(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0071013
(43) 공개일자 2020년06월18일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01S 13/50 (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01) *A61B 5/08* (2006.01)
(52) CPC특허분류
G01S 13/505 (2013.01)
A61B 5/024 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2019-0158545
(22) 출원일자 2019년12월02일
심사청구일자 2019년12월02일
(30) 우선권주장
1020180158630 2018년12월10일 대한민국(KR)

(71) 출원인
경희대학교 산학협력단
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732 (서천동, 경희대학교 국제캠퍼스내)
(72) 발명자
이계산
경기도 용인시 수지구 신봉2로 26, 102동 302호(신봉동, 신봉마을엘지자이1차아파트)
한두희
경기도 용인시 기흥구 서그내로 23-12, 206호(서천동,휴먼시앙)
(74) 대리인
유미특허법인

전체 청구항 수 : 총 13 항

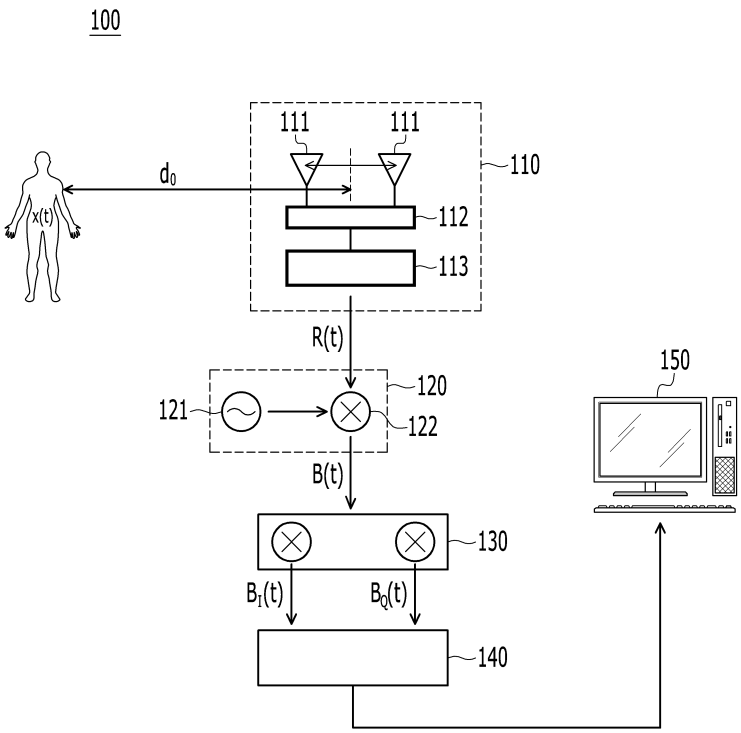
(54) 발명의 명칭 **다이버시티 기법을 이용한 생체 신호 검출 방법 및 이를 구현하는 바이오 레이더 시스템**

(57) 요 약

바이오 레이더 시스템으로서, 정현파 신호가 인체로부터 반사되어 생성된 반사파들을 복수의 안테나들을 통해 각각 수신하고, 상기 반사파들의 신호 대 잡음비(SNR, Signal to Noise Ratio)를 기준으로 상기 반사파들에 가중치를 각각 적용하여 합성 반사파를 생성하는 합성 반사파 생성기, 상기 합성 반사파의 주파수를 변환하고, 상기 합

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도1



성 반사파를 저역 통과 필터로 필터링하여 상기 합성 반사파에 대한 기저 대역 신호를 생성하는 기저 대역 신호 생성기, 상기 기저 대역 신호를 직교 변조하여 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 생성하는 변조기, 상기 제1 변조 신호 및 상기 제2 변조 신호를 각각 필터링하여, 상기 제1 변조 신호에서 제1 호흡 신호를 추출하고, 상기 제2 변조 신호에서 제2 호흡 신호를 추출하는 베이스밴드, 그리고 진폭에 기초하여 상기 제1 호흡 신호 및 상기 제2 호흡 신호 중에서 분석 대상 호흡 신호를 결정하고, 상기 분석 대상 호흡 신호의 진폭을 상위 임계값 및 하위 임계값과 비교하여 인체의 무호흡 여부를 결정하는 단말을 포함한다.

(52) CPC특허분류
A61B 5/08 (2013.01)
A61B 5/7235 (2013.01)
A61B 5/746 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

바이오 레이더 시스템으로서,

정현파 신호가 인체로부터 반사되어 생성된 반사파들을 복수의 안테나들을 통해 각각 수신하고, 상기 반사파들의 신호 대 잡음비(SNR, Signal to Noise Ratio)를 기준으로 상기 반사파들에 가중치를 각각 적용하여 합성 반사파를 생성하는 합성 반사파 생성기,

상기 합성 반사파의 주파수를 변환하고, 상기 합성 반사파를 저역 통과 필터로 필터링하여 상기 합성 반사파에 대한 기저 대역 신호를 생성하는 기저 대역 신호 생성기,

상기 기저 대역 신호를 직교 변조하여 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 생성하는 변조기,

상기 제1 변조 신호 및 상기 제2 변조 신호를 각각 필터링하여, 상기 제1 변조 신호에서 제1 호흡 신호를 추출하고, 상기 제2 변조 신호에서 제2 호흡 신호를 추출하는 베이스밴드, 그리고

진폭에 기초하여 상기 제1 호흡 신호 및 상기 제2 호흡 신호 중에서 분석 대상 호흡 신호를 결정하고, 상기 분석 대상 호흡 신호의 진폭을 상위 임계값 및 하위 임계값과 비교하여 인체의 무호흡 여부를 결정하는 단말

을 포함하는 바이오 레이더 시스템.

청구항 2

제1항에서,

상기 합성 반사파 생성기는

상기 반사파들의 신호 대 잡음비를 각각 결정하고, 상기 신호 대 잡음비가 높은 반사파 순으로 높은 가중치를 적용하여 상기 합성 반사파를 생성하는 바이오 레이더 시스템.

청구항 3

제1항에서,

상기 변조기는

상기 기저 대역 신호의 위상들 중에서 상기 인체와 상기 안테나 사이의 거리에 의한 위상을 직교 변조하여 상기 제1 변조 신호 및 상기 제2 변조 신호를 생성하는 바이오 레이더 시스템.

청구항 4

제1항에서,

상기 단말은

상기 제1 호흡 신호 및 상기 제2 호흡 신호 중에서 평균 진폭값이 큰 호흡 신호를 상기 분석 대상 호흡 신호로 결정하는 바이오 레이더 시스템.

청구항 5

제1항에서,

상기 상위 임계값은 상기 분석 대상 호흡 신호의 최대 진폭값에 의해 결정되고, 상기 하위 임계값은 상기 분석 대상 호흡 신호의 최저 진폭값에 의해 결정되는 바이오 레이더 시스템.

