



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0133668
(43) 공개일자 2017년12월06일

- | | |
|--|---|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/0408 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01) A61B 5/046 (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류
A61B 5/0408 (2013.01)
A61B 5/02444 (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2016-0064725
(22) 출원일자 2016년05월26일
심사청구일자 없음</p> | <p>(71) 출원인
삼성전자주식회사
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)</p> <p>(72) 발명자
윤진현
서울특별시 서초구 서초중앙로29길 28, 303동 1210호 (반포동, 반포미도아파트)</p> <p>배치성
경기도 용인시 기흥구 흥덕2로118번길 26, 904동 2004호 (영덕동, 흥덕마을9단지이던하우스아파트)</p> <p>김상준
경기도 화성시 동탄문화센터로 38, 411동 702호 (반송동, 솔빛마을서해그랑블아파트)</p> <p>(74) 대리인
특허법인 무한</p> |
|--|---|

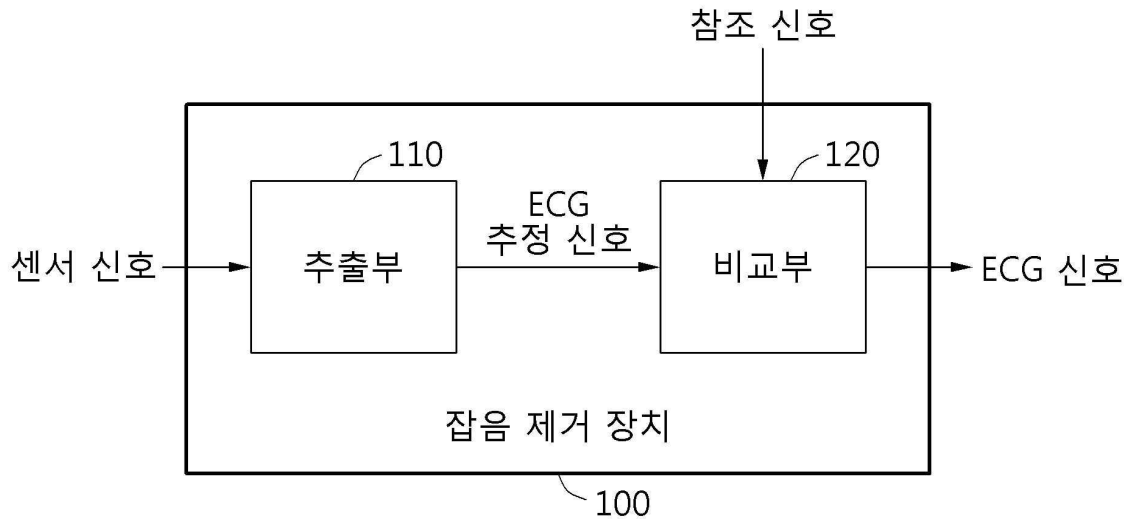
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 ECG 센서 신호의 잡음을 제거하는 방법 및 그 장치

(57) 요약

심전도 센서 신호의 잡음을 제거하는 방법 및 그 장치가 개시된다. 일 실시예에 따른 잡음 제거 방법은 심전도 추정 신호와 심전도 신호의 평균적인 형태를 나타내는 참조 신호 간의 비교 값을 결정하고, 심전도 추정 신호를 심전도 신호 또는 잡음으로 분류하는 단계들을 포함한다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/046 (2013.01)

A61B 5/7203 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

심전도 센서에 의해 수집된 센서 신호를 수신하는 단계;

상기 센서 신호의 피크 값에 기초하여 상기 센서 신호에서 심전도 추정 신호를 추출하는 단계;

상기 심전도 추정 신호와 심전도 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제1 참조 신호 간의 제1 비교 값을 결정하는 단계; 및

상기 제1 비교 값과 제1 임계 값을 비교함으로써, 상기 심전도 추정 신호를 심전도 신호 또는 잡음으로 분류하는 단계

를 포함하는, 잡음 제거 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 제1 참조 신호는 적어도 한 명의 사용자로부터 수집된 복수의 심전도 신호의 평균에 기초하여 생성되는, 잡음 제거 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 심전도 추정 신호와 접촉 잡음 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제2 참조 신호 간의 제2 비교 값을 결정하는 단계를 더 포함하는, 잡음 제거 방법.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 심전도 추정 신호를 상기 심전도 신호 또는 상기 잡음으로 분류하는 단계는,

상기 제1 비교 값 및 상기 제2 비교 값이 코사인 거리(cosine distance) 또는 유클리디언 거리(euclidean distance)에 기초하여 결정되고, 상기 제1 비교 값이 상기 제1 임계 값보다 작고, 상기 제2 비교 값이 제2 임계 값보다 큰 경우, 상기 심전도 추정 신호를 상기 심전도 신호로 분류하는 단계를 포함하는, 잡음 제거 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 제1 비교 값은 상기 심전도 추정 신호와 상기 제1 참조 신호의 코사인 거리(cosine distance), 상관관계(correlation) 또는 유클리디언 거리(euclidean distance)에 기초하여 결정되는, 잡음 제거 방법.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 제1 임계 값은 상기 심전도 추정 신호에서 잡음을 제거하고, 심전도를 통해 사용자들을 구분하기 위해 실험적으로 결정된 값인, 잡음 제거 방법.

청구항 7

제1항에 있어서,

상기 심전도 신호를 이용하여 사용자 인증을 수행하는 단계를 더 포함하는, 잡음 제거 방법.

청구항 8

제1항에 있어서,
 상기 제1 비교 값을 결정하는 단계는,
 상기 제1 비교 값의 부호에 기초하여 상기 심전도 추정 신호의 반전 신호를 생성하는 단계; 및
 상기 반전 신호와 상기 제1 참조 신호 간의 비교 값을 상기 제1 비교 값으로 결정하는 단계
 를 포함하는, 잡음 제거 방법.

청구항 9

제1항에 있어서,
 심전도 신호들을 추적하는 단계; 및
 추적된 심전도 신호들 간의 분산에 기초하여 상기 제1 임계 값을 조절하는 단계
 를 더 포함하는, 잡음 제거 방법.

청구항 10

제1항에 있어서,
 상기 심전도 센서는 건식 전극을 통해 상기 센서 신호를 수집하는, 잡음 제거 방법.

청구항 11

제1항에 있어서,
 상기 심전도 센서는, 휴대용 디바이스의 베젤에 위치한 제1 전극 및 상기 휴대용 디바이스의 홈 버튼에 위치한 제2 전극을 포함하고, 상기 제1 전극에 접촉된 사용자의 한쪽 손 및 상기 제2 전극에 접촉된 사용자의 반대쪽 손을 통해 상기 센서 신호를 수집하는,
 잡음 제거 방법.

청구항 12

심전도 센서에 의해 수집된 센서 신호를 수신하고, 상기 센서 신호의 피크 값에 기초하여 상기 센서 신호에서 심전도 추정 신호를 추출하는 추출부; 및
 상기 심전도 추정 신호와 심전도 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제1 참조 신호 간의 제1 비교 값을 결정하고, 상기 제1 비교 값과 제1 임계 값을 비교함으로써, 상기 심전도 추정 신호를 심전도 신호 또는 잡음으로 분류하는 비교부
 를 포함하는, 잡음 제거 장치.

청구항 13

제12항에 있어서,
 상기 제1 참조 신호는 적어도 한 명의 사용자로부터 수집된 복수의 심전도 신호의 평균에 기초하여 생성되는, 잡음 제거 장치.

청구항 14

제12항에 있어서,
 상기 비교부는 상기 심전도 추정 신호와 접촉 잡음 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제2 참조 신호 간의 제2 비교 값을 결정하는, 잡음 제거 장치.

청구항 15

제14항에 있어서,

상기 비교부는, 상기 제1 비교 값 및 상기 제2 비교 값이 코사인 거리(cosine distance) 또는 유클리디언 거리(euclidean distance)에 기초하여 결정되고, 상기 제1 비교 값이 상기 제1 임계 값보다 작고, 상기 제2 비교 값이 제2 임계 값보다 큰 경우, 상기 심전도 추정 신호를 상기 심전도 신호로 분류하는, 잡음 제거 장치.

청구항 16

제12항에 있어서,

상기 심전도 신호는 사용자 인증을 위해 이용되는, 잡음 제거 장치.

청구항 17

심전도 센서를 통해 사용자의 심전도에 관한 센서 신호를 수집하는 단계;

상기 센서 신호의 피크 값에 기초하여 상기 센서 신호에서 심전도 추정 신호를 추출하는 단계;

상기 심전도 추정 신호와 심전도 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제1 참조 신호 간의 제1 비교 값을 결정하는 단계;

상기 제1 비교 값이 제1 임계 값보다 큰 경우, 상기 심전도 추정 신호와 접촉 잡음 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제2 참조 신호 간의 제2 비교 값을 결정하는 단계;

상기 제2 비교 값이 상기 제2 참조 신호보다 작은 경우, 상기 심전도 추정 신호를 상기 심전도 신호로 분류하는 단계; 및

상기 심전도 신호를 이용하여 사용자 인증을 수행하는 단계

를 포함하는, 잡음 제거 방법.

청구항 18

제17항에 있어서,

상기 제1 비교 값 및 상기 제2 비교 값이 코사인 거리(cosine distance) 또는 유클리디언 거리(euclidean distance)에 기초하여 결정되고, 상기 제1 비교 값이 제1 임계 값보다 큰 경우, 상기 심전도 추정 신호를 잡음으로 분류하는 단계를 더 포함하는, 잡음 제거 방법.

청구항 19

제17항에 있어서,

상기 제1 비교 값 및 상기 제2 비교 값이 코사인 거리(cosine distance) 또는 유클리디언 거리(euclidean distance)에 기초하여 결정되고, 상기 제2 비교 값이 상기 제2 참조 신호보다 작은 경우, 상기 심전도 추정 신호를 잡음으로 분류하는 단계를 더 포함하는, 잡음 제거 방법.

