



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2018-0007563
(43) 공개일자 2018년01월23일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/05 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/0205 (2006.01) A61B 5/08 (2006.01)
A61B 5/11 (2006.01)

(52) CPC특허분류

A61B 5/05 (2013.01)
A61B 5/002 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2016-0088752

(22) 출원일자 2016년07월13일

심사청구일자 2016년07월13일

(71) 출원인

비아이에스웍스 주식회사

경기도 성남시 분당구 성남대로 165, 473(금곡동, 천사의도시1차)

(72) 발명자

차상희

경기도 성남시 분당구 성남대로171번길 17, 씨티밸리동 306호(금곡동)

(74) 대리인

특허법인충정

전체 청구항 수 : 총 16 항

(54) 발명의 명칭 비접촉 심박 측정 장치 및 그 방법

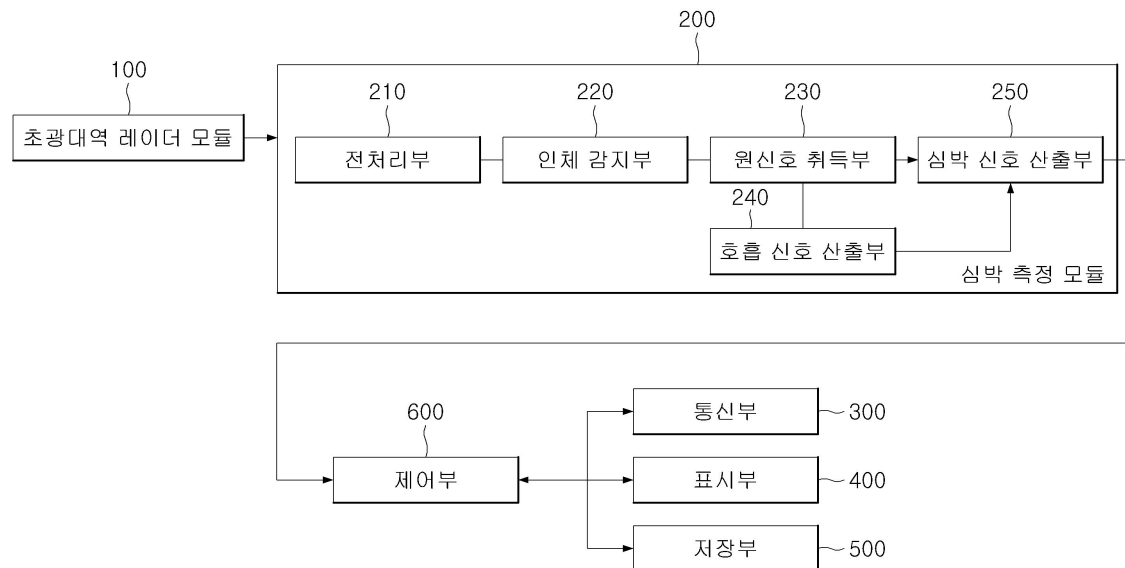
(57) 요약

본 발명은 비접촉 심박 측정 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

특히, 본 발명은 주파수 분석과 시간 분석을 융합한 비접촉 심박 측정 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

또한, 본 발명에 따르면, 일정 주기로 초광대역 펄스 신호를 생성하여 전송하고, 인체에서 반사된 초광대역 펄스 신호를 수신하여 원시 데이터를 생성하여 출력하는 초광대역 레이더 모듈; 및 상기 초광대역 레이더 모듈에서 출력되는 원시 데이터를 누적하여 인체 가슴 위치의 원신호를 취득하며, 상기 원신호에서 심박 신호를 취득한 후에 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격을 산출하여 최종 심박 간격을 산출하는 심박 측정 모듈을 포함하는 비접촉 심박 측정 장치 및 그 방법을 제공하여 정확한 심박 측정이 가능하다.

대표도



(52) CPC특허분류

A61B 5/0205 (2013.01)

A61B 5/0816 (2013.01)

A61B 5/1114 (2013.01)

A61B 5/7235 (2013.01)

A61B 5/7271 (2013.01)

A61B 2562/0228 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

일정 주기로 초광대역 펄스 신호를 생성하여 전송하고, 인체에서 반사된 초광대역 펄스 신호를 수신하여 원시 데이터를 생성하여 출력하는 초광대역 레이더 모듈; 및

상기 초광대역 레이더 모듈에서 출력되는 원시 데이터를 누적하여 인체 가슴 위치의 원신호를 취득하며, 상기 원신호에서 심박 신호를 취득한 후에 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격을 산출하여 최종 심박 간격을 산출하는 심박 측정 모듈을 포함하는 비접촉 심박 측정 장치.

청구항 2

청구항 1항에 있어서,

상기 심박 측정 모듈은

상기 원시 데이터에서 인체 위치를 파악하며, 파악된 인체 위치의 원시 데이터를 시간에 따라 누적하여 출력하는 인체 감지부;

상기 인체 감지부에서 누적하여 출력되는 원시 데이터에서 인체 가슴 위치의 신호를 원신호로 취득하여 출력하는 원신호 취득부;

상기 원신호에서 호흡 신호를 취득하는 호흡 신호 산출부; 및

상기 원신호에서 상기 호흡 신호를 감산하여 심박 신호를 취득하고, 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격을 산출하여 최종 심박 간격을 산출하는 심박 신호 산출부를 포함하는 비접촉 심박 측정 장치.

청구항 3

청구항 2항에 있어서,

상기 심박 측정 모듈은

상기 원시 데이터를 전처리하여 상기 인체 감지부로 출력하는 전처리부를 더 포함하는 비접촉 심박 측정 장치.

청구항 4

청구항 2항에 있어서,

상기 물체 감지부는 원시 데이터에서 거리와 신호 크기를 이용하여 인체를 감지하고 감지된 인체 위치를 파악하며, 해당 인체 근처의 원시 데이터를 시간 진행에 따라 누적하여 출력하는 것을 특징으로 하는 비접촉 심박 측정 장치.

청구항 5

청구항 2항에 있어서,

상기 심박 신호 산출부는

상기 원신호에서 호흡 신호를 감산하여 심박 신호를 취득하는 심박 신호 취득기;

상기 심박 신호를 고속 푸리에 변환하여 심박 주파수를 획득하고 이를 이용하여 주파수 도메인 기반 심박 간격을 산출하는 주파수 분석기;

상기 원신호에서 심박 신호 구간을 선택하여 심박간 시간 간격을 구하여 시간 도메인 기반 심박 간격을 산출하는 시계열 분석기;

상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격을 이용하여 최종 심박 간격을 산출하여

출력하는 융합기; 및

상기 최종 심박 간격을 이용하여 소실된 심박 신호를 복원하여 출력하는 소실 신호 복원기를 포함하는 비접촉 심박 측정 장치.

청구항 6

청구항 5항에 있어서,

상기 시계열 분석기는

상기 원신호에서 호흡이 없는 구간을 심박 신호 구간으로 선택하여 선택된 구간에서 심박 신호간의 다수의 시간 간격을 구한 후에, 일정 개수의 구간에 걸쳐 일정 비율 이상으로 합치율이 충족되면 그 심박간 시간 간격을 시간 도메인 심박 간격으로 채택하는 것을 특징으로 하는 비접촉 심박 측정 장치.

청구항 7

청구항 5항에 있어서,

상기 융합기는

상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격의 차이를 구하여, 그 차이가 일정 크기 이상이 되면 상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격에서 작은 신호를 최종 심박 간격으로 선택하는 것을 특징으로 하는 비접촉 심박 측정 장치.

청구항 8

청구항 5항에 있어서,

상기 융합기는 상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격의 차이가 일정 크기 이하가 되면 상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격의 각각에 대하여 실제 심박 간격과의 차이를 연속적으로 누적하여 누적된 차이값이 작은 신호를 최종 심박 간격으로 선택하는 것을 특징으로 하는 비접촉 심박 측정 장치.

청구항 9

청구항 1항에 있어서,

상기 심박 측정 모듈에서 산출한 심박 간격을 외부로 전송하는 통신부;

상기 심박 측정 모듈에서 산출한 심박 간격에 따른 심박수를 표시하는 표시부;

상기 심박 측정 모듈에서 산출한 심박 간격과 그에 따른 심박수를 저장하는 저장부; 및

상기 통신부, 표시부 및 저장부를 제어하는 제어부를 더 포함하는 비접촉 심박 측정 장치.

청구항 10

(A) 초광대역 레이더 모듈이 일정 주기로 초광대역 펄스 신호를 생성하여 전송하고, 인체에서 반사된 초광대역 펄스 신호를 수신하여 원시 데이터를 생성하여 출력하는 단계; 및

(B) 심박 측정 모듈이 상기 초광대역 레이더 모듈에서 출력되는 원시 데이터를 누적하여 인체 가슴 위치의 원신호를 취득하며, 상기 원신호에서 심박 신호를 취득한 후에 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격을 산출하여 최종 심박 간격을 산출하는 단계를 포함하는 비접촉 심박 측정 방법.

