



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2017-0057519
(43) 공개일자 2017년05월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/08 (2013.01)
A61B 5/0816 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-0160656
(22) 출원일자 2015년11월16일
심사청구일자 없음

(71) 출원인
(주)탐중양연구소
경기도 성남시 분당구 판교로255번길 74 (삼평동)
한양대학교 산학협력단
서울특별시 성동구 왕십리로 222(행당동, 한양대학교내)
(72) 발명자
김원남
경기도 성남시 분당구 백현로 265, 602-1305(수내동, 푸른마을 아파트)
조성호
서울특별시 양천구 오목로 299 B동 3502호 (목동, 목동트라팰리스이스턴에비뉴)
최정우
서울특별시 관악구 신림로11길 80 (신림동) 306호
(74) 대리인
특허법인 대아

전체 청구항 수 : 총 16 항

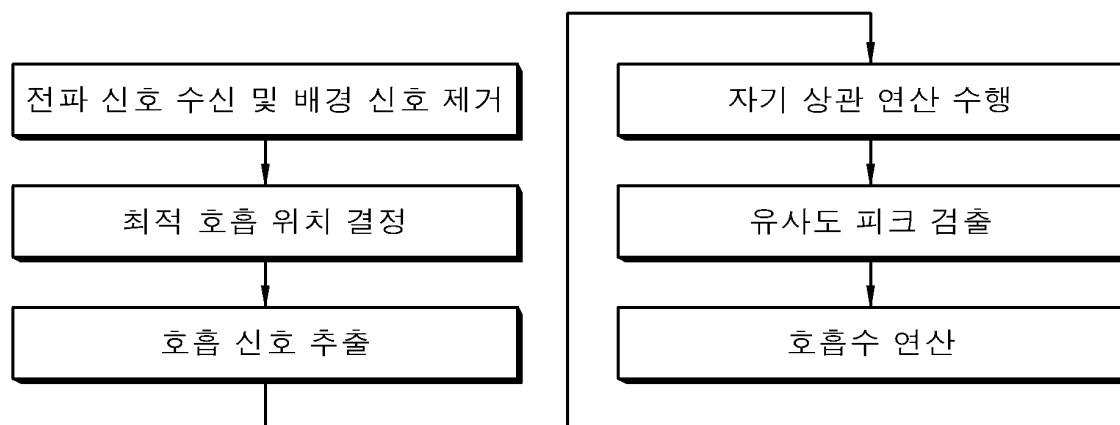
(54) 발명의 명칭 실시간 무선 호흡 측정 시스템 및 방법

(57) 요약

본 발명은 사용자 또는 측정 대상에 의해 반사된 전파 신호로부터 사용자 또는 측정 대상의 정상 호흡 신호를 검출함으로써 정확한 호흡 측정이 가능하도록 구성된 시스템 및 방법에 관한 것이다.

본 발명에 따른 실시간 무선 호흡 측정 시스템은 탐지 영역으로 전파 신호를 송신하는 송신부와, 상기 탐지 영역 내 측정 대상에 의해 반사된 전파 신호를 수신하는 수신부를 포함하는 송수신부 및 수신된 전파 신호로부터 측정 대상의 호흡수를 측정하는 제어부를 포함하되, 상기 제어부는 측정 대상의 최적 호흡 위치를 결정하는 최적 호흡 위치 결정부 및 상기 측정 대상의 최적 호흡 위치로부터 시간 축 기반 호흡수(f_1)를 연산하는 연산부로 구성된다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/4806 (2013.01)

A61B 5/7203 (2013.01)

A61B 5/7257 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

탐지 영역으로 전파 신호를 송신하는 송신부와, 상기 탐지 영역 내 측정 대상에 의해 반사된 전파 신호를 수신하는 수신부를 포함하는 송수신부; 및

수신된 전파 신호로부터 측정 대상의 호홉수를 측정하는 제어부;

를 포함하되,

상기 제어부는,

측정 대상의 최적 호홉 위치를 결정하는 최적 호홉 위치 결정부; 및

상기 측정 대상의 최적 호홉 위치로부터 반사되는 전파 신호를 소정의 시간 동안 추출한 제1 전파 신호와 상기 제1 전파 신호를 일정 시간만큼 지연시킨 제2 전파 신호 사이의 자기 상관(auto-correlation) 연산을 통해 두 전파 신호간 유사도를 계산하며, 상기 자기 상관 연산에 의해 계산된 두 전파 신호간 유사도가 최대값을 나타내는 피크 사이의 주기를 통해 측정 대상의 시간 축 기반 호홉수(f_1)를 연산하는 연산부;

로 구성된,

실시간 무선 호홉 측정 시스템.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 최적 호홉 위치 결정부는 수신된 전파 신호로부터 배경 신호를 제거(background subtraction)한 후 상기 측정 대상의 최적 호홉 위치를 결정하는,

실시간 무선 호홉 측정 시스템.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 최적 호홉 위치 결정부는 전체 탐지 영역으로부터 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치를 상기 측정 대상의 최적 호홉 위치로 결정하는,

실시간 무선 호홉 측정 시스템.

청구항 4

제3항에 있어서,

상기 최적 호홉 위치 결정부는,

수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 측정된 시간 축 기반 호홉수(f_1)와,

수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 수신된 전파 신호를 소정 시간 동안 추출한 후 푸리에 변환(Fourier transform) 연산을 통해 상기 전파 신호의 최대 주파수를 계산하며, 상기 푸리에 변환 연산에 의해 계산된 주파수를 통해 연산된 측정 대상의 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정

의 범위 내인 경우,

수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치를 상기 측정 대상의 최적 호홉 위치인 것으로 결정하는,

실시간 무선 호홉 측정 시스템.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 최적 호홉 위치 결정부는,

수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 소정의 시간 동안 상기 시간 축 기반 호홉수(f_1) 및 상기 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내로 유지될 경우,

수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치를 상기 측정 대상의 최적 호홉 위치인 것으로 결정하는,

실시간 무선 호홉 측정 시스템.

청구항 6

제4항에 있어서,

상기 최적 호홉 위치 결정부는,

수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 측정된 상기 시간 축 기반 호홉수(f_1) 및 상기 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 밖이거나 소정의 시간 동안 상기 시간 축 기반 호홉수(f_1) 및 상기 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내로 유지되지 않는 경우,

상기 위치를 최적 호홉 위치에서 제외하는,

실시간 무선 호홉 측정 시스템.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 최적 호홉 위치 결정부는,

수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치가 최적 호홉 위치가 아닐 경우,

상기 위치를 제외한 나머지 영역 중 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 측정된 상기 시간 축 기반 호홉수(f_1)와 상기 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내인지 여부를 판단하는,

실시간 무선 호홉 측정 시스템.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 시간 축 기반 호홉수(f_1)는 상기 자기 상관 연산에 의해 계산된 두 전파 신호간 유사도가 최대값을 나타내는 적어도 세 피크 사이의 주기의 평균값으로부터 연산되는,

실시간 무선 호홉 측정 시스템.