청구항 20

제17항에 있어서,

상기 제1 참조 신호는 적어도 한 명의 사용자로부터 수집된 복수의 심전도 신호의 평균에 기초하여 생성되는, 잡음 제거 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 아래 실시예들은 심전도 센서 신호의 잡음을 제거하는 방법 및 그 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 센서 기술의 발달로 인해 개인 사용자들은 자신의 단말을 통해 심전도(ECG: electrocardiography)를 측정할 수

있게 되었다. ECG 신호는 ECG 센서로 측정될 수 있고, 사용자 인증 등에 활용될 수 있다. ECG 센서로 ECG 신호를 측정하는 과정에서 ECG 신호 외에 기계 동잡음이나 접촉음 등의 잡음이 함께 측정될 수 있다. 이러한 잡음은 측정된 신호의 신뢰도를 떨어뜨리고, 사용자 인증과 같은 연계 동작을 지연시킬 수 있다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

- [0003] 일 측에 따른 잡음 제거 방법은 심전도 센서에 의해 수집된 센서 신호를 수신하는 단계; 상기 센서 신호의 피크 값에 기초하여 상기 센서 신호에서 심전도 추정 신호를 추출하는 단계; 상기 심전도 추정 신호와 심전도 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제1 참조 신호 간의 제1 비교 값을 결정하는 단계; 및 상기 제1 비교 값과 제1 임계 값을 비교함으로써, 상기 심전도 추정 신호를 심전도 신호 또는 잡음으로 분류하는 단계를 포함한다.
- [0004] 상기 제1 참조 신호는 적어도 한 명의 사용자로부터 수집된 복수의 심전도 신호의 평균에 기초하여 생성될 수 있다. 상기 잡음 제거 방법은 상기 심전도 추정 신호와 접촉 잡음 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제2 참조 신호 간의 제2 비교 값을 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다. 상기 심전도 추정 신호를 상기 심전도 신호 또는 상기 잡음으로 분류하는 단계는, 상기 제1 비교 값 및 상기 제2 비교 값이 코사인 거리(cosine distance) 또는 유클리디언 거리(euclidean distance)에 기초하여 결정되고, 상기 제1 비교 값이 상기 제1 임계 값보다 작고, 상기 제2 비교 값이 제2 임계 값보다 큰 경우, 상기 심전도 추정 신호를 상기 심전도 신호로 분류하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0005] 상기 제1 비교 값은 상기 심전도 추정 신호와 상기 제1 참조 신호의 코사인 거리(cosine distance), 상관관계(correlation) 또는 유클리디언 거리(euclidean distance)에 기초하여 결정될 수 있다. 상기 제1 임계 값은 상기 심전도 추정 신호에서 잡음을 제거하고, 심전도를 통해 사용자들을 구분하기 위해 실험적으로 결정된 값일 수 있다. 상기 잡음 제거 방법은 상기 심전도 신호를 이용하여 사용자 인증을 수행하는 단계를 더 포함할 수 있다. 상기 제1 비교 값을 결정하는 단계는, 상기 제1 비교 값의 부호에 기초하여 상기 심전도 추정 신호의 반전 신호를 생성하는 단계; 및 상기 반전 신호와 상기 제1 참조 신호 간의 비교 값을 상기 제1 비교 값으로 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0006] 상기 잡음 제거 방법은 심전도 신호들을 추적하는 단계; 및 추적된 심전도 신호들 간의 분산에 기초하여 상기 제1 임계 값을 조절하는 단계를 더 포함할 수 있다. 상기 심전도 센서는 건식 전극을 통해 상기 센서 신호를 수집할 수 있다. 상기 심전도 센서는, 휴대용 디바이스의 베젤에 위치한 제1 전극 및 상기 휴대용 디바이스의 홈 버튼에 위치한 제2 전극을 포함하고, 상기 제1 전극에 접촉된 사용자의 한쪽 손 및 상기 제2 전극에 접촉된 사용자의 반대쪽 손을 통해 상기 센서 신호를 수집할 수 있다.
- [0007] 일 측에 따른 잡음 제거 장치는 심전도 센서에 의해 수집된 센서 신호를 수신하고, 상기 센서 신호의 피크 값에 기초하여 상기 센서 신호에서 심전도 추정 신호를 추출하는 추출부; 및 상기 심전도 추정 신호와 심전도 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제1 참조 신호 간의 제1 비교 값을 결정하고, 상기 제1 비교 값과 제1 임계 값을 비교함으로써, 상기 심전도 추정 신호를 심전도 신호 또는 잡음으로 분류하는 비교부를 포함한다.
- [0008] 상기 제1 참조 신호는 적어도 한 명의 사용자로부터 수집된 복수의 심전도 신호의 평균에 기초하여 생성될 수 있다. 상기 비교부는 상기 심전도 추정 신호와 접촉 잡음 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제2 참조 신호 간의 제2 비교 값을 결정할 수 있다. 상기 비교부는, 상기 제1 비교 값 및 상기 제2 비교 값이 코사인 거리(cosine distance) 또는 유클리디언 거리(euclidean distance)에 기초하여 결정되고, 상기 심전도 추정 신호와 상기 제1 참조 신호의 비교 값이 상기 제1 임계 값보다 작고, 상기 심전도 추정 신호와 상기 제2 참조 신호의 비교 값이 제2 임계 값보다 큰 경우, 상기 심전도 추정 신호를 상기 심전도 신호로 분류할 수 있다. 상기 심전도 신호는 사용자 인증을 위해 이용될 수 있다.
- [0009] 일 측에 따른 잡음 제거 방법은 심전도 센서를 통해 사용자의 심전도에 관한 센서 신호를 수집하는 단계; 상기 센서 신호의 피크 값에 기초하여 상기 센서 신호에서 심전도 추정 신호를 추출하는 단계; 상기 심전도 추정 신호와 심전도 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제1 참조 신호 간의 제1 비교 값을 결정하는 단계; 상기 제1 비교 값이 제1 임계 값보다 큰 경우, 상기 심전도 추정 신호와 접촉 잡음 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제2 참조 신호 간의 제2 비교 값을 결정하는 단계; 상기 제2 비교 값이 상기 제1 참조 신호보다 작은 경우, 상기 심전도 추정 신호를 상기 심전도 신호로 분류하는 단계; 및 상기 심전도 신호를 이용하여 사용자 인증을 수행하는 단계를 포함한다.

[0010] 상기 잡음 제거 방법은 상기 제1 비교 값 및 상기 제2 비교 값이 코사인 거리(cosine distance) 또는 유클리디언 거리(euclidean distance)에 기초하여 결정되고, 상기 제1 비교 값이 제1 임계 값보다 큰 경우, 상기 심전도 추정 신호를 잡음으로 분류하는 단계를 더 포함할 수 있다. 상기 잡음 제거 방법은 상기 제1 비교 값 및 상기 제2 비교 값이 코사인 거리(cosine distance) 또는 유클리디언 거리(euclidean distance)에 기초하여 결정되고, 상기 제2 비교 값이 상기 제2 참조 신호보다 작은 경우, 상기 심전도 추정 신호를 잡음으로 분류하는 단계를 더 포함할 수 있다. 상기 제1 참조 신호는 적어도 한 명의 사용자로부터 수집된 복수의 심전도 신호의 평균에 기초하여 생성될 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0011] 도 1은 일 실시예에 따라 센서 신호에 기초하여 ECG 신호를 출력하는 잡음 제거 장치를 도시한 블록도.
- 도 2는 일 실시예에 따라 센서 신호에서 ECG 추정 신호를 추출하는 추출부를 도시한 블록도.
- 도 3은 일 실시예에 따라 제1 참조 신호를 생성하는 과정을 도시한 도면.
- 도 4는 일 실시예에 따라 제2 참조 신호를 생성하는 과정을 도시한 도면.
- 도 5는 일 실시예에 따라 ECG 신호를 이용한 연계 동작을 도시한 도면.
- 도 6은 일 실시예에 따른 제1 참조 신호를 도시한 그래프.
- 도 7은 일 실시예에 따른 제2 참조 신호를 도시한 그래프.
- 도 8은 일 실시예에 따라 센서 신호에 기초하여 사용자 인증을 수행하는 과정을 도시한 동작 흐름도.
- 도 9는 일 실시예에 따라 심전도 추정 신호의 반전 신호를 생성하는 과정을 도시한 동작 흐름도.
- 도 10은 일 실시예에 따라 제1 임계 값을 조절하는 과정을 도시한 동작 흐름도.
- 도 11은 다른 실시예에 따라 센서 신호에 기초하여 사용자 인증을 수행하는 과정을 도시한 동작 흐름도.
- 도 12는 또 다른 실시예에 따라 센서 신호에 기초하여 사용자 인증을 수행하는 과정을 도시한 동작 흐름도.
- 도 13은 일 실시예에 따라 ECG 신호를 획득하기 위한 스마트 폰의 형태를 도시한 도면.
- 도 14는 일 실시예에 따라 ECG 신호를 획득하기 위한 스마트 워치의 형태를 도시한 도면.
- 도 15는 일 실시예에 따른 전자 장치를 도시한 블록도.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0012] 이하, 실시예들을 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다. 각 도면에 제시된 동일한 참조 부호는 동일한 부재를 나타낸다. 하기에서 설명될 실시예들은 사용자 인증에 적용될 수 있다. 예를 들어, 전자상거래에서 사용자를 인증하기 위해 사용될 수 있다. 하기에서 설명될 실시예들에 따르면 심전도 신호를 빠르고 정확하게 인식할 수 있다.

