



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년09월05일
(11) 등록번호 10-1895324
(24) 등록일자 2018년08월30일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) A61B 5/024 (2006.01)
A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)
G01S 13/02 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/48 (2013.01)
A61B 5/024 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0073778
(22) 출원일자 2018년06월27일
심사청구일자 2018년06월27일
(56) 선행기술조사문헌
KR101827522 B1*
KR1020140086182 A
KR1020160148904 A
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
유메인주식회사
대전광역시 유성구 대학로 291, 나노종합기술원
9층 대전창조경제혁신센터(구성동, 한국과학기술원)
(72) 발명자
김영환
대전광역시 유성구 어은로 57 한빛아파트, 102동
104호
송광석
대전광역시 유성구 지족로 362 반석마을아파트,
306동 1404호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
특허법인 참좋은

전체 청구항 수 : 총 10 항

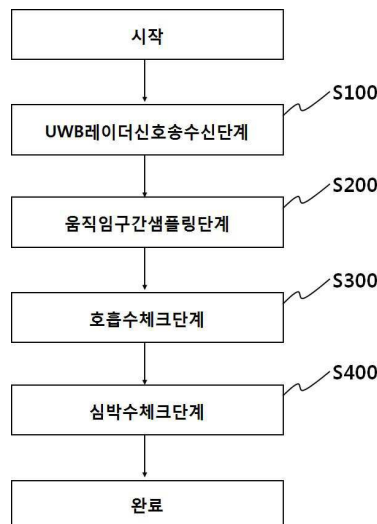
심사관 : 이봉수

(54) 발명의 명칭 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법

(57) 요약

본 발명은 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용하여 인체와의 거리를 측정하고, 측정한 생체 신호를 심박 주파수 대역 및 호흡 주파수 대역으로 각각 대역 통과 필터링(BPF: Band Pass Filtering)한 후, 상기 대역 통과 필터링한 각 신호에 대하여 CZT를 적용하여 상기 생체 신호로부터 인체의 호흡 수와 심박 수를 측정하는 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법에 관한 것이다.

대표도 - 도2



(52) CPC특허분류

A61B 5/08 (2013.01)

A61B 5/11 (2013.01)

A61B 5/7225 (2013.01)

A61B 5/7253 (2013.01)

G01S 13/0209 (2013.01)

(72) 발명자

황란미

대전광역시 서구 중반5길 119, 나동 101호

레 민 후이

대전 유성구 신성남로 95번길 55 한양빌라, 102호

강병준

대전광역시 유성구 전민로30번길 7, 101호

명세서

청구범위

청구항 1

초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법에 있어서,

초광대역 임펄스 레이더 신호를 주기적으로 송신하며, 주기적 송신 신호에 대한 반사 신호를 수신하여 획득하고, 획득한 수신 신호를 필터를 통해 잡음 제거를 수행하기 위한 UWB레이더신호송수신단계(S100)와,

상기 잡음 제거가 수행된 수신 신호에 필터를 적용하여 수신 신호중 인체가 존재할 것으로 예측 되는 움직임구간을 추출하고, 추출된 움직임구간에 해당하는 수신 신호의 샘플링 값을 추출하여 시간 축으로 저장시키기 위한 움직임구간샘플링단계(S200)와,

상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하며, 슬로우 타임 인덱스 처리된 신호를 호흡신호추출필터에 적용하여 호흡 구간에 해당하는 호흡 신호를 추출하고, 추출된 호흡 신호에 CZT 적용하여 시간 축 대역으로 표시된 호흡 신호를 주파수 축 대역으로 변환한 후, 주파수 축 대역으로 변환된 호흡 신호를 이용하여 호흡수를 산출하기 위한 호흡수체크단계(S300)와,

상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하고, 슬로우 타임 인덱스 처리된 신호를 심박범위밴드패스필터에 적용하여 심박 구간에 해당하는 심박 신호를 추출하고, 추출된 심박 신호에 CZT 필터를 적용하여 시간 축 대역으로 표시된 심박 신호를 주파수 축 대역으로 변환한 후, 주파수 축 대역으로 변환된 심박 신호를 이용하여 심박수를 산출하기 위한 심박수체크단계(S400)를 포함하며,

상기 움직임구간샘플링단계(S200)는,

주기적으로 수신되는 수신 신호들에 런닝 에버리지 필터를 적용하여 수신 신호들간에 차이가 존재하는지를 파악하여 움직임 정보가 있는 수신 신호를 추출하는 런닝에버리지필터적용단계(S210);

상기 런닝에버리지필터적용단계(S210)를 통해 움직임 정보가 있는 것으로 판단된 수신 신호들에 무빙 디텍터 필터를 적용하여 움직임구간을 추출하는 무빙디텍터필터적용단계(S220);

상기 추출된 움직임구간에 해당하는 구간의 수신 신호의 샘플링 값을 추출하여 시간 축으로 저장하는 샘플링값 저장단계(S230);를 포함하는 것을 특징으로 하는초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 UWB레이더신호송수신단계(S100)는,

초광대역 임펄스 레이더 신호(UWB)를 주기적으로 송신하는 UWB레이더신호송신단계(S110);

상기 주기적 송신 신호에 대한 반사 신호를 수신하여 획득하는 UWB레이더신호수신단계(S120);

수신된 신호에 대하여 메디언(Median) 필터 및 칼만(Kalman) 필터를 적용하여 잡음 제거를 수행하는 잡음제거단계(S130);를 포함하는 것을 특징으로 하는 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법.

청구항 3

삭제

청구항 4

제 1항에 있어서,

상기 호흡수체크단계(S300)는,

상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 움직임구간에 해당하는 수신 신호의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하여 시간 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호를 생성하는 슬로우타임인덱스처리단계(S310);

생성된 시간 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호에 호흡신호추출필터를 적용하여 시간 대역의 호흡신호를 추출시키기 위한 호흡신호추출필터적용단계(S320);

추출된 시간 대역의 호흡 신호에 CZT 필터를 적용하여 시간 대역의 호흡 신호를 주파수 대역의 호흡 신호로 변환하고, 변환된 주파수 대역의 호흡 신호의 분해능을 증가시키기 위한 호흡CZT적용단계(S330);

상기 분해능이 증가된 주파수 대역의 호흡 신호로부터 최대호흡값을 추출하기 위한 최대호흡값추출단계(S340);

상기 추출된 최대호흡값이 기 설정된 최소 호흡값보다 작을 경우 인체로 인식하지 않고, 상기 추출된 최대호흡값이 기 설정된 최소 호흡값보다 클 경우에 인체로 인식하고, 인체로 인식되는 경우 상기 분해능이 증가된 주파수 대역의 호흡 신호를 이용하여 측정대상 인체의 호흡수를 산출하는 호흡수산출단계(S350);를 포함하는 것을 특징으로 하는 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법.

청구항 5

제 4항에 있어서,

상기 슬로우타임인덱스처리단계(S310)는,

움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 샘플링 값을 거리별로 슬로우 타임 인덱스 처리하는 단계(S311)와,

거리별로 슬로우 타임 인덱스 처리된 샘플링값을 평균 처리하여 하나의 슬로우 타임 인덱스 신호로 변환하는 단계(S312)를 포함하는 것을 특징으로 하는 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법.

청구항 6

제 1항에 있어서,

상기 심박수체크단계(S400)는,

상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 움직임구간에 해당하는 수신 신호의 샘플링 값을 거리별로 슬로우 타임 인덱스 처리하여 거리별 시간축 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호를 생성하는 슬로우타임인덱스처리단계(S410);

생성된 상기 거리별 시간축 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호에 심박범위밴드패스필터에 적용하여 거리별 시간축 대역의 심박신호를 추출하기 위한 심박신호추출필터적용단계(S420);

추출된 거리별 시간축 대역의 심박 신호에 CZT 필터를 적용하여 거리별 시간축 대역의 심박 신호를 거리별 주파수축 대역의 심박 신호로 변환하고, 변환된 거리별 주파수축 대역의 심박 신호의 분해능을 증가시키기 위한 심박CZT적용단계(S430);

상기 분해능이 증가된 거리별 주파수 축 대역 심박신호들을 합하여 하나의 심박 신호로 변환시키기 위한 거리별 CZT결과합산단계(S440);

상기 변환된 하나의 심박신호로부터 최대 심박값을 추출하기 위한 최대심박값추출단계(S450);

상기 추출된 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값보다 작을 경우 인체로 인식하지 않고, 상기 추출된 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값보다 클 경우에 인체로 인식하고, 인체로 인식되는 경우 상기 분해능이 증가된 주파수 대역의 심박 신호를 이용하여 측정대상 인체의 심박수를 산출하는 심박수산출단계(S460)를 포함하는 것을 특징으로 하는 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법.

청구항 7

초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정장치에 있어서,

외부로 초광대역 임펄스 레이더 신호를 주기적으로 송신하며, 주기적 송신 신호에 대한 주기적 반사 신호를 수신하여 획득하고, 획득한 수신 신호를 필터를 통해 잡음 제거를 수행하는 UWB레이더신호송수신부(100)와;

잡음 제거가 수행된 주기적 수신 신호에 필터를 적용하여 움직임구간을 추출하고, 수신 신호중 추출된 움직임구간에 해당하는 신호의 샘플링 값을 추출하여 시간 축으로 메모리부에 저장하는 움직임구간추출부(200)와;

추출된 샘플링값을 슬로우 타임 인덱스 처리하며, 슬로우 타임 인덱스 처리된 신호를 호흡신호추출필터에 적용하여 호흡 구간에 해당하는 호흡 신호를 추출하고, 추출된 호흡 신호에 CZT 적용하여 시간 축 대역으로 표시된 호흡 신호를 주파수 축 대역으로 변환한 후, 주파수 축 대역으로 변환된 호흡 신호를 이용하여 호흡수를 산출하는 호흡수체크부(300)와;

추출된 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하고, 슬로우 타임 인덱스 처리된 신호를 심박범위밴드패스필터에 적용하여 심박 구간에 해당하는 심박 신호를 추출하고, 추출된 심박 신호에 CZT 적용하여 시간 축 대역으로 표시된 심박 신호를 주파수 축 대역으로 변환한 후, 주파수 축 대역으로 변환된 심박 신호를 이용하여 심박수를 산출하는 심박수체크부(400)를 포함하며,

상기 움직임구간추출부(200)는,

주기적으로 수신되는 수신 신호들에 런닝 에버리지 필터를 적용하여 수신 신호들간에 차이가 존재하는지를 파악하여 움직임 정보가 있는 수신 신호를 추출하고, 움직임 정보가 있는 것으로 판단된 수신 신호들의 움직임구간을 추출하고, 상기 추출된 움직임구간에 해당하는 구간의 수신 신호의 샘플링 값을 추출하여 시간 축으로 저장하는 것을 특징으로 하는 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정장치.

청구항 8

삭제

청구항 9

제7항에 있어서,

상기 호흡수체크부(300)는,

움직임구간에 해당하는 수신 신호의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하여 시간 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호를 생성하고,

생성된 시간 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호에 호흡신호추출필터를 적용하여 시간 대역의 호흡신호를 추출하고,

추출된 시간 대역의 호흡 신호에 CZT 필터를 적용하여 시간 대역의 호흡 신호를 주파수 대역의 호흡 신호로 변환하고, 변환된 주파수 대역의 호흡 신호의 분해능을 증가시키고,

상기 분해능이 증가된 주파수 대역의 호흡 신호로부터 최대 호흡값을 추출하고,

상기 추출된 최대 호흡값이 기 설정된 최소 호흡값보다 작을 경우 인체로 인식하지 않고, 상기 추출된 최대 호흡값이 기 설정된 최소 호흡값 보다 클 경우에 인체로 인식하고, 인체로 인식되는 경우 상기 분해능이 증가된 주파수 대역의 호흡 신호를 이용하여 측정대상 인체의 호흡수를 산출하는 것을 특징으로 하는 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정장치.

청구항 10

제7항에 있어서,

상기 심박수체크부(400)는,

움직임구간에 해당하는 수신 신호의 샘플링 값을 거리별로 슬로우 타임 인덱스 처리하여 거리별 시간축 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호를 생성하고,

생성된 상기 거리별 시간축 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호에 심박범위밴드패스필터에 적용하여 거리별 시간축

대역의 심박신호를 추출하고,

추출된 거리별 시간축 대역의 심박 신호에 CZT 필터를 적용하여 거리별 시간축 대역의 심박 신호를 거리별 주파수축 대역의 심박 신호로 변환하고, 변환된 거리별 주파수축 대역의 심박 신호의 분해능을 증가시키고,

상기 분해능이 증가된 거리별 주파수 축 대역 심박신호들을 합하여 하나의 심박 신호로 변환시키고,

상기 변환된 하나의 심박신호로부터 최대 심박값을 추출하고,

상기 추출된 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값보다 작을 경우 인체로 인식하지 않고, 상기 추출된 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값보다 클 경우에 인체로 인식하고, 인체로 인식되는 경우 상기 분해능이 증가된 주파수 대역의 심박 신호를 이용하여 측정대상 인체의 심박수를 산출하는 것을 특징으로 하는 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정장치.

청구항 11

제 4항에 있어서,

상기 호흡수산출단계(S350)는,

추출된 최대 호흡값이 기 설정된 최소 호흡값보다 작을 경우 인체로 판단하지 않고, 추출된 최대 호흡값이 기 설정된 최소 호흡값보다 클 경우에 인체로 판단하는 인체판단단계(S351)와,

인체로 판단되는 경우, 측정대상 인체의 순간평균호흡주파수를 아래 수학적 식 1에 의해 산출한 후, 순간 호흡수를 아래의 수학적 식 2를 이용하여 산출하는 순간 호흡수 산출단계(S352)와,

산출된 순간 호흡수를 이용하여 측정대상 인체의 평균 호흡수를 아래 수학적 식 3을 이용하여 산출하는 평균 호흡수 산출단계((S353)를 포함하는 것을 특징으로 하는 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법.

(수학적 식 1)

$$f = \frac{\sum_{i=1}^N f_i z_i}{\sum_{i=1}^N z_i}$$

f: 순간평균호흡주파수 값
 f_i : i번째 호흡주파수 값
 z_i : f_i 에 해당하는 호흡값
 N: 최대호흡값의 90% 이상에 해당하는 주파수영역을 나눈 개수

(수학적 식 2)

$$x_t = f \times 60$$

x_t : 어느 한 순간의 순간 호흡수

f : 순간평균호흡주파수

(수학적 식 3)

$$y_t = (1 - \alpha)y_{t-1} + \alpha x_t$$

y_t : 현재 평균 호흡수
 y_{t-1} : 이전 시간의 평균 호흡수
 x_t : 현재 순간 호흡수
 α : 평활화 인자 = $\frac{2}{f_s * T + 1}$ f_s : 초 당 프레임 수 = 44 f/s
 T : 평균 시간 = 20 s

청구항 12

제6항에 있어서,

상기 심박수산출단계(S460)는,

추출된 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값보다 작을 경우 인체로 판단하지 않고, 추출된 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값보다 클 경우에 인체로 판단하는 인체판단단계(S461)와,

인체로 판단되는 경우, 측정대상 인체의 순간평균심박주파수를 아래 수학식 4에 의해 산출한 후, 순간 심박수를 아래의 수학식 5를 이용하여 산출하는 순간 심박수 산출단계(S462)와,

산출된 순간 심박수를 이용하여 측정대상 인체의 평균 심박수를 아래 수학식 6을 이용하여 산출하는 평균 심박수 산출단계((S463)를 포함하는 것을 특징으로 하는 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법.