청구항 9

- a) 탐지 영역으로 전파 신호를 송신한 후 상기 탐지 영역 내 측정 대상에 의해 반사된 전파 신호를 수신하는 단계;
- b) 상기 단계 a)에서 수신된 전파 신호로부터 측정 대상의 최적 호홉 위치를 결정하는 단계;
- c) 상기 측정 대상의 최적 호홉 위치로부터 반사되는 전파 신호를 소정의 시간 동안 추출한 제1 전파 신호와 상기 제1 전파 신호를 일정 시간만큼 지연시킨 제2 전파 신호 사이의 자기 상관(auto-correlation) 연산을 통해 두 전파 신호간 유사도를 계산하는 단계; 및
- d) 상기 자기 상관 연산에 의해 계산된 두 전파 신호간 유사도가 최대값을 나타내는 피크 사이의 주기를 통해 측정 대상의 시간 축 기반 호홉수(f_1)를 연산하는 단계;

를 포함하는,

실시간 무선 호홉 측정 방법.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 단계 b)는 상기 단계 a)에서 수신된 전파 신호로부터 배경 신호를 제거(background subtraction)한 후 수행되는,

실시간 무선 호홉 측정 방법.

청구항 11

제9항에 있어서,

상기 단계 b)는 전체 탐지 영역으로부터 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치를 상기 측정 대상의 최적 호홉 위치로 결정하도록 수행되는,

실시간 무선 호홉 측정 방법.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 단계 b)는,

수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 측정 대상의 시간 축 기반 호홉수(f_1)를 측정하는 단계;

수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 수신된 전파 신호를 소정 시간 동안 추출한 후 푸리에 변환(Fourier transform) 연산을 통해 상기 전파 신호의 최대 주파수를 계산하며, 상기 푸리에 변환 연산에 의해 계산된 주파수를 통해 측정 대상의 주파수 축 기반 호홉수(f_2)를 측정하는 단계; 및

상기 시간 축 기반 호홉수(f_1)와 상기 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내인 경우, 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치를 상기 측정 대상의 최적 호홉 위치인 것으로 결정하는 단계;

를 포함하는,
실시간 무선 호홉 측정 방법.

청구항 13

제12항에 있어서,
상기 단계 b)는,
수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 소정의 시간 동안 상기 시간 축 기반 호홉수(f_1) 및 상기 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내로 유지될 경우,
수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치를 상기 측정 대상의 최적 호홉 위치인 것으로 결정하도록 수행되는,
실시간 무선 호홉 측정 방법.

청구항 14

제12항에 있어서,
상기 단계 b)는,
수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 측정된 상기 시간 축 기반 호홉수(f_1) 및 상기 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 밖이거나 소정의 시간 동안 상기 시간 축 기반 호홉수(f_1) 및 상기 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내로 유지되지 않는 경우,
상기 위치를 최적 호홉 위치에서 제외하도록 수행되는,
실시간 무선 호홉 측정 방법.

청구항 15

제14항에 있어서,
상기 단계 b)는,
수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치가 최적 호홉 위치가 아닐 경우,
상기 위치를 제외한 나머지 영역 중 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 측정된 상기 시간 축 기반 호홉수(f_1)와 상기 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내인지 여부를 판단하도록 수행되는,
실시간 무선 호홉 측정 방법.

청구항 16

제9항에 있어서,
상기 단계 d)는,
상기 자기 상관 연산에 의해 계산된 두 전파 신호간 유사도가 최대값을 나타내는 적어도 세 피크 사이의 주기의 평균값으로부터 상기 시간 축 기반 호홉수(f_1)를 연산하도록 수행되는,
실시간 무선 호홉 측정 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 실시간으로 호흡을 측정하기 위한 시스템 및 방법에 관한 것으로, 사용자 또는 측정 대상에 의해 반사된 전파 신호로부터 사용자 또는 측정 대상의 정상 호흡 신호를 검출함으로써 정확한 호흡 측정이 가능하도록 구성된 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 최근 삶의 질이 향상되고 노령화가 급속히 진행됨에 따라 무병장수에 대한 열망이 커지면서 건강에 대한 관심이 날로 증가하고 있다. 건강을 유지하고 개선시키는 방법에는 운동, 식이요법 등 다양한 방법이 있지만, 하루 중 약 25%의 시간을 할애하는 수면활동을 잘 관리하는 것이 무엇보다 중요하다. 이러한 이유로 최근에는 수면의 질을 향상시키기 위한 연구가 활발히 진행되고 있다.
- [0003] 수면의 질을 향상시키기 위해선, 수면 상태에 대한 분석이 선행되어야 한다. 사용자 또는 측정 대상의 수면 상태를 분석하고 이를 자료화하여 체계적으로 관리함으로써 건강한 신체를 유지할 수 있다. 수면 상태를 분석하기 위해서는 수면 중 호흡수, 심박수, 움직임(뒤척임)수 및 수면시간 등의 다양한 생체정보를 측정하는 것이 기본이 될 것이다.
- [0004] 그러나, 호흡수 또는 심박수 등의 생체정보를 측정하기 위해 의료용 장비를 동원하는 것은 번거로울 뿐만 아니라, 생체정보 측정을 위해 신체에 부착해야 하는 등의 불편함이 수반된다.
- [0005] 이 경우, 수면의 질을 향상시키기 위해 생체정보를 측정함으로써 수반되는 번거로움과 불편함으로 인해 오히려 수면의 질을 해치는 결과를 초래할 수도 있다.
- [0006] 따라서, 최근들어 사용자 또는 측정 대상의 수면 방해없이 호흡수 등을 측정하기 위해 비접촉식 생체 신호 측정 장치 등이 제안되고 있다.
- [0007] 종래의 방식은 일반적으로 마이크로파를 사용자에게 조사하고 반사되는 신호로부터 호흡 신호를 분리하는 원리에 기반한다.
- [0008] 이 때, 호흡 신호는 일반적으로 Sin 또는 Cos 파형과 유사하기 때문에 종래에는 주파수 분석 기법인 Fourier transform 방식을 사용하여 호흡 신호를 구성하는 Sin 또는 Cos 파형으로 분리되는데, 경우에 따라 사용자 또는 측정 대상의 호흡 신호의 파형이 Sin 또는 Cos 파형과 유사하지 않은 경우, 정확한 주기성을 판단하는 것이 어렵다는 문제가 있었다.
- [0009] 또한, 기존의 방식의 경우, 사용자 또는 측정 대상이 원거리에 위치하여 호흡 신호가 약하게 수신된 경우, 노이즈 위치에서의 신호를 호흡 신호로 오인하는 경우가 빈번히 발생하였다. 아울러, 사용자 또는 측정 대상의 주변에 움직임을 나타내는 동적 물체(클러터)가 존재할 경우, 동적 물체로부터 반사되는 신호를 호흡 신호로 오인하는 경우도 존재하였다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0010] 상기와 같은 기술적 배경 하에서, 본 발명은 사용자 또는 측정 대상의 불규칙한 호흡 신호(즉, Sin 또는 Cos 파형과 유사하지 않은 호흡 신호)를 정확하게 호흡 신호로 인식하여 측정하기 위한 시스템 및 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.
- [0011] 또한, 본 발명은 사용자 또는 측정 대상이 원거리에 위치하거나 사용자 또는 측정 대상의 주변에 움직임을 나타내는 동적 개체가 존재하는 노이즈 환경 하에서도 사용자 또는 측정 대상의 호흡 신호를 정확하게 측정하기 위한 시스템 및 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

