



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0147516  
(43) 공개일자 2016년12월23일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/0452 (2006.01) A61B 5/0456 (2006.01)  
(52) CPC특허분류  
A61B 5/0452 (2013.01)  
A61B 5/0456 (2013.01)  
(21) 출원번호 10-2015-0084340  
(22) 출원일자 2015년06월15일  
심사청구일자 없음

(71) 출원인  
삼성전자주식회사  
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)  
(72) 발명자  
최아영  
서울특별시 송파구 충민로4길 19, 704동 1105호  
(장지동, 송파파인타운7단지)  
김형순  
경기도 고양시 덕양구 용현로 10, 501동 506호 (행신동, 무원마을5단지아파트)  
(뒷면에 계속)  
(74) 대리인  
리엔목특허법인

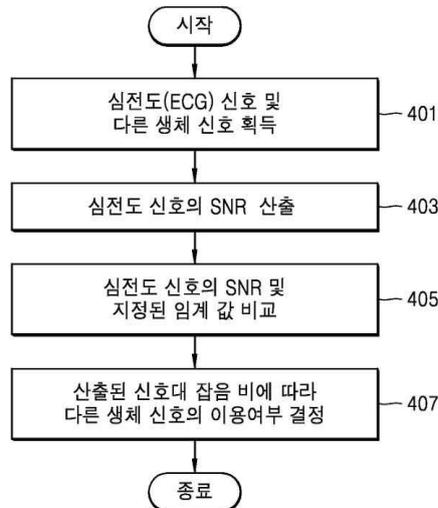
전체 청구항 수 : 총 24 항

(54) 발명의 명칭 부정맥을 검출하기 위한 방법 및 이를 지원하는 장치

(57) 요약

본 발명의 일 실시예에 따른 부정맥을 검출하기 위한 방법은, 심전도 신호를 획득하는 과정, 상기 획득된 심전도 신호의 신호 대 잡음 비(signal-to-noise)를 산출하는 과정, 및 상기 산출된 신호 대 잡음 비에 따라, 다른 생체 신호의 이용 여부를 결정하는 과정을 포함할 수 있다.

대표도 - 도4



(72) 발명자

**민진홍**

경기도 수원시 팔달구 권광로348번길 8, A동 401호  
(우만동, 건국아트빌라)

**김도윤**

경기도 성남시 중원구 황송로 77, 101동 1401호 (금광동, 래미안금광아파트)

**이한성**

서울특별시 금천구 탑골로 84, 102동 504호 (시흥동, 벽산3단지아파트)

**김주희**

경기도 수원시 영통구 청명북로 81, 405동 1702호  
(영통동, 청명마을주공아파트)

**손유미**

경기도 성남시 분당구 양현로 254, 503동 1005호  
(야탑동, 탑마을쌍용아파트)

**이재혁**

경기도 안양시 동안구 경수대로 462, 209동 1204호  
(호계동, 현대홈타운2차아파트)

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

부정맥을 검출하기 위한 방법에 있어서,

심전도 신호를 획득하는 과정;

상기 획득된 심전도 신호의 신호 대 잡음 비(signal-to-noise)를 산출하는 과정; 및

상기 산출된 신호 대 잡음 비에 따라, 다른 생체 신호의 이용 여부를 결정하는 과정을 포함하는 방법.

#### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 다른 생체 신호는 심전도 신호 및 심음 신호 중 적어도 하나를 포함하는 방법.

#### 청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 산출된 신호 대 잡음 비에 따라, 상기 다른 생체 신호의 이용 여부를 결정하는 과정은, 상기 산출된 신호 대 잡음 비, 및 지정된 제 1 임계 값을 비교하는 과정;

상기 산출된 신호 대 잡음 비가 상기 지정된 제 1 임계 값 이하인 경우, 상기 다른 생체 신호를 이용하여 상기 심전도 신호의 특징점을 검출하는 과정; 및

상기 검출된 심전도 신호의 특징점에 기반하여 부정맥의 발생 여부를 결정하는 과정을 포함하는 방법.

#### 청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 다른 생체 신호를 이용하여 상기 심전도 신호의 특징점을 검출하는 과정은,

상기 다른 생체 신호의 특징 지점을 검출하는 과정; 및

상기 다른 생체 신호의 검출된 특징 지점을 이용하여, 상기 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출하는 과정을 포함하고,

상기 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출하는 과정은,

상기 다른 생체 신호의 검출된 특징 지점으로부터 일정 시간 범위를 지정하는 과정; 및

상기 다른 생체 신호의 검출된 특징 지점으로부터 상기 일정 시간 범위 내에서의 상기 심전도 신호를 이용하여 상기 R 피크 지점을 검출하는 과정을 포함하는 방법.

#### 청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 다른 생체 신호의 검출된 특징 지점은,

심전도 신호의 J 피크(peak) 지점 및 심음 신호의 심실 수축기에 해당하는 피크 지점 중 적어도 하나를 포함하는 방법.

#### 청구항 6

제 2 항에 있어서,

상기 산출된 신호 대 잡음 비에 따라, 상기 다른 생체 신호의 이용 여부를 결정하는 과정은,  
상기 산출된 신호 대 잡음 비, 및 지정된 제 2 임계 값을 비교하는 과정; 및  
상기 산출된 신호 대 잡음 비가 상기 지정된 제 2 임계 값 이하인 경우, 상기 심전도 신호 대신 상기 다른 생체 신호에 기반하여 부정맥의 발생 여부를 결정하는 과정을 포함하는 방법.

**청구항 7**

제 1 항에 있어서,  
상기 다른 생체 신호가 심탄도 신호이고,  
상기 심전도 신호, 및 상기 심탄도 신호 중 적어도 하나에 기반하여, 부정맥 발생을 결정하는 과정;  
상기 심전도 신호, 및 상기 심탄도 신호에 기반하여 혈압을 산출하는 과정;  
상기 부정맥 발생 여부와 상기 산출된 혈압에 기반하여 부정맥 위험도를 결정하고, 상기 결정된 부정맥 위험도에 따라 외부 장치로 알람 정보를 전송하는 과정을 포함하는 방법.

**청구항 8**

제 1 항에 있어서,  
부정맥 검출 시 사용자의 생체 정보 또는 외부 환경 정보 중 기설정된 범위를 벗어나는 항목을 부정맥을 유발하는 인자로 결정하는 과정; 및  
상기 결정된 부정맥을 유발하는 인자를 저장하는 과정을 더 포함하는 방법.

**청구항 9**

제 8 항에 있어서,  
상기 항목은 혈압, 스트레스, 기온, 카페인 섭취량, 음주량, 흡연량, 수면 상태 중 적어도 하나를 포함하는 방법.

**청구항 10**

제 1 항에 있어서,  
부정맥 검출 시 사용자의 생체 정보 또는 외부 환경 정보 중 기설정된 범위를 벗어나는 항목의 일정 기간 동안 발생 빈도 또는 누적량을 임계 값과 비교하여 부정맥을 유발하는 인자로 결정하는 과정; 및  
상기 결정된 부정맥을 유발하는 인자를 저장하는 과정을 더 포함하는 방법.

**청구항 11**

제 10 항에 있어서,  
현재 사용자의 생체 정보 또는 외부 환경 정보를 측정하는 과정; 및  
상기 측정된 현재 사용자의 생체 정보 또는 외부 환경 정보에 포함된 항목 중에서 적어도 일부가 상기 부정맥을 유발하는 인자에 해당하고 기설정된 범위를 벗어나는 경우, 부정맥 발생 위험에 대한 알람 정보를 외부 장치로 전송하는 과정을 더 포함하는 방법.

**청구항 12**

부정맥 검출 장치에 있어서,  
심전도 신호를 획득하는 센서부; 및  
제어부를 포함하고,  
상기 제어부가,

상기 획득된 심전도 신호의 신호 대 잡음 비(signal-to-noise)를 산출하고,  
 상기 산출된 신호 대 잡음 비에 따라, 상기 다른 생체 신호의 이용 여부를 결정하는 부정맥 검출 장치.

**청구항 13**

제 12 항에 있어서,  
 상기 다른 생체 신호는 심탄도 신호 및 심음 신호 중 적어도 하나인 부정맥 검출 장치.

**청구항 14**

제 13 항에 있어서,  
 상기 제어부가,  
 상기 산출된 신호 대 잡음 비, 및 지정된 제 1 임계 값을 비교하고, 상기 산출된 신호 대 잡음 비가 상기 지정된 제 1 임계 값 이하인 경우, 상기 다른 생체 신호를 이용하여 상기 심전도 신호의 특징점을 검출하며, 상기 검출된 심전도 신호의 특징점에 기반하여 부정맥의 발생 여부를 결정하는 부정맥 검출 장치.

**청구항 15**

제 14 항에 있어서,  
 상기 제어부가,  
 상기 다른 생체 신호를 이용하여 상기 심전도 신호의 특징점을 검출하기 위하여, 상기 다른 생체 신호의 특징 지점을 검출하고, 상기 다른 생체 신호의 검출된 특징 지점을 이용하여, 상기 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출하며,  
 상기 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출하기 위하여, 상기 다른 생체 신호의 검출된 특징 지점으로부터 일정 시간 범위를 지정하고, 상기 다른 생체 신호의 검출된 특징 지점으로부터 상기 일정 시간 범위 내에 있는 상기 심전도 신호의 전압 피크 지점을 상기 R 피크 지점으로 결정하는 부정맥 검출 장치.

**청구항 16**

제 15 항에 있어서,  
 상기 다른 생체 신호의 검출된 특징 지점은, 심탄도 신호의 J 피크(peak) 지점 및 심음 신호의 심실 수축기에 해당하는 피크 지점 중 적어도 하나를 포함하는 부정맥 검출 장치.

**청구항 17**

제 13 항에 있어서,  
 상기 제어부가,  
 상기 산출된 신호 대 잡음 비, 및 지정된 제 2 임계 값을 비교하고, 상기 산출된 신호 대 잡음 비가 상기 지정된 제 2 임계 값 이하인 경우, 상기 심전도 신호 대신 상기 다른 생체 신호에 기반하여 부정맥의 발생 여부를 결정하는 부정맥 검출 장치.

**청구항 18**

제 12 항에 있어서,  
 상기 다른 생체 신호가 심탄도 신호이고,  
 상기 제어부가,  
 상기 심전도 신호, 및 상기 심탄도 신호 중 적어도 하나에 기반하여, 부정맥 발생을 결정하고, 상기 심전도 신호, 및 상기 심탄도 신호에 기반하여 혈압을 산출하며, 상기 부정맥 발생 여부와 상기 산출된 혈압에 기반하여 부정맥 위험도를 결정하고, 통신부를 통해 알림 정보를 전송하는 부정맥 검출 장치.

**청구항 19**

제 12 항에 있어서,

상기 제어부가,

부정맥 검출 시 사용자의 생체 정보 또는 외부 환경 정보 중 기설정된 범위를 벗어나는 항목을 부정맥을 유발하는 인자로 결정하고, 상기 결정된 부정맥을 유발하는 인자를 저장하는 부정맥 검출 장치.

**청구항 20**

제 19 항에 있어서,

상기 항목은 혈압, 스트레스, 기온, 카페인 섭취량, 음주량, 흡연량, 수면 상태 중 적어도 하나를 포함하는 부정맥 검출 장치.

**청구항 21**

제 12 항에 있어서,

상기 제어부가,

부정맥 검출 시 사용자의 생체 정보 또는 외부 환경 정보 중 기설정된 범위를 벗어나는 항목의 일정 기간 동안 발생 빈도 또는 누적량을 임계 값과 비교하여 부정맥을 유발하는 인자로 결정하고, 상기 결정된 부정맥을 유발하는 인자를 저장하는 부정맥 검출 장치.

**청구항 22**

제 21항에 있어서,

상기 제어부가,

현재 사용자의 생체 정보 또는 외부 환경 정보를 측정하고, 상기 측정된 현재 사용자의 생체 정보 또는 외부 환경 정보에 포함된 항목 중에서 적어도 일부가 상기 부정맥을 유발하는 인자에 해당하고 기설정된 범위를 벗어나는 경우, 부정맥 발생 위험에 대한 알림 정보를 외부 장치로 전송하는 부정맥 검출 장치.

**청구항 23**

제 12 항에 있어서,

상기 부정맥 검출 장치가 부착된 각도를 센싱하는 가속도 센서를 더 포함하고,

상기 제어부가,

상기 가속도 센서로부터 상기 센싱된 각도에 대한 정보에 기반하여, 상기 부정맥 검출 장치의 부착 오류를 검출하고, 상기 부착 오류가 검출되는 경우 외부 장치로 상기 부정맥 검출 장치의 재부착 알림을 전송하는 부정맥 검출 장치.

**청구항 24**

상기 부정맥을 검출하기 위한 방법에 있어서,

심전도 신호를 획득하는 과정;

심탄도 신호 또는 심음 신호 중 적어도 하나를 획득하는 과정; 및

상기 획득된 심전도 신호와 상기 심탄도 신호 및/또는 상기 심음 신호를 이용하거나, 상기 심탄도 신호 및/또는 상기 심음 신호로 부정맥을 검출하는 과정을 포함하는 방법.

**발명의 설명**

**기술 분야**

본 발명은 예를 들어, 부정맥을 검출하기 위한 방법 및 이를 지원하는 장치에 관한 것이다.

[0001]

**배경 기술**

- [0002] 생활의 수준이 향상되고, 건강에 대한 관심이 고조되면서, 최근 사회를 살아가는 사람들에게 있어 '건강하게 오래 사는 것'은 최대 관심사 중 하나이다. 그리고, 식생활의 변화, 운동량의 부족은 물론 스트레스 등으로 인해 어제는 건강했던 사람이 갑자기 성인병, 심장 관련 질환, 또는 뇌질환 관련 병 등으로 인해 건강을 해치거나 사망하는 경우가 증가하고 있다.
- [0003] 특히, 부정맥(arrhythmia)은 심장 박동이 비정상적 빨라지거나 불규칙한 증상으로, 부정맥이 심한 경우 심장 기능이 마비되어 바로 심장마비로 사망할 수도 있다.
- [0004] 종래 기술에서, 부정맥은 주로 심전도 측정을 통해 이루어지고 있다. 예를 들어, 다수의 전극과 리드선, 및 이들과 결합되는 심전도 측정 기기를 통해 심장 박동 수 등을 측정하고, 측정된 심장 박동 수에 기반하여 부정맥 여부가 판정되고 있다.
- [0005] 하지만, 종래 기술에서 심전도 측정에 있어서, 전극이 제대로 부착되지 않거나, 장기장 부착으로 인해 전극이 제대로 밀착되지 않는 경우, 또는 사용자의 움직임으로 인한 노이즈(noise)가 발생하는 경우, 정확도가 떨어지는 문제가 있다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

- [0006] 본 발명의 다양한 실시예들은 심전도 신호 외, 심탄도 신호 또는 심음 신호를 이용하여, 부정맥 검출의 정확도를 향상시키는 부정맥을 검출하기 위한 방법 및 이를 지원하는 장치에 관한 것이다.

**과제의 해결 수단**

- [0007] 본 발명의 일 실시예에 따른 부정맥을 검출하기 위한 방법은 심전도 신호를 획득하는 과정; 상기 획득된 심전도 신호의 신호 대 잡음 비(signal-to-noise)를 산출하는 과정; 및 상기 산출된 신호 대 잡음 비에 따라, 다른 생체 신호의 이용 여부를 결정하는 과정을 포함할 수 있다.
- [0008] 일 실시예에서, 상기 다른 생체 신호는 심탄도 신호 및 심음 신호 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0009] 일 실시예에서, 상기 산출된 신호 대 잡음 비에 따라, 상기 다른 생체 신호의 이용 여부를 결정하는 과정은, 상기 산출된 신호 대 잡음 비, 및 지정된 제 1 임계 값을 비교하는 과정, 상기 산출된 신호 대 잡음 비가 상기 지정된 제 1 임계 값 이하인 경우, 상기 다른 생체 신호를 이용하여 상기 심전도 신호의 특징점을 검출하는 과정, 및 상기 검출된 심전도 신호의 특징점에 기반하여 부정맥의 발생 여부를 결정하는 과정을 포함할 수 있다.
- [0010] 일 실시예에서, 상기 다른 생체 신호를 이용하여 상기 심전도 신호의 특징점을 검출하는 과정은, 상기 다른 생체 신호의 특징 지점을 검출하는 과정 및 상기 다른 생체 신호의 검출된 특징 지점을 이용하여, 상기 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출하는 과정을 포함하고, 상기 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출하는 과정은, 상기 다른 생체 신호의 검출된 특징 지점으로부터 일정 시간 범위를 지정하는 과정, 및 상기 다른 생체 신호의 검출된 특징 지점으로부터 상기 일정 시간 범위 내에 있는 상기 심전도 신호의 전압 피크 지점을 상기 R 피크 지점으로 결정하는 과정을 포함할 수 있다.
- [0011] 일 실시예에서, 상기 다른 생체 신호의 검출된 특징 지점은, 심탄도 신호의 J 피크(peak) 지점 및 심음 신호의 심실 수축기에 해당하는 피크 지점 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0012] 일 실시예에서, 상기 산출된 신호 대 잡음 비에 따라, 상기 다른 생체 신호의 이용 여부를 결정하는 과정은, 상기 산출된 신호 대 잡음 비, 및 지정된 제 2 임계 값을 비교하는 과정, 및 상기 산출된 신호 대 잡음 비가 상기 지정된 제 2 임계 값 이하인 경우, 상기 심전도 신호 대신 상기 다른 생체 신호에 기반하여 부정맥의 발생 여부를 결정할 수 있다.
- [0013] 일 실시예에서, 상기 다른 생체 신호가 심탄도 신호이고, 상기 심전도 신호, 및 상기 심탄도 신호 중 적어도 하나에 기반하여, 부정맥 발생을 결정하는 과정, 상기 심전도 신호, 및 상기 심탄도 신호에 기반하여 혈압을 산출하는 과정, 상기 부정맥 발생 여부와 상기 산출된 혈압에 기반하여 부정맥 위험도를 결정하고, 통신부를 통해 알람 정보를 전송할 수 있다.

- [0014] 일 실시예에서, 부정맥 검출 시 사용자의 생체 정보 또는 외부 환경 정보 중 기설정된 범위를 벗어나는 항목을 부정맥을 유발하는 인자로 결정하는 과정, 및 상기 결정된 부정맥을 유발하는 인자를 저장하는 과정을 더 포함할 수 있다.
- [0015] 일 실시예에서, 상기 항목은 혈압, 스트레스, 기온, 카페인 섭취량, 음주량, 흡연량, 수면 상태 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0016] 일 실시예에서, 부정맥 검출 시 사용자의 생체 정보 또는 외부 환경 정보 중 기설정된 범위를 벗어나는 항목의 일정 기간 동안 발생 빈도 또는 누적량을 임계 값과 비교하여 부정맥을 유발하는 인자로 결정하는 과정, 및 상기 결정된 부정맥을 유발하는 인자를 저장하는 과정을 더 포함할 수 있다.
- [0017] 일 실시예에서, 현재 사용자의 생체 정보 또는 외부 환경 정보를 측정하고, 측정된 현재 사용자의 생체 정보 또는 외부 환경 정보가 상기 부정맥을 유발하는 인자에 해당하고, 기설정된 범위를 벗어나는 경우, 부정맥 발생 위험에 대한 알림을 출력하는 과정을 더 포함할 수 있다.
- [0018] 본 발명의 일 실시예에 따른 부정맥 검출 장치는, 심전도 신호를 획득하는 센서부, 및 제어부를 포함하고, 상기 제어부가 상기 획득된 심전도 신호의 신호 대 잡음 비(signal-to-noise)를 산출하고, 상기 산출된 신호 대 잡음 비에 따라, 상기 다른 생체 신호의 이용 여부를 결정할 수 있다.
- [0019] 본 발명의 일 실시예에 따른 상기 부정맥을 검출하기 위한 방법은, 심전도 신호를 획득하는 과정, 심탄도 신호 또는 심음 신호 중 적어도 하나를 획득하는 과정, 및 상기 획득된 심전도 신호와 상기 심탄도 신호 및/또는 상기 심음 신호를 이용하거나, 상기 심탄도 신호 및/또는 상기 심음 신호로 부정맥을 검출하는 과정을 포함할 수 있다.

**발명의 효과**

- [0020] 본 발명의 다양한 실시예에 따른 부정맥 검출을 위한 방법 및 이를 지원하는 장치는, 사용자에게 발생하는 부정맥을 정확히 측정하도록 지원할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0021] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 부정맥 검출 장치가 사용자의 신체에 부착된 예를 도시한다.
- 도 2는 본 발명의 다양한 실시예에 따라, 부정맥 검출 장치를 통해 측정된 심전도 신호 및 심탄도 신호의 파형을 나타내는 도면이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 부정맥 검출 장치의 블록 도면을 도시한다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 부정맥 검출 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 신호의 신호 대 잡음 비(signal to noise ratio; SNR) 산출을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따라 심탄도 신호를 이용하여 부정맥을 검출하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따라 심전도 신호의 임계 값 지정을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따라 심탄도 신호의 J 피크 지점을 이용하여 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 9는 본 발명의 다른 실시예에 따라 심탄도 신호를 이용하여 부정맥을 검출하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따라 심전도 신호의 임계 값 지정을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 11은 본 발명의 다른 실시예에 따라 심음 신호를 이용하여 부정맥을 검출하기 위한 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- 도 12는 본 발명의 일 실시예에 따라 심음 신호의 특징점을 이용하여 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 13은 본 발명의 다른 실시예에 따라 심음 신호를 이용하여 부정맥을 검출하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

도 14는 본 발명의 일 실시예에 따라 부정맥 위험도 알림을 출력하는 방법에 대한 흐름도이다. 도 15는 본 발명의 일 실시예에 따라 외부 전자장치에서 출력되는 부정맥 위험도, 및 부정맥 위험 저감을 위한 알림에 대한 예시도이다.

도 16은 본 발명의 일 실시예에 따라 개인별 부정맥 유발 인자를 저장하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

도 17은 본 발명의 일 실시예에 따라 부정맥 발생 위험 및 부정맥 저감을 알리는 방법에 대한 흐름도이다.

