



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 등록특허공보(B1)**

(45) 공고일자 2019년07월04일  
 (11) 등록번호 10-1995966  
 (24) 등록일자 2019년06월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
**A61B 5/00** (2006.01) **A61B 5/08** (2006.01)  
 (52) CPC특허분류  
**A61B 5/7235** (2013.01)  
**A61B 5/08** (2013.01)  
 (21) 출원번호 10-2016-0176411  
 (22) 출원일자 2016년12월22일  
 심사청구일자 2016년12월22일  
 (65) 공개번호 10-2018-0046334  
 (43) 공개일자 2018년05월08일  
 (30) 우선권주장  
 1020160141012 2016년10월27일 대한민국(KR)  
 (56) 선행기술조사문헌  
 JP2009060989 A\*  
 KR1020110008080 A\*  
 \*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자  
**비아이에스웍스 주식회사**  
 경기도 성남시 분당구 성남대로 165, 473(금곡동, 천사의도시1차)  
 (72) 발명자  
**차상희**  
 경기도 성남시 분당구 성남대로171번길 17, 306호(금곡동)  
**조중길**  
 경상북도 구미시 백산로4길 49, 303호(송정동)  
 (74) 대리인  
**특허법인충정**

전체 청구항 수 : 총 8 항

심사관 : 김성훈

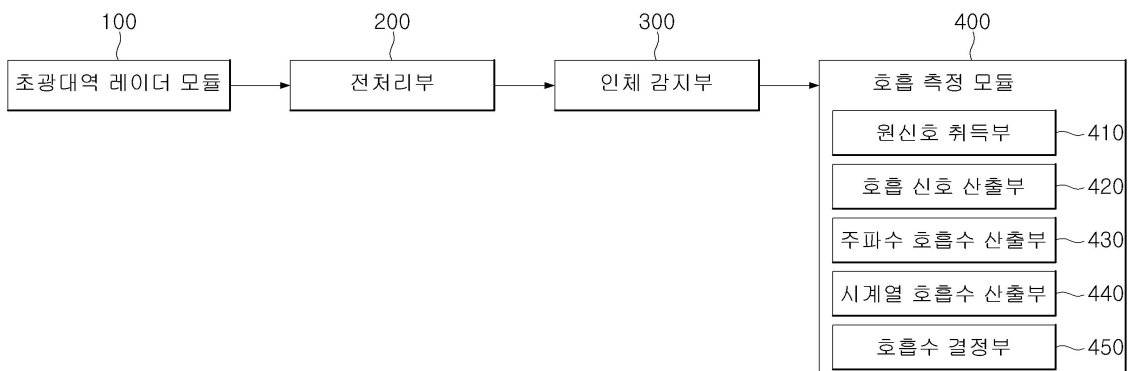
(54) 발명의 명칭 **주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 장치 및 방법**

**(57) 요약**

본 발명은 호흡 측정 장치 및 방법에 관한 것으로, 특히 주파수 분석을 통해서 획득한 호흡 측정 결과를 시간 분석을 통하여 검증하여 정확한 호흡 측정이 가능하도록 한 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 장치 및 방법에 관한 것이다.

(뒷면에 계속)

**대표도**



또한, 본 발명에 따르면, 일정 주기로 초광대역 펄스 신호를 생성하여 전송하고, 인체에서 반사된 초광대역 펄스 신호를 수신하여 원시 데이터를 생성하여 출력하는 초광대역 레이더 모듈; 상기 원시 데이터에서 인체 위치를 파악하며, 파악된 인체 위치의 원시 데이터를 시간에 따라 누적하여 출력하는 인체 감지부; 및 상기 인체 감지부에서 누적하여 출력되는 원시 데이터에서 인체 가슴 위치의 신호를 원신호로 취득하여 거리를 기준으로 최대 값을 원신호로 선택하고, 선택된 원신호에서 호흡신호를 산출하여 주파수 호흡수와 시계열 호흡수를 구하고, 주파수 호흡수와 시계열 호흡수를 고려하여 융합 호흡수를 산출하는 호흡 측정 모듈을 포함하는 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 장치 및 방법을 제공한다.

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	B05121500430002003
부처명	미래창조과학부
연구관리전문기관	정보통신기술진흥센터
연구사업명	2015년 창조경제밸리 혁신기술개발사업
연구과제명	비접촉 바이오레이더 기술을 활용한 환자모니터링 서비스개발
기 여 율	1/1
주관기관	다담마이크로(주)
연구기간	2015.11.01 ~ 2016.10.30

---

**명세서**

**청구범위**

**청구항 1**

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

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

상기 인체 감지부에서 누적하여 출력되는 원시 데이터에서 인체 가슴 위치의 신호를 원신호로 취득하여 거리를 기준으로 최대값을 원신호로 선택하고, 선택된 원신호에서 호흡신호를 산출하여 주파수 호흡수와 시계열 호흡수를 구하고, 주파수 호흡수와 시계열 호흡수를 고려하여 융합 호흡수를 산출하는 호흡 측정 모듈을 포함하고,

상기 인체 감지부는 원시 데이터에서 거리와 신호 크기를 이용하여 인체를 감지하고 감지된 인체 위치를 파악하며, 해당 인체 근처의 원시 데이터를 시간 진행에 따라 누적하여 출력하고,

상기 호흡 측정 모듈은, 상기 인체 감지부에서 누적하여 출력되는 원시 데이터에서 인체 가슴 위치의 신호를 원신호로 취득하여 출력하는 원신호 취득부; 상기 원신호에서 호흡 신호를 취득하는 호흡 신호 산출부; 상기 호흡 신호 산출부에서 산출한 호흡 신호를 주파수 분석을 통해 주파수 호흡수를 산출하는 주파수 호흡수 산출부; 상기 호흡 신호 산출부에서 산출한 호흡 신호에서 시계열 분석을 통해 시계열 호흡수를 산출하는 시계열 호흡수 산출부; 및 상기 주파수 호흡수 산출부에서 산출한 주파수 호흡수와 상기 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수를 융합하여 융합 호흡수를 산출하는 호흡수 결정부를 포함하고,

상기 주파수 호흡수 산출부는, 각 영역에 대해 고속 푸리에 변환을 통해 호흡 주파수를 구하고 각 영역에서 호흡 주파수를 유효한지 검증하여, 유효하면 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크면 호흡이 존재하는 것으로 판단하여 호흡 주파수를 이용하여 주파수 호흡수를 산출하여 호흡수 결정부로 제공하고, 상기 주파수 호흡수 산출부는 각 영역에 대해 고속 푸리에 변환을 통해 호흡 주파수를 구하고 각 영역에서 호흡 주파수의 최대 주파수 값이 0.1~1.5 Hz의 범위 내에 있는 경우에 유효하다고 판단하며,

상기 시계열 호흡수 산출부는, 상기 호흡 신호 산출부에서 산출한 호흡 신호에 대해 폴(pole)을 구하고 각 폴(pole)간의 간격을 계산하여, 일정 시간 동안의 평균 간격을 구한 후에 이를 이용하여 시계열 호흡수를 산출하고,

상기 호흡수 결정부는, 상기 주파수 호흡수 산출부에서 산출한 각 영역에서 호흡 주파수가 유효한지 여부의 검증 결과, 유효한 호흡 주파수가 없거나, 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크지 않으면 호흡이 존재하지 않는 것으로 판단해 에러 신호를 출력하고 종료하는 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 장치.

**청구항 2**

청구항 1항에 있어서,

상기 원시 데이터를 전처리하여 상기 인체 감지부로 출력하는 전처리부를 더 포함하는 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 장치.

**청구항 3**

삭제

**청구항 4**

삭제

**청구항 5**

삭제

**청구항 6**

삭제

**청구항 7**

삭제

**청구항 8**

삭제

**청구항 9**

청구항 1항에 있어서,

상기 호흡수 결정부는

상기 주파수 호흡 산출부에서 산출한 각 영역에서 호흡 주파수가 유효한지 여부의 검증결과, 유효한 호흡 주파수가 존재하고, 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크면 호흡이 존재하는 것으로 판단하여 주파수 호흡수를 제공하면, 상기 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 있는지를 판단하여 상기 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 없는 경우에는 호흡이 없는 것으로 판단하고 종료하는 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 장치.

**청구항 10**

청구항 1항에 있어서,

상기 호흡수 결정부는

상기 주파수 호흡 산출부에서 산출한 각 영역에서 호흡 주파수가 유효한지 여부의 검증결과, 유효한 호흡 주파수가 존재하고, 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크면 호흡이 존재하는 것으로 판단하여 주파수 호흡수를 제공하면, 상기 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 있는지를 판단하여 상기 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 있는 경우에는 상기 주파수 호흡 산출부에서 산출한 주파수 호흡수와 비교하여 일정 범위내에 있는 경우에는 주파수 호흡수를 융합 호흡수로 출력하는 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 장치.

**청구항 11**

청구항 1항에 있어서,

상기 호흡수 결정부는

상기 주파수 호흡 산출부에서 산출한 각 영역에서 호흡 주파수가 유효한지 여부의 검증결과, 유효한 호흡 주파수가 존재하고, 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크면 호흡이 존재하는 것으로 판단하여 주파수 호흡수를 제공하면, 상기 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 있는지를 판단하여 상기 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 있는 경우에는 상기 주파수 호흡 산출부에서 산출한 주파수 호흡수와 비교하여 일정 범위내에 있지 않는 경우에는 호흡이 없는 것으로 판단하고 종료하는 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 장치.

