



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2020년03월24일
(11) 등록번호 10-2091974
(24) 등록일자 2020년03월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01S 7/41 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/08 (2006.01) G01S 13/536 (2006.01)
G01S 7/35 (2006.01)
(52) CPC특허분류
G01S 7/415 (2013.01)
A61B 5/08 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2019-0090167
(22) 출원일자 2019년07월25일
심사청구일자 2019년07월25일
(56) 선행기술조사문헌
JP2018504166 A*
KR101995966 B1*
KR1020150102854 A*
KR1020180032980 A*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
정기섭
경기도 성남시 분당구 동판교로 123, 111동 1203호 (백현동, 백현마을)
(72) 발명자
정기섭
경기도 성남시 분당구 동판교로 123, 111동 1203호 (백현동, 백현마을)
(74) 대리인
이준혁

전체 청구항 수 : 총 4 항

심사관 : 정소연

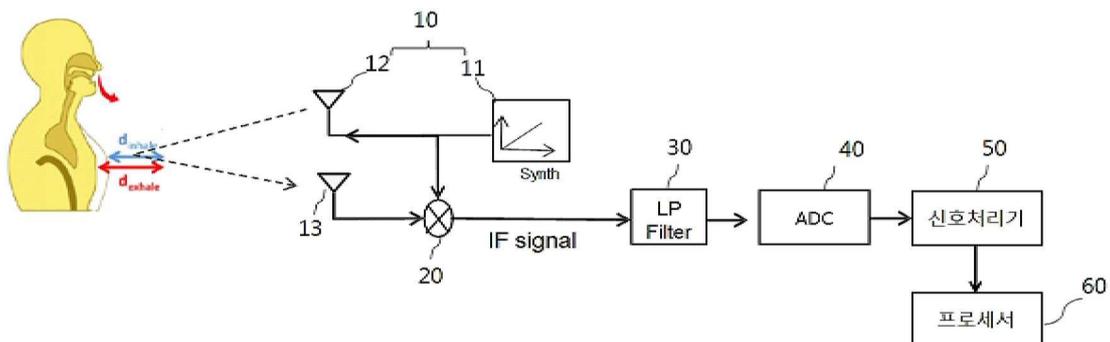
(54) 발명의 명칭 FMCW 레이더를 이용한 위치 추적 및 호흡(심박) 패턴 측정 방법

(57) 요약

본 발명은 FMCW 레이더 신호를 이용하여 피험자의 들숨과 날숨의 반복(호흡)에 따른 호흡 패턴 또는 심박 패턴을 결정하는 호흡(심박) 패턴 측정 방법 및 장치에 관한 것이다.

본 발명의 호흡 심박 측정 방법 및 장치는 FMCW 레이더 신호를 이용하여 피험자의 들숨과 날숨의 반복(호흡)에 (뒷면에 계속)

대표도 - 도1



따른 상기 송수신부와 가슴(흉부)까지의 거리(range)를 측정하고, 상기 거리 범위(레인지 빈)에서의 시간에 따라 처리된 상기 주파수 스펙트럼을 통해 호흡 패턴 또는 심박 패턴을 결정할 수 있다.

따라서, 본 발명의 호흡 심박 측정 방법 및 장치는 FMCW 레이더 발생장치, 송수신부, 신호처리기 등을 피험자가 거동하거나 잠을 자는 공간 중 일부(예를 들면, 벽면이나 천정)에 설치하는 것으로 충분하므로 피험자의 신체에 센서를 부착할 필요가 전혀 없다.

이와 같이, 본 발명의 호흡 심박 측정 방법 및 장치는 피험자의 활동에 어떠한 제약도 주지 않고, 의료진의 반복되는 추적 관리도 필요 없으므로 심박이나 호흡을 장시간(수일이나 수개월) 측정할 수 있다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/7225 (2013.01)

A61B 5/7275 (2013.01)

G01S 13/536 (2013.01)

G01S 2007/356 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

삭제

청구항 2

삭제

청구항 3

삭제

청구항 4

송수신부에서 다중 채널 고속 FMCW 형태의 레이더 신호를 소정 시간간격으로 송신하고, 사람을 포함한 표적으로부터 반사되는 수신 신호로 IF 신호를 생성하고, 이를 디지털 신호로 변환하는 단계 ;

상기 디지털 신호 데이터에 대해 고속 푸리에 변환(FFT)을 수행하는 단계 ;

사람 가슴이 위치하는 표적 레인지 빈(Range bin)을 선정하는 단계 ;

상기 표적 레인지 빈 구간(cell) 이외의 구간(cell)에서 수신되는 신호를 공간필터부(spatial filter)로 제거하는 공간 필터링 단계 ;

상기 표적 레인지 빈 범위에서 고속 푸리에 변환된 주파수 스펙트럼을 시간에 따라 처리하는 단계 ;

시간에 따라 처리된 상기 주파수 스펙트럼을 통해 호흡 또는 심박 패턴을 결정하는 단계를 포함하고,

상기 레인지 빈은 임의의 방위각으로 송신하여 수신한 레이더 신호를 단위 거리별로 처리한 것으로서, 일정 거리와 방위각에 따라 하나씩의 레인지 빈(레인지 빈에서 cell로 표시)이 형성되며,

상기 사람 가슴이 위치하는 표적 레인지 빈(Range bin)을 선정하는 단계는

상기 IF 신호를 0.1~0.6Hz 또는 0.8~4Hz 범위의 대역폭 필터로 통과시킨 후 이를 디지털 신호로 변환하는 단계 ;

상기 디지털 신호 데이터에 대해 고속 푸리에 변환(FFT)을 수행하는 단계 ; 및

생체 신호가 수신되는 좌표를 표적 레인지 빈(Range bin)으로 선정하는 단계를 포함하고,

상기 생체 신호는 고속 푸리에 변환(FFT)된 신호의 위상변이가 주기적으로 반복되거나 표적까지의 거리 변동이 주기적으로 반복되는 신호이고, 여기서, 표적까지의 거리 변동이 주기적으로 반복되는 상기 신호는 들숨과 날숨의 반복에 따른 두 개의 최대 피크가 연속하여 발생하는 신호인 것들 특징으로 하는 호흡 심박 측정 방법.