[0013] 도 1은 일 실시예에 따라 센서 신호에 기초하여 ECG 신호를 출력하는 잡음 제거 장치를 도시한 블록도이다. 도 1을 참조하면, 일 실시예에 따른 잡음 제거 장치(100)는 추출부(110) 및 비교부(120)를 포함한다. 추출부(110)는 심전도(ECG: electrocardiography) 센서에 의해 수집된 센서 신호를 수신하고, 센서 신호의 피크 값에 기초하여 센서 신호에서 ECG 추정 신호를 추출한다. ECG 추정 신호는 ECG 신호로 추정되는 신호를 의미한다. ECG 추정 신호는 비교부(120)에 의해 잡음 또는 ECG 신호로 분류될 수 있다. 아래에서 ECG 신호는 센서 신호 중에 잡음 신호에 해당하지 않고, 높은 신뢰도에서 사용자의 ECG를 나타내는 것으로 선별된 신호를 의미한다. 비교부(120)는 ECG 추정 신호와 참조 신호 간의 비교 값을 결정하고, ECG 추정 신호와 참조 신호 간의 비교 값과 임계 값을 비교함으로써, ECG 추정 신호를 ECG 신호 또는 잡음으로 분류한다. 비교부(120)는 ECG 신호를 출력할 수 있다. 참조 신호는 실험적으로 미리 결정되어 비교부(120)에 제공될 수 있다.

[0014] 잡음 제거 장치(100)에 의해 출력된 ECG 신호는 사용자 인증을 위해 이용될 수 있다. 예컨대, ECG 신호는 휴대용 디바이스의 잠금을 해제하거나, 전자상거래의 결제를 위해 이용될 수 있다. ECG 신호는 개인마다 상이하므로, ECG 신호를 통해 사용자를 식별할 수 있다. 사용자 인증에 사용되는 ECG 신호의 정확도가 향상될수록, ECG 신호를 통한 사용자 인증의 신뢰도는 향상될 수 있다. ECG 센서에 의해 수집되는 센서 신호에서 잡음과 ECG 신

호가 정확하게 분류될수록 ECG 신호의 정확도는 향상될 수 있다. 또한, 잡음 제거 장치(100)에 의해 출력된 ECG 신호는 사용자의 건강 관리에 이용될 수 있다. 예컨대, ECG 신호는 사용자의 부정맥 또는 심장질환 등을 관리하는데 이용될 수 있다. 사용자의 건강 상태를 측정하기 위해 사용되는 ECG 신호의 정확도가 향상될수록, 사용자의 건강 상태는 정확하게 측정될 수 있다.

[0015] 잡음 제거 장치(100)는 참조 신호를 이용하여 센서 신호에서 ECG 신호를 정확히 선별할 가능성을 향상시킬 수 있다. 참조 신호는 ECG 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제1 참조 신호 및 접촉 잡음 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제2 참조 신호를 포함한다. 제1 참조 신호 및 제2 참조 신호는 실험적으로 결정될 수 있다. 잡음은 디바이스의 진동 등에 의해 발생하는 동잡음과 디바이스가 사용자의 신체 등에 접촉함으로써 인해 발생하는 접촉 잡음을 포함할 수 있다. 동잡음은 불특정한 형태를 가질 수 있다. 따라서, 동잡음은 ECG 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제1 참조 신호와의 유사도에 기초하여 제거될 수 있다. 접촉 잡음은 제1 참조 신호와 유사한 형태를 가질 수 있으므로, 제1 참조 신호와의 유사도로는 접촉 잡음이 제거되지 않을 수 있다. 접촉 잡음은 접촉 잡음 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제2 참조 신호와의 유사도에 기초하여 제거될 수 있다. 따라서, 제1 참조 신호 및 제2 참조 신호 중 적어도 하나를 통해 ECG 신호의 정확성을 향상시킬 수 있다. 따라서, ECG 신호를 이용한 사용자 인증 등의 정확성이 향상될 수 있다. 비교부(120)는 ECG 추정 신호와 제1 참조 신호 간의 비교 값을 결정할 수 있다. ECG 추정 신호와 제1 참조 신호 간의 비교 값은 제1 비교 값으로 지칭될 수 있다. 또한, 비교부(120)는 ECG 추정 신호와 제2 참조 신호 간의 비교 값을 결정할 수 있다. ECG 추정 신호와 제2 참조 신호 간의 비교 값은 제2 비교 값으로 지칭될 수 있다. 비교 값은 ECG 추정 신호와 참조 신호의 코사인 거리(cosine distance), 상관관계(correlation) 또는 유클리디언 거리(euclidean distance)일 수 있다. 구체적으로, 제1 비교 값은 ECG 추정 신호와 제1 참조 신호의 코사인 거리, 상관관계 또는 유클리디언 거리에 기초하여 결정될 수 있다. 또한, 제2 비교 값은 ECG 추정 신호와 제2 참조 신호의 코사인 거리, 상관관계 또는 유클리디언 거리에 기초하여 결정될 수 있다.

[0016] 비교 값이 코사인 거리나 유클리디언 거리에 의해 결정된 경우, 비교 값이 클수록 ECG 추정 신호와 참조 신호는 서로 비유사한 것으로 볼 수 있다. 이 경우, 비교부(120)는 제1 비교 값이 미리 정해진 제1 임계 값 미만이고, 제2 비교 값이 미리 정해진 제2 임계 값을 초과할 경우, ECG 추정 신호를 ECG 신호로 분류할 수 있다. 또한, 비교부(120)는 제1 비교 값이 미리 정해진 제1 임계 값을 초과하거나, 제2 비교 값이 미리 정해진 제2 임계 값 미만일 경우, ECG 추정 신호를 잡음으로 분류할 수 있다. 비교 값이 상관관계에 의해 결정된 경우, 비교부(120)는 제1 비교 값이 미리 정해진 제1 임계 값을 초과하고, 제2 비교 값이 미리 정해진 제2 임계 값 미만일 경우, ECG 추정 신호를 ECG 신호로 분류할 수 있다. 또한, 비교부(120)는 제1 비교 값이 미리 정해진 제1 임계 값 미만이거나, 제2 비교 값이 미리 정해진 제2 임계 값을 초과할 경우, ECG 추정 신호를 잡음으로 분류할 수 있다. 잡음으로 분류된 ECG 추정 신호는 폐기될 수 있다.

[0017] 도 2는 일 실시예에 따라 센서 신호에서 ECG 추정 신호를 추출하는 추출부를 도시한 블록도이다. 도 2를 참조하면, ECG 센서(210)는 사용자로부터 센서 신호를 수집한다. ECG 센서(210)는 사용자의 신체에 접촉되는 복수의 전극을 통해 센서 신호를 수집할 수 있다. ECG를 측정하기 위한 전극으로는 습식 전극과 건식 전극이 있다. 습식 전극은 건식 전극에 비해 ECG 신호를 정확하게 측정할 수 있으나, 건식 전극에 비해 측정의 편의는 떨어진 다. 따라서, 습식 전극은 의료 시설에서 주로 사용되며, 휴대용 디바이스에는 건식 전극이 사용된다. 실시예 들에 따르면 건식 전극으로도 높은 정확도를 갖는 ECG 신호를 획득할 수 있다.

[0018] 추출부(220)는 ECG 센서(210)로부터 센서 신호를 수신한다. 추출부(220)는 센서 신호의 피크 값에 기초하여 센서 신호에서 ECG 신호를 추출한다. 예컨대, 추출부(220)는 R 피크 값에 기초하여 센서 신호에서 ECG 신호를 추출할 수 있다. 센서 신호의 피크 값에 기초하여 센서 신호로부터 추출된 신호는 ECG 추정 신호로 지칭될 수 있다. ECG 추정 신호는 추후 잡음 또는 ECG 신호로 분류될 수 있다.

[0019] 도 3은 일 실시예에 따라 제1 참조 신호를 생성하는 과정을 도시한 도면이다. 도 3을 참조하면, ECG 추정 신호(320)에 기초하여 제1 참조 신호(330)가 결정된다. ECG 센서에 의해 제1 사용자 내지 제n 사용자를 포함하는 복수의 사용자들로부터 센서 신호(310)가 측정될 수 있다. 센서 신호(310)는 미리 정해진 시간 동안 측정될 수 있다. 아래에서는 복수의 사용자로부터 센서 신호(310)가 추출된 경우에 관해 설명하겠으나, 센서 신호(310)는 단일 사용자로부터 추출될 수도 있다. 추출부에 의해 센서 신호(310)의 피크 값에 기초하여 센서 신호(310)로부터 ECG 추정 신호(320)가 추출될 수 있다. ECG 추정 신호(320)는 센서 신호(310)의 복수의 구간으로부터 추출될 수 있다. 센서 신호(310)가 측정된 시간에 따라 센서 신호(310)로부터 ECG 추정 신호(320)가 추출되는 구간의 수는 증가할 수 있다.