**청구항 12**

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

(B) 인체 감지부가 상기 원시 데이터에서 인체 위치를 파악하며, 파악된 인체 위치의 원시 데이터를 시간에 따라 누적하여 출력하는 단계; 및

(C) 호흡 측정 모듈이 상기 인체 감지부에서 누적하여 출력되는 원시 데이터에서 인체 가슴 위치의신호를 원신

호로 취득하여 거리를 기준으로 최대값을 원신호로 선택하고, 선택된 원신호에서 호흡신호를 산출하여 주파수 호흡수와 시계열 호흡수를 구하고, 주파수 호흡수와 시계열 호흡수를 고려하여 융합 호흡수를 산출하는 단계를 포함하고,

상기 (B) 단계는, 상기 인체 감지부에서 원시 데이터에서 거리와 신호 크기를 이용하여 인체를 감지하고 감지된 인체 위치를 파악하며, 해당 인체 근처의 원시 데이터를 시간 진행에 따라 누적하여 출력하는 단계를 포함하고,

상기 (C) 단계는, (C-1) 상기 호흡 측정 모듈이 상기 인체 감지부에서 누적하여 출력되는 원시 데이터에서 인체 가슴 위치의신호를 원신호로 취득하여 출력하는 단계; (C-2) 상기 호흡 측정 모듈이 상기 원신호에서 호흡 신호를 취득하는 단계; (C-3) 상기 호흡 측정 모듈이 산출한 호흡 신호를 주파수 분석을 통해 주파수 호흡수를 산출하는 단계; (C-4) 상기 호흡 측정 모듈이 산출한 호흡 신호에서 시계열 분석을 통해 시계열 호흡수를 산출하는 단계; 및 (C-5) 상기 호흡 측정 모듈이 산출한 주파수 호흡수와 산출한 시계열 호흡수를 융합하여 융합 호흡수를 산출하는 단계를 포함하고,

상기 (C-3) 단계에서 상기 호흡 측정 모듈은 각 영역에 대해 고속 푸리에 변환을 통해 호흡 주파수를 구하고 각 영역에서 호흡 주파수를 유효한지 검증하여, 유효하면 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크면 호흡이 존재하는 것으로 판단하여 호흡 주파수를 이용하여 주파수 호흡수를 산출하며, 상기 (C-3) 단계에서 상기 호흡 측정 모듈은 각 영역에 대해 고속 푸리에 변환을 통해 호흡 주파수를 구하고 각 영역에서 호흡 주파수의 최대 주파수 값이 0.1~1.5 Hz의 범위 내에 있는 경우에 유효하다고 판단하고,

상기 (C-4) 단계에서 상기 호흡 측정 모듈은 산출한 호흡 신호에 대해 폴(pole)을 구하고 각 폴(pole)간의 간격을 계산하여, 일정 시간 동안의 평균 간격을 구한 후에 이를 이용하여 시계열 호흡수를 산출하고,

상기 (C-5) 단계에서 상기 호흡 측정 모듈은 산출한 각 영역에서 호흡 주파수가 유효한지 여부의 검증결과, 유효한 호흡 주파수가 없거나, 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크지 않으면 호흡이 존재하지 않는 것으로 판단해 에러 신호를 출력하고 종료하는 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 방법.

**청구항 13**

청구항 12항에 있어서,

상기 (A) 단계 이후에

(D) 전처리부가 상기 원시 데이터를 전처리하여 상기 인체 감지부로 출력하는 단계를 더 포함하는 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 방법.

**청구항 14**

삭제

**청구항 15**

삭제

**청구항 16**

삭제

**청구항 17**

삭제

**청구항 18**

삭제

**청구항 19**

청구항 12항에 있어서,

상기 (C-5) 단계에서 상기 호흡 측정 모듈은 산출한 각 영역에서 호흡 주파수가 유효한지 여부의 검증결과, 유

효한 호흡 주파수가 존재하고, 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크면 호흡이 존재하는 것으로 판단하여 주파수 호흡수를 산출하면 산출한 시계열 호흡수와 비교하여 일정 범위내에 있는 경우에는 주파수 호흡수를 융합 호흡수로 출력하는 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 방법.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 본 발명은 호흡 측정 장치 및 방법에 관한 것으로, 특히 주파수 분석을 통해서 획득한 호흡 측정 결과를 시간 분석을 통하여 검증하여 정확한 호흡 측정이 가능하도록 한 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 장치 및 방법에 관한 것이다.

**배경 기술**

[0002] 최근 들어 많은 사람들이 웰빙에 관심을 갖고 건강한 삶을 위해 노력하고 있다. 이러한 웰빙 신드롬에 따라 각종 웰빙 관련 산업 또한 발전하고 있는데, 호흡을 측정하여 사용자의 건강 상태를 판단하는 호흡 측정 장치 또한 그러한 웰빙 관련 산업 중 하나라 할 수 있다.

[0003] 종래의 호흡 측정 장치는 사용자의 호흡 측정을 위하여 상기 사용자의 신체에 센서를 부착하고 상기 센서로부터 상기 사용자의 호흡을 측정하는 방식을 채택하고 있다.

[0004] 그러나, 사용자의 신체에 센서를 부착하는 경우, 사용자의 움직임이 자유롭지 못하고 상기 사용자의 움직임에 따른 노이즈(Noise)가 많이 발생한다는 단점이 있다.

[0005] 이에, 사용자의 신체에 센서를 부착하지 않고 레이더를 이용하여 근거리에서 무선으로 사용자의 호흡을 측정하는 장치가 개발되어 사용되고 있다.

[0006] 하지만, 이와 같은 종래 기술에 따른 호흡을 측정하는 장치는 정확한 측정 데이터를 제공하지 못해 신뢰성이 떨어진다.

[0007] 종래 호흡 신호 감지 알고리즘의 정확도가 떨어지는 이유는 다음과 같은 여러 가지 원인이 있다.

[0008] 1) 측정자 신체의 작은 움직임으로 인한 외란

[0009] 2) 무선 신호의 노이즈 문제

[0010] 3) 거리에 따른 신호 감소

[0011] 상기 측정자의 작은 움직임과 관련하여 살펴보면, 측정자의 움직이지 않은 상태에서 생체 신호를 취득하더라도 1cm 이하로 작게 움직일 수 있다. 이런 경우 신호가 전체적으로 움직이게 된다.

[0012] 그리고, 레이더에서 전혀 움직임이 없는 공간에 대해서도 열노이즈나 다른 장비에서의 노이즈에 의해 작은 신호의 변화가 나타난다. 이런 노이즈는 실제 생체 신호를 취득할 때 움직임이 없는 경우 움직임을 감지하거나 움직임의 크기를 변화시키는 문제를 발생한다. 또한 레이더 설치 환경에 따라 노이즈가 커질 수 있다.

[0013] 다음으로, 레이더 신호 크기는 거리 4 제곱에 반비례하는데, 실제로 다양한 거리에서 신호를 취득하면 신호가 작아짐을 알 수 있다.

**선행기술문헌**

**특허문헌**

- [0014] (특허문헌 0001) 한국공개특허 제2010-0062736호
- (특허문헌 0002) 한국공개특허 제2011-0043993호
- (특허문헌 0003) 한국공개특허 제 2008-0047699호

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0015] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위하여 주파수 분석을 통해서 획득한 호흡 측정 결과를 시간 분석을 통하여 검증하여 정확한 호흡 측정이 가능하도록 한 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 장치 및 방법을 제공하는 데 있다.

**과제의 해결 수단**

[0016] 본 발명의 일 측면은 일정 주기로 초광대역 펄스 신호를 생성하여 전송하고, 인체에서 반사된 초광대역 펄스 신호를 수신하여 원시 데이터를 생성하여 출력하는 초광대역 레이더 모듈; 상기 원시 데이터에서 인체 위치를 파악하며, 파악된 인체 위치의 원시 데이터를 시간에 따라 누적하여 출력하는 인체 감지부; 및 상기 인체 감지부에서 누적하여 출력되는 원시 데이터에서 인체 가슴 위치의 신호를 원신호로 취득하여 거리를 기준으로 최대값을 원신호로 선택하고, 선택된 원신호에서 호흡신호를 산출하여 주파수 호흡수와 시계열 호흡수를 구하고, 주파수 호흡수와 시계열 호흡수를 고려하여 융합 호흡수를 산출하는 호흡 측정 모듈을 포함한다.

[0017] 또한, 본 발명의 일 측면은 상기 원시 데이터를 전처리하여 상기 인체 감지부로 출력하는 전처리부를 더 포함한다.

[0018] 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.

[0019] 또한, 본 발명의 일 측면의 상기 호흡 측정 모듈은 상기 인체 감지부에서 누적하여 출력되는 원시 데이터에서 인체 가슴 위치의 신호를 원신호로 취득하여 출력하는 원신호 취득부; 상기 원신호에서 호흡 신호를 취득하는 호흡 신호 산출부; 상기 호흡 신호 산출부에서 산출한 호흡 신호를 주파수 분석을 통해 주파수 호흡수를 산출하는 주파수 호흡수 산출부; 상기 호흡 신호 산출부에서 산출한 호흡 신호에서 시계열 분석을 통해 시계열 호흡수를 산출하는 시계열 호흡수 산출부; 및 상기 주파수 호흡수 산출부에서 산출한 주파수 호흡수와 상기 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수를 융합하여 융합 호흡수를 산출하는 호흡수 결정부를 포함한다.