청구항 5

삭제

청구항 6

제 4항에 있어서, 상기 호흡 심박 측정방법은 상기 레인지 빈(Range bin) 선정 단계 후에, 상기 레인지 빈 구간(cell) 내에서 수신되는 신호를 슈퍼 레졸루션 처리부로 확대하여 비정상 상태의 호흡을 판정하는 것을 특징으로 하는 호흡 심박 측정방법.

청구항 7

제 4항에 있어서, 상기 호흡 또는 심박 패턴을 결정하는 단계는

소정 시간 동안의 신호 피크 개수를 읽어 분(minute)당 심박수 또는 호흡수를 산정하는 단계인 것을 특징으로 하는 호흡 심박 측정방법.

청구항 8

제 4항에 있어서, 상기 호흡 또는 심박 패턴을 결정하는 단계는

시간에 대한 피크 폭(송수신부에서부터 가슴까지의 거리, y축)이 기준 피크 폭에 비해 90% 이상 감소된 상태로 10초 이상 지속되면 무호흡으로 판단하고,

시간에 대한 피크 폭(송수신부에서부터 가슴까지의 거리, y축)이 기준 피크 폭에 비해 30% 이상 감소된 상태로 10초 이상 지속되면 저 호흡으로 판단하는 것을 특징으로 하는 호흡 심박 측정방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 FMCW 레이더를 이용한 위치 추적 및 호흡(심박) 패턴 측정 방법 및 장치에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 FMCW 레이더 신호를 이용하여 피험자의 위치를 파악한 후에 그 거리와 방위각도에서 온 생체 신호만을 선택적으로 수신하여 호흡 패턴 또는 심박 패턴을 결정하는 호흡(심박) 패턴 측정 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 수면 무호흡은 심장질환, 비만, 피로와 졸음에 의한 사고 등을 유발하는 심각한 보건의로 문제이며 세계적으로 평균수명의 증가와 비만인구의 증가로 인하여 그 대상자가 늘어나고 있는 추세이다.

[0003] 수면 무호흡증의 진단에는 수면다원검사(PSG, polysomnography)가 주로 사용되며, 수면다원검사를 수행하는 의료기관은 별도의 검사실에서 뇌파 등을 포함한 다수의 생체 신호 측정기와 영상 모니터링 기기 등을 설치하고, 별도의 수면기사를 통하여 운영하고 있다.

[0004] 수면무호흡증의 종류로는 폐쇄성 무호흡(obstructive apnea), 중추성 무호흡(central apnea) 및 복합성 무호흡이 있다. 폐쇄성 수면 무호흡증은 수면 중 상기도를 통한 공기 흐름의 장애로 인하여 잦은 각성과 혈중산소포화농도의 저하가 반복적으로 나타나는 수면호흡장애를 일컫으며, 성인의 경우 최소한 10초 이상의 기간 동안 호흡 진폭이 기저 호흡 진폭에 비하여 90%이상 감소된 상태가 평균적으로 한 시간에서 다섯 번 이상 나타나면서 동시에 호흡에 대한 노력이 유지되거나 증가되어 있는 경우로 정의된다. 또한, 중추성 수면 무호흡증은 뇌 또는 신경계통의 여러 가지 원인으로 발생하는 무호흡 증세로서 10초 이상 무 호흡이 있으면서 동시에 호흡에 대한 노력이 없는 경우로 정의된다.

[0005] 이러한, 수면 무호흡증을 진단하는 수면다원검사를 받는 환자는 이러한 특수 목적의 검사실에서 여러 종류의 센서를 몸에 부착하여 수면을 취하여야 하고, 수면다원검사 시스템은 수면 도중에 측정된 각종 생체 신호와 영상 데이터를 분석하여 수면 무호흡 진단에 필요한 정보를 의사에게 제공하고 있다.

[0006] 좀 더 구체적으로, 수면다원검사란, 수면 중에 뇌파, 안전도(눈동자의 움직임), 턱근전도, 심전도, 다리근전도, 코골이, 가슴-배 호흡운동, 혈중산소포화농도, 호흡기류(airflow), 몸의 자세 등 수면시 신체에 나타나는 여러 가지 생리적인 신호를 동시기록(동기화)하여 수면상태평가와 수면질환진단에 필요한 객관적인 자료를 제공하는 검사를 말한다.

[0007] 수면 다원 검사를 위한, 등록특허 10-1864642호에는 상기도 및 흉부 각각에 부착된 전극에 따른 EIT(Electrical Impedance Tomography)를 적용하여 상기도 개폐에 따른 폐 내부의 공기분포를 영상화하여 무호흡 증상을 판단하는 시스템을 제시하고 있다. 수면 다원 검사를 위해, 상기 등록특허는 피험자의 얼굴, 목 둘레에 상기도 전극, 흉부 둘레에 흉부 전극을 부착하여야 하므로 부착된 전극을 장시간 피험자 몸에 부착하여야 하는 불편함, 부착 여부 등을 관리하여야 하는 측정 방법의 어려움이 존재한다. 또한, 상기 등록특허의 방법은 전극이나 센서를 몸에 부착하여야 하므로 장기간(수일이나 수개월) 동안 피험자의 호흡이나 심박 상태를 측정하는 것은 현실적으로 불가능하였다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0008] 본 발명은 전극이나 센서를 피험자에 부착하지 않고 피험자의 호흡이나 심박 상태를 측정하는 방법이나 장치를 제공하는 것이다.
- [0009] 본 발명은 장시간(수일이나 수개월) 동안 피험자의 호흡이나 심박 상태를 측정하는 방법이나 장치를 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