- [0012] 본 발명의 일 측면에 따른 실시간 무선 호흡 측정 시스템은 탐지 영역으로 전파 신호를 송신하는 송신부와, 상기 탐지 영역 내 측정 대상에 의해 반사된 전파 신호를 수신하는 수신부를 포함하는 송수신부 및 수신된 전파 신호로부터 측정 대상의 호흡수를 측정하는 제어부를 기본 구성으로 포함할 수 있다.
- [0013] 여기서, 제어부는 측정 대상의 최적 호흡 위치를 결정하는 최적 호흡 위치 결정부와 상기 최적 호흡 위치에서의 측정 대상의 시간 축 기반 호흡수(f_1)를 연산하는 연산부를 포함한다.
- [0014] 일 실시예에 있어서, 연산부는 측정 대상의 최적 호흡 위치로부터 반사되는 전파 신호를 소정의 시간 동안 추출한 제1 전파 신호와 상기 제1 전파 신호를 일정 시간만큼 지연시킨 제2 전파 신호 사이의 자기 상관(auto-correlation) 연산을 통해 두 전파 신호간 유사도를 계산하며, 상기 자기 상관 연산에 의해 계산된 두 전파 신호간 유사도가 최대값을 나타내는 피크 사이의 주기를 통해 측정 대상의 시간 축 기반 호흡수(f_1)를 연산하도록 구성된다.
- [0015] 여기서, 최적 호흡 위치 결정부는 수신된 전파 신호로부터 배경 신호를 제거(background subtraction)한 후 상기 측정 대상의 최적 호흡 위치를 결정하며, 전체 탐지 영역으로부터 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치를 상기 측정 대상의 최적 호흡 위치로 결정할 수 있다.
- [0016] 또한, 다른 예에 있어서, 최적 호흡 위치 결정부는 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 측정된 시간 축 기반 호흡수(f_1)와 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 수신된 전파 신호를 소정 시간 동안 추출한 후 푸리에 변환(Fourier transform) 연산을 통해 상기 전파 신호의 최대 주파수를 계산하며, 상기 푸리에 변환 연산에 의해 계산된 주파수를 통해 연산된 측정 대상의 주파수 축 기반 호흡수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내인 경우, 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치를 상기 측정 대상의 최적 호흡 위치인 것으로 결정할 수 있다.
- [0017] 또한, 추가적인 예에 있어서, 최적 호흡 위치 결정부는 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 소정의 시간 동안 상기 시간 축 기반 호흡수(f_1) 및 상기 주파수 축 기반 호흡수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내로 유지될 경우 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치를 상기 측정 대상의 최적 호흡 위치인 것으로 결정할 수 있다.
- [0018] 이에 더하여, 최적 호흡 위치 결정부는 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 측정된 상기 시간 축 기반 호흡수(f_1) 및 상기 주파수 축 기반 호흡수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 밖이거나 소정의 시간 동안 상기 시간 축 기반 호흡수(f_1) 및 상기 주파수 축 기반 호흡수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내로 유지되지 않는 경우 상기 위치를 최적 호흡 위치에서 제외할 수 있다.
- [0019] 또한, 최적 호흡 위치 결정부는 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치가 최적 호흡 위치가 아닐 경우, 상기 위치를 제외한 나머지 영역 중 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 측정된 상기 시간 축 기반 호흡수(f_1)와 상기 주파수 축 기반 호흡수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내인지 여부를 판단할 수 있다.
- [0020] 아울러, 시간 축 기반 호흡수(f_1)는 상기 자기 상관 연산에 의해 계산된 두 전파 신호간 유사도가 최대값을 나타내는 적어도 세 피크 사이의 주기의 평균값으로부터 연산될 수 있다.
- [0021] 또한, 본 발명의 다른 측면에 따르면, a) 탐지 영역으로 전파 신호를 송신한 후 상기 탐지 영역 내 측정 대상에 의해 반사된 전파 신호를 수신하는 단계, b) 상기 단계 a)에서 수신된 전파 신호로부터 측정 대상의 최적 호흡 위치를 결정하는 단계, c) 상기 측정 대상의 최적 호흡 위치로부터 반사되는 전파 신호를 소정의 시간 동안 추출한 제1 전파 신호와 상기 제1 전파 신호를 일정 시간만큼 지연시킨 제2 전파 신호 사이의 자기 상관(auto-correlation) 연산을 통해 두 전파 신호간 유사도를 계산하는 단계 및 d) 상기 자기 상관 연산에 의해 계산된 두 전파 신호간 유사도가 최대값을 나타내는 피크 사이의 주기를 통해 측정 대상의 시간 축 기반 호흡수(f_1)를 연산하는 단계를 포함하는 실시간 무선 호흡 측정 방법이 제공될 수 있다.

발명의 효과

- [0022] 본 발명에 따르면, 사용자 또는 측정 대상이 불규칙한 호흡 패턴을 나타냄으로써 사용자 또는 측정 대상으로부터 수집한 호흡 신호가 Sin 또는 Cos 파형과 유사하지 않더라도 이로부터 정확하게 호흡 신호를 추출하는 것이 가능하다.
- [0023] 또한, 본 발명에 따르면, 사용자 또는 측정 대상이 원거리에 위치하거나 사용자 또는 측정 대상의 주변에 움직임을 나타내는 동적 물체가 존재하는 노이즈 환경 하에서도 사용자 또는 측정 대상의 주기성을 나타내는 호흡 신호를 포착하고, 이로부터 호흡수를 정확하게 측정하는 것이 가능하다.