청구항 6

제1항에서,

상기 단말은

상기 분석 대상 호흡 신호의 진폭이 상기 상위 임계값 및 상기 하위 임계값 사이에 미리 설정된 시간 동안 존재하는 경우 인체가 무호흡하고 있다고 결정하는 바이오 레이더 시스템.

청구항 7

바이오 레이더 시스템으로서,

정현파 신호가 인체로부터 반사되어 생성된 반사파들을 복수의 안테나들을 통해 각각 수신하고, 상기 반사파들의 신호 대 잡음비를 기준으로 상기 반사파들에 가중치를 각각 적용하여 합성 반사파를 생성하는 합성 반사파 생성기,

상기 합성 반사파의 주파수를 변환하고, 상기 합성 반사파를 저역 통과 필터로 필터링하여 상기 합성 반사파에 대한 기저 대역 신호를 생성하는 기저 대역 신호 생성기,

상기 기저 대역 신호를 직교 변조하여 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 생성하는 변조기, 그리고

진폭에 기초하여 상기 제1 변조 신호 및 상기 제2 변조 신호 중에서 분석 대상 변조 신호를 결정하고, 상기 분석 대상 변조 신호의 진폭을 심박 피크값과 비교하여 상기 분석 대상 변조 신호에서 심박 신호를 추출하는 단말

을 포함하는 바이오 레이더 시스템.

청구항 8

제7항에서,

상기 합성 반사파 생성기는

상기 반사파들의 신호 대 잡음비를 각각 결정하고, 상기 신호 대 잡음비가 높은 반사파 순으로 높은 가중치를 적용하여 상기 합성 반사파를 생성하는 바이오 레이더 시스템.

청구항 9

제7항에서,

상기 변조기는

상기 기저 대역 신호의 위상들 중에서 상기 인체와 상기 안테나 사이의 거리에 의한 위상을 직교 변조하여 상기 제1 변조 신호 및 상기 제2 변조 신호를 생성하는 바이오 레이더 시스템.

청구항 10

제7항에서,

상기 단말은

상기 제1 변조 신호 및 상기 제2 변조 신호 중에서 평균 진폭값이 큰 변조 신호를 상기 분석 대상 변조 신호로 결정하는 바이오 레이더 시스템.

청구항 11

제7항에서,

상기 단말은

상기 분석 대상 변조 신호의 미리 설정된 시구간 동안의 피크값을 이용하여 상기 심박 피크값을 결정하는 바이오 레이더 시스템.

청구항 12

제7항에서,

상기 단말은

상기 심박 피크값의 평균값을 이용하여 상기 분석 대상 변조 신호의 진폭과 상기 심박 피크값을 비교할 세그먼트 구간을 결정하고, 상기 세그먼트 구간 동안 상기 분석 대상 변조 신호의 진폭의 로컬 피크값과 상기 심박 피크값을 비교하여 상기 심박 신호를 추출하는 바이오 레이더 시스템.

청구항 13

제7항에서,

상기 심박 신호의 피크간 간격과 상기 심박 피크값의 간격 간의 차이를 이용하여 상기 심박 신호를 보정하는 바이오 레이더 시스템.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 다이버시티 기법을 이용한 생체 신호 검출 방법 및 이를 구현하는 바이오 레이더 시스템에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 바이오 레이더 시스템은 무선 신호를 인체에 송신하고, 무선 신호에 대응하여 수신된 생체 신호를 검출하여 심박 및 호흡의 변이량을 측정한다. 한편, 통상적인 바이오 레이더 시스템은 인체의 움직임이 없는 경우 생체 신호를 정확히 검출할 수 있으나, 인체가 움직이거나 인체 주변 사물이 움직이는 경우 생체 신호를 제대로 검출할 수 없다는 한계가 존재한다.

[0003] 따라서, 이와 같은 한계를 극복하고자, 최근에는 다중 안테나(MIMO, Multiple Input MultipleOutput) 신호 처리 기술을 이용한 바이오 레이더 시스템이 연구되고 있다. 또한, 이외에도 아크탄젠트(arctangent) 복조 방식을 이용한 바이오 레이더 시스템 및 바이오 레이더 시스템 자체에서 움직임에 의한 잡음을 없애기 위한 센서 노드 등 다양한 연구가 진행되고 있다.

[0004] 그러나, 이러한 연구들은 신호 대 잡음비(SNR, Signal to Noise Ratio) 측면에서 바이오 레이더 시스템을 체계적으로 설계하지 못하는 한계를 갖는다. 구체적으로, 송신된 무선 신호는 전송 경로에 따라 신호에 손실이 발생하게 되는데, 바이오 레이더 시스템은 인체에 무선 신호를 송신하게 되며, 이 경우 인체에 의한 경로 손실을 계산하기 어렵기 때문이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 따라서, 본 발명은 통신에서 주로 사용되는 다이버시티 기법을 바이오 레이더 시스템 상에서 적용하여, 인체에 의한 경로 손실로 인해 발생하는 페이딩을 방지하는 기술을 제공한다.

과제의 해결 수단

[0008] 한 실시예에 따른 바이오 레이더 시스템으로서, 정현파 신호가 인체로부터 반사되어 생성된 반사파들을 복수의 안테나들을 통해 각각 수신하고, 상기 반사파들의 신호 대 잡음비(SNR, Signal to Noise Ratio)를 기준으로 상기 반사파들에 가중치를 각각 적용하여 합성 반사파를 생성하는 합성 반사파 생성기, 상기 합성 반사파의 주파수를 변환하고, 상기 합성 반사파를 저역 통과 필터로 필터링하여 상기 합성 반사파에 대한 기저 대역 신호를 생성하는 기저 대역 신호 생성기, 상기 기저 대역 신호를 직교 변조하여 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 생성하는 변조기, 상기 제1 변조 신호 및 상기 제2 변조 신호를 각각 필터링하여, 상기 제1 변조 신호에서 제1 호흡 신호를 추출하고, 상기 제2 변조 신호에서 제2 호흡 신호를 추출하는 베이스밴드, 그리고 진폭에 기초하여 상기 제1 호흡 신호 및 상기 제2 호흡 신호 중에서 분석 대상 호흡 신호를 결정하고, 상기 분석 대상 호흡 신호의 진폭을 상위 임계값 및 하위 임계값과 비교하여 인체의 무호흡 여부를 결정하는 단말을 포함한다.

[0009] 상기 합성 반사파 생성기는 상기 반사파들의 신호 대 잡음비를 각각 결정하고, 상기 신호 대 잡음비가 높은 반

사파 순으로 높은 가중치를 적용하여 상기 합성 반사파를 생성할 수 있다.