도 18은 본 발명의 일 실시예에 따라 부정맥 발생 위험 및 부정맥 저감 알림에 대한 예시도이다.

도 19는 본 발명의 일 실시예에 따라, 부정맥 검출 장치의 부착에 오류가 있는 경우, 재부착 알림을 출력하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

도 20은 본 발명의 일 실시예에 따라 부정맥 검출 장치의 부착에 오류가 있는 경우 측정되는 심전도 신호에 대한 예시도이다.

도 21은 본 발명의 일 실시예에 따라, 부정맥 검출 장치의 부착에 오류가 있는 경우, 재부착 알림을 출력하는 방법을 설명하기 위한 예시도이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0022] 이하 첨부된 도면을 참조하면서 본 발명을 한정하지 아니하고 오로지 예시를 위일 실시예에 의해 본 발명을 상세히 설명하기로 한다. 본 발명의 하기 실시예는 본 발명을 구체화하기 위한 것일 뿐 본 발명의 권리 범위를 제한하거나 한정하는 것이 아님은 물론이다. 본 발명의 상세한 설명 및 실시예로부터 본 발명이 속하는 기술분야의 전문가가 용이하게 유추할 수 있는 것은 본 발명의 권리범위에 속하는 것으로 해석된다.

[0023] "제 1", "제 2" 등의 용어는 다양한 구성 요소들을 설명하는데 사용될 수 있지만, 구성요소들은 용어들에 의해 한정되어서는 안된다. 용어들은 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소로부터 구별하는 목적으로만 사용된다.

[0024] 명세서 전반에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시 예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 명세서 전반에서 사용한 용어는 그 기능을 고려하면서 가능한 현재 널리 사용되는 일반적인 용어들을 선택하였으나 이는 당 분야에 종사하는 기술자의 의도, 관례, 또는 새로운 기술의 출현 등에 따라 달라질 수 있다. 또한, 특정한 경우는 출원인이 임의로 선정한 용어도 있으며, 이 경우 선정한 용어에 대하여 상세히 그 의미를 기재할 것이다. 따라서, 명세서 전반에서 사용되는 용어는 단순한 용어의 명칭이 아닌, 그 용어가 가지는 의미와 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 정의 되어야 한다.

[0025] 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 본 명세서에서 "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다. 특히, 명세서상에 기재된 숫자들은 이해를 돕기 위한 예로서, 본 발명은 명세서상에 기재된 숫자들에 의해 한정되어서는 안 된다.

[0026] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 부정맥 검출 장치(100)가 사용자의 신체에 부착된 예를 도시한다.

[0027] 도 2는 본 발명의 다양한 실시예에 따라, 부정맥 검출 장치(100)를 통해 측정된 심전도 신호 및 심탄도 신호의 파형을 나타내는 도면이다.

[0028] 도 1 및 도 2를 참조하면, 도 1에 도시된 바와 같이, 부정맥 검출 장치(100)는 사용자의 신체에 부착되어 사용자의 부정맥을 검출할 수 있다. 예를 들어, 부정맥 검출 장치(100)는 사용자의 신체 중 심장이 위치하는 부위(예: 흉부)를 중심으로 일정 거리 내에 부착될 수 있다. 부정맥 검출은 부정맥 유무, 및 발생된 부정맥의 종류 중 적어도 하나를 결정하는 것을 포함할 수 있다. 부정맥의 종류는 심박이 통상보다 매우 빠리지는 빈맥, 통상보다 매우 느려지는 서맥, 일순간 불규칙해지는 기외 수축을 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 부정맥 검출 장치(100)는 심전도(electrocardiogram; ECG) 센서를 비롯하여 심탄도(ballistocardiogram; BCG) 센서, 및 심음(phonocardiogram; PCG) 센서 등 다른 생체 센서를 포함할 수 있다.

[0029] 일 실시예에서, 부정맥 검출 장치(100)는 심전도 센서(151)를 통해 측정되는 심전도 신호에 노이즈가 적게 포함된 경우(예를 들어, 심전도 신호의 신호 대 잡음 비(signal to noise ratio)가 임계 값 이상인 경우), 또는 심

전도 신호의 파형이 왜곡 없이 측정된 경우 심전도 신호만을 이용하여 부정맥을 검출할 수 있다.

- [0030] 예를 들어, 도 2a의 201-1에 도시된 바와 같이, 심전도 신호(ECG signal)가 왜곡 없이 측정된 경우(또는 심전도 신호에 노이즈가 적게 포함된 경우), 심전도 신호만을 이용하여 부정맥을 검출할 수 있다. 다시 말해, 201-2의 심탄도 신호(BCG signal)가 왜곡 없이 측정된 경우(또는 심탄도 신호에 노이즈가 적게 포함된 경우)에도, 201-1의 심전도 신호만을 이용하여 부정맥을 검출할 수 있다.
- [0031] 다른 예에서, 도 2e의 205-1에 도시된 바와 같이, 부정맥 검출 장치(100)가 사용자의 신체 중 심장이 위치하는 부위와 일정 거리 이격된 경우에도, 심전도 신호가 왜곡 없이 측정될 수 있다. 예를 들어, 심전도 신호의 기저선(base line)에서 fluctuation이 발생하지만, 심전도 신호의 특정 지점으로서 R 피크 지점이 선명하게 측정될 수 있으며, 부정맥 검출 장치(100)는 R 피크 지점을 추출하여 추출된 R 피크 지점에 기반하여 부정맥을 검출할 수 있다. 반면, 부정맥 검출 장치(100)가 사용자의 신체 중 심장이 위치하는 부위와 일정 거리 이격된 경우, 측정되는 심탄도 신호의 파형은 왜곡될 수 있다. 이러한 경우, 부정맥 검출 장치(100)는 심전도 신호만을 이용하여 부정맥을 검출할 수 있다. 다만, 이에 한정되는 것은 아니며, 심전도 신호에 노이즈가 적게 포함된 경우라도 심전도 신호와 함께 다른 생체 신호(예: 심탄도 또는 심음 신호 등)를 이용하여 부정맥을 검출할 수도 있다.
- [0032] 다른 실시예에서, 부정맥 검출 장치(100)는 심전도 센서(151)를 통해 수신되는 심전도 신호에 노이즈가 많이 포함된 경우(예를 들어, 심전도 신호의 신호 대 잡음 비(signal to noise ratio)가 임계 값 이하인 경우), 또는 심전도 신호의 파형이 왜곡된 경우, 심탄도 신호 등을 이용하여 부정맥을 검출할 수 있다. 예를 들어, 부정맥 검출 장치(100)는 심전도 센서(151)를 통해 수신되는 심전도 신호에 노이즈가 많이 포함된 경우 등에 있어서, 심전도 신호 대신 심탄도 신호에 기반하여 부정맥을 검출할 수 있다.
- [0033] 예를 들어, 부정맥 검출 장치(100)가 부착된 신체 부위에 사용자가 힘을 주는 경우, 노이즈로서 근전도 신호(electromyography signal)가 심전도 신호에 포함될 수 있다. 예를 들어, 도 2b의 202-1에 도시된 바와 같이, A 시간 구간에서 부정맥 검출 장치(100)가 부착된 신체 부위에 사용자가 힘을 주는 경우, 근전도 신호에 의해 심전도 신호의 파형이 왜곡될 수 있다. 예를 들어, A 시간 구간에서 심전도 신호의 크기가 불규칙하게 측정될 수 있다. 다른 예에서, A 시간 구간에서 심전도 신호의 피크(peak) 지점이 나타나는 주기가 불규칙할 수 있다. 반면, 도 2b의 202-2에 도시된 바와 같이, 사용자가 부정맥 검출 장치(100)가 부착된 부위의 힘을 주는 경우, 심탄도 신호는 왜곡 없이 측정될 수 있다. 이러한 경우, 부정맥 검출 장치(100)는 심탄도 신호를 이용하여 부정맥을 검출할 수 있다.
- [0034] 다른 예에서, 부정맥 검출 장치(100)가 사용자의 신체에 밀착되지 않은 경우, 예를 들어, 심전도 신호를 측정하기 위한 전극이 사용자 신체에 밀착되지 않은 경우, 도 2c의 203-1에 도시된 바와 같이, 측정되는 심전도 신호의 파형이 왜곡될 수 있다. 예를 들어, 측정되는 심전도 신호의 파형이 고주파수 성분만을 포함하거나, 불규칙할 수 있다. 반면, 도 2c의 203-2에 도시된 바와 같이, 측정되는 심탄도 신호의 파형은 왜곡 없이 정상적으로 측정될 수 있다.
- [0035] 또 다른 실시예에서, 부정맥 검출 장치(100)가 사용자의 신체에 부착된 방향이 지정된 방향 다른 경우, 도 2d의 204-1에 도시된 바와 같이, 측정되는 심전도 신호의 파형의 상하 위치가 반전될 수 있다. 예를 들어, 심전도 신호의 R 피크 지점에 해당하는 지점이 정상적으로 측정되는 심전도 신호에 비하여 반전된 파형으로 나타남으로써 기존 심전도 처리 알고리즘을 적용할 경우 R 피크 지점이 검출되지 않을 수 있다. 반면, 부정맥 검출 장치(100)가 사용자의 신체에 부착된 방향이 지정된 방향과 다른 경우에도 도 2d의 204-2에 도시된 바와 같이, 심탄도 신호는 왜곡 없이 정상적으로 측정될 수 있다.
- [0036] 도 2는 부정맥 검출 장치(100)를 통하여 수신되는 심전도 신호의 파형이 왜곡되는 경우, 심탄도 신호를 이용한 부정맥 검출을 예시하고 있지만, 이에 제한되지 않는다. 예를 들어, 부정맥 검출 장치(100)를 통하여 수신된 심전도 신호의 파형이 왜곡되는 경우, 심음 센서(155)를 이용하여 부정맥을 검출할 수도 있다.
- [0037] 또 다른 실시예에서, 심전도 신호의 파형이 왜곡되는 경우, 또는 심전도 신호의 신호 대 잡음 비의 크기가 지정된 임계값 이하인 경우, 부정맥 검출 장치(100)는 심전도 신호, 및 심전도 신호 외 심탄도 신호 또는 심음 신호를 이용하여 부정맥을 검출할 수 있다. 예를 들어, 부정맥 검출 장치(100)는 심탄도 신호 또는 심음 신호를 이용하여, 심전도 신호 파형의 특정 지점(또는 특정 구간)을 추출할 수 있다. 다른 예에서, 부정맥 검출 장치(100)는 심탄도 신호 또는 심음 신호를 이용하여, 심전도 신호 파형의 적어도 일부를 복원할 수 있다.
- [0038] 일 실시예에서, 부정맥 검출 장치(100)는 심전도 신호, 심탄도 신호, 및 심음 신호를 비롯하여, 다양한 생체 정보 또는 외부 환경 정보에 기반하여 보다 정확하게 부정맥을 검출할 수 있다. 예를 들어, 부정맥 검출 장치

(100)는 사용자의 혈압, 사용자의 수면 상태, 스트레스 레벨(또는 지수), 사용자 생체 조직의 수화도(hydration), 또는 운동 정보 등의 생체 정보를 더 획득하고, 심전도 신호, 심탄도 신호, 및 심음 신호와 획득된 생체 정보를 조합하여 보다 정확하게 부정맥을 검출할 수 있다. 다른 예에서, 부정맥 검출 장치(100)는 온도, 습도 등의 주변 정보를 더 획득하고, 심전도 신호, 심탄도 신호, 및 심음 신호와 획득된 주변 정보를 조합하여 보다 정확하게 부정맥을 검출할 수 있다.

- [0039] 다른 실시예에서, 부정맥 검출 장치(100)는 사용자 개인별 부정맥 유발 인자를 결정할 수 있다. 예를 들어, 부정맥 검출 장치(100)는 심전도 신호 등에 기반하여 부정맥이 검출되는 경우, 센서부(150)를 통해 부정맥 가능 유발 인자, 예를 들어, 카페인, 음주, 흡연, 스트레스, 혈압, 수면 상태 등을 측정할 수 있다. 부정맥 검출 장치(100)는 부정맥 검출과 부정맥 가능 유발 인자 간 상관 관계를 분석할 수 있다. 예를 들어, 부정맥 검출 장치(100)는 일정 기간 동안 부정맥 검출 시, 부정맥 가능 유발 인자가 동시에 측정되는 경우, 부정맥 검출과 측정된 부정맥 가능 유발 인자 간 상관 관계가 높은 것으로 판단하고, 측정된 부정맥 가능 유발 인자를 사용자 개인의 부정맥 유발 인자로 결정할 수 있다. 부정맥 검출 장치(100)는 결정된 사용자 개인의 부정맥 유발 인자에 대한 정보를 저장부(160)에 저장할 수 있다.
- [0040] 일 실시예에서, 사용자 개인의 부정맥 유발 인자가 재차 측정(또는 감지)되는 경우, 부정맥 검출 장치(100)는 사용자에게 부정맥 발생의 위험(또는 위험도)을 알릴 수 있다. 다른 실시예에서, 부정맥 유발 인자가 측정되는 경우, 부정맥 검출 장치(100)는 사용자에게 부정맥을 감소시키기 위한 알림(또는 가이드)를 제공할 수 있다.
- [0041] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 부정맥 검출 장치(100)의 블록 도면을 도시한다.
- [0042] 도 3을 참조하면, 부정맥 검출 장치(100)는 통신부(110), 센서부(120), 저장부(130), 및 제어부(140) 등을 포함할 수 있다. 다만, 도시된 구성 요소가 필수 구성 요소인 것은 아니다. 도시된 구성 요소보다 많은 구성 요소에 의해 부정맥 검출 장치(100)가 구현될 수도 있고, 그보다 적은 구성 요소에 의해서도 부정맥 검출 장치(100)가 구현될 수 있다.
- [0043] 일 실시예에서, 통신부(110)는 부정맥 검출 장치(100)의 성능 및 구조에 대응하여 무선 랜, 블루투스(Bluetooth), 및 유선 이더넷(Ethernet) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 통신부(110)는 무선랜, 블루투스, 및 유선 이더넷(Ethernet)의 조합을 포함할 수도 있다.
- [0044] 일 실시예에서, 통신부(110)는 BLE(Bluetooth Low Energy) 통신부(110), 근거리 무선 통신부(110)(Near Field Communication unit), WLAN(와이파이) 통신부(110), 지그비(Zigbee) 통신부(110), 적외선(IrDA, infrared Data Association) 통신부(110), WFD(Wi-Fi Direct) 통신부(110), UWB(ultra wideband) 통신부(110), Ant+ 통신부(110) 등을 포함할 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [0045] 일 실시예에서, 통신부(110)는 제어부(140)의 제어에 의해 부정맥 검출 장치(100)를 외부 장치(예: 웨어러블 장치)와 연결할 수 있다. 일 실시예에서, 제어부(140)는 통신부(110)를 통해 연결된 외부 전자장치로 생체 정보, 및 외부 환경 정보를 전송할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 통신부(110)를 통해 외부 전자장치로 심전도 신호, 심탄도 신호, 심음 신호 등의 생체 정보를 전송할 수 있다. 다른 예에서, 제어부(140)는 통신부(110)를 통해 외부 전자장치로 외부 온도 정보, 및 외부 습도 정보를 전송할 수 있다. 일 실시예에서, 통신부(110)는 제어부(140) 제어 하에, 부정맥 발생 유무, 발생된 부정맥 종류, 또는 부정맥 위험도 및 부정맥 위험 저감을 위한 알림을 외부 장치로 전송할 수 있다. 다른 실시예에서, 통신부(110)는 제어부(170)의 제어 하에, 부정맥 검출 장치(100)의 부착 오류가 발생하는 경우, 재부착을 위한 알림을 외부 장치로 전송할 수 있다.
- [0046] 일 실시예에서, 센서부(120)는 심전도 센서(121), 심탄도 센서(123), 심음 센서(125), 및 가속도 센서(127) 등을 포함할 수 있다.
- [0047] 일 실시예에서, 심전도 센서(121)는 3개의 전극을 통해 심전도(electrocardiogram; ECG) 신호를 감지할 수 있다. 다만, 이에 제한되지 않는다. 예를 들어, 심전도 센서(121)는 2개의 전극 또는 4개 이상의 전극을 포함할 수 있다.
- [0048] 일 실시예에서, 심탄도 센서(123)는 심탄도(ballistocardiogram; BCG) 신호를 감지할 수 있다. 일 실시예에서, 심탄도 센서(123)는 복수 개일 수 있다. 예를 들어, 하나의 심탄도 센서(123)는 부정맥 검출 장치(100)의 내측(예: 사용자 신체에 부착 시, 사용자 신체에 부착되는 부정맥 검출 장치(100)의 일면)에 배치될 수 있다. 부정맥 검출 장치(100) 내측에 배치되는 심탄도 센서(123)는 사용자 신체 및 사용자의 옷 간 마찰에 의한 노이즈를 포함하는 심탄도 신호(이하, '제 1 심탄도 신호' 칭함)를 감지할 수 있다. 다른 하나의 심탄도 센서(123)는 부정맥 검출 장치(100)의 외측(예: 사용자 신체에 부착 시, 외부로 노출되는 일면)에 배치될 수 있다. 부정맥 검

출 장치(100)의 외측에 배치되는 심탄도 센서(123)는 사용자 신체 및 사용자의 옷 간 마찰에 의한 노이즈를 제 1 심탄도 신호보다 더 많이 포함하는 심탄도 신호(이하, '제 2 심탄도 신호'라 칭함)를 감지할 수 있다. 일 실시예에서, 제어부(140)는 제 1 심탄도 신호로부터 제 2 심탄도 신호를 필터링함으로써, 노이즈를 제거할 수 있다. 일 실시예에서, 제어부(140)는 노이즈를 필터링하기 하기 위한 차동 필터, 또는 적응 노치 필터(adaptive notch filter)를 포함할 수 있다.

- [0049] 일 실시예에서, 심탄도 센서(123)는 로드셀(load cell), PVDF(polyvinylidene fluoride) 필름 센서, 가속도 센서 또는 EMFi(electromechanical film) 센서일 수 있다.
- [0050] 일 실시예에서, 심음 센서(125)(phonocardiogram; PCG)는 사용자의 심음 신호를 감지할 수 있다. 일 실시예에서, 심음 센서(125)는 심음을 감지하기 위한 마이크(MIKE)를 포함할 수 있다.
- [0051] 일 실시예에서, 심음 센서(125)는 복수 개일 수 있다. 일 실시예에서, 하나의 심음 센서(125)는 부정맥 검출 장치(100) 내측에 배치될 수 있다. 부정맥 검출 장치(100) 내측에 배치된 심음 센서(125)는 외부 노이즈를 포함하는 심음 신호를 감지할 수 있다. 다른 하나의 심음 센서(125)는 부정맥 검출 장치(100) 외측에 배치될 수 있다. 부정맥 검출 장치(100) 외측에 배치된 심음 센서(125)는 외부 노이즈를 감지할 수 있다. 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100) 내측에 배치된 심음 센서(125)로부터 감지된 심음 신호로부터 부정맥 검출 장치(100) 외측에 배치된 심음 센서(125)로부터 감지된 외부 노이즈를 필터링함으로써, 노이즈를 제거할 수 있다.
- [0052] 일 실시예에서, 가속도 센서(127)는 부정맥 검출 장치(100)의 움직임 예를 들어, 부정맥 검출 장치(100)의 회전 등에 대한 정보, 부정맥 검출 장치(100)의 배치 상태 등에 대한 정보를 감지할 수 있다. 제어부(140)는 사용자 신체에 부착된 부정맥 검출 장치(100)의 움직임에 대한 정보에 기반하여, 사용자의 움직임, 사용자의 자세 등을 측정할 수 있다. 예를 들어, 가속도 센서(127)가 3축 가속도 센서(127)를 포함하는 경우, 사용자의 움직임에 따라 사용자 신체의 X축, Y축, Z축의 데이터를 검출하고, 측정된 데이터를 통해 사용자의 자세 (예를 들어, 앉기, 서기, 눕기 등)나 신체 활동 예를 들어, 걷는지, 뛰는지, 또는 걸음 수, 또는 기절이나 낙상, 넘어지는 등과 같은 신체의 급격한 변화를 측정할 수 있다.
- [0053] 일 실시예에서, 도 3에서 도시하지는 않았지만, 센서부(120)는 사용자 생체 정보, 및 외부 환경 정보를 측정하기 위한 센서를 더 포함할 수 있다. 예를 들어, 센서부(120)는 분광 광도계(spectrophotometer)를 더 포함할 수 있다. 센서부(120)는 분광 광도계를 통해 사용자 체내 카페인 양을 검출할 수 있다. 다른 예에서, 센서부(120)는 음주 측정 센서를 더 포함할 수 있다. 센서부(120)는 음주 측정 센서를 통해 혈액 또는 호흡 내 알코올 농도를 검출할 수 있다. 또 다른 예에서, 센서부(120)는 광혈류 측정 센서를 더 포함할 수 있다. 센서부(120)는 광혈류 측정 센서로부터 사용자의 수면 상태를 검출할 수 있다. 다른 예에서, 센서부(120)는 생체 조직의 수화도(hydration)를 측정할 수 있는 임피던스 센서를 더 포함할 수 있다.
- [0054] 일 실시예에서, 센서부(120)는 외부 환경 정보를 측정하기 위하여, 외부의 온도를 측정하기 위한 온도 센서, 및 습도를 측정하기 위한 습도 센서를 더 포함할 수 있다.
- [0055] 다만 위에서 열거한 센서부(120)는 예시이며, 이에 제한되지 않는다. 예를 들어, 센서부(120)는 위에서 열거한 센서 중 일부를 생략하거나, 또는 추가로 센서를 더 포함할 수 있다.
- [0056] 일 실시예에서, 저장부(130)는 제어부(140)의 제어에 의해 부정맥 검출 장치(100)를 구동하고 제어하기 위한 다양한 데이터, 또는 프로그램을 저장할 수 있다. 일 실시예에서 "저장부(130)" 라는 용어는 저장부(130), 제어부(140)의 롬, 램 또는 부정맥 검출 장치(100)에 장착되는 메모리 카드(예를 들어, micro SD 카드, USB 메모리, 도시되지 아니함)를 포함할 수 있다. 다른 예에서, 저장부(130)는 비휘발성 메모리, 휘발성 메모리, 하드 디스크 드라이브(HDD) 또는 솔리드 스테이트 드라이브(SSD)를 포함할 수 있다.
- [0057] 일 실시예에서, 저장부(130)는 사용자 개인별 부정맥 유발 인자를 저장할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 일정 기간 동안 부정맥 검출 시 측정되는 생체 정보, 또는 외부 환경 정보 중 부정맥 발생과 상관도가 높은 인자를 부정맥 유발 인자로 결정할 수 있다. 저장부(130)는 제어부(140) 제어 하에 부정맥 유발 인자를 저장할 수 있다.
- [0058] 일 실시예에서, 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100)의 전반적인 동작 및 부정맥 검출 장치(100)의 내부 구성 요소들(110 내지 130)사이의 신호 흐름을 제어할 수 있다.
- [0059] 일 실시예에서, 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100)의 외부로부터 입력되는 신호 또는 데이터를 저장하거나, 부정맥 검출 장치(100)에서 수행되는 다양한 작업에 대응되는 저장 영역으로 사용되는 램(RAM), 부정맥 검출 장

치(100)의 제어를 위한 제어 프로그램이 저장된 롬(ROM) 및 프로세서(Processor)를 포함할 수 있다.