도면의 간단한 설명

- [0024] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호흡 측정 시스템의 전체 동작 순서도를 나타낸 것이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호흡 측정 시스템을 이용하여 측정 대상의 최적 호흡 위치를 결정하는 단계를 개략적으로 나타낸 것이다.
- 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호흡 측정 시스템 상에서 측정 대상의 최적 호흡 위치를 결정하는 단계의 동작 순서도를 나타낸 것이다.
- 도 4는 도 3에서 정상 호흡 신호가 감지되는지 여부를 확인하는 단계의 동작 순서도를 나타낸 것이다.
- 도 5a는 비정상 호흡 신호의 추출 결과를 나타낸 것이며, 도 5b는 도 5a의 비정상 호흡 신호의 푸리에 변환(Fourier transform) 연산 결과를 나타낸 것이며, 도 5c는 도 5a에 나타난 비정상 호흡 신호의 자기 상관(auto-correlation) 연산 결과를 나타낸 것이다.
- 도 6a는 정상 호흡 신호의 추출 결과를 나타낸 것이며, 도 6b는 도 6a에 나타난 정상 호흡 신호의 푸리에 변환(Fourier transform) 연산 결과를 나타낸 것이며, 도 6c는 도 6a에 나타난 정상 호흡 신호의 자기 상관(auto-correlation) 연산 결과를 나타낸 것이다.
- 도 7은 정상 호흡 신호의 자기 상관 연산 결과로부터 평균 호흡 주기를 계산하는 과정을 나타낸 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0025] 본 발명을 더 쉽게 이해하기 위해 편의상 특정 용어를 본원에 정의한다. 본원에서 달리 정의하지 않는 한, 본 발명에 사용된 과학 용어 및 기술 용어들은 해당 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 일반적으로 이해되는 의미를 가질 것이다. 또한, 문맥상 특별히 지정하지 않는 한, 단수 형태의 용어는 그것의 복수 형태도 포함하는 것이며, 복수 형태의 용어는 그것의 단수 형태도 포함하는 것으로 이해되어야 한다.
- [0026] 이하, 본 발명의 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호흡 측정 시스템에 대하여 상세히 설명하도록 한다.
- [0027] 본 발명은 전파 신호를 이용한 호흡 측정 시스템에 관한 것으로서, 상기 시스템을 직접 이용하는 사용자 또는 상기 시스템에 의해 호흡이 측정되도록 의도된 측정 대상(이하에서는 사용자 및 측정 대상을 모두 측정 대상이라 지칭함)의 호흡 패턴 또는 호흡수를 측정하기 위한 시스템이다.
- [0028] 특히, 본 발명은 측정 대상에 의해 반사된 전파 신호의 주기성만을 가지고 호흡을 측정하는 것이 아니라, 측정 대상에 의해 반사된 전파 신호로부터 최적의 호흡 위치를 결정하고, 상기 위치로부터 반사된 전파 신호로부터 호흡에 의해 유발된 호흡 신호를 유효하게 추출하고 이로부터 호흡 패턴 및/또는 호흡수를 정확하게 측정하는 것을 특징으로 한다.
- [0029] 구체적으로, 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호흡 측정 시스템은 탐지 영역으로 전파 신호를 송신하는 송신부와, 탐지 영역 내 측정 대상에 의해 반사된 전파 신호를 수신하는 수신부를 포함하는 송수신부 및 수신된 전파 신호로부터 측정 대상의 호흡수를 측정하는 제어부를 포함할 수 있다.

- [0030] 제어부는 마이크로프로세서 및 메모리 등을 포함할 수 있으며, 제어부에서는 송수신부에 의해 송신 및 수신된 전파 신호를 처리하기 위한 알고리즘을 수행하도록 구성된다.
- [0031] 또한, 제어부는 측정 대상의 최적 호흡 위치를 결정하는 최적 호흡 위치 결정부와 측정 대상의 최적 호흡 위치로부터 반사되는 전파 신호로부터 시간 축 기반 호흡수를 연산하는 연산부를 포함할 수 있다.
- [0032] 송수신부는 탐지 영역으로 전파 신호를 송신하는 송신부와, 탐지 영역 내에 존재하는 측정 대상에 의해 반사된 전파 신호를 수신하는 수신부를 포함한다. 이 때, 수신부는 수신된 전파 신호의 세기를 증가시키는 증폭기를 더 구비할 수 있다.
- [0033] 송수신부가 송신 및 수신하는 전파 신호는 일반적인 측정 시스템에 사용되는 무선 신호가 비제한적으로 사용될 수 있다.
- [0034] 또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호흡 측정 시스템은 IR-UWB (impulse radio ultra wideband) 통신 기술을 기반으로 구축되는 것이 바람직하다.
- [0035] IR-UWB 통신 기술은 수 ns에서 수백 ps에 이르는 매우 좁은 폭의 임펄스를 사용함으로써 협대역 신호들에 비해 보다 높은 정확도로 측정 대상으로부터 반사된 전파 신호를 탐지하고 이로부터 호흡 신호를 유효하게 추출하는 데 이로울 수 있다.
- [0036] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호흡 측정 시스템의 전체 동작 순서도를 나타낸 것으로서, 최초 동작시 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호흡 측정 시스템은 탐지 영역으로 전파 신호를 송신하게 된다.
- [0037] 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호흡 시스템은 탐지 영역 내에 존재하는 측정 대상에 의해 반사된 전파 신호가 수신되는 시간 및/또는 전파 신호를 반사한 측정 대상까지의 거리를 기록할 수 있다.
- [0038] 이어서, 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호흡 측정 시스템의 제어부는 수신된 전파 신호로부터 측정 대상으로부터 반사된 유효한 전파 신호만을 선별하기 위해 수신부를 통해 수신된 전파 신호로부터 배경 신호를 제거(background subtraction)하고, 배경 신호가 제거된 전파 신호를 반사된 거리에 따라 분류하도록 구성된다.
- [0039] 배경 신호는 정적 개체(예를 들어, 책상, 화분 등) 및/또는 소정의 세기 미만의 전파 신호를 반사하는 동적 객체(예를 들어, 바람에 의한 커튼의 움직임, 작은 동물의 움직임 등)로부터 선택되는 적어도 하나의 개체로부터 반사되어 수신된 신호일 수 있다. 또한, 정적 개체라 할지라도 동적 개체보다 전파 신호를 강하게 반사시키는 금속 물질 또는 측정 대상보다 큰 동적 개체(예를 들어, 선풍기 등)에 의해 반사된 전파 신호 역시 신호의 세기를 기설정함으로써 배경 신호로 간주될 수 있다. 아울러, 만약 측정 대상이 작은 동물인 경우, 측정 대상이 사람인 경우보다 배경 신호의 기준이 되는 전파 신호의 세기를 더욱 작게하고 일반적으로 사람에 의해 발생하는 신호의 세기를 배경 신호 간주 기준으로 삼아 배경 신호를 제거할 수 있다.
- [0040] 즉, 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호흡 측정 시스템은 측정 대상으로부터 반사된 전파 신호만을 유효하게 탐지하기 위한 시스템으로서, 탐지 영역 내 원래부터 존재하였던 정적 객체로부터 반사되어 수신된 신호를 노이즈 처리하여 제거함으로써 보다 정확한 호흡 측정이 가능하도록 한다.
- [0041] 상술한 배경 신호는 수신된 전파 신호로부터 배경 신호를 제거하기 위해 본 기술분야에 통상적으로 알려진 기술(예를 들어, 누적 평균 신호를 통한 클러스터 신호 추출 및 제거 방법)을 통해 제거될 수 있다.
- [0042] 상술한 과정을 통해 배경 신호가 제거된 전파 신호는 반사된 거리에 따라 분류된다. 예를 들어, 수신된 전파 신호가 반사된 거리는 전파 신호를 송신한 시점(t_0)과 객체에 의해 반사되어 전파 신호가 수신되는 시점(t_1)의 시간 차인 도착 시간(Time-of-arrive)을 기반으로 추정될 수 있다. 반사된 거리는 $(t_1 - t_0) * c / 2$ 로 계산 할 수 있으며, 여기서 c 는 공기 중에서 전파 신호의 전송 속도이다.
- [0043] 수신된 전파 신호로부터 배경 신호가 제거되고, 거리에 따른 분류가 완료된 경우, 제어부는 수신된 전파 신호의 반사 거리별 세기(분산 및/또는 에너지)에 기반하여 시간-반사 거리별 전파 신호를 기록한다.
- [0044] 반사 거리별 전파 신호를 시간의 흐름에 따라 개별 및 순차적으로 생성된 후, 최적 호흡 위치 결정부는 측정 대상의 최적 호흡 위치를 결정하게 된다.
- [0045] 여기서, 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호흡 측정 시스템을 이용하여 측정 대상의 최적 호흡 위치를

결정하는 단계를 개략적으로 나타낸 도 2에 도시된 바와 같이, 최적 호홉 위치란 측정 대상의 호홉 신호가 포함된 위치, 즉 측정 대상의 호홉 패턴이 정확하게 반영된 위치를 의미하는 것으로서, 반사 거리별로 반사되어 수신되는 전파 신호로부터 정확한 호홉 신호를 포착하는 것은 정확한 호홉 측정을 위해 반드시 선행되어야 한다.