[0010] 상기 변조기는 상기 기저 대역 신호의 위상들 중에서 상기 인체와 상기 안테나 사이의 거리에 의한 위상을 직교 변조하여 상기 제1 변조 신호 및 상기 제2 변조 신호를 생성할 수 있다.

[0011] 상기 단말은 상기 제1 호흡 신호 및 상기 제2 호흡 신호 중에서 평균 진폭값이 큰 호흡 신호를 상기 분석 대상 호흡 신호로 결정할 수 있다.

[0012] 상기 상위 임계값은 상기 분석 대상 호흡 신호의 최대 진폭값에 의해 결정되고, 상기 하위 임계값은 상기 분석 대상 호흡 신호의 최저 진폭값에 의해 결정될 수 있다.

[0013] 상기 단말은 상기 분석 대상 호흡 신호의 진폭이 상기 상위 임계값 및 상기 하위 임계값 사이에 미리 설정된 시간 동안 존재하는 경우 인체가 무호흡하고 있다고 결정할 수 있다.

[0014] 한 실시예에 따른 바이오 레이더 시스템으로서, 정현파 신호가 인체로부터 반사되어 생성된 반사파들을 복수의 안테나들을 통해 각각 수신하고, 상기 반사파들의 신호 대 잡음비를 기준으로 상기 반사파들에 가중치를 각각 적용하여 합성 반사파를 생성하는 합성 반사파 생성기, 상기 합성 반사파의 주파수를 변환하고, 상기 합성 반사파를 저역 통과 필터로 필터링하여 상기 합성 반사파에 대한 기저 대역 신호를 생성하는 기저 대역 신호 생성기, 상기 기저 대역 신호를 직교 변조하여 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 생성하는 변조기, 그리고 진폭에 기초하여 상기 제1 변조 신호 및 상기 제2 변조 신호 중에서 분석 대상 변조 신호를 결정하고, 상기 분석 대상 변조 신호의 진폭을 심박 피크값과 비교하여 상기 분석 대상 변조 신호에서 심박 신호를 추출하는 단말을 포함한다.

[0015] 상기 합성 반사파 생성기는 상기 반사파들의 신호 대 잡음비를 각각 결정하고, 상기 신호 대 잡음비가 높은 반사파 순으로 높은 가중치를 적용하여 상기 합성 반사파를 생성할 수 있다.

[0016] 상기 변조기는 상기 기저 대역 신호의 위상들 중에서 상기 인체와 상기 안테나 사이의 거리에 의한 위상을 직교 변조하여 상기 제1 변조 신호 및 상기 제2 변조 신호를 생성할 수 있다.

[0017] 상기 단말은 상기 제1 변조 신호 및 상기 제2 변조 신호 중에서 평균 진폭값이 큰 변조 신호를 상기 분석 대상 변조 신호로 결정할 수 있다.

[0018] 상기 단말은 상기 분석 대상 변조 신호의 미리 설정된 시구간 동안의 피크값을 이용하여 상기 심박 피크값을 결정할 수 있다.

[0019] 상기 단말은 상기 심박 피크값의 평균값을 이용하여 상기 분석 대상 변조 신호의 진폭과 상기 심박 피크값을 비교할 세그먼트 구간을 결정하고, 상기 세그먼트 구간 동안 상기 분석 대상 변조 신호의 진폭의 로컬 피크값과 상기 심박 피크값을 비교하여 상기 심박 신호를 추출할 수 있다.

[0020] 상기 심박 신호의 피크간 간격과 상기 심박 피크값의 간격 간의 차이를 이용하여 상기 심박 신호를 보정할 수 있다.

발명의 효과

[0021] 본 발명에 따르면, 기존의 연구들이 신호 대 잡음비 측면에서 바이오 레이더 시스템을 체계적으로 설계하지 못하는 한계를 극복하고, 인체에 의한 경로 손실을 극복할 수 있어 생체 신호 검출의 효율성이 증가할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0022] 도 1은 본 발명의 한 실시예에 따른 바이오 레이더 시스템을 설명하는 도면이다.

도 2는 분석 대상 호흡 신호를 이용하여 무호흡 여부를 결정하는 방법을 설명하는 도면이다.

도 3은 단말이 분석 대상 변조 신호를 전처리하는 과정을 설명하는 도면이다.

도 4는 단말이 전처리된 분석 대상 변조 신호를 이용하여 심박 신호를 추출하는 방법을 설명하는 도면이다.

도 5는 단말이 심박 신호를 보정하는 방법을 설명하는 도면이다.

도 6은 본 발명의 한 실시예에 따른 바이오 레이더 시스템이 인체의 무호흡 여부를 결정하는 방법을 설명하는 도면이다.

도 7은 본 발명의 한 실시예에 따른 바이오 레이더 시스템이 인체의 심박 신호를 검출하는 방법을 설명하는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0023] 아래에서는 첨부한 도면을 참고로 하여 본 발명의 실시예에 대하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 용이하게 실시할 수 있도록 상세히 설명한다. 그러나 본 발명은 여러 가지 상이한 형태로 구현될 수 있으며 여기에서 설명하는 실시예에 한정되지 않는다. 그리고 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략하였으며, 명세서 전체를 통하여 유사한 부분에 대해서는 유사한 도면 부호를 붙였다.

[0024] 명세서 전체에서, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다.

[0025] 이하 도면을 참조로 하여 본 발명의 실시예에 따른 도플러 효과를 이용한 생체 신호 검출 방법 및 이를 구현하는 바이오 레이더 시스템에 대해 설명한다.

[0026] 도 1은 본 발명의 한 실시예에 따른 바이오 레이더 시스템을 설명하는 도면이고, 도 2는 분석 대상 호흡 신호를 이용하여 무호흡 여부를 결정하는 방법을 설명하는 도면이다.

[0027] 도 1을 참고하면, 바이오 레이더 시스템(100)은 합성 반사파 생성기(110), 기저 대역 신호 생성기(120), 변조기(130), 베이스밴드(140) 및 단말(150)을 포함한다.

[0028] 합성 반사파 생성기(110)는 정현파 신호가 인체로부터 반사되어 생성된 반사파들을 복수의 안테나들(111)을 통해 각각 수신하고, 반사파들의 신호 대 잡음비(SNR, Signal to Noise Ratio)를 기준으로 반사파들에 가중치를 각각 적용하여 합성 반사파를 생성한다.

[0029] 구체적으로, 합성 반사파 생성기(110)는 복수의 안테나들(111), 가중치 회로(112) 및 합성기(113)를 포함한다.