- [0060] 이하, 도 4 내지 도 21을 참조하여, 제어부(140)에서 수행되는 기능을 상세히 설명하도록 한다.
- [0061] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 부정맥 검출 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- [0062] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 신호의 신호 대 잡음 비(signal to noise ratio; SNR)를 산출을 설명하기 위한 도면이다.
- [0063] 도 4를 참조하면, 과정 401에서, 제어부(140)는 심전도(electrocardiogram; ECG) 신호 및 다른 생체 신호를 획득할 수 있다.
- [0064] 일 실시예에서, 제어부(140)는 심전도 센서(121)로부터 심전도 신호를 획득할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심전도 센서(121)에 포함된 3개의 전극을 통해 심전도 신호를 수신할 수 있다.
- [0065] 일 실시예에서, 다른 생체 신호는 심탄도(ballistocardiogram; BCG) 신호일 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심탄도 센서(123)를 통해 심탄도 신호를 수신할 수 있다. 일 실시예에서, 심탄도 센서(123)는 로드셀(load cell), 가속도 센서, PVDF(polyvinylidene fluoride) 필름 센서, 또는 EMFi(electromechanical film) 센서일 수 있다. 일 실시예에서, 복수의 심탄도 센서(123)가 부정맥 검출 장치(100)에 포함될 수 있다. 예를 들어, 하나의 심탄도 센서(123)는 부정맥 검출 장치(100)의 내측(예: 사용자 신체에 부착 시, 사용자 신체에 부착되는 부정맥 검출 장치(100)의 일면)에 배치될 수 있다. 부정맥 검출 장치(100) 내측에 배치되는 심탄도 센서(123)는 사용자 신체 및 사용자의 옷 간 마찰에 의한 노이즈를 포함하는 심탄도 신호(이하, '제 1 심탄도 신호' 칭함)를 감지할 수 있다. 다른 하나의 심탄도 센서(123)는 부정맥 검출 장치(100)의 외측(예: 사용자 신체에 부착 시, 외부로 노출되는 일면)에 배치될 수 있다. 부정맥 검출 장치(100)의 외측에 배치되는 심탄도 센서(123)는 사용자 신체 및 사용자의 옷 간 마찰에 의한 노이즈를 제 1 심탄도 신호보다 더 많이 포함하는 심탄도 신호(이하, '제 2 심탄도 신호'라 칭함)를 감지할 수 있다. 제어부(140)는 제 1 심탄도 신호로부터 제 2 심탄도 신호(즉, 노이즈)를 필터링함으로써, 노이즈를 제거할 수 있다. 일 실시예에서, 제어부(140)는 노이즈를 필터링하기 하기 위한 차동 필터, 또는 적응 노치 필터(adaptive notch filter)를 포함할 수 있다. 다른 실시예에서, 제어부(140)와 별도 구성으로서, 차동 필터, 또는 적응 노치 필터(adaptive notch filter)가 부정맥 검출 장치(100)에 포함될 수 있다.
- [0066] 다른 실시예에서, 다른 생체 신호는 심음(phonocardiogram; PCG) 신호일 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심음 센서(125)로부터 심음 신호를 수신할 수 있다. 일 실시예에서, 심음 센서(125)는 심음을 감지하기 위한 마이크(MIKE)를 포함할 수 있다. 일 실시예에서, 복수의 심음 센서(125)가 부정맥 검출 장치(100)에 포함될 수 있다. 일 실시예에서, 하나의 심음 센서(125)는 부정맥 검출 장치(100) 내측에 배치될 수 있다. 부정맥 검출 장치(100) 내측에 배치된 심음 센서(125)는 외부 노이즈를 포함하는 심음 신호를 감지할 수 있다. 다른 하나의 심음 센서(125)는 부정맥 검출 장치(100) 외측에 배치될 수 있다. 부정맥 검출 장치(100) 외측에 배치된 심음 센서(125)는 외부 노이즈를 감지할 수 있다. 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100) 내측에 배치된 심음 센서(125)로부터 감지된 심음 신호로부터 부정맥 검출 장치(100) 외측에 배치된 심음 센서(125)로부터 감지된 외부 노이즈를 필터링함으로써, 노이즈를 제거할 수 있다.
- [0067] 도 4에서는 다른 생체 신호로서 심탄도 신호, 또는 심음 신호를 예시하고 있지만, 이에 제한되지 않는다.
- [0068] 일 실시예에서, 제어부(140)는 획득된 심전도 신호와 심탄도 신호, 또는 심음 신호를 증폭할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 획득된 심전도 신호와 심탄도 신호, 또는 심음 신호를 증폭하기 위한 증폭 모듈을 포함할 수 있다. 다른 예에서, 제어부(140)와 별도 구성으로서 심전도 신호와 심탄도 신호, 또는 심음 신호를 증폭하기 위한 모듈이 부정맥 검출 장치(100)에 포함될 수 있다.
- [0069] 일 실시예에서, 제어부(140)는 획득된 심전도 신호와 심탄도 신호, 또는 심음 신호를 디지털화할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 획득된 심전도 신호와 심탄도 신호, 또는 심음 신호를 디지털화하기 위한 ADC(analog-digital converter)를 포함할 수 있다. 다른 예에서, 제어부(140)와 별도 구성으로서 ADC가 부정맥 검출 장치(100)에 포함될 수 있다.
- [0070] 일 실시예에서, 제어부(140)는 디지털화된 심전도 신호와 심탄도 신호, 또는 심음 신호에 대한 처리를 수행할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 디지털화된 심전도 신호와 심탄도 신호, 또는 심음 신호에 대하여 디지털 연산 과정들(예: FFT(Fast Fourier Transform) 연산, 미분연산, 평균 연산)을 통한 처리를 수행할 수 있다. 일 실시예에서, 제어부(140)와 별도의 구성으로서 디지털 신호 처리 모듈이 부정맥 검출 장치(100)에 포함될 수 있

다.

- [0071] 일 실시예에서, 제어부(140)는 심전도 신호와 심탄도 신호, 또는 심음 신호에 포함된 노이즈를 필터링할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심전도 신호와 심탄도 신호, 또는 심음 신호에 포함된 기저선(baseline drift) 변동을 제거할 수 있다. 제어부(140)는 기저선 변동을 제거하기 위한 고역 통과 필터(high pass filter, HPF)를 포함할 수 있다. 다른 실시예에서, 획득된 신호에 포함된 노이즈를 제거하기 위한 저역 통과 필터(low pass filter; LPF)를 포함할 수 있다.
- [0072] 과정 403에서, 제어부(140)는 획득된 심전도 신호의 신호 대 잡음 비(SNR)를 산출할 수 있다. 이하, 도 5를 참조하여, 심전도 신호의 SNR 산출을 설명한다.
- [0073] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 심전도 신호의 신호 대 잡음 비(signal to noise ratio; SNR) 산출을 설명하기 위한 도면이다. 신호 대 잡음 비는 잡음에 대한 신호의 상대적인 크기의 비율을 나타내며, 신호 대 잡음 비가 작을수록 측정된 신호에 잡음이 많이 포함되어 있어 신호의 품질이 낮을 수 있다.
- [0074] 도 5에서, 가로축은 주파수를 나타내고, 세로축은 스펙트럼 프로파일(spectral profile) 즉, 심전도 신호의 크기를 나타낸다. 일 실시예에서, 측정된 심전도 신호 중 하모닉(harmonic) 성분들은 신호에 해당되고, 하모닉 성분들 사이에 있는 성분은 노이즈에 해당될 수 있다. 예를 들어, 도 5에서 하모닉 성분들을 적분한 면적 예를 들어, A에 해당되는 부분의 면적은 신호에 해당될 수 있다. 하모닉 성분들 사이에 있는 성분을 적분한 면적 예를 들어, B에 해당되는 부분의 면적은 노이즈에 해당될 수 있다. 일 실시예에서, 제어부(140)는 A에 해당하는 부분 면적 대 B에 해당하는 부분 면적의 비율을 산출하고, 산출된 비율을 신호 대 잡음 비(SNR)로서 산출할 수 있다. 다만, 도 5에서 설명한 신호 대 잡음 비 산출은 예시이며, 이에 제한되지 않는다.
- [0075] 도 4로 리턴하면, 과정 405에서 제어부(140)는 심전도 신호의 신호 대 잡음 비(SNR) 및 지정된 임계 값을 비교할 수 있다. 일 실시예에서, 임계 값은 설계 시 설계자 의도에 따라 다르게 지정될 수 있다. 일 실시예에서, 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100)의 하드웨어 구성에 따라 임계 값을 다르게 지정할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100)에 포함된 심전도 센서(121)의 전극의 종류에 따라 임계 값을 다르게 지정할 수 있다. 다른 예에서, 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100)가 사용자의 신체에 부착되는 위치 등을 고려하여 임계 값을 다르게 지정할 수 있다. 다른 실시예에서, 제어부(140)는 임계 값을 측정 대상 예를 들어, 사용자에게 따라 다르게 지정할 수 있다. 다만, 임계 값 지정은 이에 제한되지 않는다.
- [0076] 과정 407에서, 심전도 신호의 신호 대 잡음 비에 따라 제어부(140)는 부정맥 검출을 위하여 다른 생체 신호의 이용 여부를 결정할 수 있다. 일 실시예에서, 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값 이하인 경우는 심전도 신호에 포함된 노이즈 비율이 높은 경우일 수 있다. 심전도 신호에 포함된 노이즈 비율이 높은 경우에는 심전도 신호의 파형은 왜곡될 수 있어, 정확한 심전도를 측정하기 어려울 수 있다. 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값 이하인 경우, 제어부(140)는 획득된 다른 생체 신호를 이용하여 부정맥을 검출할 수 있다.
- [0077] 일 실시예에서, 제어부(140)는 심탄도 신호 또는 심음 신호를 이용하여 심전도 신호(또는 심전도 신호의 파형)의 적어도 일부를 복원할 수 있다. 제어부(140)는 복원된 심전도 신호에 기반하여 부정맥을 검출할 수 있다. 다른 실시예에서, 제어부(140)는 심전도 신호 대신, 심탄도 신호 또는 심음 신호에 기반하여 부정맥을 검출할 수 있다. 복원된 심전도 신호에 기반하여 부정맥을 검출하는 방법 및 심전도 신호 대신 심탄도 신호 또는 심음 신호에 기반하여 부정맥을 검출하는 방법은 도 6 이하를 참조하여 상세히 설명하도록 한다.
- [0078] 일 실시예에서, 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값을 초과하는 경우, 제어부(140)는 심전도 신호에 기반하여 부정맥을 검출할 수 있다. 다만, 이에 제한되지 않으며, 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값을 초과하는 경우라도 획득된 다른 생체 신호를 이용하여 부정맥을 검출할 수 있다. 일 실시예에서, 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값을 초과하는 경우는 심전도 신호에 포함된 노이즈 비율이 낮은 경우일 수 있다. 심전도 신호에 포함된 노이즈 비율이 낮은 경우 심전도 신호의 파형이 왜곡 없이 선명하게 측정되는 경우일 수 있다. 일 실시예에서, 제어부(140)는 심전도 신호로부터 특징 지점(또는 특징 구간)을 추출할 수 있다. 일 실시예에서, 제어부(140)는 추출된 특징 지점에 기반하여 심장 박동 수 등을 포함하는 정보를 산출할 수 있다. 일 실시예에서, 제어부(140)는 산출된 정보에 기반하여, 부정맥의 유무 및 종류를 인식할 수 있다. 일 실시예에서, 부정맥 유무 및 부정맥 종류를 인식하기 위하여 다양한 알고리즘이 이용될 수 있다. 예를 들어, 부정맥 유무 및 부정맥 종류를 인식하기 위하여 Hidden Markov Model 기반 알고리즘, Heart best matrix 기반 알고리즘 등이 이용될 수 있다. 다만, 부정맥 유무 및 부정맥 종류를 인식하기 위하여 이용되는 알고리즘은 이에 제한되지 않는다.

- [0079] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따라 심탄도 신호를 이용하여 부정맥 검출 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- [0080] 도 6을 참조하면, 과정 601에서 제어부(140)는 심전도 신호 및 심탄도 신호를 획득할 수 있다. 과정 603에서, 제어부(140)는 과정 601에서 획득된 심전도 신호의 신호 대 잡음 비(SNR)를 산출할 수 있다. 과정 601 및 과정 603은 각각 과정 401 및 과정 403과 중복되므로, 상세한 설명은 생략하도록 한다.
- [0081] 과정 605에서, 제어부(140)는 심탄도 신호의 신호 대 잡음 비를 산출할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심탄도 신호의 주파수 도메인(domain)에서 심탄도 신호의 파형(또는, 심탄도 신호의 패턴)을 분석할 수 있다. 제어부(140)는 심탄도 신호의 패턴에서 harmonic 성분들에 해당하는 면적 대 harmonic 성분들 사이에 해당하는 면적의 비율을 산출함으로써, 심탄도 신호의 신호 대 잡음 비를 산출할 수 있다.
- [0082] 일 실시예에서, 도 6에 도시하지는 않았지만, 심탄도 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값을 초과하는 경우는 과정 607로 진행할 수 있다. 다른 실시예에서, 심탄도 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값 이하인 경우, 제어부(140)는 심전도 신호만을 기반으로 부정맥을 검출하거나, 심탄도 신호를 다시 획득할 수 있다.
- [0083] 일 실시예에서, 도 6에서, 과정 603에서 제어부(140)가 심전도 신호의 신호 대 잡음 비를 산출하고, 심탄도 신호의 신호 대 잡음 비 산출하는 것으로 도시되어 있지만, 이에 제한되지 않는다. 예를 들어, 제어부(140)는 과정 605에서 심탄도 신호의 신호 대 잡음 비를 산출하지 않고, 과정 609에서 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값 이하인 경우 심탄도 신호의 신호 대 잡음 비를 산출할 수 있다.
- [0084] 일 실시예에서, 과정 609와 과정 611 사이에, 심탄도 신호의 신호 대 잡음 비를 산출하는 과정이 수행되고, 산출된 심탄도 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값 이하인 경우, 제어부(140)는 심전도 신호 및 심탄도 신호를 다시 획득할 수 있다. 예를 들어, 과정 609에서 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 임계값 이하이고, 산출된 심탄도 신호의 신호 대 잡음 비 또한 임계 값 이하인 경우는 심전도 신호 및 심탄도 신호 모두가 노이즈를 많이 포함하는 경우에 해당될 수 있다. 이러한 경우, 제어부(140)는 심전도 센서(121) 및 심탄도 센서(123)로부터 심전도 신호 및 심탄도 신호를 다시 획득할 수 있다. 다른 실시예에서, 과정 609와 과정 611 사이에, 심탄도 신호의 신호 대 잡음 비를 산출하는 과정이 수행되고, 산출된 심탄도 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값을 초과하는 경우, 과정 611이 진행될 수 있다.
- [0085] 과정 607에서 제어부(140)는 심전도 신호의 신호 대 잡음 비 및 지정된 임계 값을 비교할 수 있다. 임계 값 지정과 관련하여, 이하 도 7을 참조하여 상세히 설명하도록 한다.
- [0086] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따라 심전도 신호의 임계 값 지정을 설명하기 위한 도면이다.
- [0087] 도 7을 참조하면, 701은 신호 대 잡음 비가 비교적 높은 심전도 신호(즉, 신호 대 잡음 비가 임계 값을 초과하는 심전도 신호)를 시간 도메인 및 주파수 도메인에서 도시한 그래프이다. 703은 신호 대 잡음 비가 비교적 낮은 심전도 신호(즉, 신호 대 잡음 비가 임계 값 이하인 심전도 신호)를 시간 도메인 및 주파수 도메인에서 도시한 그래프이다.
- [0088] 701 및 703을 비교하면, 일 실시예에서, 701에서 심전도 신호의 파형은 왜곡 없이 선명하게 측정될 수 있다. 예를 들어, 심전도 신호의 QRS 군을 비롯하여, R 피크 지점(711, 712, 713)에 해당하는 특징 지점은 규칙적이고, 선명하게 측정될 수 있다. 다른 실시예에서, 703의 심전도 신호에서, 701의 심전도 신호에 비하여 보다 많은 개수의 전압 피크 지점(714 내지 719)이 측정될 수 있다. 일 실시예에서, 703에서 측정되는 전압 피크 지점은 심전도 신호의 R 피크 지점(714, 716, 718), 또는 노이즈에 의해 발생하는 피크 지점(715, 717, 719)일 수 있다.
- [0089] 일 실시예에서, 제어부(140)는 임계 값을 701의 심전도 신호 파형 및 703의 심전도 신호 파형을 구분하도록 지정할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 임계 값을 심전도 신호의 R 피크 지점에 해당하는 전압 피크의 크기가 노이즈에 해당하는 전압 피크 지점의 크기 보다 지정된 크기 이상 크게 측정되는 심전도 신호 파형에서의 신호 대 잡음 비로 지정할 수 있다.
- [0090] 다른 예에서, 제어부(140)는 주파수 도메인에서 측정되는 심전도 신호의 스펙트럼을 분석하여 임계 값을 지정할 수 있다. 예를 들어, 701 및 703을 비교하면, 심전도 신호의 하모닉(harmonic 또는 고조파) 성분의 개수가 701에서 8개로 측정되고, 703에서 3개로 측정될 수 있다. 제어부(140)는 심전도 신호의 하모닉 성분의 개수에 따라 임계 값을 지정할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 701의 심전도 신호 파형 및 703의 심전도 신호 파형을 구분하기 위하여, 심전도 신호의 하모닉 성분의 개수가 6개로 측정되는 심전도 신호의 신호 대 잡음 비를 임계 값으로 지정할 수 있다.
- [0091] 일 실시예에서, 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100)의 하드웨어 구성에 따라 임계 값을 다르게 지정할 수 있

다. 예를 들어, 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100)에 포함된 심전도 센서(121)의 전극의 종류에 따라 임계 값을 다르게 지정할 수 있다. 다른 예에서, 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100)가 사용자의 신체에 부착되는 위치 등을 고려하여 임계 값을 다르게 지정할 수 있다. 다른 실시예에서, 제어부(140)는 임계 값을 측정 대상 예를 들어, 사용자에 따라 다르게 지정할 수 있다. 다만, 임계 값 지정은 이에 제한되지 않는다.

