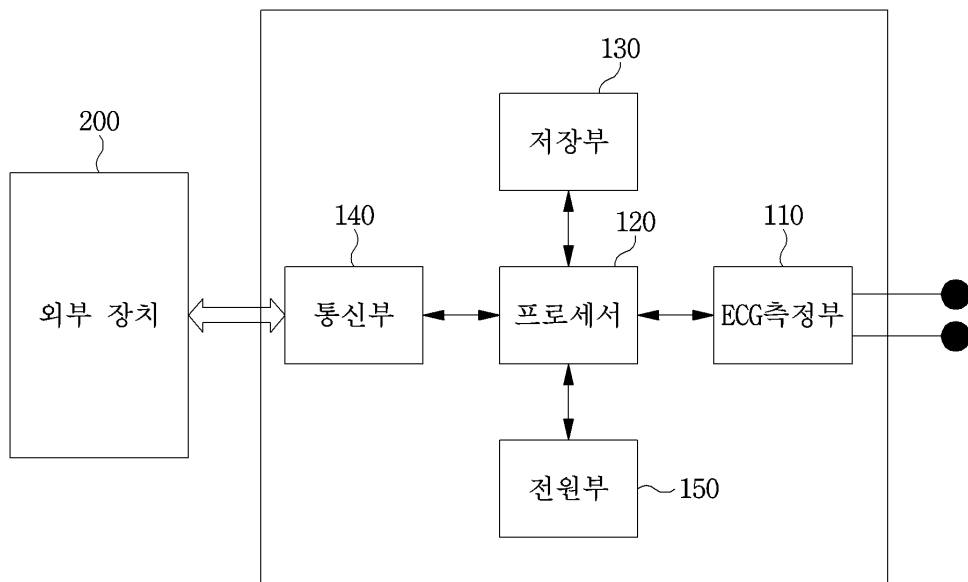
[0112] 본 개시의 다양한 실시 예는 모든 가능한 조합을 나열한 것이 아니고 본 개시의 대표적인 양상을 설명하기 위한 것이며, 다양한 실시 예에서 설명하는 사항들은 독립적으로 적용되거나 또는 둘 이상의 조합으로 적용될 수도 있다.

[0113] 또한, 본 개시의 다양한 실시 예는 하드웨어, 펌웨어(firmware), 소프트웨어, 또는 그들의 결합 등에 의해 구현될 수 있다. 하드웨어에 의한 구현의 경우, 하나 또는 그 이상의 ASICs(Application Specific Integrated Circuits), DSPs(Digital Signal Processors), DSPDs(Digital Signal Processing Devices), PLDs(Programmable Logic Devices), FPGAs(Field Programmable Gate Arrays), 범용 프로세서(general processor), 컨트롤러, 마이크로 컨트롤러, 마이크로 프로세서 등에 의해 구현될 수 있다.