청구항 11

청구항 10항에 있어서,

상기 (B) 단계는

(B-1) 상기 심박 측정 모듈이 상기 원시 데이터에서 인체 위치를 파악하며, 파악된 인체 위치의 원시 데이터를 시간에 따라 누적하여 출력하는 단계;

(B-2) 상기 심박 측정 모듈이 누적하여 출력되는 원시 데이터에서 인체 가슴 위치의 신호를 원신호로 취득하여 출력하는 단계;

(B-3) 상기 심박 측정 모듈이 상기 원신호에서 호흡 신호를 취득하는 단계; 및

(B-4) 상기 심박 측정 모듈이 상기 원신호에서 상기 호흡 신호를 감산하여 심박 신호를 취득하고, 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격을 산출하여 최종 심박 간격을 산출하는 단계를 포함하는 비접촉 심박 측정 방법.

청구항 12

청구항 11항에 있어서,

상기 (B-4) 단계는

상기 심박 측정 모듈이 상기 원신호에서 호흡 신호를 감산하여 심박 신호를 취득하는 단계;

상기 심박 측정 모듈이 상기 심박 신호를 고속 푸리에 변환하여 심박 주파수를 획득하고 이를 이용하여 주파수 도메인 기반 심박 간격을 산출하는 단계;

상기 심박 측정 모듈이 상기 원신호에서 심박 신호 구간을 선택하여 심박간 시간 간격을 구하여 시간 도메인 기반 심박 간격을 산출하는 단계;

상기 심박 측정 모듈이 상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격을 이용하여 최종 심박 간격을 산출하여 출력하는 단계; 및

상기 심박 측정 모듈이 상기 최종 심박 간격을 이용하여 소실된 심박 신호를 복원하여 출력하는 단계를 포함하는 비접촉 심박 측정 방법.

청구항 13

청구항 12항에 있어서,

상기 시간 도메인 기반 심박 간격을 산출하는 단계는

상기 원신호에서 호흡이 없는 구간을 심박 신호 구간으로 선택하여 선택된 구간에서 심박 신호간의 다수의 시간 간격을 구한 후에, 일정 개수의 구간에 걸쳐 일정 비율 이상으로 합치율이 충족되면 그 심박간 시간 간격을 시간 도메인 심박 간격으로 채택하는 것을 특징으로 하는 비접촉 심박 측정 방법.

청구항 14

청구항 12항에 있어서,

상기 최종 심박 간격을 산출하는 단계는

상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격의 차이를 구하여, 그 차이가 일정 크기 이상이 되면 상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격에서 작은 신호를 최종 심박 간격으로 선택하는 것을 특징으로 하는 비접촉 심박 측정 방법.

청구항 15

청구항 12항에 있어서,

상기 최종 심박 간격을 산출하는 단계는

상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격의 차이가 일정 크기 이하가 되면 상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격의 각각에 대하여 실제 심박 간격과의 차이를 연속적으로 누적하여 누적된 차이값이 작은 신호를 최종 심박 간격으로 선택하는 것을 특징으로 하는 비접촉 심박 측정 방법.

청구항 16

청구항 10항에 있어서,

(C) 통신부가 상기 심박 측정 모듈에서 산출한 심박 간격을 외부로 전송하는 단계; 및

(D) 표시부가 상기 심박 측정 모듈에서 산출한 심박 간격에 따른 심박수를 표시하는 단계를 더 포함하는 비접촉 심박 측정 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 비접촉 심박 측정 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

[0002] 특히, 본 발명은 주파수 분석과 시간 분석을 융합한 비접촉 심박 측정 장치 및 그 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 혈류 신호는 의학적인 진단을 위한 기본적인 생체 신호 중의 하나이다. 혈류 관련 신호를 측정하기 위한 종래 기술로는 광학적 방식, 압력 방식, 초음파 방식 등이 소개되어 있으나, 대부분 그 목적을 의학적 활용에 두어, 구현이 복잡해지고 의료 이외의 목적으로의 일반인의 접근이 어렵다.

[0004] 이에 반해, 간단하게 혈류 변화만을 감지하여 측정할 수 있고, 일반인이 쉽게 활용할 수 있는 생체 신호로 심박수와 심박 간격이 있다.

[0005] 심박수는 심장이 뛰는 횟수로, 보통 1분간 심장이 뛰는 횟수인 분당 심박수를 줄여서 심박수라고 지칭하며, 심박 간격은 심장이 뛰는 시간 간격을 말한다.

[0006] 이와 같은 심박수 측정이나 심박 간격 측정은 스트레스, 체력, 심혈관계 등을 진단하는데 기초가 되는 가장 중요한 건강 정보로 여겨지고 있다.

[0007] 이러한 이유로 인해 병원이나 클리닉센터 등에서는 환자의 기초 건강상태를 파악하기 위해 심박수 측정을 기본적으로 실시하고 있다.

[0008] 종래에는 상의를 탈의한 후 가슴에 스트랩을 착용하고 스트랩에 구비된 심박수 측정센서를 가슴부위에 부착하여 심박수를 측정하는 방식이 일반화되어 있었다.

[0009] 그러나, 이러한 종래의 심박수 측정방식은 피검자가 상의를 탈의하여야 하므로 특히 여성들의 입장에서는 심리적 부담이 가중될 뿐만 아니라, 상기 스트랩이 가슴을 압박하기 때문에 착용감도 불량하여 심박수 측정에 있어서 여러 가지 불편한 점들이 있다.

[0010] 최근에는 이러한 불편함이 개선되도록 LED와 광 검출기를 이용하여 심장 박동과 관련되는 혈류량 신호를 검출하는 것으로 간단한 센서모듈을 신체의 일부분, 예를 들면, 손가락, 귀에 접촉하여 접촉점을 통해 혈류량 정보를 추출하는 광 혈류량 측정기(Photo Plethysmo Graphy; PPG)를 이용한 심박수 측정 장치가 널리 사용되고 있기는 하나, 이러한 광 혈류량 측정기는 약간의 움직임에도 큰 진폭의 동잡음을 야기하며, 이러한 동잡음은 혈류량 신호를 검출하는 과정에서 사용자의 몸 떨림과 작은 움직임 등에 의해 발생하는 노이즈 신호로서, 정확한 심혈관계의 정보를 얻기 위해서는 정상 시와 부하 시(운동 중)의 심박수를 모두 측정하여야 하는 점을

[0011] 감안할 때, 정확한 심박수를 측정하기에는 적합하지 않다.

[0012] 이와 같은 문제점을 해결하기 위하여 종래 기술로 한국공개특허 제2004-0027577호(발명의 명칭: 심장박동 무선 감지 시스템 및 그 방법)는 특정 주파수의 신호를 생성하는 발진기; 상기 발진기에서 생성된 신호의 전력을 분배하는 전력 분배기; 상기 전력 분배기에서 출력된 제1 신호를 환자의 흉부를 향해 방사하는 송신 안테나; 상기 환자의 흉부의 움직임에 의해 주파수가 천이되고 반사되어 돌아오는 신호를 수신하는 수신 안테나; 상기 수신 안테나를 통하여 수신된 RF 신호와 상기 전력 분배기에서 출력된 제2 신호의 주파수 성분을 합성하는 혼합기; 및 상기 혼합기에서 합성된 신호를 필터링하고 모니터에 표시되도록 디지털 신호로 변환하여 출력하는 베이스밴드부를 포함하는 심장박동 무선 감지 시스템을 제안하고 있다.

[0013] 하지만, 이와 같은 종래 기술은 심박 신호의 작은 크기에 의한 노이즈 영향과, 호흡 주파수와 호흡 주파수의 체배 성분에 의한 외란 그리고 측정자 신체의 아주 작은 움직임으로 인한 외란 등으로 정확한 측정이 어렵다는 문제점이 있었다.

[0014] 즉, UWB 레이더를 이용해 호흡 신호를 측정하는 것은 호흡 시의 폐의 움직임에 따른 가슴의 움직임을 측정하는

것이고 심박 신호를 측정하는 것은 심장 박동 시에 심장의 움직임에 따른 가슴의 움직임을 측정하는 것이다.

[0015] 이때, 호흡의 경우, 사람마다 차이는 있지만 대략 2 mm에서 10 mm 정도 가슴이 움직이고 심박의 경우 1mm 이하로 움직인다. 그래서 측정되는 신호의 크기도 심박 신호가 호흡 신호에 비해 10분 1 이하이다. 이런 작은 크기는 호흡과 같은 큰 신호와 노이즈가 심한 상황에서 심박 신호를 감지하기 힘들게 한다.

[0016] 또한, 호흡 신호는 심박 신호보다 10배 이상이 크다. 그래서 심박 신호는 호흡 신호에 많은 영향을 받는다. 호흡 신호와 심박 신호가 동시에 존재하는 레이더의 원본 신호에서, 호흡 신호를 완벽하게 제거할 수 없기 때문에 호흡 주파수 성분과 이들의 체배 성분이 표시가 된다. 체배 주파수의 신호가 더 큰 경우, 심박 신호의 주파수를 잘못 탐지할 수 있다.

[0017] 다음으로, 측정자의 움직이지 않은 상태에서 생체 신호를 취득하더라도 1mm 정도의 아주 작게 움직일 수 있다. 이런 경우 신호가 전체적으로 움직이게 된다.

[0018] 아주 천천히 움직이는 경우이지만 짧은 시간에 1mm 정도 움직이는 경우에도, 생체 신호에 큰 노이즈가 될 수 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0019] (특허문헌 0001) 한국공개특허 제2010-0062736호

(특허문헌 0002) 한국공개특허 제2011-0043993호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0020] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위하여 주파수 분석과 시간 분석을 융합한 비접촉 심박 측정 장치 및 그 방법을 제공하는 데 있다.

