



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년09월22일
 (11) 등록번호 10-1780781
 (24) 등록일자 2017년09월15일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
 A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
 (52) CPC특허분류
 A61B 5/082 (2013.01)
 A61B 5/0093 (2013.01)
 (21) 출원번호 10-2016-0062237
 (22) 출원일자 2016년05월20일
 심사청구일자 2016년05월20일
 (56) 선행기술조사문헌
 JP2015533567 A
 KR1020160036967 A
 KR1020120082632 A

(73) 특허권자
다담마이크로 주식회사
 경기도 성남시 분당구 판교로 253, 비동 502호(삼평동, 판교이노밸리)
비아이에스웍스 주식회사
 경기도 성남시 분당구 성남대로 165, 473(금곡동, 천사의도시1차)
 (72) 발명자
전익수
 경기도 성남시 분당구 판교로 253, B동 502호(삼평동)
차상희
 경기도 성남시 분당구 장미로 42, 214호(야탑동)
 (74) 대리인
특허법인충정

전체 청구항 수 : 총 3 항

심사관 : 최석규

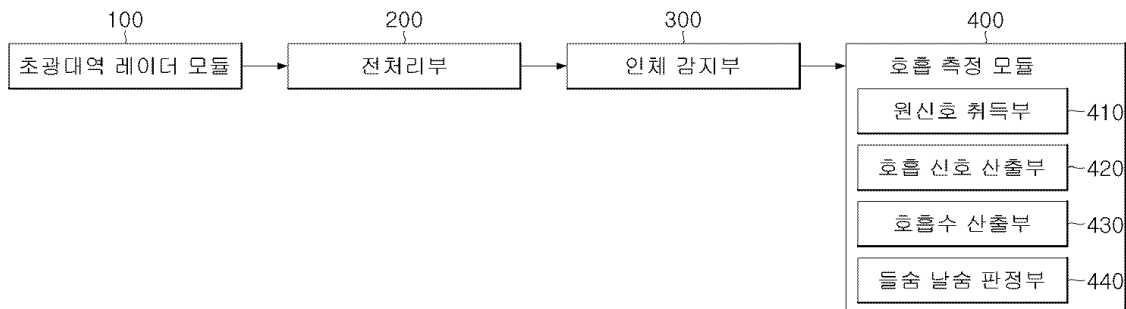
(54) 발명의 명칭 **비접촉 호흡 측정 장치, 그를 이용한 모니터링 시스템, 그를 이용한 피드백 시스템**

(57) 요약

본 발명은 비접촉 호흡 측정 장치, 그를 이용한 모니터링 시스템, 그를 이용한 피드백 시스템에 관한 것이다.

특히, 본 발명은 인체의 가슴 위치를 파악하여 가슴 위치에서 샘플링된 신호의 폴(pole)을 파악하고 폴의 위치를 추적하여 들숨과 날숨 여부를 판단할 수 있도록 한 비접촉 호흡 측정 장치, 그를 이용한 모니터링 시스템, 그를 (뒷면에 계속)

대표도



이용한 피드백 시스템에 관한 것이다.

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 호흡수를 구하고, 인체의 가슴 위치에서 원시 데이터의 폴(pole)의 위치를 추적하여 들숨과 날숨을 판정하는 호흡 측정 모듈을 포함하는 비접촉 호흡 측정 장치 및 그 방법, 그를 이용한 모니터링 시스템 및 방법, 그를 이용한 피드백 시스템 및 방법이 제공된다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/486 (2013.01)

A61B 5/742 (2013.01)

A61B 5/7475 (2013.01)

A61B 2562/0233 (2013.01)

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 호흡수를 구하고, 인체의 가슴 위치에서 원시 데이터의 폴(pole)의 위치를 추적하여 들숨과 날숨을 판정하는 호흡 측정 모듈을 포함하며,

상기 호흡 측정 모듈은 들숨과 날숨을 위한 샘플링 간격을 구한 후에, 인체의 가슴 위치에서 상기 원시 데이터의 폴(pole)을 구한 후에 폴의 위치를 추적하여 폴의 위치를 이용하여 들숨과 날숨을 판정하여 들숨 상태와 날숨 상태 그리고 들숨 시간과 날숨 시간을 출력하는 들숨 날숨 판정부를 포함하며,

상기 들숨 날숨 판정부는

들숨과 날숨을 위한 샘플링 주파수를 구하여 샘플링 간격을 산출하는 샘플링 간격 산출부;

원시 데이터의 가슴 위치에서 복수의 샘플링의 최대값인 폴을 측정하는 폴 측정기;

상기 폴 측정기가 측정한 폴의 직전 샘플링의 샘플값과 직후의 샘플링의 샘플값을 이용하여 폴의 위치를 추적하는 폴 추적기; 및

상기 폴 추적기에서 폴의 위치가 직전보다 앞으로 나오면 들숨으로 판정하고 뒤로 들어가면 날숨으로 판정하여 상태와 진행 시간을 산출하여 출력하는 들숨 날숨 판정기를 포함하며,

상기 폴 추적기는 상기 폴 측정기에서 산출한 호흡 신호의 가슴 근처의 샘플링들의 최대값인 폴을 $V0$ 라 하고, 그 때 샘플링을 중심 샘플링 $X0$ 라고 하며, 직전 샘플링을 $X1$ 이라 하고 그 때 샘플링값을 $V1$ 이라 하며, 직후 샘플링을 $X2$ 라고 하고 그 때 샘플링값을 $V2$ 라고 하면, 직전 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값이 직후 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값보다 크면 최대값의 해당하는 샘플링 이후에 실제 최대값이 위치하며 이때의 샘플링 값 $XR0$ 는 $XR0=X0+1/2+(V2-V0)/\alpha$ 로 구하며 반대이면 $XR0$ 는 $XR0=X0-1/2+(V0-V1)/\alpha$ 로 구하며, 같으면 $XR0=X0$ 가 되도록 하며, 여기에서 α 는 가중치인 비접촉 호흡 측정 장치.

청구항 2

초광대역 레이더를 이용하여 인체의 호흡수와 들숨 상태 및 날숨 상태 그리고 들숨 시간과 날숨 시간을 측정하여 출력하는 비접촉 호흡 측정 장치;

상기 비접촉 호흡 측정 장치에서 측정한 호흡수와 들숨 상태 및 날숨 상태 그리고 들숨 시간과 날숨 시간을 이용하여 호흡 관련 통계를 산출하는 제어부; 및

상기 비접촉 호흡 측정 장치에서 측정한 호흡수와 들숨 상태 및 날숨 상태 그리고 들숨 시간과 날숨 시간을 저장하고, 상기 제어부에서 산출한 호흡 관련 통계를 저장하는 저장부를 포함하며,

상기 비접촉 호흡 측정 장치는

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 호흡수를 구하고, 인체의 가슴 위치에서 원시 데이터의 폴(pole)의 위치를 추적하여 들숨과 날숨을 판정하는 호흡 측정 모듈을 포함하며,

상기 호흡 측정 모듈은 들숨과 날숨을 위한 샘플링 간격을 구한 후에, 인체의 가슴 위치에서 상기 원시 데이터의 폴(pole)을 구한 후에 폴의 위치를 추적하여 폴의 위치를 이용하여 들숨과 날숨을 판정하여 들숨 상태와 날숨 상태 그리고 들숨 시간과 날숨 시간을 출력하는 들숨 날숨 판정부를 포함하며,

상기 들숨 날숨 판정부는

들숨과 날숨을 위한 샘플링 주파수를 구하여 샘플링 간격을 산출하는 샘플링 간격 산출부;

원시 데이터의 가슴 위치에서 복수의 샘플링의 최대값인 폴을 측정하는 폴 측정기;

상기 폴 측정기가 측정한 폴의 직전 샘플링의 샘플값과 직후의 샘플링의 샘플값을 이용하여 폴의 위치를 추적하는 폴 추적기; 및

상기 폴 추적기에서 폴의 위치가 직전보다 앞으로 나오면 들숨으로 판단하고 뒤로 들어가면 날숨으로 판정하여 상태와 진행 시간을 산출하여 출력하는 들숨 날숨 판정기를 포함하며,

상기 폴 추적기는 상기 폴 측정기에서 산출한 호흡 신호의 가슴 근처의 샘플링들의 최대값인 폴을 V_0 라 하고, 그 때 샘플링을 중심 샘플링 X_0 라고 하며, 직전 샘플링을 X_1 이라 하고 그 때 샘플링값을 V_1 이라 하며, 직후 샘플링을 X_2 라고 하고 그 때 샘플링값을 V_2 라고 하면 직전 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값이 직후 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값보다 크면 최대값의 해당하는 샘플링 이후에 실제 최대값이 위치하며 이때의 샘플링 값 X_{R0} 는 $X_{R0} = X_0 + 1/2 + (V_2 - V_0) / \alpha$ 로 구하며 반대이면 X_{R0} 는 $X_{R0} = X_0 - 1/2 + (V_0 - V_1) / \alpha$ 로 구하며, 같으면 $X_{R0} = X_0$ 가 되도록 하며, 여기에서 α 는 가중치인 비접촉 호흡 측정 장치를 이용한 모니터링 시스템.