- [0020] 제1 참조 신호(330)는 ECG 추정 신호(320)의 평균에 기초하여 생성될 수 있다. ECG 추정 신호(320)의 평균을 계산하기 위해 알려진 다양한 평균화 기법이 사용될 수 있다. 이렇게 생성된 제1 참조 신호(330)는 ECG 신호의 평균적인 형태를 나타내는 것으로 볼 수 있고, ECG 센서로부터 측정된 신호에서 잡음을 제거하기 위해 이용될 수 있다. 예컨대, 센서 신호(310)가 제1 참조 신호(330)와 유사할수록 센서 신호(310)는 ECG 신호일 확률이 높고, 반대로 센서 신호(310)가 제1 참조 신호(330)와 비유사할수록 센서 신호(310)는 ECG 신호가 아닌 잡음 동일 확률이 높은 것으로 볼 수 있다. 도 6은 일 실시예에 따른 제1 참조 신호를 도시한 그래프이다. 도 6의 제1 참조 신호는 500명의 사용자들로부터 5분씩 센서 신호를 측정하고, 해당 센서 신호로부터 ECG 추정 신호를 추출한 뒤, ECG 추정 신호의 앙상블 에버리지에 기초하여 결정된 것이다.
- [0021] ECG 센서로부터 측정된 신호가 ECG 신호에 해당하는지 여부는 특정한 임계 값에 기초하여 결정될 수 있다. 임계 값이 높게 정해질수록 ECG 센서로부터 측정된 신호에서 잡음이 제거될 확률은 증가하지만, ECG 신호의 개별적인 특성도 함께 제거되어, ECG 신호를 통해 사용자들을 구별하기는 어려워진다. 반면에, 임계 값이 낮게 정해질수록 ECG 신호의 개별적인 특성이 유지되어, ECG 신호를 통해 사용자들을 구별하기 쉬워지지만, 잡음이 제거될 확률은 감소한다. 따라서, 잡음을 제거하고, 사용자들을 구별하기 위해 실험적으로 적절한 임계 값을 결정하는 것이 중요하다.
- [0022] 도 4는 일 실시예에 따라 제2 참조 신호를 생성하는 과정을 도시한 도면이다. 도 4를 참조하면, 접촉 잡음(410)의 평균에 기초하여 제2 참조 신호(420)가 생성될 수 있다. 접촉 잡음(410)의 평균을 계산하기 위해서는 알려진 다양한 평균화 기법이 사용될 수 있다. 이렇게 생성된 제2 참조 신호(420)는 접촉 잡음(410)의 평균적인 형태를 나타내는 것으로 볼 수 있고, ECG 센서로부터 측정된 신호에서 잡음을 제거하기 위해 이용될 수 있다. 예컨대, 제2 참조 신호(420)와 유사한 신호는 접촉 잡음일 확률이 높고, 반대로 제2 참조 신호(420)와 비유사한 신호는 접촉 잡음이 아닐 확률이 높은 것으로 볼 수 있다. 따라서, 제2 참조 신호(420)와 일정한 기준 이상으로 유사한 ECG 추정 신호는 접촉 잡음으로 보아 제거될 수 있다. 도 7은 일 실시예에 따른 제2 참조 신호를 도시한 그래프이다. 도 7을 참조하면, 접촉 잡음은 ECG 신호와 유사한 형태를 갖는 것을 알 수 있다.
- [0023] ECG 센서로부터 측정된 신호가 잡음에 해당하는지 여부는 특정한 임계 값에 기초하여 결정될 수 있다. 임계 값이 낮게 정해질수록 ECG 센서로부터 측정된 신호에서 잡음이 제거될 확률은 증가하지만, 잡음이 아닌 ECG 신호가 제거될 확률도 함께 증가한다. 반면에, 임계 값이 높게 정해질수록 잡음이 아닌 ECG 신호가 제거될 확률은 낮아지지만, ECG 센서로부터 측정된 신호에서 잡음이 제거될 확률도 함께 감소한다. 따라서, ECG 센서로부터 측정된 신호에서 잡음만을 제거하기 위해서는 실험적으로 적절한 임계 값을 결정하는 것이 중요하다.
- [0024] 도 5는 일 실시예에 따라 ECG 신호를 이용한 연계 동작을 도시한 도면이다. 도 5를 참조하면, ECG 신호는 사용자 인증을 위해 이용되거나, 사용자의 건강 관리에 이용될 수 있다. 예컨대, ECG 신호는 휴대용 디바이스의 잠금을 해제하거나, 전자상거래의 결제를 위해 이용될 수 있다. 또한, ECG 신호는 사용자의 부정맥 또는 심장질환 등을 진단하기 위해 이용될 수 있다.
- [0025] 사용자는 ECG 센서에 신체의 일부를 접촉함으로써 휴대용 디바이스의 잠금 해제를 요청할 수 있다. 이 경우, 앞서 설명된 일련의 과정을 통해 ECG 신호가 획득될 수 있다. ECG 신호는 인증부(510)에 전달될 수 있다. 잠금 처리부(520)는 잠금 해제를 위해 인증부(510)에 ECG 신호를 요청할 수 있고, 인증부(510)는 이에 응답하여 잠금 처리부(520)에 ECG 신호를 제공할 수 있다. 잠금 처리부(520)는 미리 저장된 사용자의 ECG 정보와 인증부(510)로부터 수신한 ECG 신호를 비교함으로써, 휴대용 디바이스의 잠금을 해제할 수 있다.
- [0026] 또한, 사용자는 ECG 센서에 신체의 일부를 접촉함으로써 온라인 쇼핑물을 통한 결제 또는 휴대용 디바이스에 저장된 신용카드를 이용한 결제를 요청할 수 있다. 이 경우, 결제 처리부(530)는 결제를 위해 인증부(510)에 ECG 신호를 요청할 수 있고, 인증부(510)는 이에 응답하여 결제 처리부(530)에 ECG 신호를 제공할 수 있다. 결제 처리부(530)는 인증부(510)로부터 수신한 ECG 신호를 통해 사용자를 인증한 이후에 온라인 쇼핑물에 미리 저장된 결제 정보를 제공하거나, 휴대용 디바이스에 저장된 신용카드를 활성화시킬 수 있다.
- [0027] 또한, 앞서 설명된 일련의 과정을 통해 획득된 ECG 신호는 생체 정보 관리부(540)에 제공될 수 있다. 생체 정보 관리부(540)는 ECG 신호에 기초하여 사용자의 건강 상태를 정확하게 측정할 수 있다. 생체 정보 관리부(540)는 ECG 신호를 지속적으로 추적함으로써 사용자의 ECG 신호에 변화가 있는지 체크할 수 있다. 또한, 생체 정보 관리부(540)는 ECG 신호를 미리 정해진 기준치와 비교함으로써 사용자의 신체 상태를 체크할 수 있다.
- [0028] 사용자 인증에 사용되는 ECG 신호의 정확도가 향상될수록, ECG 신호를 통한 사용자 인증의 신뢰도가 향상되고, 사용자 인증의 속도가 증가될 수 있다. 또한, 사용자의 건강 상태를 측정하기 위해 사용되는 ECG 신호의 정확

도가 향상될수록, 사용자의 건강 상태는 정확하게 측정될 수 있다.

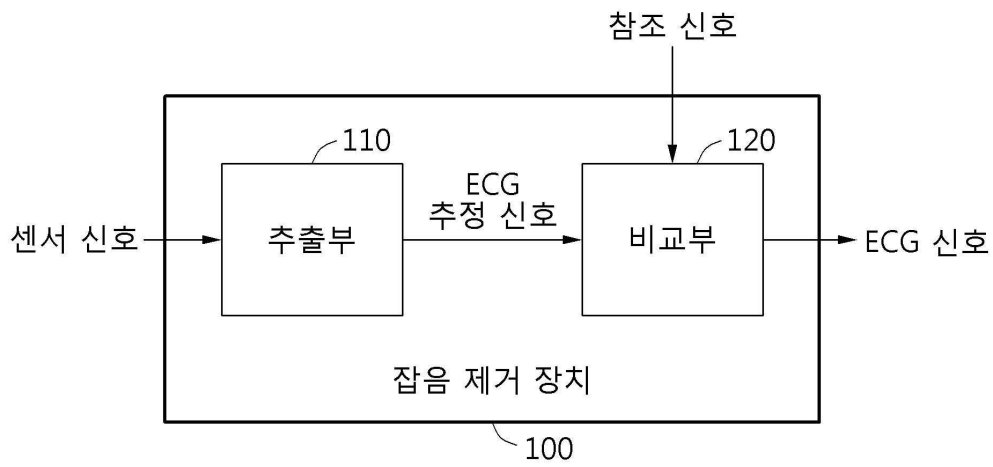
- [0029] 도 8은 일 실시예에 따라 센서 신호에 기초하여 사용자 인증을 수행하는 과정을 도시한 동작 흐름도이다. 도 8을 참조하면, 단계(810)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 센서에 의해 수집된 센서 신호를 수신한다. 단계(820)에서, 잡음 제거 장치는 센서 신호의 피크 값에 기초하여 센서 신호에서 ECG 추정 신호를 추출한다. 단계(830)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 추정 신호와 ECG 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제1 참조 신호 간의 제1 비교 값을 결정한다. 도 8의 실시예에서, 제1 비교 값은 ECG 추정 신호와 제1 참조 신호 간의 코사인 거리로 결정되는 것으로 가정한다. 단계(840)에서, 잡음 제거 장치는 제1 비교 값과 제1 임계 값을 비교한다. 제1 비교 값이 ECG 추정 신호와 제1 참조 신호 간의 코사인 거리로 결정됨에 따라, 제1 임계 값은 '0.357'로 결정될 수 있다. 여기서, ECG 추정 신호와 제1 참조 신호 간의 코사인 거리인 제1 비교 값 및 제1 임계 값은 '0'에서 '1' 사이의 값을 가질 수 있다. 제1 임계 값이 적절한 값에 비해 높게 정해지면 센서 신호에서 잡음이 제거될 확률은 증가하지만, ECG 신호의 개별적인 특성도 함께 제거되어, ECG 신호를 통해 사용자들을 구별하기 어려워질 수 있다. 반면에, 제1 임계 값이 적절한 값에 비해 낮게 정해지면 ECG 신호의 개별적인 특성이 유지되어, ECG 신호를 통해 사용자들을 구별하기 쉬워지지만, 센서 신호에서 잡음이 제거될 확률은 감소한다. '0.357'이라는 수치는 센서 신호에서 높은 신뢰도의 ECG 신호를 선별하면서 ECG 신호의 개별적인 특성을 유지할 수 있도록 실험적으로 결정된 최적의 수치이다. 잡음 제거 장치는 제1 비교 값이 제1 임계 값보다 작은 경우 단계(850)를 수행하고, 제1 비교 값이 제1 임계 값보다 큰 경우 단계(890)를 수행한다.
- [0030] 단계(850)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 추정 신호와 접촉 잡음 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제2 참조 신호 간의 제2 비교 값을 결정한다. 도 8의 실시예에서, 제2 비교 값은 제1 비교 값과 유사하게 ECG 추정 신호와 제2 참조 신호 간의 코사인 거리로 결정되는 것으로 가정한다. 단계(860)에서, 잡음 제거 장치는 제2 비교 값과 제2 임계 값을 비교한다. 제2 비교 값이 ECG 추정 신호와 제2 참조 신호 간의 코사인 거리인 경우, 제2 임계 값은 '0.9'일 수 있다. 여기서, ECG 추정 신호와 제2 참조 신호 간의 코사인 거리인 제2 비교 값 및 제2 임계 값은 '0'에서 '1' 사이의 값을 가질 수 있다. 잡음 제거 장치는 제2 비교 값이 제2 임계 값보다 큰 경우 단계(870)를 수행하고, 제2 비교 값이 제2 임계 값보다 작은 경우 단계(890)를 수행한다. 단계(870)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 추정 신호를 ECG 신호로 분류한다. 단계(880)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 신호를 이용하여 사용자 인증을 수행한다. 단계(890)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 추정 신호를 잡음으로 분류한다.
- [0031] 도 9는 일 실시예에 따라 ECG 추정 신호의 반전 신호를 생성하는 과정을 도시한 동작 흐름도이다. 도 9를 참조하면, 단계(910)에서, 잡음 제거 장치는 비교 값의 부호에 기초하여 ECG 추정 신호의 반전 신호를 생성한다. 단계(910)은 앞서 설명된 단계(820) 이후에 수행될 수 있다. 단계(920)에서, 잡음 제거 장치는 반전 신호와 제1 참조 신호를 이용하여 제1 비교 값을 결정한다. 잡음 제거 장치는 반전 신호와 제1 참조 신호 간의 비교 값을 상기 제1 비교 값으로 결정할 수 있다. 단계(920)이 수행된 이후에 앞서 설명된 단계(840)이 수행될 수 있다.
- [0032] ECG 센서에 사용자의 신체 중에 어떤 부위가 접촉하는지에 따라 ECG 추정 신호의 파형이 반전될 수 있다. 예컨대, ECG 센서의 제1 전극에 왼쪽 손이 접촉하고, ECG 센서의 제2 전극에 오른쪽 손이 접촉하는 것을 전제로 제1 참조 신호가 결정될 수 있다. 이 경우, 제1 전극에 오른쪽 손이 접촉하고, 제2 전극에 왼쪽 손이 접촉되면 제1 참조 신호와 반전된 형태의 ECG 추정 신호가 획득될 수 있다. 따라서, 사용자는 미리 정해진 위치에 왼쪽 손과 오른쪽 손을 접촉시켜야 하는 불편을 겪을 수 있다. 다만, 획득된 ECG 추정 신호를 반전할 경우, 사용자의 손의 위치에 구애 받지 않고 ECG 신호를 획득할 수 있다. 따라서, 잡음 제거 장치는 비교 값의 부호가 음수인 경우에 ECG 추정 신호를 반전함으로써 사용자의 손의 위치에 구애 받지 않고 ECG 신호를 획득할 수 있다.
- [0033] 도 10은 일 실시예에 따라 제1 임계 값을 조절하는 과정을 도시한 동작 흐름도이다. 도 10을 참조하면, 단계(1010)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 신호들을 추적한다. 단계(1020)에서, 잡음 제거 장치는 추적된 ECG 신호들 간의 분산에 기초하여 제1 임계 값을 조절한다. 추적된 ECG 신호들 간의 분산이 작은 것은 센서 신호의 측정 환경이 안정되어, 센서 신호의 신뢰도가 높다는 것을 의미할 수 있다. 따라서, 잡음 제거 장치는 제1 임계 값을 타이트하게 조절할 수 있다. 예컨대, 잡음 제거 장치는 추적된 ECG 신호들 간의 분산이 미리 정해진 기준보다 작을 경우 제1 임계 값을 증가시킬 수 있다.
- [0034] 반면에, 추적된 ECG 신호들 간의 분산이 큰 것은 센서 신호의 측정 환경이 불안하여, 센서 신호의 신뢰도가 낮다는 것을 의미할 수 있다. 따라서, 잡음 제거 장치는 제1 임계 값을 루즈하게 조절할 수 있다. 예컨대, 잡음 제거 장치는 추적된 ECG 신호들 간의 분산이 미리 정해진 기준보다 클 경우 제1 임계 값을 감소시킬 수 있다. 잡음 제거 장치는 유사한 방식으로 제2 임계 값도 조절할 수 있다.