(수학식 4)

$$f = \frac{\sum_{i=1}^N f_i z_i}{\sum_{i=1}^N z_i}$$

f : 순간평균심박주파수 값
 f_i : i 번째 심박주파수 값
 z_i : f_i 에 해당하는 심박값
 N : 최대심박값의 90% 이상에 해당하는 주파수영역을 나눈 개수

(수학식 5)

$$x_t = f \times 60$$

x_t : 어느 한 순간의 순간 심박수
 f : 순간평균심박주파수

(수학식 6)

$$y_t = (1 - \alpha)y_{t-1} + \alpha x_t$$

y_t : 현재 평균 심박수
 y_{t-1} : 이전 시간의 평균 심박수
 x_t : 현재 순간 심박수
 α : 평활화 인자 = $\frac{2}{f_s * T + 1}$ f_s : 초 당 프레임 수 = 44 f/s
 T : 평균 시간 = 20 s

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용하여 수신된 수신신호중 인체가 존재할 것으로 예측되는 움직임구간을 추출하고, 추출된 움직임구간에 해당하는 수신 신호를 심박 주파수 대역 및 호흡 주파수 대역으로 각각 대역 통과 필터링(BPF: Band Pass Filtering)한 후, 상기 대역 통과 필터링한 각 신호에 대하여 CZT를 적용하여 상기 수신신호로부터 인체의 호흡 수와 심박 수를 측정하는 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] UWB란, 500MHz이상의 주파수 대역을 사용하거나 비대역폭으로 정의되는 수치가 25% 이상인 라디오 기술을 의미한다.
- [0003] 비대역폭이란, 중심주파수 대비 신호의 대역폭을 의미한다.
- [0004] 즉, UWB는 광대역의 주파수를 사용하는 라디오 기술로서, 높은 거리 분해능, 투과성, 협대역 잡음에 대한 강한 면역성, 주파수를 공유하는 타 기기와의 공존성과 같은 다양한 장점을 지닌다.
- [0005] UWB(Ultra WideBand) 레이더(이하, UWB 레이더라 한다.) 기술은 주파수 영역에서의 광대역 특성을 갖는 매우 짧은 지속시간의 임펄스 신호를 송신하여 사물 및 사람으로부터 반사되어 돌아오는 신호를 수신해 주변 상황을 인지하는 레이더 기술을 의미한다.
- [0006] UWB 레이더 시스템은 신호 생성부에서 수 나노-수 피코 초의 시간 폭을 갖는 임펄스 신호를 생성하여 송신 안테나를 통해 광각 또는 협대역의 각도로 방사한다.
- [0007] 방사된 신호는 환경에서의 다양한 사물이나 사람으로 인해 반사되게 되고 반사된 신호는 수신 안테나 및 ADC를 거쳐 디지털 신호로 변환된다.
- [0008] 전술된 UWB 레이더의 장점으로 인해, 많은 분야에서 UWB 레이더를 활용하기 위한 연구가 진행되고 있다.
- [0009] 현재 호흡 및 심박수 측정을 위한 의료용 장치, 재난 현장에서의 인명 구조를 위한 휴대용 레이더 장치, 일정 영역 내의 사람 수를 세는 피플 카운팅 장치 등 다양한 분야에서 기술 개발을 위한 연구가 진행되고 있다.
- [0010] 일 예로 한국공개특허공보 제10-2013-0020835호(공개일 2014년 9월 4일) " UWB 기반 비접촉식 생체신호진단기"에는 UWB 레이더를 이용하여 생체 신호를 측정하고, 측정된 생체 신호를 이용하여 원격 건강관리 서비스를 제공하는 방법이 개시되어 있다.
- [0011] 다만, 사람의 호흡에 따른 움직임에 비해 심박동에 따른 움직임 정도는 현저히 작기 때문에, 심박수를 측정하는데 많은 어려움이 있다.
- [0012] 그리고, 최근 들어 많은 사람들이 웰빙에 관심을 갖고 건강한 삶을 위해 노력하고 있다.
- [0013] 이러한 웰빙 신드롬에 따라 각종 웰빙 관련 산업 또한 발전하고 있는데, 심박이나 호흡을 측정하여 사용자의 건강 상태를 판단하는 심박/호흡 측정 장치 또한 그러한 웰빙 관련 산업 중 하나라 할 수 있다.
- [0014] 종래의 심박/호흡 측정 장치는 사용자의 심박 및 호흡 측정을 위하여 상기 사용자의 신체에 센서를 부착하고 상기 센서로부터 상기 사용자의 심박 및 호흡을 측정하는 방식을 채택하고 있다.
- [0015] 그러나, 사용자의 신체에 센서를 부착하는 경우, 사용자의 움직임이 자유롭지 못하고 상기 사용자의 움직임에 따른 노이즈(Noise)가 많이 발생한다는 단점이 있다.
- [0016] 이에 따라, 사용자의 신체에 센서를 부착하지 않고 레이더를 이용하여 근거리에서 무선으로 사용자의 심박 및 호흡을 측정하는 장치가 개발되어 사용되고 있다.
- [0017] 즉, RF 센서 등을 통해 레이더 신호를 사용자 신체로 송출하고, 상기 사용자로부터 반사되는 신호의 도플러 쉬프트(Doppler Shift)를 이용하여 상기 사용자의 심박 신호 및 호흡 신호를 검출할 수 있다.
- [0018] 이러한 경우, 사용자의 신체에 센서를 부착하지 않고도 무선으로 사용자의 심박 및 호흡을 측정할 수 있어, 사용자로 하여금 측정의 편리성을 도모할 수 있다.
- [0019] 다만, 이러한 경우, 상기 사용자로부터 반사되어 돌아오는 신호로부터 상기 사용자의 심박 신호 및 호흡 신호를 얼마나 정확하고 효과적으로 검출할 수 있는가가 중요하다.

- [0020] 즉, 상기 반사되는 상기 사용자의 생체 신호에는 상기 사용자의 움직임에 따른 노이즈 또는 상기 심박 신호나 호흡 신호 외의 각종 노이즈가 포함되어 있기 마련이다.
- [0021] 이러한 각종 노이즈를 제거하고 상기 생체 신호로부터 심박 신호 및 호흡 신호를 정확하게 검출하는 것이 중요하다.
- [0022] 종래 기술에 따른 상기 심박 및 호흡 신호 검출 방법으로는 레퍼런스(reference) 신호를 선정하여 심박 및 호흡 신호를 검출하는 방법이 있다.
- [0023] 즉, 검출하고자 하는 심박 및 호흡 신호의 레퍼런스 신호를 미리 설정한 다음, 상기 생체 신호에서 상기 레퍼런스 신호를 제거하면 노이즈 신호만 남게 되므로, 상기 노이즈 신호를 다시 상기 생체 신호로부터 제거함으로써, 심박 신호 및 호흡 신호를 검출할 수 있다.
- [0024] 그러나, 이러한 경우, 레퍼런스 신호가 모든 가능한 주파수 대역의 신호를 모두 포함하고 있어야 하고, 사용자마다 심박 및 호흡 신호의 특성이 서로 유사해야 한다는 가정이 필요하므로 레퍼런스 신호의 설정에 다소 무리가 있다.
- [0025] 또한, 사용자의 신체에 센서를 부착하는 접촉식 신호를 측정하는 것이 아니므로, RF 센서와 사용자의 거리에 따라서 신호의 진폭(amplitude)와 위상(phase)이 수시로 변할 수 있기 때문에, 상기 변화를 보정하기 위한 소정의 적응형 필터(adaptive filter) 계수를 각각 설정해야 한다는 문제점이 있다.
- [0026] 이러한 종래 기술의 문제점에 따라, 상기 레이더를 이용한 사용자의 심박 신호 및 호흡 신호 검출을 보다 정확하고 효율적으로 수행할 수 있는 심박/호흡 측정 장치의 개발이 요구되고 있다.
- [0027] 결국, 본 발명의 경우에 상기한 종래의 문제점을 해결하기 위해 제안된 것으로서, 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용하여 인체와의 거리를 측정하고, 측정된 생체 신호를 심박 주파수 대역 및 호흡 주파수 대역으로 각각 대역 통과 필터링(BPF: Band Pass Filtering)한 후, 상기 대역 통과 필터링한 각 신호에 대하여 CZT를 적용하여 상기 생체 신호로부터 인체의 호흡 수와 심박 수를 정확하게 측정할 수 있는 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법을 제안하게 된 것이다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0028] (특허문헌 0001) (선행문헌) 한국공개특허공보 제10-2013-0020835호(2014. 09. 04)
(특허문헌 0002)

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0029] 따라서 본 발명은 상기와 같은 종래 기술의 문제점을 감안하여 제안된 것으로서, 본 발명의 목적은 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용하여 수신된 수신신호중 인체가 존재할 것으로 예측되는 움직임구간을 추출하고, 추출된 움직임구간에 해당하는 수신 신호를 심박 주파수 대역 및 호흡 주파수 대역으로 각각 대역 통과 필터링(BPF: Band Pass Filtering)한 후, 상기 대역 통과 필터링한 각 신호에 대하여 CZT를 적용하여 상기 수신 신호로부터 인체의 호흡 수와 심박 수와 같은 생체 신호를 측정하는데 있다.

과제의 해결 수단

- [0030] 본 발명이 해결하고자 하는 과제를 달성하기 위하여, 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법은,
- [0031] 초광대역 임펄스 레이더 신호를 주기적으로 송신하며, 주기적 송신 신호에 대한 반사 신호를 수신하여 획득하고, 획득한 수신 신호를 필터를 통해 잡음 제거를 수행하기 위한 UWB레이더신호송수신단계(S100)와,
- [0032] 상기 잡음 제거가 수행된 수신 신호에 필터를 적용하여 수신 신호중 인체가 존재할 것으로 예측 되는 움직임구간을 추출하고, 추출된 움직임구간에 해당하는 수신 신호의 샘플링 값을 추출하여 시간 축으로 저장시키기 위한

움직임구간샘플링단계(S200)와,

[0033] 상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하며, 슬로우 타임 인덱스 처리된 신호를 호흡신호추출필터에 적용하여 호흡 구간에 해당하는 호흡 신호를 추출하고, 추출된 호흡 신호에 CZT 적용하여 시간 축 대역으로 표시된 호흡 신호를 주파수 축 대역으로 변환한 후, 주파수 축 대역으로 변환된 호흡 신호를 이용하여 호흡수를 산출하기 위한 호흡수체크단계(S300)와,

[0034] 상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하고, 슬로우 타임 인덱스 처리된 신호를 심박범위밴드패스필터에 적용하여 심박 구간에 해당하는 심박 신호를 추출하고, 추출된 심박 신호에 CZT 필터를 적용하여 시간 축 대역으로 표시된 심박 신호를 주파수 축 대역으로 변환한 후, 주파수 축 대역으로 변환된 심박 신호를 이용하여 심박수를 산출하기 심박수체크단계(S400)를 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0035] 이상의 구성 및 작용을 지니는 본 발명에 따른 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법을 통해, 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용하여 수신된 수신신호중 인체가 존재할 것으로 예측되는 움직임구간을 추출하고, 추출된 움직임구간에 해당하는 수신 신호를 심박 주파수 대역 및 호흡 주파수 대역으로 각각 대역 통과 필터링(BPF: Band Pass Filtering)한 후, 상기 대역 통과 필터링한 각 신호에 대하여 CZT를 적용하여 상기 수신 신호로부터 인체의 호흡 수와 심박 수를 정확하게 측정할 수 있는 효과를 발휘한다.

[0036] 특히, 호흡 수보다 상대적으로 신호 세기가 약한 심박수의 경우에는 슬로우 타임 인덱스 처리된 신호를 거리별로 심박범위밴드패스필터에 적용하여 거리별로 심박 구간에 해당하는 심박 신호만을 추출시키며, 거리별로 추출된 심박 신호에 대하여 거리별로 CZT 적용하여 시간 축 대역으로 표시된 심박 신호를 주파수 축 대역으로 변환시키며, 상기 거리별로 주파수 축 대역으로 변환된 심박 신호들을 합하여 하나의 심박 신호로 변환시키며, 변환된 하나의 심박 신호의 최대 심박값을 추출하게 되며, 추출된 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값보다 클 경우에 심박수를 추출함으로써, 정확하게 심박수를 측정할 수 있는 효과를 발휘한다.

도면의 간단한 설명

[0037] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법을 수행하기 위한 바이탈 정보 측정장치를 나타낸 구성도.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법을 나타낸 흐름도.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법의 UWB레이더 신호송수신단계(S100)를 나타낸 흐름도.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따라 메디언(Median) 필터 및 칼만(Kalman) 필터를 이용하여 잡음을 제거한 그래프 예시도.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법의 움직임구간샘플링단계(S200)를 나타낸 흐름도.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법의 호흡수체크단계(S300)를 나타낸 흐름도.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따라 움직임 정보가 있는 수신 신호의 움직임 구간 $\{(d) \sim (d + \Delta d)\}$ 의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리한 예시도.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따라 호흡 신호를 슬로우 타임 인덱스 처리한 예시도.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따라 슬로우 타임 인덱스 신호에 호흡신호추출필터를 적용해 호흡신호를 추출하는 예시도.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 호흡신호에 대한 FFT(Fast Fourier transform)와 CZT(Chirp Z-transform)의 분해능 비교 예시도.

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법의 대역폭중양값판단단계에서의 중앙값 위치 여부를 확인하는 그래프 예시도.

도 12는 본 발명의 일 실시예에 따른 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법의 심박수체크단계(S400)를 나타낸 흐름도.

도 13은 본 발명의 일 실시예에 따라 심박신호를 슬로우 타임 인덱스 처리한 예시도.

도 14는 본 발명의 일 실시예에 따라 슬로우 타임 인덱스 신호에 심박신호추출필터를 적용해 심박신호를 추출하는 예시도.

도 15는 본 발명의 일 실시예에 따른 심박신호에 대한 FFT(Fast Fourier transform)와 CZT(Chirp Z-transform)의 분해능 비교 예시도.