청구항 3

초광대역 레이더를 이용하여 인체의 호흡수와 들숨 상태 및 날숨 상태 그리고 들숨 시간과 날숨 시간을 측정하여 출력하는 비접촉 호흡 측정 장치;

호흡 훈련 설정 메뉴와 호흡 훈련 과정을 시각적으로 제공하는 디스플레이부;

상기 디스플레이부에서 제공되는 호흡 훈련 설정 메뉴를 사용자가 선택할 수 있도록 하는 훈련 목표 설정부; 및

상기 디스플레이부에 호흡 훈련 설정 메뉴를 제공하고, 사용자가 선택한 호흡 훈련 과정을 상기 디스플레이부를 통하여 제공하며, 상기 비접촉 호흡 측정 장치에서 출력되는 데이터를 이용하여 훈련 결과를 산출하여 제공하는 제어부를 포함하며,

상기 비접촉 호흡 측정 장치는

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 호흡수를 구하고, 인체의 가슴 위치에서 원시 데이터의 폴(pole)의 위치를 추적하여 들숨과 날숨을 판정하는 호흡 측정 모듈을 포함하며,

상기 호흡 측정 모듈은 들숨과 날숨을 위한 샘플링 간격을 구한 후에, 인체의 가슴 위치에서 상기 원시 데이터의 폴(pole)을 구한 후에 폴의 위치를 추적하여 폴의 위치를 이용하여 들숨과 날숨을 판정하여 들숨 상태와 날숨 상태 그리고 들숨 시간과 날숨 시간을 출력하는 들숨 날숨 판정부를 포함하며,

상기 들숨 날숨 판정부는

들숨과 날숨을 위한 샘플링 주파수를 구하여 샘플링 간격을 산출하는 샘플링 간격 산출부;

원시 데이터의 가슴 위치에서 복수의 샘플링의 최대값인 폴을 측정하는 폴 측정기;

상기 폴 측정기가 측정한 폴의 직전 샘플링의 샘플값과 직후의 샘플링의 샘플값을 이용하여 폴의 위치를 추적

하는 폴 추적기; 및

상기 폴 추적기에서 폴의 위치가 직전보다 앞으로 나오면 들숨으로 판단하고 뒤로 들어가면 날숨으로 판정하여 상태와 진행 시간을 산출하여 출력하는 들숨 날숨 판정기를 포함하며,

상기 폴 추적기는 상기 폴 측정기에서 산출한 호흡 신호의 가슴 근처의 샘플링들의 최대값인 폴을 V_0 라 하고, 그 때 샘플링을 중심 샘플링 X_0 라고 하며, 직전 샘플링을 X_1 이라 하고 그때 샘플링값을 V_1 이라 하며, 직후 샘플링을 X_2 라고 하고 그 때 샘플링값을 V_2 라고 하면 직전 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값이 직후 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값보다 크면 최대값의 해당하는 샘플링 이후에 실제 최대값이 위치하며 이때의 샘플링 값 X_{R0} 는 $X_{R0}=X_0+1/2+(V_2-V_0)/\alpha$ 로 구하며 반대이면 X_{R0} 는 $X_{R0}=X_0-1/2+(V_0-V_1)/\alpha$ 로 구하며, 같으면 $X_{R0}=X_0$ 가 되도록 하며, 여기에서 α 는 가중치인 비접촉 호흡 측정 장치를 이용한 피드백 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 비접촉 호흡 측정 장치, 그를 이용한 모니터링 시스템, 그를 이용한 피드백 시스템에 관한 것이다.

[0002] 특히, 본 발명은 인체의 가슴 위치를 파악하여 가슴 위치에서 샘플링된 신호의 폴(po1e)을 파악하고 폴의 위치를 추적하여 들숨과 날숨 여부를 판단할 수 있도록 한 비접촉 호흡 측정 장치, 그를 이용한 모니터링 시스템, 그를 이용한 피드백 시스템에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 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.

[0004] 종래의 호흡 측정 장치는 사용자의 호흡 측정을 위하여 상기 사용자의 신체에 센서를 부착하고 상기 센서로부터 상기 사용자의 호흡을 측정하는 방식을 채택하고 있다.

[0005] 그러나, 사용자의 신체에 센서를 부착하는 경우, 사용자의 움직임이 자유롭지 못하고 상기 사용자의 움직임에 따른 노이즈(Noise)가 많이 발생한다는 단점이 있다.

[0006] 이에, 사용자의 신체에 센서를 부착하지 않고 레이더를 이용하여 근거리에서 무선으로 사용자의 호흡을 측정하는 장치가 개발되어 사용되고 있다.

[0007] 하지만, 이와 관련된 호흡을 측정하는 종래 기술의 경우는 샘플링 주파수와 여러 가지 조건에 따라 호흡에 따른 신호 변화가 나타나지 않아 들숨과 날숨을 측정하기 어렵다는 문제점이 있었다.

[0008] 그 첫번째 이유는 샘플링 위치에서의 호흡 신호의 들숨과 날숨을 구분할 수 없기 때문이다.

[0009] 일반적인 추정예 의하면 들숨의 경우, 가슴이 앞으로 나오기 때문에 신호가 커지고 날숨의 경우, 가슴이 뒤로 들어가기 때문에 신호가 작아진다.

[0010] 사람이 움직임에서는 이 가정이 맞다. 하지만 호흡의 경우, 거리 변화가 10 mm 이하로 아주 작기 때문에 실제로 신호 크기의 변화가 크지 않다. 그 원인은 가슴의 움직임에 따라 한 위치에서 신호가 크질 수도 있고 작아질 수도 있다. 그래서 하나의 샘플링 위치에서의 신호 변화로부터 들숨과 날숨을 구분할 수 없다.

[0011] 다음으로 두번째 이유는 신호의 패턴이 변화하여 들숨과 날숨을 측정할 수 없기 때문이다.

[0012] 즉, 종래 기술에 따르면 한 샘플링 위치에서 호흡 신호의 패턴이 역전이 된다. 이 원인은 가슴의 위치가 바뀌어서 위상이 반전이 된 것이다.

[0013] 호흡은 주기적으로 이루어지지만 호흡 중간에 약간씩 쉬는 시간이 있었고 이 구간이 두 구역에서 반대편에 표시되고 있어 이 신호가 중간에 위상이 역전됨을 알 수 있다.

[0014] 세번째 이유는 신호가 천천히 변하기 때문이다. 호흡의 경우, 성인은 5 BMP에서 40 BPM으로 아주 천천히 변한다. 그래서 높은 샘플링에서는 그 인접한 샘플링 간에 신호는 거의 변화하지 않는다.

[0015] 이와 같은 이유로 인해 종래 기술에 따르면 호흡에 있어서 들숨과 날숨을 정확하게 측정하기 어려웠다.

선행기술문헌

특허문헌

- [0016] (특허문헌 0001) 한국공개특허 제2010-0062736호
- (특허문헌 0002) 한국공개특허 제2011-0043993호
- (특허문헌 0003) 한국공개특허 제 2008-0047699호

발명의 내용

해결하려는 과제

[0017] 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위하여 폴(pole)의 위치 변화를 추적하여 정확한 들숨과 날숨 판정이 가능하도록 한 비접촉 호흡 측정 장치 및 그 방법, 그를 이용한 모니터링 시스템 및 그 방법, 그를 이용한 피드백 시스템 및 그 방법을 제공하는 데 있다.

과제의 해결 수단

[0018] 본 발명의 일측면의 호흡 측정 장치는 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 호흡수를 구하고, 인체의 가슴 위치에서 원시 데이터의 폴(pole)의 위치를 추적하여 들숨과 날숨을 판정하는 호흡 측정 모듈을 포함한다.

[0019] 한편, 본 발명의 다른 측면의 모니터링 시스템은 초광대역 레이더를 이용하여 인체의 호흡수와 들숨 상태 및 날숨 상태 그리고 들숨 시간과 날숨 시간을 측정하여 출력하는 비접촉 호흡 측정 장치; 상기 비접촉 호흡 측정 장치에서 측정한 호흡수와 들숨 상태 및 날숨 상태 그리고 들숨 시간과 날숨 시간을 이용하여 호흡 관련 통계를 산출하는 제어부; 및 상기 비접촉 호흡 측정 장치에서 측정한 호흡수와 들숨 상태 및 날숨 상태 그리고 들숨 시간과 날숨 시간을 저장하고, 상기 제어부에서 산출한 호흡 관련 통계를 저장하는 저장부를 포함한다.

[0020] 한편, 본 발명의 또 다른 측면의 피드백 시스템은 초광대역 레이더를 이용하여 인체의 호흡수와 들숨 상태 및 날숨 상태 그리고 들숨 시간과 날숨 시간을 측정하여 출력하는 비접촉 호흡 측정 장치; 호흡 훈련 설정 메뉴와 호흡 훈련 과정을 시각적으로 제공하는 디스플레이부; 상기 디스플레이부에서 제공되는 호흡 훈련 설정 메뉴를 사용자가 선택할 수 있도록 하는 훈련 목표 설정부; 및 상기 디스플레이부에 호흡 훈련 설정 메뉴를 제공하고, 사용자가 선택한 호흡 훈련 과정을 상기 디스플레이부를 통하여 제공하며, 상기 비접촉 호흡 측정 장치에서 출력되는 데이터를 이용하여 훈련 결과를 산출하여 제공하는 제어부를 포함한다.