과제의 해결 수단

[0021] 본 발명의 일 측면은 일정 주기로 초광대역 펄스 신호를 생성하여 전송하고, 인체에서 반사된 초광대역 펄스 신호를 수신하여 원시 데이터를 생성하여 출력하는 초광대역 레이더 모듈; 및 상기 초광대역 레이더 모듈에서 출력되는 원시 데이터를 누적하여 인체 가슴 위치의 원신호를 취득하며, 상기 원신호에서 심박 신호를 취득한 후에 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격을 산출하여 최종 심박 간격을 산출하는 심박 측정 모듈을 포함한다.

[0022] 또한, 본 발명의 일 측면의 상기 심박 측정 모듈은 상기 원시 데이터에서 인체 위치를 파악하며, 파악된 인체 위치의 원시 데이터를 시간에 따라 누적하여 출력하는 인체 감지부; 상기 인체 감지부에서 누적하여 출력되는 원시 데이터에서 인체 가슴 위치의 신호를 원신호로 취득하여 출력하는 원신호 취득부; 상기 원신호에서 호흡 신호를 취득하는 호흡 신호 산출부; 및 상기 원신호에서 상기 호흡 신호를 감산하여 심박 신호를 취득하고, 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격을 산출하여 최종 심박 간격을 산출하는 심박 신호 산출부를 포함한다.

[0023] 또한, 본 발명의 일 측면의 상기 심박 측정 모듈은 상기 원시 데이터를 전처리하여 상기 인체 감지부로 출력하는 전처리부를 더 포함한다.

[0024] 또한, 본 발명의 일 측면의 상기 인체 감지부는 원시 데이터에서 거리와 신호 크기를 이용하여 인체를 감지하고 감지된 인체 위치를 파악하며, 해당 인체 근처의 원시 데이터를 시간 진행에 따라 누적하여 출력하는 것을 특징으로 한다.

[0025] 또한, 본 발명의 일 측면의 상기 심박 신호 산출부는 상기 원신호에서 호흡 신호를 감산하여 심박 신호를 취득하는 심박 신호 취득기; 상기 심박 신호를 고속 푸리에 변환하여 심박 주파수를 획득하고 이를 이용하여 주파수 도메인 기반 심박 간격을 산출하는 주파수 분석기; 상기 원신호에서 심박 신호 구간을 선택하여 심박간 시간 간

격을 구하여 시간 도메인 기반 심박 간격을 산출하는 시계열 분석기; 상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격을 이용하여 최종 심박 간격을 산출하여 출력하는 융합기; 및 상기 최종 심박 간격을 이용하여 소실된 심박 신호를 복원하여 출력하는 소실 신호 복원기를 포함한다.

[0026] 또한, 본 발명의 일 측면의 상기 시계열 분석기는 상기 원신호에서 호흡이 없는 구간을 심박 신호 구간으로 선택하여 선택된 구간에서 심박 신호간의 다수의 시간 간격을 구한 후에, 일정 개수의 구간에 걸쳐 일정 비율 이상으로 합치율이 충족되면 그 심박간 시간 간격을 시간 도메인 심박 간격으로 채택하는 것을 특징으로 한다.

[0027] 또한, 본 발명의 일 측면의 상기 융합기는 상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격의 차이를 구하여, 그 차이가 일정 크기 이상이 되면 상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격에서 작은 신호를 최종 심박 간격으로 선택하는 것을 특징으로 한다.

[0028] 또한, 본 발명의 일 측면의 상기 융합기는 상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격의 차이가 일정 크기 이하가 되면 상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격의 각각에 대하여 실제 심박 간격과의 차이를 연속적으로 누적하여 누적된 차이값이 작은 신호를 최종 심박 간격으로 선택하는 것을 특징으로 한다.

[0029] 또한, 본 발명의 일 측면은 상기 심박 측정 모듈에서 산출한 심박 간격을 외부로 전송하는 통신부; 상기 심박 측정 모듈에서 산출한 심박 간격에 따른 심박수를 표시하는 표시부; 상기 심박 측정 모듈에서 산출한 심박 간격과 그에 따른 심박수를 저장하는 저장부; 및 상기 통신부, 표시부 및 저장부를 제어하는 제어부를 더 포함한다.

[0030] 한편, 본 발명의 다른 측면은 (A) 초광대역 레이더 모듈이 일정 주기로 초광대역 펄스 신호를 생성하여 전송하고, 인체에서 반사된 초광대역 펄스 신호를 수신하여 원시 데이터를 생성하여 출력하는 단계; 및 (B) 심박 측정 모듈이 상기 초광대역 레이더 모듈에서 출력되는 원시 데이터를 누적하여 인체 가슴 위치의 원신호를 취득하며, 상기 원신호에서 심박 신호를 취득한 후에 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격을 산출하여 최종 심박 간격을 산출하는 단계를 포함한다.

[0031] 또한, 본 발명의 다른 측면의 상기 (B) 단계는 (B-1) 상기 심박 측정 모듈이 상기 원시 데이터에서 인체 위치를 파악하며, 파악된 인체 위치의 원시 데이터를 시간에 따라 누적하여 출력하는 단계; (B-2) 상기 심박 측정 모듈이 누적하여 출력되는 원시 데이터에서 인체 가슴 위치의 신호를 원신호로 취득하여 출력하는 단계; (B-3) 상기 심박 측정 모듈이 상기 원신호에서 호흡 신호를 취득하는 단계; 및 (B-4) 상기 심박 측정 모듈이 상기 원신호에서 상기 호흡 신호를 감산하여 심박 신호를 취득하고, 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격을 산출하여 최종 심박 간격을 산출하는 단계를 포함한다.

[0032] 또한, 본 발명의 다른 측면의 상기 (B-4) 단계는 상기 심박 측정 모듈이 상기 원신호에서 호흡 신호를 감산하여 심박 신호를 취득하는 단계; 상기 심박 측정 모듈이 상기 심박 신호를 고속 푸리에 변환하여 심박 주파수를 획득하고 이를 이용하여 주파수 도메인 기반 심박 간격을 산출하는 단계; 상기 심박 측정 모듈이 상기 원신호에서 심박 신호 구간을 선택하여 심박간 시간 간격을 구하여 시간 도메인 기반 심박 간격을 산출하는 단계; 상기 심박 측정 모듈이 상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격을 이용하여 최종 심박 간격을 산출하여 출력하는 단계; 및 상기 심박 측정 모듈이 상기 최종 심박 간격을 이용하여 소실된 심박 신호를 복원하여 출력하는 단계를 포함한다.

[0033] 또한, 본 발명의 다른 측면의 상기 시간 도메인 기반 심박 간격을 산출하는 단계는 상기 원신호에서 호흡이 없는 구간을 심박 신호 구간으로 선택하여 선택된 구간에서 심박 신호간의 다수의 시간 간격을 구한 후에, 일정 개수의 구간에 걸쳐 일정 비율 이상으로 합치율이 충족되면 그 심박간 시간 간격을 시간 도메인 심박 간격으로 채택하는 것을 특징으로 한다.

[0034] 또한, 본 발명의 다른 측면의 상기 최종 심박 간격을 산출하는 단계는 상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격의 차이를 구하여, 그 차이가 일정 크기 이상이 되면 상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격에서 작은 신호를 최종 심박 간격으로 선택하는 것을 특징으로 한다.

[0035] 또한, 본 발명의 다른 측면의 상기 최종 심박 간격을 산출하는 단계는 상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격의 차이가 일정 크기 이하가 되면 상기 주파수 도메인 기반 심박 간격과 상기 시간 도메인 기반 심박 간격의 각각에 대하여 실제 심박 간격과의 차이를 연속적으로 누적하여 누적된 차이값이 작은 신호를 최종 심박 간격으로 선택하는 것을 특징으로 한다.

[0036] 또한, 본 발명의 다른 측면은 (C) 통신부가 상기 심박 측정 모듈에서 산출한 심박 간격을 외부로 전송하는 단계; 및 (D) 표시부가 상기 심박 측정 모듈에서 산출한 심박 간격에 따른 심박수를 표시하는 단계를 더 포함한다.

발명의 효과

[0037] 본 발명에 따르면, 시계열 분석과 주파수 분석을 통해 얻은 두 심박간 시간 간격을 이용해 좀더 정확한 심박수와 심박 간격을 구할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0038] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 심박 측정 장치의 구성도이다.
 도 2는 도 1의 초광대역 레이더 모듈이 생성하는 초광대역 펄스 신호의 일예시도이다.
 도 3은 도 1의 초광대역 레이더 모듈에서 출력하는 원시 데이터의 일예시도이다.
 도 4는 도 3에서 신호 전처리를 통하여 노이즈가 제거된 신호를 나타내는 예시도이다.
 도 5는 도 1의 인체 감지부가 인체 근처의 원시 데이터를 시간 진행에 따라 누적하여 저장하는 상태를 보여주는 도면이다.
 도 6은 도 5의 저장되는 신호의 부분 확대도이다.
 도 7은 도 1의 호흡 신호 산출부가 산출한 호흡 신호의 일예시도이다.
 도 8은 도 1의 심박 신호 산출부의 상세 구성도이다.
 도 9는 도 8의 심박 신호 취득기가 취득한 심박 신호의 일예시도이다.
 도 10은 도 8의 주파수 분석기에 의해 고속 푸리에 변환된 신호를 나타내는 일예시도이다.
 도 11은 도 9의 시계열 분석기가 시계열 분석을 위해 선택 구간을 보여주는 도면이다.
 도 12는 도 9의 소실 신호 복원기가 소실 신호를 복원한 일예시도이다.
 도 13은 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 심박 측정 방법의 흐름도이다.
 도 14는 도 13의 최종 심박 간격 산출 과정과 소실 심박 신호 복원 과정을 설명하기 위한 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0039] 본 발명과 본 발명의 동작상의 이점 및 본 발명의 실시예에 의하여 달성되는 목적을 설명하기 위하여 이하에서는 본 발명의 바람직한 실시예를 예시하고 이를 참조하여 살펴본다.