[0020] 또한, 본 발명의 일 측면의 상기 주파수 호흡수 산출부는 각 영역에 대해 고속 푸리에 변환을 통해 호흡 주파수를 구하고 각 영역에서 호흡 주파수를 유효한지 검증하여, 유효하면 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크면 호흡이 존재하는 것으로 판단하여 호흡 주파수를 이용하여 주파수 호흡수를 산출하여 호흡수 결정부로 제공한다.

[0021] 또한, 본 발명의 일 측면의 상기 주파수 호흡수 산출부는 각 영역에 대해 고속 푸리에 변환을 통해 호흡 주파수를 구하고 각 영역에서 호흡 주파수의 최대 주파수 값이 0.1~1.5 Hz의 범위 내에 있는 경우에 유효하다고 판단한다.

[0022] 또한, 본 발명의 일 측면의 상기 시계열 호흡수 산출부는 상기 호흡 신호 산출부에서 산출한 호흡 신호에 대해 폴(pole)을 구하고 각 폴(pole)간의 간격을 계산하여, 일정 시간 동안의 평균 간격을 구한 후에 이를 이용하여 시계열 호흡수를 산출한다.

[0023] 또한, 본 발명의 일 측면의 상기 호흡수 결정부는 상기 주파수 호흡 산출부에서 산출한 각 영역에서 호흡 주파수가 유효한지 여부의 검증결과, 유효한 호흡 주파수가 없거나, 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크지 않으면 호흡이 존재하지 않는 것으로 판단하면 에러 신호를 출력하고 종료한다.

[0024] 또한, 본 발명의 일 측면의 상기 호흡수 결정부는 상기 주파수 호흡 산출부에서 산출한 각 영역에서 호흡 주파수가 유효한지 여부의 검증결과, 유효한 호흡 주파수가 존재하고, 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크면 호흡이 존재하는 것으로 판단하여 주파수 호흡수를 제공하면, 상기 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 있는지를 판단하여 상기 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 없는 경우에는 호흡이 없는 것으로 판단하고 종료한다.

[0025] 또한, 본 발명의 일 측면의 상기 호흡수 결정부는 상기 주파수 호흡 산출부에서 산출한 각 영역에서 호흡 주파수가 유효한지 여부의 검증결과, 유효한 호흡 주파수가 존재하고, 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크면 호흡이 존재하는 것으로 판단하여 주파수 호흡수를 제공하면, 상기 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 있는지를 판단하여 상기 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 있는 경우에는 상기 주파수 호흡 산출부에서 산출한 주파수 호흡수와 비교하여 일정 범위내에 있는 경우에는 주

파수 호흡수를 융합 호흡수로 출력한다.

- [0026] 또한, 본 발명의 일 측면의 상기 호흡수 결정부는 상기 주파수 호흡 산출부에서 산출한 각 영역에서 호흡 주파수가 유효한지 여부의 검증결과, 유효한 호흡 주파수가 존재하고, 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크면 호흡이 존재하는 것으로 판단하여 주파수 호흡수를 제공하면, 상기 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 있는지를 판단하여 상기 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 있는 경우에는 상기 주파수 호흡 산출부에서 산출한 주파수 호흡수와 비교하여 일정 범위내에 있지 않는 경우에는 호흡이 없는 것으로 판단하고 종료한다.
- [0027] 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; (B) 인체 감지부가 상기 원시 데이터에서 인체 위치를 파악하며, 파악된 인체 위치의 원시 데이터를 시간에 따라 누적하여 출력하는 단계; 및 (C) 호흡 측정 모듈이 상기 인체 감지부에서 누적하여 출력되는 원시 데이터에서 인체 가슴 위치의 신호를 원신호로 취득하여 거리를 기준으로 최대값을 원신호로 선택하고, 선택된 원신호에서 호흡신호를 산출하여 주파수 호흡수와 시계열 호흡수를 구하고, 주파수 호흡수와 시계열 호흡수를 고려하여 융합 호흡수를 산출하는 단계를 포함한다.
- [0028] 또한, 본 발명의 다른 측면은 상기 (A) 단계 이후에 (D) 전처리부가 상기 원시 데이터를 전처리하여 상기 인체 감지부로 출력하는 단계를 더 포함한다.
- [0029] 또한, 본 발명의 다른 측면의 상기 (C) 단계는 (C-1) 상기 호흡 측정 모듈이 상기 인체 감지부에서 누적하여 출력되는 원시 데이터에서 인체 가슴 위치의 신호를 원신호로 취득하여 출력하는 단계; (C-2) 상기 호흡 측정 모듈이 상기 원신호에서 호흡 신호를 취득하는 단계; (C-3) 상기 호흡 측정 모듈이 산출한 호흡 신호를 주파수 분석을 통해 주파수 호흡수를 산출하는 단계; (C-4) 상기 호흡 측정 모듈이 산출한 호흡 신호에서 시계열 분석을 통해 시계열 호흡수를 산출하는 단계; 및 (C-5) 상기 호흡 측정 모듈이 산출한 주파수 호흡수와 산출한 시계열 호흡수를 융합하여 융합 호흡수를 산출하는 단계부를 포함한다.
- [0030] 또한, 본 발명의 다른 측면의 상기 (C-3) 단계에서 상기 호흡 측정 모듈은 각 영역에 대해 고속 푸리에 변환을 통해 호흡 주파수를 구하고 각 영역에서 호흡 주파수를 유효한지 검증하여, 유효하면 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크면 호흡이 존재하는 것으로 판단하여 호흡 주파수를 이용하여 주파수 호흡수를 산출한다.
- [0031] 또한, 본 발명의 다른 측면의 상기 (C-3) 단계에서 상기 호흡 측정 모듈은 각 영역에 대해 고속 푸리에 변환을 통해 호흡 주파수를 구하고 각 영역에서 호흡 주파수의 최대 주파수 값이 0.1~1.5 Hz의 범위 내에 있는 경우 유효하다고 판단한다.
- [0032] 또한, 본 발명의 다른 측면의 상기 (C-4) 단계에서 상기 호흡 측정 모듈은 산출한 호흡 신호에 대해 폴(pole)을 구하고 각 폴(pole)간의 간격을 계산하여, 일정 시간 동안의 평균 간격을 구한 후에 이를 이용하여 시계열 호흡수를 산출한다.
- [0033] 또한, 본 발명의 다른 측면의 상기 (C-5) 단계에서 상기 호흡 측정 모듈은 산출한 각 영역에서 호흡 주파수가 유효한지 여부의 검증결과, 유효한 호흡 주파수가 없거나, 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크지 않으면 호흡이 존재하지 않는 것으로 판단하면 에러 신호를 출력하고 종료한다.
- [0034] 또한, 본 발명의 다른 측면의 상기 (C-5) 단계에서 상기 호흡 측정 모듈은 산출한 각 영역에서 호흡 주파수가 유효한지 여부의 검증결과, 유효한 호흡 주파수가 존재하고, 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크면 호흡이 존재하는 것으로 판단하여 주파수 호흡수를 산출하면 산출한 시계열 호흡수와 비교하여 일정 범위내에 있는 경우에는 주파수 호흡수를 융합 호흡수로 출력한다.

**발명의 효과**

- [0035] 본 발명은 주파수 분석을 통해서 획득한 호흡 측정 결과를 시간 분석을 통하여 검증하여 정확한 호흡 측정이 가능하도록 한다.

**도면의 간단한 설명**

- [0036] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 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 시계열 호흡수 산출부가 시계열 호흡수의 산출 과정을 보여주는 일예시도이다.
- 도 9는 본 발명의 일실시예에 따른 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 방법의 흐름도이다.
- 도 10은 종래 기술에 따른 경우에 측정자의 작은 움직임에 의한 외란을 설명하기 위한 도면이다.
- 도 11은 종래 기술에 따른 움직임이 전혀 없는 공간의 신호를 보여주는 도면이다.
- 도 12는 도 11의 시간에 따른 변화를 보여주는 도면이다.
- 도 13은 종래 기술에 따른 1m에서 거리에 따른 신호 감소를 보여주는 도면이다.
- 도 14는 도 13의 일정 시간에 따른 변화량을 보여주는 도면이다.
- 도 15는 도 14에서 호흡 신호를 보여주는 도면이다.
- 도 16은 종래 기술에 따른 2.5m에서 거리에 따른 신호 감소를 보여주는 도면이다.
- 도 17는 도 16의 일정 시간에 따른 변화량을 보여주는 도면이다.
- 도 18은 도 16에서 호흡 신호를 보여주는 도면이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0037] 본 발명과 본 발명의 동작상의 이점 및 본 발명의 실시에 의하여 달성되는 목적을 설명하기 위하여 이하에서는 본 발명의 바람직한 실시예를 예시하고 이를 참조하여 살펴본다.
- [0038] 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.
- [0039] 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명은 생략한다.
- [0040] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 장치의 구성도이다.
- [0041] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일실시예에 따른 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 장치는 초광대역 레이더 모듈(100), 전처리부(200), 인체 감지부(300) 및 호흡 측정 모듈(400)을 포함한다.
- [0042] 여기에서, 호흡 측정 모듈(400)은 원신호 취득부(410), 호흡 신호 산출부(420), 주파수 호흡수 산출부(430), 시계열 호흡수 산출부(440) 및 호흡수 결정부(450)를 포함한다.
- [0043] 이와 같은 구성에서 상기 초광대역 레이더 모듈(100)은 펄스 생성기, 송신 안테나, 수신 안테나, 시간 지연기, 샘플러, 전증폭기 및 마이크로컨트롤러를 포함하고 있다.
- [0044] 이와 같은 초광대역 레이더 모듈(100)은 마이크로컨트롤러에서 신호를 받아 펄스 생성기에서 초광대역 펄스 신호를 생성해 송신 안테나를 통해 전송한다.
- [0045] 본 발명에서 초광대역 레이더 모듈(100)이 생성하는 초광대역 펄스 신호의 일예가 도 2에 도시되어 있으며, 90

내지 150Hz로 초광대역 펄스 신호를 생성하여 전송한다.