- [0092] 도 6으로 리턴하면, 과정 609에서 제어부(140)가 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값 이하인 것으로 확인하면, 과정 611에서 제어부(140)는 심전도 신호의 J 피크 지점을 이용하여 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출할 수 있다. 이하에서, 도 7 및 도 8을 참조하여 심전도 신호의 J 피크 지점을 이용하여 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출하는 방법을 상세히 설명하도록 한다.
- [0093] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따라 심전도 신호의 J 피크 지점을 이용하여 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출하는 방법을 설명하기 위한 도면이다. 도 8은 심전도 신호 및 심전도 신호와의 상관 관계를 도시하는 도면이다.
- [0094] 도 7 및 도 8을 참조하면, 801은 심전도 신호의 파형을 도시하고 있으며, 803은 801의 심전도 신호의 파형과 동일한 시간에서 측정되는 심전도 신호 파형을 도시하고 있다. 801 및 803에 도시된 바와 같이, 심전도 신호의 R 피크 지점 및 심전도 신호의 J 피크 지점 간 거리 즉, R-J 간격(d)에 해당하는 시간 값은 일정한 값일 수 있다.
- [0095] 일 실시예에서, 제어부(140)는 심전도 신호의 J 피크 지점(811)으로부터 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출하기 위하여 일정 시간 범위(또는, 윈도우(windowing) 범위)를 지정할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심전도 신호의 J 피크 지점으로부터 심전도 신호의 g 지점까지의 시간 범위를 일정 시간 범위로 지정할 수 있다. 다른 예에서, 제어부(140)는 심전도 신호의 J 피크 지점으로부터 심전도 신호의 a1 지점까지의 시간 범위를 일정 시간 범위로 지정할 수 있다. 다만, 지정되는 일정 시간 범위는 이에 제한되지 않는다. 예를 들어, 제어부(140)는 J 피크 지점으로부터 j 지점, i 지점, 또는 h 지점까지의 시간 범위를 일정 시간 범위로 지정할 수 있다. 다른 예에서, 통계에 의한 평균값으로 시간 범위를 지정하거나, 인구 통계적 정보(예: 성별, 나이, 인종 등)를 반영한 시간 범위 지정, 또는 사용자(또는 착용자)의 측정 정보에 기반하여 개인별 특성에 맞춘 시간 범위, 예를 들어, 심전도, 심전도 신호를 분석하여 R-J 간격(interval) 측정값들의 평균값 및 최소/최대값을 반영하여 개인별로 다르게 시간 범위를 지정할 수 있다. 다만, 이에 제한되지 않는다.
- [0096] 일 실시예에서, 제어부(140)는 심전도 신호의 J 피크 지점으로부터 지정된 일정 시간 범위 내 있는 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출할 수 있다. 예를 들어, 703의 시간 도메인에서 측정된 심전도 신호에서, 100ms 및 500ms의 시간에 심전도 신호의 J 피크 지점이 검출되고, 일정 시간 범위가 100ms의 시간 범위로 지정된 것으로 가정할 수 있다. 제어부(140)는 심전도 신호의 100ms 및 500ms 시간의 J 피크 지점으로부터 100ms 시간 범위 내에서 측정되는 심전도 신호의 전압 피크 지점(714) 및 전압 피크 지점(716)을 심전도 신호의 R 피크 지점으로서 검출할 수 있다. 다른 실시예에서, 제어부(140)는 전압 피크 지점(714) 및 전압 피크 지점(716) 사이에 측정된 전압 피크 지점(715)를 노이즈에 의해 발생된 전압 피크 지점으로서 검출할 수 있다.
- [0097] 도 6으로 리턴하면, 과정 613에서 제어부(140)는 심전도 신호의 R 피크 지점에 기반하여, 심전도 신호의 특징을 추출할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심전도 신호의 R 피크 지점 간 거리 즉, R-R 간격을 추출할 수 있다. 다만, 심전도 신호의 특징은 R-R 간격에 제한되지 않는다. 예를 들어, 제어부(140)는 심전도 신호로부터 PR 구간, QT 구간, ST segment의 길이, TP segment 등을 추출할 수 있다.
- [0098] 과정 615에서, 제어부(140)는 추출된 특징을 이용하여 부정맥을 검출할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 추출된 특징에 기반하여 심장 박동 수 등에 대한 정보를 생성할 수 있다. 일 실시예에서, 제어부(140)는 생성된 정보에 기반하여, 부정맥의 유무 및 종류를 인식할 수 있다. 일 실시예에서, 부정맥 유무 및 부정맥 종류를 인식하기 위하여 다양한 알고리즘이 이용될 수 있다. 예를 들어, 부정맥 유무 및 부정맥 종류를 인식하기 위하여 Hidden Markov Model 기반 알고리즘, Heart best matrix 기반 알고리즘 등이 이용될 수 있다. 다만, 부정맥 유무 및 부정맥 종류를 인식하기 위하여 이용되는 알고리즘은 이에 제한되지 않는다.
- [0099] 과정 617에서, 과정 609에서 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값을 초과하는 경우, 제어부(140)는 심전도 신호를 이용하지 않고, 심전도 신호에만 기반하여 부정맥을 검출할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심전도 신호의 R 피크 지점 간 거리 즉, R-R 간격(interval) 등의 특징을 추출하고, 추출된 특징에 기반하여 심장 박동 수 등에 대한 정보를 생성할 수 있다. 제어부(140)는 생성된 정보에 기반하여, 부정맥의 유무 및 종류를 인식할 수 있다.
- [0100] 도 9는 본 발명의 다른 실시예에 따라 심전도 신호를 이용하여 부정맥을 검출하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

- [0101] 도 9를 참조하면, 과정 901에서, 제어부(140)는 심전도 신호 및 심탄도 신호를 획득할 수 있다. 과정 903에서, 제어부(140)는 심전도 신호의 신호 대 잡음 비를 산출할 수 있다. 과정 905에서, 제어부(140)는 심탄도 신호의 신호 대 잡음 비를 산출할 수 있다. 과정 901 내지 과정 905는 도 6의 과정 601 내지 과정 605와 중복되므로 상세한 설명은 생략하도록 한다.
- [0102] 과정 907에서, 제어부(140)는 심전도 신호의 신호 대 잡음 비와 지정된 제 1 임계 값 및 제 2 임계 값을 비교할 수 있다. 임계 값 지정과 관련하여, 이하 도 10을 참조하여 상세히 설명하도록 한다.
- [0103] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따라 심전도 신호의 임계 값 지정을 설명하기 위한 도면이다.
- [0104] 도 10을 참조하면, 1001은 신호 대 잡음 비가 비교적 높은 심전도 신호(즉, 신호 대 잡음 비가 임계 값을 초과하는 심전도 신호)를 시간 도메인 및 주파수 도메인에서 도시한 그래프이다. 1003은 신호 대 잡음 비가 비교적 낮은 심전도 신호를 시간 도메인 및 주파수 도메인에서 도시한 그래프이다. 1005는 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 매우 낮은 심전도 신호를 시간 도메인 및 주파수 도메인에서 도시한 그래프이다. 일 실시예에서, 1001 및 1003은 도 7의 701 및 703과 동일할 수 있다. 다른 실시예에서, 1003 및 1005를 비교하면, 1003에 도시된 심전도 신호의 신호 대 잡음 비에 비하여, 1005에 도시된 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 더 낮은 경우에 해당될 수 있다. 예를 들어, 1005의 주파수 도메인에서 심전도 신호 중 약 7Hz 내지 9Hz 주파수 범위가 신호의 범위에 해당되는 반면, 0Hz 내지 7Hz 주파수 범위 및 9Hz 이상의 범위는 노이즈 범위에 해당될 수 있다. 다른 예에서, 1001 및 1005를 비교하면, 1001에서 시간 도메인에서 R 피크 지점이 주기적으로 왜곡 없이 선명하게 측정되는 반면, 1005의 시간 도메인에서 전압의 피크 지점들은 불규칙하고, 왜곡된 형태로 측정될 수 있다.
- [0105] 일 실시예에서, 제어부(140)는 1001의 심전도 신호 파형, 1003의 심전도 신호 파형, 및 1005의 심전도 신호 파형을 구분하도록 제 1 임계 값, 및 제 2 임계 값을 지정할 수 있다.
- [0106] 예를 들어, 제어부(140)는 제 1 임계 값을 1003의 심전도 신호의 R 피크 지점에 해당하는 전압 피크의 크기가 노이즈에 해당하는 전압 피크 지점의 크기 보다 지정된 크기 이상 크게 측정되는 심전도 신호에서의 신호 대 잡음 비로 지정할 수 있다.
- [0107] 다른 예에서, 제어부(140)는 주파수 도메인에서 측정되는 심전도 신호의 스펙트럼을 분석하여 제 1 임계 값을 지정할 수 있다. 예를 들어, 1001 내지 1005를 비교하면, 심전도 신호의 하모닉(harmonic 또는 고조파) 성분의 개수가 1001에서 8개로 측정되고, 1003에서 3개로 측정되며, 1005에서 1개로 측정될 수 있다. 제어부(140)는 심전도 신호의 하모닉 성분의 개수에 따라 제 1 임계 값을 지정할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 1001의 심전도 신호 파형 및 1003의 심전도 신호 파형을 구분하기 위하여, 심전도 신호의 하모닉 성분의 개수가 6개로 측정되는 심전도 신호의 신호 대 잡음 비를 제 1 임계 값으로 지정할 수 있다.
- [0108] 다른 예에서, 제어부(140)는 시간 도메인에서 지정된 시간 구간에서 전압 피크의 개수를 분석하여 제 2 임계 값을 지정할 수 있다. 예를 들어, 1001의 시간 구간에서 심전도 신호의 R 피크 지점의 개수가 3개로 측정될 수 있다. 1001의 시간 구간과 동일한 시간 구간 동안, 1003에서의 전압 피크 지점의 개수는 6개로 측정되고, 1005에서 전압 피크 지점의 개수는 9개로 측정될 수 있다. 제어부(140)는 1001의 시간 구간과 동일한 시간 구간 동안 전압 피크 지점의 개수가 7개에 해당하는 심전도 신호에서의 신호 대 잡음 비를 제 2 임계 값으로 지정할 수 있다.
- [0109] 다른 예에서, 제어부(140)는 주파수 도메인에서 측정되는 심전도 신호의 스펙트럼을 분석하여 제 2 임계 값을 지정할 수 있다. 예를 들어, 1001 내지 1005를 비교하면, 심전도 신호의 하모닉(harmonic 또는 고조파) 성분의 개수가 1001에서 8개로 측정되고, 1003에서 3개로 측정되며, 1005에서 1개로 측정될 수 있다. 제어부(140)는 심전도 신호의 하모닉 성분의 개수에 따라 제 2 임계 값을 지정할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 1003의 심전도 신호 파형 및 1005의 심전도 신호 파형을 구분하기 위하여, 심전도 신호의 하모닉 성분의 개수가 2개로 측정되는 심전도 신호의 신호 대 잡음 비를 제 2 임계 값으로 지정할 수 있다.
- [0110] 일 실시예에서, 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100)의 하드웨어 구성에 따라 제 1 임계 값, 및 제 2 임계 값을 다르게 지정할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100)에 포함된 심전도 센서(121)의 전극의 종류에 따라 제 1 임계 값, 및 제 2 임계 값을 다르게 지정할 수 있다. 다른 예에서, 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100)가 사용자의 신체에 부착되는 위치 등을 고려하여 제 1 임계 값, 및 제 2 임계 값을 다르게 지정할 수 있다. 다른 실시예에서, 제어부(140)는 제 1 임계 값, 및 제 2 임계 값을 측정 대상 예를 들어, 사용자에게 따라 다르게 지정할 수 있다. 다만, 임계 값 지정은 전술한 예에 제한되지 않는다.

- [0111] 도 9로 리턴하면, 과정 911에서, 과정 909에서 제어부(140)가 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 제 1 임계 값 보다 큰 것으로 확인하는 경우, 제어부(140)는 심전도 신호에 기반하여 부정맥을 검출할 수 있다. 과정 911은 도 4의 411 및 도 6의 617과 중복되므로 상세한 설명은 생략하도록 한다.
- [0112] 과정 915에서, 과정 913에서 제어부(140)가 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 제 1 임계 값 이하이고, 제 2 임계 값 보다 큰 것으로 확인하면, 제어부(140)는 심전도 신호의 J 피크 지점을 이용하여 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출할 수 있다. 과정 917에서 제어부(140)는 검출된 R 피크 지점에 기반하여 심전도 신호의 특징을 추출할 수 있다. 과정 919에서 제어부(140)는 추출된 특징을 이용하여 부정맥을 검출할 수 있다. 과정 915 내지 과정 919는 도 6의 과정 611 내지 과정 615와 중복되므로 상세한 설명은 생략하도록 한다.
- [0113] 과정 921에서, 과정 913에서 제어부(140)가 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 제 2 임계 값 이하인 것으로 확인하면, 제어부(140)는 심전도 신호의 특징을 추출할 수 있다. 제어부(140)는 심전도 신호의 파형이 심전도 신호의 특징을 추출하지 못할 정도로 왜곡된 것으로 확인하고, 심전도 신호의 특징 예를 들어, 특징 지점(또는 특징 구간)을 추출할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심전도 신호의 J 피크들 간의 시간 간격 즉, J-J 간격(interval)을 추출할 수 있다. 다만, 심전도 신호로부터 추출되는 특징은 이에 제한되지 않는다.
- [0114] 과정 923에서, 제어부(140)는 심전도 신호로부터 추출된 특징을 이용하여 부정맥을 검출할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 일정 시간(예: 1분) 동안 심전도 신호의 J 피크의 개수를 산출함으로써, 심장 박동 수를 산출할 수 있다. 제어부(140)는 산출된 심장 박동 수에 기반하여 부정맥 유무, 부정맥 종류 등을 검출할 수 있다. 다른 예에서, 제어부(140)는 심전도 신호의 J-J 간격을 산출하고, 산출된 J-J 간격에 기반하여 부정맥 유무, 부정맥 종류 등을 검출할 수 있다. 일 실시예에서, 부정맥 유무 및 부정맥 종류를 인식하기 위하여 다양한 알고리즘이 이용될 수 있다. 예를 들어, 부정맥 유무 및 부정맥 종류를 인식하기 위하여 Hidden Markov Model 기반 알고리즘, Heart best matrix 기반 알고리즘 등이 이용될 수 있다. 다만, 이용되는 알고리즘은 이에 제한되지 않는다.
- [0115] 도 11은 본 발명의 다른 실시예에 따라 심음 신호를 이용하여 부정맥을 검출하기 위한 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- [0116] 도 11을 참조하면, 과정 1101에서 제어부(140)는 심전도 신호 및 심음 신호를 획득할 수 있다. 과정 1103에서, 제어부(140)는 과정 1101에서 획득된 심전도 신호의 신호 대 잡음 비(SNR)를 산출할 수 있다. 과정 1101 및 과정 1103은 각각 과정 401 및 과정 403과 중복되므로, 상세한 설명은 생략하도록 한다.
- [0117] 과정 1105에서, 제어부(140)는 심음 신호의 신호 대 잡음 비를 산출할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심음 신호의 주파수 도메인(domain)에서 심음 신호의 파형(또는, 심음 신호의 패턴)을 분석할 수 있다. 제어부(140)는 심음 신호의 패턴에서 harmonic 성분들에 해당하는 면적 대 harmonic 성분들 사이에 해당하는 면적의 비율을 산출함으로써, 심음 신호의 신호 대 잡음 비를 산출할 수 있다.
- [0118] 일 실시예에서, 도 11에 도시하지는 않았지만, 심음 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값을 초과하는 경우는 과정 1107로 진행할 수 있다. 다른 실시예에서, 심음 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값 이하인 경우, 제어부(140)는 심전도 신호만을 기반으로 부정맥을 검출하거나, 심음 신호를 다시 획득할 수 있다.
- [0119] 일 실시예에서, 도 11에서, 과정 1103에서 제어부(140)가 심전도 신호의 신호 대 잡음 비를 산출하고, 심음 신호의 신호 대 잡음 비 산출하는 것으로 도시되어 있지만, 이에 제한되지 않는다. 예를 들어, 제어부(140)는 과정 1105에서 심음 신호의 신호 대 잡음 비를 산출하지 않고, 과정 1109에서 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값 이하인 경우 심음 신호의 신호 대 잡음 비를 산출할 수 있다.
- [0120] 일 실시예에서, 과정 1109와 과정 1111 사이에, 심음 신호의 신호 대 잡음 비를 산출하는 과정이 수행되고, 산출된 심음 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값 이하인 경우, 제어부(140)는 심전도 신호 및 심음 신호를 다시 획득할 수 있다. 예를 들어, 과정 1109에서 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 임계값 이하이고, 산출된 심음 신호의 신호 대 잡음 비 또한 임계 값 이하인 경우는 심전도 신호 및 심음 신호 모두가 노이즈를 많이 포함하는 경우에 해당될 수 있다. 이러한 경우, 제어부(140)는 심전도 센서(121) 및 심음 센서(125)로부터 심전도 신호 및 심음 신호를 다시 획득할 수 있다. 다른 실시예에서, 과정 1109와 과정 1111 사이에, 심음 신호의 신호 대 잡음 비를 산출하는 과정이 수행되고, 산출된 심음 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값을 초과하는 경우, 과정 1111으로 진행될 수 있다.
- [0121] 과정 1107에서 제어부(140)는 심전도 신호의 신호 대 잡음 비 및 지정된 임계 값을 비교할 수 있다. 과정 1107은 도 6의 과정 607과 중복되므로 상세한 설명은 생략하도록 한다.

- [0122] 과정 1111에서, 과정 1109에서 제어부(140)가 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값 이하인 것으로 확인하면, 제어부(140)는 심음 신호의 지정된 지점을 이용하여 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출할 수 있다. 이하에서, 도 12를 참조하여, 심음 신호의 특징점을 이용하여 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출하는 방법을 상세히 설명하도록 한다.
- [0123] 도 12는 본 발명의 일 실시예에 따라 심음 신호의 특징점을 이용하여 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0124] 도 12를 참조하면, 도 12는 동일한 시간 축을 기준으로 측정되는 심전도 신호 파형(1201) 및 심음 신호 파형(1203)을 도시하고 있다. 일 실시예에서, 심음 신호 파형(1203)의 시간 구간은 심음이 측정되는 4개의 시간 구간을 포함할 수 있다. S1 시간 구간은 심실의 수축기 시초에 방실 판막(mitral valve and tricuspid valve)이 닫히는 시간 구간에 해당될 수 있다. S1 시간 구간에서 심음은 낮고 둔하며, 소리의 지속 시간이 길 수 있다. S1 시간 구간 동안 진동수는 초당 57Hz 내지 70Hz 일 수 있다. S2 시간 구간은 심실의 확장기 시초에 대동맥판막(aortic valve) 및 폐동맥판막(pulmonary valve)이 닫히는 시간 구간으로서, 심음이 높고 예리하며, 소리의 지속 시간이 짧을 수 있다. S2 시간 구간 동안 진동수는 초당 90Hz 내지 100Hz 일 수 있으며, 심전도 신호의 T 파의 종료 지점과 일치할 수 있다. S3의 시간 구간은 심실의 확장기 시초에 심방에서 유입되는 혈액으로 인해 심실벽이 진동하고, 이첨판의 진동함으로써 심음이 발생하는 시간 구간으로서, 심실 충만 시 저음이고 소리의 지속 시간이 짧을 수 있다. S4의 시간 구간은 심방 수축기 동안 심실로 유입되는 혈액의 추진력으로 인해 심음이 발생하는 시간 구간일 수 있다.
- [0125] 일 실시예에서, 제어부(140)는 심음 신호의 특징점으로서 S1 시간 구간의 제 1 피크 지점을 검출할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심음 신호의 진동수를 측정하고, 측정된 진동수에 따라 S1 시간 구간 내지 S4 시간 구간을 구분할 수 있다. 제어부(140)는 S1 시간 구간을 검출하고, S1 시간 구간 내에서 심음 신호의 압력의 크기가 지정된 크기 이상인 피크 지점 중 첫 번째로 측정되는 제 1 피크 지점(1211)을 검출할 수 있다.
- [0126] 일 실시예에서, 제어부(140)는 심음 신호의 제 1 피크 지점(1211)으로부터 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출하기 위하여 일정 시간 범위(또는, 윈도우(windowing) 범위)를 지정할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 제 1 피크 지점으로부터 S4 시간 구간이 시작되는 지점(1213) 간 시간 간격(11)을 일정 시간 범위로 지정할 수 있다. 다만, 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출하기 위한 일정 시간 범위는 이에 제한되지 않는다. 예를 들어, 제어부(140)는 제 1 피크 지점(1211)으로부터 S4 시간 구간이 시작되는 지점(1213) 간 시간 간격의 배수에 해당되는 시간 간격을 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출하기 위한 일정 시간 범위로 지정할 수 있다. 다른 예에서, 통계에 의한 평균값으로 시간 범위를 지정하거나, 인구 통계적 정보(예: 성별, 나이, 인종 등)를 반영한 시간 범위 지정, 또는 사용자(또는 착용자)의 측정 정보에 기반하여 개인별 특성에 맞춘 시간 범위, 예를 들어, 심전도, 심음 신호를 분석하여 R 피크와 제 1 피크 간격 측정값들의 평균값 및 최소/최대값을 반영하여 개인별로 다르게 시간 범위를 지정할 수 있다. 다만, 이에 제한되지 않는다.
- [0127] 일 실시예에서, 제어부(140)는 심음 신호의 제 1 피크 지점(1211)으로부터 지정된 일정 시간 범위 내에 있는 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출할 수 있다. 예를 들어, 도 7을 참조하면, 도 7의 703의 시간 도메인에서 측정된 심전도 신호에서, 100ms 및 500ms의 시간에 심음 신호의 제 1 피크 지점(1211)이 검출되고, 일정 시간 범위(예: 제 1 피크 지점(1211)으로부터 S4 시간 구간이 시작되는 지점(1213) 간 시간 간격(11))가 100ms의 시간 범위로 지정된 것으로 가정할 수 있다. 제어부(140)는 심음 신호의 100ms 및 500ms 시간의 제 1 피크 지점으로부터 100ms 시간 범위 내에서 측정되는 심전도 신호의 전압 피크 지점(714) 및 전압 피크 지점(716)을 심전도 신호의 R 피크 지점으로서 검출할 수 있다. 다른 실시예에서, 제어부(140)는 전압 피크 지점(714) 및 전압 피크 지점(716) 사이에 측정된 전압 피크 지점(715)을 노이즈에 의해 발생한 전압 피크 지점으로서 검출할 수 있다.
- [0128] 도 11로 리턴하면, 과정 1113에서 제어부(140)는 심전도 신호의 R 피크 지점에 기반하여, 심전도 신호의 특징을 추출할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심전도 신호의 R 피크 지점 간 거리 즉, R-R 간격을 추출할 수 있다. 다만, 심전도 신호의 특징은 R-R 간격에 제한되지 않는다. 예를 들어, 제어부(140)는 심전도 신호로부터 PR 구간, QT 구간, ST segment의 길이, TP segment 등을 추출할 수 있다.
- [0129] 과정 1115에서, 제어부(140)는 추출된 특징을 이용하여 부정맥을 검출할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 추출된 특징에 기반하여 심장 박동 수 등에 대한 정보를 생성할 수 있다. 일 실시예에서, 제어부(140)는 생성된 정보에 기반하여, 부정맥의 유무 및 종류를 인식할 수 있다. 일 실시예에서, 부정맥 유무 및 부정맥 종류를 인식하기 위하여 다양한 알고리즘이 이용될 수 있다. 예를 들어, 부정맥 유무 및 부정맥 종류를 인식하기 위하여 Hidden Markov Model 기반 알고리즘, Heart best matrix 기반 알고리즘 등이 이용될 수 있다. 다만, 부정맥 유

무 및 부정맥 종류를 인식하기 위하여 이용되는 알고리즘은 이에 제한되지 않는다.