- [0035] 도 11은 다른 실시예에 따라 센서 신호에 기초하여 사용자 인증을 수행하는 과정을 도시한 동작 흐름도이다. 도 11을 참조하면, 단계(1110)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 센서에 의해 수집된 센서 신호를 수신한다. 단계(1120)에서, 잡음 제거 장치는 센서 신호의 피크 값에 기초하여 센서 신호에서 ECG 추정 신호를 추출한다. 단계(1130)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 추정 신호와 ECG 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제1 참조 신호 간의 제1 비교 값을 결정한다. 도 11의 실시예에서, 제1 비교 값은 ECG 추정 신호와 제1 참조 신호 간의 유클리디언 거리로 결정되는 것으로 가정한다. 비교 값으로 유클리디언 거리를 사용함으로써 코사인 거리를 사용하는 것에 비해 계산 복잡도를 낮출 수 있다. 비교 값으로 유클리디언 거리를 사용할 경우 센서 신호에 포함된 잡음의 크기가 ECG 신호의 크기보다 월등히 크게 측정되기 때문에 접촉 노이즈 파형 비교를 생략할 수 있다. 또한, 비교 값으로 유클리디언 거리를 사용할 경우, 잡음 제거 장치가 적용되는 시스템의 ADC 컨버터의 범위(range)와 분해능(resolution)을 고려하여 비교 값을 결정할 수 있다. 단계(1140)에서, 잡음 제거 장치는 제1 비교 값과 제1 임계 값을 비교한다. 잡음 제거 장치는 제1 비교 값이 제1 임계 값보다 작은 경우 단계(1150)을 수행하고, 제1 비교 값이 제1 임계 값보다 큰 경우 단계(1170)을 수행한다. 단계(1150)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 추정 신호를 ECG 신호로 분류한다. 단계(1160)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 신호를 이용하여 사용자 인증을 수행한다. 단계(1170)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 추정 신호를 잡음으로 분류한다.
- [0036] 도 12는 또 다른 실시예에 따라 센서 신호에 기초하여 사용자 인증을 수행하는 과정을 도시한 동작 흐름도이다. 도 12를 참조하면, 단계(1210)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 센서에 의해 수집된 센서 신호를 수신한다. 단계(1220)에서, 잡음 제거 장치는 센서 신호의 피크 값에 기초하여 센서 신호에서 ECG 추정 신호를 추출한다. 단계(1230)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 추정 신호와 ECG 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제1 참조 신호 간의 제1 비교 값을 결정한다. 도 12의 실시예에서, 제1 비교 값은 ECG 추정 신호와 제1 참조 신호 간의 상관관계에 따라 결정되는 것으로 가정한다. 단계(1240)에서, 잡음 제거 장치는 제1 비교 값과 제1 임계 값을 비교한다. 제1 비교 값은 ECG 신호의 개별적인 특성을 유지하면서 센서 신호에서 동잡음과 같이 ECG 신호와 상이한 형태의 잡음이 제거되도록 실험적으로 결정될 수 있다. 잡음 제거 장치는 제1 비교 값이 제1 임계 값보다 큰 경우 단계(1250)을 수행하고, 제1 비교 값이 제1 임계 값보다 작은 경우 단계(1290)을 수행한다.
- [0037] 단계(1250)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 추정 신호와 접촉 잡음 신호의 평균적인 형태를 나타내는 제2 참조 신호 간의 제2 비교 값을 결정한다. 도 12의 실시예에서, 제2 비교 값은 제1 비교 값과 유사하게 ECG 추정 신호와 제2 참조 신호 간의 상관관계에 따라 결정되는 것으로 가정한다. 단계(1260)에서, 잡음 제거 장치는 제2 비교 값과 제2 임계 값을 비교한다. 제2 비교 값도 제1 비교 값과 유사하게 실험적으로 결정될 수 있다. 잡음 제거 장치는 제2 비교 값이 제2 임계 값보다 작은 경우 단계(1270)을 수행하고, 제2 비교 값이 제2 임계 값보다 큰 경우 단계(1290)을 수행한다. 단계(1270)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 추정 신호를 ECG 신호로 분류한다. 단계(1280)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 신호를 이용하여 사용자 인증을 수행한다. 단계(1290)에서, 잡음 제거 장치는 ECG 추정 신호를 잡음으로 분류한다.
- [0038] 도 13은 일 실시예에 따라 ECG 신호를 획득하기 위한 스마트 폰의 형태를 도시한 도면이다. 도 13을 참조하면, 스마트 폰은 홈 버튼 및 베젤을 포함한다. 홈 버튼 및 베젤은 전극을 포함할 수 있다. 홈 버튼의 전극 및 베젤의 전극은 모두 건식 전극일 수 있다. 스마트 폰은 스마트 폰에 접촉된 사용자 신체의 일부를 통해 센서 신호를 수집할 수 있다. 스마트 폰은 홈 버튼의 전극에 접촉된 사용자의 한쪽 손 및 베젤의 전극에 접촉된 사용자의 반대쪽 손을 통해 센서 신호를 수집할 수 있다. 예컨대, 스마트 폰은 베젤에 접촉된 한쪽 손의 손바닥 및 홈 버튼에 접촉된 반대편 손의 손가락으로부터 센서 신호를 수집할 수 있다. 스마트 폰은 앞서 설명된 일련의 과정을 통해 센서 신호로부터 ECG 신호를 획득할 수 있다.
- [0039] 도 14는 일 실시예에 따라 ECG 신호를 획득하기 위한 스마트 워치의 형태를 도시한 도면이다. 도 14를 참조하면, 스마트 워치는 홈 버튼 및 후면 전극을 포함한다. 홈 버튼은 전극을 포함할 수 있다. 홈 버튼의 전극 및 후면 전극은 모두 건식 전극일 수 있다. 스마트 워치는 스마트 워치에 접촉된 사용자 신체의 일부를 통해 센서 신호를 수집할 수 있다. 예컨대, 스마트 워치는 후면 전극에 접촉된 사용자의 팔목 및 홈 버튼에 접촉된 사용자의 손가락으로부터 센서 신호를 수집할 수 있다. 스마트 워치는 앞서 설명된 일련의 과정을 통해 센서 신호로부터 ECG 신호를 획득할 수 있다.
- [0040] 도 15는 일 실시예에 따른 전자 장치를 도시한 블록도이다. 도 15를 참조하면, 전자 장치(1500)는 센서(1510), 프로세서(1520) 및 메모리(1530)를 포함한다. 프로세서(1520), 센서(1510), 및 메모리(1530)는 버스(1540)를 통하여 서로 통신할 수 있다. 전자 장치(1500)는 스마트 폰, 태블릿 PC 및 노트북과 같은 포터블 디바이스이거나, 스마트 워치, 스마트 밴드 및 스마트 웨어와 같은 웨어러블 디바이스일 수 있다.