- [0046] 그리고, 초광대역 레이더 모듈(100)은 수신 안테나를 통하여 인체에서 반사된 신호를 수신하고, 전중폭기에서 수신된 신호를 증폭하고, 지연기에서 지연된 시간후에 수신된 신호에 대하여 샘플러에서 샘플링을 수행하여 원시 데이터를 생성하여 출력한다.
- [0047] 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.
- [0048] 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.
- [0049] 다음으로, 전처리부(200)는 초광대역 레이더 모듈(100)에서 출력되는 원시 데이터를 전처리하여 노이즈를 제거한다.
- [0050] 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.
- [0051] 그리고, 인체 감지부(300)는 전처리가 수행된 원시 데이터에 대하여 노이즈가 제거된 상태에서 거리와 신호 크기에 근거하여 인체를 감지하고 감지된 인체의 위치를 파악한다.
- [0052] 즉, 위에서 설명한 바와 같이 256 샘플 횟수가 1m 정도를 나타내고 512 샘플 횟수가 2m 정도를 나타내는 바, 인체 감지부(300)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.
- [0053] 이와 같이 인체 감지부(300)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.
- [0054] 다음으로, 호흡 측정 모듈(400)은 인체 위치에서 누적된 원시 데이터(원신호)를 이용하여 거리를 기준으로 최대값을 원신호로 선택하고, 선택된 원신호에서 호흡신호를 산출하여 주파수 호흡수와 시계열 호흡수를 구하고, 주파수 호흡수와 시계열 호흡수를 고려하여 융합 호흡수를 산출한다.
- [0055] 이와 같은 호흡 측정 모듈(400)에서 원신호 취득부(410)는 인체 근처의 누적된 원시 데이터에서 거리를 기준으로(샘플 횟수를 기준으로라는 표현과 동일하다) 가장 큰 크기의 신호를 원신호로 취득한다. 이처럼 원신호 취득부(410)에서 취득한 원신호는 호흡 신호 그리고 노이즈가 합쳐진 신호이다.
- [0056] 이에 따라, 호흡 신호 산출부(420)는 0.1 내지 1.5Hz의 대역을 갖는 대역 통과 필터 또는 이동 평균 윈도우(MAW : Moving Averaging Window)를 이용하여 도 7에 도시된 호흡 신호를 취득한다.
- [0057] 그리고, 주파수 호흡수 산출부(430)는 호흡 신호 산출부(420)에서 취득된 호흡 신호를 고속 푸리에 변환을 수행하여 호흡 신호의 호흡 주파수를 획득한다.
- [0058] 이와 관련하여 호흡 신호는 한 위치에서만 감지되는 것이 아니라 사람 가슴 영역 여러 곳에서 나타난다.
- [0059] 그래서 주파수 호흡수 산출부(430)는 각 영역에 대해 주파수 분석을 통해(즉 고속 푸리에 변환을 통해) 호흡 주파수를 구하고 각 영역에서 호흡 주파수를 유효한지 검증한다. 즉 최대 주파수 값이 0.1~1.5 Hz 내에 있는 경우, 유효하다고 판단한다.
- [0060] 그리고, 주파수 호흡수 산출부(430)는 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크면 호흡이 존재하는 것으로 판단한다. 제1 임계값(Th1)은 내부적인 실험에 의해 결정된다.
- [0061] 상기 주파수 호흡수 산출부(430)는 아래 수학적식을 사용하여 분당 호흡수를 산출한다. 여기에서, 호흡 주파수는 Hf이고 분당 호흡수는 Bf이다.
- [0062] (수학적식 1)
- [0063]  $Bf = 60 \times Hf$
- [0064] 한편, 호흡 측정 모듈(400)에서 시계열 호흡수 산출부(440)는 호흡 신호 산출부(420)에서 산출한 호흡 신호에 대해 폴(pole)을 구하고 각 폴(pole)간의 간격을 계산하여, 일정 시간 동안의 평균 간격을 구한 후에 이를 이용

하여 시계열 호흡수를 산출한다.

- [0065] 즉, 시계열 호흡수 산출부(440)는 도 8에 도시된 바와 같이 일예로 30초 동안에 각 폴(ple)간의 간격의 평균값을 구한 후에 이를 이용하여 시계열 호흡수(Ht)를 계산한다. 이때, 사용되는 수학적식이 아래 수학적식2이며, 여기서 Bt는 시계열 분당 호흡수를 표시한다.
- [0066] (수학적식 2)
- [0067]  $Bt = 60 / Ht$
- [0068] 한편, 호흡 측정 모듈(400)의 호흡수 결정부(450)는 상기 주파수 호흡 산출부(430)에서 산출한 각 영역에서 호흡 주파수가 유효한지 여부의 검증결과, 유효한 호흡 주파수가 없거나, 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크지 않으면 호흡이 존재하지 않는 것으로 판단하면 예러 신호를 출력하고 종료한다.
- [0069] 이때, 호흡수 결정부(450)는 시계열 호흡수 산출부(440)에서 산출한 시계열 호흡수를 고려하지 않는다.
- [0070] 한편, 호흡수 결정부(450)는 상기 주파수 호흡 산출부(430)에서 산출한 각 영역에서 호흡 주파수가 유효한지 여부의 검증결과, 유효한 호흡 주파수가 존재하고, 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크면 호흡이 존재하는 것으로 판단하면, 호흡수 결정부(450)는 시계열 호흡수 산출부(440)에서 산출한 시계열 호흡수가 있는지를 판단하여 시계열 호흡수 산출부(440)에서 산출한 시계열 호흡수가 없는 경우에는 호흡이 없는 것으로 판단하고 종료한다.
- [0071] 물론, 이 경우에도 호흡수 결정부는 상기 주파수 호흡 산출부(430)에서 산출한 주파수 호흡수를 융합 호흡수로 출력하고 종료할 수 있다.
- [0072] 이와 달리, 호흡수 결정부(450)는 시계열 호흡수 산출부(440)에서 산출한 시계열 호흡수가 있는지를 판단하여 시계열 호흡수 산출부(440)에서 산출한 시계열 호흡수가 있는 경우에는 상기 주파수 호흡 산출부(430)에서 산출한 주파수 호흡수와 비교하여 일정 범위내에 있는 경우에는 주파수 호흡수를 융합 호흡수로 출력하고 종료한다.
- [0073] 여기에서, 일정 범위는 대략 5% 내지 30%이내 일 수 있으며 바람직하게 10%일 수 있다.
- [0074] 아래 수학적식 3과 같이 일예로 만약 Bt와 Bf가 10% 정도 차이가 나지 않으면 호흡수는 Bf로 선정한다. 그렇지 않다면 호흡은 아직 측정되지 않은 것으로 고려한다.
- [0075] (수학적식 3)
- [0076]  $|Bf - Bt| / Bf < 0.1$
- [0077] 이때, 호흡수 결정부(450)는 시계열 호흡수 산출부(440)에서 산출한 시계열 호흡수가 있는지를 판단하여 시계열 호흡수 산출부(440)에서 산출한 시계열 호흡수가 있는 경우에는 상기 주파수 호흡 산출부(430)에서 산출한 주파수 호흡수와 비교하여 일정 범위내에 있지 않는 경우에는 호흡이 없는 것으로 판단하고 종료한다.
- [0078] 물론, 이 경우에도 호흡수 결정부(450)는 주파수 호흡 산출부(430)에서 산출한 주파수 호흡수를 융합 호흡수로 출력하고 종료할 수도 있다.
- [0079] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 방법의 흐름도이다.
- [0080] 도 9를 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 주파수 분석과 시간 분석을 결합한 호흡 측정 방법은 먼저 초광대역 레이더 모듈의 마이크로컨트롤러에서 신호를 받아 펄스 생성기에서 초광대역 펄스 신호를 생성해 송신 안테나를 통해 전송하여, 인체에서 반사되어 되돌아오는 초광대역 레이더 신호를 수신 안테나로 수신한다(S100).
- [0081] 상기 초광대역 레이더 모듈이 생성하는 초광대역 펄스 신호는 90 내지 150Hz로 전송한다.
- [0082] 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.
- [0083] 다음으로, 전처리부는 초광대역 레이더 모듈에서 출력되는 원시 데이터를 전처리하여 노이즈를 제거한다(S110).
- [0084] 상기 초광대역 레이더 모듈에서 출력되는 신호에는 전원 노이즈, 열 노이즈 등을 많이 포함하고 있어 전처리부는 5~10GHz 대역을 갖는 대역통과필터를 사용하여 노이즈를 제거한다.