[0040] 먼저, 본 출원에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시예를 설명하기 위해 사용된 것으로서, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니며, 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함할 수 있다. 또한 본 출원에서, "포함하다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서 상에 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.

[0041] 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명은 생략한다.

[0042] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 심박 측정 장치의 구성도이다.

[0043] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 심박 측정 장치는 초광대역 레이더 모듈(100), 심박 측정 모듈(200), 통신부(300), 표시부(400), 저장부(500) 및 제어부(600)를 포함한다.

[0044] 그리고, 심박 측정 모듈(200)은 전처리부(210), 인체 감지부(220), 원신호 취득부(230), 호흡신호 산출부(240) 및 심박 신호 산출부(250)를 포함하고 있다.

[0045] 상기 초광대역 레이더 모듈(100)은 펄스 생성기, 송신 안테나, 수신 안테나, 시간 지연기, 샘플러, 전증폭기 및

마이크로컨트롤러를 포함하고 있다.

- [0046] 이와 같은 초광대역 레이더 모듈(100)은 마이크로컨트롤러에서 신호를 받아 펄스 생성기에서 초광대역 펄스 신호를 생성해 송신 안테나를 통해 전송한다.
- [0047] 본 발명에서 초광대역 레이더 모듈(100)이 생성하는 초광대역 펄스 신호의 일예가 도 2에 도시되어 있으며, 90 내지 150Hz로 초광대역 펄스 신호를 생성하여 전송한다.
- [0048] 그리고, 초광대역 레이더 모듈(100)은 수신 안테나를 통하여 인체에서 반사된 신호를 수신하고, 전증폭기에서 수신된 신호를 증폭하고, 지연기에서 지연된 시간후에 수신된 신호에 대하여 샘플러에서 샘플링을 수행하여 원시 데이터를 생성하여 출력한다.
- [0049] 이때, 초광대역 레이더 모듈(100)에서 출력되는 원시 데이터가 도 3에 도시되어 있는데, X축은 시간을 나타내고(단위는 ps), Y축은 신호의 크기(단위는 전압의 단위인 V)를 나타낸다.
- [0050] 여기에서, 초광대역 레이더 모듈(100)이 초광대역 펄스 신호가 50cm를 진행한 후에 수신신호를 샘플링 처리하도록 시간 지연을 설정하고 있기 때문에 시간상 시작점(도 3에서 0)은 거리상 50cm로 볼 수 있으며, 샘플 횟수가 거리로 1m 당 256회 수행되도록 하고 있어 512 샘플 횟수는 2m의 거리를 나타내는 것으로 볼 수 있다.
- [0051] 다음으로, 심박 측정 모듈(200)은 원시 데이터에서 인체 위치를 파악하며, 파악된 인체 위치의 원시 데이터를 시간에 따라 누적하여 인체 위치에서 누적된 원시 데이터(원신호)를 이용하여 주파수 도메인 심박 신호와 시간 도메인 심박 신호를 구하여 이중 하나를 최종 심박 신호로 한다.
- [0052] 이러한 심박 측정 모듈(200)은 원시 데이터에서 거리와 신호 크기를 이용하여 인체를 감지하고 감지된 인체 위치를 파악하며, 해당 인체 근처의 원시 데이터를 시간 진행에 따라 누적하며, 거리를 기준으로 최대값을 원신호로 선택하고, 선택된 원신호에서 호흡신호를 산출하여 호흡수를 구하고, 심박 신호를 산출하여 주파수 도메인 심박 간격과 시간 도메인 심박 간격을 구하여 이중에서 하나를 최종 심박 간격으로 한다.
- [0053] 또한, 심박 측정 모듈(200)은 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격으로부터 어느 하나를 선택하여 최종 심박 간격으로 한 후에 탄력 매칭(Elastic Matching) 기법을 적용하여 소실된 심박 신호를 복원하여 출력한다.
- [0054] 이와 같은 심박 측정 모듈(200)에 있어서, 전처리부(210)는 초광대역 레이더 모듈(100)에서 출력되는 원시 데이터를 전처리하여 노이즈를 제거한다.
- [0055] 상기 초광대역 레이더 모듈(100)에서 출력되는 신호에는 전원 노이즈, 열 노이즈 등을 많이 포함하고 있어 전처리부(200)는 5~10GHz 대역을 갖는 대역통과필터를 사용하여 노이즈를 제거하며, 이때 생성된 신호가 도 4에 도시되어 있다.
- [0056] 그리고, 심박 측정 모듈(200)에서 인체 감지부(220)는 전처리가 수행된 원시 데이터에 대하여 노이즈가 제거된 상태에서 거리와 신호 크기에 근거하여 인체를 감지하고 감지된 인체의 위치를 파악한다.
- [0057] 즉, 위에서 설명한 바와 같이 256 샘플 횟수가 1m 정도를 나타내고 512 샘플 횟수가 2m 정도를 나타내는 바, 인체 감지부(220)는 200 샘플 횟수와 400 샘플 횟수 사이에 일정 크기 이상의 신호가 검출되면 해당 거리에 인체가 존재하는 것으로 판단하며 가장 큰 신호가 검출되는 위치에 인체가 위치하는 것으로 판단한다.
- [0058] 이와 같이 인체 감지부(220)는 인체가 감지되고, 그 위치가 파악되면 인체 근처의 원시 데이터를 시간 진행에 따라 누적하여 저장한다. 이때, 저장되는 신호가 도 5에 도시되어 있으며, 도 6은 부분 확대도이다.
- [0059] 다음으로, 심박 측정 모듈(200)의 원신호 취득부(230)는 인체 근처의 누적된 원시 데이터에서 거리를 기준으로(샘플 횟수를 기준으로라는 표현과 동일하다) 가장 큰 크기의 신호를 원신호로 취득한다. 이처럼 원신호 취득부(230)에서 취득한 원신호는 호흡 신호, 심박 신호 그리고 노이즈가 합쳐진 신호이다.
- [0060] 이에 따라, 호흡 신호 산출부(240)는 0.4 내지 0.8Hz의 대역을 갖는 대역 통과 필터 또는 이동 평균 윈도우(MAW : Moving Averaging Window)를 이용하여 도 7에 도시된 호흡 신호를 취득하며, 취득된 호흡 신호를 고속 푸리에 변환을 수행하여 호흡 신호의 호흡 주파수를 획득하여 분당 호흡수를 측정하고, 그에 따른 호흡 간격을 측정한다.
- [0061] 한편, 심박 신호 산출부(250)는 원신호 취득부(230)에서 출력되는 원신호에서 호흡 신호 산출부(240)가 산출한 호흡 신호를 제거하여 심박 신호를 형성한 후에 이를 고속 푸리에 변환하여 심박 주파수를 구한 후에 이를 근거

로 주파수 도메인 기반 심박 간격을 구하며, 심박 신호에서 심박 신호 구간에서 최대값 간격을 이용하여 시간 도메인 기반 심박 간격을 구한 후에 최종 심박 신호를 구하여 출력한다.