도 16은 본 발명의 일 실시예에 따른 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법을 통해 측정된 호흡수와 심박수의 오차율을 나타낸 실험 결과 그래프.

도 17은 순간 호흡수와 평균 호흡수를 프레임별(시간별)로 도시한 그래프.

도 18은 순간 심박수와 평균 심박수를 프레임별(시간별)로 도시한 그래프.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0038] 이하의 내용은 단지 본 발명의 원리를 예시한다. 그러므로 당업자는 비록 본 명세서에 명확히 설명되거나 도시되지 않았지만, 본 발명의 원리를 구현하고 본 발명의 개념과 범위에 포함된 다양한 장치를 발명할 수 있는 것이다.
- [0039] 또한, 본 명세서에 열거된 모든 조건부 용어 및 실시 예들은 원칙적으로, 본 발명의 개념이 이해되도록 하기 위한 목적으로만 명백히 의도되고, 이와 같이 특별히 열거된 실시 예들 및 상태들에 제한적이지 않는 것으로 이해되어야 한다.
- [0040] 본 발명의 과제를 해결하기 위한 수단은 하기와 같다.
- [0041] 본 발명의 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 장치는,
- [0042] 외부로 초광대역 임펄스 레이더 신호를 주기적으로 송신하며, 주기적 송신 신호에 대한 주기적 반사 신호를 수신하여 획득하고, 획득한 수신 신호를 필터를 통해 잡음 제거를 수행하는 UWB레이더신호송수신부(100)와;
- [0043] 잡음 제거가 수행된 주기적 수신 신호에 필터를 적용하여 움직임구간을 추출하고, 수신 신호중 추출된 움직임구간에 해당하는 신호의 샘플링 값을 추출하여 시간 축으로 메모리부에 저장하는 움직임구간추출부(200)와;
- [0044] 추출된 샘플링값을 슬로우 타임 인덱스 처리하며, 슬로우 타임 인덱스 처리된 신호를 호흡신호추출필터에 적용하여 호흡 구간에 해당하는 호흡 신호를 추출하고, 추출된 호흡 신호에 CZT 적용하여 시간 축 대역으로 표시된 호흡 신호를 주파수 축 대역으로 변환한 후, 주파수 축 대역으로 변환된 호흡 신호를 이용하여 호흡수를 산출하는 호흡수체크부(300)와;
- [0045] 추출된 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하고, 슬로우 타임 인덱스 처리된 신호를 심박범위밴드패스필터에 적용하여 심박 구간에 해당하는 심박 신호를 추출하고, 추출된 심박 신호에 CZT 적용하여 시간 축 대역으로 표시된 심박 신호를 주파수 축 대역으로 변환한 후, 주파수 축 대역으로 변환된 심박 신호를 이용하여 심박수를 산출하는 심박수체크부(400)를 포함한다.
- [0046] 상기 움직임구간추출부(200)는,
- [0047] 주기적으로 수신되는 수신 신호들에 런닝 에버리지 필터를 적용하여 수신 신호들간에 차이가 존재하는지를 파악하여 움직임 정보가 있는 수신 신호를 추출하고, 움직임 정보가 있는 것으로 판단된 수신 신호들의 움직임구간을 추출하고, 상기 추출된 움직임구간에 해당하는 구간의 수신 신호의 샘플링 값을 추출하여 시간 축으로 저장하는 것을 특징으로 한다.
- [0048] 상기 호흡수체크부(300)는,
- [0049] 움직임구간에 해당하는 수신 신호의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하여 시간 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호를 생성하고,

- [0050] 생성된 시간 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호에 호홉신호추출필터를 적용하여 시간 대역의 호홉신호를 추출하고,
- [0051] 추출된 시간 대역의 호홉 신호에 CZT 필터를 적용하여 시간 대역의 호홉 신호를 주파수 대역의 호홉 신호로 변환하고, 변환된 주파수 대역의 호홉 신호의 분해능을 증가시키고,
- [0052] 상기 분해능이 증가된 주파수 대역의 호홉 신호로부터 최대 호홉값을 추출하고,
- [0053] 상기 추출된 최대 호홉값이 기 설정된 최소 호홉값보다 작을 경우 인체로 인식하지 않고, 상기 추출된 최대 호홉값이 기 설정된 최소 호홉값 보다 클 경우에 인체로 인식하고, 인체로 인식되는 경우 상기 분해능이 증가된 주파수 대역의 호홉 신호를 이용하여 측정대상 인체의 호홉수를 산출하는 것을 특징으로 한다.
- [0054] 상기 심박수체크부(400)는,
- [0055] 움직임구간에 해당하는 수신 신호의 샘플링 값을 거리별로 슬로우 타임 인덱스 처리하여 거리별 시간축 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호를 생성하고,
- [0056] 생성된 상기 거리별 시간축 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호에 심박범위밴드패스필터에 적용하여 거리별 시간축 대역의 심박신호를 추출하고,
- [0057] 추출된 거리별 시간축 대역의 심박 신호에 CZT 필터를 적용하여 거리별 시간축 대역의 심박 신호를 거리별 주파수축 대역의 심박 신호로 변환하고, 변환된 거리별 주파수축 대역의 심박 신호의 분해능을 증가시키고,
- [0058] 상기 분해능이 증가된 거리별 주파수 축 대역 심박신호들을 합하여 하나의 심박 신호로 변환시키고,
- [0059] 상기 변환된 하나의 심박신호로부터 최대 심박값을 추출하고,
- [0060] 상기 추출된 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값보다 작을 경우 인체로 인식하지 않고, 상기 추출된 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값보다 클 경우에 인체로 인식하고, 인체로 인식되는 경우 상기 분해능이 증가된 주파수 대역의 심박 신호를 이용하여 측정대상 인체의 심박수를 산출하는 것을 특징으로 한다.
- [0061] 본 발명의 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법은,
- [0062] 초광대역 임펄스 레이더 신호를 주기적으로 송신하며, 주기적 송신 신호에 대한 반사 신호를 수신하여 획득하고, 획득한 수신 신호를 필터를 통해 잡음 제거를 수행하기 위한 UWB레이더신호송수신단계(S100)와,
- [0063] 상기 잡음 제거가 수행된 수신 신호에 필터를 적용하여 수신 신호중 인체가 존재할 것으로 예측 되는 움직임구간을 추출하고, 추출된 움직임구간에 해당하는 수신 신호의 샘플링 값을 추출하여 시간 축으로 저장시키기 위한 움직임구간샘플링단계(S200)와,
- [0064] 상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하며, 슬로우 타임 인덱스 처리된 신호를 호홉신호추출필터에 적용하여 호홉 구간에 해당하는 호홉 신호를 추출하고, 추출된 호홉 신호에 CZT 적용하여 시간 축 대역으로 표시된 호홉 신호를 주파수 축 대역으로 변환한 후, 주파수 축 대역으로 변환된 호홉 신호를 이용하여 호홉수를 산출하기 위한 호홉수체크단계(S300)와,
- [0065] 상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하고, 슬로우 타임 인덱스 처리된 신호를 심박범위밴드패스필터에 적용하여 심박 구간에 해당하는 심박 신호를 추출하고, 추출된 심박 신호에 CZT 필터를 적용하여 시간 축 대역으로 표시된 심박 신호를 주파수 축 대역으로 변환한 후, 주파수 축 대역으로 변환된 심박 신호를 이용하여 심박수를 산출하기 심박수체크단계(S400)를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0066] 또한, 상기 UWB레이더신호송수신단계(S100)는,
- [0067] 초광대역 임펄스 레이더 신호(UWB)를 주기적으로 송신하는 UWB레이더신호송신단계(S110);
- [0068] 상기 주기적 송신 신호에 대한 반사 신호를 수신하여 획득하는 UWB레이더신호수신단계(S120);
- [0069] 수신된 신호에 대하여 메디언(Median) 필터 및 칼만(Kalman) 필터를 적용하여 잡음 제거를 수행하는 잡음제거단계(S130);를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0070] 이때, 상기 칼만 필터는 프레임별 각 샘플마다 이전 샘플을 참조하여 각 샘플마다 노이즈를 제거하는 것을 특징으로 한다.

- [0071] 또한, 상기 움직임구간샘플링단계(S200)는,
- [0072] 수신되는 수신 신호들에 런닝 에버리지 필터를 적용하여 주기적으로 수신되는 수신 신호들에 차이가 존재하는 지를 파악하여 움직임 여부를 판단하는 런닝에버리지필터적용단계(S210);
- [0073] 상기 런닝에버리지필터적용단계(S210)를 통해 움직임이 있는 것으로 판단되는 경우, 수신된 수신 신호들에 무빙 디텍터 필터를 적용하여 움직임구간을 추출하는 무빙디텍터필터적용단계(S220);
- [0074] 상기 추출된 움직임구간에 해당하는 수신 신호의 샘플링 값을 추출하여 시간 축으로 저장하는 샘플링값저장단계(S230);를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0075] 이때, 상기 런닝 에버리지 필터는 고정 클러터를 제거하여 움직이는 신호만 추출하는 필터로서, 초기 추정된 클러터 신호와 새로운 실시간 레이더 신호로 새로운 클러터 신호를 계산하고, 새로운 클러터 신호는 이전 추정된 클러터 신호와 현재 레이더 신호를 대조하여 계산하는 것을 특징으로 하고, 상기 무빙 디텍터 필터는 시간 간섭과 거리 간섭을 적용하여 신호 안정화를 제공하는 것을 특징으로 한다.
- [0076] 또한, 상기 호홉수체크단계(S300)는,
- [0077] 상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 움직임구간에 해당하는 수신 신호(시간대역 신호)의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하여 시간 대역의슬로우 타임 인덱스 신호를 생성하는 슬로우타임인덱스처리단계(S310);
- [0078] 생성된 시간 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호에 호홉신호추출필터를 적용하여 시간 대역의 호홉신호를 추출시키기 위한 호홉신호추출필터적용단계(S320);
- [0079] 추출된 시간 대역의 호홉 신호에 CZT 필터를 적용하여 시간 대역의 호홉 신호를 주파수 대역의 호홉 신호로 변환하고, 변환된 주파수 대역의 호홉 신호의 분해능을 증가시키기 위한 호홉CZT적용단계(S330);
- [0080] 상기 분해능이 증가된 주파수 대역의 호홉 신호로부터 최대호홉값을 추출하기 위한 최대호홉값추출단계(S340);
- [0081] 상기 추출된 최대호홉값이 기 설정된 최소 호홉값보다 작을 경우 인체로 인식하지 않고, 상기 추출된 최대호홉값이 기 설정된 최소 호홉값보다 클 경우에 인체로 인식하고, 인체로 인식되는 경우 추출된 최대 호홉값에 대응된 최대 호홉 주파수를 추출하고, 추출된 최대 호홉 주파수를 이용하여 측정대상 인체의 호홉수를 산출하는 호홉수산출단계(S350);를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0082] 또한, 상기 심박수체크단계(S400)는,
- [0083] 상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 움직임구간에 해당하는 수신 신호(시간대역 신호)의 샘플링 값을 거리별로 슬로우 타임 인덱스 처리하여 거리별 시간축 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호를 생성하는 슬로우타임인덱스처리단계(S410);
- [0084] 생성된 상기 거리별 시간축 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호에 심박범위밴드패스필터에 적용하여 거리별 시간축 대역의 심박신호를 추출하기 위한 심박신호추출필터적용단계(S420);
- [0085] 추출된 거리별 시간축 대역의 심박 신호에 CZT 필터를 적용하여 거리별 시간축 대역의 심박 신호를 거리별 주파수축 대역의 심박 신호로 변환하고, 변환된 거리별 주파수축 대역의 심박 신호의 분해능을 증가시키기 위한 심박CZT적용단계(S430);
- [0086] 상기 분해능이 증가된 거리별 주파수 축 대역 심박신호들을 합하여 하나의 심박 신호로 변환시키기 위한 거리별 CZT결과합산단계(S440);
- [0087] 상기 변환된 하나의 심박신호로부터 최대 심박값을 추출하기 위한 최대심박값추출단계(S450);
- [0088] 상기 추출된 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값보다 작을 경우 인체로 인식하지 않고, 상기 추출된 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값보다 클 경우에 인체로 인식하고, 인체로 인식되는 경우 추출된 최대 심박값에 대응된 최대 심박 주파수를 추출하고, 추출된 최대 심박 주파수를 이용하여 측정대상 인체의 심박수를 산출하는 심박수산출단계(S460)를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0089] 이하에서는, 본 발명에 의한 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 장치 및 방법의 실시예를 통해 상세히 설명하도록 한다.
- [0090] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법을 수행하기

위한 바이탈 정보 측정장치를 나타낸 구성도이다.