발명의 효과

- [0021] 본 발명에 따르면, 폴(pole)의 위치 변화를 추적하여 정확한 들숨과 날숨 판정이 가능하도록 한다.
- [0022] 그 결과, 일정시간 내에 통계처리에 의한 호흡습관(호흡수, 들숨 날숨비) 평가기능을 수행할 수 있도록 한다.
- [0023] 또한, 호흡수와 들숨날숨비와 목표치와 현재치를 동시에 보여주어 자기 스스로의 호흡조절(호흡수, 들숨날숨비) 노력을 도울 수 있도록 한다.

도면의 간단한 설명

- [0024] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 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 들숨 날숨 판정부의 상세 구성도이다.

도 9와 10은 도 8에서 최대값을 발견하는 과정을 설명하기 위한 예시도이다.

도 11과 도 12는 도 8의 실제 최대값 산출 과정을 보여주는 예시도이다.

도 13은 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 호흡 측정 방법의 흐름도이다.

도 14는 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 호흡 측정 장치를 이용한 모니터링 시스템의 구성도이다.

도 15는 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 호흡 측정 장치를 이용한 모니터링 방법의 흐름도이다.

도 16은 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 호흡 측정 장치를 이용한 피드백 시스템의 구성도이다.

도 17은 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 호흡 측정 장치를 이용한 피드백 방법의 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0025] 본 발명과 본 발명의 동작상의 이점 및 본 발명의 실시에 의하여 달성되는 목적을 설명하기 위하여 이하에서는 본 발명의 바람직한 실시예를 예시하고 이를 참조하여 살펴본다.
- [0026] 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.
- [0027] 본 발명을 설명함에 있어서, 관련된 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명은 생략한다.
- [0028] 도 1은 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 호흡 측정 장치의 구성도이다.
- [0029] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 호흡 측정 장치는 초광대역 레이더 모듈(100), 전처리부(200), 인체 감지부(300) 및 호흡 측정 모듈(400)을 포함한다.
- [0030] 여기에서, 호흡 측정 모듈(400)은 원신호 취득부(410), 호흡 신호 산출부(420), 호흡수 측정부(430) 및 들숨 날숨 판정부(440)를 포함한다.
- [0031] 이와 같은 구성에서 상기 초광대역 레이더 모듈(100)은 펄스 생성기, 송신 안테나, 수신 안테나, 시간 지연기, 샘플러, 전증폭기 및 마이크로컨트롤러를 포함하고 있다.
- [0032] 이와 같은 초광대역 레이더 모듈(100)은 마이크로컨트롤러에서 신호를 받아 펄스 생성기에서 초광대역 펄스 신호를 생성해 송신 안테나를 통해 전송한다.
- [0033] 본 발명에서 초광대역 레이더 모듈(100)이 생성하는 초광대역 펄스 신호의 일예가 도 2에 도시되어 있으며, 90 내지 150Hz로 초광대역 펄스 신호를 생성하여 전송한다.
- [0034] 그리고, 초광대역 레이더 모듈(100)은 수신 안테나를 통하여 인체에서 반사된 신호를 수신하고, 전증폭기에서 수신된 신호를 증폭하고, 지연기에서 지연된 시간후에 수신된 신호에 대하여 샘플러에서 샘플링을 수행하여 원시 데이터를 생성하여 출력한다.
- [0035] 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.

- [0036] 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.
- [0037] 다음으로, 전처리부(200)는 초광대역 레이더 모듈(100)에서 출력되는 원시 데이터를 전처리하여 노이즈를 제거한다.
- [0038] 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.
- [0039] 그리고, 인체 감지부(300)는 전처리가 수행된 원시 데이터에 대하여 노이즈가 제거된 상태에서 거리와 신호 크기에 근거하여 인체를 감지하고 감지된 인체의 위치를 파악한다.
- [0040] 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.
- [0041] 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.
- [0042] 다음으로, 호흡 측정 모듈(400)은 인체 위치에서 누적된 원시 데이터(원신호)를 이용하여 거리를 기준으로 최대 값을 원신호로 선택하고, 선택된 원신호에서 호흡신호를 산출하여 호흡수를 구하고, 들숨과 날숨을 위한 샘플링 간격을 구한 후에, 인체의 가슴 위치에서 원시 데이터의 폴(pole)을 구한 후에 폴의 위치를 추적하여 폴의 위치가 앞으로 나오면 들숨으로 뒤로 들어가면 날숨으로 판정하여 판정 결과를 출력한다.
- [0043] 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, 심박 신호 그리고 노이즈가 합쳐진 신호이다.
- [0044] 이에 따라, 호흡 신호 산출부(420)는 0.4 내지 0.8Hz의 대역을 갖는 대역 통과 필터 또는 이동 평균 윈도우(MAW : Moving Averaging Window)를 이용하여 도 7에 도시된 호흡 신호를 취득한다.
- [0045] 그리고, 호흡수 산출부(430)는 호흡 신호 산출부(420)에서 취득된 호흡 신호를 고속 푸리에 변환을 수행하여 호흡 신호의 호흡 주파수를 획득하여 분당 호흡수를 측정하고, 그에 따른 호흡 간격을 측정한다.
- [0046] 한편, 호흡 측정 모듈(400)에서 들숨 날숨 판정부(440)는 들숨과 날숨을 위한 샘플링 간격을 구한 후에, 인체의 가슴 위치에서 원시 데이터의 폴(pole)을 구한 후에 폴의 위치를 추적하여 폴의 위치가 앞으로 나오면 들숨으로 뒤로 들어가면 날숨으로 판정하여 판정 결과를 출력한다.
- [0047] 이와 관련하여 도 8은 도 1의 들숨 날숨 판정부의 구성도이다.
- [0048] 도 8을 참조하면, 도 1의 들숨 날숨 판 정부는 샘플링 간격 산출기(441), 폴 측정기(442), 가중치 산출기(443), 폴 추적기(444) 및 들숨 날숨 판정기(445)를 포함한다.
- [0049] 상기 샘플링 간격 산출기(441)는 들숨과 날숨을 위한 샘플링 주파수를 구하여 샘플링 간격을 산출하며, 일례로 호흡수의 양의 정수배일 수 있으며, 상기 양의 정수는 5보다 크고 20보다 작을 수 있다. 일례로, 호흡수가 통상적으로 20정도이기 때문에 여기에서 10배 정도 하면 초당 200번의 샘플이 가능하여 원하는 정확도를 얻을 수 있다.
- [0050] 다음으로, 폴 측정기(442)는 원시 데이터의 가슴 위치에서 폴을 찾는다. 이러한 원시 데이터의 가슴 위치에서 폴의 탐색은 원시 데이터의 가슴 위치에서의 여러 샘플러의 샘플링값에서 가장 큰 값을 발견하는 과정으로 이루어진다.
- [0051] 이를 도 9를 참조하여 설명하면 도 9의 (a)를 참조하면 A선의 경우에 폴의 위치는 샘플링 190이며, B선의 경우도 폴의 위치는 샘플링 189.7 정도가 되며, 이때 도 9의 (b)를 보면 A선의 경우에 샘플링 188, 189, 190, 191에서 190이 최대가 되고, B선의 경우에도 샘플링 188, 189, 190, 191에서 190이 최대가 되는데 이러한 190의 최대 값을 측정한다.
- [0052] 또한, 도 10의 (a)를 참조하면 C선의 경우에 폴의 위치는 샘플링 190이며, D선의 경우도 폴의 위치는 샘플링

191 정도가 되며, 이때 도 10의 (b)를 보면 C선의 경우에 샘플링 188, 189, 190, 191에서 189가 최대가 되고, D선의 경우에도 샘플링 188, 189, 190, 191에서 190이 최대가 되는데 이러한 189와 190의 최대값을 측정한다.