- [0085] 그리고, 인체 감지부는 전처리가 수행된 원시 데이터에 대하여 노이즈가 제거된 상태에서 거리와 신호 크기에 근거하여 인체를 감지하고 감지된 인체의 위치를 파악한다(S120).
- [0086] 이와 같이 인체 감지부는 인체가 감지되고, 그 위치가 파악되면 인체 근처의 원시 데이터를 시간 진행에 따라 누적하여 저장한다.
- [0087] 다음으로, 호흡 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 호흡 신호, 심박 신호 그리고 노이즈가 합쳐진 신호이다.
- [0088] 이에 따라, 호흡 신호 산출부는 0.1 내지 1.5Hz의 대역을 갖는 대역 통과 필터 또는 이동 평균 윈도우(MAW : Moving Averaging Window)를 이용하여 호흡 신호를 취득한다(S140).
- [0089] 다음으로, 주파수 호흡수 산출부는 호흡 신호 산출부에서 취득된 호흡 신호를 고속 푸리에 변환을 수행하여 호흡 신호의 호흡 주파수를 획득한다.
- [0090] 이와 관련하여 호흡 신호는 한 위치에서만 감지되는 것이 아니라 사람 가슴 영역 여러 곳에서 나타난다.
- [0091] 그래서 주파수 호흡수 산출부는 각 영역에 대해 주파수 분석을 통해(즉 고속 푸리에 변환을 통해) 호흡 주파수를 구하고 각 영역에서 호흡 주파수를 유효한지 검증한다(S150). 즉 최대 주파수 값이 0.1~1.5 Hz 내에 있는 경우, 유효하다고 판단한다.
- [0092] 그리고, 주파수 호흡수 산출부는 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크면 호흡이 존재하는 것으로 판단한다. 제1 임계값(Th1)은 내부적인 실험에 의해 결정된다.
- [0093] 상기 주파수 호흡수 산출부는 아래 수학적식을 사용하여 분당 호흡수를 산출한다. 여기에서, 호흡 주파수는 Hf이고 분당 호흡수는 Bf이다.
- [0094] (수학식 1)
- [0095]  $Bf = 60 \times Hf$
- [0096] 한편, 호흡 측정 모듈에서 시계열 호흡수 산출부는 호흡 신호 산출부에서 산출한 호흡 신호에 대해 폴(pole)을 구하고 각 폴(pole)간의 간격을 계산하여, 일정 시간 동안의 평균 간격을 구한 후에 이를 이용하여 시계열 호흡수를 산출한다.
- [0097] 즉, 시계열 호흡수 산출부는 도 8에 도시된 바와 같이 일예로 30초 동안에 각 폴(pole)간의 간격의 평균값을 구한 후에 이를 이용하여 시계열 호흡수(Ht)를 계산한다. 이때, 사용되는 수학적식이 아래 수학적식2이며, 여기서 Bt는 시계열 분당 호흡수를 표시한다.
- [0098] (수학식 2)
- [0099]  $Bt = 60 / Ht$
- [0100] 한편, 호흡 측정 모듈의 호흡수 결정부는 상기 주파수 호흡 산출부에서 산출한 각 영역에서 호흡 주파수가 유효한지 여부의 검증결과, 유효한 호흡 주파수가 없거나, 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크지 않으면 호흡이 존재하지 않는 것으로 판단하면 에러 신호를 출력하고 종료한다(S190).
- [0101] 이때, 호흡수 결정부는 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수를 고려하지 않는다.
- [0102] 한편, 호흡수 결정부는 상기 주파수 호흡 산출부에서 산출한 각 영역에서 호흡 주파수가 유효한지 여부의 검증결과, 유효한 호흡 주파수가 존재하고, 각 영역 내에서 유효한 호흡 주파수의 개수가 제1 임계값(Th1)보다 크면 호흡이 존재하는 것으로 판단하면, 호흡수 결정부는 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 있는지를 판단하여(S160) 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 없는 경우에는 호흡이 없는 것으로 판단하고 종료한다(S190).
- [0103] 물론, 이 경우에도 호흡수 결정부는 상기 주파수 호흡 산출부에서 산출한 주파수 호흡수를 융합 호흡수로 출력하고 종료할 수 있다.
- [0104] 이와 달리, 호흡수 결정부는 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 있는지를 판단하여 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 있는 경우에는 상기 주파수 호흡 산출부에서 산출한 주파수 호흡수와 비

교하여(S170) 일정 범위내에 있는 경우에는 주파수 호흡수를 융합 호흡수로 출력하고 종료한다(S180).

- [0105] 여기에서, 일정 범위는 대략 5% 내지 30%이내 일 수 있으며 바람직하게 10%일 수 있다.
- [0106] 아래 수학적 식 3과 같이 일예로 만약 Bt와 Bf가 10% 정도 차이가 나지 않으면 호흡수는 Bf로 선정한다. 그렇지 않다면 호흡은 아직 측정되지 않은 것으로 고려한다(S190).
- [0107] (수학적 식 3)
- [0108]  $|Bf - Bt| / Bf < 0.1$
- [0109] 이때, 호흡수 결정부는 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 있는지를 판단하여 시계열 호흡수 산출부에서 산출한 시계열 호흡수가 있는 경우에는 상기 주파수 호흡 산출부에서 산출한 주파수 호흡수와 비교하여 일정 범위내에 있지 않는 경우에는 호흡이 없는 것으로 판단하고 종료한다.
- [0110] 물론, 이 경우에도 호흡수 결정부는 주파수 호흡 산출부에서 산출한 주파수 호흡수를 융합 호흡수로 출력하고 종료할 수도 있다.
- [0111] 상기와 같은 본 발명은 주파수 분석을 통해서 획득한 호흡 측정 결과를 시간 분석을 통하여 검증하여 정확한 호흡 측정이 가능하도록 한다.
- [0112] 종래 기술에 따르면, 측정자의 작은 움직임에 의해서 외란이 발생하여 정확도가 떨어진다.
- [0113] 측정자의 움직임이 없는 상태에서 생체 신호를 취득하더라도 1cm 이하로 작게 움직일 수 있다. 이런 경우 도 10의 그림처럼 신호가 전체적으로 움직이게 된다.
- [0114] 또한, 종래 기술에 따르면, UWB 레이더에서 전혀 움직임이 없는 공간에 대해서도 열노이즈나 다른 장비에서의 노이즈에 의해 작은 신호의 변화가 나타난다.
- [0115] 이런 노이즈는 실제 생체 신호를 취득할 때 움직임이 없는 경우 움직임을 감지하거나 움직임의 크기를 변화시키는 문제를 발생한다. 또한 레이더 설치 환경에 따라 노이즈가 커질 수 있다. 도 11은 움직임이 전혀 없는 공간에 대해 신호를 나타내고 있다. 이 신호의 시간에 따른 변화를 보면 도 12와 같다.
- [0116] 또한, 종래 기술에 따르면, 거리에 따른 신호가 감소하여 정확한 측정이 어렵다. 레이더 신호 크기( $P_r$ )는 아래 수학적 식 4에서처럼 거리 4 제곱( $R_t, R_r$ )에 반비례한다.
- [0117] (수학적 식 4)

$$P_r = \frac{P_t G_t A_r \sigma F^4}{(4\pi)^2 R_t^2 R_r^2}$$

- [0118]
- [0119] 실제로 다양한 거리에서 신호를 취득하면 신호가 작아짐을 알 수 있다. 우선 1m 거리에서 앉아있는 사람에 대한 신호가 도 13에 도시되어 있다. 우선 노이즈를 제거한 신호에서 앞쪽에 나타난 신호가 사람의 신호이다.
- [0120] 이 신호의 일정 시간에 따른 변화량은 도 14와 같다. 호흡에 의한 신호 변화량이 작지 않음을 볼 수 있다. 이 상태에서의 호흡 신호는 도 15와 같다.
- [0121] 두번째 2m 50cm에서 신호는 도 16과 같다. 우선 호흡 신호에 의한 움직임이 눈으로는 확인이 되지 않는다.
- [0122] 시간에 따른 변화를 찾아보면 도 17을 보면 1m보다는 작지만 2m 50cm 근처에 나타남을 알 수 있다.
- [0123] 이 신호로부터 호흡을 측정하는 것은 도 18과 같다. 이 신호는 1m 신호에 크기가 작다.
- [0124] 하지만, 본 발명은 시계열 호흡수 분석을 통하여 주파수 분석 결과를 검증함으로써, 측정자 신체의 작은 움직임으로 인한 외란이나, 무선 신호의 노이즈 문제 그리고 거리에 따른 신호 감소의 영향을 극복하고 정확한 호흡수를 측정할 수 있다.
- [0125] 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 아