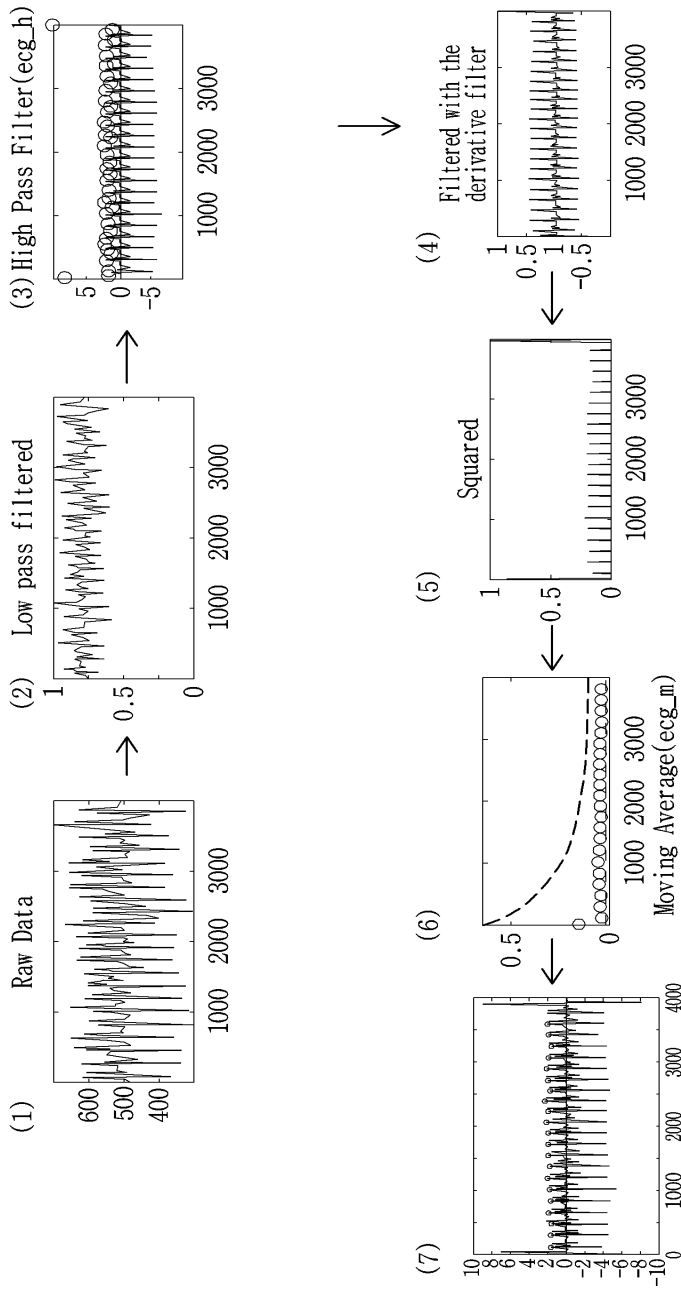
[0114] 본 개시의 범위는 다양한 실시 예의 방법에 따른 동작이 장치 또는 컴퓨터 상에서 실행되도록 하는 소프트웨어 또는 머신-실행가능한 명령들(예를 들어, 운영체제, 애플리케이션, 펌웨어(firmware), 프로그램 등), 및 이러한 소프트웨어 또는 명령 등이 저장되어 장치 또는 컴퓨터 상에서 실행 가능한 비-일시적 컴퓨터-판독가능 매체(non-transitory computer-readable medium)를 포함한다.