- [0091] 도 1에 도시한 바와 같이, 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법을 수행하기 위한 바이탈 정보 측정장치는 UWB레이더신호송수신부(100), 움직임구간추출부(200), 호흡수체크부(300), 심박수체크부(400)를 포함하여 구성된다.
- [0092] 구체적으로 설명하자면, 상기 UWB레이더신호송수신부(100)는 외부로 초광대역 임펄스 레이더 신호를 주기적으로 송신하며, 주기적 송신 신호에 대한 주기적 반사 신호를 수신하여 획득하고, 획득한 수신 신호를 필터를 통해 잡음 제거를 수행하게 된다.
- [0093] 즉, 안테나부를 이용하여 인체로 초광대역 임펄스 레이더 신호를 짧은 시간 주기(예:3 피코초(ps) 주기)로 송신하고, 이에 따른 주기적 반사 신호를 획득한 후, 필터를 통해 잡음을 제거하는 과정을 거치게 된다.
- [0094] 호흡(respiration) 및 심박(heartbeat)에 따라 생체 정보 측정 대상자에 미세한 움직임이 발생하고, 본 발명은 이러한 움직임을 UWB 레이더를 이용하여 분석함으로써, 호흡 수(respiration rate) 및 심박 수(heartbeat rate)를 검출할 수 있다.
- [0095] UWB 레이더를 이용하여 생체 정보 측정 대상자로 레이더 신호를 주기적으로 송신하고, 수신된 생체 정보 측정 대상자부터 반사된 반사 신호에는 생체 정보 측정 대상자의 움직임에 따라 특정 주파수에서 피크 값이 포함된다. 물론 잡음 및 고조파 성분에 의해서도 피크 값도 포함될 수 있다.
- [0096] 일반적으로 호흡 및 심박에 따른 움직임 이외에 주기적인 움직임이 없는 상태에서는 일반적으로 호흡에 따른 움직임이 심박에 따른 움직임보다 크다.
- [0097] 따라서, 수신 신호의 주파수 스펙트럼에서 최대 피크 값을 나타내는 주파수가 호흡 수에 대응된다.
- [0098] 결국, 심박에 따른 움직임은 상대적으로 작으며, 호흡에 따른 주파수 성분의 고조파 성분 및 잡음 등에 의해 심박수 검출은 용이하지 않다.
- [0099] 특히, 고조파 성분은 외부 잡음과 섞여서 상당한 크기 값을 갖기 때문에, 심박수 검출에 장애물이 될 수 있으므로 이에 따라, 잡음 제거를 수행하게 되는 것이다.
- [0100] 잡음 제거는 잡음 제거 필터인 메디언(Median) 필터 및 칼만(Kalman) 필터에 의해 수행된다.
- [0101] 상기 움직임구간추출부(200)는 잡음 제거가 수행된 주기적 수신 신호에 필터를 적용하여 움직임구간(예: 어느 한 거리(d)와 어느 한 거리(d)로부터 Δd 만큼 떨어진 다른 거리(d + Δd) 사이 구간)을 추출하고, 수신 신호중 추출된 움직임구간에 해당하는 신호의 샘플링 값을 추출하여 시간 축으로 메모리부에 저장시키게 된다.
- [0102] 움직임구간추출부(200)는 잡음이 제거된 주기적 수신 신호에 필터(런닝 에버리지 필터와 무빙 디텍터 필터)를 적용하여 움직임구간을 추출하게 되며, 이때, 움직임을 제공하는 물체는 인체 이외에도 동물, 기타 장애물 등이 될 수 있다.
- [0103] 이때 움직임을 제공하는 물체가 인체, 동물, 기타 장애물인지는 후술할 호흡수체크부(300)가 호흡신호의 최대호흡값, 최소 호흡값을 이용하거나 또는 심박수체크부(400)가 심박신호의 최대호흡값, 최소 심박주파수를 이용하여 판단한다.
- [0104] 예를 들어, 노이즈가 제거된 수신 신호들이 어느 한 거리(d)와 다른 거리(d + Δd) 사이에서 신호값 차이가 있으면 이 구간에 움직임을 제공한 대상체가 있는 것으로 움직임구간추출부(200)는 판단하고, 이 구간에 해당하는 수신 신호의 샘플링 값을 추출하여 시간 축으로 메모리부에 저장시키게 된다.
- [0105] 상기 호흡수체크부(300)는 상기 메모리부에 저장된 샘플값(예: 어느 한 거리(d)와 어느 한 거리(d)로부터 Δd 만큼 떨어진 다른 거리(d + Δd) 사이 구간의 샘플값)을 추출하게 된다.
- [0106] 이후, 상기 호흡수체크부(300)는 추출된 샘플링값을 슬로우 타임 인덱스 처리하며, 슬로우 타임 인덱스 처리된 신호를 호흡신호추출필터에 적용하여 호흡 구간에 해당하는 호흡 신호를 추출하고, 추출된 호흡 신호에 CZT 적용하여 시간 축 대역으로 표시된 호흡 신호를 주파수 축 대역으로 변환한 후, 주파수 축 대역으로 변환된 호흡 신호의 최대 호흡값이 기 설정된 최소 호흡값보다 클 경우에 상기 움직임구간에 존재하는 대상체가 인체인 것으로 판단하고 호흡수를 산출한다.
- [0107] 만약, 추출한 최대 호흡값이 기 설정된 최소 호흡값보다 작을 경우에 상기 움직임구간에 존재하는 대상체가 인

체가 아닌 것으로 판단하여 호홉수를 산출하지 않는다.

- [0108] 상기 심박수체크부(400)는 상기 메모리부에 저장된 샘플값(예: 어느 한 거리(d)와 어느 한 거리(d)로부터 Δd 만큼 떨어진 다른 거리(d + Δd) 사이 구간의 샘플값)을 추출하게 된다.
- [0109] 이후, 상기 심박수체크부(400)는 추출된 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하고, 슬로우 타임 인덱스 처리된 신호를 심박범위밴드패스필터에 적용하여 심박 구간에 해당하는 심박 신호를 추출하고, 추출된 심박 신호에 CZT 적용하여 시간 축 대역으로 표시된 심박 신호를 주파수 축 대역으로 변환한 후, 주파수 축 대역으로 변환된 심박 신호의 최대 심박값을 추출한 후, 추출한 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값 보다 클 경우에 심박수를 산출한다.
- [0110] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법을 나타낸 흐름도이다.
- [0111] 도 2에 도시한 바와 같이, 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법은 레이더신호송수신단계(S100), 움직임구간샘플링단계(S200), 호홉수체크단계(S300), 심박수체크단계(S400)를 포함하게 된다.
- [0112] 구체적으로 설명하자면, 상기 레이더신호송수신단계(S100)는 UWB레이더신호송수신부(100)가 수행하는 단계로서 초광대역 임펄스 레이더 신호를 주기적으로 송신하며, 주기적 송신 신호에 대한 반사 신호를 수신하여 획득하고, 획득한 수신 신호를 필터를 통해 잡음 제거를 수행하게 된다.
- [0113] 이후, 움직임구간샘플링단계(S200)는 움직임구간추출부(200)가 수행하는 단계로서 상기 잡음 제거가 수행된 수신 신호에 필터를 적용하여 수신 신호중 인체가 존재할 것으로 예측 되는 움직임구간을 추출하고, 추출된 움직임구간에 해당하는 수신 신호의 샘플링 값을 추출하여 시간 축으로 저장시키는 과정이다.
- [0114] 이를 통해 주기적 수신 신호에 대하여 모든 구간을 샘플링하지 않고, 필터(런닝 에버리지 필터와 무빙 디텍터 필터)를 적용하여 움직임이 있는 구간만을 추출하고, 추출된 움직임구간에 해당하는 수신 신호의 샘플링 값을 추출하여 시간 축으로 저장시키게 되는 것이다.
- [0115] 이후, 호홉수체크단계(S300)는 호홉수체크부(300)가 수행하는 단계로서 상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리(Stack in slow-time)하며, 슬로우 타임 인덱스 처리된 신호를 호홉신호추출필터에 적용하여 호홉 구간에 해당하는 호홉 신호를 추출하고, 추출된 호홉 신호에 CZT 적용하여 시간 축 대역으로 표시된 호홉 신호를 주파수 축 대역으로 변환한 후, 주파수 축 대역으로 변환된 호홉 신호를 이용하여 호홉수를 산출하는 과정이다.
- [0116] 이후, 심박수체크단계(S400)는 심박수체크부(400)가 수행하는 단계로서 상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리(Stack in slow-time)하고, 슬로우 타임 인덱스 처리된 신호를 심박범위밴드패스필터에 적용하여 심박 구간에 해당하는 심박 신호를 추출하고, 추출된 심박 신호에 CZT 적용하여 시간 축 대역으로 표시된 심박 신호를 주파수 축 대역으로 변환한 후, 주파수 축 대역으로 변환된 심박 신호를 이용하여 심박수를 산출하는 과정이다.
- [0117] 상기에서, 호홉신호는 심박신호에 비해 상대적으로 큰 신호 파형을 갖기 때문에 호홉수를 산출하기 위한 호홉신호는 평균처리 과정을 거치지만 심박신호는 호홉신호에 비해 신호 파형이 작아 거리값에 민감하게 반응하게 되므로 심박신호는 각각의 거리별로 CZT 적용하는 과정을 거치는데 이에 대한 과정은 하기에서 구체적으로 설명하도록 한다.
- [0118] 다음은 상기한 각각의 단계에 대하여 좀 더 구체적으로 설명하도록 한다.
- [0119] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법의 UWB레이더 신호처리단계(S100)를 나타낸 흐름도이다.
- [0120] 도 3에 도시한 바와 같이, UWB레이더신호처리단계(S100)는,
- [0121] 초광대역 임펄스 레이더 신호(UWB)를 주기적으로 송신하는 UWB레이더신호송신단계(S110);
- [0122] 상기 주기적 송신 신호에 대한 주기적 반사 신호를 수신하여 획득하는 UWB레이더신호수신단계(S120);
- [0123] 수신된 신호에 대하여 메디언(Median) 필터 및 칼만(Kalman) 필터를 적용하여 잡음 제거를 수행하는 잡음제거단계(S130);를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0124] 구체적으로, UWB레이더신호송수신부(100)는 초광대역 임펄스 레이더 신호(UWB)를 외부로 주기적으로 송신(S11

0)하게 되며, 이때, 송신 신호에 대한 반사신호인 수신 신호를 획득(S120)하게 된다.

- [0125] 이후, 수신된 신호에 대하여 프레임별로 메디언(Median) 필터 및 칼만(Kalman) 필터를 이용한 잡음 제거(S130)하게 되는 것이다.
- [0126] 즉, 수신 신호에는 검출 대상인 인체의 반사 신호뿐만 아니라, 주변 사물에 의한 반사 신호도 포함하게 되므로 측정 대상의 정확한 검출을 위하여 검출 대상 이외의 다른 신호들은 제거되어야 하므로 상기와 같이 메디언 필터와 칼만 필터를 사용하게 되는 것이다.
- [0127] 상기 메디언(Median) 필터는 수신된 신호에서 노이즈를 제거하는데, 사용하는 필터로서, 입력값의 신호를 정렬하여 중간값을 사용하여 필터링하게 된다.
- [0128] 예를 들어, UWB Radar는 1초당 44 프레임(frame)의 빠른 속도를 출력하므로 1프레임(frame)에서 노이즈가 발견되는 경우, 메디언 필터(Median Filter)를 통해서 쉽고, 원 신호 손상 없이 제거할 수 있다.
- [0129] 그리고, 상기 칼만(Kalman) 필터는 노이즈가 포함된 신호를 재귀적으로 처리하는 필터로서, 이전 상태에서 추정된 값을 토대로 현재 값을 추정하는 필터이다.
- [0130] 본 발명에 상기 칼만(Kalman) 필터는 프레임별 각 샘플마다 이전 샘플을 참조하여 각 샘플마다 노이즈를 제거하는 것을 특징으로 한다.
- [0131] 도 4에는 메디언(Median) 필터와 칼만 필터에 의해 노이즈가 제거된 신호 예시가 도시되어 있다.
- [0132] 도 4의 좌측 그림은 수신 신호 중 노이즈 없는 X번째 프레임과 노이즈가 포함된 X+1번째 프레임과 노이즈 없는 X+2번째 프레임의 예시이고 도 4의 우측 그림은 노이즈가 제거된 X+1번째 프레임을 포함하는 X번째 프레임, X+1번째 프레임, X+2번째 프레임의 예시를 나타내고 있다.
- [0133] 예를 들어, x+1번 프레임에서 Noise(A)가 발생했다고 하였을 때, 메디언 필터와 칼만 필터를 통해 x, x+2와 x+1번째 필터를 비교하는 처리를 통해 원 신호 손상 없이 노이즈만 제거할 수 있다.
- [0134] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법의 움직임구간샘플링단계(S200)를 나타낸 흐름도이다.
- [0135] 도 5에 도시한 바와 같이, 움직임구간샘플링단계(S200)는,
- [0136] 주기적으로 수신되는 수신 신호들에 런닝 에버리지 필터를 적용하여 수신 신호들간에 차이가 존재하는지를 파악하여 움직임 정보가 있는 수신 신호를 추출하는 런닝에버리지필터적용단계(S210);
- [0137] 상기 런닝에버리지필터적용단계(S210)를 통해 움직임 정보가 있는 것으로 판단된 수신 신호들에 무빙 디텍터 필터를 적용하여 움직임구간을 추출하는 무빙디텍터필터적용단계(S220);
- [0138] 상기 추출된 움직임구간에 해당하는 수신 신호의 샘플링 값을 추출하여 시간 축으로 저장하는 샘플링값저장단계(S230);를 포함한다.
- [0139] 구체적으로, 상기 런닝에버리지필터적용단계(S210)는 수신된 수신 신호들에 대하여 프레임별로 런닝 에버리지 필터를 적용하여 프레임별 수신 신호들간 차이값이 존재하는지를 파악하여 움직임 정보가 있는 수신신호를 추출하게 된다.
- [0140] 즉, 수신 신호들에 프레임별로 런닝 에버리지 필터를 적용하여 움직임 정보가 있는 프레임을 추출하게 되는데, 예를 들어, 수신 신호의 1번째 프레임과 2번째 프레임을 런닝 에버리지 필터에서 비교하여 2번째 프레임 신호가 1번째 프레임 신호에 대해 오차 범위 1% 내로 차이가 없으면 2번째 프레임 신호에는 움직임 정보가 없는 것으로 판단하고, 오차 범위가 1%를 초과하게 되면 2번째 프레임 신호에는 움직임 정보가 있는 것으로 판단하게 된다.
- [0141] 즉, 상기 런닝에버리지필터적용단계(S210)는 수신되는 수신 신호들중에서 움직임 정보를 포함하고 있는 것으로 판단되는 프레임 신호를 추출하는 것이다.
- [0142] 결국, 상기 런닝에버리지필터적용단계(S210)를 통해 수신되는 수신 신호들중에서 움직임 정보를 포함하고 있는 프레임 신호와 움직임 정보가 없는 프레임 수신신호에 대한 정보를 얻게 되는 것이다.
- [0143] 상기 무빙디텍터필터적용단계(S220)는 런닝에버리지필터적용단계(S210)를 통해 수신 신호 중 움직임 정보가 있는 것으로 판단된 프레임 신호들에 무빙 디텍터 필터를 적용하여 움직임구간을 추출하는 과정이다.