- [0010] 하나의 양상에서 본 발명은
- [0011] 송수신부에서 다중 채널 고속 FMCW 형태의 레이더 신호를 소정 시간간격으로 송신하고, 사람을 포함한 표적으로부터 반사되는 수신 신호로 20Mhz대의 IF(Intermediate Frequency) 신호를 생성하고, 이를 디지털 신호로 변환하는 단계 ;
- [0012] 상기 디지털 신호 데이터에 대해 고속 푸리에 변환(FFT)을 수행하는 단계 ;
- [0013] 표적 중 사람이 위치하는 표적 레인지 빈(Range bin)을 선정하는 단계를 포함하는 위치 추적 방법에 관련된다.
- [0014] 다른 양상에서, 본 발명은
- [0015] 송수신부에서 다중 채널 고속 FMCW 형태의 레이더 신호를 소정 시간간격으로 송신하고, 사람을 포함한 표적으로부터 반사되는 수신 신호로 IF 신호를 생성하고, 이를 디지털 신호로 변환하는 단계 ;
- [0016] 상기 디지털 신호 데이터에 대해 고속 푸리에 변환(FFT)을 수행하는 단계 ;
- [0017] 표적 중 사람이 위치하는 레인지 빈(Range bin)을 선정하는 단계 ;
- [0018] 상기 레인지 빈 범위에서 고속 푸리에 변환된 주파수 스펙트럼을 시간에 따라 처리하는 단계 ;
- [0019] 시간에 따라 처리된 상기 주파수 스펙트럼을 통해 호흡 또는 심박 패턴을 결정하는 단계를 포함하는 호흡 심박 측정 방법에 관련된다.

발명의 효과

- [0020] 본 발명의 호흡 심박 측정 방법 및 장치는 FMCW 레이더 신호를 이용하여 피험자의 들숨과 날숨의 반복(호흡)에 따른 신호의 위상변화나 거리 변동, 심박 주기를 측정하고, 표적(가슴)이 위치하는 레인지 빈 구간에서 시간에 따른 주파수 스펙트럼을 통해 호흡 패턴 또는 심박 패턴을 결정할 수 있다.
- [0021] 또한, 본 발명은 레인지 빈 구간(cell, 사람 가슴 부위) 이외의 구간(cell)에서 수신되는 신호는 공간필터부(spatial filter)로 제거하고, 레인지 빈 구간(cell) 내에서 수신되는 신호에 대해서는 슈퍼 레졸루션 처리부로 신호 세기를 확대하여 비정상 호흡인지를 정밀하게 판단할 수 있다.
- [0022] 본 발명의 호흡 심박 측정 방법 및 장치는 FMCW 레이더 발생장치, 송수신부, 신호처리기 등을 피험자가 거동하거나 잠을 자는 공간 중 일부(예를 들면, 벽면이나 천정, 침대, 의자 표면이나 내부)에 설치하는 것으로 충분하므로 피험자의 신체에 센서를 부착할 필요가 전혀 없다.
- [0023] 이와 같이, 본 발명의 호흡 심박 측정 방법 및 장치는 피험자의 활동에 어떠한 제약도 주지 않고, 의료진의 반복되는 추적 관리도 필요 없으므로 심박이나 호흡을 장시간(수일이나 수개월) 측정할 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0024] 도 1은 본 발명의 호흡 심박 측정 장치의 구성을 나타내는 도면이다.
- 도 2는 본 발명의 호흡 심박 패턴 결정의 순서도이다.
- 도 3은 디지털 신호에 대한 고속 푸리에 변환의 스펙트럼이다.
- 도 4는 레인지 빈에서 선정된 표적의 위치(거리, θ)를 도시한 것이다.

도 5는 표적(사람의 가슴)이 위치하는 레인지 빈 범위에서의 고속 푸리에 스펙트럼을 시간과 거리로 나타낸 그래프이다.

도 6은 표적(사람의 가슴)이 위치하는 레인지 빈 범위에서의 고속 푸리에 스펙트럼을 시간과 위상으로 나타낸 그래프이다.