**도면**

**도면1**

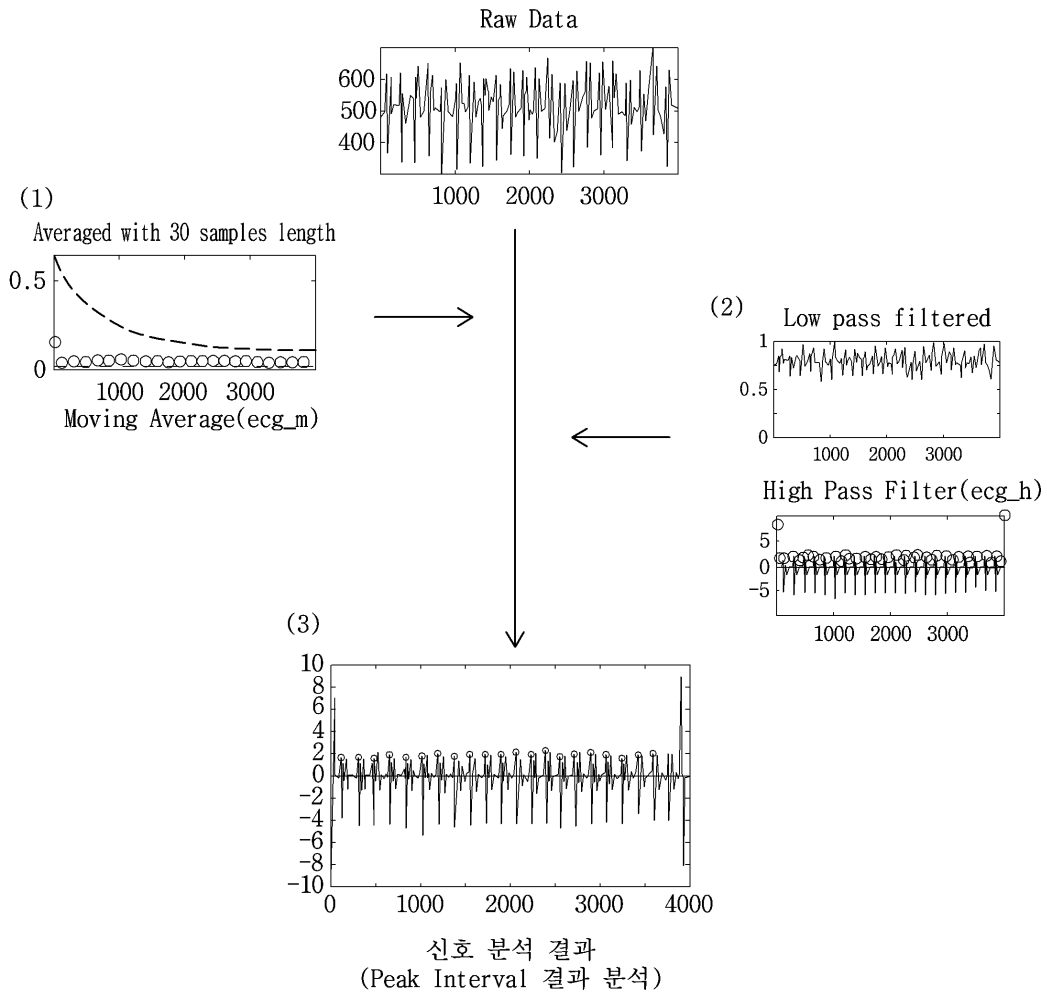


도면2

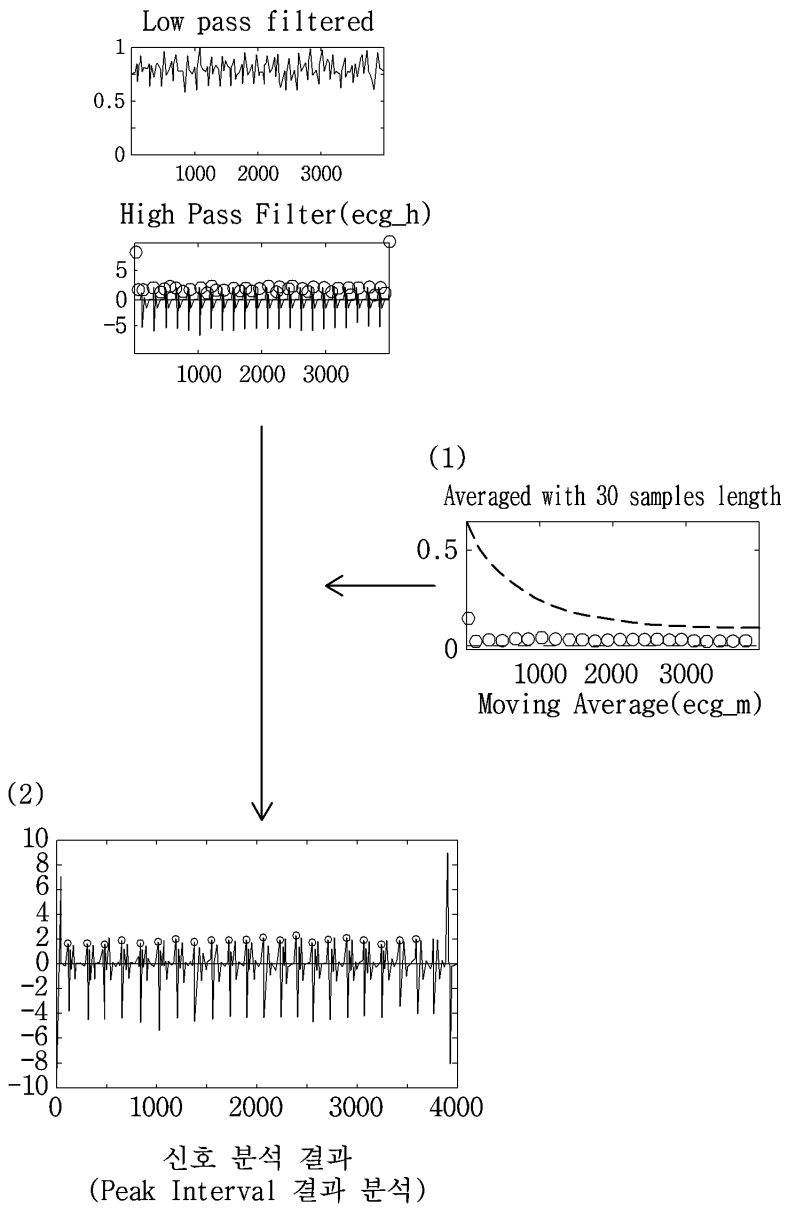


신호 분석 결과  
(Peak Interval 결과 분석)