[0030] 복수의 안테나들(111)은 서로간에 미리 설정된 거리만큼 떨어져 위치하여 반사파들을 각각 수신한다. 이 경우, 반사파들은 동일한 정현파 신호가 인체로부터 반사되어 생성된 것이고, 복수의 안테나들(111)은 공간적으로 분리된바 수신 전계 강도의 페이딩 상태가 서로 다른 전자파들을 각각 수신할 수 있게 된다. 이를 공간 다이버시티(space diversity)라 하며, 복수의 안테나들(111)은 공간 다이버시티를 구현하도록 설계된다.

[0031] 가중치 회로(112)는 반사파들의 신호 대 잡음비를 기준으로 각 반사파들에 적용될 가중치를 각각 결정한다.

[0032] 구체적으로, 가중치 회로(112)는 반사파들의 신호 대 잡음비를 각각 결정하고, 신호 대 잡음비가 높은 반사파 순으로 높은 가중치를 결정한다. 예를 들면, 가중치 회로(112)는 제1 반사파의 신호 대 잡음비가 제2 반사파의 신호 대 잡음비보다 높은 경우, 제1 반사파에 적용될 제1 가중치를 제2 반사파에 적용될 제2 가중치보다 높게 결정할 수 있다.

[0033] 또한, 합성기(113)는 각 반사파들에 대해 결정된 가중치를 대응하는 반사파에 적용하여 합성 반사파를 생성한다.

[0034] 예를 들면, 합성기(113)는 제1 반사파에 제1 가중치를 적용하고, 제2 반사파에 제2 가중치를 적용하고, 가중치가 적용된 반사파들의 위상을 조절한 이후 위상이 적용된 반사파들을 더하여 합성 반사파를 생성할 수 있다.

[0035] 즉, 합성 반사파 생성기(110)는 수신된 복수의 반사파들을 최대비 합성법(MRC, Maximum Ratio Combining)을 통해 합성하여 합성 반사파를 생성한다. 최대비 합성법으로 복수의 반사파들을 합성함으로써, 합성 반사파 생성기(110)는 복수의 안테나들(111)로부터 수신된 복수의 반사파들을 통해 신호 대 잡음비를 최적으로 유지할 수 있는 합성 반사파를 생성할 수 있고, 이를 통해 신호 대 잡음비 측면에서 바이오 레이더 시스템을 체계적으로 설계할 수 있다. 최대비 합성법에 대한 내용은 이미 공지된 사항으로 자세한 내용은 생략한다.

[0036] 기저 대역 신호 생성기(120)는 합성 반사파의 주파수를 변환하고, 합성 반사파를 저역 통과 필터로 필터링하여 합성 반사파에 대한 기저 대역 신호를 생성한다.

[0037] 구체적으로, 기저 대역 신호 생성기(120)는 발진기(121) 및 믹서(122)를 포함한다.

[0038] 만일 정현파 신호가 단일 톤 신호인 연속 정현파(CW, Continuous Wave) 신호인 경우, 정현파 신호 T(t)는 수학식 1과 같이 정의된다.

수학식 1

[0039] $$T(t) = \cos(2\pi ft + \varphi(t))$$

[0040] 수학식 1에서, f는 정현파 신호 T(t)의 주파수이고, $\varphi(t)$는 발진기(121)의 위상 잡음이다.

[0041] 또한, 정현파 신호 T(t)가 인체로 전송된 경우, 정현파 신호 T(t)에 의해 반사된 복수의 반사파들을 합성한 합성 반사파 R(t)는 수학식 2와 같이 정의된다.

수학식 2

[0042] $$R(t) \fallingdotseq \cos[2\pi f - \frac{4\pi d_0}{\lambda} - \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \varphi(t - \frac{2d_0}{c})]$$

[0043] 수학식 2에서, d_0는 복수의 안테나들(111)와 인체 사이의 평균 직선 거리이고, λ는 정현파 신호 T(t)의 파장이고, c는 빛의 속도이다.

[0044] 또한, 정현파 신호 T(t)에 따른 합성 반사파 R(t)는 인체 정보 중 호흡 신호 및 심박 신호를 포함하는데, 호흡 신호 및 심박 신호는 인체 내 물리적인 장기의 변화를 동반하는 신호이므로 인체의 변위 x(t)에 따라 합성 반사파 R(t)의 위상이 변하게 된다. 즉, 수학식 2에서, x(t)는 인체의 변위이며, 합성 반사파 R(t)의 위상에는 인체의 변위 x(t)에 따른 위상 변위가 나타난다.

[0045] 이후, 발진기(121)가 미리 설정된 주파수를 갖는 전파를 발진시키면, 믹서(122)는 발진기(121)에 의해 발진된 전파를 이용하여 합성 반사파 R(t)의 주파수를 변환한다. 또한, 주파수가 변환된 반사파를 저역 통과 필터(LPF, Low Pass Filter)에 통과시키면 기저 대역 신호 B(t)가 발생하는데, 기저 대역 신호 B(t)는 수학식 3으로 정의될 수 있다.

수학식 3

[0046] $$B(t) = \cos[\theta + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\varphi(t)]$$

[0047] 수학식 3에서, $\Delta\varphi(t)$는 시간에 따른 위상 변화량이다. 수학식 3에서, θ는 d_0에 의한 위상 변화값으로서, 수학식 4로 정의될 수 있다.

수학식 4

[0048] $$\theta = \frac{4\pi d_0}{\lambda} + \theta_0$$

[0049] 수학식 4에서, θ_0는 초기 위상값이다.

[0050] 변조기(130)는 기저 대역 신호를 직교 변조하여 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 생성한다.

[0051] 구체적으로, 변조기(130)는 기저 대역 신호의 위상들 중에서 인체와 안테나 사이의 거리에 의한 위상을 직교 변

조하여 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 생성한다.

[0052] 즉, θ의 크기에 따라 최적으로 변조 가능한 최적 위상 변조점(optimum phase-demodulation point)과 변조가 되지 않는 영점(null point)이 발생하게 되는데, 변조기(130)는 영점을 피해 기저 대역 신호를 변조하기 위해 기저 대역 신호를 직교 변조하여 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 생성한다. 이 경우, 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호는 90도의 위상 차이를 갖게 된다. 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호는 수학식 5와 같이 정의될 수 있다.

수학식 5

[0053]
$$B_I(t) = A\cos[\theta + \frac{\pi}{4} + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\varphi(t)] + n(t)$$

$$B_Q(t) = A\cos[\theta - \frac{\pi}{4} + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\varphi(t)] + n(t)$$

[0054] 수학식 5에서, $B_I(t)$는 제1 변조 신호이고, $B_Q(t)$는 제2 변조 신호이다. 즉, 제1 변조 신호는 In-phase(I) 신호이고, 제2 변조 신호는 quadrature(Q) 신호일 수 있다. 또한, A는 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호의 진폭이고, n(t)는 열 잡음을 의미한다.