도 7은 무호흡 상태의 주파수 스펙트럼의 예이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0025] 이하에서, 본 발명의 바람직한 실시 태양을 도면을 들어 설명한다. 그러나 본 발명의 범위는 하기 실시 태양에 대한 설명 또는 도면에 제한되지 아니한다. 즉, 본 명세서에서 사용한 용어는 단지 특정한 실시 예를 설명하기 위해 사용된 것으로, 본 발명을 한정하려는 의도가 아니다. 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 또한, 본 명세서에서 기술되는 "포함 한다" 또는 "가지다" 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것이 존재함을 지정하려는 것이지, 하나 또는 그 이상의 다른 특징들이나 숫자, 단계, 동작, 구성요소, 부품 또는 이들을 조합한 것들의 존재 또는 부가 가능성을 미리 배제하지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0026] 또한, 명세서에 기재된 "부", "기", "모듈" 등의 용어는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위를 의미하며, 이는 하드웨어나 소프트웨어 또는 하드웨어 및 소프트웨어의 결합으로 구현될 수 있다.
- [0027] 도 1은 본 발명의 호흡 심박 측정 장치의 구성을 나타내는 도면이고, 도 2는 본 발명의 호흡 심박 패턴 결정의 순서도이고, 도 3은 디지털 신호에 대한 고속 푸리에 변환의 스펙트럼이고, 도 4는 레인지 빈에서 선정된 표적의 위치(거리, θ)을 도시한 것이다.
- [0028] 도 1을 참고하면, 본 발명의 위치추적 및 호흡 심박 측정 장치는 신호 송수신부(10), 믹서(mixer, 20), LP 필터(30), ADC(40), 신호처리기(50) 및 프로세서(60)를 포함한다.
- [0029] 본 발명의 위치 추적 방법은 디지털 신호 변환단계, 고속푸리에 변환 단계, 레인지 빈 선정 단계를 포함한다.
- [0030] 도 2를 참고하면, 본 발명의 호흡 심박 측정 방법은 디지털 신호 변환단계, 고속푸리에 변환 단계, 레인지 빈 선정 단계, 시간에 따라 주파수 스펙트럼 변형 단계, 호흡 심박 패턴 결정 단계를 포함한다.
- [0031] 본 발명의 위치 추적 및 호흡 심박 측정 장치는 피험자가 거동하거나 잠을 자는 공간에 설치될 수 있다. 예를 들면, 본 발명의 위치 추적 및 호흡 심박 측정 장치는 침대 또는 의자(마사지 의자) 등에 소정 거리로 이격된 위치(예를 들면, 침대 위, 측면 등)나, 침대에 내장되거나 침대 외면에 거치될 수 있다.
- [0032] 본 발명의 위치 추적 및 호흡 심박 측정 방법은 신호 송수신부(10), 믹서(mixer, 20), LP 필터(30), ADC(40), 신호처리기(50) 및 프로세서(60)를 이용하여 수행될 수 있다.
- [0033] 상기 디지털 신호 변환 단계는 송수신부에서 다중 채널 고속 FMCW 형태의 레이더 신호를 소정 시간간격으로 송신하고, 사람을 포함한 표적으로부터 반사되는 수신 신호로 IF 신호를 생성하고, 이를 디지털 신호로 변환한다.
- [0034] 본 발명에서는 FMCW(Frequency Modulated Continuous Wave) 레이더를 사용한다. FMCW 레이더는 주파수 변조된 신호를 연속적으로 발사하는 방식의 레이더이다. 침대에서의 환자(표적)의 움직임을 판단할 때, FMCW는 해상도가 UWB(Ultra wide band)방식에 비해 매우 우수하다(77Ghz의 FMCW은 3.75cm, 24Ghz의 UWB는 60cm에 불과하다). 또한, UWB방식은 24Ghz NB와 UWB(21.65~26.65GHz)의 2개의 주요 요소가 필요하고, 5Ghz까지의 밴드폭을, ISM은 250Mhz의 밴드폭(Bandwidth)만 제공하지만, 60Ghz FMCW는 약 4Ghz의 밴드폭을 제공할 수 있다.
- [0035] 상기 디지털 신호 변환 단계는 신호 송수신부(10), 믹서(mixer, 20), LP 필터(30)를 통과한 아날로그 신호에 대해 아날로그 디지털 컨버터(ADC, 40)를 이용하여 디지털로 변환하는 단계이다.
- [0036] 상기 신호 송수신부(10)는 신호파형 생성부(11), 송신 안테나(12), 수신 안테나(13)을 포함할 수 있다.
- [0037] 송신 안테나(12) 신호파형 생성부에서 생성된 신호 파형에 해당하는 송신신호를 송신하고, 수신 안테나(13)는 전방에 위치하는 하나 이상의 표적들에서 반사된 반사신호를 수신한다.
- [0038] 상기 믹서(20)는 신호파형 생성부(11)로부터 송신신호(즉, 송신기준 신호)를 입력받고, 수신 안테나(13)로부터 반사신호(즉, 표적으로부터 반사된 수신신호)를 입력받아 이들을 혼합한 20Mhz대의 IF(Intermediate Frequency) 신호를 생성한다.