- [0130] 과정 1117에서, 과정 1109에서 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 지정된 임계 값을 초과하는 경우, 제어부(140)는 심음 신호를 이용하지 않고, 심전도 신호에만 기반하여 부정맥을 검출할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심전도 신호의 R 피크 지점 간 거리 즉, R-R 간격 등의 특징을 추출하고, 추출된 특징에 기반하여 심장 박동 수 등에 대한 정보를 생성할 수 있다. 제어부(140)는 생성된 정보에 기반하여, 부정맥의 유무 및 종류를 인식할 수 있다.
- [0131] 도 13은 본 발명의 다른 실시예에 따라 심음 신호를 이용하여 부정맥을 검출하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- [0132] 도 13를 참조하면, 과정 1301에서, 제어부(140)는 심전도 신호 및 심음 신호를 획득할 수 있다. 과정 1303에서, 제어부(140)는 심전도 신호의 신호 대 잡음 비를 산출할 수 있다. 과정 1305에서, 제어부(140)는 심음 신호의 신호 대 잡음 비를 산출할 수 있다. 과정 1301 내지 과정 1305는 도 11의 과정 1101 내지 과정 1105와 중복되므로 상세한 설명은 생략하도록 한다.
- [0133] 과정 1307에서, 제어부(140)는 심전도 신호의 신호 대 잡음 비와 지정된 제 1 임계 값 및 제 2 임계값을 비교할 수 있다. 과정 1307은 도 9의 과정 907과 중복되므로 상세한 설명은 생략하도록 한다.
- [0134] 과정 1311에서, 과정 1309에서 제어부(140)가 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 제 1 임계 값 보다 큰 것으로 확인하는 경우, 제어부(140)는 심전도 신호에 기반하여 부정맥을 검출할 수 있다. 과정 1311은 도 11의 1117과 중복되므로 상세한 설명은 생략하도록 한다.
- [0135] 과정 1315에서, 과정 1313에서 제어부(140)가 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 제 1 임계 값 이하이고, 제 2 임계 값 보다 큰 것으로 확인하면, 제어부(140)는 심음 신호의 특징점을 이용하여 심전도 신호의 R 피크 지점을 검출할 수 있다. 과정 1317에서 제어부(140)는 검출된 R 피크 지점에 기반하여 심전도 신호의 특징을 추출할 수 있다. 과정 1319에서 제어부(140)는 추출된 특징을 이용하여 부정맥을 검출할 수 있다. 과정 1315 내지 과정 1319는 도 11의 과정 1111 내지 과정 1115와 중복되므로 상세한 설명은 생략하도록 한다.
- [0136] 과정 1321에서, 과정 1313에서 제어부(140)가 심전도 신호의 신호 대 잡음 비가 제 2 임계 값 이하인 것으로 확인하면, 제어부(140)는 심음 신호의 특징을 추출할 수 있다. 심음 신호의 특징은 한 주기의 제 1 피크 지점과 다음 주기의 제 1 피크 지점 간 시간 거리일 수 있다. 제 1 피크는 S1 시간 구간 내에서 심음 신호의 압력의 크기가 지정된 크기 이상인 피크 지점 중 첫 번째로 측정되는 지점일 수 있다. 다만, 심음 신호로부터 추출되는 특징은 이에 제한되지 않는다. 예를 들어, 제어부(140)는 심음의 진동이 측정되는 S1 내지 S4 시간 구간 중 어느 하나의 시간 구간에서 진동이 종료되는 지점을 측정할 수 있다. 제어부(140)는 측정된 진동이 종료되는 지점과 다음 주기에 진동이 종료되는 지점 간 시간 거리를 산출할 수 있다.
- [0137] 과정 1323에서, 제어부(140)는 심음 신호로부터 추출된 특징을 이용하여 부정맥을 검출할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 일정 시간 동안(예: 1분) 측정되는 심음 신호의 제 1 피크 지점들의 개수, 또는 제 1 피크 지점들 간 시간 간격을 산출하고, 이에 기반하여 심장 박동 수 및 심장 박동 간격의 이상 여부를 포함하는 정보를 산출할 수 있다.
- [0138] 일 실시예에서, 제어부(140)는 산출된 정보에 기반하여, 부정맥의 유무 및 종류를 인식할 수 있다. 일 실시예에서, 부정맥 유무 및 부정맥 종류를 인식하기 위하여 다양한 알고리즘이 이용될 수 있다. 예를 들어, 부정맥 유무 및 부정맥 종류를 인식하기 위하여 Hidden Markov Model 기반 알고리즘, Heart best matrix 기반 알고리즘 등이 이용될 수 있다. 다만, 이용되는 알고리즘은 이에 제한되지 않는다.
- [0139] 일 실시예에서, 도 4 내지 도 13에서 설명된 과정은 제어부(140) 외의 별도의 적어도 하나 이상의 신호 처리부를 통해 수행될 수 있다. 다른 실시예에서, 도 4 내지 도 13에서 설명된 과정은 제어부 외의 별도의 프로그래밍 모듈(예: 어플리케이션)을 통해 구현될 수 있다. 일 실시예에서, 프로그래밍 모듈은 저장부(130)에 저장될 수 있다.
- [0140] 일 실시예에서, 제어부(140)는 심전도 신호와, 심탄도 신호 및 심음 신호 중 적어도 하나를 저장부(130)에 저장할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심전도 신호의 모든 시간 구간에서 심전도 신호와, 심탄도 신호 및 심음 신호 중 적어도 하나를 측정하여 저장부(130)에 저장할 수 있다. 다른 예에서, 제어부(140)는 심전도 신호가 이상인 구간(예를 들어, 신호 대 잡음 비가 낮은 구간)에서 심전도 신호와, 심탄도 신호 및 심음 신호 중 적어도 하나를 측정하여 저장부(130)에 저장할 수 있다. 또 다른 실시예에서, 제어부(140)는 심전도 신호의 모든

시간 구간에서 심전도 신호와, 심탄도 신호 및 심음 신호 중 적어도 하나를 측정하여 저장부(130)에 저장하고, 심전도 신호에 이상이 있는 시간 구간에 이벤트 마킹(예: 해당 지점을 표시 또는 구간 시간 정보 표시 등)할 수 있다. 일 실시예에서, 저장부(130)에 저장된 심전도 신호와, 심탄도 신호 및 심음 신호 중 적어도 하나를 예를 들어, 병원 등에서 분석함으로써, 부정맥을 검출할 수 있다.

- [0141] 일 실시예에서, 제어부(140)는 서버(예: 클라우드 서버 등) 또는 외부 장치(예: 스마트 폰 등)로 측정 신호를 전송하도록 통신부(110)를 제어할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심전도 신호의 모든 시간 구간에서 측정된 심전도 신호와, 심탄도 신호 및 심음 신호 중 적어도 하나를 전송하도록 통신부(110)를 제어할 수 있다. 다른 예에서, 제어부(140)는 심전도 신호가 이상이 있는 구간(예를 들어, 신호 대 잡음 비가 낮은 구간)에서 측정된 심전도 신호와, 심탄도 신호 및 심음 신호 중 적어도 하나를 전송하도록 통신부(110)를 제어할 수 있다. 또 다른 실시예에서, 제어부(140)는 이상이 있는 시간 구간에 이벤트 마킹(예: 해당 지점을 표시 또는 구간 시간 정보 표시 등)된 심전도 신호와 측정된 심탄도 신호 및 심음 신호 중 적어도 하나를 전송하도록 통신부(110)를 제어할 수 있다. 일 실시예에서, 서버 또는 외부 장치에서, 부정맥 검출 장치(100)로부터 수신된 심전도 신호와, 심탄도 신호 및 심음 신호 중 적어도 하나를 분석함으로써, 부정맥을 검출할 수 있다.
- [0142] 일 실시예에서, 제어부(140)는 부정맥 측정 장치(100) 내에서 부정맥 분석 후, 부정맥이 검출되는 구간에 이벤트 마킹할 수 있다. 일 실시예에서, 제어부(140)는 심전도 신호에 이상이 있는 경우, 심탄도 신호 및 심음 신호 중 적어도 하나에 대한 데이터를 저장할 수 있다. 다른 실시예에서, 제어부(140)는 모든 시간 구간에서 심전도 신호와, 심탄도 신호 및 심음 신호에 대한 데이터를 저장부(130)에 저장할 수 있다.
- [0143] 도 14는 본 발명의 일 실시예에 따라 부정맥 위험도 알람을 출력하는 방법에 대한 흐름도이다.
- [0144] 과정 1401에서, 제어부(140)는 센서부(120)로부터 생체 정보 등을 획득할 수 있다.
- [0145] 예를 들어, 제어부(140)는 심전도 신호를 획득할 수 있다. 다른 예에서, 제어부는 심전도 신호와, 심탄도 신호 또는 심음 신호를 획득할 수 있다. 또 다른 예에서, 제어부는 심탄도 신호 또는 심음 신호를 획득할 수 있다.
- [0146] 일 실시예에서, 제어부(140)는 획득된 심전도 신호의 신호 대 잡음 비에 따라, 심전도 신호 외 심탄도 신호 또는 심음 신호를 더 획득할 수 있다.
- [0147] 과정 1403에서, 제어부(140)는 획득된 생체 정보에 기반하여 부정맥을 검출할 수 있다.
- [0148] 일 실시예에서, 제어부(140)는 획득된 생체 정보에 기반하여 부정맥을 검출하기 위하여, 심전도 신호, 심탄도 신호, 및 심음 신호 중 적어도 하나로부터 특징 지점(또는 특징 구간)을 추출할 수 있다.
- [0149] 일 실시예에서, 제어부(140)는 획득된 생체 정보에 기반하여, 혈압 등을 산출할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심전도 신호로부터 R 피크 지점을 추출하고, 심탄도 신호로부터 J 피크 지점을 추출할 수 있다. 제어부(140)는 R 피크 지점 및 J 피크 지점에 기반하여, R 피크 지점 및 J 피크 지점 간 시간 간격 즉, R-J 간격을 추출할 수 있다. 제어부(140)는 산출된 R-J 간격 및 선형 회귀 (linear regression) 분석을 이용하여, 혈압을 산출할 수 있다. 다만, 혈압을 산출하는 방법은 이에 제한되지 않는다.
- [0150] 일 실시예에서, 제어부(140)는 심전도 신호 등으로부터 추출된 특징을 이용하여 부정맥을 검출할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 추출된 특징에 기반하여 심장 박동 수 등에 대한 정보를 생성할 수 있다. 일 실시예에서, 제어부(140)는 생성된 정보에 기반하여, 부정맥의 유무 및 종류를 인식할 수 있다. 일 실시예에서, 부정맥 유무 및 부정맥 종류를 인식하기 위하여 다양한 알고리즘이 이용될 수 있다. 예를 들어, 부정맥 유무 및 부정맥 종류를 인식하기 위하여 Hidden Markov Model 기반 알고리즘, Heart best matrix 기반 알고리즘 등이 이용될 수 있다. 다만, 부정맥 유무 및 부정맥 종류를 인식하기 위하여 이용되는 알고리즘은 이에 제한되지 않는다.
- [0151] 과정 1405에서, 제어부(140)는 부정맥 위험도를 출력할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 부정맥이 검출되면 부정맥 위험도에 대한 알람을 출력할 수 있다.
- [0152] 일 실시예에서, 부정맥 위험도는 예를 들어, LOW/HIGH와 같은 위험 정도로 정의할 수 있다.
- [0153] 일 실시예에서, 제어부(140)는 부정맥이 검출되고, 산출된 혈압이 고혈압에 해당되는 경우, 부정맥의 위험도가 높음을 출력할 수 있다. 예를 들어, 심방세동(부정맥의 일종)은 혈전의 생성을 유발하여 뇌경색 등의 위험도가 높아질 수 있으며, 고혈압이 심방세동의 원인이 될 수 있다. 제어부는 부정맥과 고혈압 증상이 함께 발견되는 경우, 위험도가 높음을 출력할 수 있다.
- [0154] 일 실시예에서, 혈압은 과정 1403에서 설명한 바와 같이, 부정맥 측정 장치(100) 내에서 산출(또는 측정)될 수

있다. 다른 실시예에서, 혈압은 외부 장치 예를 들어, 웨어러블 장치(예: 스마트 워치 등), 또는 혈압계 등에서 산출될 수도 있다. 또 다른 예에서, 혈압은 외부로부터 수신될 수 있다. 예를 들어, 혈압에 대한 정보는 클라우드로부터 수신될 수 있다. 예를 들어, 병원 등 외부에서 측정된 혈압에 대한 정보가 사용자의 휴대 단말과 연동된 PHR(Personal Health Record, 개인 건강 기록) 서버 등을 통해 사용자의 휴대 단말 또는 부정맥 검출 장치(100)로 수신될 수 있다. 외부에서 측정된 혈압을 수신하는 경우, 제어부는 부정맥 검출 장치(100) 내에서 산출된 혈압과 비교하고, 실제 혈압에 가깝도록 산출식 내의 가중치 등을 보정할 수 있다.

- [0155] 일 실시예에서, 제어부(140)는 혈압 외 높은 스트레스 레벨, 심한 운동, 높은 조직 수화도(Hydration, 예: 심장 기능의 이상으로 신체에 부종이 생긴 경우), 또는 낮은 기온(예: 낮은 기온에 의해 혈전 생성을 유발) 등의 정보를 이용하여 위험도 알림을 출력할 수 있다.
- [0156] 일 실시예에서, 제어부(140)는 부정맥 위험도 등에 대한 정보를 외부 장치로 전송하도록 통신부를 제어할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 산출된 혈압, 부정맥 유무, 또는 부정맥 종류 등에 대한 정보를 외부 장치(예: 스마트 폰, 태블릿 등)로 전송하도록 통신부(110)를 제어할 수 있다. 일 실시예에서, 부정맥 위험도에 대한 정보를 수신한 외부 장치는 부정맥 위험도를 출력할 수 있다.
- [0157] 다른 실시예에서, 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100) 자체에서 음성 알림, LED 점멸/색상, 디스플레이, 및 진동 등 중 적어도 하나를 통해 부정맥 위험도를 출력하도록 해당 구성을 제어할 수 있다. 예를 들어, 부정맥 검출 장치(100)는 부정맥 위험도를 출력하기 위하여 오디오 출력부, 광 출력부(예: LED 등), 디스플레이, 또는 햅틱(haptic) 모듈 등을 더 포함할 수 있다.
- [0158] 도 15는 본 발명의 일 실시예에 따라 외부 전자장치에서 출력되는 부정맥 위험도, 및 부정맥 위험 저감을 위한 알림에 대한 예시도이다.
- [0159] 도 15를 참조하면, 일 실시예에서, 외부 전자장치(1501)는 부정맥 검출 장치(100)로부터 부정맥 검출에 대한 데이터를 수신할 수 있다. 다른 실시예에서, 외부 전자장치(1501)는 부정맥 검출 장치(100)로부터 부정맥 위험도, 및 부정맥 위험 저감을 위한 알림에 대한 데이터를 수신할 수 있다.
- [0160] 일 실시예에서, 외부 전자장치(1501)가 수신된 부정맥 검출에 대한 데이터에 기반하여, 부정맥 검출, 및 혈압 이상을 확인하는 경우, 도 15에 도시된 바와 같이, 외부 전자장치(1501)는 "부정맥이 검출되었습니다. 혈압이 정상 기준치 이상입니다. 식단 조절과 운동을 추천 드립니다."와 같은 알림(1503)을 출력할 수 있다. 다른 실시예에서, 외부 전자장치(1501)는 가속도 센서를 통해 운동 중임이 검출되거나, 스트레스 수치가 높은 것으로 판단되면, "부정맥이 검출되었습니다. 혈압이 정상 기준치 이상입니다. 심호흡을 하고 휴식을 취하세요."와 같이 상황에 맞게 혈압을 낮추고 부정맥 발생을 저감할 수 있도록 코칭을 제공할 수 있다.
- [0161] 도 16은 본 발명의 일 실시예에 따라 개인별 부정맥 유발 인자를 저장하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- [0162] 도 16을 참조하면, 도 1601에서, 제어부(140)는 부정맥 검출 시, 생체 정보 및 외부 환경 정보를 획득할 수 있다. 또는, 제어부(140)는 기획득된 생체 정보 및 외부 환경 정보를 부정맥 검출 시 분석할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 생체 정보(예: 심전도 신호, 심탄도 신호, 심음 신호 등)에 기반하여 부정맥을 검출할 수 있다. 제어부(140)는 부정맥 검출이 확인되면, 제어부(140)는 생체 정보(예: 스트레스 레벨, 수면 상태 등), 및 외부 환경 정보(예: 온도, 습도 등) 등을 획득할 수 있다.
- [0163] 예를 들어, 제어부(140)는 분광 광도계(spectrophotometer)로부터 체내 카페인 양에 대한 정보를 획득할 수 있다. 다른 예에서, 제어부(140)는 음주 측정 센서로부터 혈액 또는 호흡 내 알코올 농도에 대한 정보를 획득할 수 있다. 또 다른 예에서, 제어부(140)는 흡연 측정 센서로부터 호흡 속 일산화 탄소의 양에 대한 정보를 획득할 수 있다. 또 다른 예에서, 제어부(140)는 심전도 센서(121)로부터 획득된 심전도 신호에 기반하여 스트레스 레벨에 대한 정보를 획득할 수 있다. 또 다른 예에서, 제어부(140)는 가속도 센서(127), 심전도 센서(121), 광혈류(photoplethysmography) 측정 센서 등으로부터 사용자의 수면 상태에 대한 정보를 획득할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 가속도 센서(127)로부터 수면 자세에 대한 정보를 획득하고, 심전도 센서(121)로부터 수면 질(sleep quality)에 대한 정보를 획득하며, 광혈류 측정 센서로부터 수면 효율에 대한 정보를 획득할 수 있다.
- [0164] 일 실시예에서, 제어부(140)는 획득된 심전도 신호 및 심탄도 신호를 이용하여 혈압을 산출할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 심전도 신호로부터 R 피크 지점을 추출하고, 심탄도 신호로부터 J 피크 지점을 추출할 수 있다. 제어부(140)는 R 피크 지점 및 J 피크 지점에 기반하여, R 피크 지점 및 J 피크 지점 간 시간 간격 즉, R-J 간격을 추출할 수 있다. 제어부(140)는 산출된 R-J 간격 및 선형 회귀 (linear regression) 분석을 이용하여,

혈압을 산출할 수 있다. 다만, 혈압을 산출하는 방법은 이에 제한되지 않는다.

- [0165] 일 실시예에서, 제어부(140)는 센서부(120)를 통해 외부 환경 정보에 대한 정보를 획득할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 가속도 센서(127)로부터 사용자의 움직임, 자세 등에 대한 정보를 획득할 수 있다. 다른 예에서, 제어부(140)는 온도 센서를 통해 외부 환경의 온도, 및 사용자 신체의 온도에 대한 정보를 획득할 수 있다. 또 다른 예에서, 제어부(140)는 외부 환경의 습도, 및 사용자 신체 조직의 수화도(hydration)에 대한 정보를 획득할 수 있다.
- [0166] 다만, 부정맥 검출 장치(100)가 획득하는 생체 정보 및 외부 환경 정보는 위에서 열거한 예에 제한되지 않는다.
- [0167] 일 실시예에서, 제어부(140)는 외부로부터 측정된 생체 정보 및 외부 환경 정보 등을 수신할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 외부 장치 또는 클라우드 서버 등으로부터 생체 정보 및 외부 환경 정보 등을 수신할 수 있다.
- [0168] 일 실시예에서, 외부 장치(또는 서버)는 다양한 방법으로 생체 정보 및 외부 환경 정보 등을 측정(또는 센싱)할 수 있다. 예를 들어, 외부 장치(예: 휴대 단말)는 수집된 사용자의 Life log 정보를 외부 장치 내에 저장 관리하거나, 예를 들어, S-health 같은 서버에서 통합 관리가 가능하다.
- [0169] 카페인의 경우, 예를 들어, 외부 장치는 내부 음료의 성분을 분석하는 스마트 컵과 같은 IoT 디바이스로부터 카페인에 대한 정보를 수신할 수 있다.
- [0170] 다른 예에서, 외부 장치는 신용카드 결제 문자 등에서, 예를 들어, 커피숍, 편의점 등에서의 커피, 차, 초콜릿 등 카페인 함유 식품 관련 결제 내역을 추출할 수 있다. 카페인 함유 식품 결제 내역이 추출되는 경우, 외부 장치는 결제 내역이 추출된 카페인 함유 식품의 카페인에 대한 정보(예: 카페인 량 등)를 해당 식품 관련 회사가 운영하는 서버로부터 수신할 수 있다. 다른 예에서, 카페인 함유 식품 결제 내역이 추출되는 경우, 외부 장치는 사용자에게 카페인 함유 식품의 섭취 여부에 대한 설문예를 들어, 팝업창 또는 푸시 알림 형태로 출력하고 사용자의 입력을 유도함으로써, 카페인에 대한 정보를 수집할 수 있다.
- [0171] 또 다른 예에서, 외부 장치는 커피숍 내 비컨으로부터 정보 수신시, 또는 GPS 정보 등에 의해 커피숍에 방문 내역이 있을 시, 커피/차 등의 카페인 함유 식품의 섭취 여부에 대한 설문을 출력하고 사용자의 입력을 유도함으로써 카페인에 대한 정보를 수집할 수 있다.
- [0172] 또 다른 예에서, 외부 장치는 커피/차 등의 카페인 함유 식품을 섭취하였는지에 대하여 사용자로부터 입력 받음으로써 카페인에 대한 정보를 수집할 수 있다.
- [0173] 음주의 경우, 예를 들어, 외부 장치는 내부 음료의 성분을 분석하는 스마트 컵과 같은 IoT 디바이스로부터 음주에 대한 정보를 수신할 수 있다.
- [0174] 다른 예에서, 외부 장치는 신용카드 결제 문자 등에서, 예를 들어, 식당, 편의점 등에서의 주류 등 알코올 함유 상품 관련 결제 내역을 추출할 수 있다. 알코올 함유 상품 결제 내역이 추출되는 경우, 외부 장치는 상품 내역이 추출된 알코올 함유 상품의 알코올에 대한 정보를 해당 상품 관련 회사가 운영하는 서버로부터 수신할 수 있다. 다른 예에서, 알코올 함유 상품 결제 내역이 추출되는 경우, 외부 장치는 사용자에게 알코올 함유 상품의 섭취 여부에 대한 설문을 예를 들어, 팝업창 또는 푸시 알림 형태로 출력하고 사용자의 입력을 유도함으로써, 알코올에 대한 정보(또는 음주 여부)를 수집할 수 있다.
- [0175] 또 다른 예에서, 외부 장치는 식당, 또는 주점 등 주류 판매점 내 비컨으로부터 정보 수신시, 또는 GPS 정보 등에 의해 주류 판매점에 방문 내역이 있을 시, 술 등의 알코올 함유 주류의 섭취 여부에 대한 설문을 출력하고 사용자의 입력을 유도함으로써 알코올에 대한 정보(또는 음주 여부)를 수집할 수 있다.
- [0176] 또 다른 예에서, 외부 장치는 술 등의 알코올 함유 식품을 섭취하였는지에 대하여 사용자로부터 입력 받음으로써 알코올에 대한 정보를 수집할 수 있다.
- [0177] 또 다른 실시예에서, 외부 장치는 외부 장치 연동 음주 측정 장치(또는 외부 장치 내 음주 측정 센서)로부터 알코올에 대한 정보(또는 음주 여부) 등에 대한 정보를 수신할 수 있다.
- [0178] 혈압의 경우, 외부 장치는 혈압계와 같은 다른 외부 장치에서 혈압 측정 시, 다른 외부 장치로부터 혈압에 대한 정보를 수신할 수 있다. 예를 들어, 외부 장치는 개인용 혈압계 또는 공용 비치된 혈압계 장치(예: 기관/병원 등에 비치된 혈압계 장치)로부터 혈압에 대한 정보를 수신할 수 있다. 다른 예에서, 외부 장치는 병원의 의료 기록과 연계된 PHR(개인 건강 기록) 서버로부터 혈압에 대한 정보를 다운로드할 수 있다. 일 실시예에서, 외부

장치는 다른 외부 장치 또는 서버 등으로부터 혈압에 대한 정보를 수신하는 경우, 부정맥 측정 장치(100)로부터 산출된 혈압 추정치 계산의 정확도를 높이기 위하여, 수신된 혈압에 대한 정보 및 산출된 혈압 추정치를 비교하고, scale factor 등의 계수를 조절함으로써 산출된 혈압의 추정치의 정확도를 높일 수 있다.