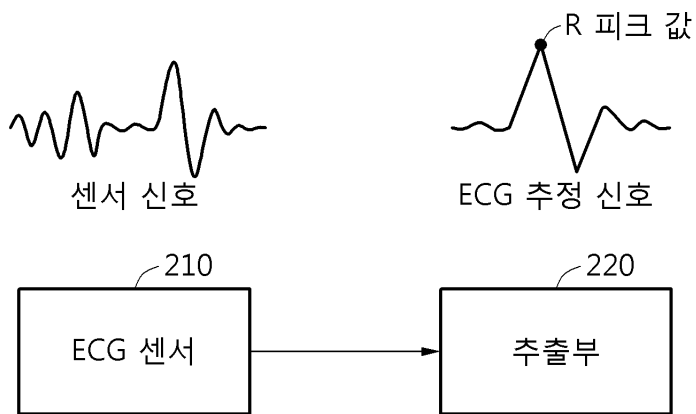
- [0041] 센서(1510)는 사용자로부터 센서 신호를 수집할 수 있다. 예컨대, 센서(1510)는 사용자의 ECG에 관한 센서 신호를 출력할 수 있다. 프로세서(1520)는 도 1 내지 도 14를 통하여 전술한 적어도 하나의 모듈들을 포함하거나, 도 1 내지 도 14를 통하여 전술한 적어도 하나의 방법을 수행할 수 있다. 프로세서(1520)는 어플리케이션을 실행하고, 전자 장치(1500)를 제어할 수 있다. 어플리케이션을 실행하기 위한 명령어들은 메모리(1530)에 저장될 수 있다. 전자 장치(1500)는 입출력 장치(도면 미 표시)를 통하여 외부 장치(예를 들어, 퍼스널 컴퓨터 또는 네트워크)에 연결되고, 데이터를 교환할 수 있다.
- [0042] 이상에서 설명된 실시예들은 하드웨어 구성요소, 소프트웨어 구성요소, 및/또는 하드웨어 구성요소 및 소프트웨어 구성요소의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시예들에서 설명된 장치, 방법 및 구성요소는, 예를 들어, 프로세서, 콘트롤러, ALU(Arithmetic Logic Unit), 디지털 신호 프로세서(digital signal processor), 마이크로컴퓨터, FPGA(Field Programmable Gate Array), PLU(Programmable Logic Unit), 마이크로프로세서, 또는 명령(instruction)을 실행하고 응답할 수 있는 다른 어떠한 장치와 같이, 하나 이상의 범용 컴퓨터 또는 특수 목적 컴퓨터를 이용하여 구현될 수 있다. 처리 장치는 운영 체제(OS) 및 상기 운영 체제 상에서 수행되는 하나 이상의 소프트웨어 애플리케이션을 수행할 수 있다. 또한, 처리 장치는 소프트웨어의 실행에 응답하여, 데이터를 접근, 저장, 조작, 처리 및 생성할 수도 있다. 이해의 편의를 위하여, 처리 장치는 하나가 사용되는 것으로 설명된 경우도 있지만, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는, 처리 장치가 복수 개의 처리 요소(processing element) 및/또는 복수 유형의 처리 요소를 포함할 수 있음을 알 수 있다. 예를 들어, 처리 장치는 복수 개의 프로세서 또는 하나의 프로세서 및 하나의 콘트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서(parallel processor)와 같은, 다른 처리 구성(processing configuration)도 가능하다.
- [0043] 소프트웨어는 컴퓨터 프로그램(computer program), 코드(code), 명령(instruction), 또는 이들 중 하나 이상의 조합을 포함할 수 있으며, 원하는 대로 동작하도록 처리 장치를 구성하거나 독립적으로 또는 결합적으로(collectively) 처리 장치를 명령할 수 있다. 소프트웨어 및/또는 데이터는, 처리 장치에 의하여 해석되거나 처리 장치에 명령 또는 데이터를 제공하기 위하여, 어떤 유형의 기계, 구성요소(component), 물리적 장치, 가상 장치(virtual equipment), 컴퓨터 저장 매체 또는 장치, 또는 전송되는 신호 파(signal wave)에 영구적으로, 또는 일시적으로 구체화(embodiment)될 수 있다. 소프트웨어는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어서, 분산된 방법으로 저장되거나 실행될 수도 있다. 소프트웨어 및 데이터는 하나 이상의 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 저장될 수 있다.
- [0044] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 실시예의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.
- [0045] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기를 기초로 다양한 기술적 수정 및 변형을 적용할 수 있다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