- [0039] LP 필터(30)는 특정 주파수(cutoff 주파수)보다 낮은 주파수 신호만을 통과시키는 필터이다. LP 필터는 통과 가능한 주파수 범위를 제한할 수 있다.
- [0040] 상기 신호 송수신부(10), 믹서(20), LP 필터(30) 및 ADC(40)는 공지된 장치를 사용할 수 있다.
- [0041] 고속 푸리에 변환 단계는 상기 ADC(40)로부터 출력된 디지털 신호에 대해 고속푸리에 변환(Fast Fourier Transform)을 수행하는 단계이다. 고속 푸리에 변환은 공지된 고속 푸리에 변환기를 사용할 수 있다.
- [0042] 상기 신호처리부(50)는 상기 고속 푸리에 변환을 통해 거리에 따른 주파수 정보(신호 파워)를 획득할 수 있다.
- [0043] 상기 신호 처리부는 공간 필터부(spatial filter)와 슈퍼 레졸루션(super resolution) 처리부를 포함할 수 있다.
- [0044] 또한, 신호 처리부(50)는 표적(사람의 가슴, chest)이 위치하는 레인지 빈(range bin) 범위에서 고속 푸리에 변환된 주파수 스펙트럼을 시간에 따라 배치(plot)할 수 있다.
- [0045] 상기 제어부는 고속 푸리에 변환된 주파수 스펙트럼을 통해 호흡/심박동 운동하는 표적이 위치하는 레인지 빈(range bin)을 선정할 수 있다.
- [0046] 상기 제어부는 생체 신호가 수신되는 좌표를 표적 레인지 빈(Range bin)으로 선정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0047] 상기 생체 신호는 신호의 위상변이가 주기적으로 반복되거나 표적까지의 거리 변동이 주기적으로 반복되는 신호일 수 있다.
- [0048] 도 1을 참고하면, 사람이 숨을 들이 쉬는 들숨(inhale)의 경우, 송수신부(10)와 표적(chest)과의 거리는 가까워지고, 숨을 내뿜는 날숨(exhale)의 경우, 송수신부(10)와 표적과의 거리는 들숨의 경우에 비해 좀 더 멀어진다.
- [0049] 송수신부와 표적까지의 거리 변동이 주기적으로 반복되므로, 수신된 신호 파형은 위상(phase) 변이된다. 도 5는 호흡에 의한 들숨과 날숨에 의한 송수신부와 가슴(표적)까지의 거리 변동으로 인해 수신되는 파형의 위상 변이를 보여준다. 도 5를 참고하면, 호흡에 의한 수신 파형의 위상이 주기적으로 변하므로, 상기 제어부는 반복되는 파형을 통해 호흡에 의한 신호인지 판단할 수 있을 뿐만 아니라 호흡수를 측정할 수 있다.
- [0050] 또한, 상기 제어부는 수신된 생체 신호 중 반복되는 파형의 주파수(진동수)가 호흡 신호에 비해 4배 이상 큰 경우 심박신호로 판단하고, 주파수를 통해 심박수를 측정할 수 있다.
- [0051] 도 3은 디지털 신호에 대한 고속 푸리에 변환의 스펙트럼으로서, 레인지(거리)에 따른 신호세기를 보여준다. 사람의 가슴(chest)에 대해 FMCW 레이더를 송수신한 경우, 이를 고속 푸리에 변환하면 도 3과 같이 두 개의 최대 피크가 (일정 간격을 두고) 연속하여 발생될 수 있다. 도 3을 참고하면, 들숨 피크와 날숨 피크 사이의 Range (거리) 차이는 호흡 운동시 가슴(늑골)의 운동거리를 나타낸다.
- [0052] 상기 제어부는 표적까지의 신호 피크 두 개가 연속하여 발생하는 거리(range)와 방위각(θ)을 표적이 위치하는 레인지 빈(Range bin)으로 선정할 수 있다.
- [0053] 상기 제어부는 속도와 3D 좌표(x, y, z)로도 표적이 위치하는 레인지 빈(Range bin)을 선정하여 표시할 수 있다.
- [0054] 도 4는 표적이 위치하는 레인지 빈의 예를 도시한 것이다. 레인지 빈은 임의의 방위각으로 송신하여 수신한 레이더 신호를 단위 거리별로 처리한 것으로서, 일정 거리(bin space)별로 하나씩의 레인지 빈(레인지 빈에서의 cell로 표시)이 형성된다.
- [0055] 좀 더 구체적으로, 상기 표적(사람의 가슴)이 위치하는 레인지 빈을 선정하는 단계는 상기 IF 신호나 LP 필터를 통과한 신호를 0.1~0.6Hz 또는 0.8~4Hz 범위의 대역폭 필터(bandpass 필터)로 통과시킨 후 이를 디지털 신호로 변환하는 단계, 상기 디지털 신호 데이터에 대해 고속 푸리에 변환(FFT)을 수행하는 단계 및 표적까지의 신호 피크 두 개가 연속하여 발생하는 거리(range)와 방위각을 레인지 빈(Range bin)으로 선정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0056] 호흡수 측정인 경우, 상기 대역폭 필터는 통과 주파수 대역이 0.1~0.6Hz로 설정되고, 심박수 측정인 경우, 통과 주파수 대역이 0.8~4Hz 범위로 설정될 수 있다.
- [0057] 한편, 본 발명은 레인지 빈을 선정하는 단계 이전에 전처리 단계를 수행할 수 있다. 상기 전처리 단계는 해당 표적인 사람인지, 움직이는 사람인지, 잠을 자는 사람인지, 사람의 부위 중 가슴(CHEST)인지를 추적하는 단계이

다.