- [0179] 스트레스의 경우, 일 실시예에서, 외부 장치는 심박 센서 등을 이용하여 심박 변이도를 측정/분석함으로써 스트레스 레벨을 결정할 수 있다.
- [0180] 수면 상태의 경우, 예를 들어, 외부 장치(예: 웨어러블 장치)에서 수면 상태를 추적(또는 측정)할 수 있다. 다른 예에서, 외부 장치는 다른 외부 장치(예: 침대)의 압력 센서, RF 센서 등을 이용하여 측정된 수면 상태에 대한 정보를 수신할 수 있다. 일 실시예에서, 수면은 수면에서 깨어날 때 수면중 활성화되어 있던 부교감신경에서, 몸이 깨어나며 교감신경이 항진되면서 두 자율신경의 관계가 역전될 수 있다. 따라서, 교감신경의 기능이 가장 급작스럽게 활성화되는 이른 아침에 부정맥이 빈번하게 발생할 수 있다.
- [0181] 외부 온도의 경우, 외부 장치(예: 휴대 단말기 등)에서 측정되거나 또는 서버로부터 측정되어 외부 장치로 수신될 수 있다. 일 실시예에서, 추운 날씨는 부정맥의 위험도를 높이고, 혈관이 수축되며 혈전 등으로 혈관이 막히거나 혈압을 상승시킬 수 있다.
- [0182] 도 1603에서, 제어부(140)는 획득된 생체 정보, 외부 환경 정보에 기반하여, 부정맥 유발 인자를 결정할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 카페인 섭취량(또는 섭취 여부), 알코올 농도(또는 음주 여부), 일산화 탄소의 양, 스트레스 레벨, 사용자의 수면 상태, 외부 온도 및 혈압의 크기 등에 대한 정보를 확인할 수 있다. 제어부(140)는 확인된 정보 중 부정맥 발생 시점 일정 시간 이전 또는 이후에 측정된(또는 검출된) 특정 인자를 부정맥 유발 인자로 결정할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 카페인 섭취량이 기준치 이상으로 측정된 경우, 카페인을 부정맥 유발 인자로 결정할 수 있다. 다른 예에서, 제어부(140)는 측정된 알코올 농도가 기준치 이상으로 측정된 경우, 알코올(또는, 음주)를 부정맥 유발 인자로 결정할 수 있다.
- [0183] 일 실시예에서, 부정맥 유발 인자를 결정하는 과정은 외부 장치에서 수행될 수 있다. 예를 들어, 외부 장치는 부정맥 검출 장치(100)로부터 부정맥 검출 장치(100)에서 획득된 생체 정보 등을 수신할 수 있다. 예를 들어, 외부 장치는 부정맥 검출 장치(100)로부터 심전도 신호, 심탄도 신호 및/또는 심음 신호 등의 생체 정보와, 검출된 부정맥 유무 또는 부정맥 종류 등에 대한 정보, 및 외부 환경 정보 등을 수신할 수 있다. 외부 장치는 수신된 생체 정보 등에 기반하여, 부정맥 유발 인자를 결정할 수 있다.
- [0184] 일 실시예에서, 외부 장치가 부정맥 유발 인자를 결정(또는 추정)할 수 있다. 외부 장치가 부정맥 유발 인자를 결정하는 경우, 외부 장치는 부정맥 검출 장치(100)로 결정된 유발 인자에 대한 정보를 전송할 수 있다. 예를 들어, 외부 장치는 부정맥 검출 시, 사용자가 현재 취하고 있는 행동(예: 카페인 섭취 중, 또는 강도 높은 운동 중) 또는 사용자의 현재 생체 상태가 임계치 이상인 것(예: 높은 스트레스 수치, 높은 혈압, 수면에서 깨어난 상태 등), 또는 외부 환경 상태가 임계치 이상인 것(예: 낮은 기온 등) 중 하나를 부정맥 유발 인자로 결정할 수 있다. 다른 실시예에서, 외부 장치는 부정맥 검출 시, 일정 기간 동안(예: 하루, 또는 잠에게 깬 이후 등) 누적된 사용자의 행동이 임계치 이상인 경우(예: 하루 동안 섭취한 카페인량, 음주량, 또는 흡연량 등), 생체 상태가 임계치 이상인 경우(예: 하루 중 스트레스 발생 횟수, 하루 중 고혈압 발생 횟수 등) 중 하나 이상을 부정맥 유발 인자로 결정할 수 있다.
- [0185] 일 실시예에서, 제어부(140)는 일정 기간(예: 한 달) 동안 부정맥 검출과 상관도가 높은 것으로 결정된 인자를 부정맥 유발 인자로 결정할 수 있다. 예를 들어, 일정 기간 동안 부정맥이 검출 시, 스트레스 레벨이 비정상적으로 측정되는 횟수가 많은 경우, 제어부(140)는 스트레스를 부정맥 유발 인자로 결정할 수 있다.
- [0186] 과정 1605에서, 제어부(140)는 부정맥 유발 인자를 저장부(130)에 저장할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 사용자 개인별로 부정맥 유발 인자를 저장부(130)에 저장할 수 있다.
- [0187] 일 실시예에서, 제어부(140)는 부정맥 유발 인자를 외부 장치로 전송할 수 있다. 외부 장치가 부정맥 유발 인자를 수신하는 경우, 외부 장치는 부정맥 유발 인자를 저장할 수 있다.
- [0188] 다른 실시예에서, 외부 장치에서 부정맥 유발 인자가 결정되는 경우, 외부 장치는 결정된 부정맥 유발 인자를 저장할 수 있다. 외부 장치는 결정된 부정맥 유발 인자에 대한 정보를 부정맥 검출 장치(100) 또는 서버 등으로 전송할 수 있다.
- [0189] 또 다른 실시예에서, 서버 등에서 부정맥 유발 인자가 결정되는 경우, 서버 등은 결정된 부정맥 유발 인자를 저장할 수 있다. 서버 등은 결정된 부정맥 유발 인자에 대한 정보를 부정맥 검출 장치(100) 또는 외부 장치 등으

로 전송할 수 있다.

- [0190] 도 17은 본 발명의 일 실시예에 따라 부정맥 발생 위험 및 부정맥 저감을 알리는 방법에 대한 흐름도이다. 도 17에서 설명되는 방법은 부정맥 검출 장치(100) 또는 외부 전자장치(예를 들어, 웨어러블 장치)에서 실행될 수 있다. 다만, 설명의 편의상 외부 전자장치에서 실행되는 것으로 가정하고 설명한다.
- [0191] 과정 1701에서, 외부 전자장치는 생체 정보, 또는 외부 환경 정보를 획득할 수 있다. 예를 들어, 외부 전자장치는 센서부(120)를 통해 사용자의 생체 정보(예: 체내에서 측정된 카페인 양, 알코올 농도, 일산화 탄소의 양, 스트레스 레벨, 사용자의 수면 상태, 및 혈압의 크기 등에 대한 정보)를 획득할 수 있다. 다른 예에서, 외부 전자장치는 가속도 센서(127)를 통해 사용자의 운동 정보, 온도 센서를 통해 외부 온도 정보, 습도 센서를 통해 외부 습도 정보를 획득할 수 있다.
- [0192] 과정 1703에서, 획득된 생체 정보, 또는 외부 환경 정보에 기반하여, 외부 전자장치는 저장부(130)에 저장된 부정맥 유발 인자가 비정상적으로 측정되는지 확인할 수 있다. 예를 들어, 외부 전자장치는 획득된 생체 정보, 또는 외부 환경 정보가 저장부(130)에 저장된 부정맥 유발 인자인지 확인할 수 있다. 일 실시예에서, 부정맥 유발 인자는 도 16에서 설명한 바와 같이, 사용자 개인에 대하여 부정맥 발생과 상관도가 높은 인자에 해당될 수 있다. 외부 전자장치가 획득된 생체 정보, 또는 외부 환경 정보가 부정맥 유발 인자에 해당하는 것을 확인하는 경우, 외부 전자장치는 생체 정보, 또는 외부 환경 정보가 비정상적으로 측정되는지 확인할 수 있다. 예를 들어, 외부 전자장치가 카페인이 부정맥 유발 인자에 해당하는 것을 확인하는 경우, 외부 전자장치는 카페인 양이 기준치 이상으로 측정되는지 확인할 수 있다.
- [0193] 과정 1705에서, 외부 전자장치는 부정맥 발생 위험 알림을 출력할 수 있다. 예를 들어, 외부 전자장치는 부정맥 발생과 상관도가 높은 카페인 양이 측정됨에 따라, 부정맥 발생 가능성이 높음을 출력할 수 있다.
- [0194] 일 실시예에서, 외부 전자장치는 부정맥 발생 위험을 알리기 위한 광(light), 음성, 또는 진동을 출력할 수 있다.
- [0195] 과정 1707에서, 외부 전자장치는 부정맥 저감 방법 알림을 출력할 수 있다. 예를 들어, 외부 전자장치는 부정맥 유발 인자가 카페인인 경우, 부정맥을 저감하기 위하여 카페인 섭취를 줄일 것을 알리는 문구를 출력할 수 있다.
- [0196] 일 실시예에서, 일 실시예에서, 외부 전자장치는 부정맥 저감 방법을 알리기 위한 광(light), 음성, 또는 진동을 출력할 수 있다.
- [0197] 도 18은 본 발명의 일 실시예에 따라 부정맥 발생 위험 및 부정맥 저감 알림에 대한 예시도이다.
- [0198] 도 18을 참조하면, 외부 전자장치(1801)는 부정맥 유발 인자가 카페인인 경우, "카페인 섭취 시, 부정맥 발생 가능성이 높습니다."와 같은 부정맥 발생 위험을 알리는 문구를 출력할 수 있다. 외부 전자장치(1801)는 부정맥 발생 위험을 낮추기 위하여 "카페인을 적게 섭취 하시길 바랍니다."와 같은 알림(1803)을 출력할 수 있다. 다른 예에서, 외부 전자장치(1801)는 오늘 커피 2잔을 섭취하셨습니다. 000님은 카페인 섭취 시 부정맥 발생 가능성이 높으니, 커피는 하루 2잔까지 섭취를 권장 드립니다."와 같이 사용자의 Life log 누적 정보에 의한 알림을 제공할 수 있다.
- [0199] 도 19는 본 발명의 일 실시예에 따라, 부정맥 검출 장치(100)의 부착에 오류가 있는 경우, 재부착 알림을 출력하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.
- [0200] 도 19를 참조하면, 과정 1901에서, 제어부(140)는 심전도 센서(121)로부터 심전도 신호를 획득할 수 있다.
- [0201] 과정 1903에서, 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100)의 부착에 오류가 있는지 확인할 수 있다. 일 실시예에서, 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100)는 획득된 심전도 신호의 파형을 측정하고, 측정된 파형을 분석함으로써, 부정맥 검출 장치(100)의 부착에 오류가 있는지 확인할 수 있다. 다른 실시예에서, 제어부(140)는 획득된 가속도 신호에 기반하여, 부정맥 검출 장치(100)의 부착 각도를 검출할 수 있다. 제어부(140)는 검출된 부착 각도가 미리 설정된 범위를 벗어난 경우 패치의 부착 상태에 오류가 있다고 판정할 수 있다. 다른 실시예에서, 제어부(140)는 심전도 신호를 획득하여 신호 대 잡음 비를 분석할 수 있다. 제어부(140)는 일정 시간 동안 신호 대 잡음 비가 지속적으로 일정 임계 값 이하인 경우(즉, 노이즈가 많은 경우) 일부 전극이 밀착되지 않은 경우와 같이 패치 부착 상태에 오류가 있다고 판정할 수 있다. 부정맥 검출 장치(100)의 부착 상태에 오류가 있는 경우, 제어부(140)는 패치 부착 상태가 확인될 수 있도록 알림을 출력하거나, 통신부를 통해 외부 장치로 알림을 전송할 수 있다. 또 다른 실시예에서, 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100)를 정확한 파형이 나오는 각도로 부착하

도록 안내하는 알림을 출력하거나, 통신부를 통해 외부 장치로 알림을 전송할 수 있다. 상세한 설명을 위하여 이하, 도 20을 참조한다.

- [0202] 도 20은 본 발명의 일 실시예에 따라 부정맥 검출 장치(100)의 부착에 오류가 있는 경우 측정되는 심전도 신호에 대한 예시도이다.
- [0203] 도 20을 참조하면, 일 실시예에서, 2001은 부정맥 검출 장치(100)가 부착 오류 없이 정상적으로 사용자에게 부착된 경우에 해당하는 도면일 수 있다. 예를 들어, 2001에 도시된 바와 같이, 부정맥 검출 장치(100)가 중력 가속도 방향과 나란한 방향으로 사용자 신체에 부착되는 경우, 심전도 신호가 정상적으로 측정될 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 중력 가속도 방향과 나란한 방향을 기준 방향으로 설정할 수 있다. 부정맥 검출 장치(100)가 기준 방향으로 신체에 부착되는 경우, 왜곡 없는 심전도 신호 파형이 측정될 수 있다.
- [0204] 2003은 2001의 부정맥 검출 장치(100)의 방향으로부터 룰각( $\theta$ ) 만큼 왼쪽으로 회전된 상태의 부정맥 검출 장치(100), 및 측정되는 심전도 신호를 예시하고 있다. 일 실시예에서, 부정맥 검출 장치(100)가 회전되는 룰각은 가속도 센서(127)를 통해 측정될 수 있다.
- [0205] 2005는 2001의 부정맥 검출 장치(100)의 방향으로부터 룰각( $\theta$ ) 만큼 오른쪽으로 회전된 상태의 부정맥 검출 장치(100), 및 측정되는 심전도 신호를 예시하고 있다.
- [0206] 2001 내지 2005를 비교하면, 2001의 심전도 신호 파형에 비하여, 2003 및 2005에서의 심전도 신호 파형은 왜곡되어 있음을 알 수 있다. 예를 들어, 2001과 2003을 비교하면, 2001에 비하여 2003에서 R 피크 지점의 크기가 작고, T파의 경우 부호가 반전되어 측정될 수 있다. 다른 예에서, 2001과 2005를 비교하면, 2001에 비하여 2005에서 Q 지점의 크기가 작게 측정될 수 있다.
- [0207] 일 실시예에서, 제어부(140)는 왜곡 없이 측정된 심전도 신호 파형을 기준 심전도 신호로 지정하고, 획득되는 심전도 신호와 비교를 통하여 부정맥 검출 장치(100)의 부착 오류를 확인할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 2001에 도시된 심전도 신호 파형을 기준 심전도 신호 파형으로 지정할 수 있다. 제어부(140)는 2003에서 획득된 심전도 신호 파형 및 기준 심전도 신호 파형 간 신호 파형을 비교하여 부정맥 검출 장치(100)의 부착 오류를 확인할 수 있다.
- [0208] 과정 1905에서, 제어부(140)가 부정맥 검출 장치(100)의 부착 오류를 확인하는 경우, 제어부(140)는 부정맥 검출 장치(100)의 재부착을 위한 알림을 출력하도록 디스플레이부(140)를 제어할 수 있다.
- [0209] 일 실시예에서, 제어부(140)는 각도(예: 룰각( $\theta$ ))을 검출하고, 심전도 처리에 이용할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 해당 각도에서의 심전도 파형 패턴에 대한 정보를 저장할 수 있다. 예를 들어, 제어부(140)는 2005와 같이 부정맥 검출 장치(100)의 방향으로부터 룰각( $\theta$ ) 만큼 오른쪽으로 회전된 상태 및 R 피크가 작게 나오는 패턴에 대한 정보를 저장할 수 있다. 제어부(140)는 R-peak 검출 알고리즘 이용 시, 피크 검출 임계값을 낮게 조정할 수 있다. 다른 예에서, 제어부(140)는 가속도 신호를 통해 전극이 반전되어 부착된 것을 검출하면, 전극 별 신호 채널을 바꾸어 신호를 처리할 수 있다. 이를 통해 심전도 파형이 반전되어 왜곡되는 것을 방지할 수 있다.
- [0210] 도 21은 본 발명의 일 실시예에 따라, 부정맥 검출 장치(100)의 부착에 오류가 있는 경우, 재부착 알림을 출력하는 방법을 설명하기 위한 예시도이다.
- [0211] 도 21을 참조하면, 2101에서 부정맥 검출 장치(100)의 부착에 오류가 있는 경우, 부정맥 검출 장치(100)는 부착 오류에 대한 정보를 외부 전자장치(2111)에 전송할 수 있다. 일 실시예에서, 외부 전자장치는 부정맥 검출 장치(100)의 부착 오류에 대한 정보가 수신되면, "다시 붙여 주세요!"와 같은 재부착 알림을 출력할 수 있다. 다른 실시예에서, 외부 전자장치는 부정맥 검출 장치(100)의 부착 오류에 대한 정보가 수신되면, "장치를 3도 틀어 주세요!"와 같은 알림을 출력할 수 있다.
- [0212] 2103에서, 부정맥 검출 장치(100)의 부착에 오류가 없이 정상 부착되는 경우, 부정맥 검출 장치(100)는 정상 부착에 대한 정보를 외부 전자장치에 전송할 수 있다. 일 실시예에서, 외부 전자장치는 부정맥 검출 장치(100)의 정상 부착에 대한 정보가 수신되면, "정상 측정 중!"과 같은 정상적으로 부정맥 검출 장치(100)가 부착됨을 알리는 알림을 출력할 수 있다.
- [0213] 이와 같이, 본 발명의 다양한 실시예에 따른 부정맥을 검출하기 위한 방법 및 이를 지원하는 사용자에게 발생하는 부정맥을 정확하게 측정하도록 지원할 수 있다.

[0214] 한편, 상술한 본 발명의 실시예들은 컴퓨터에서 실행될 수 있는 프로그램으로 작성 가능하고, 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 이용하여 상기 프로그램을 동작시키는 범용 디지털 컴퓨터에서 구현될 수 있다. 또한, 상술한 본 발명의 실시예에서 사용된 데이터의 구조는 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체에 여러 수단을 통하여 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체는 마그네틱 저장매체(예를 들면, 롬, 플로피 디스크, 하드 디스크 등), 광학적 판독 매체(예를 들면, CD-ROM, DVD 등)와 같은 저장매체를 포함한다.