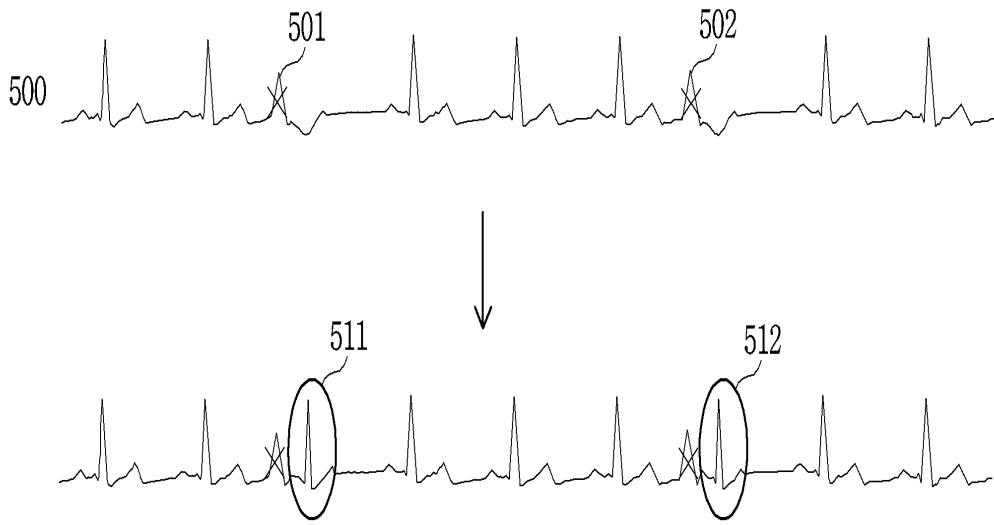
도면3



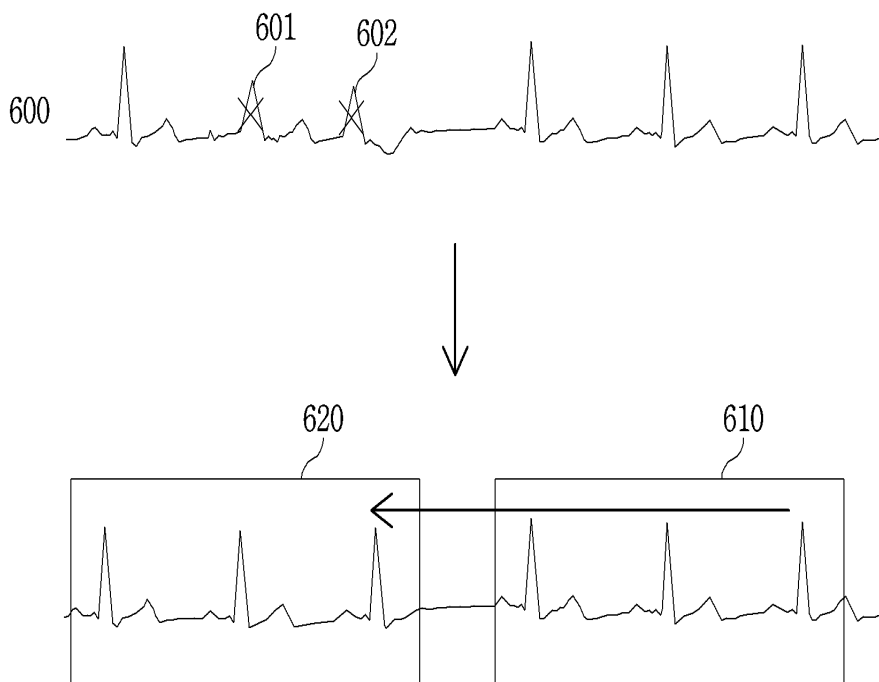
도면4



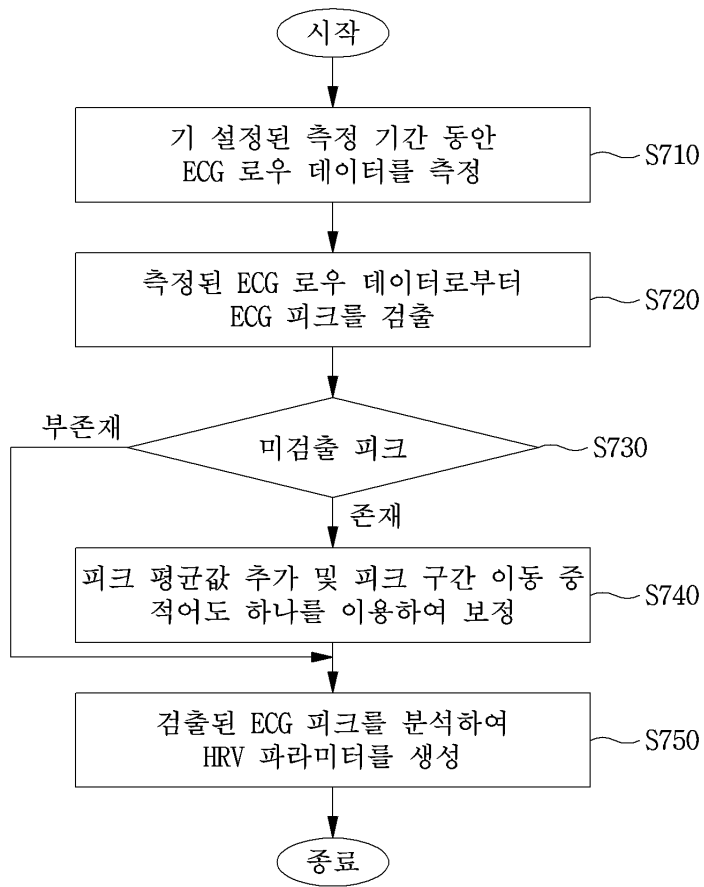
도면5



도면6



도면7



|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 心电图分析仪和心电图分析方法  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">KR1020180109305A</a>  | 公开(公告)日 | 2018-10-08 |
| 申请号            | KR1020170038693   | 申请日     | 2017-03-27 |
| [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   |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 韩国电子通信研究院   |         |            |
| [标]发明人         | LEE SANG YEOUN<br>이상연<br>KIM JEONG KYUN<br>김정균<br>YANG HOE SUNG<br>양희성<br>LEE KANG BOK<br>이강복 |         |            |
| 发明人            | 이상연<br>김정균<br>양희성<br>이강복  |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/04 A61B5/00 A61B5/0456  |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/04012 A61B5/0456 A61B5/7225   |         |            |
| 代理人(译)         | 圣军械库<br>Choeyunseo  |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

摘要(译)

公开了ECG分析设备和ECG分析方法。根据本公开的实施例的ECG分析设备包括：ECG测量单元，用于测量预定测量时间的ECG原始数据；以及ECG测量单元，用于从测量的ECG原始数据中检测ECG峰值，并且分析ECG峰值以生成HRV（心率变异性）参数，其中处理器可以使用峰值平均值添加和峰值部分运动中的至少一个来校正未检测到的峰值。