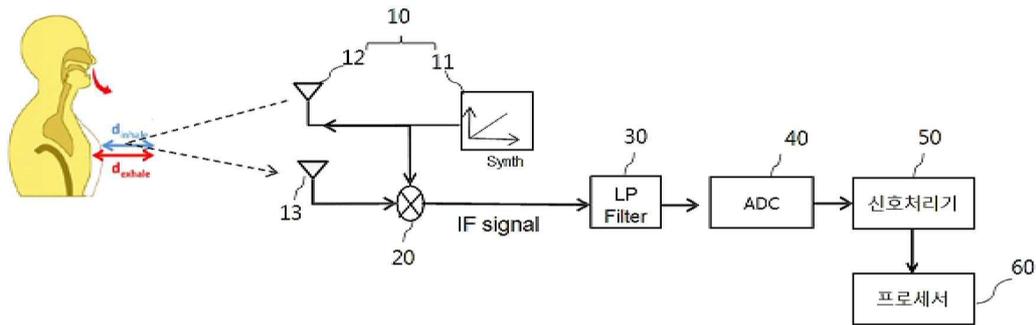
- [0058] 상기 전처리 단계에서는 LP 필터를 통과한 신호를 (상기 대역폭 필터 통과 없이) 디지털 신호로 변환하는 단계, 상기 디지털 신호 데이터에 대해 고속 푸리에 변환(FFT)을 수행하는 단계, 1차 고속푸리에 변환된 신호를 2차로 고속푸리에 변환하는 단계, 비표적을 제거하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0059] 2차 고속 푸리에 변환 스펙트럼은 표적의 거리와 속도 정보를 제공하므로, 상기 프로세서는 속도가 0인 신호를 고정 표적(침대, 의자 등)으로 판단하여 제거할 수 있다. 또한, 상기 프로세서는 속도가 일정값(예를 들면, 5cm/sec) 이상 인 신호인 경우 움직이는 사람이거나 움직이는 팔이나 다리 부위로 판단하여 제거할 수 있다.
- [0060] 이와 같이, 본 발명은 상기 전처리 단계를 통해 비표적 신호를 먼저 제거 한 후 표적(사람의 가슴)이 위치하는 레인지 빈을 좀 더 정확하게 선정할 수 있다. 다만, 본 발명은 전처리 단계 없이 상기 레인지 빈을 선정할 수도 있다.
- [0061] 상기 공간 필터부(spatial filter)는 레인지 빈 구간(cell) 이외의 구간(cell)에서 수신되는 신호를 제거할 수 있다(공간 필터링 단계).
- [0062] 상기 슈퍼 레졸루션(super resolution) 처리부는 상기 레인지 빈 구간(cell) 내에서 수신되는 신호를 확대하여 좀 더 정확한 심호흡 신호를 추출할 수 있다. 즉, 슈퍼 레졸루션 처리부는 호흡 심박 신호를 더 확대하여 자연스럽지 않은 호흡에 대해서 추적할 수 있다. 슈퍼 레졸루션 처리부는 공지된 프로그램이나 방법(upsampling methods, model framework, network design, learning strategy)을 적용할 수 있다.
- [0063] 신호 처리부(50)는 표적이 위치하는 레인지 빈(도 5 참고) 구간에서의 피크를 시간에 따라 플롯(plot)하여 주파수 스펙트럼을 시간에 따라 처리할 수 있다.
- [0064] 도 5와 같이, 1차 고속푸리에 변환된 주파수 스펙트럼이 상기 신호처리부에 의해 시간과 거리로 표시될 수 있다. 또한, 도 6과 같이, 1차 고속푸리에 변환된 주파수 스펙트럼이 상기 신호처리부에 의해 시간과 위상으로 표시될 수 있다.
- [0065] 한편, 상기 신호 처리부는 도 3의 들숨과 날숨 신호를 하나의 신호로 생성하여 호흡 신호로 나타낼 수 있다. 예를 들면, 호흡 신호는 들숨과 날숨 신호의 거리와 파워의 중간 값으로 나타낼 수 있다.
- [0066] 상기 프로세서는, 도 5 또는 도 6과 같이, 시간에 따라 처리된 상기 주파수 스펙트럼을 통해 상기 호흡 또는 심박 패턴을 결정할 수 있다.
- [0067] 상기 프로세서는 상기 표적까지의 신호 피크 개수를 읽어 분(minute)당 심박수 또는 호흡수를 산정할 수 있다. 예를 들면, 도 4의 주파수 스펙트럼의 경우, 상기 프로세서는 1분에 12개의 피크가 카운팅되므로 호흡수는 12회/분으로 판정될 수 있고, 도 6의 주파수 스펙트럼의 경우, 상기 프로세서는 1분에 11개의 피크가 카운팅되므로 호흡수는 11회/분으로 판정될 수 있다.
- [0068] 도 7은 무호흡 상태의 주파수 스펙트럼의 예이다. 도 7을 참고하면, 상기 프로세서는 피크 폭(송수신부에서부터 가슴까지의 거리, 도 7에서 y축)이 기준 피크 폭에 비해 90% 이상 감소된 상태로 10초 이상 지속되므로 무호흡으로 판단할 수 있다.
- [0069] 또한, 상기 프로세서는 피크 폭(송수신부에서부터 가슴까지의 거리, y축)이 기준 피크 폭에 비해 30% 이상 감소된 상태로 10초 이상 지속되면 저호흡으로 판단할 수 있다.
- [0070] 또한, 상기 프로세서는 표적의 특정범위(대개 5미터 이내)의 실내 움직임, 호흡수, 맥박수, 반사해서 돌아오는 파장의 크기(Amplitude)를 입력 받아, 수면 시 수면 단계(wake, s1, s2, s3, s4(deep sleep), REM)를 공지된 CNN(Convolution neural network) 툴(tool)을 적용하여 파악할 수 있다.
- [0071] 이와 같이, 본 발명은 고속 푸리에 변환된 주파수 스펙트럼을 시간에 따라 플롯하여 호흡수, 심박수, 무호흡 또는 저호흡 등의 호흡 상태를 측정할 수 있고, 이외에도 정상적인 호흡 패턴과 다른 비정상 호흡 패턴을 측정할 수 있다.
- [0072] 본 발명은 앞에서 언급한 방법으로 무호흡이나 저호흡을 판정하는 것 이외에도 송수신된 신호 피크의 평균값의 급격한 변화(설정값 초과하는 경우)를 통해 비정상적인 호흡이나 심박상태를 판정할 수 있다.
- [0073] 또한, 본 발명은 다수의 표적(피험자)에 대한 생체 신호(vital sign)를 검출할 수 있다.
- [0074] 본 발명은 MIMO(Multiple Input Multiple Output) 기술을 활용하여 다수의 생체인식을 할 수 있다. 예를 들면,

본 발명은 송신기(TX) 개수별로 생체인식을 수행할 수 있는데, 2T4R 안테나 설계를 하면 T₁(첫번째 출력안테나), R₁, R₂, R₃, R₄(수신안테나 첫번째부터 네번째)는 첫번째 사람의 생체신호(VitalSign)를 모니터링하며, T₂(두번째 출력안테나), R₁, R₂, R₃, R₄는 2번째 사람의 생체신호를 인식할 수 있다. 출력안테나가 N개 이면(T_n), N 명의 생체 신호를 수신하여 인식할 수 있다.