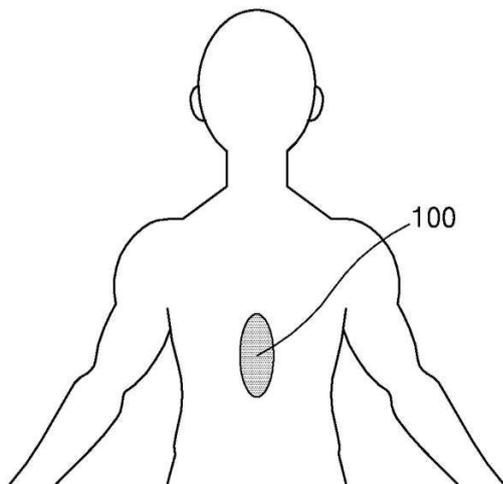
[0215] 이제까지 본 발명에 대하여 그 바람직한 실시예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

**부호의 설명**

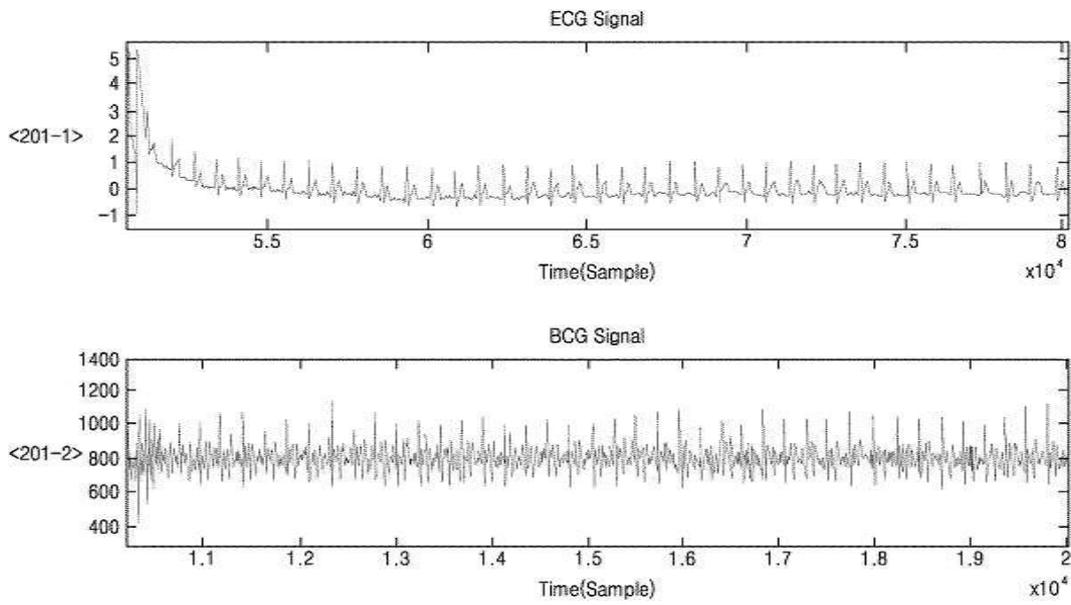
- [0216] 100: 부정맥 검출 장치
- 110: 통신부
- 120: 센서부
- 130: 저장부
- 140: 제어부