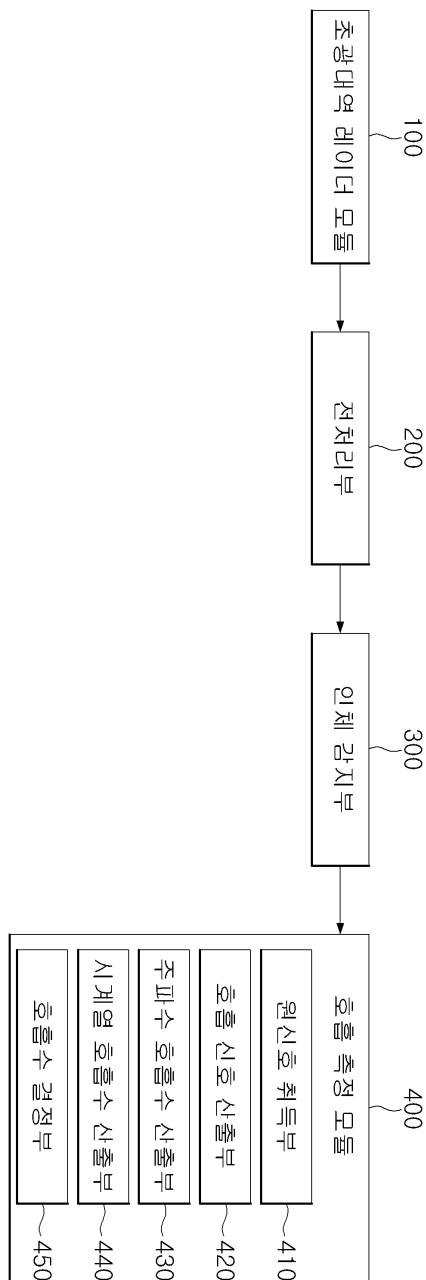
래의 청구범위에 의해서 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

**부호의 설명**

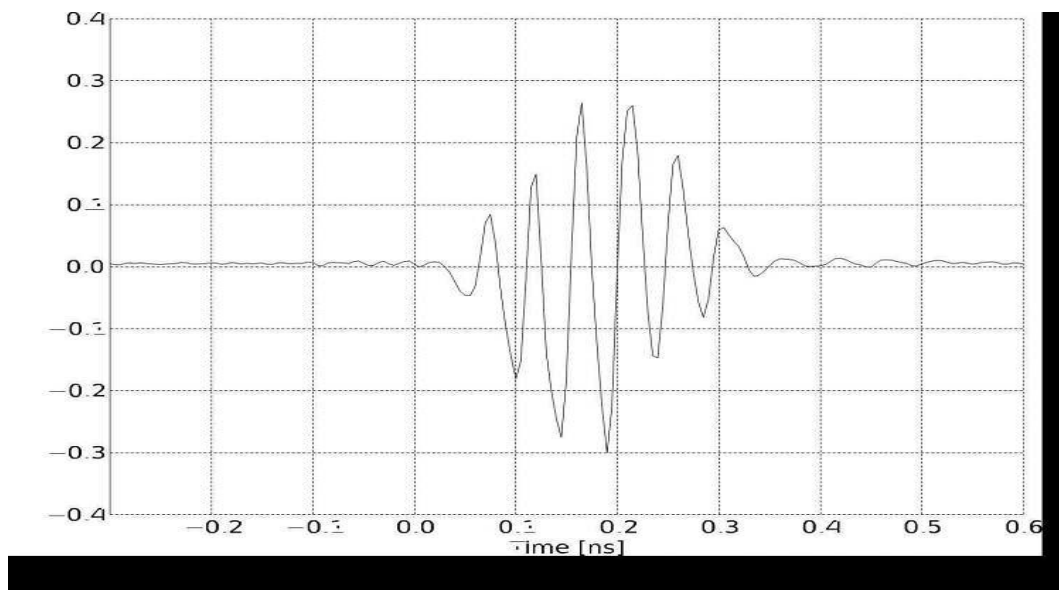
- [0126] 100 : 초광대역 레이더 모듈
- 200 : 전처리부
- 300 : 인체 감지부
- 400 : 호흡 측정 모듈
- 410 : 원신호 취득부
- 420 : 호흡 신호 산출부
- 430 : 주파수 호흡수 산출부
- 440 : 시계열 호흡수 산출부
- 450 : 호흡수 결정부