- [0144] 상기 움직임 구간 추출은 수신 신호 중 움직임 정보가 있는 프레임 신호와 움직임 정보가 없는 프레임 신호의 특정 구간(움직임이 있는 것으로 판단한 구간)에 대한 평균값을 이용하여 추출하게 된다.
- [0145] 예를 들어, 움직임 정보가 없는 제1 프레임 신호와 움직임 정보가 있는 제2프레임 신호의 거리측상에서 특정 구간(어느 한 거리(d)와 거리(d)로부터 Δd 만큼 떨어진 다른 거리($d + \Delta d$) 사이 구간)의 신호값 평균을 상호 비교하는 것이다.
- [0146] 좀 더 구체적인 예를 들면, 움직임 정보가 없는 제1 프레임 신호와 움직임 정보가 있는 제2 프레임 신호의 거리측상에서 특정 구간(어느 한 거리(d)와 거리(d)로부터 Δd 만큼 떨어진 다른 거리($d + \Delta d$) 사이 구간)을 $d \sim d+1$ 구간, $d+1 \sim d+2$ 구간, $d+2 \sim d+3$ 구간, $d+3 \sim d+4$ 구간, $d+4 \sim d+5$ 구간으로 나누고, $d \sim d+1$ 구간에서의 수신 신호 평균값, $d+1 \sim d+2$ 구간에서의 수신 신호 평균값, $d+2 \sim d+3$ 구간에서의 수신 신호 평균값, $d+3 \sim d+4$ 구간에서의 수신 신호 평균값, $d+4 \sim d+5$ 구간에서의 수신 신호 평균값을 제1,2수신신호간 비교하여 평균값에 차이가 발생하면 해당 구간을 움직임구간으로 추출하는 것이다.
- [0147] 이후, 샘플링값저장단계(S230)는 상기 추출된 움직임구간에 해당하는 구간의 수신 신호의 샘플링 값을 추출하여 시간 축으로 저장하는 과정이다.
- [0148] 한편, 부가적인 양태에 따라, 상기 런닝 에버리지 필터는 고정 클러터를 제거하여 움직이는 신호만 추출하는 필터로서, 초기 추정한 클러터 신호와 새로운 실시간 레이더 신호로 새로운 클러터 신호를 계산하고, 새로운 클러터 신호는 이전 추정된 클러터 신호와 현재 레이더 신호를 대조하여 계산하는 것을 특징으로 한다.
- [0149] 즉, 물체의 반사 신호 이외에도 해당 물체와 송신기 사이의 공간 상에서 수많은 반사파가 도달하게 되는데, 이러한 난반사되어 수신하는 신호를 클러터(clutter)라 한다.
- [0150] 따라서, 초기 추정한 고정 클러터 신호와 새로운 실시간 레이더 신호를 대조하여 새로운 클러터 신호를 계산할 수 있다.
- [0151] 이때, 새로운 클러터 신호는 이전에 즉, 초기 추정한 클러터 신호와 현재 레이더 신호를 대조하여 새로운 클러터 신호를 계산해낼 수가 있는 것이다.
- [0152] 예를 들어, 도플러 효과를 이용한 클러터 제거 방식을 사용할 수 있을 것이다.
- [0153] 또한, 상기 무빙 디텍터 필터는,
- [0154] 시간 간섭과 거리 간섭을 적용하여 신호 안정화를 제공하는 것을 특징으로 한다.
- [0155] 일반적으로 무빙 디텍터 필터는 시간 간섭과 거리 간섭을 적용한 필터이며, n 개의 프레임을 더하고(시간 간섭), 샘플 뒤로 m 개의 샘플을 더(거리 간섭)하여 신호 안정화를 제공하게 되는 것이다.
- [0156] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법의 호홉수체크단계(S300)를 나타낸 흐름도이다.
- [0157] 도 6에 도시한 바와 같이, 상기 호홉수체크단계(S300)는,
- [0158] 상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 움직임구간에 해당하는 수신 신호(시간대역 신호)의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하여 시간 대역의슬로우 타임 인덱스 신호를 생성하는 슬로우타임인덱스처리단계(S310);
- [0159] 생성된 시간 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호에 호홉신호추출필터를 적용하여 시간 대역의 호홉신호를 추출시키기 위한 호홉신호추출필터적용단계(S320);
- [0160] 추출된 시간 대역의 호홉 신호에 CZT 필터를 적용하여 시간 대역의 호홉 신호를 주파수 대역의 호홉 신호로 변환하고, 변환된 주파수 대역의 호홉 신호의 분해능을 증가시키기 위한 호홉CZT적용단계(S330);
- [0161] 상기 분해능이 증가된 주파수 대역의 호홉 신호로부터 최대 호홉값을 추출하기 위한 최대호홉값추출단계(S340);
- [0162] 상기 추출된 최대호홉값이 기 설정된 최소 호홉값보다 작을 경우 인체로 인식하지 않고, 상기 추출된 최대호홉값이 기 설정된 최소 호홉값보다 클 경우에 인체로 인식하고, 인체로 인식되는 경우 추출된 최대 호홉값에 대응된 최대 호홉 주파수를 추출하고, 추출된 최대 호홉 주파수를 이용하여 측정대상 인체의 호홉수를 산출하는 호홉수산출단계(S350);를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [0163] 구체적으로, 호홉수체크부(300)가 슬로우타임인덱스처리단계(S310)를 수행하게 되는데, 상기 슬로우타임인덱스

처리단계(S310)는 상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 움직임구간에 해당하는 수신 신호(시간대역 신호)의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하여 시간축 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호를 생성한다.

[0164] 도 7의 A,B,C 그림은 움직임 정보가 있는 수신 신호의 움직임 구간($d \sim (d + \Delta d)$)의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 (Index in slow-time)처리한 예시도들로서 A는 2차원적으로 표시된 예시도이고, B는 3차원적으로 표시된 예시도이며, 특히 도 7의 C 그림은 움직임 정보를 포함한 수신 신호의 움직임 구간의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리한 신호로서 결국 상기 슬로우타임인덱스처리단계(S310)는 상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 움직임구간에 해당하는 수신 신호(시간대역 신호)의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하여 7의 C 그림과 같은 시간축 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호를 생성하게 되는 것이다.

[0165] 도 7의 A,B 그림은 움직임 정보가 있는 수신 신호의 움직임 구간($d \sim (d + \Delta d)$)의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 (Index in slow-time)처리한 신호 파형을 각각 2차원과 3차원으로 나타낸 예시도로서 가로축의 경우에는 거리에 따른 Index in Fast-time을, 세로축의 경우에는 Index in Slow-time을 나타낸 것이다.

[0166] 도 7의 C 그림은 움직임구간에 해당하는 수신 신호(시간대역 신호)의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리한 신호 파형으로서 호홉 신호와 심박 신호를 포함하고 있게 된다.

[0167] 그러나 호홉신호 부분(도 7의 C 그림의 2 부분)은 상대적으로 큰 신호값을 갖는 신호이어서 명확히 검출하기 용이하지만, 심박신호 부분(도 7의 C 그림의 1 부분)은 상대적으로 작은 신호값을 갖는 신호이어서 검출이 용이하지 않다. 따라서 상술한 호홉신호처리와는 다르게 심박신호는 거리별로 슬로우 타임 인덱스 처리하고 이어서 거리별로 심박신호추출필터를 적용한 후 거리별로 CZT 필터를 적용하게 된다. 이에 대해서는 자세히 후술하기로 한다.

[0168] 상기 슬로우타임인덱스처리단계(S310)를 좀 더 구체적으로 설명한다.

[0169] 상기 슬로우타임인덱스처리단계(S310)는,

[0170] 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 샘플링 값을 거리별로 슬로우 타임 인덱스 처리(Index in slow-time)하는 단계(S311)와,

[0171] 거리별로 슬로우 타임 인덱스 처리된 샘플링값을 평균 처리하여 하나의 슬로우 타임 인덱스 신호로 변환하는 단계(S312)를 포함한다.

[0172] 도 8에 도시한 바와 같이, 저장된 샘플링 값을 거리별로 슬로우 타임 인덱스 신호로 처리(스택 인 슬로우 타임)한다.(도 8의 A 그림 참조)

[0173] 예를 들어, 도 8의 A 그림 처럼 움직임 구간($d \sim (d + \Delta d)$)을 $d, d+1, d+2, d+3, d+4, d+5$ 라는 거리로 구분하고, 거리별로 각각 슬로우 타임 인덱스 신호로 처리하게 되면 각각의 거리별로 슬로우 타임 인덱스 신호들이 산출되는 것이다.

[0174] 이후, 거리별로 슬로우 타임 인덱스 처리된 샘플링값의 평균값을 계산하여 하나의 슬로우 타임 인덱스 신호로 변환하게 된다.(도 8의 B 그림 참조)

[0175] 이후, 호홉수체크부(300)가 호홉신호추출필터적용단계(S320)를 처리하게 되는데, 호홉신호추출필터적용단계(S320)는 생성된 시간 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호에 호홉신호추출필터를 적용하여 시간 대역의 호홉신호를 추출한다.

[0176] 구체적으로 도 9와 같이, 호홉신호추출필터를 이용하여 특정 주파수 대역의신호만을 통과시키게 되는데, 일반적인 사람의 호홉수는 1분에 10~20 사이의 값을 갖게 되고 이를 주파수로 환산하면 0.17~0.33Hz에 해당한다.

[0177] 따라서, 상기 호홉신호추출필터는 일반적인 호홉주파수 대역(0.17~0.33Hz)을 포함한 호홉신호를 추출하기 위해, 시간 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호에서 0.17~0.33Hz 주파수 대역을 포함하는 0.1 ~0.7Hz 주파수 대역의 신호를 추출하게 된다. 즉 상기 호홉신호추출필터는 밴드패스필터로 작용하게 된다.

[0178] 이후, 호홉수체크부(300)는 호홉CZT적용단계(S330)를 처리하게 되는데, 상기 호홉CZT적용단계(S330)는 추출된 시간 대역의 호홉 신호에 CZT 필터를 적용하여 시간축 대역의 호홉 신호를 주파수축 대역의 호홉 신호로 변환하고, 변환된 주파수축 대역의 호홉 신호의 분해능을 증가시키게 되는 것이다.

[0179] 구체적으로 설명하면, 도 10에 도시한 바와 같이, CZT(Chirp Z-transform) 필터는 먼저, 시간축 대역의 호홉 신호를 주파수축 대역의 호홉 신호로 변환하고, 변환된 주파수축 대역의 호홉 신호의 분해능을 증가시킨다.

- [0180] 상기 CZT 필터를 이용하게 되면 주파수축 대역으로 변환과 분해능 증가 조절이라는 효과를 얻는다.
- [0181] 즉, 주파수 영역에서 분해능이란, 시간 영역에서와 같이 이산 신호의 주파수 변환에 따른 스펙트럼 선 사이의 주파수 간격을 의미하는 것으로 주파수 영역에서 근접한 두 개의 주파수를 얼마나 잘 분간할 수 있는가에 대한 능력을 말한다.
- [0182] 좀 더 구체적으로 설명하면, 도 10에 도시한 바와 같이, 실제 생체 주파수 범위에서 호흡은 0.17 ~ 0.33 Hz(분당 10~20 회)에 해당하며, 종래의 FFT 필터의 경우 분해능은 0.0684Hz가 되지만, CZT 필터의 분해능은 0.0012Hz가 되므로 분해능에 있어서 CZT 필터가 종래의 FFT 필터보다 좀 더 촘촘한 분석이 가능한 장점을 갖는다.
- [0183] 이후, 상기 호흡수체크부(300)는 최대호흡값추출단계(S340)를 처리하게 되는데, 최대호흡값추출단계(S340)는 상기 분해능이 증가된 주파수 대역의 호흡 신호로부터 최대호흡값을 추출하게 된다.
- [0184] 예를 들어, 도 10에 도시된 분해능이 증가된 주파수 대역의 호흡 신호로부터 최대호흡값인 '2.261'를 추출하게 된다.
- [0185] 분해능이 증가된 주파수 대역의 호흡 신호로부터 최대호흡값을 추출하는 이유는 분해능이 증가된 주파수 대역의 호흡 신호의 신호 파형 중 최대값은 호흡이 발생했음을 나타내는 신호이기 때문이다.
- [0186] 이후, 상기 호흡수체크부(300)는 호흡수산출단계(S350)를 처리하게 되는데, 호흡수산출단계(S350)는 상기 추출된 최대 호흡값이 기 설정된 최소 호흡값보다 작을 경우 인체로 인식하지 않고, 추출된 최대 호흡값(예: 도 10에 도시된 '2.261') 이 기 설정된 최소 호흡값보다 클 경우에 인체로 인식한다.
- [0187] 이어서, 인체로 인식되는 경우 사전에 저장된 호흡수 정보를 적용하여 측정대상 인체의 호흡수를 산출한다.
- [0188] 이때 최소 호흡값은 사전에 저장되어진다. 상기 최소 호흡값란 사람이 갖을 수 있는 최소 호흡값으로 동물이나 기타 사물에서는 갖을 수 없는 값을 의미한다. 따라서 추출된 최대 호흡값이 최소 호흡값보다 작을 경우 인체로 판단하지 않고(사람의 최대 호흡값은 최소한 최소 호흡값 이상이어야 함), 추출된 최대 호흡값이 최소 호흡값보다 클 경우에만 인체로 판단하게 되고 호흡수를 추출하게 되는 것이다.
- [0189] 호흡수를 산출하는 과정을 상세히 설명한다.
- [0190] 상기 호흡수산출단계(S350)는,
- [0191] 추출된 최대 호흡값이 기 설정된 최소 호흡값보다 작을 경우 인체로 판단하지 않고, 추출된 최대 호흡값이 기 설정된 최소 호흡값보다 클 경우에 인체로 판단하는 인체판단단계(S351)와,
- [0192] 인체로 판단되는 경우, 측정대상 인체의 순간평균호흡주파수와 순간 호흡수를 산출하는 순간 호흡수 산출단계(S352)와,
- [0193] 산출된 순간 호흡수를 이용하여 측정대상 인체의 평균 호흡수를 산출하는 평균 호흡수 산출단계((S353)를 포함한다,
- [0194] 상기 인체판단단계(S351)는 최대호흡값추출단계(S340)를 통해 추출된 최대 호흡값이 기 설정된 최소 호흡값보다 작을 경우 인체로 판단하지 않고, 추출된 최대 호흡값(예: 도 10에 도시된 '2.261') 이 기 설정된 최소 호흡값보다 클 경우에 인체로 판단한다.
- [0195] 만약, 상술한 바와 같이 추출된 최대 호흡값이 사전에 저장된 최소 호흡값 보다 작을 경우, 인체로 인식하지 않는다. 예를 들어, 추출된 최대 호흡이 1.5이고 기 설정된 최소 호흡값인 1.7인 경우, 최대 호흡값이 최소 호흡값 보다 작으므로 인체로 인식하지 않게 되고, 심박수를 산출할 의미가 없게 되는 것이다. 즉, 인체가 아닌 동물이나, 물체가 움직이는 것으로 인식하게 되는 것이다.
- [0196] 상기 순간 호흡수 산출단계(S352)는 어느 한 순간의 측정 대상 인체의 순간 호흡수를 산출하는 과정이다.
- [0197] 사람의 호흡수는 통상 분당 10 ~ 20회이고, 이를 호흡 주파수로 환산하면 0.17Hz ~ 0.33Hz에 해당한다.
- [0198] 즉, 사람의 호흡수는 통상 분당 10 ~ 20회 사이의 값을 갖는데 상기 순간 호흡수 산출단계(S352)는 어느 한 순간의 측정 대상 인체의 순간 호흡수를 산출하는 것이다.
- [0199] 도 11에 도시된 분해능이 증가된 호흡신호로부터 측정 대상 인체의 순간 호흡수를 산출하는 과정을 설명한다.
- [0200] 먼저, 도 11에 도시된 분해능이 증가된 호흡신호(x축:주파수축, z축:호흡값)로부터 최대 호흡값을 획득하게 되

고 획득한 최대 호흡값의 90% 이상의 호흡값을 갖는 주파수 대역을 N개의 구간($f_1 \sim f_2$, $f_2 \sim f_3$, $f_3 \sim f_4, \dots, f_{(N-1)} \sim f_{(N)}$)으로 나눈 후 하기의 수학적 식 1을 이용하여 순간평균호흡주파수를 산출한다.