- [0062] 이와 관련하여 도 8은 도 1의 심박 신호 산출부의 구성도이다.
- [0063] 도 8을 참조하면, 도 1의 심박 신호 산출부는 심박 신호 취득기(251), 대역 통과 필터(252), 주파수 분석기(253), 시계열 분석기(254), 융합기(255) 및 소실 신호 복원기(256)를 포함한다.
- [0064] 상기 심박 신호 취득기(251)는 원신호에서 호흡 신호 산출부(240)가 산출한 호흡 신호를 제거하여 심박 신호를 생성한다.
- [0065] 이와 같이 심박 신호 취득기(251)에서 산출한 심박 신호가 도 9에 도시되어 있는데 큰 신호인 호흡 신호가 사라지고 심박 신호만 남아있다.
- [0066] 상기 대역 통과 필터(252)는 0.3 내지 0.8Hz의 대역폭을 가지고 있으며 이를 통하여 심박 신호에서 노이즈를 제거할 수 있다.
- [0067] 다음으로, 주파수 분석기(253)는 상기 심박 신호를 고속 푸리에 변환하여 심박 주파수를 구하여 주파수 도메인 기반 심박 수를 알아내고 이를 근거로 심박 간격을 알아낸다. 이때, 주파수 분석기(253)에 의해 고속 푸리에 변환된 신호가 도 10에 도시되어 있는데 가장 큰 신호가 심박 주파수이다.
- [0068] 그리고, 시계열 분석기(254)는 원신호에서 호흡이 없는 구간을 선택하여 선택된 구간에서 심박 신호간의 시간 간격을 구한다. 이때, 원신호에서 선택된 구간을 보여주는 도면이 도 11에 도시되어 있는데 분홍색 구간이 선택된 구간이다.
- [0069] 이때, 시계열 분석기(254)는 선택된 구간에서 심박 신호간의 시간 간격이 여러개 나타날 수 있는데, 도 11를 참조하면, T11, T12등이 있을 수 있다. 물론, 다음 구간에서도 동일하게 나타나는데 이는 T21, T22등으로 구별할 수 있다.
- [0070] 이런 방식으로 시계열 분석기(254)는 여러 구간에 걸쳐 여러개의 심박 신호간의 시간 간격을 구할 수 있으며, 일정 개수의 구간에 걸쳐 일정 비율 이상으로 합치율이 충족되면 그 심박 신호간의 시간 간격을 시간 도메인 심박 간격으로 채택한다.
- [0071] 일례로, 시계열 분석기(254)는 첫번째 구간의 첫번째 심박 간격 T11을 선택하여 이후에 측정된 심박 신호간의 시간 간격과 $\pm 20\%$ 내에서(여기에서 20%는 일례이며 조정가능하다) 일치하는지를 판단하여 일치하는 개수가 대비 대상이 되는 심박 신호간의 시간 간격의 총수 대비 일정 개수가 되면(일례로 80%정도이며, 여기에서 80%는 하나의 예로 조정가능하다) 이를 시간 도메인 심박 간격으로 채택한다.
- [0072] 한편, 융합기(255)는 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 신호로부터 어느 하나를 선택하여 최종 심박 간격으로 한 후에 소실 신호 복원기(256)는 탄력 매칭(Elastic Matching) 기법을 적용하여 소실된 심박 신호를 복원하여 출력한다.
- [0073] 이를 좀더 상세히 살펴보면, 융합기(255)는 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격의 차이를 구하여, 그 차이가 일정 크기 이상이 되면 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격에서 작은 신호를 최종 심박 간격으로 선택한다.
- [0074] 이때, 일정 크기 이상의 기준은 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격 중에서 작은 신호를 기준으로 일례로 20%로 정할 수 있다. 여기에서, 20%는 일례이며 조정가능하다.
- [0075] 이와 달리 융합기(255)는 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 신호의 차이를 구하여, 그 차이가 일정 크기 이하가 되면 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격의 각각에 대하여 실제 심박 간격과의 차이를 연속적으로 누적하여 누적된 차이값이 작은 신호를 최종 심박 간격으로 선택한다.
- [0076] 이를 도 11을 참조하며, 주파수 도메인 기반 심박 신호가 Tf라고 하면 $T11-Tf=Df11$, $T12-Tf=Df12$, $T21-Tf=Df21$ 및 $T22-Tf=Df22$ 라고 하고, 시간 도메인 기반 심박 신호가 Ts라고 하면 $T11-Ts=Ds11$, $T12-Ts=Ds12$, $T21-Ts=Ds21$ 및 $T22-Ts=Ds22$ 라고 할때, $Df11+Df12+Df21+Df22$ 와 $Ds12+Ds21+Ds22$ 를 비교하여 작은 값을 갖는 심박 간격을 최종 심박 간격으로 선택한다. 여기에서는 일례로 T11~T22를 대상으로 하였지만 이보다 더 대상을 넓힐 수 있다. 즉, 비교 대상 심박 간격의 개수를 더 크게 할 수 있다.
- [0077] 이처럼 최종 심박 간격이 선택되면, 심박 신호가 나타나지 않는 구간에서도 심박 신호를 인위적으로 설정할 수

있다.

- [0078] 즉, 도 12에 도시된 바와 같이 호홉 신호가 있는 구간 A와 B 구간에서 심박 신호가 나타나지 않았지만, 소실 신호 복원기(256)은 이에 인위적으로 도시된 바와 같이 최종 심박 신호 Tfinal을 사용하여 심박 신호를 복원할 수 있다.
- [0079] 이러한 최종 심박 신호 Tfinal을 사용하여 심박 신호를 복원하는데 있어서 실제 심박 신호와 Tfinal을 사용하여 가상적으로 설정하는 심박 신호가 일치하지 않는 경우에는 실제 심박신호를 우선 순위를 두어 고려한다. 즉, 실제 심박 신호에서부터 다시 Tfinal을 적용한다.
- [0080] 한편, 도 1에 있어서 통신부(300)는 이와 같이 심박 측정 모듈(200)에서 측정된 호홉수와 호홉 간격 그리고 최종 심박수와 심박 간격을 외부 장치로 전송한다. 물론, 통신부(300)는 복원된 심박 신호도 전송한다.
- [0081] 그리고, 표시부(400)는 심박 측정 모듈(200)에서 측정된 심박 수를 표시하여 사용자가 측정된 심박수를 알 수 있도록 한다.
- [0082] 상기 저장부(500)는 심박 측정 모듈(200)에서 측정된 호홉수와 호홉 간격 그리고 최종 심박수와 심박 간격을 저장한다. 물론, 저장부(500)는 복원된 심박 신호도 저장한다.
- [0083] 다음으로, 제어부(600)는 상기 통신부(300)와 표시부(400) 그리고 저장부(500)를 제어하여 이와 같은 동작이 수행되도록 한다.
- [0084] 도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 비접촉 심박 측정 방법의 흐름도이다.
- [0085] 도 13을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 비접촉 심박 측정 방법은 먼저 초광대역 레이더 모듈의 마이크로 컨트롤러에서 신호를 받아 펄스 생성기에서 초광대역 펄스 신호를 생성해 송신 안테나를 통해 전송하여, 인체에서 반사되어 되돌아오는 초광대역 레이더 신호를 수신 안테나로 수신한다(S100).
- [0086] 상기 초광대역 레이더 모듈이 생성하는 초광대역 펄스 신호는 90 내지 150Hz로 전송한다.
- [0087] 그리고, 초광대역 레이더 모듈은 수신 안테나를 통하여 인체에서 반사된 신호를 수신하고, 증폭기에서 수신된 신호를 증폭하고, 지연기에서 지연된 시간후에 수신된 신호에 대하여 샘플러에서 샘플링을 수행하여 원시 데이터를 생성하여 출력한다.
- [0088] 다음으로, 심박 측정 모듈에 있어서, 전처리부는 초광대역 레이더 모듈에서 출력되는 원시 데이터를 전처리하여 노이즈를 제거한다(S110).
- [0089] 상기 초광대역 레이더 모듈에서 출력되는 신호에는 전원 노이즈, 열 노이즈 등을 많이 포함하고 있어 전처리부는 5~10GHz 대역을 갖는 대역통과필터를 사용하여 노이즈를 제거한다.
- [0090] 그리고, 심박 측정 모듈에서 인체 감지부는 전처리가 수행된 원시 데이터에 대하여 노이즈가 제거된 상태에서 거리와 신호 크기에 근거하여 인체를 감지하고 감지된 인체의 위치를 파악한다(S120).
- [0091] 이와 같이 인체 감지부는 인체가 감지되고, 그 위치가 파악되면 인체 근처의 원시 데이터를 시간 진행에 따라 누적하여 저장한다.
- [0092] 다음으로, 심박 측정 모듈의 원신호 취득부는 인체 근처의 누적된 원시 데이터에서 거리를 기준으로(샘플 횟수를 기준으로라는 표현과 동일하다) 가장 큰 크기의 신호를 원신호로 취득한다(S130). 이처럼 원신호 취득부에서 취득한 원신호는 호홉 신호, 심박 신호 그리고 노이즈가 합쳐진 신호이다.
- [0093] 이에 따라, 호홉 신호 산출부는 0.4 내지 0.8Hz의 대역을 갖는 대역 통과 필터 또는 이동 평균 윈도우(MAW : Moving Averaging Window)를 이용하여 호홉 신호를 취득하며, 취득된 호홉 신호를 고속 푸리에 변환을 수행하여 호홉 신호의 호홉 주파수를 획득하여 분당 호홉수를 측정하고, 그에 따른 호홉 간격을 측정한다(S140).
- [0094] 한편, 심박 신호 산출부는 원신호 취득부에서 출력되는 원신호에서 호홉 신호 산출부가 산출한 호홉 신호를 제거하여 심박 신호를 형성한 후에(S150) 이를 고속 푸리에 변환하여 심박 주파수를 구한 후에 이를 근거로 주파수 도메인 기반 심박 간격을 구하며(S160), 심박 신호에서 심박 신호 구간에서 최대값 간격을 이용하여 시간 도메인 기반 심박 간격을 구한 후에(S170) 최종 심박 간격을 구하여 출력하며(S180), 최종 심박 간격을 이용하여 소실된 신호를 복원하여 출력한다(S190).
- [0095] 이를 좀더 상세히 살펴보면 다음과 같다.