도면

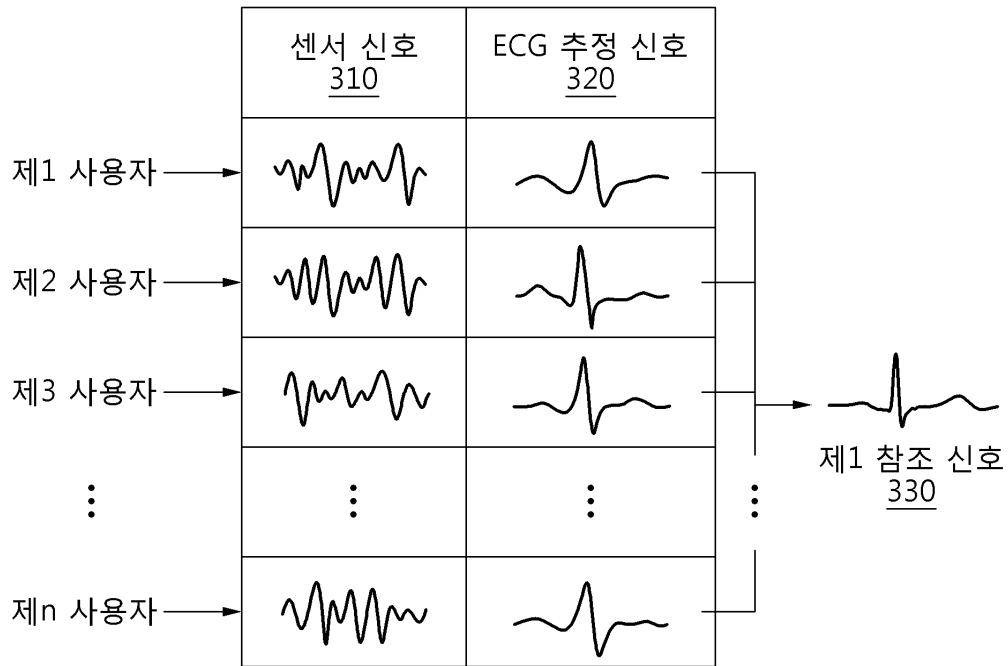
도면1



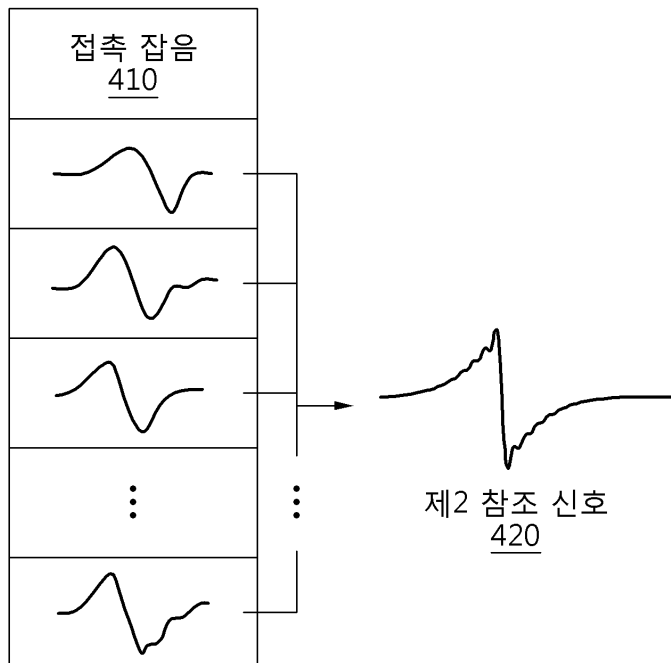
도면2



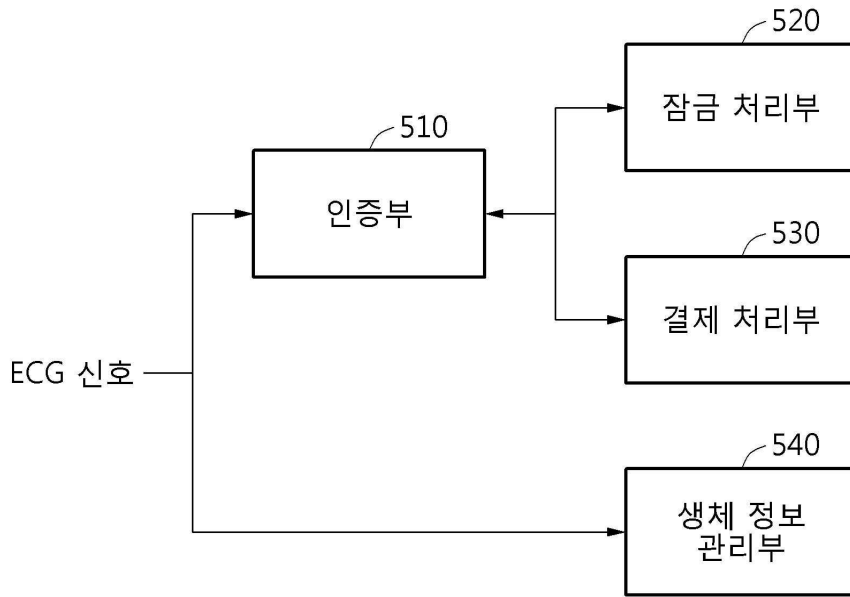
도면3



도면4



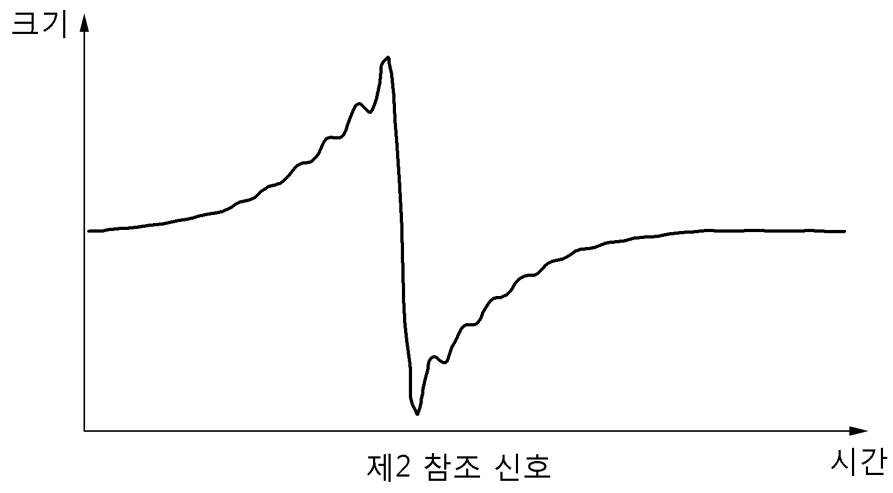
도면5



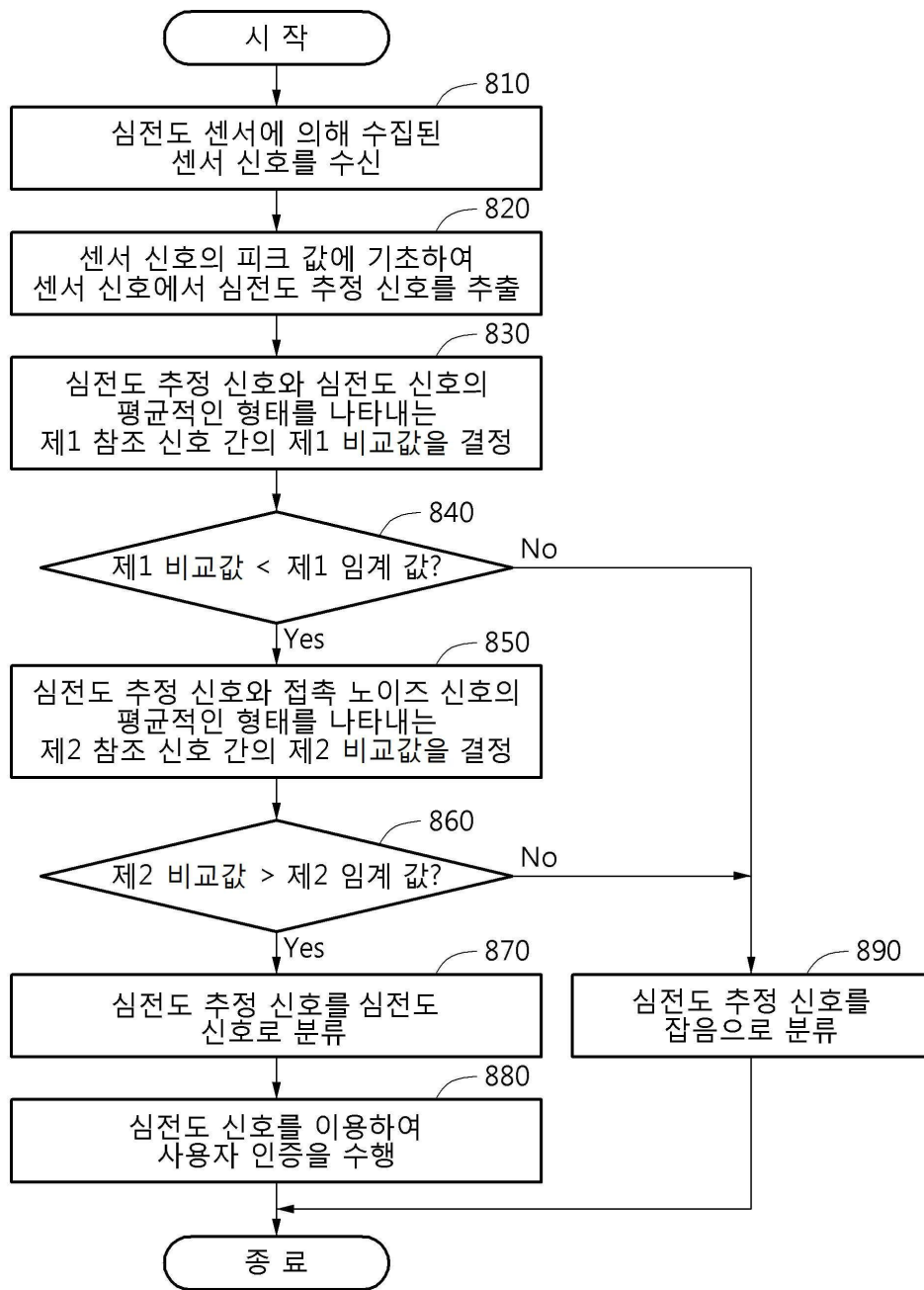
도면6



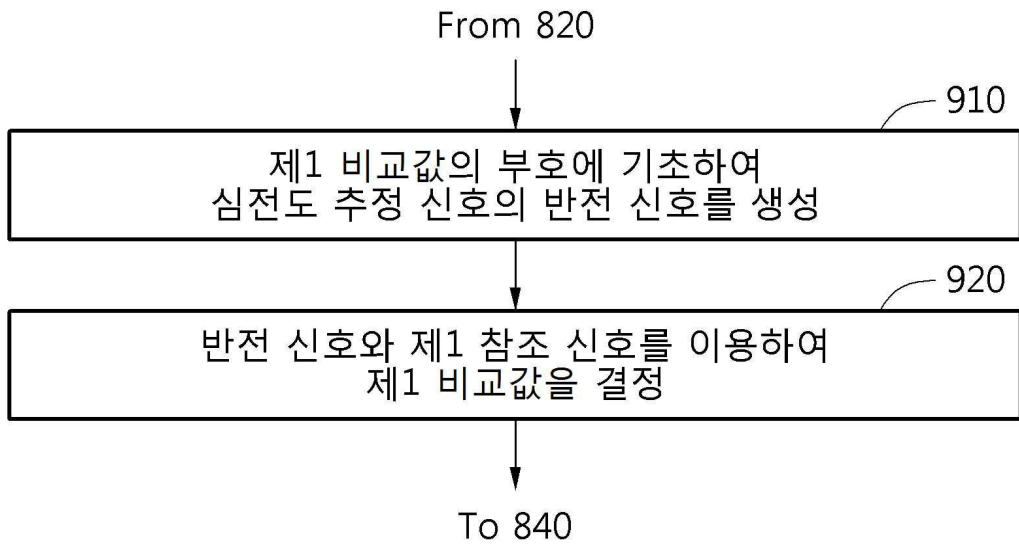
도면7



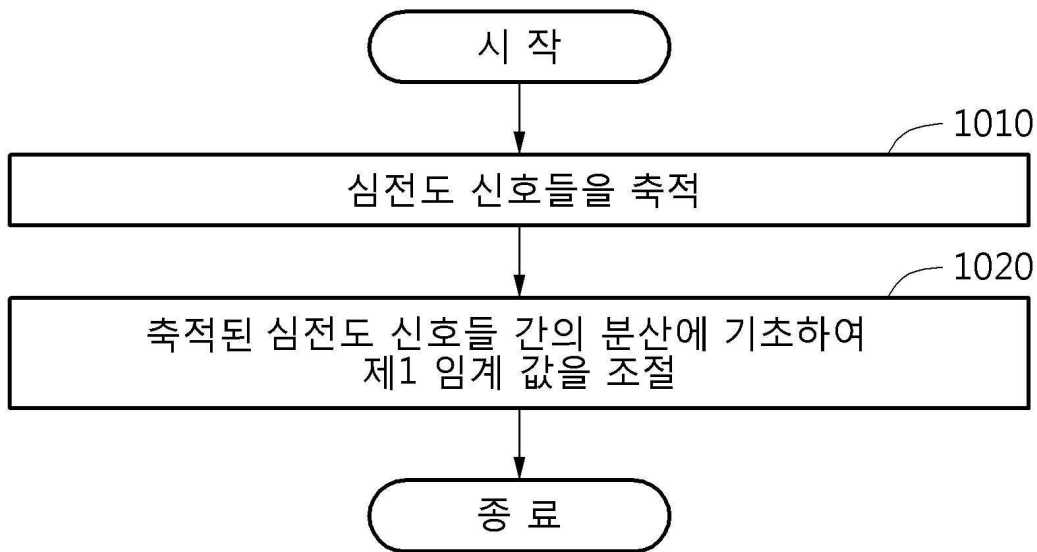
도면8



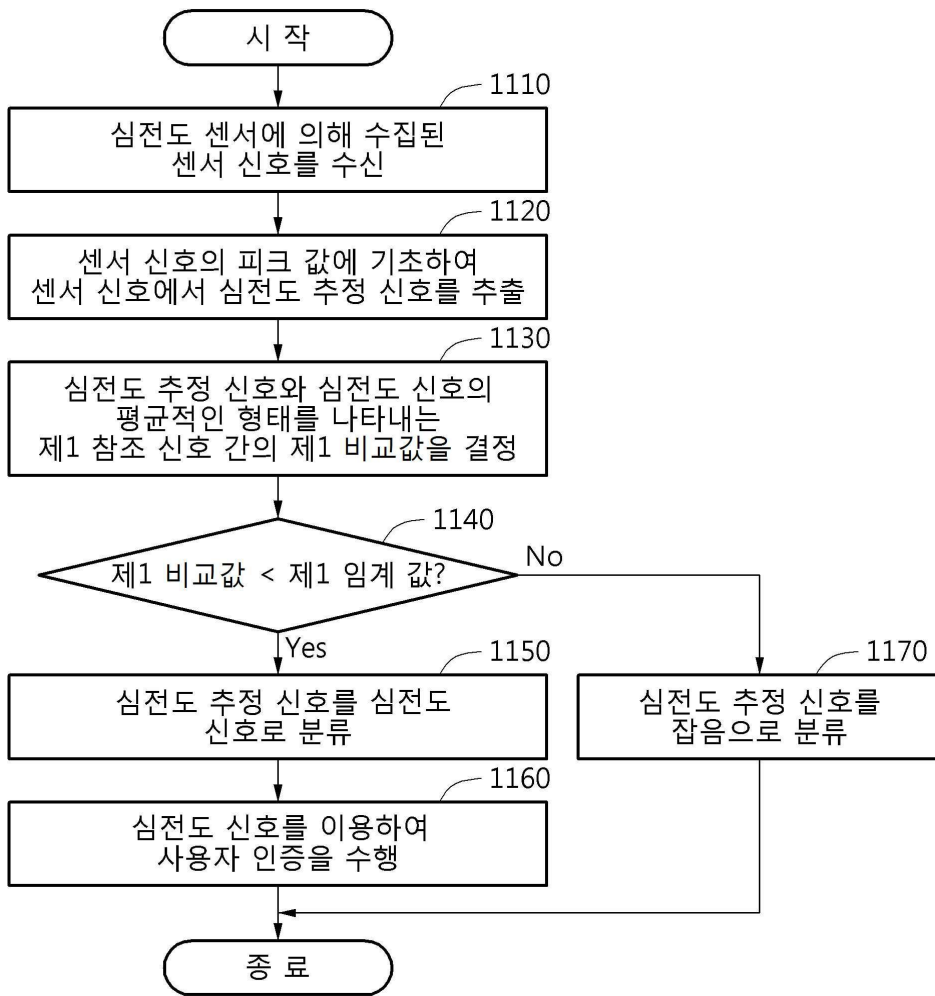
도면9



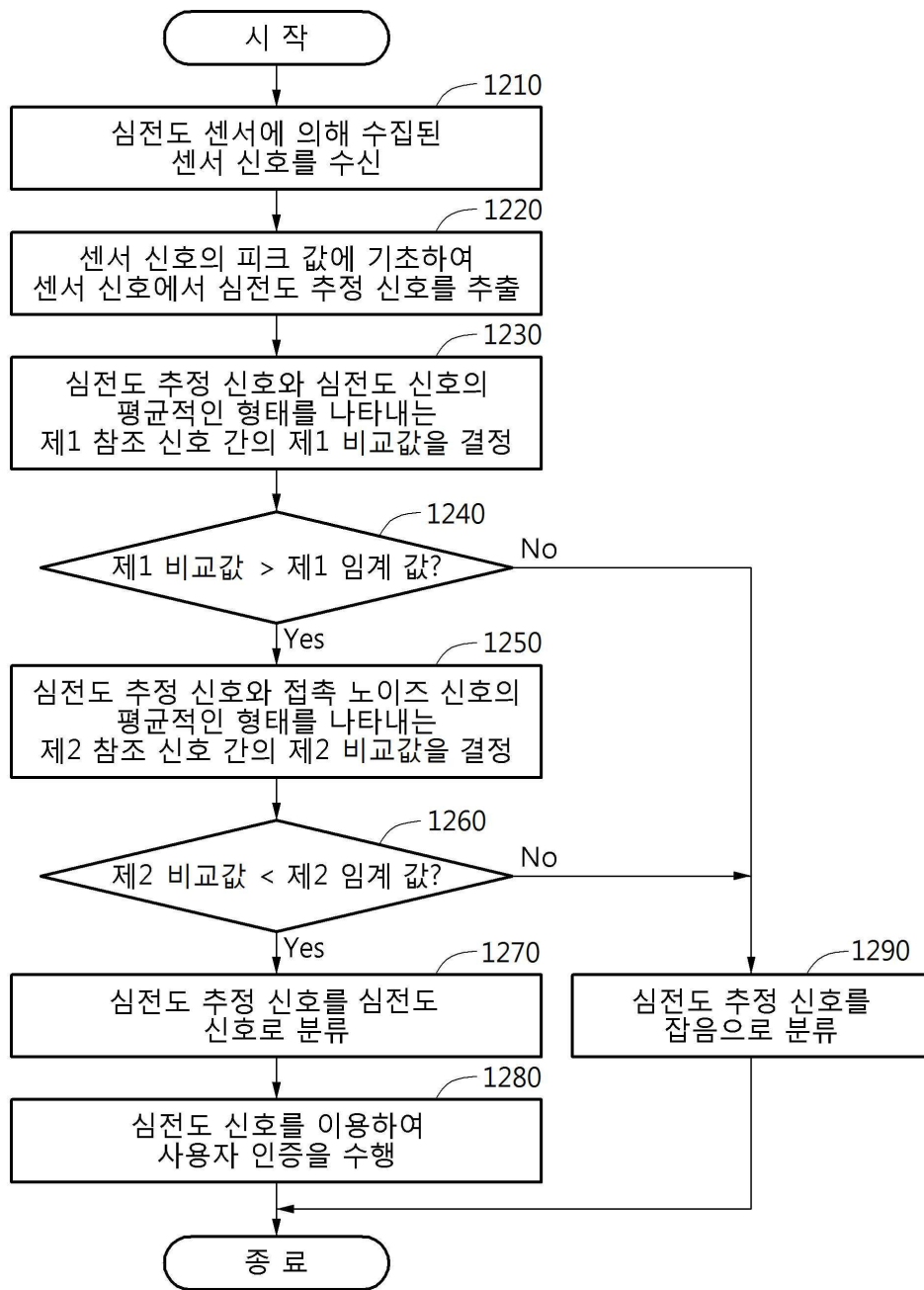
도면10



도면11



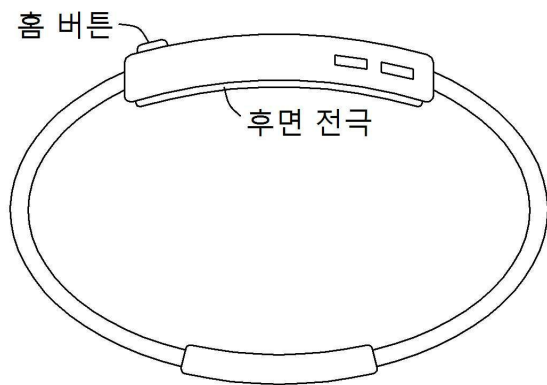
도면12



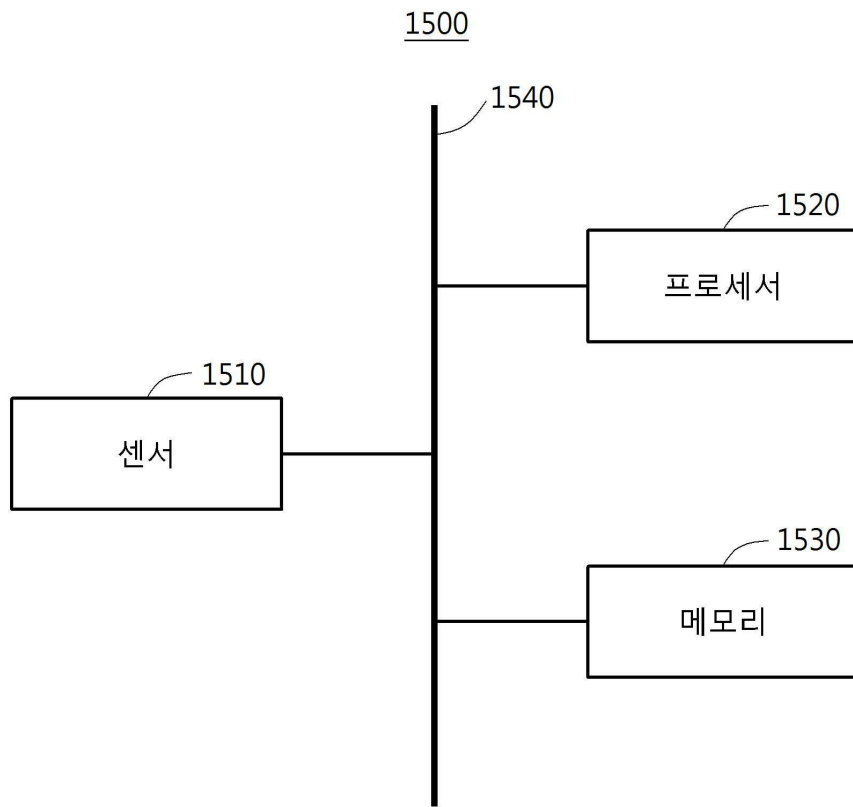
도면13



도면14



도면15



专利名称(译)	用于去除ECG传感器信号中的噪声的方法和设备		
公开(公告)号	KR1020170133668A	公开(公告)日	2017-12-06
申请号	KR1020160064725	申请日	2016-05-26
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子有限公司		
[标]发明人	YUN JIN HYUN 윤진현 BAE CHI SUNG 배치성 KIM SANG JOON 김상준		
发明人	윤진현 배치성 김상준		
IPC分类号	A61B5/0408 A61B5/00 A61B5/024 A61B5/046		
CPC分类号	A61B5/0408 A61B5/046 A61B5/02444 A61B5/7203 A61B5/04012 A61B5/117 A61B5/6898 A61B5/7264		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于消除心电图传感器信号中的噪声的方法和装置。根据实施例的降噪方法包括确定ECG估计信号和指示ECG信号的平均形状的参考信号之间的比较值，并将ECG信号分类为ECG信号或噪声。