수학적 식 1

$$f = \frac{\sum_{i=1}^N f_i z_i}{\sum_{i=1}^N z_i}$$

f: 순간평균호흡주파수 값
 f_i : i번째 호흡주파수 값
 z_i : f_i 에 해당하는 호흡값
 N: 최대호흡값의 90% 이상에 해당하는 주파수영역을 나눈 개수

상기 수학적 식 1에 의해 순간평균호흡주파수가 산출되면 산출된 순간평균호흡주파수에 호흡수 정보를 적용하여 어느 한 순간의 측정 대상 인체의 순간 호흡수를 하기 수학적 식 2를 통해 산출한다.

상기 호흡수 정보는 (산출된 순간평균호흡주파수 $\times$ 60) 인 정보이다.

수학적 식 2

$$x_t = f \times 60$$

x_t : 어느 한 순간의 순간 호흡수
 f : 순간평균호흡주파수

예를 들어, 도 11과 같은 분해능이 증가된 호흡 신호로부터 상기 수학적 식 1을 통해 순간평균호흡주파수 0.2652Hz가 산출되었다고 가정하면, 산출된 순간평균호흡주파수 0.2652Hz에 수학적 식 2를 적용하면 $0.2652\text{Hz} \times 60$ 을 계산한 15.912회, 약 16회의 순간 호흡수가 산출되는 것이다.

상기 평균 호흡수 산출단계((S353)는 측정대상 인체의 평균 호흡수를 산출하는 과정이다.

사람의 호흡수는 통상 분당 10 ~ 20회이고, 이를 호흡 주파수로 환산하면 0.17Hz ~ 0.33Hz에 해당한다. 즉, 사람의 호흡수는 통상 분당 10 ~ 20회 사이의 값을 갖는데 상기 순간 호흡수 산출단계(S352)를 통해 산출된 호흡수는 10 ~ 20회 사이의 값이 되는데, 어느 한 순간의 호흡수를 측정대상 인체의 호흡수로 단정 하기에는 무리가 있다.

왜냐하면, 사람의 호흡은 시간에 따라 각기 다른 값을 갖게 되기 때문에 어느 한 순간의 호흡수를 측정 대상 인체의 호흡수로 단정하기에는 부정확하기 때문이다.

따라서 상기 평균 호흡수 산출단계((S353)를 통해 측정대상 인체의 평균 호흡수를 산출함으로써 해당 측정대상 인체의 호흡수로 사용하는 것이다.

도 17의 파란색으로 도시된 그래프는 시간별(프레임별) 순간 호흡수를 도시한 것이고, 붉은색 그래프는 시간별(프레임별) 평균 호흡수를 도시한 것이다.

즉, 도 17의 파란색으로 도시된 그래프는 상기 수학적 식 2를 통해 산출한 시간별(프레임별) 순간 호흡수를 나타낸 그래프이고, 붉은색 그래프는 하기 수학적 식 3을 이용하여 산출된 평균 호흡수를 나타낸 그래프이다.

수학식 3

$$y_t = (1 - \alpha)y_{t-1} + \alpha x_t$$

y_t : 현재 평균 호흡수
 y_{t-1} : 이전 시간의 평균 호흡수
 x_t : 현재 순간 호흡수
 α : 평활화 인자 = $\frac{2}{f_s * T + 1}$ f_s : 초 당 프레임 수 = 44 f/s
 T : 평균 시간 = 20 s

[0215]

[0216]

[0217]

[0218]

[0219]

[0220]

[0221]

[0222]

[0223]

[0224]

[0225]

[0226]

[0227]

[0228]

[0229]

상기 수학식 3과 같은 평균 호흡수는 익스포넨셜무빙에버리지 필터를 통해 산출하는 것을 특징으로 한다.

본 발명은 상기 수학식 3에서 초당 프레임수를 44로 하였으며, 초당 프레임수가 변경되는 경우 해당 변경된 초당 프레임수를 수학식 3에 변경 적용 할 수 있다.

도 12은 본 발명의 일 실시예에 따른 초광대역 임펄스 레이더 신호를 이용한 바이탈 정보 측정 방법의 심박수체크단계(S400)를 나타낸 흐름도이다.

도 12에 도시한 바와 같이, 심박수체크단계(S400)는,

상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 움직임구간에 해당하는 수신 신호(시간대역 신호)의 샘플링 값을 거리별로 슬로우 타임 인덱스 처리하여 거리별 시간축 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호를 생성하는 슬로우타임인덱스처리단계(S410);

생성된 상기 거리별 시간축 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호에 심박범위밴드패스필터에 적용하여 거리별 시간축 대역의 심박신호를 추출하기 위한 심박신호추출필터적용단계(S420);

추출된 거리별 시간축 대역의 심박 신호에 CZT 필터를 적용하여 거리별 시간축 대역의 심박 신호를 거리별 주파수축 대역의 심박 신호로 변환하고, 변환된 거리별 주파수축 대역의 심박 신호의 분해능을 증가 시키기 위한 심박CZT적용단계(S430);

상기 분해능이 증가된 거리별 주파수 축 대역 심박신호들을 합하여 하나의 심박 신호로 변환시키기 위한 거리별 CZT결과합산단계(S440);

상기 변환된 하나의 심박신호로부터 최대호흡값을 추출하기 위한 최대호흡값추출단계(S450);

상기 추출된 최대호흡값에 대응된 최대 심박주파수가 기 설정된 최소 심박주파수보다 작을 경우 인체로 인식하지 않고, 상기 추출된 최대호흡값에 대응된 최대 심박주파수가 기 설정된 최소 심박주파수보다 클 경우에 인체로 인식하고, 추출된 최대호흡값에 대응된 최대 심박주파수와 사전에 저장된 심박수 정보를 이용하여 측정대상 인체의 심박수를 산출하는 심박수산출단계(S460);를 포함하는 것을 특징으로 한다.

구체적으로, 심박수체크부(400)가 슬로우타임인덱스처리단계(410)를 수행하게 되는데, 상기 슬로우타임인덱스처리단계(S410)는 상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 움직임구간에 해당하는 수신 신호(시간대역 신호)의 샘플링 값을 거리별로 슬로우 타임 인덱스 처리하여 거리별 시간축 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호를 생성한다.

도 7의 A,B,C 그림은 움직임 정보가 있는 수신 신호의 움직임 구간($d \sim (d + \Delta d)$)의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 (Index in slow-time)처리한 예시도들로서 A는 2차원적으로 표시된 예시도이고, B는 3차원적으로 표시된 예시도이며, 특히 도 7의 C 그림은 움직임 정보를 포함한 수신 신호의 움직임 구간의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리한 신호로서 결국 상기 슬로우타임인덱스처리단계(S410)는 상기 움직임구간샘플링단계(S200)를 통해 저장된 움직임구간에 해당하는 수신 신호(시간대역 신호)의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리하여 7의 C 그림과 같은 시간축 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호를 생성하게 되는 것이다.

도 7의 A,B 그림은 움직임 정보가 있는 수신 신호의 움직임 구간($d \sim (d + \Delta d)$)의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 (Index in slow-time)처리한 신호 파형을 각각 2차원과 3차원으로 나타낸 예시도로서 가로축의 경우에는

거리에 따른 Index in Fast-time을, 세로축의 경우에는 Index in Slow-time을 나타낸 것이다.

- [0230] 도 7의 C 그림은 움직임구간에 해당하는 수신 신호(시간대역 신호)의 샘플링 값을 슬로우 타임 인덱스 처리한 신호 파형으로서 호홉 신호와 심박 신호를 포함하고 있게 된다.
- [0231] 그러나 호홉신호 부분(도 7의 C 그림의 2 부분)은 상대적으로 큰 값을 갖는 신호이어서 검출하기 용이하지만, 심박신호 부분(도 7의 C 그림의 1 부분)은 상대적으로 작은 값을 갖는 신호이어서 검출이 용이하지 않다. 따라서 상술한 호홉신호처리와는 다르게 심박신호는 거리별로 슬로우 타임 인덱스 처리하고 이어서 거리별로 심박신호추출필터를 적용한 후 거리별로 CZT 필터를 적용하게 된다.
- [0232] 도 13에 도시한 바와 같이, 저장된 수신 신호의 움직임 구간($d \sim (d + \Delta d)$)의 샘플링 값을 거리별로 슬로우 타임 인덱스 신호로 처리(스택 인 슬로우 타임)하면, 도 13의 A 그림과 같은 거리별 슬로우 타임 인덱스 신호들이 산출되는 것이다.
- [0233] 이후, 심박수체크부(400)가 심박신호추출필터적용단계(S420)를 처리하게 되는데, 심박신호추출필터적용단계(S420)는 슬로우타임인덱스처리단계(430)를 통해 생성된 거리별 시간축 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호에 심박신호추출필터를 적용하여 도 13의 B 그림과 같은 거리별 시간축 대역의 심박신호를 추출한다.
- [0234] 도 14는 어느 한 거리의 시간축 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호에 심박신호추출필터를 적용하여 어느 한 거리의 시간축 대역의 심박신호를 추출하는 예시도이다.
- [0235] 일반적인 사람의 심박수는 1분에 50~100 사이의 값을 갖게 되고 이를 주파수로 환산하면 0.883~1.67Hz에 해당한다.
- [0236] 따라서, 상기 심박신호추출필터는 일반적인 심박주파수 대역(0.883~1.67Hz)을 포함한 심박신호를 추출하기 위해, 시간 대역의 슬로우 타임 인덱스 신호에서 0.883~1.367Hz를 포함하는 주파수 대역(예: 0.75 ~3.0Hz)의 신호를 추출하게 된다. 즉, 상기 심박신호추출필터는 밴드패스필터로 작용하게 된다.
- [0237] 이후, 심박수체크부(400)는 심박CZT적용단계(S430)를 처리하게 되는데, 상기 심박CZT적용단계(S430)는 추출된 거리별 시간축 대역의 심박 신호에 CZT 필터를 적용하여 거리별 시간축 대역의 심박 신호를 주파수축 대역의 심박 신호로 변환하고, 변환된 주파수축 대역의 심박 신호의 분해능을 증가시키게 된다.
- [0238] 구체적으로 설명하면, 도 15는 어느 한 거리의 시간축 대역의 심박신호에 CZT(Chirp Z-transform)를 적용하여 어느 한 거리의 주파수축 대역의 심박신호를 생성하고 분해능을 증가시키는 예시도이다.
- [0239] 도 15에 도시된 바와 같이 CZT(Chirp Z-transform) 필터는 먼저, 거리별 시간축 대역의 심박 신호들을 거리별 주파수축 대역의 심박 신호로 변환하고, 변환된 거리별 주파수축 대역의 심박 신호들의 분해능을 증가시킨다.
- [0240] 상기 CZT 필터를 이용하게 되면 주파수축 대역으로 변환과 분해능 증가 조절이라는 효과를 얻는다.
- [0241] 즉, 주파수 영역에서 분해능이란, 시간 영역에서와 같이 이산 신호의 주파수 변환에 따른 스펙트럼 선 사이의 주파수 간격을 의미하는 것으로 주파수 영역에서 근접한 두 개의 주파수를 얼마나 잘 분간할 수 있는가에 대한 능력을 말한다.
- [0242] 좀 더 구체적으로 설명하면, 도 15에 도시한 바와 같이, 실제 생체 주파수 범위에서 심박은 0.883~1.67Hz(분당 50~100 회)에 해당하며, 종래의 FFT 필터의 경우 분해능은 0.0684Hz가 되지만, CZT 필터의 분해능은 0.0044Hz가 되므로 분해능에 있어서 CZT 필터가 종래의 FFT 필터보다 좀 더 촘촘한 분석이 가능한 장점을 갖는다.
- [0243] 이후, 심박수체크부(400)는 거리별CZT결과합산단계(S440)를 처리하게 되는데, 거리별CZT결과합산단계(S440)는 분해능이 증가된 거리별 주파수축 대역의 심박신호들을 합하여 하나의 심박 신호로 변환시키게 된다.(도 13의 D 그림 참조)
- [0244] 즉, d, d+1, d+2, d+3, d+4, d+5라는 각각의 거리별로 각각 다른 심박 신호들을 합하여 하나의 심박 신호로 변환시키게 되는데 이는 상대적으로 호홉신호보다 신호값이 작은 심박신호로부터 심박의 최대심박값을 용이하게 검출하기 위함이다.
- [0245] 이후, 상기 심박수체크부(400)는 최대심박값추출단계(S450)를 처리하게 되는데, 최대심박값추출단계(S450)는 상기 분해능이 증가된 주파수축 대역의 심박 신호로부터 최대심박값을 추출하게 된다.
- [0246] 예를 들어, 도 15에 도시된 분해능이 증가된 주파수 대역의 심박 신호로부터 최대심박값인 '0.5247'를 추출하게

된다.