- [0053] 한편, 가중치 산출기(443)는 폴 추적기(444)에서 사용할 가중치 α 를 산출하여 폴 추적기(444)로 제공한다.
- [0054] 이때, 가중치 산출기(443)는 가슴 근처의 호흡 신호의 최대치와 최소치를 구한후에, 최대치 V_{max} 에서 최소치 V_{min} 을 감산하고 이를 1/4 주기의 샘플링 수로 나눈다. 이와 같은 샘플링 수는 초광대역 레이더 모듈(100)로부터 구해지는데 일예로 5이며 이때 가중치는 2일 수 있다.
- [0055] 다음으로, 폴 추적기(444)는 폴 측정기(442)가 산출한 호흡 신호의 최대값에서 직전 샘플링의 샘플값과 직후의 샘플링의 샘플값을 이용하여 폴의 위치를 추적하여 출력한다.
- [0056] 즉, 폴 추적기(444)는 폴 측정기(442)에서 산출한 호흡 신호의 가슴 근처의 샘플링들의 최대값을 V_0 라 하고, 그때 샘플링을 중심 샘플링 X_0 라고 하며, 직전 샘플링을 X_1 이라 하고 그때 샘플링값을 V_1 이라 하며, 직후 샘플링을 X_2 라고 하고 그 때 샘플링값을 V_2 라고 하면 직전 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값(즉 $|V_1 - V_0|$)을 직후 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값(즉 $|V_2 - V_0|$)을 비교한다.
- [0057] 상기 폴 추적기(444)는 비교결과 직전 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값(즉 $|V_1 - V_0|$)을 직후 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값(즉 $|V_2 - V_0|$)보다 크면(도 11이 이러한 상태를 나타낸다) 최대값의 해당하는 샘플링 이후에 실제 최대값 V_{R0} 이 위치하며 이때의 샘플링 값 X_{R0} 는 $X_{R0} = X_0 + 1/2 + (V_2 - V_0) / \alpha$ 로 구한다.
- [0058] 이와 반대로 상기 폴 추적기(444)는 비교결과 직전 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값(즉 $|V_1 - V_0|$)을 직후 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값(즉 $|V_2 - V_0|$)보다 작으면(도 12가 이러한 상태를 나타낸다) 최대값의 해당하는 샘플링 이전에 실제 최대값이 위치하며 이때의 샘플링 값 X_{R0} 는 $X_{R0} = X_0 - 1/2 + (V_0 - V_1) / \alpha$ 로 구한다.
- [0059] 물론, 상기 폴 추적기(444)는 비교결과 직전 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값(즉 $|V_1 - V_0|$)을 직후 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값(즉 $|V_2 - V_0|$)이 같으면 최대값의 해당하는 샘플링 에 실제 최대값이 위치하며 이때의 샘플링 값 X_{R0} 는 $X_{R0} = X_0$ 가 된다.
- [0060] 다음으로, 들숨 날숨 판정기(445)는 상기 폴 추적기(444)에서 실제 최대값의 샘플링값을 산출해서 연속적으로 출력하면 폴의 위치가 직전보다 앞으로 나오면 들숨으로 판단하고 뒤로 들어가면 날숨으로 판정하여 상태와 진행 시간을 산출하여 출력한다.
- [0061] 도 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 비접촉 호흡 측정 방법의 흐름도이다.
- [0062] 도 13을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 비접촉 호흡 측정 방법은 먼저 초광대역 레이더 모듈의 마이크로 컨트롤러에서 신호를 받아 펄스 생성기에서 초광대역 펄스 신호를 생성해 송신 안테나를 통해 전송하여, 인체에서 반사되어 되돌아오는 초광대역 레이더 신호를 수신 안테나로 수신한다(S100).
- [0063] 상기 초광대역 레이더 모듈이 생성하는 초광대역 펄스 신호는 90 내지 150Hz로 전송한다.
- [0064] 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.
- [0065] 다음으로, 전처리부는 초광대역 레이더 모듈에서 출력되는 원시 데이터를 전처리하여 노이즈를 제거한다(S110).
- [0066] 상기 초광대역 레이더 모듈에서 출력되는 신호에는 전원 노이즈, 열 노이즈 등을 많이 포함하고 있어 전처리부는 5~10GHz 대역을 갖는 대역통과필터를 사용하여 노이즈를 제거한다.
- [0067] 그리고, 인체 감지부는 전처리가 수행된 원시 데이터에 대하여 노이즈가 제거된 상태에서 거리와 신호 크기에 근거하여 인체를 감지하고 감지된 인체의 위치를 파악한다(S120).
- [0068] 이와 같이 인체 감지부는 인체가 감지되고, 그 위치가 파악되면 인체 근처의 원시 데이터를 시간 진행에 따라 누적하여 저장한다.
- [0069] 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.

- [0070] 이에 따라, 호흡 신호 산출부는 0.4 내지 0.8Hz의 대역을 갖는 대역 통과 필터 또는 이동 평균 윈도우(MAW : Moving Averaging Window)를 이용하여 호흡 신호를 취득하며, 호흡수 산출부는 취득된 호흡 신호를 고속 푸리에 변환을 수행하여 호흡 신호의 호흡 주파수를 획득하여 분당 호흡수를 측정하고, 그에 따른 호흡 간격을 측정한다(S140).
- [0071] 한편, 상기 샘플링 간격 산출기는 들숨과 날숨을 위한 샘플링 주파수를 구하여 샘플링 간격을 산출하며(S150), 일례로 호흡수의 양의 정수배일 수 있으며, 상기 양의 정수는 5보다 크고 20보다 작을 수 있다. 일례로, 호흡수가 통상적으로 20정도이기 때문에 여기에서 10배 정도 하면 초당 200번의 샘플이 가능하여 원하는 정확도를 얻을 수 있다.
- [0072] 다음으로, 폴 측정기는 원시 데이터의 가슴 위치에서 폴을 찾는다(S160). 이러한 원시 데이터의 가슴 위치에서 폴의 탐색은 원시 데이터의 가슴 위치에서의 여러 샘플러의 샘플링값에서 가장 큰 값을 발견하는 과정으로 이루어진다.
- [0073] 한편, 가중치 산출기는 폴 추적기에서 사용할 가중치 α 를 산출하여 폴 추적기로 제공한다(S170).
- [0074] 이때, 가중치 산출기는 가슴 근처의 호흡 신호의 최대치와 최소치를 구한후에, 최대치 V_{max} 에서 최소치 V_{min} 을 감산하고 이를 1/4 주기의 샘플링 수로 나눈다. 이와 같은 샘플링 수는 초광대역 레이더 모듈로부터 구해지는데 일례로 5이며 이때 가중치는 2일 수 있다.
- [0075] 다음으로, 폴 추적기는 폴 측정기가 산출한 호흡 신호의 최대값에서 직전 샘플링의 샘플값과 직후의 샘플링의 샘플값을 이용하여 폴의 위치를 추적하여 출력한다.
- [0076] 즉, 폴 추적기는 폴 측정기에서 산출한 호흡 신호의 가슴 근처의 샘플링들의 최대값을 V_0 라 하고, 그 때 샘플링을 중심 샘플링 X_0 라고 하며, 직전 샘플링을 X_1 이라 하고 그 때 샘플링값을 V_1 이라 하며, 직후 샘플링을 X_2 라고 하고 그 때 샘플링값을 V_2 라고 하면 직전 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값(즉 $|V_1 - V_0|$)을 직후 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값(즉 $|V_2 - V_0|$)을 비교한다(S180).
- [0077] 상기 폴 추적기는 비교결과 직전 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값(즉 $|V_1 - V_0|$)을 직후 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값(즉 $|V_2 - V_0|$)보다 크면 최대값의 해당하는 샘플링 이후에 실제 최대값 V_{R0} 이 위치하며 이때의 샘플링 값 X_{R0} 는 $X_{R0} = X_0 + 1/2 + (V_2 - V_0) / \alpha$ 로 구한다(S190).
- [0078] 이와 반대로 상기 폴 추적기는 비교결과 직전 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값(즉 $|V_1 - V_0|$)을 직후 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값(즉 $|V_2 - V_0|$)보다 작으면 최대값의 해당하는 샘플링 이전에 실제 최대값이 위치하며 이때의 샘플링 값 X_{R0} 는 $X_{R0} = X_0 - 1/2 + (V_0 - V_1) / \alpha$ 로 구한다(S200).
- [0079] 물론, 상기 폴 추적기는 비교결과 직전 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값(즉 $|V_1 - V_0|$)을 직후 샘플링의 샘플값에서 중심 샘플링의 샘플값을 감산한 절대값(즉 $|V_2 - V_0|$)이 같으면 최대값의 해당하는 샘플링에 실제 최대값이 위치하며 이때의 샘플링 값 X_{R0} 는 $X_{R0} = X_0$ 가 된다(S210).
- [0080] 다음으로, 들숨 날숨 판정기는 상기 폴 추적기에서 실제 최대값의 샘플링값을 산출해서 연속적으로 출력하면 폴의 위치가 직전보다 앞으로 나오면 들숨으로 판단하고 뒤로 들어가면 날숨으로 판정하여 상태와 진행 시간을 산출하여 출력한다(S220).
- [0081] 도 14는 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 호흡 측정 장치를 이용한 모니터링 시스템의 구성도이다. 도 15는 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 호흡 측정 장치를 이용한 모니터링 방법의 흐름도이다.
- [0082] 도 14를 참조하면, 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 호흡 측정 장치를 이용한 모니터링 시스템은 비접촉 호흡 측정 장치(1000), 제어부(2000), 통신부(3000) 및 저장부(4000)를 포함한다.
- [0083] 도 14와 15를 참조하면, 상기 비접촉 호흡 측정 장치(1000)는 위에서 설명한 바와 같이 호흡수와 들숨 상태 또는 날숨 상태 그리고 들숨 시간 또는 날숨 시간을 산출하여 출력한다(S1000).
- [0084] 그러면, 제어부(2000)는 들숨(흡기)시간, 날숨(호기)시간, 호흡주기, 분당호흡수, 들숨(흡기)비, 날숨(호기)비, 들숨/날숨비를 산출한다.
- [0085] 이때 제어부(2000)는 호흡주기는 들숨시간+날숨시간으로 산출하고, 분당호흡수는 60초/호흡주기로 산출하며, 들

숨(흡기)비는 들숨(흡기)시간/호흡주기로 산출하며, 날숨(호기)비는 날숨(호기)시간/호흡주기로 산출한다.