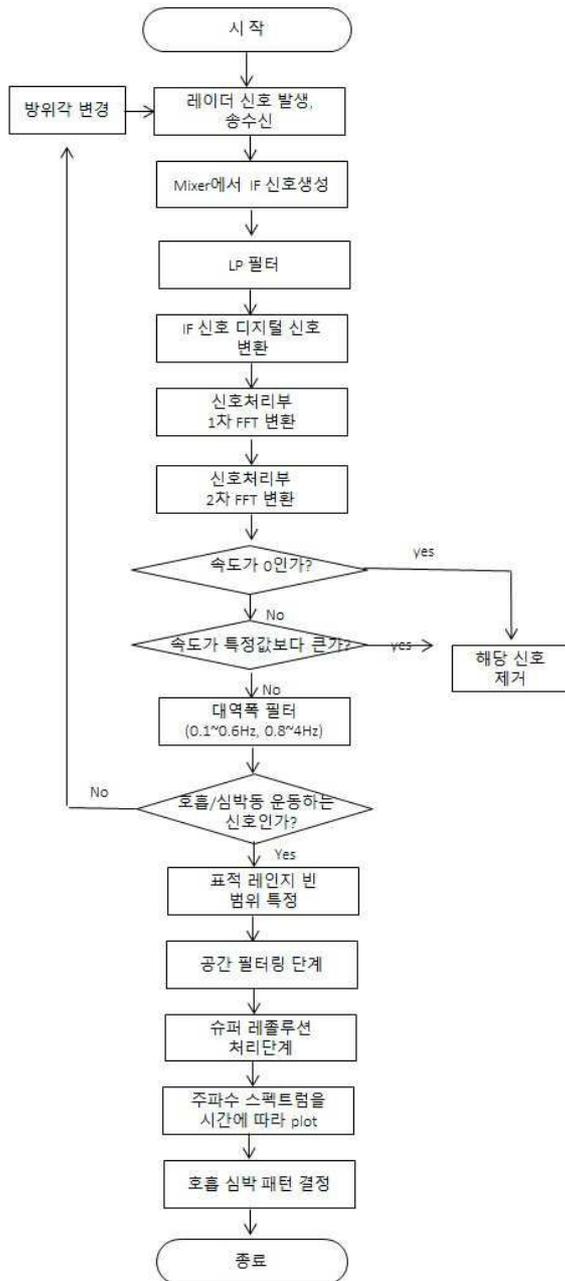
[0075] 이상에서 본 발명의 바람직한 구현예를 예로 들어 상세하게 설명하였으나, 이러한 설명은 단순히 본 발명의 예시적인 실시예를 설명 및 개시하는 것이다. 당업자는 본 발명의 범위 및 요지로부터 벗어남이 없이 상기 설명 및 첨부 도면으로부터 다양한 변경, 수정 및 변형예가 가능함을 용이하게 인식할 것이다.