- [0247] 이후, 상기 심박수체크부(400)는 심박수산출단계(S460)를 처리하게 되는데, 심박수산출단계(S460)는 상기 추출된 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값보다 작을 경우 인체로 인식하지 않고, 추출된 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값보다 클 경우에 인체로 인식하고, 추출된 최대 심박값에 심박수 정보를 적용하여 측정대상 인체의 심박수를 산출한다.
- [0248] 이때 최소 심박값은 사전에 저장되어진다. 상기 최소 심박값은 사람이 갖을 수 있는 최소 심박값으로 동물이나 기타 사물에서는 갖을 수 없는 값을 의미한다. 따라서 추출된 최대심박값이 저장된 최소 심박값 보다 작을 경우 인체로 판단하지 않고(사람의 최대 심박값은 최소한 최소 심박값 이상이어야 함), 추출된 최대 심박값이 최소 심박값 보다 클 경우에만 인체로 판단하게 되고 심박수를 산출하게 되는 것이다.
- [0249] 심박수를 추출하는 과정을 상세히 설명한다.
- [0250] 상기 심박수산출단계(S460)는,
- [0251] 추출된 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값보다 작을 경우 인체로 판단하지 않고, 추출된 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값보다 클 경우에 인체로 판단하는 인체판단단계(S461)와,
- [0252] 인체로 판단되는 경우, 측정대상 인체의 순간평균심박주파수와 순간 심박수를 산출하는 순간 심박수 산출단계(S462)와,
- [0253] 산출된 순간 심박수를 이용하여 측정대상 인체의 평균 심박수를 산출하는 평균 심박수 산출단계((S463)를 포함한다,
- [0254] 상기 인체판단단계(S461)는 최대심박값추출단계(S450)를 통해 추출된 최대 심박값이 기 설정된 최소 심박값보다 작을 경우 인체로 판단하지 않고, 추출된 최대 호흡값(예: 도 15에 도시된 '0.5247') 이 기 설정된 최소 호흡값보다 클 경우에 인체로 판단한다.
- [0255] 만약, 상술한 바와 같이 추출된 최대 호흡값이 사전에 저장된 최소 호흡값 보다 작을 경우, 인체로 인식하지 않는다. 예를 들어, 추출된 최대 심박값이 0.5이고 기 설정된 최소 심박값이 0.4인 경우, 최대 심박값이 최소 심박값 보다 작으므로 인체로 인식하지 않게 되고, 심박수를 산출할 의미가 없게 되는 것이다. 즉, 인체가 아닌 동물이나, 물체가 움직이는 것으로 인식하게 되는 것이다.
- [0256] 상기 순간 심박수 산출단계(S462)는 어느 한 순간의 측정 대상 인체의 순간 심박수를 산출하는 과정이다.
- [0257] 사람의 심박수는 통상 분당 50 ~ 100회이고, 이를 심박 주파수로 환산하면 0.883~1.67Hz에 해당한다.
- [0258] 즉, 사람의 심박수는 통상 분당 50 ~ 100회 사이의 값을 갖는데 상기 순간 심박수 산출단계(S462)는 어느 한 순간의 측정 대상 인체의 순간 심박수를 산출하는 것이다.
- [0259] 도 11에 도시된 분해능이 증가된 호흡신호로부터 측정 대상 인체의 순간 호흡수를 산출하는 과정을 설명한다.
- [0260] 먼저, 도 11에 도시된 분해능이 증가된 심박신호(x축:주파수축, z축:심박값)로부터 최대 심박값을 획득하게 되고 획득한 최대 심박값의 90% 이상의 심박값을 갖는 주파수 대역을 N개의 구간($f_1 \sim f_2$, $f_2 \sim f_3$, $f_3 \sim f_4$, ..., $f_{(N-1)} \sim f_N$)으로 나눈 후 하기의 수학적 식 4을 이용하여 순간평균심박주파수를 산출한다.

수학적 식 4

$$f = \frac{\sum_{i=1}^N f_i z_i}{\sum_{i=1}^N z_i}$$

[0261]

f: 순간평균심박주파수 값
 f_i : i번째 심박주파수 값
 z_i : f_i 에 해당하는 심박값
 N: 최대심박값의 90% 이상에 해당하는 주파수영역을 나눈 개수

[0262]

[0263] 상기 수학적 식 4에 의해 순간평균심박주파수가 산출되면 산출된 순간평균심박주파수에 심박수 정보를 적용하여

어느 한 순간의 측정 대상 인체의 순간 심박수를 하기 수학식 5를 통해 산출한다.

[0264] 상기 심박수 정보는 (산출된 순간평균심박주파수 $\times$ 60) 인 정보이다.

수학식 5

$$x_t = f \times 60$$

[0265]

x_t : 어느 한 순간의 순간 심박수

f : 순간평균심박주파수

[0266]

[0267] 예를 들어, 상기 수학식 1을 통해 순간평균심박주파수 1.603Hz가 산출되었다고 가정하면, 산출된 순간평균심박주파수 1.603Hz에 수학식 5를 적용하면, $1.603\text{Hz} \times 60$ 을 계산한 96.18회, 약 96회를 측정대상 인체의 심박수로 산출되는 것이다.

[0268]

[0269] 상기 평균 심박수 산출단계((S463)는 측정대상 인체의 평균 심박수를 산출하는 과정이다.

[0270] 사람의 심박수는 통상 분당 50 ~ 100회이고, 이를 심박 주파수로 환산하면 0.883~1.67Hz에 해당한다. 즉, 사람의 심박수는 통상 분당 50 ~ 100회 사이의 값을 갖는데 상기 순간 심박수 산출단계(S462)를 통해 산출된 심박수는 50 ~ 100회 사이의 값이 되는데, 어느 한 순간의 심박수를 측정대상 인체의 심박수로 단정 하기에는 무리가 있다.

[0271] 왜냐하면, 사람의 심박은 시간에 따라 각기 다른 값을 갖게 되기 때문에 어느 한 순간의 심박수를 측정 대상 인체의 심박수로 단정하기에는 부정확하기 때문이다.

[0272] 따라서 상기 평균 심박수 산출단계((S463)를 통해 측정대상 인체의 평균 심박수를 산출함으로써 해당 측정대상 인체의 심박수로 사용하는 것이다.

[0273] 도 18의 파란색으로 도시된 그래프는 시간별(프레임별) 순간 심박수를 도시한 것이고, 붉은색 그래프는 시간별(프레임별) 평균 심박수를 도시한 것이다.

[0274] 즉, 도 17의 파란색으로 도시된 그래프는 상기 수학식 5를 통해 산출한 시간별(프레임별) 순간 심박수를 나타낸 그래프이고, 붉은색 그래프는 하기 수학식 6을 이용하여 산출된 평균 심박수를 나타낸 그래프이다.

수학식 6

$$y_t = (1 - \alpha)y_{t-1} + \alpha x_t$$

[0275]

y_t : 현재 평균 심박수

y_{t-1} : 이전 시간의 평균 심박수

x_t : 현재 순간 심박수

α : 평활화 인자 $= \frac{2}{f_s * T + 1}$ f_s : 초 당 프레임 수 $= 44 f/s$
 T : 평균 시간 $= 20 s$

[0276]

[0277] 상기 수학식 6과 같은 평균 심박수는 익스포넨셜무빙에버리지 필터를 통해 산출하는 것을 특징으로 한다.

[0278] 본 발명은 상기 수학식 6에서 초당 프레임수를 44로 하였으며, 초당 프레임수가 변경되는 경우 해당 변경된 초당 프레임수를 수학식 6에 변경 적용 할 수 있다.

[0279] 한편, 도 16의 경우에는 실제 본 발명의 방법을 통해 측정된 호흡수와 심박수의 오차율을 나타낸 실험 결과 그래프이다.

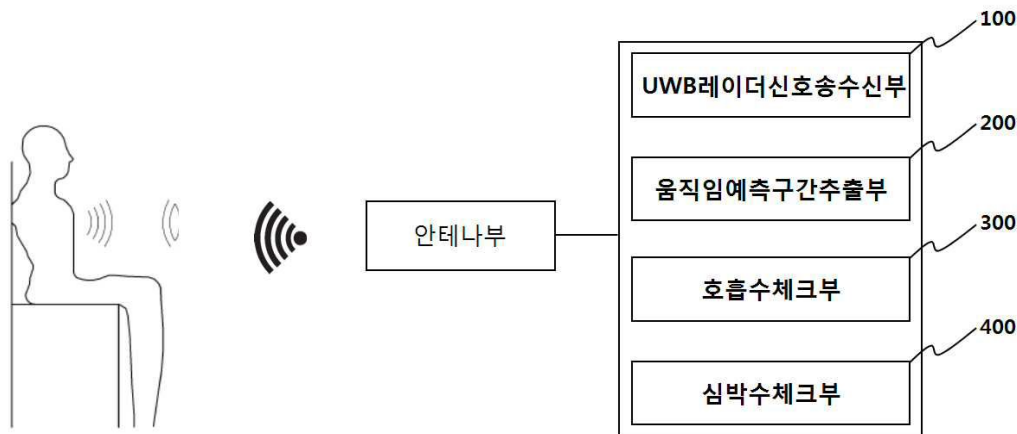
- [0280] 레퍼런스 추출 방법은 호흡의 경우에는 약 4분 동안 실험자가 호흡하는 개수를 직접 카운팅하였으며, 심박의 경우에는 약 4분 동안 실험자에게 ECG센서를 장착하여 심박을 측정하였다.
- [0281] 그리고, 본 발명의 UWB 레이더를 이용하여 호흡과 심박을 측정하였다.
- [0282] 이때, 도 16과 같이, 호흡의 경우에는 수동 측정 호흡 평균값은 약 14.2BPM으로, UWB 레이더 측정 호흡 평균값은 약 14.40BPM으로 오차율이 약 1.38%로 상당한 신뢰성과 정확성을 제공할 수가 있었다.
- [0283] 그리고, 심박의 경우에는 ECG센서 측정 심박 평균값은 약 97.64BPM으로, UWB 레이더 측정 심박 평균값은 약 96.51BPM으로 NRMSE가 약 1.96%로 상당한 신뢰성과 정확성을 제공할 수가 있었다.
- [0284] 상기한 NRMSE(Normalized Root-Mean-Square Error)은 평균 제공된 오차로서, 실험 데이터의 정확도를 실제 환경과 비교하여 측정하기 위하여 일반적으로 사용되는 통계 기법으로서, NRMSE는 표준화된 RMSE로 퍼센트로 오차율을 나타낸 것이다.
- [0285] 이상에서는 본 발명의 바람직한 실시예에 대하여 도시하고 설명하였지만, 본 발명은 상술한 특징의 실시 예에 한정되지 아니하며, 청구범위에서 청구하는 본 발명의 요지를 벗어남이 없이 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에 의해 다양한 변형 실시가 가능한 것은 물론이고, 이러한 변형 실시들은 본 발명의 기술적 사상이나 전망으로부터 개별적으로 이해되어서는 안될 것이다.

부호의 설명

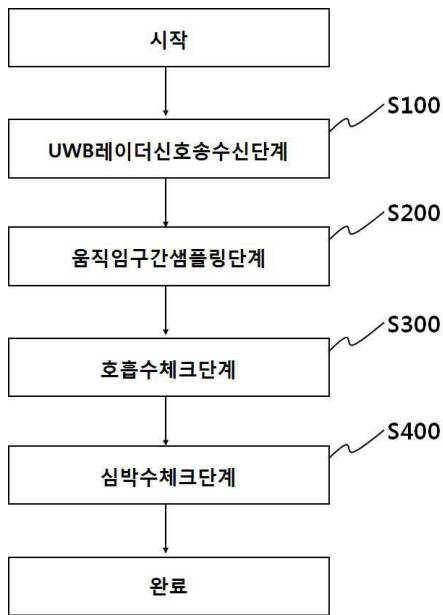
- [0286] 100 : UWB레이더신호송수신부
200 : 움직임구간추출부
300 : 호흡수체크부
400 : 심박수체크부