[0046] 최적 호홉 위치를 결정하는 구성이 결여된 시스템의 경우, 근거리 측정 시스템과 같이 측정 대상의 호홉 신호가 강하게 수신될 수 밖에 없어 호홉 측정이 용이하거나 측정 대상 자체 또는 측정 대상 주위에 호홉 이외의 다른 움직임이 없어 호홉 신호만이 유일하게 수신되는 경우에 국한되어 적용될 수 밖에 없다.

[0047] 이에 따라, 측정 대상이 원거리에 위치하거나 측정 대상의 주변에 움직임을 나타내는 동적 물체가 존재하는 노이즈 환경 하에서 정확한 호홉 신호의 포착이 어려울 뿐만 아니라 호홉 이외의 움직임을 호홉 신호로 오인하는 경우가 발생할 여지가 존재한다.

[0048] 반면, 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호홉 측정 시스템은 수신된 전파 신호로부터 배경 신호를 제거(background subtraction)한 후 측정 대상의 최적 호홉 위치를 결정할 뿐만 아니라, 전체 탐지 영역으로부터 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치를 측정 대상의 최적 호홉 위치로 결정함으로써 상술한 기존 방식의 시스템의 단점을 보완하는 것이 가능하다.

[0049] 보다 구체적으로, 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호홉 측정 시스템 상에서 측정 대상의 최적 호홉 위치를 결정하는 단계의 동작 순서도를 나타낸 도 3에 도시된 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호홉 측정 시스템에 적용된 최적 호홉 위치 결정부는 우선 배경 신호가 제거된 시간-반사 거리별 전파 신호로부터 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치를 최적 호홉 후보 위치를 선정한다.

[0050] 즉, 최적 호홉 후보 위치에서의 전파 신호는 동일한 거리로부터 반사된 전파 신호들의 시간의 흐름에 따른 세기 변화(도 6a 참조)로 나타나게 된다.

[0051] 이어서, 최적 호홉 후보 위치에서 추출된 호홉 신호가 소정의 시간 동안 정상 호홉 신호를 나타내는지 여부를 판단하고, 정상 호홉 신호인 경우 호홉 신호 위치가 고정되어 지속적인 호홉 측정이 이루어지게 되나, 비정상 호홉 신호인 것으로 판단된 경우, 해당 위치는 소정의 시간 동안 최적 호홉 후보 위치에서 제외된다.

[0052] 도 4에는 최적 호홉 후보 위치에서의 호홉 신호가 정상 호홉 신호인지 여부를 판단하는 단계의 동작 순서도가 도시되어 있으며, 구체적으로 다음과 같은 단계를 통해 정상 호홉 신호인지 여부를 판단할 수 있다.

[0053] 1) 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 반사되는 전파 신호를 소정의 시간 동안 추출한 제1 전파 신호와 상기 제1 전파 신호를 일정 시간만큼 지연시킨 제2 전파 신호 사이의 자기 상관(auto-correlation) 연산을 통해 두 전파 신호간 유사도를 계산하며, 상기 자기 상관 연산에 의해 계산된 두 전파 신호간 유사도가 최대값을 나타내는 피크 사이의 주기를 통해 측정 대상의 시간 축 기반 호홉수(f_1)를 연산하는 단계;

[0054] 2) 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 수신된 전파 신호를 소정 시간 동안 추출한 후 푸리에 변환(Fourier transform) 연산을 통해 상기 전파 신호의 최대 주파수를 계산하며, 상기 푸리에 변환 연산에 의해 계산된 주파수를 통해 측정 대상의 주파수 축 기반 호홉수(f_2)를 연산하는 단계;

[0055] 여기서, 단계 1) 및 단계 2)의 연산은 연산부에 의해 수행될 수 있다.

[0056] 3) 상기 시간 축 기반 호홉수(f_1) 및 상기 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내인 경우, 소정의 시간 동안 상기 시간 축 기반 호홉수(f_1) 및 상기 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내로 유지되는지 여부를 판단하는 단계;

[0057] 4) 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 측정된 상기 시간 축 기반 호홉수(f_1) 및 상기 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 밖이거나 소정의 시간 동안 상기 시간

측 기반 호홉수(f_1) 및 상기 주파수 측 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내로 유지되지 않는 경우, 해당 위치를 최적 호홉 후보 위치에서 제외하고, 나머지 영역에서 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 상기 단계 1) 내지 상기 단계 3)을 반복하는 단계.

[0058] 단계 1) 및 단계 2)에서 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 반사되는 전파 신호를 추출하는 "소정의 시간(T_1)"은 추출된 전파 신호를 자기 상관 연산 및 푸리에 변환 연산을 했을 때 유의미한 결과값이 얻어지기에 충분한 시간을 의미한다.

[0059] 측정 대상의 호홉 패턴에 따라 단계 1)에서의 "소정의 시간(T_1)"은 적절히 조절될 수 있으며, 예를 들어, 단계 1)에서의 "소정의 시간(T_1)"은 호홉 신호로 예상되는 전파 신호의 골과 마루가 적어도 2회 이상 수신되기에 충분한 시간일 수 있다.

[0060] 단계 3)에서 상기 시간 측 기반 호홉수(f_1) 및 상기 주파수 측 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 존재하여야 할 "소정의 범위(d)"는 측정 대상의 호홉 패턴에 따라 달라질 수 있으나, 일반적으로 주 측정 대상에 해당하는 사람의 호홉 신호는 Sin 또는 Cos 파형과 상당히 유사하기 때문에 시간 측 기반 호홉수(f_1)와 주파수 측 기반 호홉수(f_2)의 차이는 정상적인 호홉 신호일 경우 "소정의 범위(d)"는 실제 호홉수(또는 시간 측 기반 호홉수(f_1) 및 주파수 측 기반 호홉수(f_2) 중 어느 하나의 값)의 10% 미만, 바람직하게는 5% 미만일 수 있다.

[0061] 예를 들어, 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 측정된 상기 시간 측 기반 호홉수(f_1) 및 상기 주파수 측 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 밖인 경우와 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 측정된 상기 시간 측 기반 호홉수(f_1) 및 상기 주파수 측 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내인 경우가 각각 도 5 및 도 6에 도시되어 있다.

[0062] 우선, 도 5a는 비정상 호홉 신호의 추출 결과를 나타낸 것이며, 도 5b는 도 5a의 비정상 호홉 신호의 푸리에 변환(Fourier transform) 연산 결과를 나타낸 것이며, 도 5c는 도 5a에 나타낸 비정상 호홉 신호의 자기 상관(auto-correlation) 연산 결과를 나타낸 것이다.

[0063] 도 5a에 나타낸 바와 같이, 비정상 호홉 신호인 경우, 일반적으로 정상 호홉 신호가 나타내는 Sin 또는 Cos 파형을 나타내지 않는다. 예를 들어, 측정 대상의 주변에 노이즈가 많은 환경에서 측정되거나 측정 대상의 최적 호홉 위치가 정확히 지정되지 않은 상태에서 측정된 경우, 도 5a와 같은 형태의 비정상 호홉 신호가 추출될 가능성이 높다.