[0055] 베이스밴드(140)는 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 각각 필터링하여, 제1 변조 신호에서 제1 호흡 신호를 추출하고, 제2 변조 신호에서 제2 호흡 신호를 추출한다.

[0056] 구체적으로, 베이스밴드(140)는 아날로그 필터 및 아날로그 디지털 변환기(ADC, Analog-Digital Converter)로 구성되며, 아날로그 필터를 통해 각 변조 신호들을 필터링하고, 필터링된 각 변조 신호들을 아날로그 디지털 변환기를 통해 디지털 신호로 변환하여 각 변조 신호들에서 호흡 신호를 추출한다. 베이스밴드(140)의 기능은 이미 공지된 내용으로 본 명세서에서는 자세한 설명을 생략한다.

[0057] 단말(150)은 진폭에 기초하여 제1 호흡 신호 및 제2 호흡 신호 중에서 분석 대상 호흡 신호를 결정한다.

[0058] 즉, 변조기(130)는 영점 문제를 피하기 위해 직교 변조 방식을 통해 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 생성하였는바, 무호흡 여부를 결정하기 위해 제1 변조 신호에 따른 제1 호흡 신호 및 제2 변조 신호에 따른 제2 호흡 신호 중 어느 하나를 선택하여야 한다.

[0059] 따라서, 단말(150)은 제1 호흡 신호 및 제2 호흡 신호의 평균 진폭값을 각각 결정하고, 제1 호흡 신호 및 제2 호흡 신호 중에서 평균 진폭값이 큰 호흡 신호를 분석 대상 호흡 신호로 결정한다.

[0060] 단말(150)은 분석 대상 호흡 신호의 진폭을 상위 임계값 및 하위 임계값과 비교하여 인체의 무호흡 여부를 결정한다.

[0061] 구체적으로, 단말(150)은 분석 대상 호흡 신호의 최대 진폭값을 이용하여 상위 임계값을 결정하고, 분석 대상 호흡 신호의 최저 진폭값을 이용하여 하위 임계값을 결정한다.

[0062] 예를 들면, 도 2를 참고하면, 단말(150)은 분석 대상 호흡 신호의 최대 진폭값 0.4의 1/4에 해당하는 값인 0.1을 상위 임계값으로 결정할 수 있고, 분석 대상 호흡 신호의 최저 진폭값 -0.4의 1/4에 해당하는 값인 -0.1을 하위 임계값으로 결정할 수 있다.

[0063] 이후, 단말(150)은 분석 대상 호흡 신호의 진폭이 상위 임계값 및 하위 임계값 사이에 미리 설정된 시간 동안 존재하는 경우 인체가 무호흡하고 있다고 결정한다.

[0064] 예를 들면, 도 2를 참고하면, 단말(150)은 분석 대상 호흡 신호의 진폭이 상위 임계값 및 하위 임계값 사이에 10초 동안 존재하는 경우 인체가 무호흡하고 있다고 결정할 수 있다.

[0065] 한편, 단말(150)은 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 이용하여 심박 신호를 추출할 수도 있으며, 이하 단말(150)이 심박 신호를 추출하는 방법에 대해 설명한다.

[0066] 도 3은 단말이 분석 대상 변조 신호를 전처리하는 과정을 설명하는 도면이고, 도 4는 단말이 전처리된 분석 대상 변조 신호를 이용하여 심박 신호를 추출하는 방법을 설명하는 도면이고, 도 5는 단말이 심박 신호를 보정하는 방법을 설명하는 도면이다.

[0067] 단말(150)은 진폭에 기초하여 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호 중에서 분석 대상 변조 신호를 결정한다.

[0068] 즉, 변조기(130)는 영점 문제를 피하기 위해 직교 변조 방식을 통해 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 생성하였는바, 심박 신호를 추출하기 위해 제1 변조 신호에 따른 제1 호흡 신호 및 제2 변조 신호에 따른 제2 호흡 신호 중 어느 하나를 선택하여야 한다.

[0069] 따라서, 단말(150)은 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호의 평균 진폭값을 각각 결정하고, 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호 중에서 평균 진폭값이 큰 변조 신호를 분석 대상 호흡 신호로 결정한다.

[0070] 예를 들면, 도 3을 참고하면, 단말(150)은 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호 중에서 평균 진폭값이 큰 제2 변조 신호를 분석 대상 변조 신호로 결정할 수 있다.

[0071] 단말(150)은 분석 대상 변조 신호의 진폭을 심박 피크값과 비교하여 분석 대상 변조 신호에서 심박 신호를 추출한다.

[0072] 이 경우, 단말(150)은 전처리 과정을 거쳐 분석 대상 변조 신호에서 스파이크 잡음 및 고주파 잡음을 제거하고, 분석 대상 변조 신호에서 심박 신호를 다른 신호에 비해 부각시킬 수 있다.

[0073] 예를 들면, 도 3을 참고하면, 단말(150)은 중앙값 필터 및 저역 통과 필터를 통해 분석 대상 변조 신호를 필터링하여 스파이크 잡음 및 고주파 잡음을 제거할 수 있다. 이후, 단말은 스파이크 잡음 및 고주파 잡음이 제거된 분석 대상 변조 신호를 대역 통과 필터를 통해 필터링함으로써 심박 신호를 부각시킬 수 있다. 이 경우, 대역 통과 필터의 차단 주파수는 심박 신호에 대응하는 주파수가 필터링되도록 설정될 수 있다.

[0074] 이후, 단말(150)은 전처리 과정을 통해 심박 정보가 부각된 변조 신호로부터 심박 신호를 검출하기 위해, 세그먼트 기반의 피크 검출 기법과 피크 간격을 이용한 보정 기법을 이용하여 최종적으로 심박 심호를 검출한다.

[0075] 구체적으로, 단말(150)은 분석 대상 변조 신호의 미리 설정된 시구간 동안의 피크값을 이용하여 심박 피크값을 결정한다.

[0076] 예를 들면, 도 4를 참고하면, 단말(150)은 분석 대상 변조 신호의 0초부터 10초까지의 데이터를 이용하여 심박 피크값을 결정할 수 있다.

[0077] 또한, 단말(150)은 심박 피크값의 평균값을 이용하여 분석 대상 변조 신호의 진폭과 심박 피크값을 비교할 세그먼트 구간을 결정하고, 세그먼트 구간 동안 분석 대상 변조 신호의 진폭의 로컬 피크값과 심박 피크값을 비교하여 심박 신호를 추출한다.