- [0096] 도 14는 도 13의 최종 심박 간격 산출 과정과 소실 심박 신호 복원 과정을 설명하기 위한 흐름도이다.
- [0097] 상기 심박 신호 산출부는 원신호에서 호흡 신호 산출부가 산출한 호흡 신호를 제거하여 심박 신호를 생성한다(S210).
- [0098] 이와 같이 심박 신호 산출부에서 산출한 심박 신호는 큰 신호인 호흡 신호가 사라지고 심박 신호만 남아있다.
- [0099] 이때, 심박 신호 산출부는 0.3 내지 0.8Hz의 대역폭을 가지고 있는 대역 통가 필터를 사용하여 심박 신호에서 노이즈를 제거할 수 있다(S220).
- [0100] 다음으로, 심박 신호 산출부는 상기 심박 신호를 고속 푸리에 변환하여 심박 주파수를 구하여(S230) 주파수 도메인 기반 심박 수를 알아내고 이를 근거로 심박 간격(T_f)을 알아낸다(S240).
- [0101] 그리고, 심박 신호 산출부는 원신호에서 호흡이 없는 구간을 선택하여 선택된 구간에서 심박 신호간의 시간 간격(T_s)을 구한다(S250).
- [0102] 이때, 심박 신호 산출부는 선택된 구간에서 심박 신호간의 시간 간격이 여러개 나타날 수 있다.
- [0103] 이런 방식으로 심박 신호 산출부는 여러 구간에 걸쳐 여러개의 심박 신호간의 시간 간격을 구할 수 있으며, 일정 개수의 구간에 걸쳐 일정 비율 이상으로 합치율이 충족되면 그 심박 신호간의 시간 간격을 시간 도메인 심박 간격으로 채택한다.
- [0104] 한편, 심박 신호 산출부는 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격의 차이(D)를 구하여(S260), 그 차이가 일정 크기 이상이 되면(S270) 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격에서 작은 신호(T_{min})를 최종 심박 간격으로 선택한다(S280).
- [0105] 이때, 일정 크기 이상의 기준은 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격 중에서 작은 신호(T_{min})를 기준으로 일예로 20%로 정할 수 있다. 여기에서, 20%는 일예이며 조정가능하다.
- [0106] 이와 달리 심박 신호 산출부는 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격의 차이가 일정 크기 이하가 되면 주파수 도메인 기반 심박 간격과 시간 도메인 기반 심박 간격의 각각에 대하여 실제 심박 간격과의 차이를 연속적으로 누적하여(S290) 누적된 차이값이 작은 신호를 최종 심박 간격으로 선택한다(S300).
- [0107] 이처럼 최종 심박 간격이 선택되면, 심박 신호 산출기는 심박 신호가 나타나지 않는 구간에서도 심박 신호를 인위적으로 설정하여 소실 신호를 복원한다(S310).
- [0108] 즉, 호흡 신호가 있는 구간이나, 신호가 감쇠된 구간에서 심박 신호가 명확하게 나타나지 않으면, 최종 심박 신호 T_{final} 을 사용하여 심박 신호를 복원할 수 있다.
- [0109] 이러한 최종 심박 신호 T_{final} 을 사용하여 심박 신호를 복원하는데 있어서 실제 심박 신호와 T_{final} 을 사용하여 가상적으로 설정하는 심박 신호가 일치하지 않는 경우에는 실제 심박신호를 우선 순위를 두어 고려한다. 즉, 실제 심박 신호에서부터 다시 T_{final} 을 적용한다. 이러한 기법을 탄력 매칭(Elastic matching) 기법이라고 불릴 수 있다.
- [0110] 한편, 통신부는 이와 같이 심박 측정 모듈에서 측정된 호흡수와 호흡 간격 그리고 최종 심박수와 심박 간격을 외부 장치로 전송한다. 물론, 통신부는 복원된 심박 신호도 전송한다.
- [0111] 그리고, 표시부는 심박 측정 모듈에서 측정된 심박 수를 표시하여 사용자가 측정된 심박수를 알 수 있도록 한다.
- [0112] 상기 저장부는 심박 측정 모듈에서 측정된 호흡수와 호흡 간격 그리고 최종 심박수와 심박 간격을 저장한다. 물론, 저장부는 복원된 심박 신호도 저장한다(S320).
- [0113] 본 발명에 따르면, 시계열 분석과 주파수 분석을 통해 얻은 두 심박간 시간 간격을 이용해 좀더 정확한 심박수와 심박 간격을 구할 수 있다.
- [0114] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서 본 발명에 기재된 실시예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상이 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의해서 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에

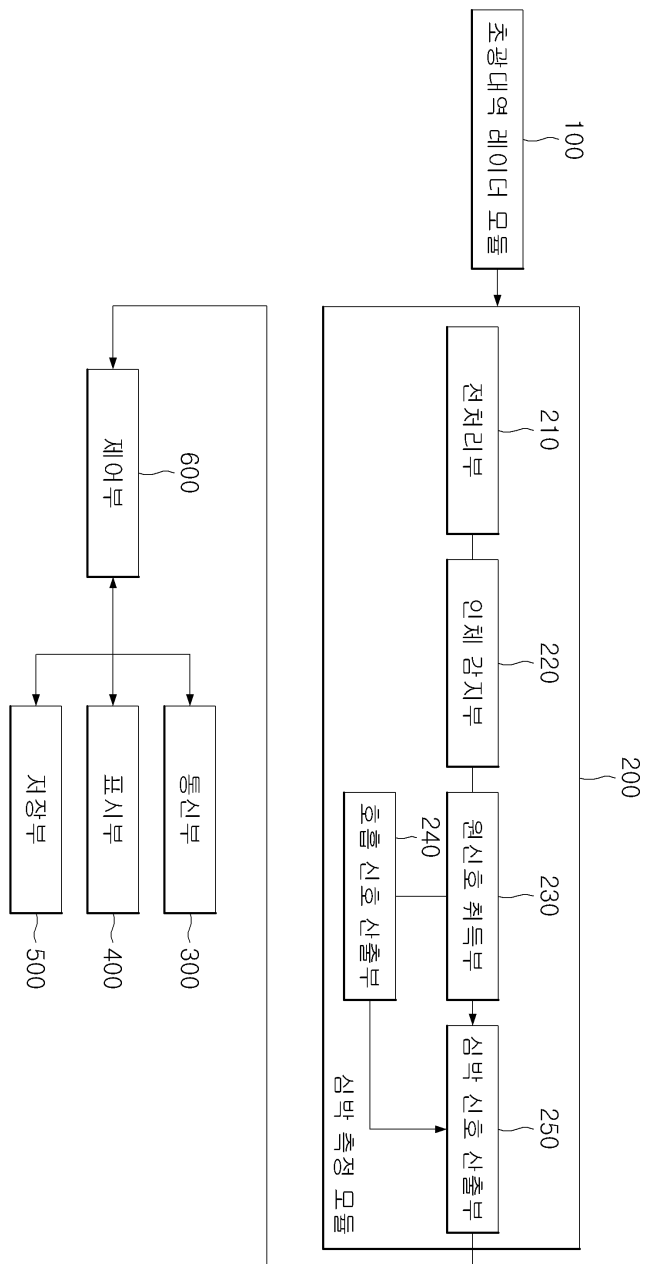
포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

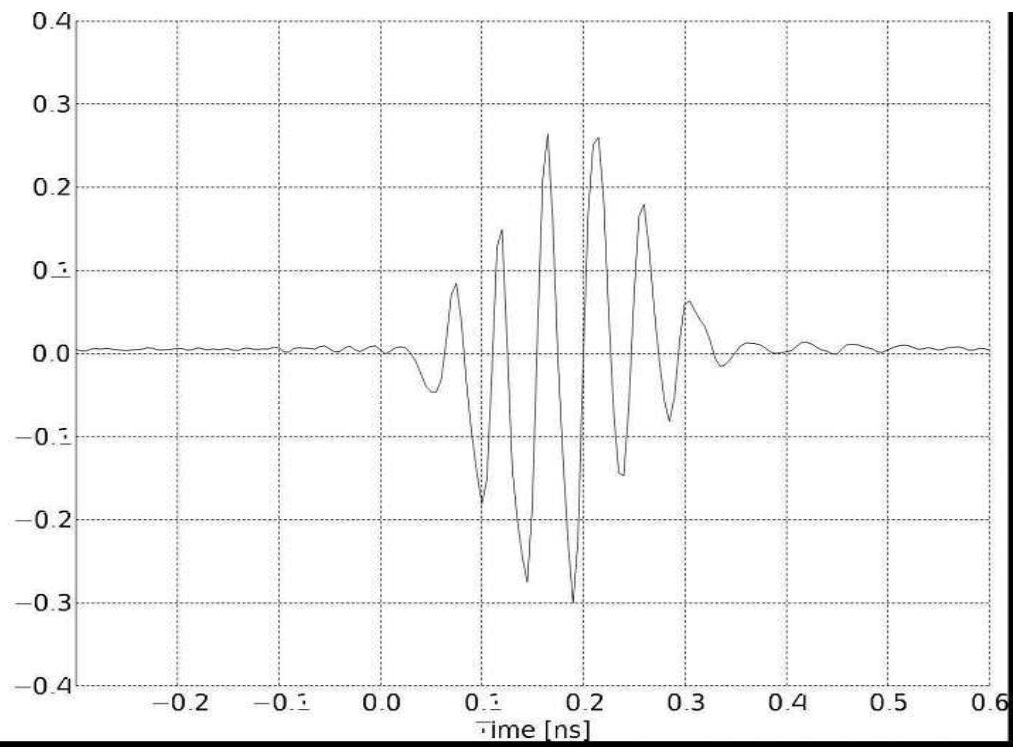
[0115]	100 : 초광대역 레이더 모듈	200 : 심박 측정 모듈
	210 : 전처리부	220 : 인체 감지부
	230 : 원신호 취득부	240 : 호흡 신호 산출부
	250 : 심박 신호 산출부	251 : 심박 신호 취득기
	252 : 대역통과필터	253 : 주파수 분석기
	254 : 시계열 분석기	255 : 융합기
	256 : 소실 신호 복원기	