도면

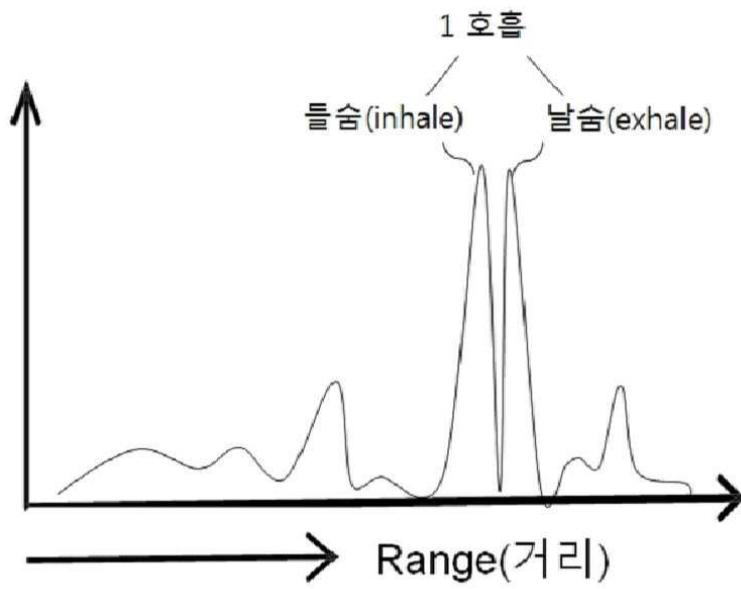
도면1



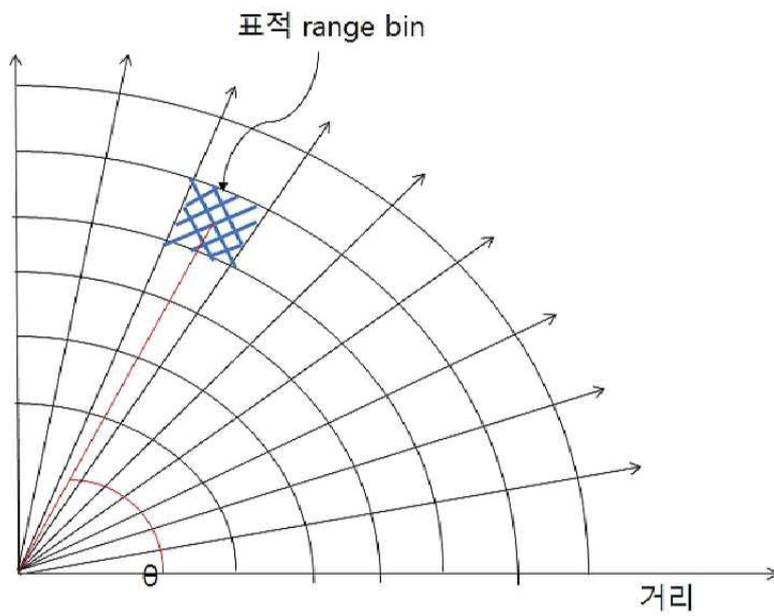
도면2



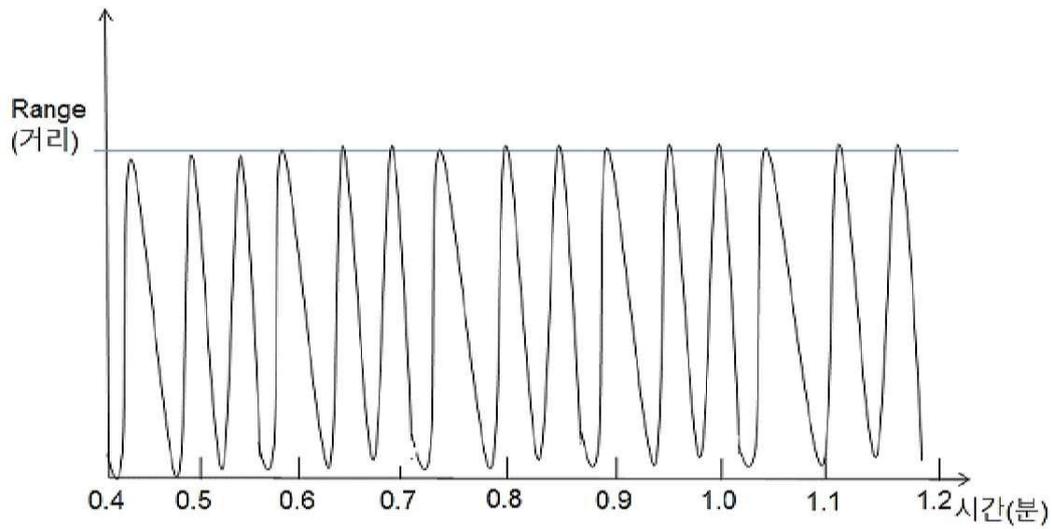
도면3



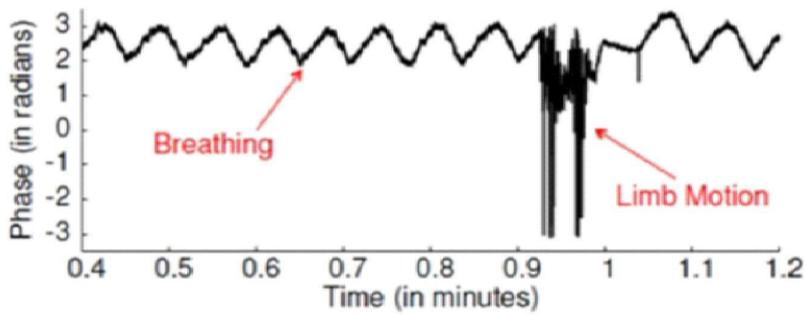
도면4



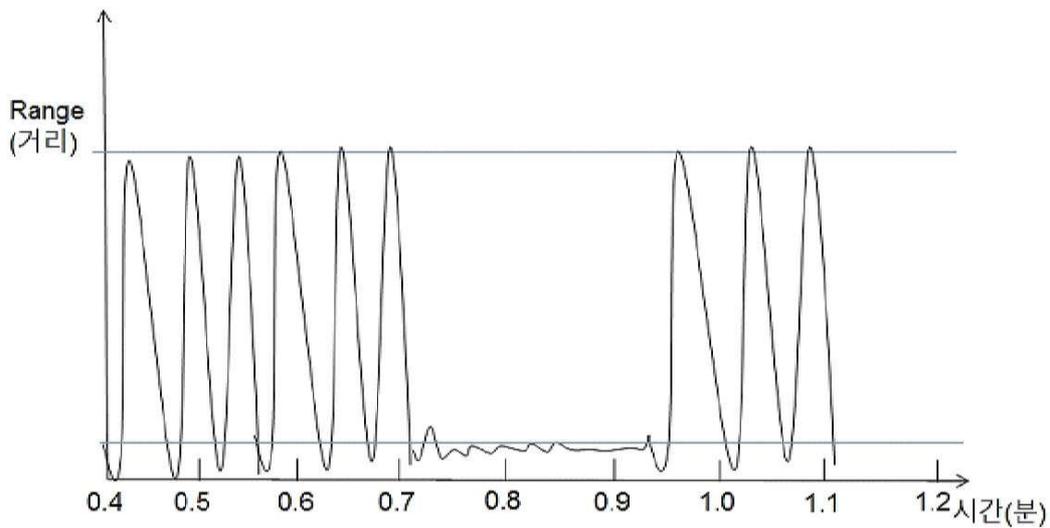
도면5



도면6



도면7



【심사관 직권보정사항】

【직권보정 1】

【보정항목】 발명(고안)의 설명

【보정세부항목】 발명의 명칭

【변경전】

FMCW 레이더를 이용한 위치 추적 및 호흡(심박) 패턴 측정 방법 및 장치{Method and apparatus for tracking target and detecting respiration and heartbeat pattern using FMCW radar}

【변경후】

FMCW 레이더를 이용한 위치 추적 및 호흡(심박) 패턴 측정 방법{Method for tracking target and detecting respiration and heartbeat pattern using FMCW radar}

专利名称(译)	FMCW雷达跟踪目标并检测呼吸和心跳模式的方法		
公开(公告)号	KR102091974B1	公开(公告)日	2020-03-24
申请号	KR1020190090167	申请日	2019-07-25
[标]申请(专利权)人(译)	정기섭		
申请(专利权)人(译)	정기섭		
当前申请(专利权)人(译)	정기섭		
[标]发明人	정기섭		
发明人	정기섭		
IPC分类号	G01S7/41 A61B5/00 A61B5/08 G01S13/536 G01S7/35		
CPC分类号	G01S7/415 A61B5/08 A61B5/7225 A61B5/7275 G01S13/536 G01S2007/356		
代理人(译)	李浚赫		
审查员(译)	Jeongsoyeon		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

呼吸(心率)模式的测量方法及其设备技术领域本发明涉及一种呼吸(心率)模式的测量方法及其设备,其根据使用FMCW雷达信号的对象吸气和呼气的重复(呼吸)来确定呼吸模式或心率模式。根据本发明,呼吸/心率测量方法及其设备被配置为根据使用FMCW雷达信号的被检体的吸入和呼出的重复(呼吸)来测量发送/接收单元与胸部之间的距离。并通过根据范围内的时间(范围仓)处理的频谱确定呼吸模式或心率模式。因此,通过将FMCW雷达产生装置,发送/接收单元和信号处理器安装在某一部分(例如,墙壁表面或天花板)中,可以充分实现呼吸/心率测量方法及其设备。对象移动或睡觉的空间,因此不需要将传感器安装到对象的身体上。因此,根据本发明,呼吸/心率测量方法及其设备不对受试者的活动施加任何限制,并且不需要医务人员的重复跟踪管理,因此可以测量心率或心率。长时间(几天或几个月)呼吸。