[0078] 예를 들면, 단말(150)은 분석 대상 변조 신호의 0초부터 10초까지의 데이터를 이용하여 결정된 심박 피크값들의 평균값을 이용하여 세그먼트 길이를 설정하고, 설정된 세그먼트를 기반으로 로컬 피크값을 검출하여 심박 신호를 추출할 수 있다.

[0079] 또한, 단말(150)은 심박 신호의 피크간 간격과 심박 피크값의 간격 간의 차이를 이용하여 심박 신호를 보정한다. 단말(150)은 도 5와 같이, 심박 신호를 보정할 수 있다.

[0080] 도 6은 본 발명의 한 실시예에 따른 바이오 레이더 시스템이 인체의 무호흡 여부를 결정하는 방법을 설명하는 도면이다.

[0081] 도 6을 참고하면, 바이오 레이더 시스템(100)은 정현파 신호가 인체로부터 반사되어 생성된 반사파들을 복수의 안테나들을 통해 각각 수신한다(S100).

[0082] 바이오 레이더 시스템(100)은 반사파들의 신호 대 잡음비를 기준으로 반사파들에 가중치를 각각 적용하여 합성 반사파를 생성한다(S110).

[0083] 구체적으로, 바이오 레이더 시스템(100)은 반사파들의 신호 대 잡음비를 각각 결정하고, 신호 대 잡음비가 높은 반사파 순으로 높은 가중치를 적용하여 합성 반사파를 생성한다.

[0084] 바이오 레이더 시스템(100)은 기저 대역 신호를 직교 변조하여 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 생성한다(S120).

[0085] 구체적으로, 바이오 레이더 시스템(100)은 기저 대역 신호의 위상들 중에서 상기 인체와 상기 안테나 사이의 거리에 의한 위상을 직교 변조하여 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 생성한다. 이 경우, 제1 변조 신호는 In-phase(I) 신호이고, 제2 변조 신호는 quadrature(Q) 신호일 수 있으며, 제1 변조 신호와 제2 변조 신호는 90도의 위상 차이를 가질 수 있다.

[0086] 바이오 레이더 시스템(100)은 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 각각 필터링하여, 제1 변조 신호에서 제1 호흡 신호를 추출하고, 제2 변조 신호에서 제2 호흡 신호를 추출한다(S130).

[0087] 바이오 레이더 시스템(100)은 진폭에 기초하여 제1 호흡 신호 및 제2 호흡 신호 중에서 분석 대상 호흡 신호를 결정한다(S140).

[0088] 구체적으로, 바이오 레이더 시스템(100)은 제1 호흡 신호 및 제2 호흡 신호 중에서 평균 진폭값이 큰 호흡 신호를 분석 대상 호흡 신호로 결정한다.

[0089] 바이오 레이더 시스템(100)은 분석 대상 호흡 신호의 진폭을 상위 임계값 및 하위 임계값과 비교하여 인체의 무호흡 여부를 결정한다(S150).

[0090] 이 경우, 상위 임계값은 분석 대상 호흡 신호의 최대 진폭값에 의해 결정되고, 하위 임계값은 분석 대상 호흡 신호의 최저 진폭값에 의해 결정되며, 바이오 레이더 시스템(100)은 분석 대상 호흡 신호의 진폭이 상위 임계값 및 하위 임계값 사이에 미리 설정된 시간 동안 존재하는 경우 인체가 무호흡하고 있다고 결정한다.

[0091] 도 7은 본 발명의 한 실시예에 따른 바이오 레이더 시스템이 인체의 심박 신호를 검출하는 방법을 설명하는 도면이다.

[0092] 도 7에서, 단계 S200 내지 단계 S220은 단계 S100 내지 단계 S120과 동일하므로, 이하 단계 S230 이후의 과정에 대해서만 설명한다.

[0093] 바이오 레이더 시스템(100)은 진폭에 기초하여 제1 변조 신호 및 상기 제2 변조 신호 중에서 분석 대상 변조 신호를 결정한다(S230).

[0094] 구체적으로, 바이오 레이더 시스템(100)은 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호 중에서 평균 진폭값이 큰 변조 신호를 분석 대상 변조 신호로 결정한다.

[0095] 바이오 레이더 시스템(100)은 분석 대상 변조 신호의 진폭을 심박 피크값과 비교하여 분석 대상 변조 신호에서 심박 신호를 추출한다(S240).

[0096] 구체적으로, 바이오 레이더 시스템(100)은 분석 대상 변조 신호의 미리 설정된 시구간 동안의 피크값을 이용하여 심박 피크값을 결정한다.

[0097] 이후, 바이오 레이더 시스템(100)은 심박 피크값의 평균값을 이용하여 분석 대상 변조 신호의 진폭과 심박 피크값을 비교할 세그먼트 구간을 결정하고, 세그먼트 구간 동안 분석 대상 변조 신호의 진폭의 로컬 피크값과 심박 피크값을 비교하여 심박 신호를 추출한다.

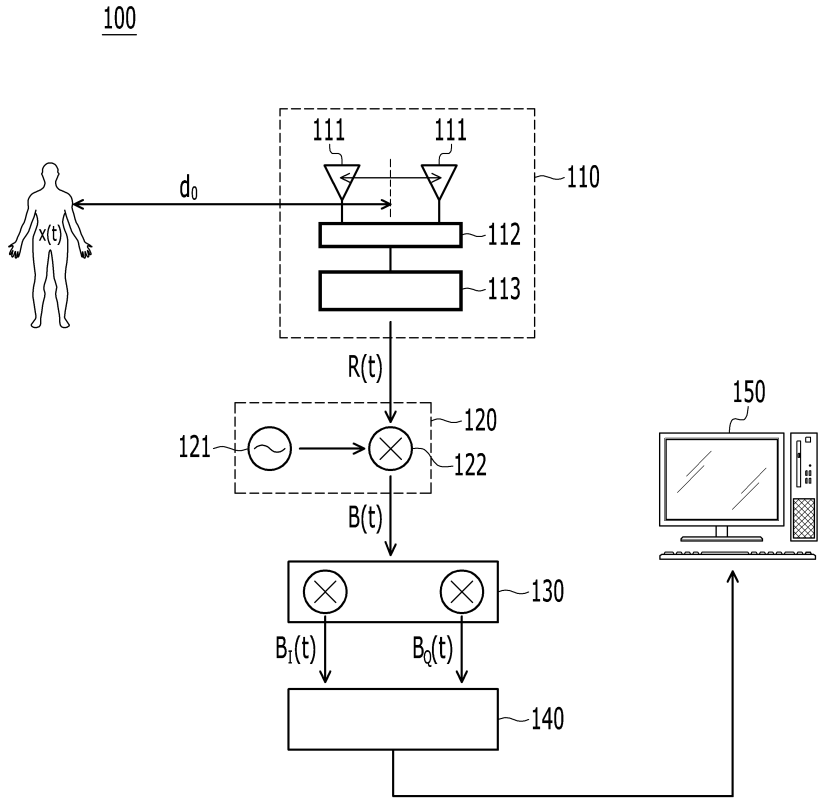
[0098] 또한, 바이오 레이더 시스템(100)은 심박 신호의 피크간 간격과 심박 피크값의 간격 간의 차이를 이용하여 심박 신호를 보정한다.