**도면**

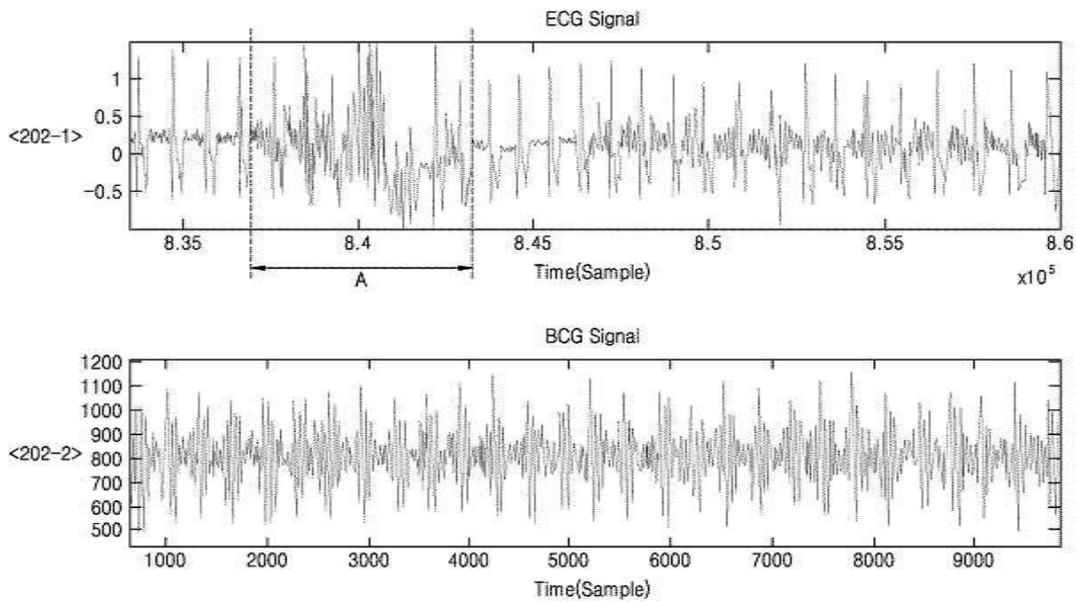
**도면1**



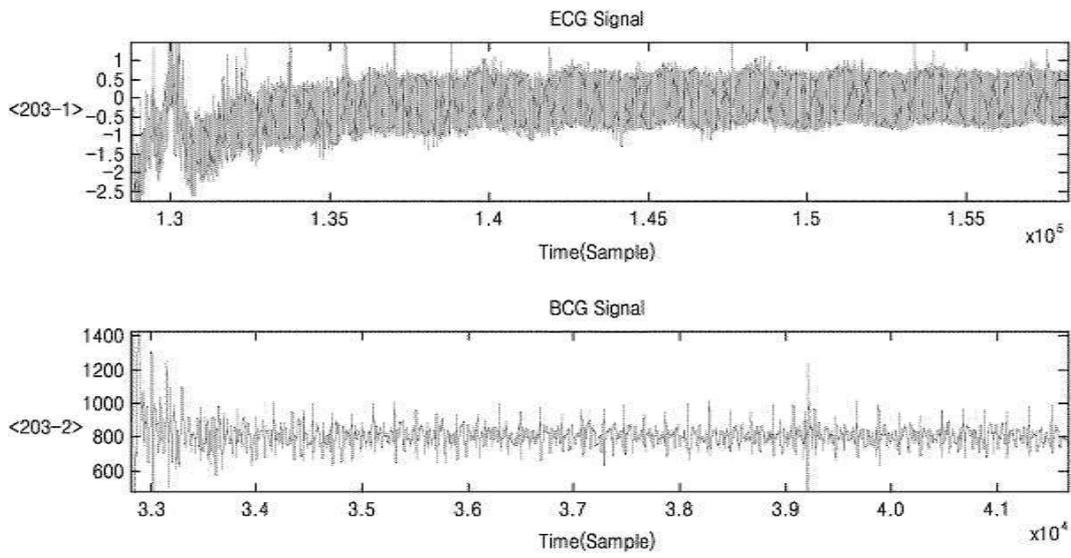
도면2a



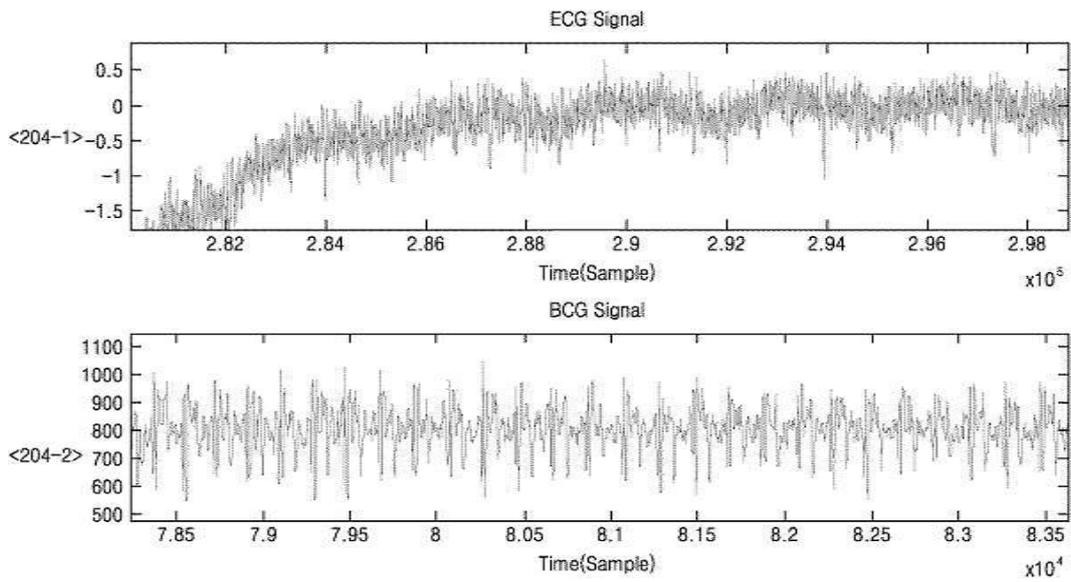
도면2b



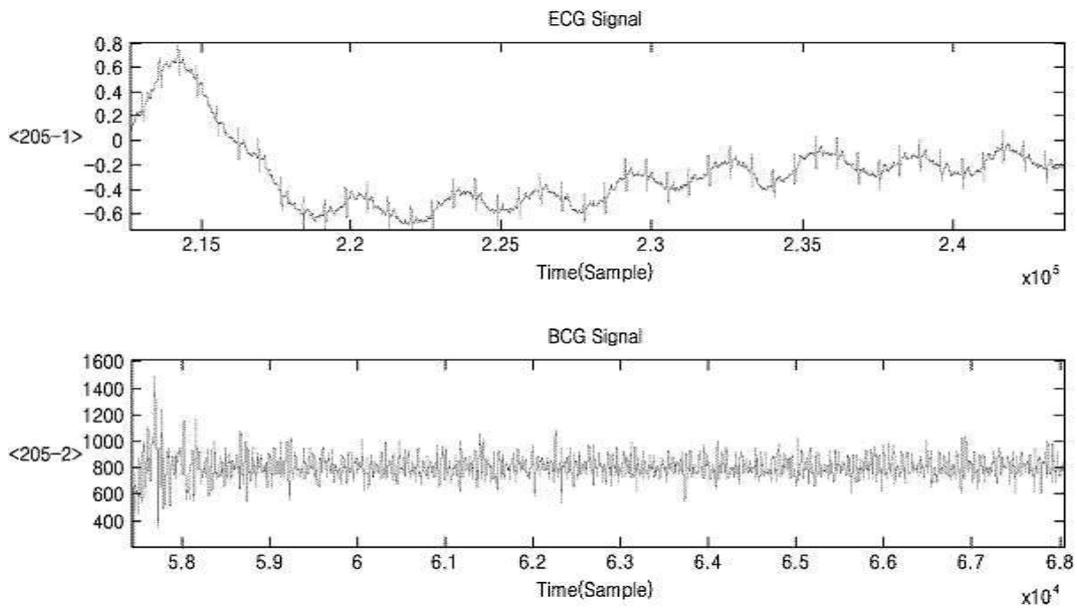
도면2c



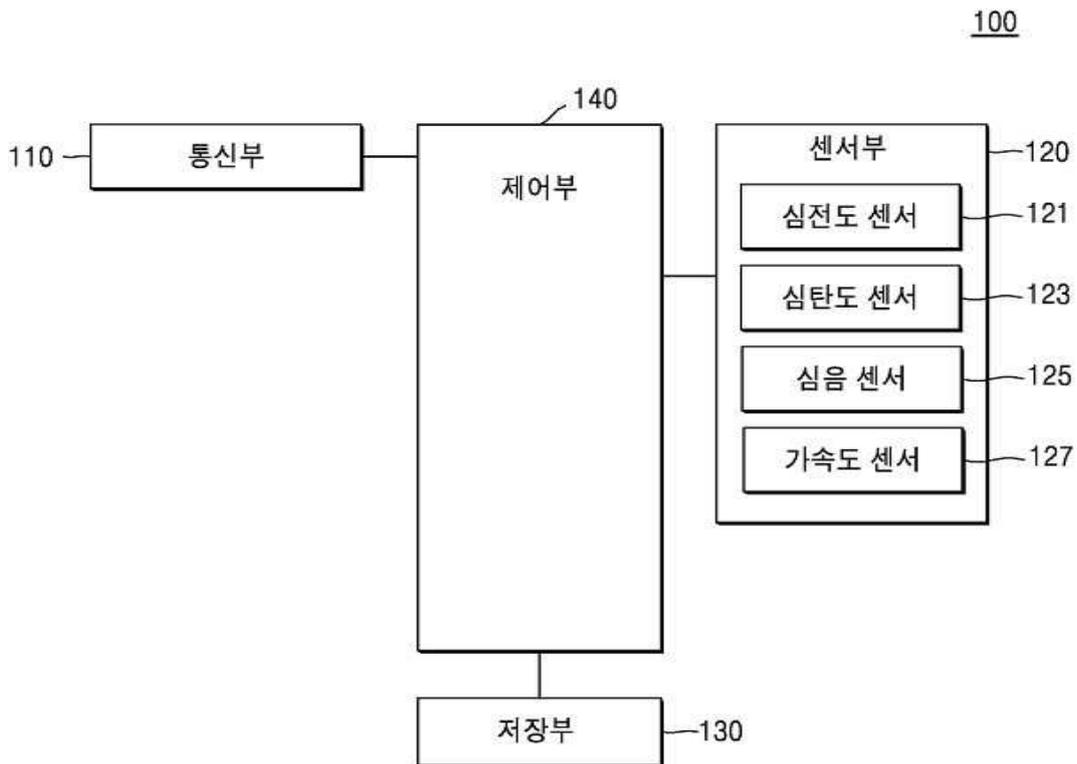
도면2d



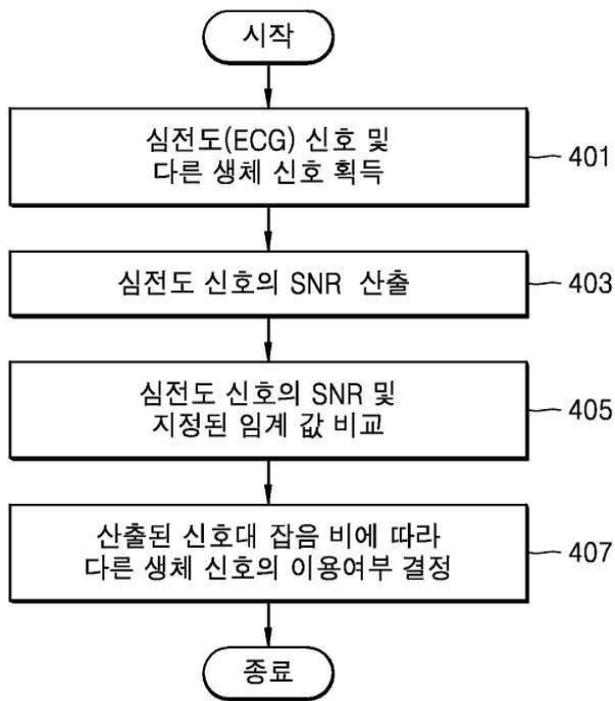
도면2e



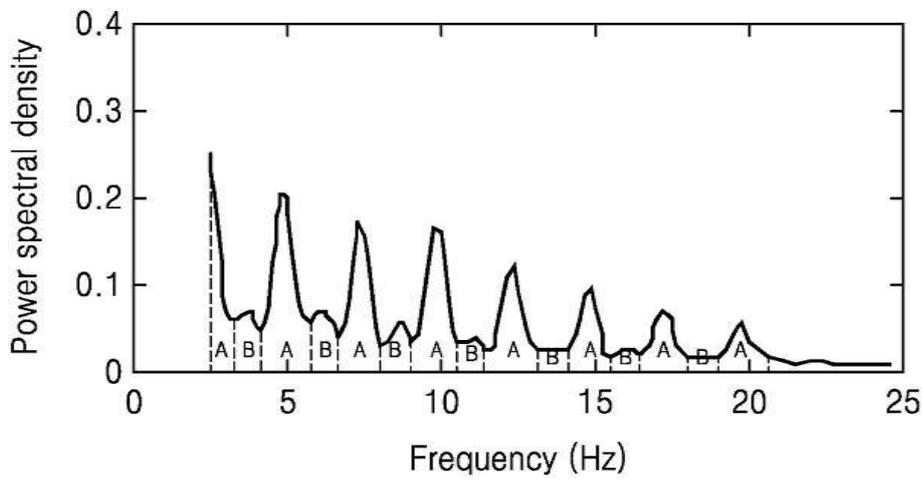
도면3



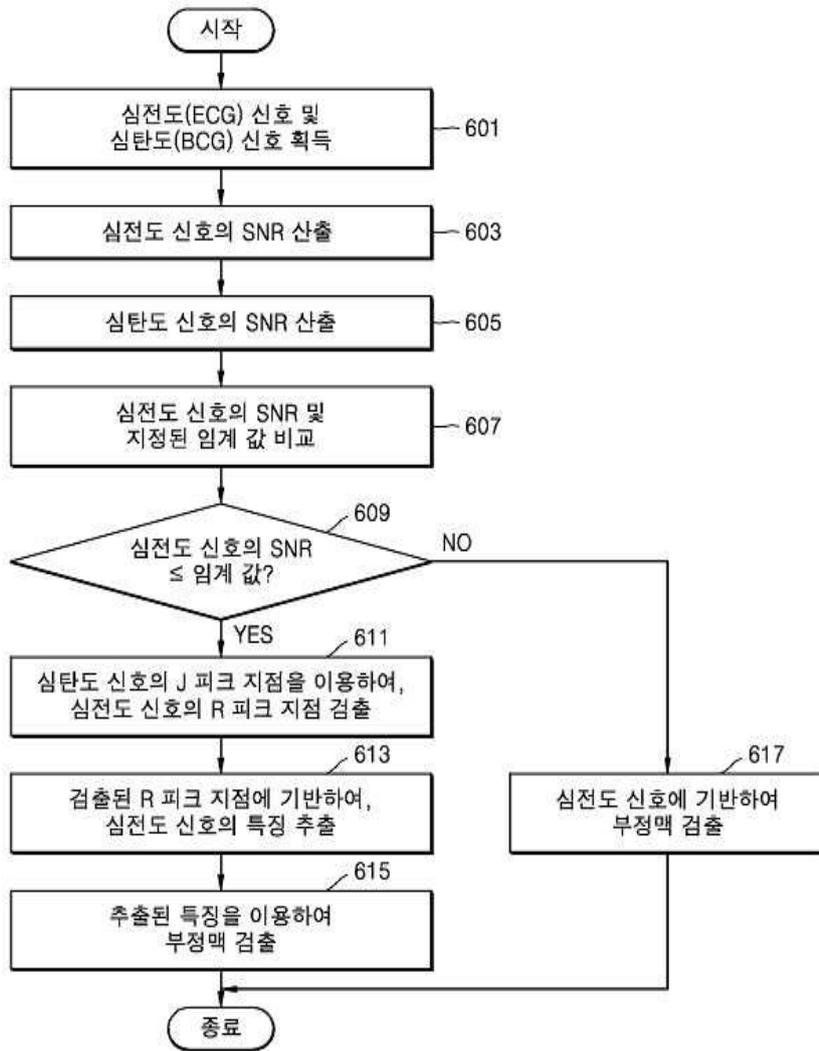
도면4



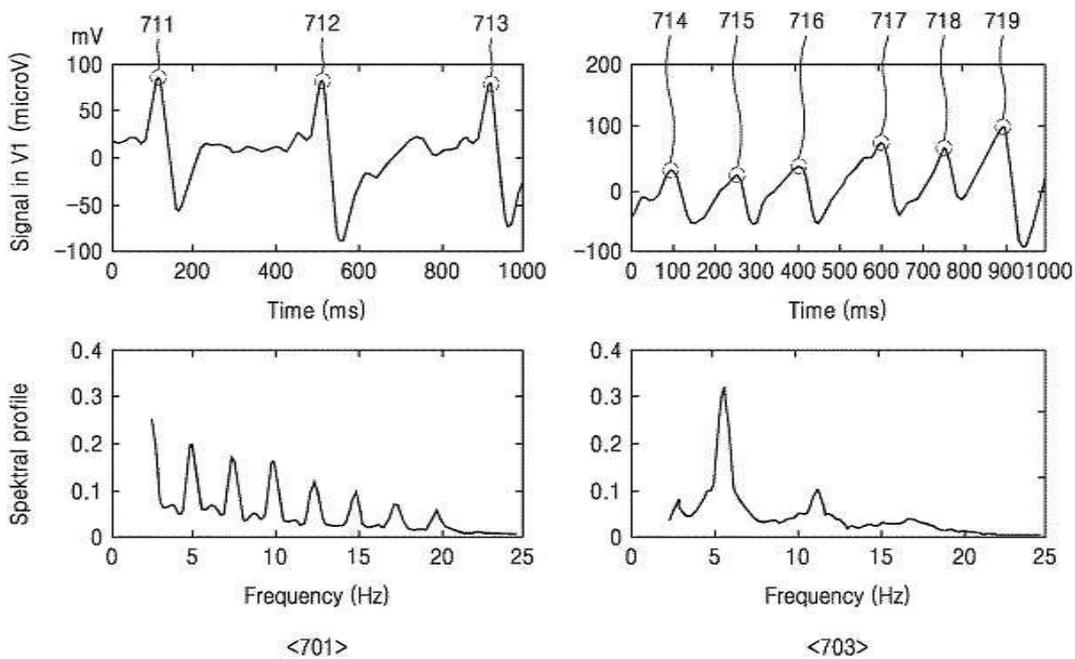
도면5



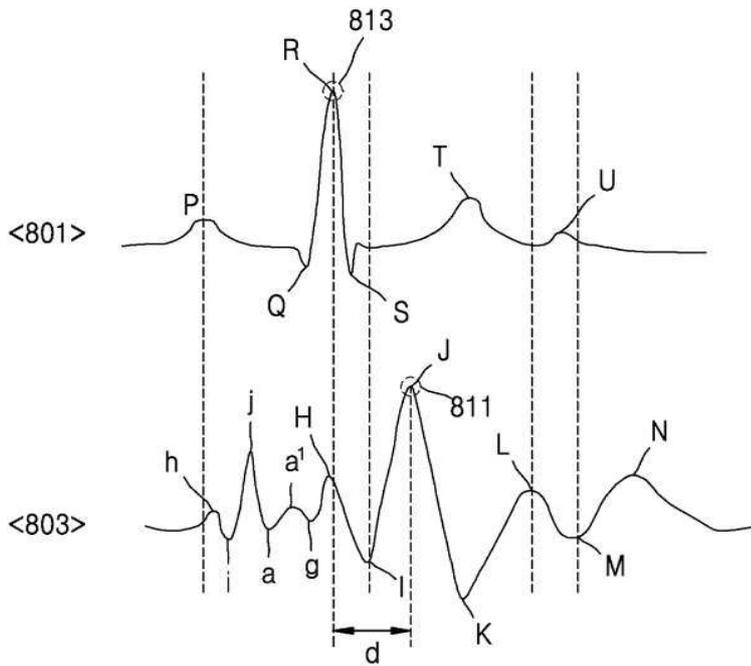
도면6



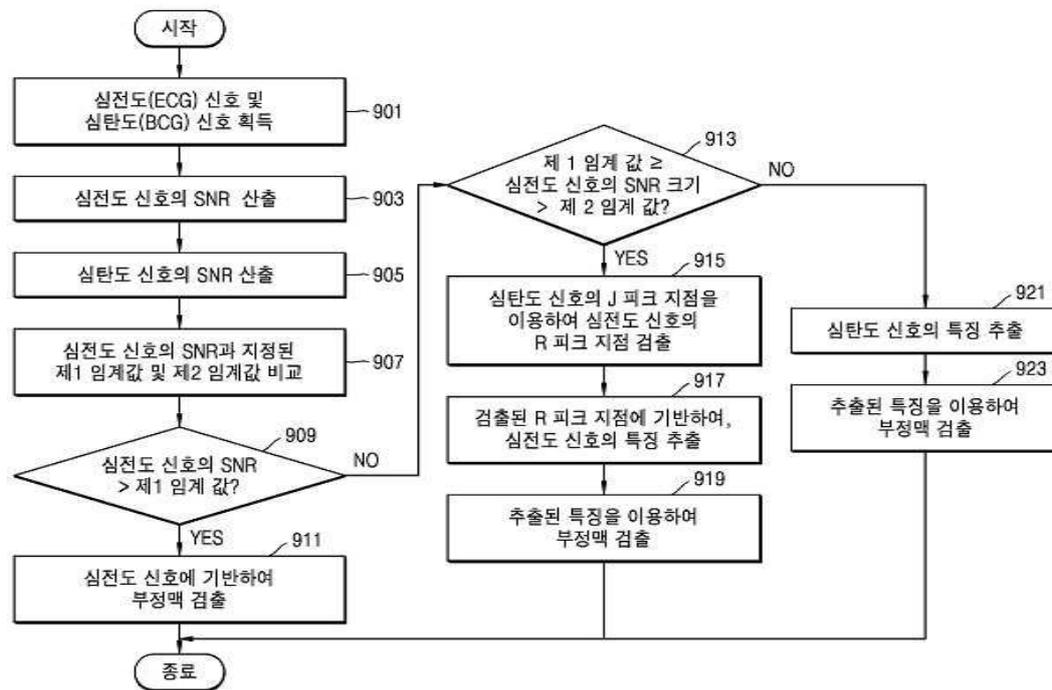
도면7



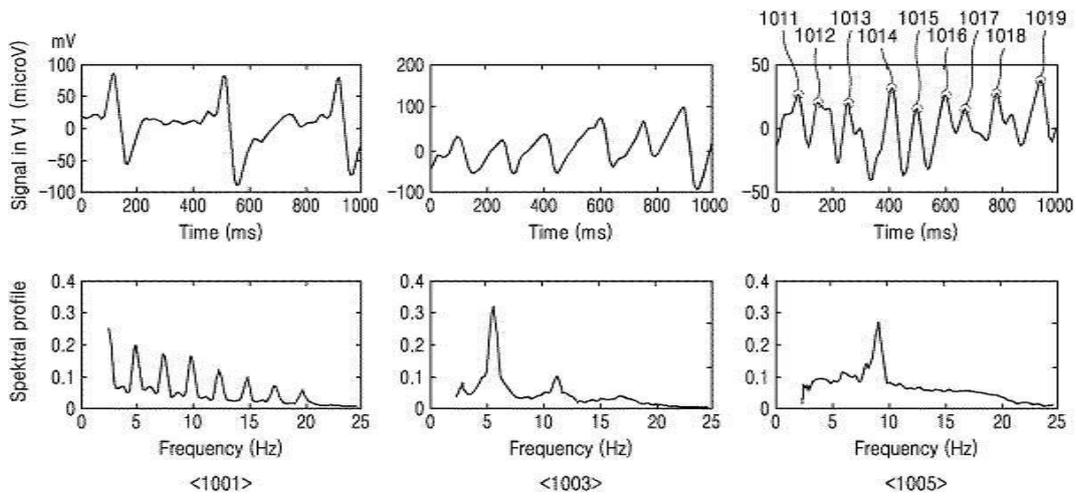
도면8



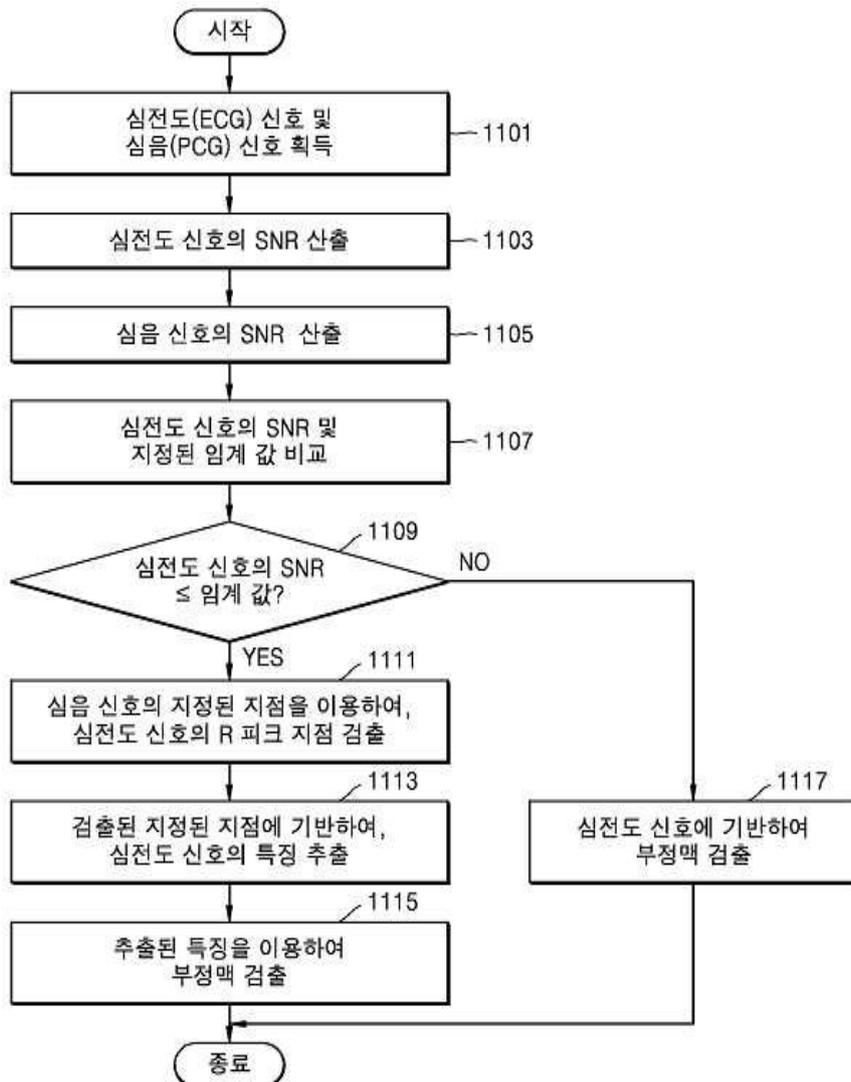
도면9



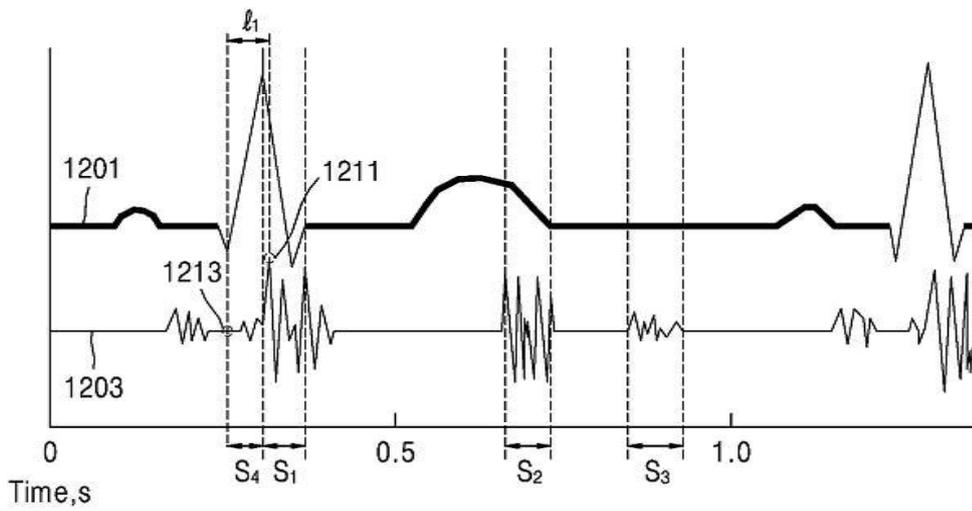
도면10



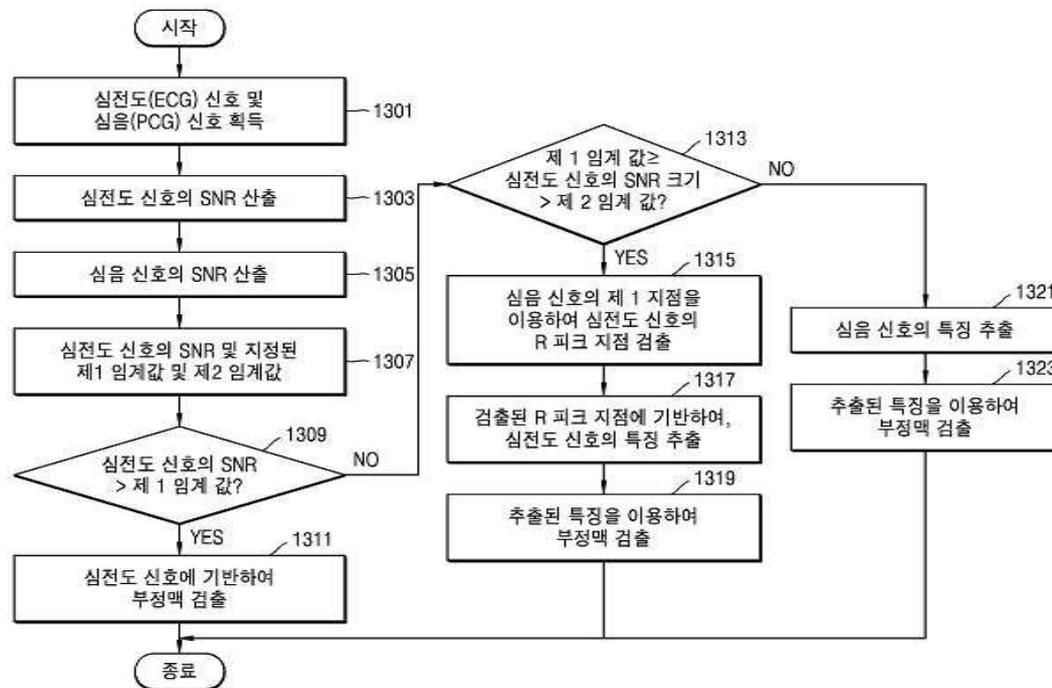
도면11



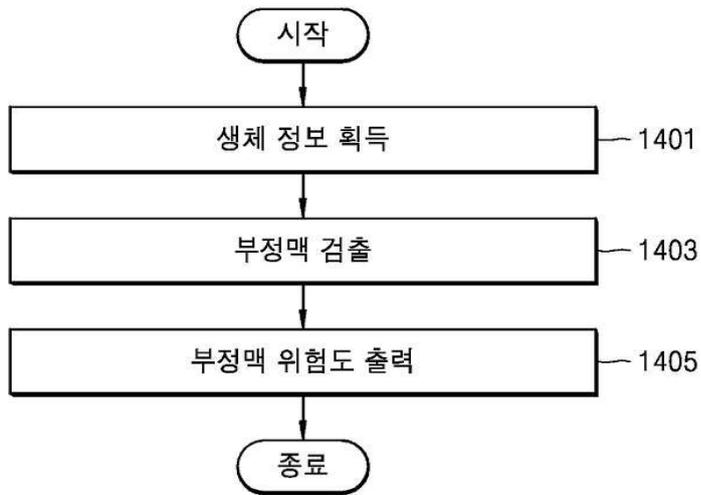
도면12



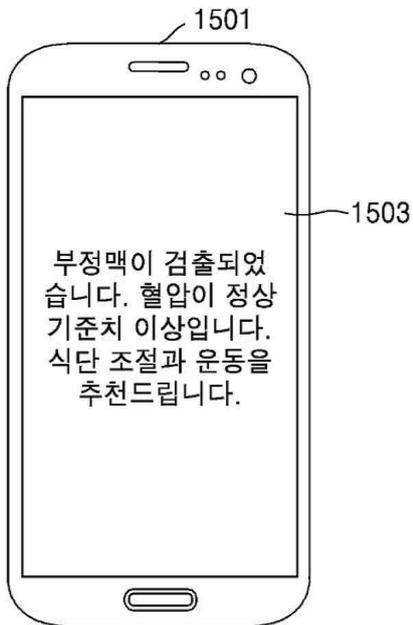
도면13



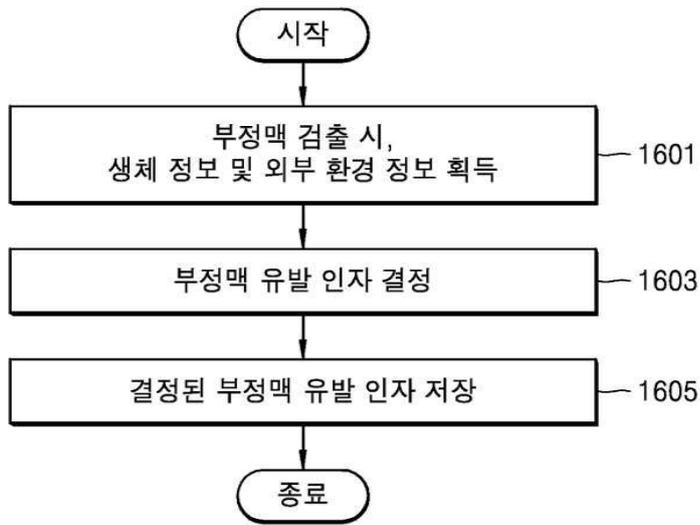
도면14



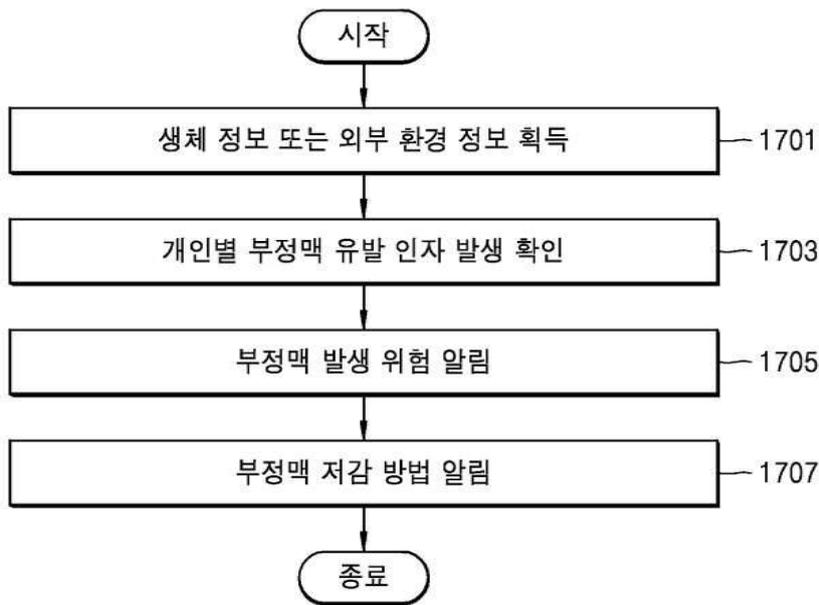
도면15



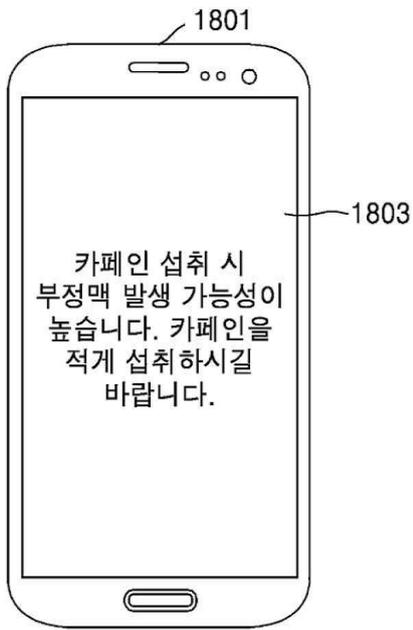
도면16



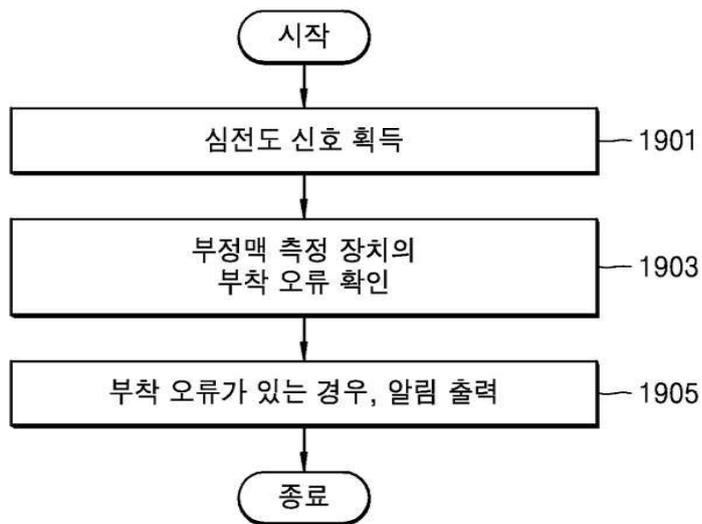
도면17



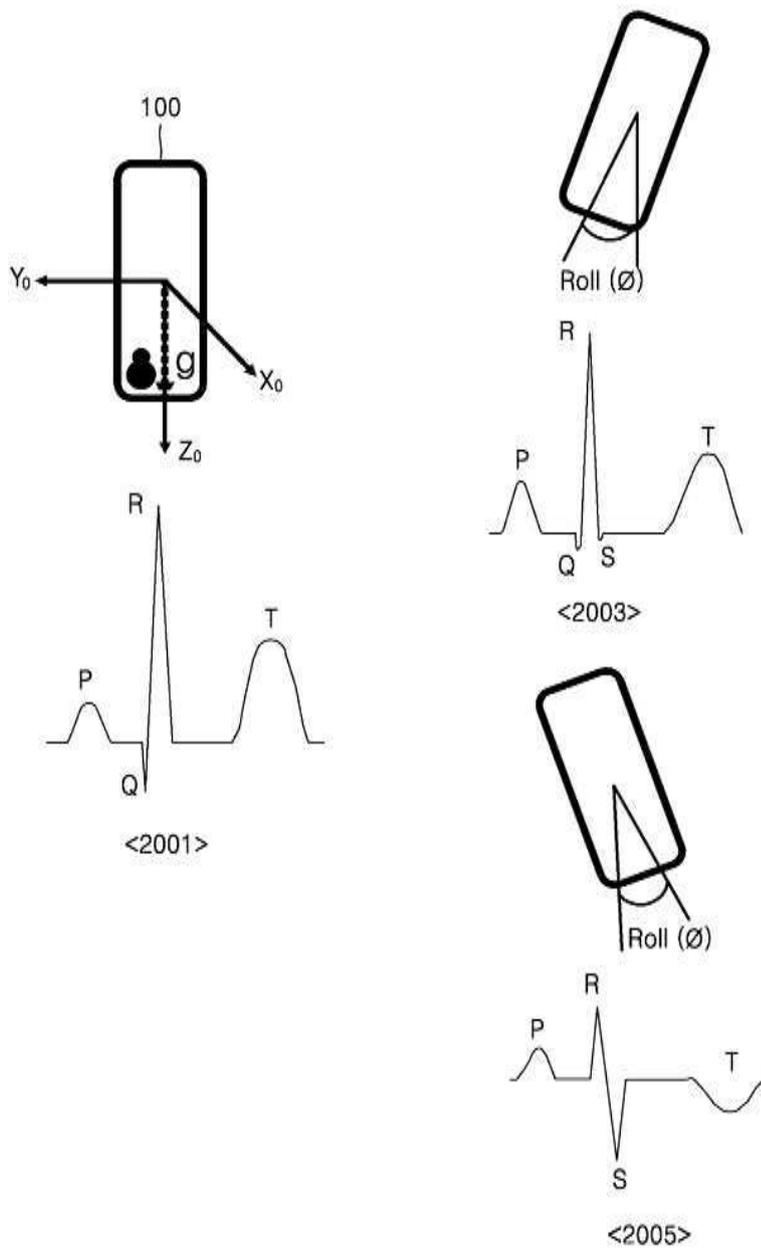
도면18



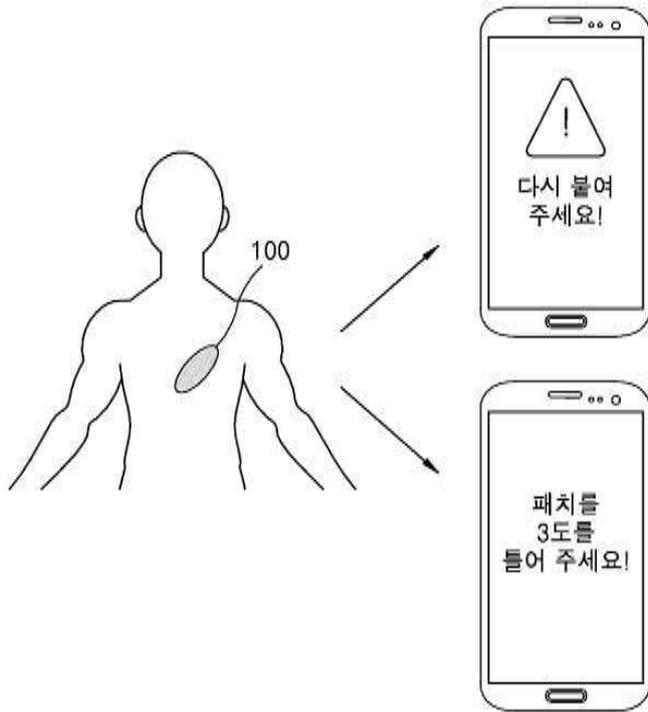
도면19



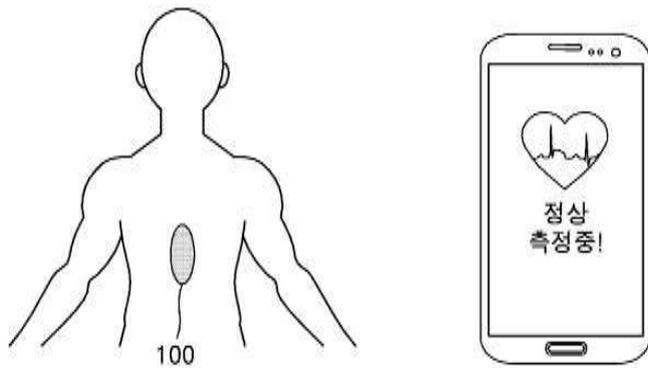
도면20



도면21



<2101>



<2103>