도면

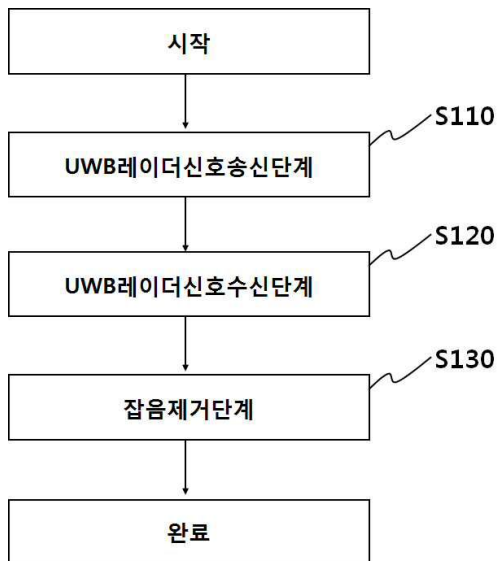
도면1



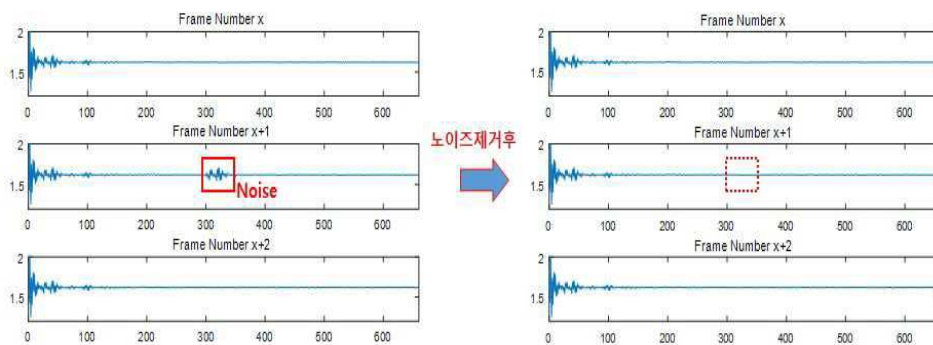
도면2



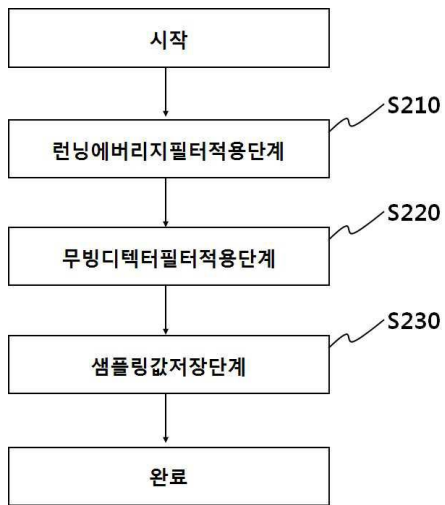
도면3



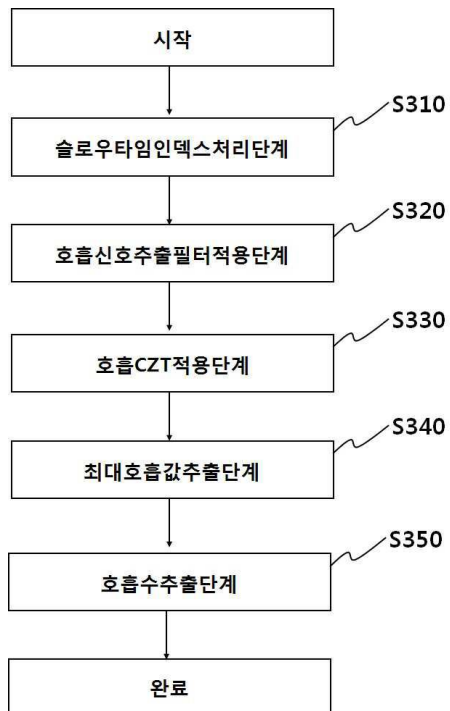
도면4



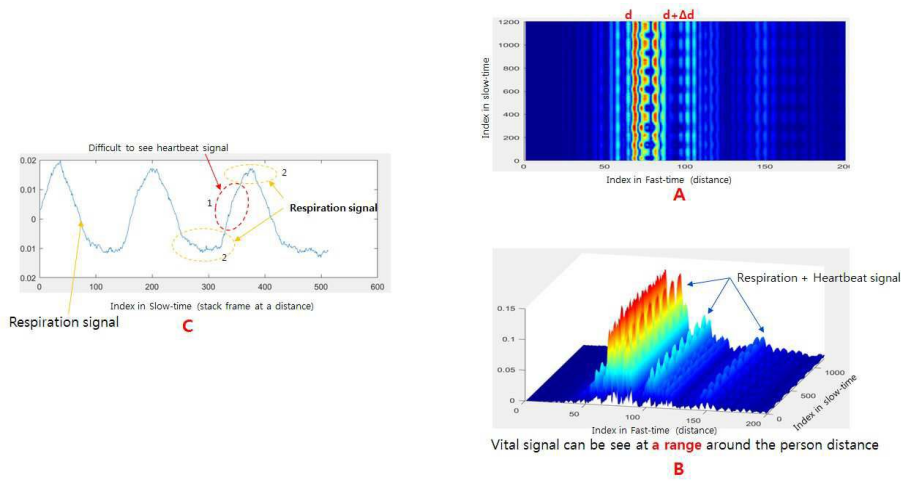
도면5



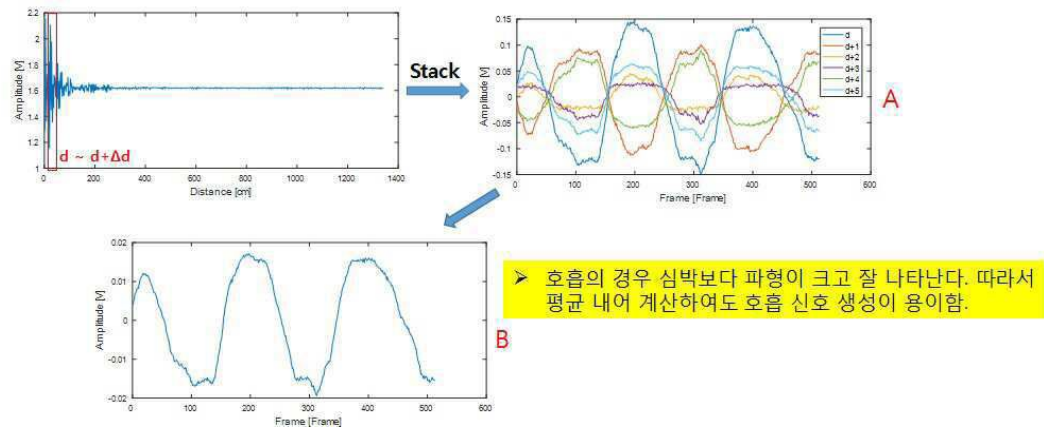
도면6



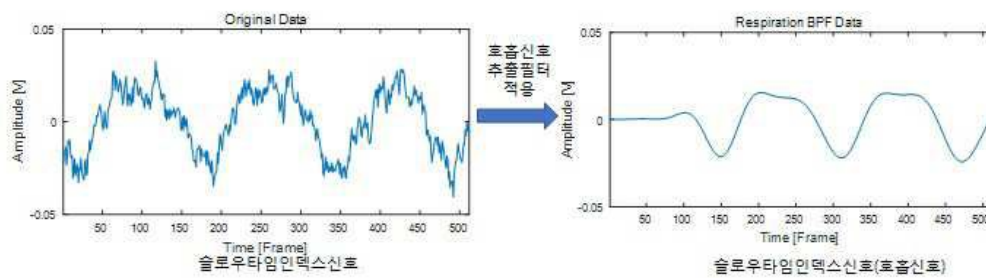
도면7



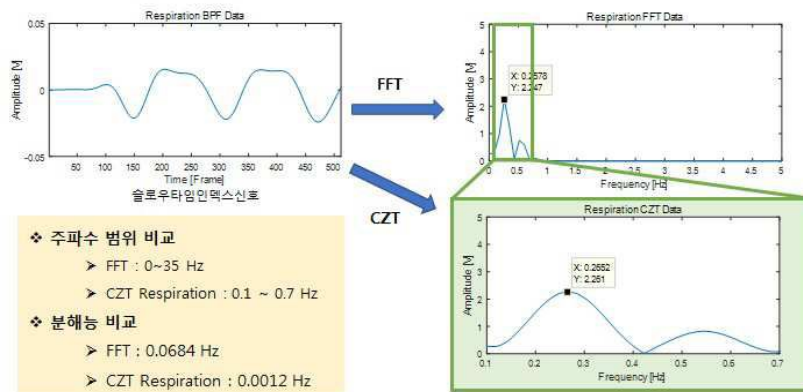
도면8



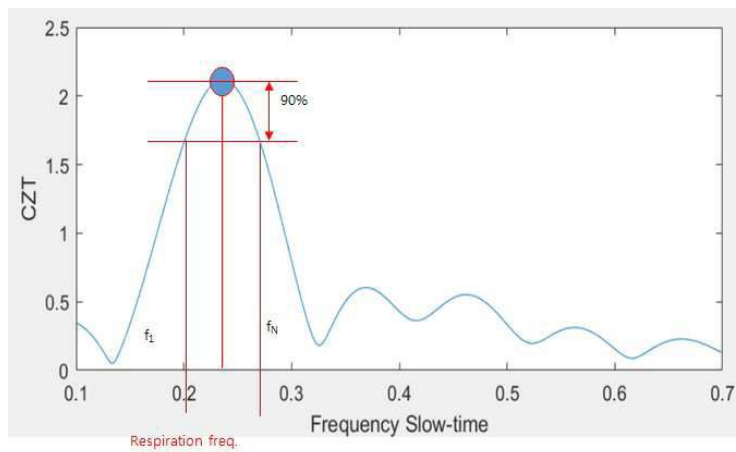
도면9



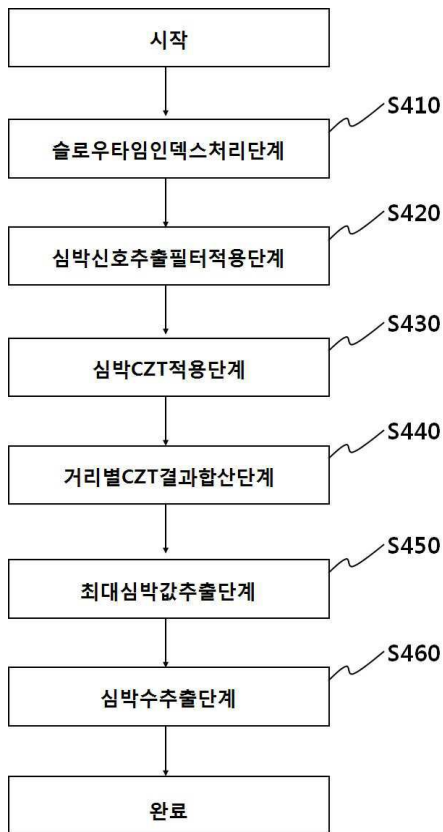
도면10



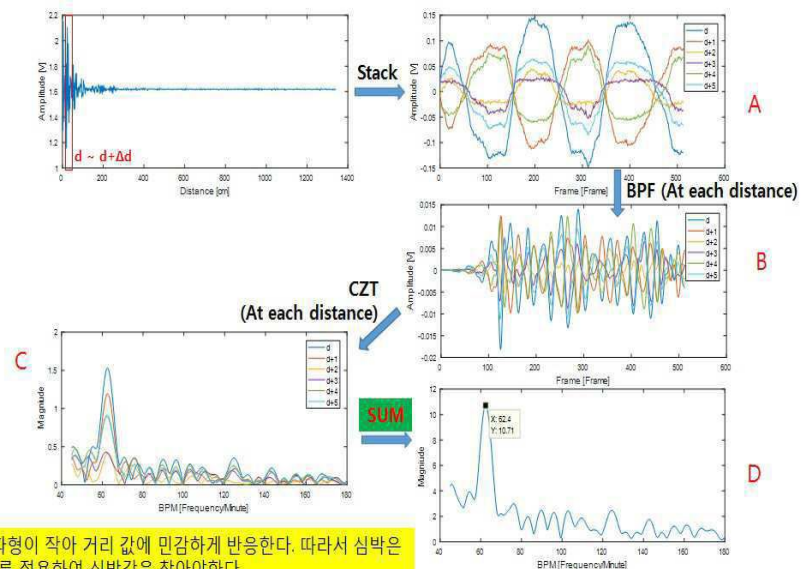
도면11



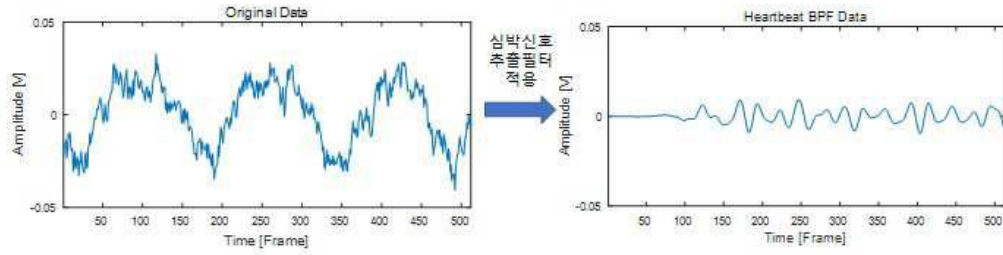
도면12



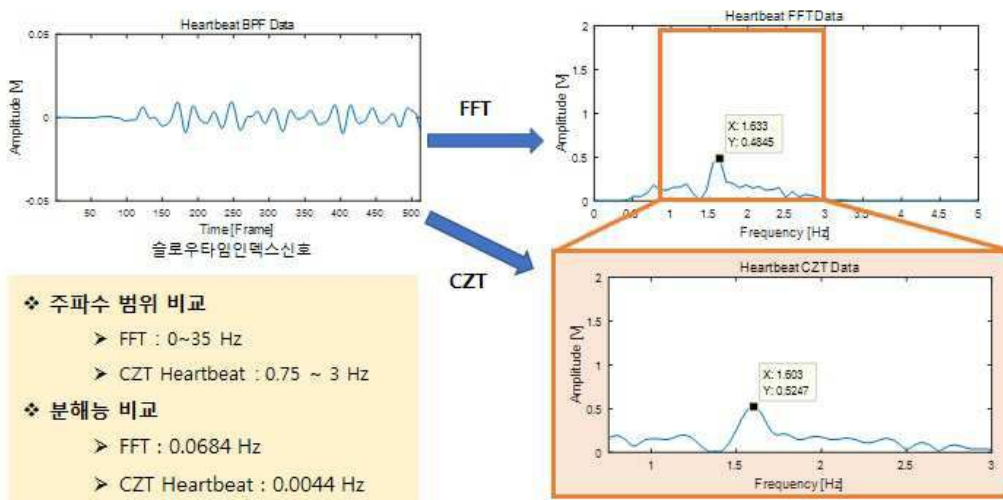
도면13



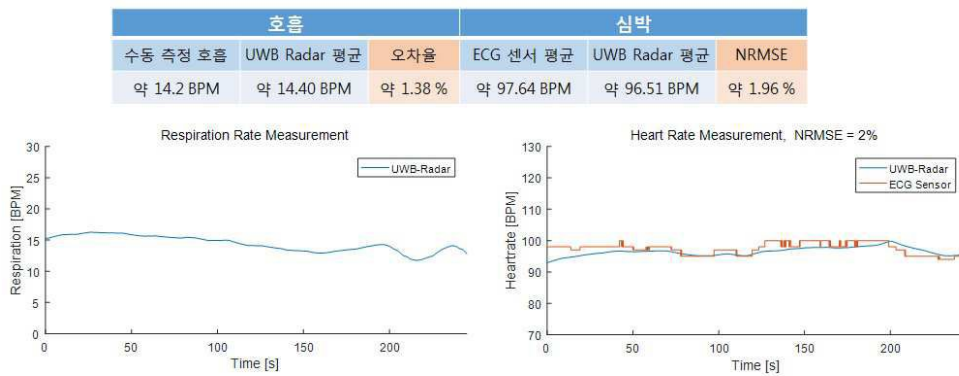
도면14



도면15



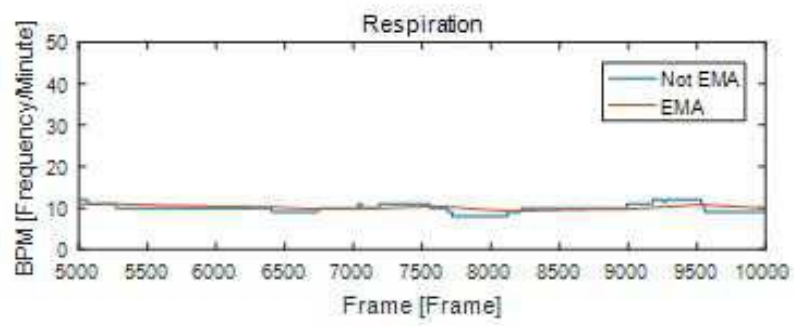
도면16



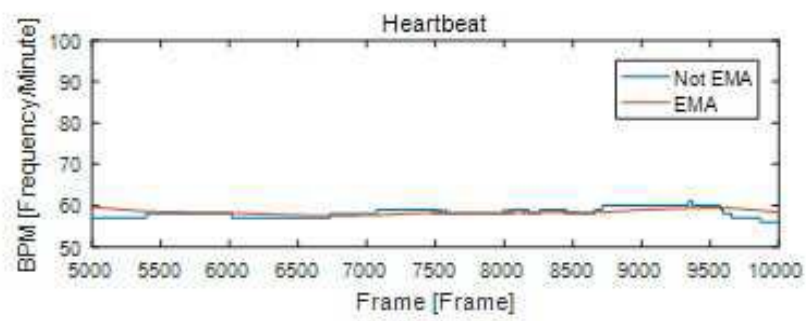
$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{t=1}^n (\hat{y}_t - y_t)^2}{n}}$$

$$NRMSE(\%) = \frac{RMSE}{\bar{y}} \times 100$$

도면17



도면18



专利名称(译)	利用超宽带脉冲雷达信号的重要信息测量方法		
公开(公告)号	KR101895324B1	公开(公告)日	2018-09-05
申请号	KR1020180073778	申请日	2018-06-27
[标]发明人	KIM YOUNG WHAN 김영환 SONG KWANG SUK 송광석 HWANG LAN MI 황란미 LE MINH HUY 레민후이 KANG BYUNG JUN 강병준		
发明人	김영환 송광석 황란미 레민후이 강병준		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/08 A61B5/11 G01S13/02		
CPC分类号	A61B5/48 G01S13/0209 A61B5/11 A61B5/7225 A61B5/7253 A61B5/024 A61B5/08		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及使用超宽带脉冲雷达信号的生命信息测量方法，更具体地说，涉及将CZT应用于从带通到呼吸频带之后过滤的每个信号的心频带和生命信息测量方法。带通滤波（BPF：Band Pass Filtering）并使用呼吸率和超宽带脉冲雷达信号从生物信号中测量人体的心率，它测量的生物信号测量距离人体的距离机身使用超宽带脉冲雷达信号。