도면

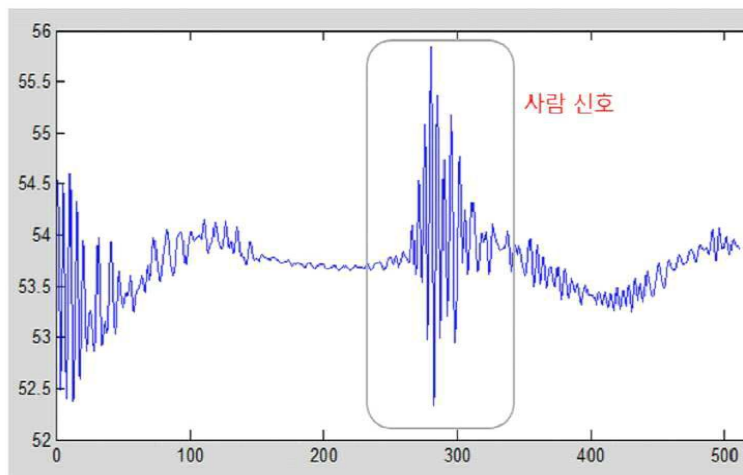
도면1



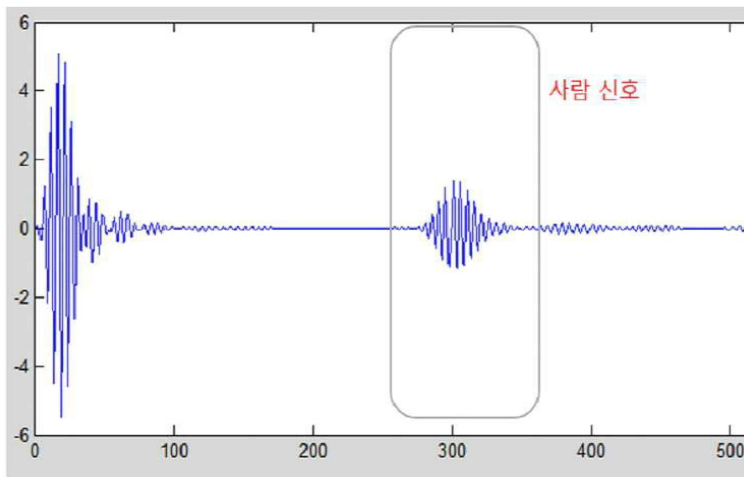
도면2



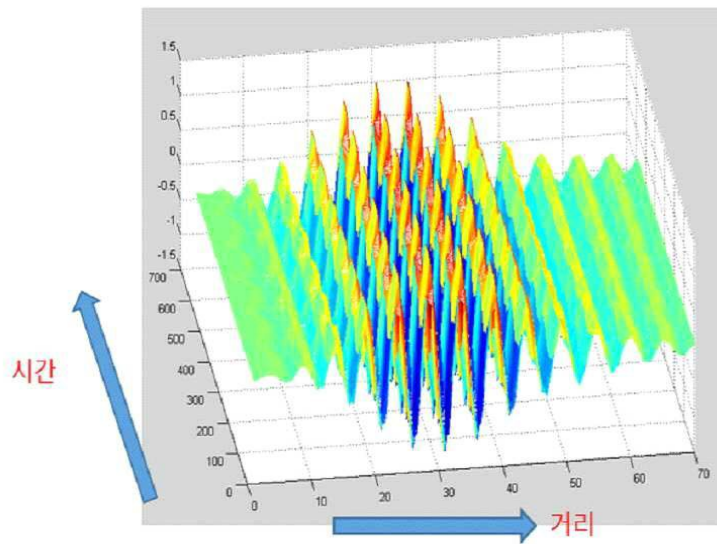
도면3



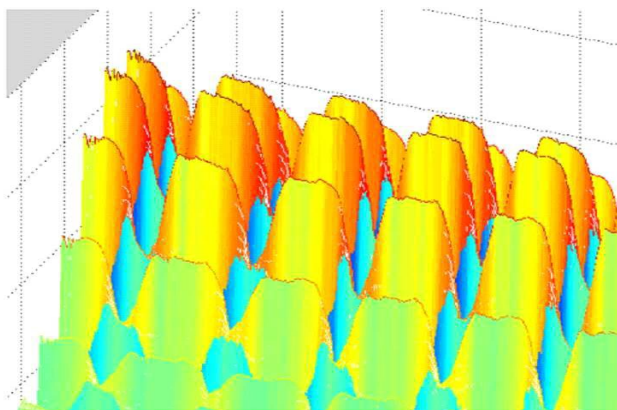
도면4



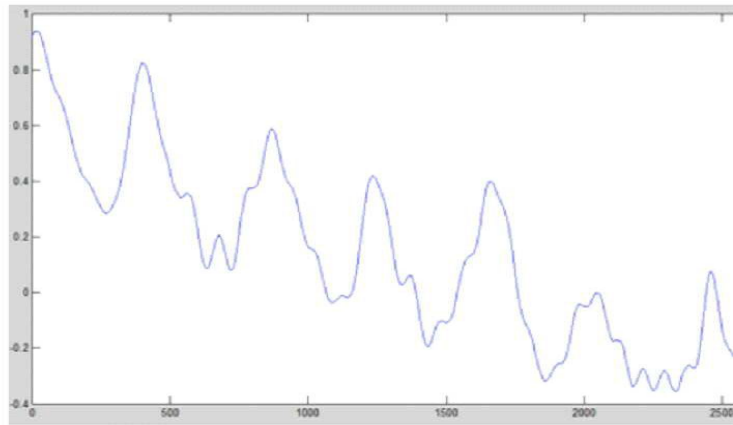
도면5



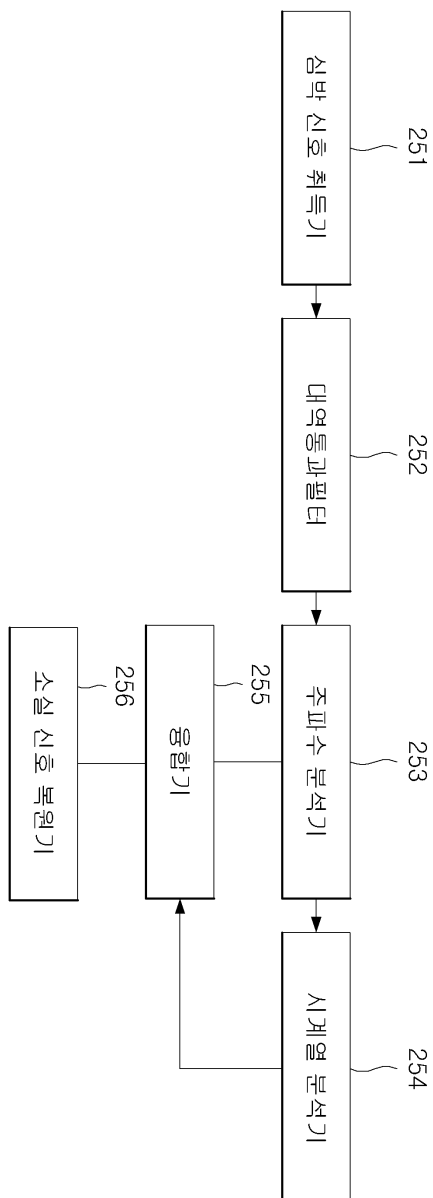
도면6



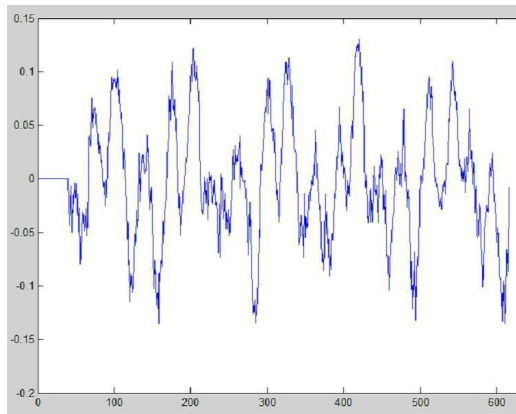
도면7



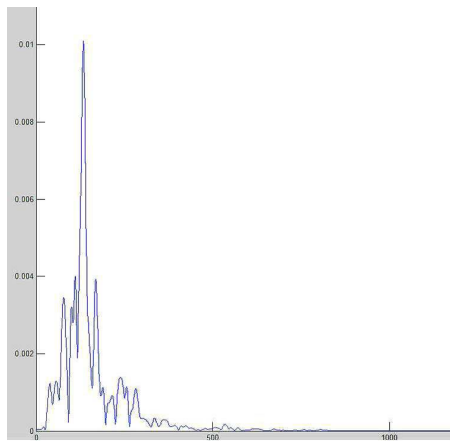
도면8



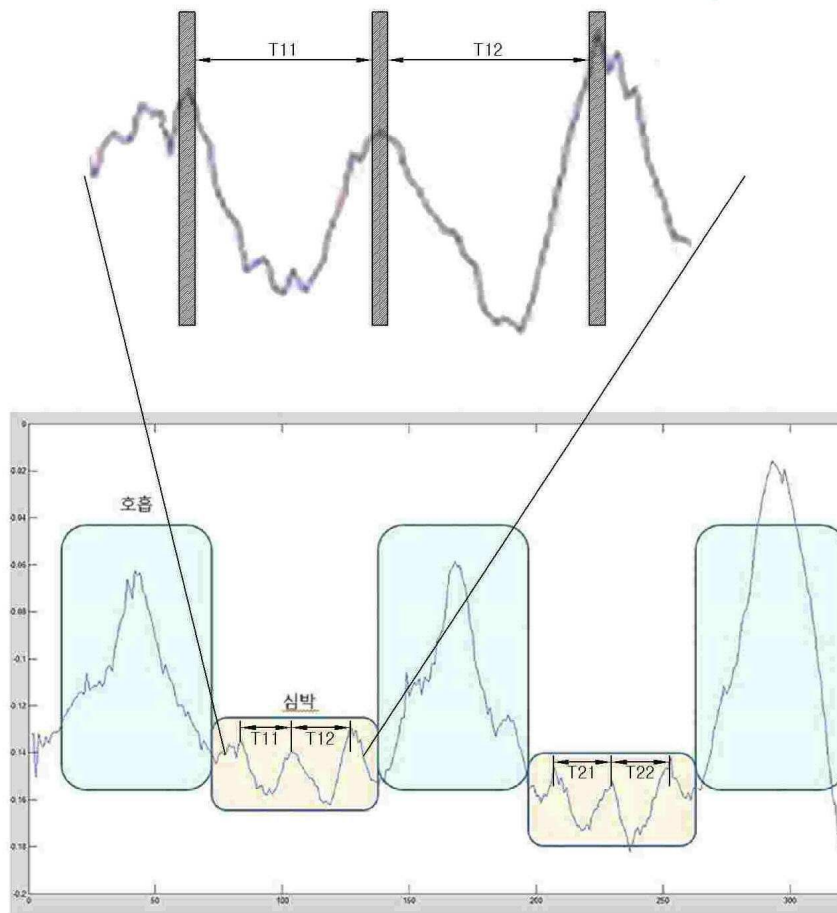
도면9



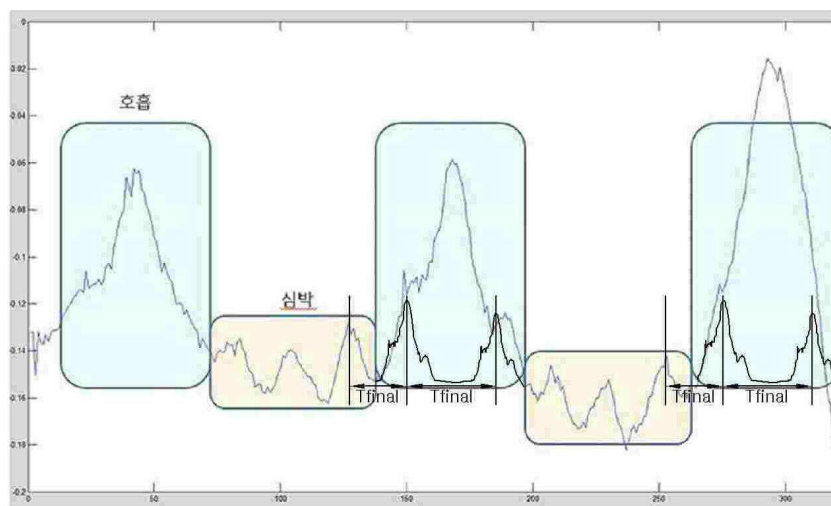
도면10



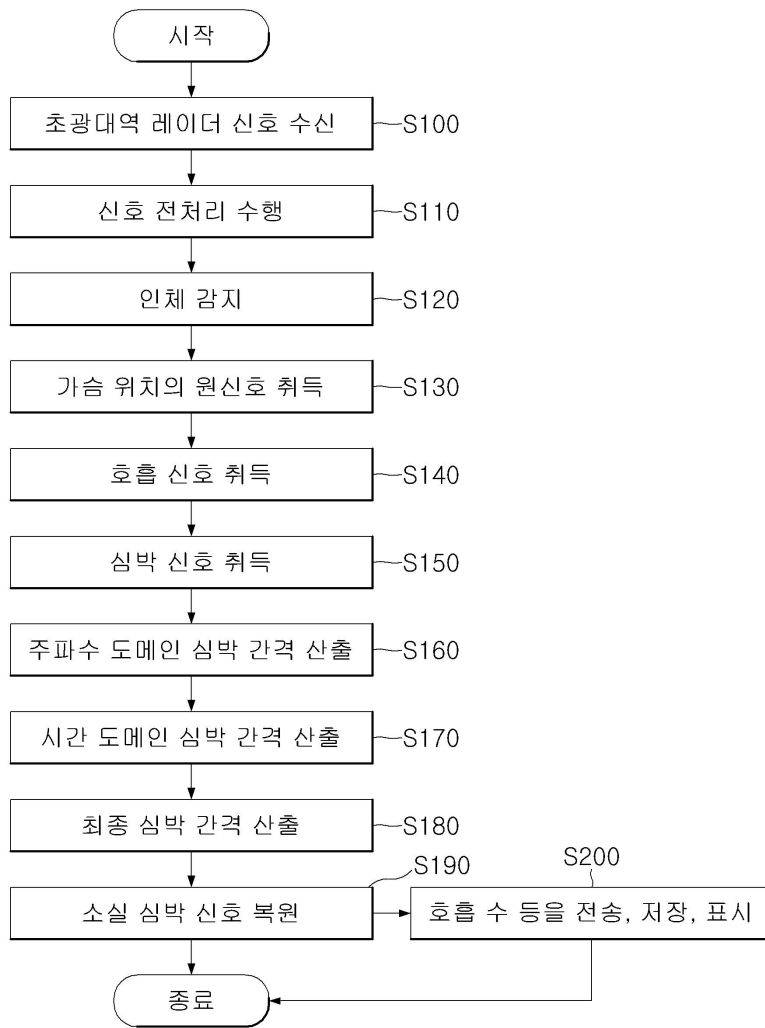
도면11



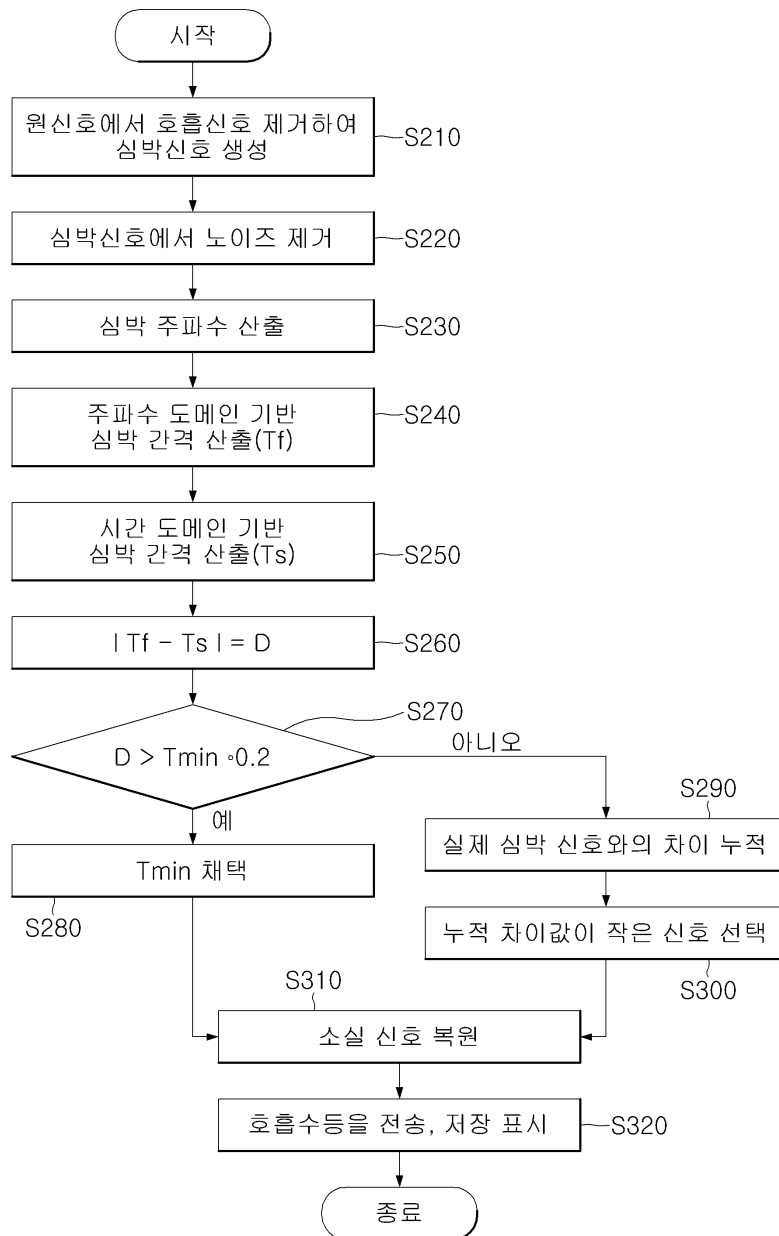
도면12



도면13



도면14



专利名称(译)	非接触式心率测量装置及其方法		
公开(公告)号	KR1020180007563A	公开(公告)日	2018-01-23
申请号	KR1020160088752	申请日	2016-07-13
[标]申请(专利权)人(译)	bisworks公司		
申请(专利权)人(译)	非孩子上炒锅斯股份有限公司		
[标]发明人	CHA SANG HEE 차상희		
发明人	차상희		
IPC分类号	A61B5/05 A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/08 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/05 A61B5/002 A61B5/1114 A61B5/0205 A61B5/0816 A61B5/7271 A61B5/7235 A61B2562/0228		
其他公开文献	KR101827522B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

这份摘要目前正在准备中。最新的KPA将于2018年4月10日以后提供。*
本标题 (54) 和代表性图由申请人提交。