**도면**

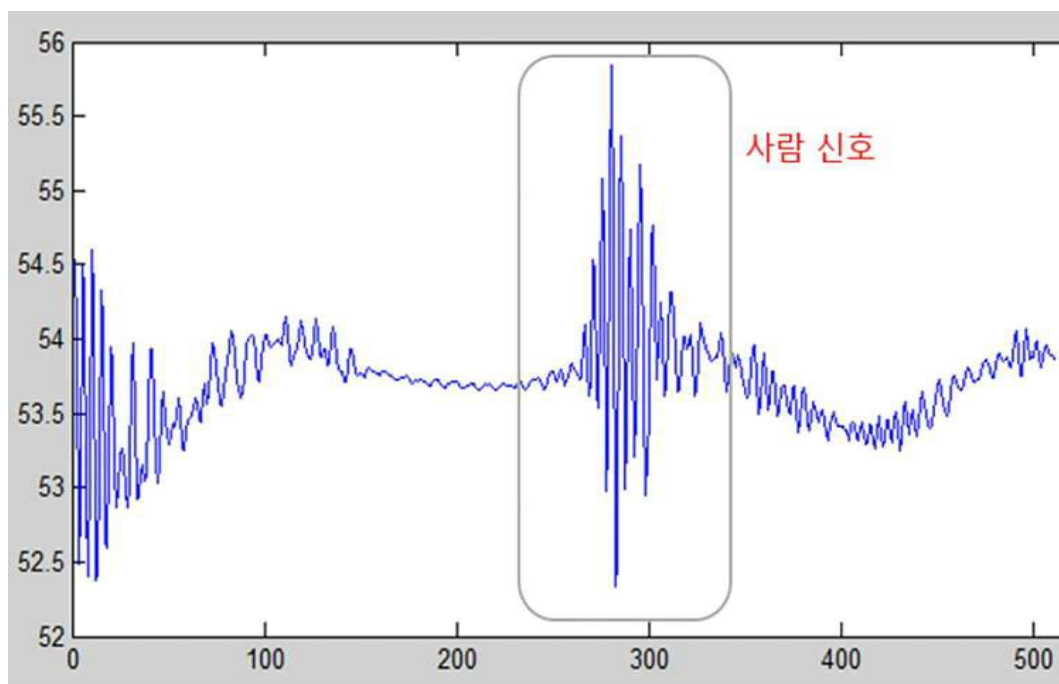
**도면1**



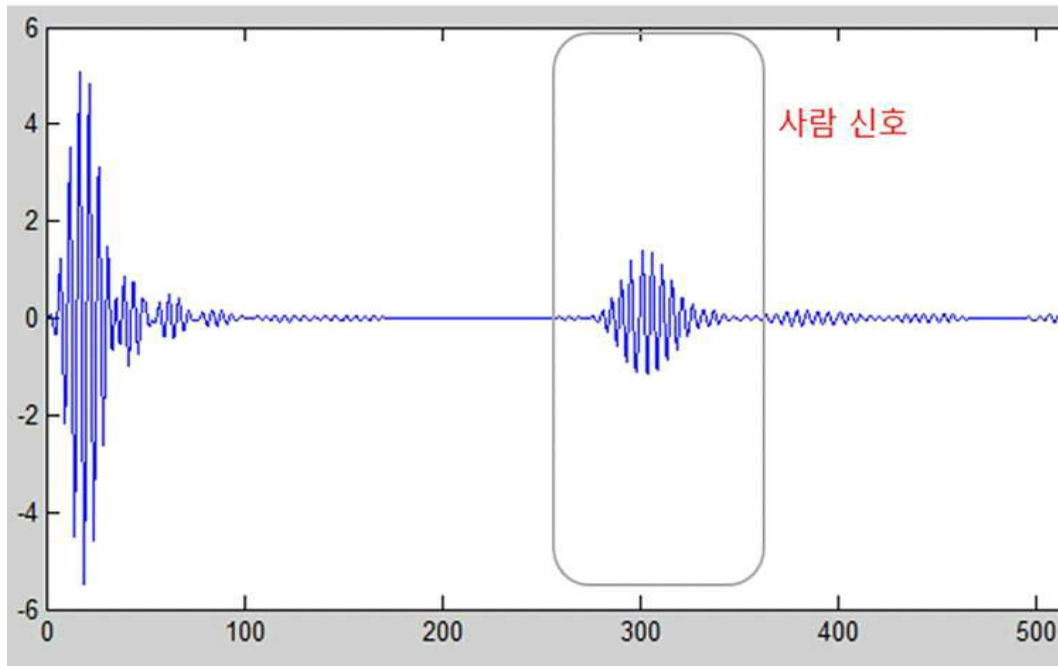
도면2



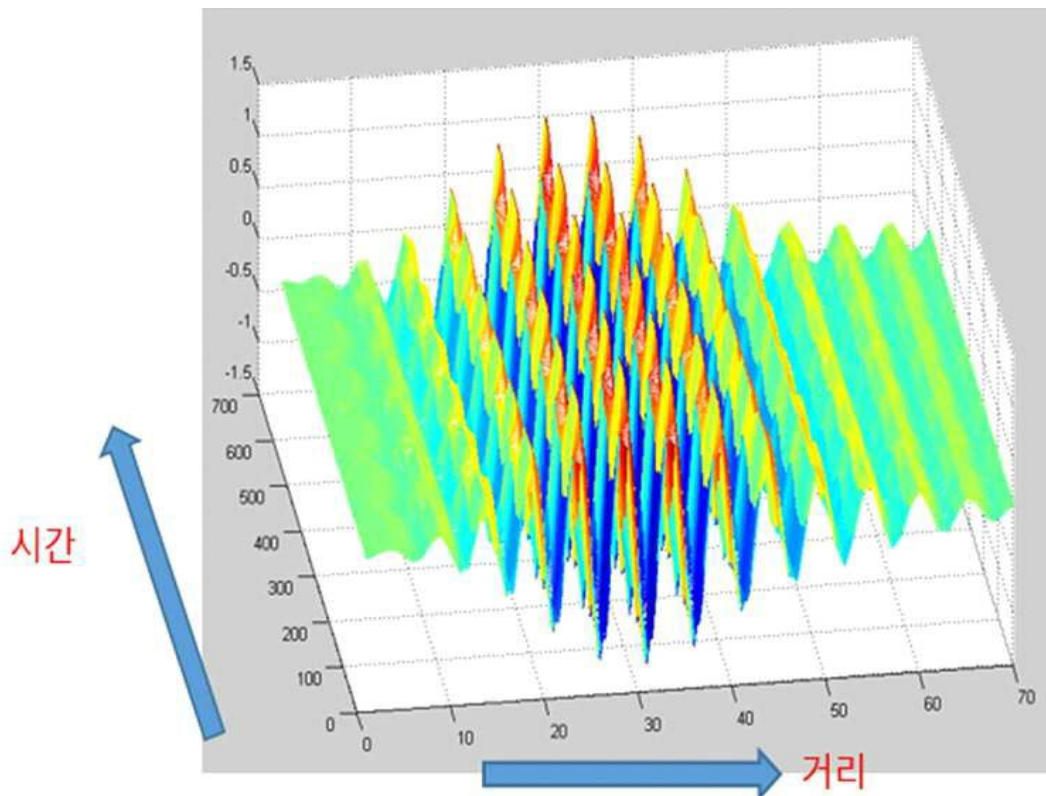
도면3



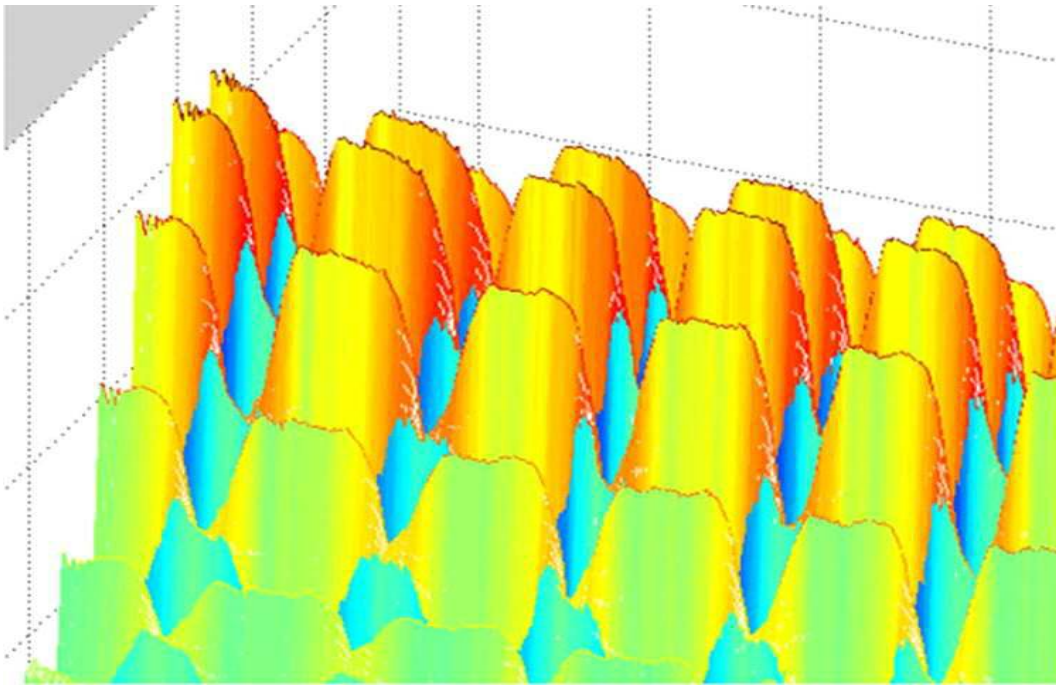
도면4



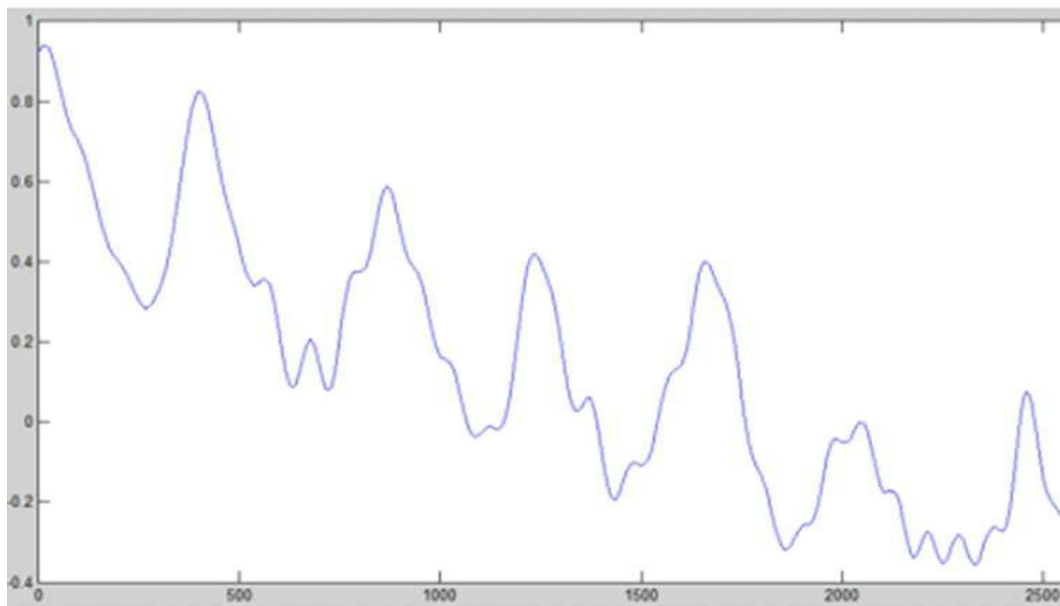
도면5



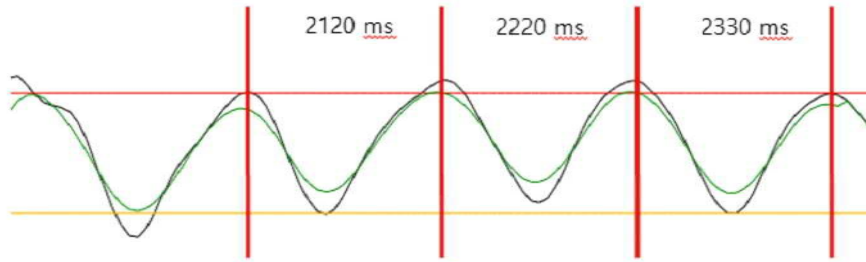
도면6



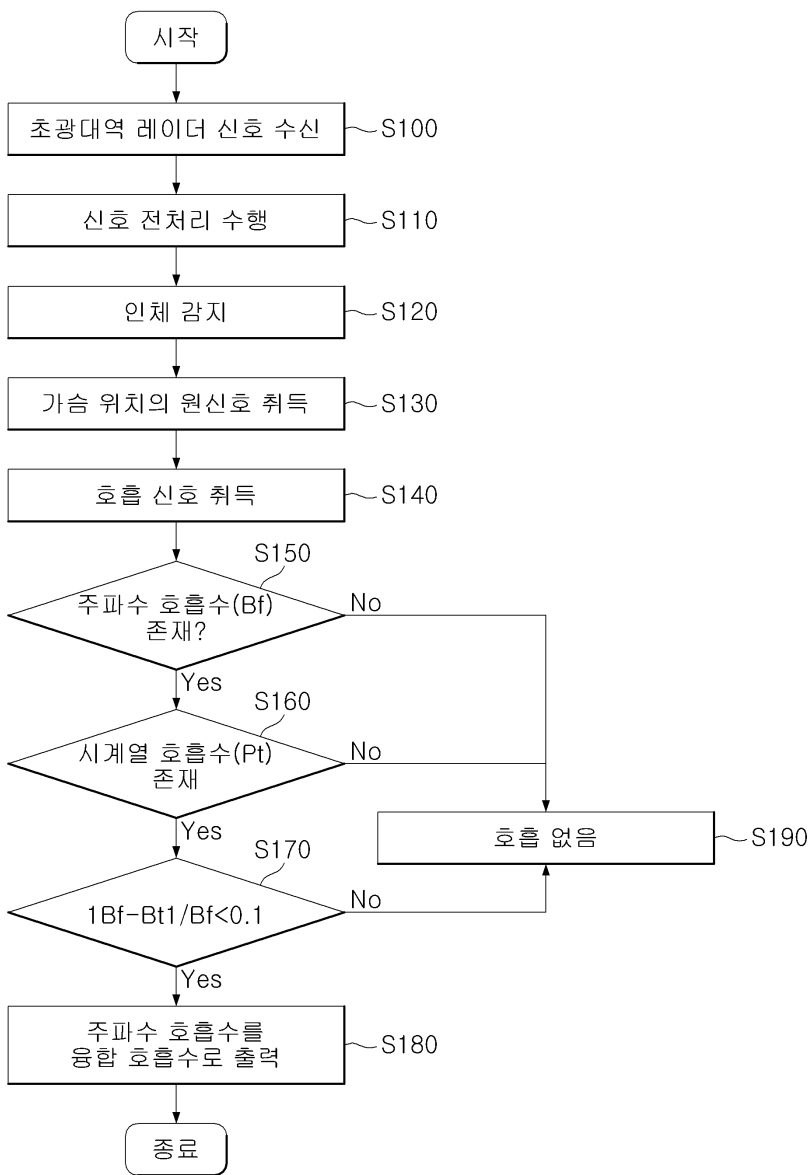
도면7



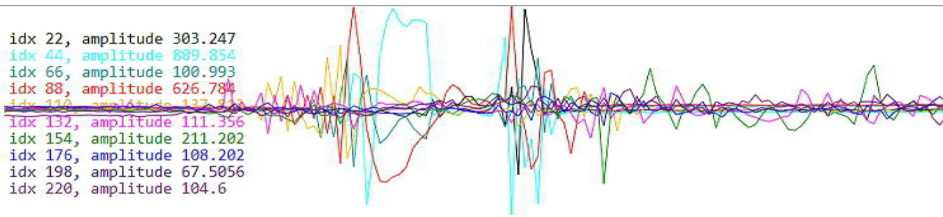
도면8



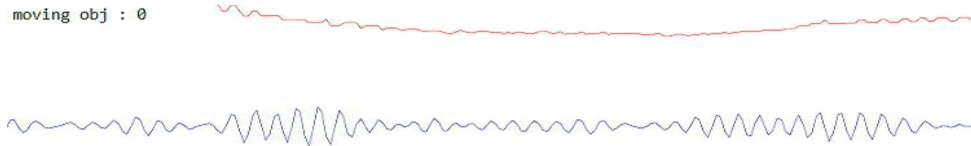
도면9



도면10

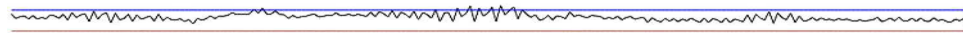


도면11

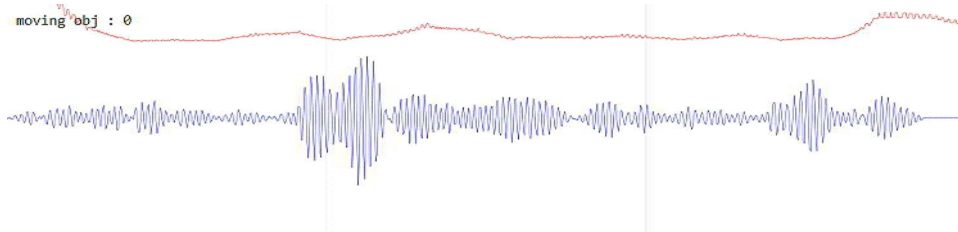


도면12

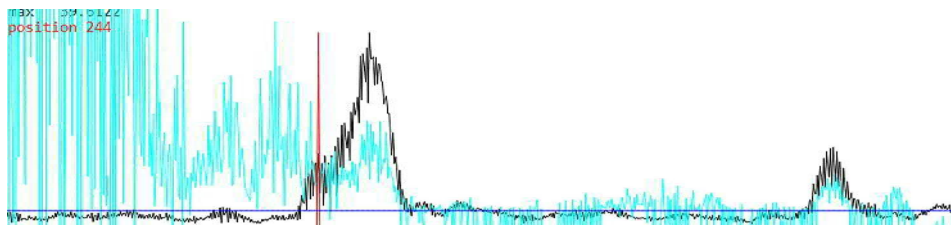
max 4.85865  
position 0



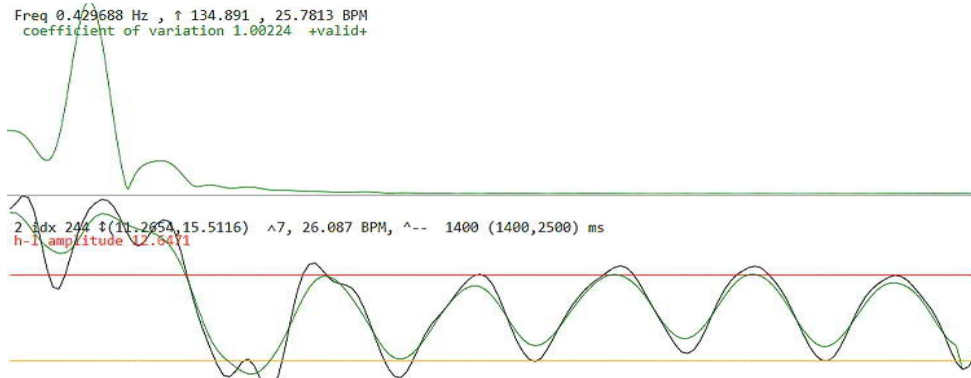
도면13



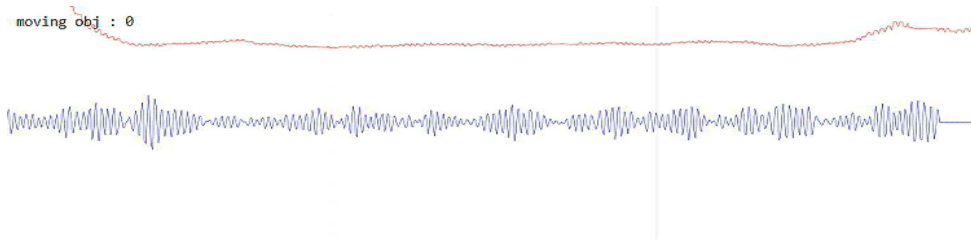
도면14



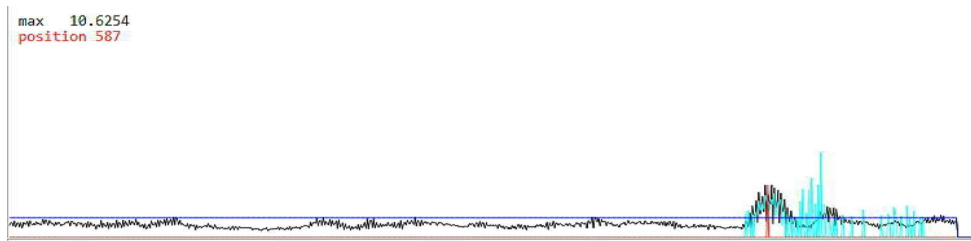
도면15



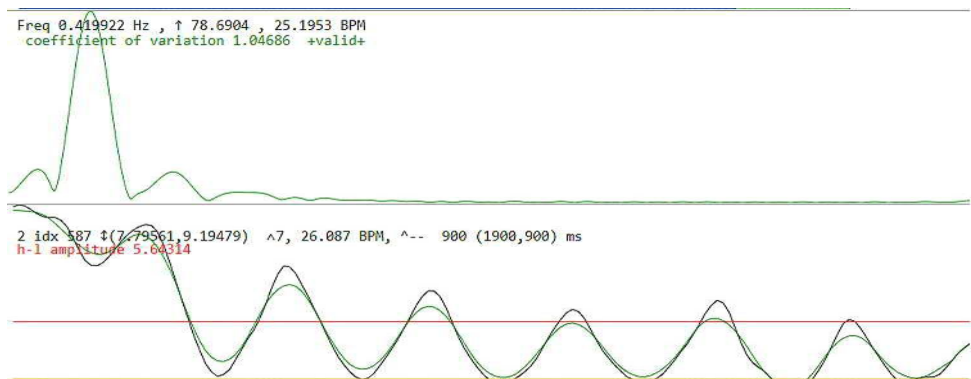
도면16



도면17



도면18