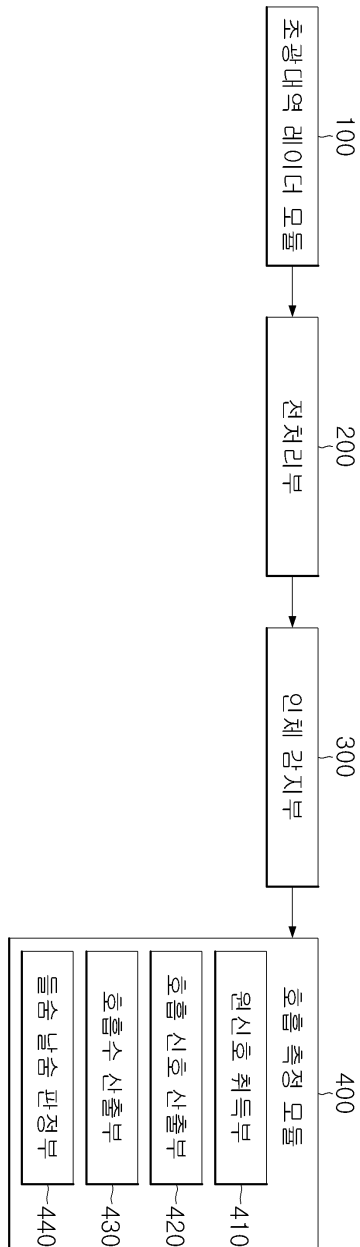
- [0086] 또한, 제어부(2000)는 일정 시간(일예로 수분, 또는 일정 시간)을 기준으로 호흡수를 누적한 후에 평균호흡수를 구하거나, 호흡주기를 누적하여 평균호흡주기를 구하거나, 들숨 시간을 누적하여 평균들숨시간을 구하거나, 날숨 시간을 누적하여 평균날숨시간을 산출하며, 호흡수 분포와 호흡주기분포, 들숨시간 분포, 날숨시간분포를 구하며, 들숨비를 누적하여 평균 들숨비를 구하고, 날숨비를 누적하여 평균 날숨비를 구하며, 들숨/날숨비를 누적하여 평균 들숨/날숨비를 구한다(S1100).
- [0087] 이와 같이 통계 산출이 완료되면 제어부(2000)는 산출된 통계와 비접촉 호흡 측정 장치(1000)에서 출력되는 출력 데이터를 통신부(3000)를 통하여 외부 장치에 전송한다(S1200).
- [0088] 물론, 제어부(2000)는 비접촉 호흡 측정 장치(1000)에서 출력되는 출력 데이터를 저장부(4000)에 저장하며, 산출된 호흡 관련 통계를 저장부(4000)에 저장한다(S1300).
- [0089] 도 16은 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 호흡 측정 장치를 이용한 피드백 시스템의 구성도이다. 도 17은 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 호흡 측정 장치를 이용한 피드백 방법의 흐름도이다.
- [0090] 도 16을 참조하면, 본 발명의 일실시예에 따른 비접촉 호흡 측정 장치를 이용한 피드백 시스템은 비접촉 호흡 측정 장치(1000), 제어부(2000), 통신부(3000), 저장부(4000), 훈련 목표 설정부(5000), 디스플레이부(6000) 및 음향부(7000)를 포함한다.
- [0091] 도 16을 참조하면, 상기 비접촉 호흡 측정 장치(1000)는 위에서 설명한 바와 같이 호흡수와 들숨 상태 또는 날숨 상태 그리고 들숨 시간 또는 날숨 시간을 산출하여 출력한다.
- [0092] 그러면, 제어부(2000)는 들숨(흡기)시간, 날숨(호기)시간, 호흡주기, 분당호흡수, 들숨(흡기)비, 날숨(호기)비, 들숨/날숨비를 산출한다.
- [0093] 이때 제어부(2000)는 호흡주기는 들숨시간+날숨시간으로 산출하고, 분당호흡수는 60초/호흡주기로 산출하며, 들숨(흡기)비는 들숨(흡기)시간/호흡주기로 산출하며, 날숨(호기)비는 날숨(호기)시간/호흡주기로 산출한다.
- [0094] 또한, 제어부(2000)는 일정 시간(일예로 수분, 또는 일정 시간)을 기준으로 호흡수를 누적한 후에 평균호흡수를 구하거나, 호흡주기를 누적하여 평균호흡주기를 구하거나, 들숨 시간을 누적하여 평균들숨시간을 구하거나, 날숨 시간을 누적하여 평균날숨시간을 산출하며, 호흡수 분포와 호흡주기분포, 들숨시간 분포, 날숨시간분포를 구하며, 들숨비를 누적하여 평균 들숨비를 구하고, 날숨비를 누적하여 평균 날숨비를 구하며, 들숨/날숨비를 누적하여 평균 들숨/날숨비를 구한다.
- [0095] 상기 제어부(2000)는 비접촉 호흡 측정 장치(1000)에서 출력되는 출력 데이터를 저장부(4000)에 저장하며, 산출된 호흡 관련 통계를 저장부(4000)에 저장한다.
- [0096] 한편, 도 16과 17을 참조하면, 제어부(2000)는 디스플레이부(6000)를 통하여 호흡 훈련을 할 수 있는 호흡 훈련 패턴 설정 메뉴를 제공하거나, 개별 요소 설정 메뉴를 제공한다(S2000).
- [0097] 그리고, 훈련 목표 설정부(5000)는 사용자가 디스플레이부(6000)를 통하여 제공된 호흡 훈련 패턴 설정 메뉴를 선택하거나 개별 요소 설정을 선택할 수 있도록 한다(S2100). 이러한 훈련 목표 설정부(5000)는 키보드나 마우스, 터치 스크린등 다양한 방식으로 구현이 가능하다.
- [0098] 이처럼 훈련 목표 설정부(5000)를 통하여 사용자가 호흡 훈련 패턴 설정 메뉴를 선택하면 제어부(2000)는 다양한 호흡 훈련 패턴을 디스플레이부(6000)를 통하여 제공한다(S2200).
- [0099] 이때, 제공되는 패턴으로는 복식 호흡 패턴, 요가 또는 기공 수련 패턴등이 있을 수 있다. 물론, 제공되는 패턴으로는 제어부(2000)가 비접촉 호흡 측정 장치(1000)로부터 얻은 데이터를 근거로 사용자에게 적합한 호흡 패턴을 설정하여 제공할 수도 있다.
- [0100] 이와 같이 다양한 호흡 훈련 패턴이 제공되면 사용자는 훈련 목표 설정부(5000)를 사용하여 원하는 패턴을 선택할 수 있으며(S2300), 제어부(2000)는 선택된 패턴에 따른 들숨 시간이나 날숨 시간, 호흡수 등을 디스플레이부(6000)를 통하여 시각적으로 제공하거나 음향부(7000)를 통하여 음성으로 제공할 수 있다.
- [0101] 예를 들어, 트레이닝을 본격적으로 수행하기 이전에는, 사용자가 심신을 이완할 수 있도록 3초 들숨 -> 3초 날숨이 반복되는 준비 패턴을 제공할 수 있다.
- [0102] 이러한 준비 패턴을 이용하여 웨이트 트레이닝이나 러닝과 같은 신체 운동을 수행하기 이전에 몸을 스트레칭하

- 445 : 들숨 날숨 판정기
- 2000 : 제어부
- 4000 : 저장부
- 6000 : 디스플레이부

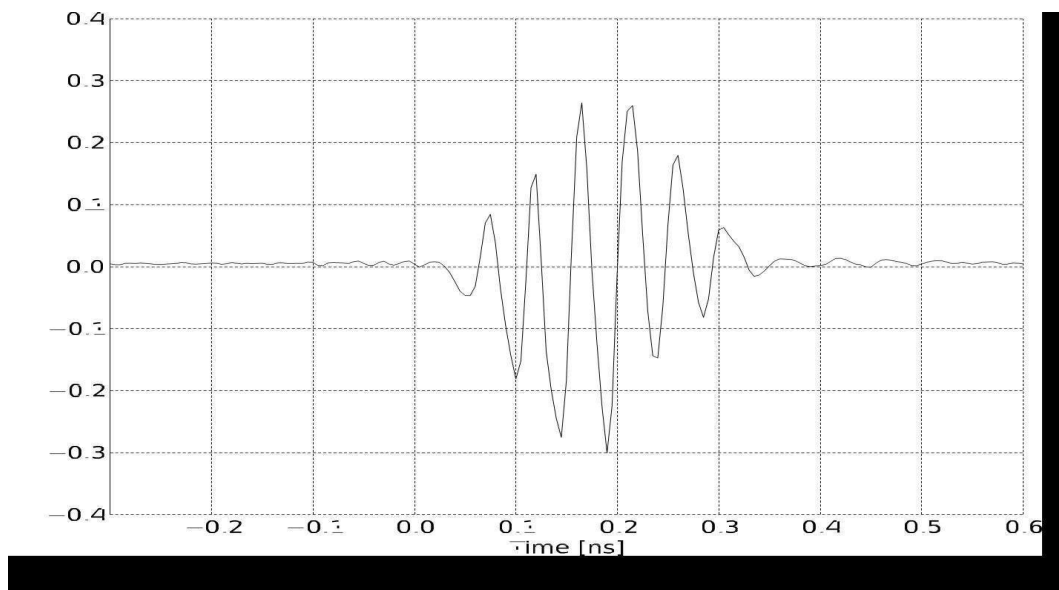
- 1000 : 비접촉 호흡 측정 장치
- 3000 : 통신부
- 5000 : 훈련 목표 설정부
- 7000 : 음향부