[0099] 본 발명에 따르면, 기존의 연구들이 신호 대 잡음비 측면에서 바이오 레이더 시스템을 체계적으로 설계하지 못하는 한계를 극복하고, 인체에 의한 경로 손실을 극복할 수 있어 생체 신호 검출의 효율성이 증가할 수 있다.

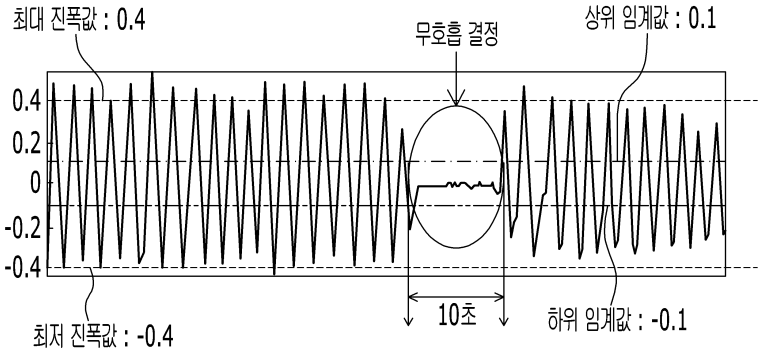
[0100] 이상에서 본 발명의 실시예에 대하여 상세하게 설명하였지만 본 발명의 권리범위는 이에 한정되는 것은 아니고 다음의 청구범위에서 정의하고 있는 본 발명의 기본 개념을 이용한 당업자의 여러 변형 및 개량 형태 또한 본 발명의 권리범위에 속하는 것이다.

도면

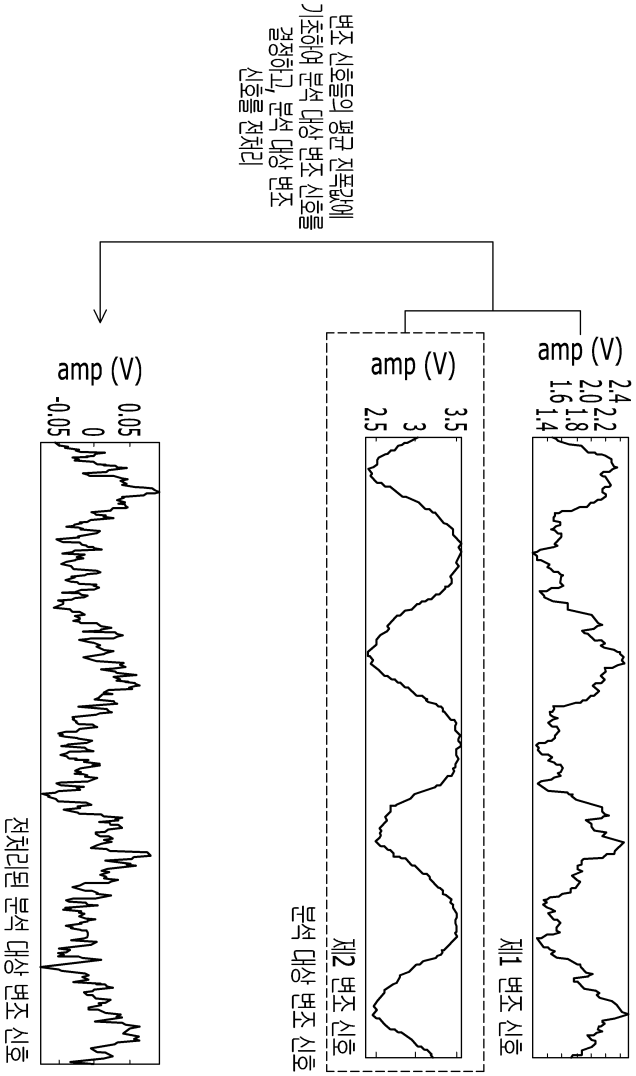
도면1


100
111
111
110
d_0
x(t)
112
113
R(t)
150
120
121
122
B(t)
130
$B_I(t)$
$B_Q(t)$
140

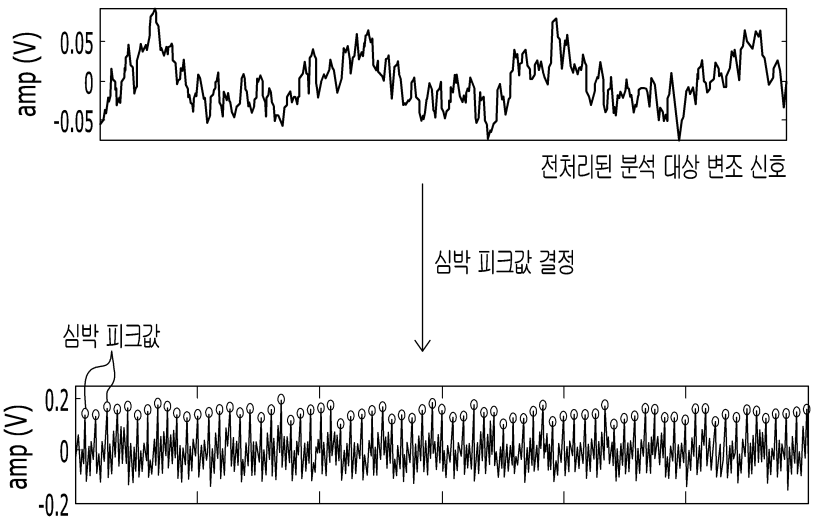
도면2


최대 진폭값 : 0.4
무호흡 결정
상위 임계값 : 0.1
0.4
0.2
0
-0.2
-0.4
10초
최저 진폭값 : -0.4
하위 임계값 : -0.1