专利名称(译)	结合频率分析和时间分析的呼吸测量装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR101995966B1</a>	公开(公告)日	2019-07-04
申请号	KR1020160176411	申请日	2016-12-22
[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		
当前申请(专利权)人(译)	非孩子上炒锅斯股份有限公司		
[标]发明人	차상희 조종길		
发明人	차상희 조종길		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/08		
CPC分类号	A61B5/7235 A61B5/08		
审查员(译)	金晟 - 匈奴		
优先权	1020160141012 2016-10-27 KR		
其他公开文献	KR1020180046334A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

呼吸测量设备和方法技术领域本发明涉及呼吸测量设备和方法，更具体地，涉及结合频率分析和时间分析以通过验证通过时间分析通过频率分析获得的呼吸测量结果来实现精确呼吸测量的呼吸测量设备和方法。会的另外，根据本发明，一种超宽带雷达模块，用于以预定周期产生和发送超宽带脉冲信号，并通过接收从人体反射的超宽带脉冲信号来接收和产生原始数据。人体检测单元，用于从原始数据中识别出人体位置，并随时间累积并输出所识别出的人体位置的原始数据；并且，从由人体检测单元累积的原始数据中获取人体的胸部位置的信号作为原始信号，基于该距离选择最大值作为原始信号，并从所选择的原始信号中计算呼吸信号。它提供了一种将频率分析和时间分析相结合的呼吸测量设备和方法，包括一种呼吸测量模块，该模块可获取时间序列呼吸频率并考虑频率呼吸频率和时间序列呼吸频率来计算融合呼吸频率。

표도