도면

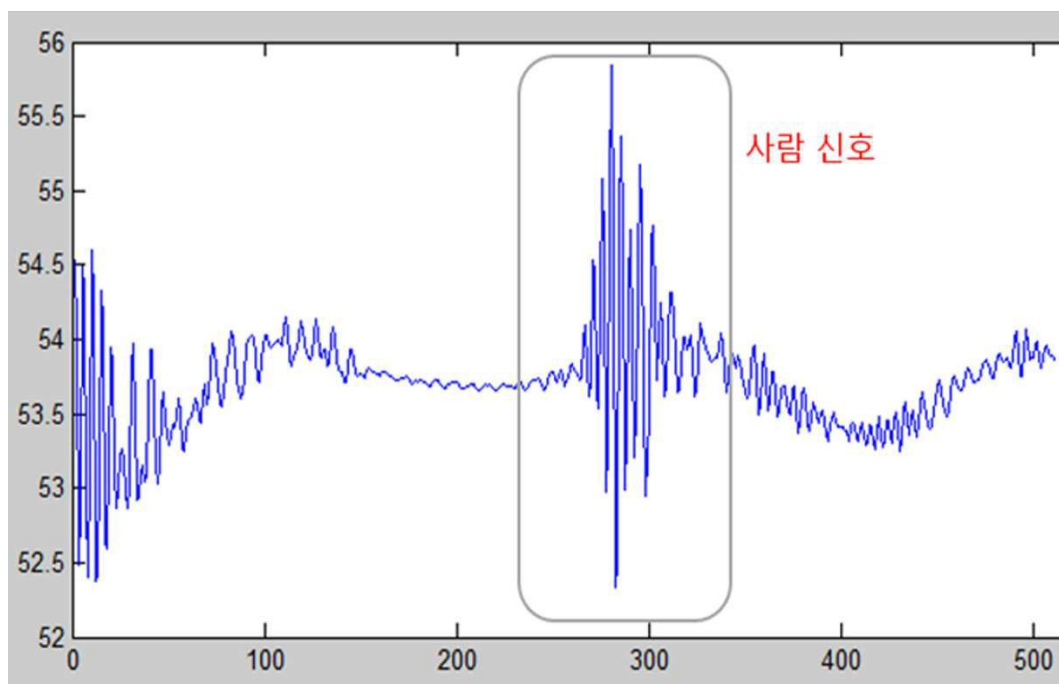
도면1



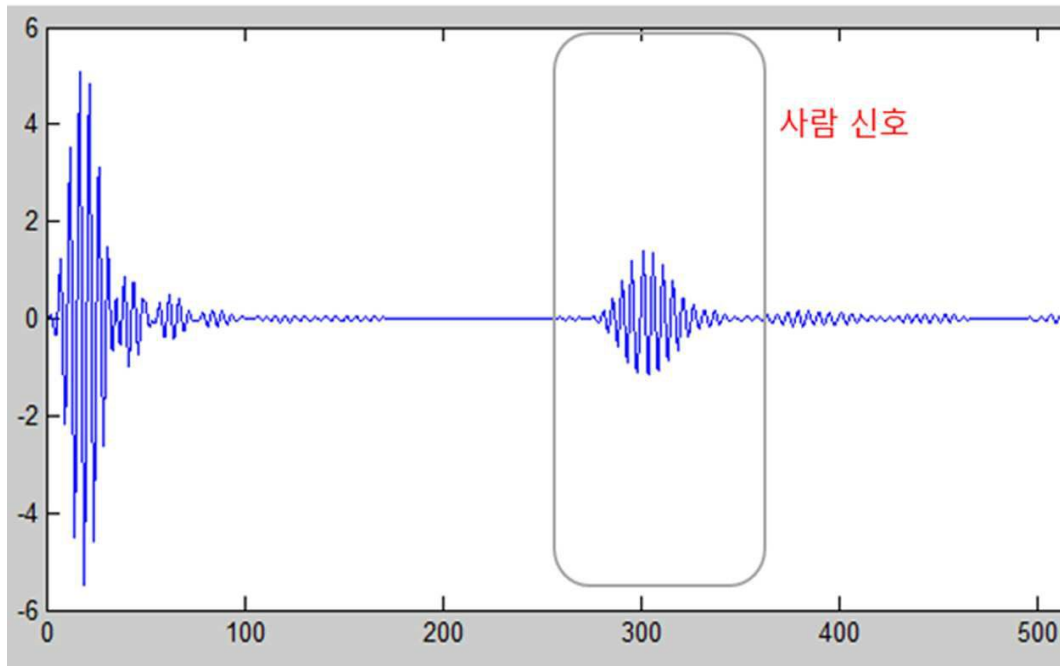
도면2



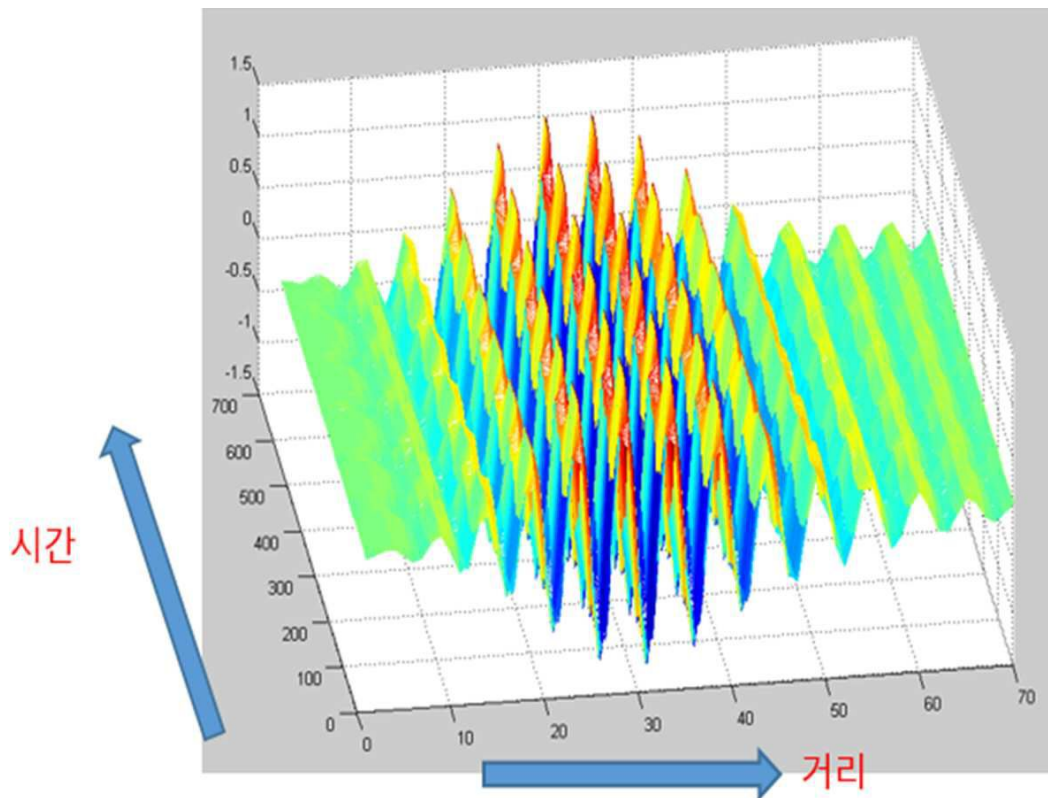
도면3



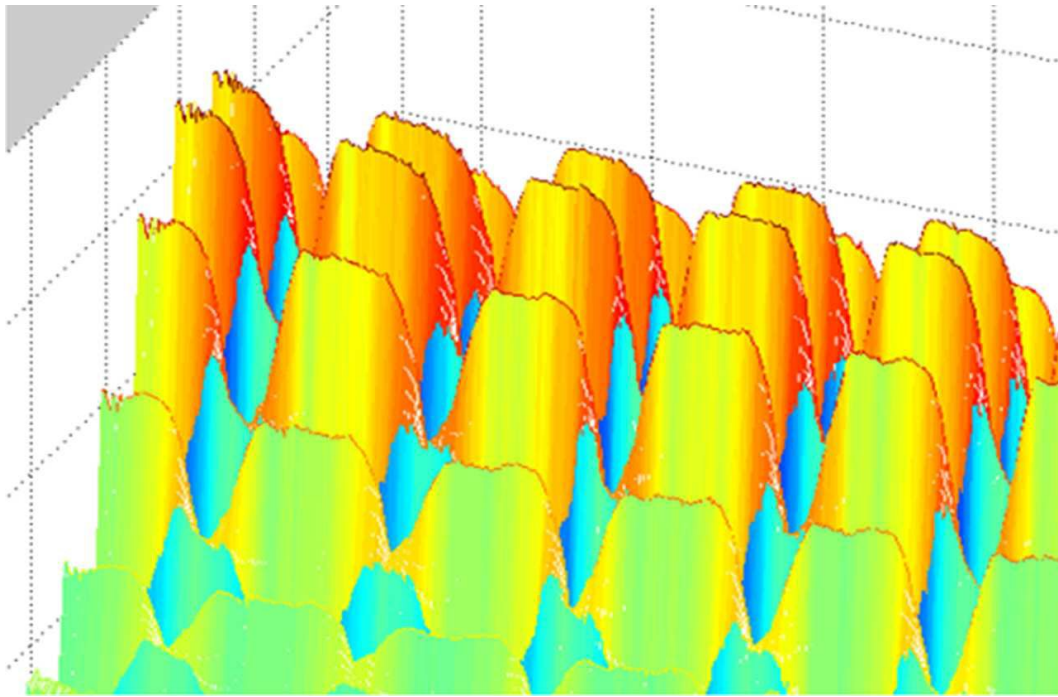
도면4



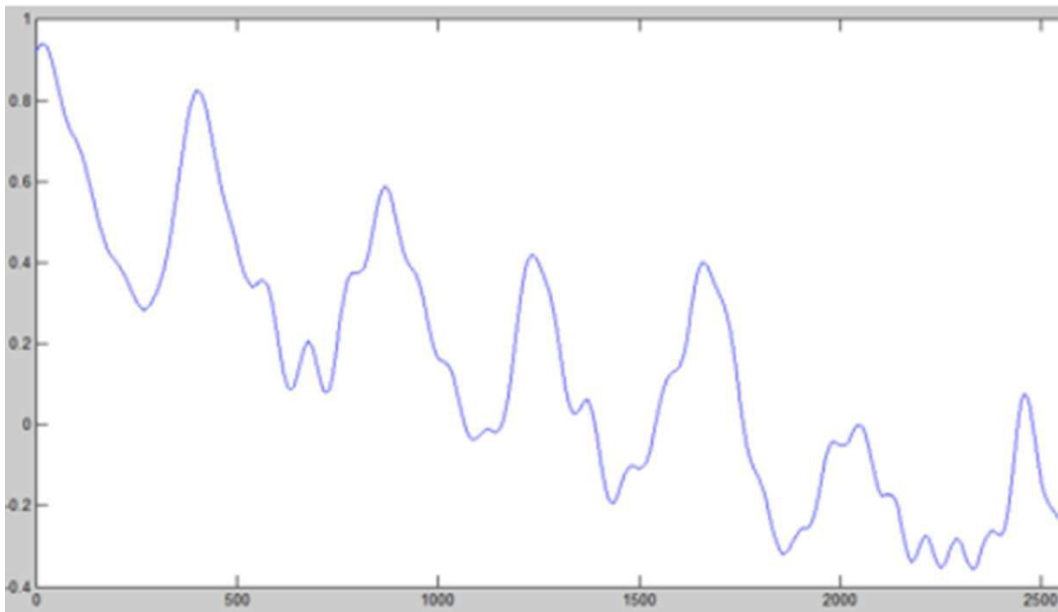