[0064] 도 5b에 나타낸 바와 같이, 도 5a의 비정상 호홉 신호를 푸리에 변환(Fourier transform) 연산한 후, 최대 주파수값을 통해 호홉수를 연산할 경우, 9.7회/분의 결과값이 얻어지는 반면, 도 5c에 나타낸 바와 같이, 도 5a의 비정상 호홉 신호와 이를 일정 시간만큼 지연시킨 신호 사이의 자기 상관(auto-correlation) 연산을 통해 얻어진 두 신호간 유사도를 통해 얻어진 호홉수는 142.3회/분이다.

[0065] 도 5a에 나타낸 호홉 신호로부터 연산된 시간 측 기반 호홉수(f_1)와 주파수 측 기반 호홉수(f_2)의 차이는 실제 호홉수(또는 시간 측 기반 호홉수(f_1) 및 주파수 측 기반 호홉수(f_2) 중 어느 하나의 값)의 10%를 훨씬 초과하는 바, 도 5a의 호홉 신호는 비정상 신호인 것으로 판정할 수 있다.

[0066] 도 6a는 정상 호홉 신호의 추출 결과를 나타낸 것이며, 도 6b는 도 6a에 나타낸 정상 호홉 신호의 푸리에 변환(Fourier transform) 연산 결과를 나타낸 것이며, 도 6c는 도 6a에 나타낸 정상 호홉 신호의 자기 상관(auto-correlation) 연산 결과를 나타낸 것이다.

[0067] 도 6b에 나타낸 바와 같이, 도 6a의 정상 호홉 신호를 푸리에 변환(Fourier transform) 연산한 후, 최대 주파수값을 통해 호홉수를 연산할 경우, 29.7회/분의 결과값이 얻어지는 반면, 도 6c에 나타낸 바와 같이, 도 6a의 정상 호홉 신호와 이를 일정 시간만큼 지연시킨 신호 사이의 자기 상관(auto-correlation) 연산을 통해 얻어진 두 신호간 유사도를 통해 얻어진 호홉수는 30.2회/분이다.

[0068] 도 6a에 나타낸 호홉 신호로부터 연산된 시간 측 기반 호홉수(f_1)와 주파수 측 기반 호홉수(f_2)의 차이는 실제 호홉수(또는 시간 측 기반 호홉수(f_1) 및 주파수 측 기반 호홉수(f_2) 중 어느 하나의 값)의 10% 미만에 해당하는

바, 도 6a의 호홉 신호는 정상 신호인 것으로 판정할 수 있다.

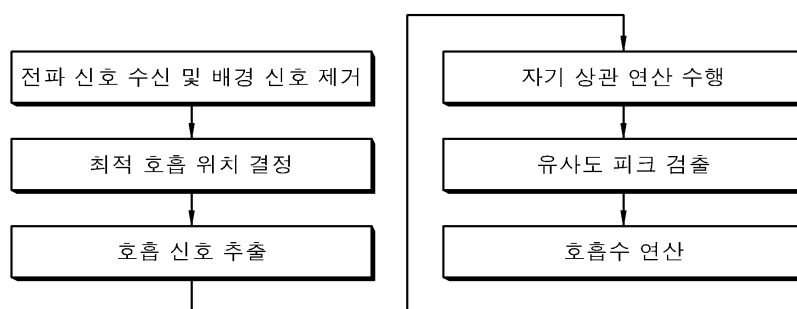
- [0069] 즉, 상기 단계 3)에 의해 본 발명에 따른 실시간 무선 호홉 측정 시스템은 측정 대상이 원거리에 위치하거나 측정 대상의 주변에 움직임을 나타내는 (배경 신호로서 충분히 제거되지 않은) 동적 물체에 의한 신호가 존재하는 노이즈 환경 하에서도 측정 대상의 주기성을 나타내는 호홉 신호를 포착하고, 이로부터 호홉수를 정확하게 측정하는 것이 가능할 뿐만 아니라, 시간 축 기반 호홉수(f_1)의 연산 결과를 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 연산 결과와 함께 대조함으로써 정확성을 제고할 수 있다.
- [0070] 또한, 단계 3)에서는 상기 시간 축 기반 호홉수(f_1) 및 상기 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내에 존재한다 하더라도 이와 같은 상태가 "소정의 시간(T_2)" 동안 유지되는 것을 요구한다.
- [0071] 여기서, "소정의 시간(T_2)"은 하나의 최적 호홉 후보 위치에서의 정상 호홉 신호 여부를 판별하는데 소비되는 시간으로서, "소정의 시간(T_2)"이 증가할수록 최적 호홉 후보 위치에서의 신호가 정상 호홉 신호인지 여부를 보다 정확히 판단하는 것이 가능하나, 하나의 위치에서 소비되는 시간이 증가하기 때문에 전체 탐지 영역을 모두 스캐닝하는데 소요되는 시간이 늘어날 수 있다.
- [0072] 단계 4)에서는 수신된 전파 신호가 최대 분산 또는 최대 에너지를 가지는 위치 상에서 측정된 상기 시간 축 기반 호홉수(f_1) 및 상기 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 밖이거나 소정의 시간(T_2) 동안 상기 시간 축 기반 호홉수(f_1) 및 상기 주파수 축 기반 호홉수(f_2)의 차이의 절대값이 소정의 범위 내로 유지되지 않는 경우, 해당 위치를 최적 호홉 후보 위치에서 제외하는 단계로서, 이 때 해당 위치는 소정의 시간(T_3) 동안 제외될 수 있다.
- [0073] 여기서, "소정의 시간(T_3)"은 최적 호홉 후보 위치에서 정상 호홉 신호가 탐지되지 않을 경우, 해당 위치를 얼마 동안 재탐색하지 않을 것인지 결정하는 변수로서, "소정의 시간(T_3)"이 증가할수록 하나의 위치에서 소요되는 시간이 적어지기 때문에 전체 탐지 영역을 모두 스캐닝하는데 소요되는 시간 역시 적어진다는 장점이 있으나, 하나의 위치에서의 탐지 시간이 적기 때문에 정상 호홉 신호임에도 불구하고 이를 탐지하지 못할 가능성이 존재한다.
- [0074] 따라서, "소정의 시간(T_2)"과 "소정의 시간(T_3)"은 전체 탐지 영역을 스캐닝하는데 허용된 시간 등을 고려하여 적절히 밸런싱하는 것이 바람직하다.
- [0075] 상술한 단계 1) 내지 단계 4)에 의해 최적 호홉 후보 위치(또는 그 다음 위치)에서의 호홉 신호가 정상 호홉 신호인 것으로 판정된 경우, 해당 위치가 최적 호홉 위치인 것으로 결정된다.
- [0076] 이어서, 측정 대상의 최적 호홉 위치로부터 반사되는 전파 신호로부터 호홉 신호가 지속적으로 추출되며, 연산부에 의해 추출된 호홉 신호로부터 호홉수 연산이 수행된다.
- [0077] 여기서, 호홉수를 연산하는 동작은 상술한 최적 호홉 후보 위치에서 정상 호홉 신호 여부를 판단하기 위한 단계 1)의 반복 동작으로 볼 수 있다.
- [0078] 최적 호홉 위치에서 소정의 시간(T_1) 동안 호홉 신호를 추출할 경우, 호홉 신호는 도 6a에 도시된 바와 같이 얻어질 수 있다.
- [0079] 도 6a에 도시된 최초 추출된 호홉 신호를 살펴보면, 골과 마루의 주기성을 어느 정도 관찰할 수 있으나, 호홉 주기가 정확히 반영된 마루에서의 신호의 최대값을 정확히 지정하는 것이 어려운 경우가 존재한다. 이 때, 인접한 마루마다 신호의 최대값이 정확히 지정되지 않을 경우, 호홉 주기는 불규칙하게 연산될 수 있어 부정확한 호홉 측정이 이루어질 수 밖에 없다.
- [0080] 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호홉 측정 시스템 상에서 호홉수를 연산하는 동작은 자기 상관 연산에 기반한 것으로, 자기 상관 연산이란 원래의 추출된 호홉 신호(제1 전파 신호)와 이를 일정 시간(예를 들어, 호홉 주기 기준 1 또는 2주기)만큼 지연(delay)시킨 호홉 신호(제2 전파 신호)의 유사도를 계산한 것으로서, 예를 들어, 제1 전파 신호에 대하여 제2 전파 신호가 지연되는 정도에 따라 변화하는 유사도 값의 조화 평균으로 정의될 수 있다.
- [0081] 도 6c에 도시된 바와 같이, 측정되는 전파 신호가 일정한 주기를 가질 경우, 일정한 주기에 따라 유사도가 최대