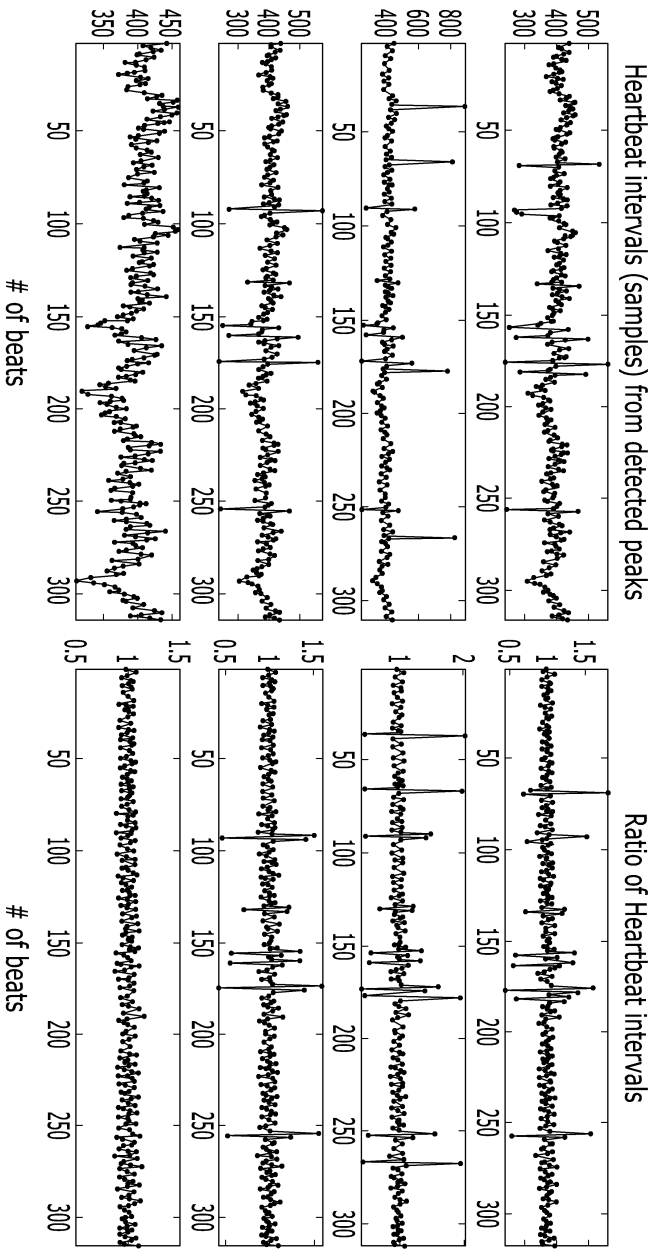
도면3


변조 신호들의 평균 진폭값에
기초하여 분석 대상 변조 신호를
결정하고, 분석 대상 변조
신호를 전처리
amp (V)
0.05
0
-0.05
전처리된 분석 대상 변조 신호
amp (V)
3.5
3
2.5
제2 변조 신호
분석 대상 변조 신호
amp (V)
2.4
2.2
2.0
1.8
1.6
1.4
제1 변조 신호

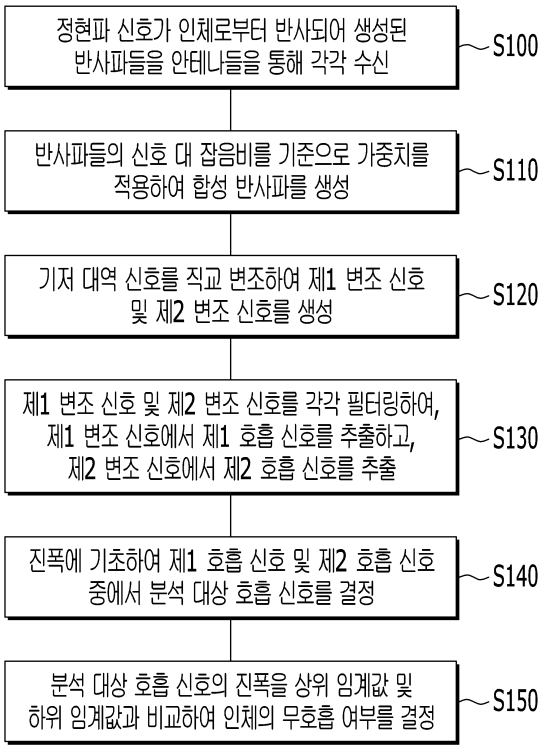
도면4


amp (V)
0.05
0
-0.05
전처리된 분석 대상 변조 신호
심박 피크값 결정
심박 피크값
amp (V)
0.2
0
-0.2

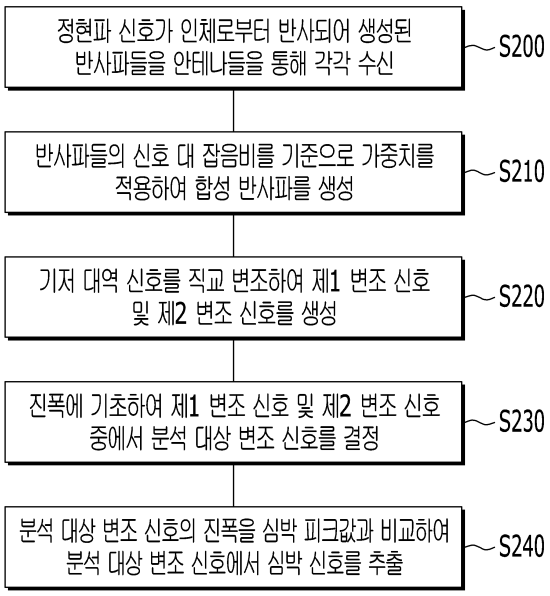
도면5


Heartbeat intervals (samples) from detected peaks
Ratio of Heartbeat intervals
# of beats
# of beats

도면6


정현파 신호가 인체로부터 반사되어 생성된 반사파들을 안테나들을 통해 각각 수신
S100
반사파들의 신호 대 잡음비를 기준으로 가중치를 적용하여 합성 반사파를 생성
S110
기저 대역 신호를 직교 변조하여 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 생성
S120
제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 각각 필터링하여, 제1 변조 신호에서 제1 호흡 신호를 추출하고, 제2 변조 신호에서 제2 호흡 신호를 추출
S130
진폭에 기초하여 제1 호흡 신호 및 제2 호흡 신호 중에서 분석 대상 호흡 신호를 결정
S140
분석 대상 호흡 신호의 진폭을 상위 임계값 및 하위 임계값과 비교하여 인체의 무호흡 여부를 결정
S150

도면7


정현파 신호가 인체로부터 반사되어 생성된 반사파들을 안테나들을 통해 각각 수신
S200
반사파들의 신호 대 잡음비를 기준으로 가중치를 적용하여 합성 반사파를 생성
S210
기저 대역 신호를 직교 변조하여 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호를 생성
S220
진폭에 기초하여 제1 변조 신호 및 제2 변조 신호 중에서 분석 대상 변조 신호를 결정
S230
분석 대상 변조 신호의 진폭을 심박 피크값과 비교하여 분석 대상 변조 신호에서 심박 신호를 추출
S240