도면5



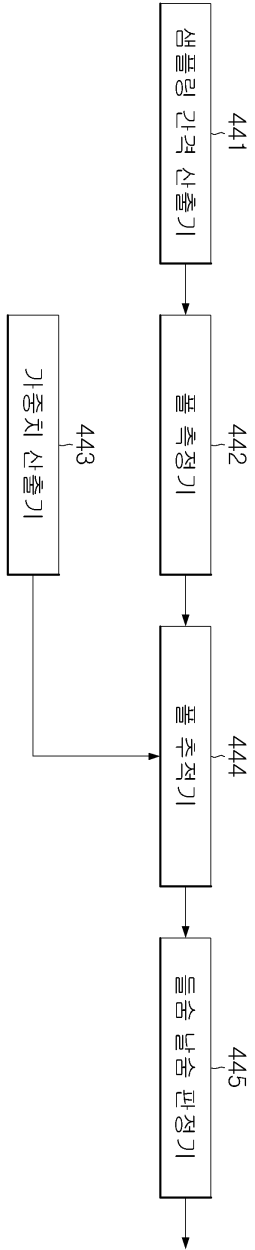
도면6



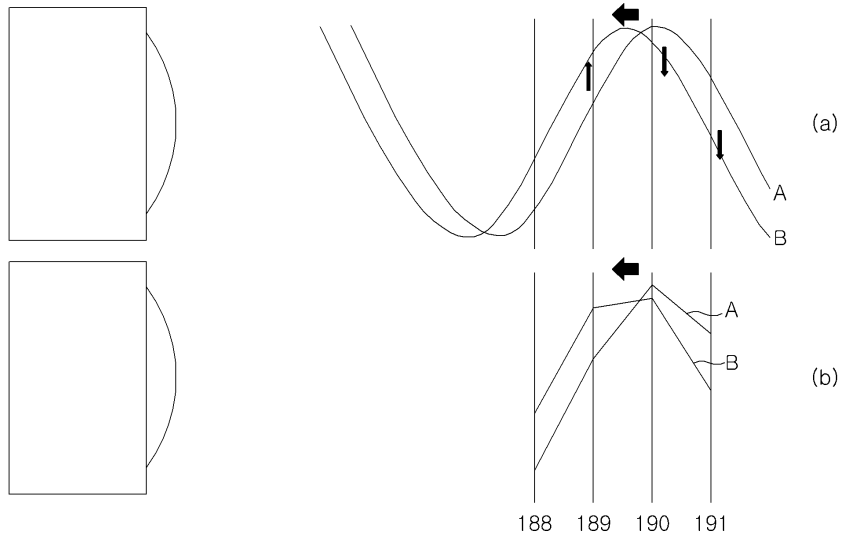
도면7



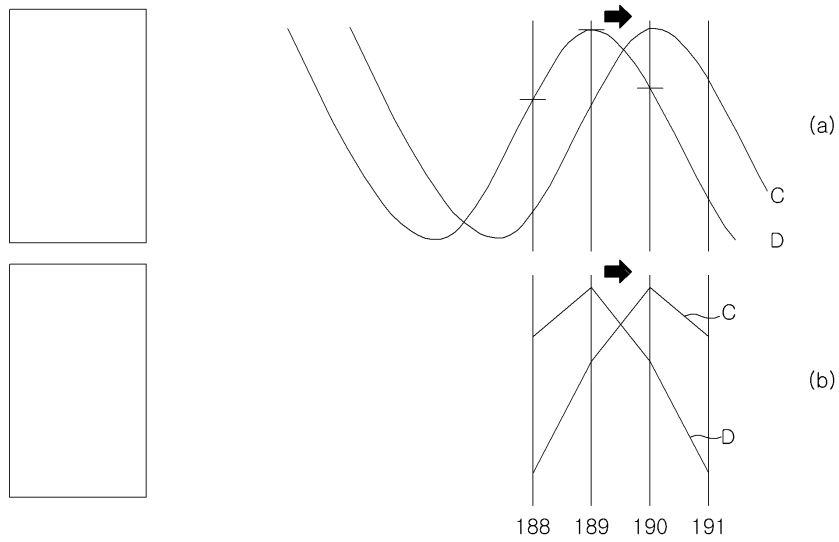
도면8



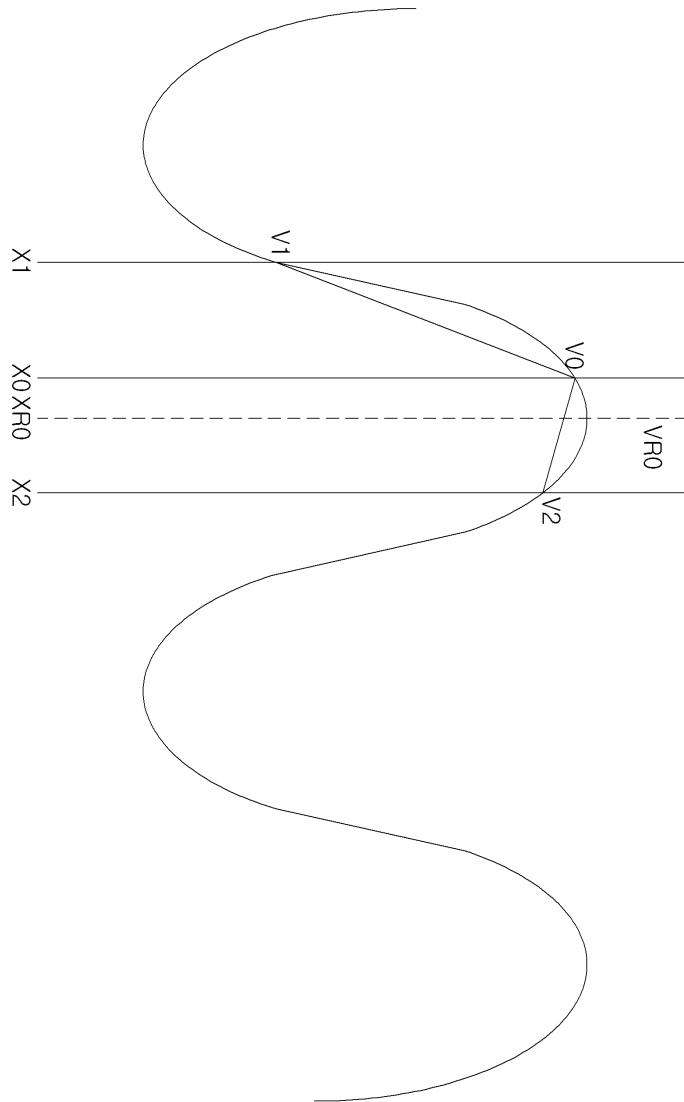
도면9