값을 나타내는 피크가 나타날 것이며, 피크 사이의 주기를 통해 측정 대상의 시간 축 기반 호홉수를 연산하는 것이 가능하다. 도 6a에 도시된 호홉 신호와는 달리 도 6c에 도시된 신호는 각 마루별 신호(유사도)의 최대값을 정확히 지정하는 것이 가능하므로, 규칙적인 호홉 주기의 연산과 함께 정확한 호홉 측정이 가능하다는 장점이 있다.

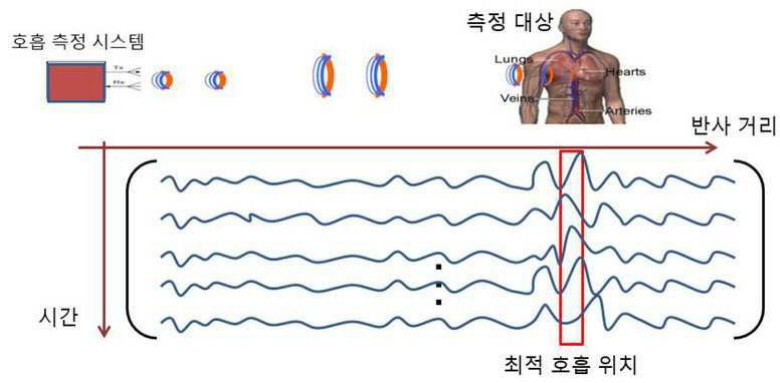
- [0082] 보다 정확한 호홉수 연산을 위해, 시간 축 기반 호홉수(f_1)는 자기 상관 연산에 의해 계산된 두 전파 신호간 유사도가 최대값을 나타내는 적어도 세 피크 사이의 주기의 평균값으로부터 연산될 수 있다.
- [0083] 도 7은 정상 호홉 신호의 자기 상관 연산 결과로부터 평균 호홉 주기를 계산하는 과정을 나타낸 것이다.
- [0084] 도 7을 참조하면, 자기 상관 연산에 의해 계산된 두 전파 신호간 유사도가 최대값을 나타내는 5개의 피크 사이의 주기인 t_1 , t_2 , t_3 및 t_4 의 평균값을 평균 호홉 주기(T)로 산정할 수 있으며, 분당 호홉수는 60(분)을 평균 호홉 주기(T)로 나눔으로써 산출될 수 있다.
- [0085] 상술한 바와 같이, 본 발명의 일 실시예에 따른 실시간 무선 호홉 측정 시스템은 기존의 주파수 축 신호 상에서 직접적으로 호홉수를 결정하는 것과 달리 시간 축 신호 상에서 호홉수를 결정하는 방법을 제시하고 있다.
- [0086] 시간 축 신호 상에서 호홉수를 결정하는 방법은 주파수 축 신호 상에서 호홉수를 결정하기 위해 사용하는 푸리에 변환 연산을 사용하지 않기 때문에 연산량을 상당히 감소시킬 수 있는 바 보다 신속한 호홉수 측정이 가능하도록 한다.
- [0087] 또한, 측정되는 호홉 신호가 미약하거나 Sin 또는 Cos 파형과 유사하지 않더라도 호홉 신호가 주기성만 가진다면 정확한 호홉수 측정이 가능하다는 장점이 있다.
- [0088] 이상, 본 발명의 일 실시예에 대하여 설명하였으나, 해당 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 특허청구범위에 기재된 본 발명의 사상으로부터 벗어나지 않는 범위 내에서, 구성 요소의 부가, 변경, 삭제 또는 추가 등에 의해 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있을 것이며, 이 또한 본 발명의 권리범위 내에 포함된다고 할 것이다.

도면

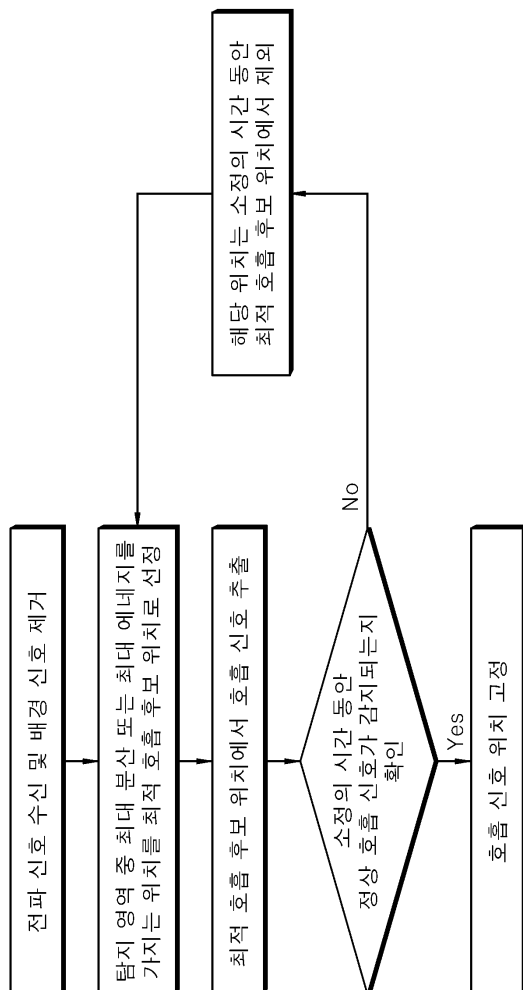
도면1



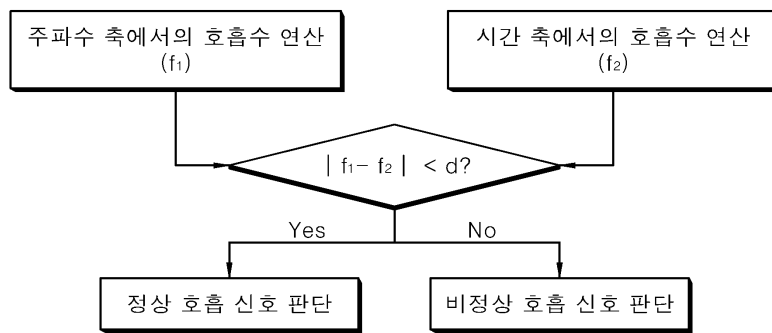
도면2



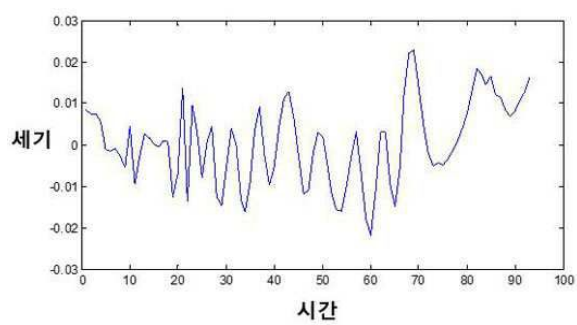
도면3



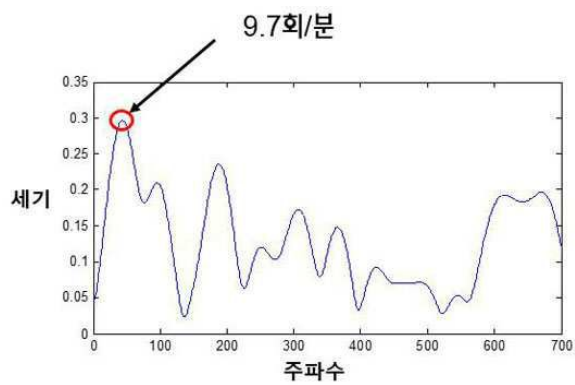
도면4



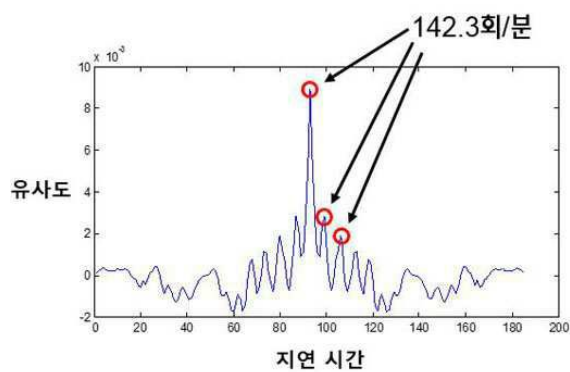
도면5a



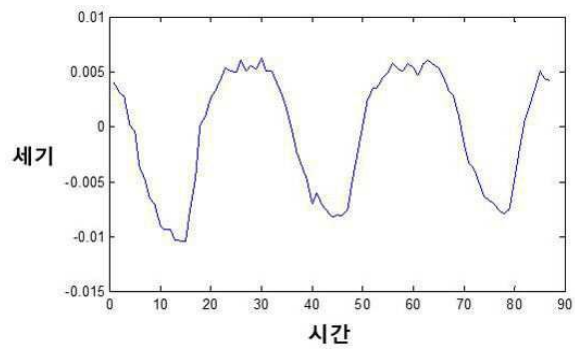
도면5b



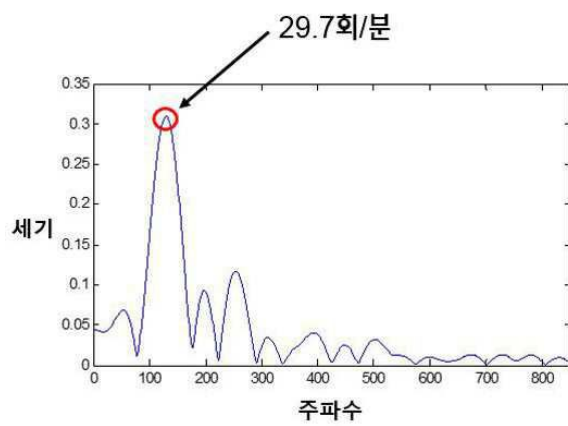
도면5c



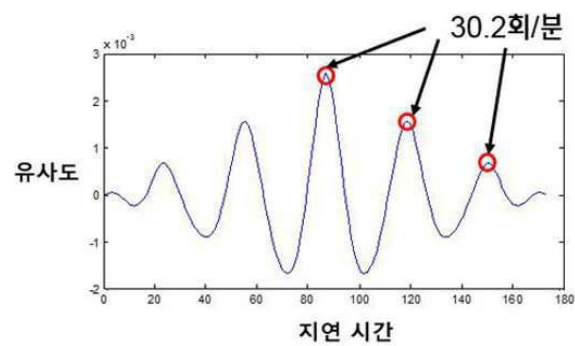
도면6a



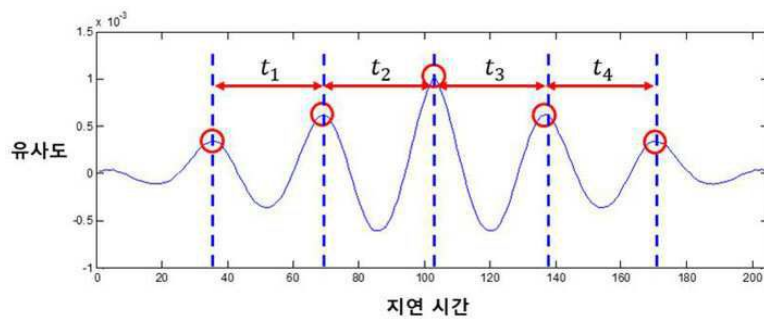
도면6b



도면6c



도면7



专利名称(译)	标题：实时无线呼吸测量系统和方法		
公开(公告)号	KR1020170057519A	公开(公告)日	2017-05-25
申请号	KR1020150160656	申请日	2015-11-16
[标]申请(专利权)人(译)	TOP CENT研发CENT 汉阳大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	(注) 顶部中心实验室 汉阳大学产学合作基金会		
当前申请(专利权)人(译)	(注) 顶部中心实验室 汉阳大学产学合作基金会		
[标]发明人	WON NAM KIM 김원남 SUNG HO CHO 조성호 JEONG WOO CHOI 최정우		
发明人	김원남 조성호 최정우		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/08 A61B5/0816 A61B5/4806 A61B5/7257 A61B5/7203		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种系统和方法，该系统和方法被配置为通过从用户或测量对象反射的无线电波信号中检测用户或测量对象的正常呼吸信号来实现精确的呼吸测量。根据本发明的实时无线呼吸测量系统包括发射器和接收器，接收器包括用于将无线电波信号发送到检测区域的发送器，用于接收由检测区域中的测量对象反射的无线电波信号的接收器，其中，控制单元包括：最佳呼吸位置确定单元，用于确定测量对象的最佳呼吸位置；以及操作单元，用于根据测量目标的最佳呼吸位置计算基于时间轴的呼吸频率 f_1 ，它被配置。