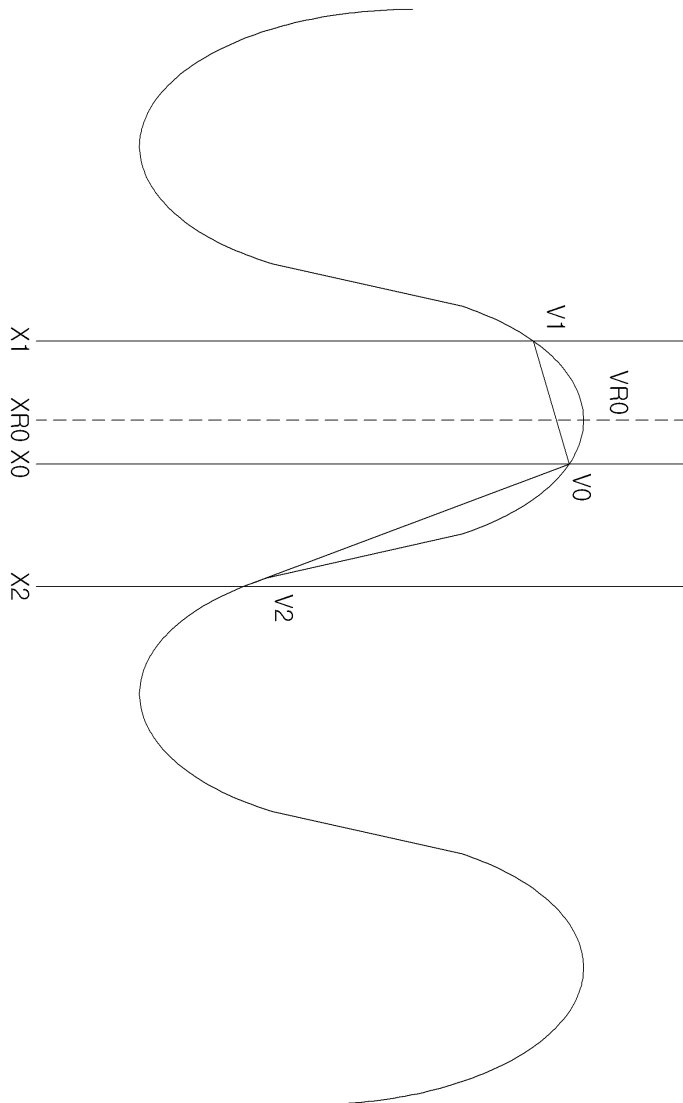
도면10



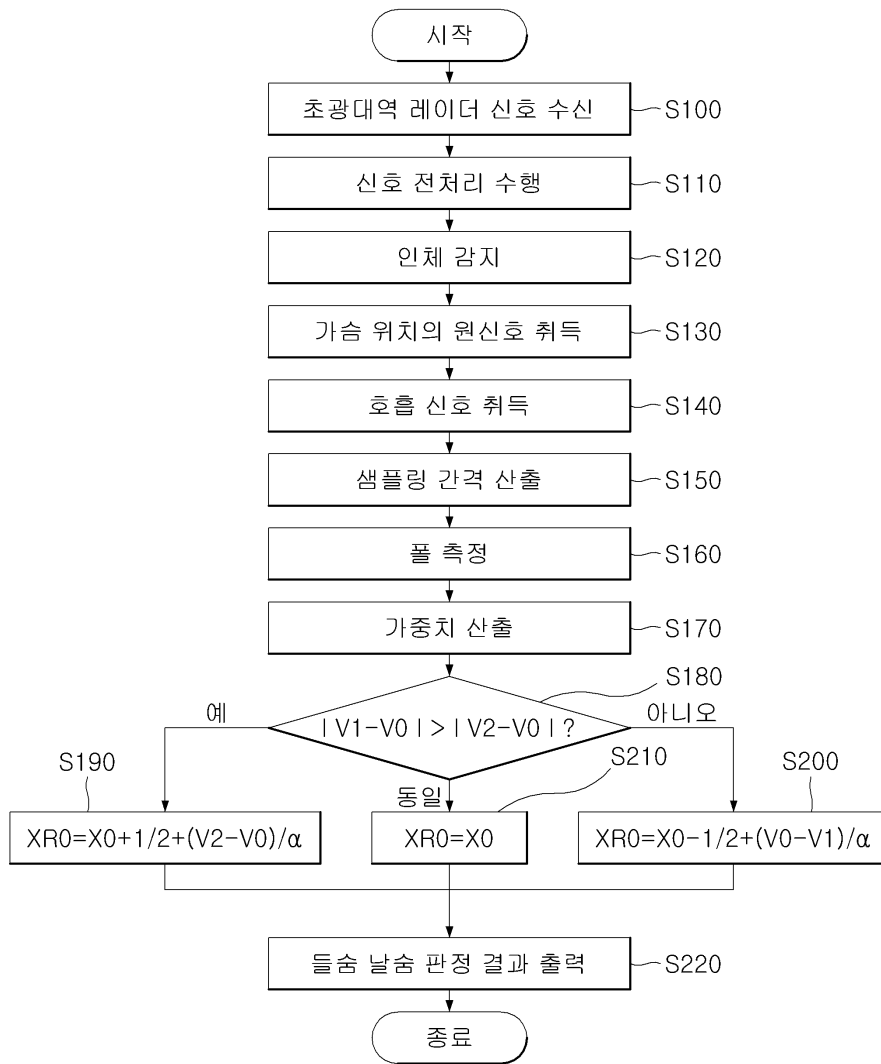
도면11



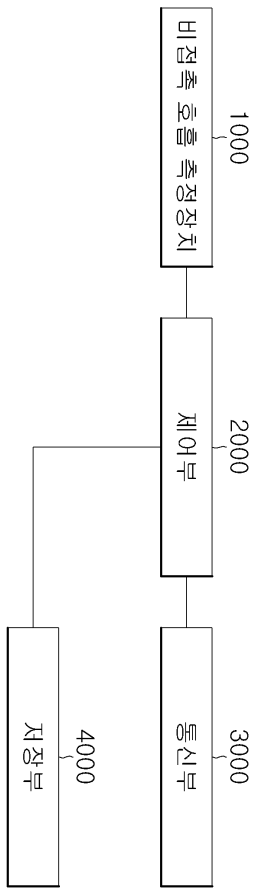
도면12



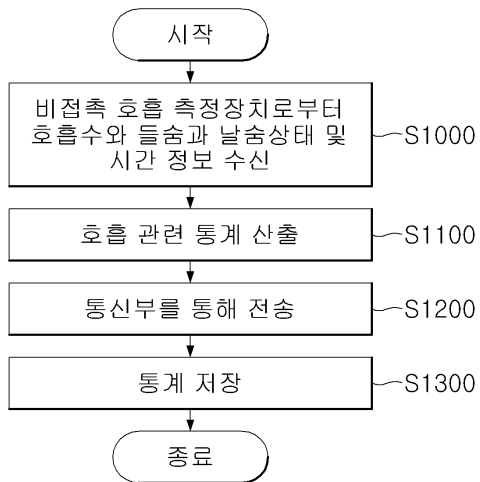
도면13



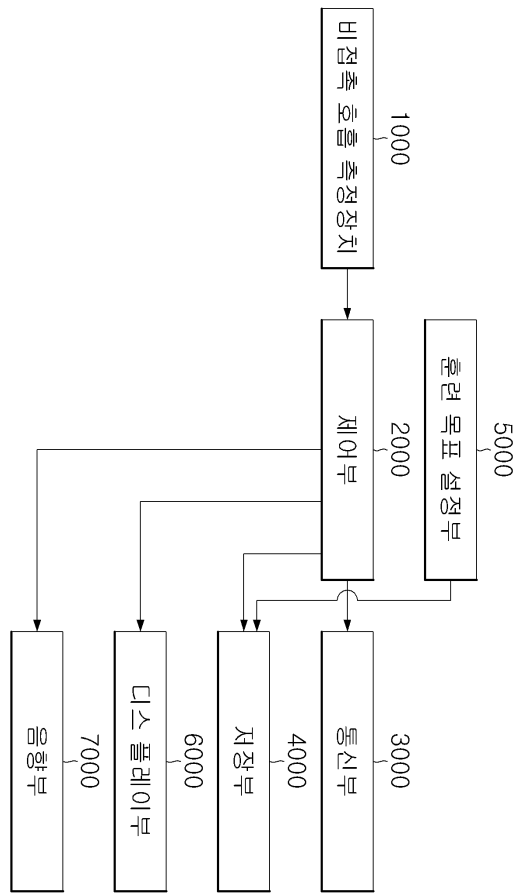
도면14



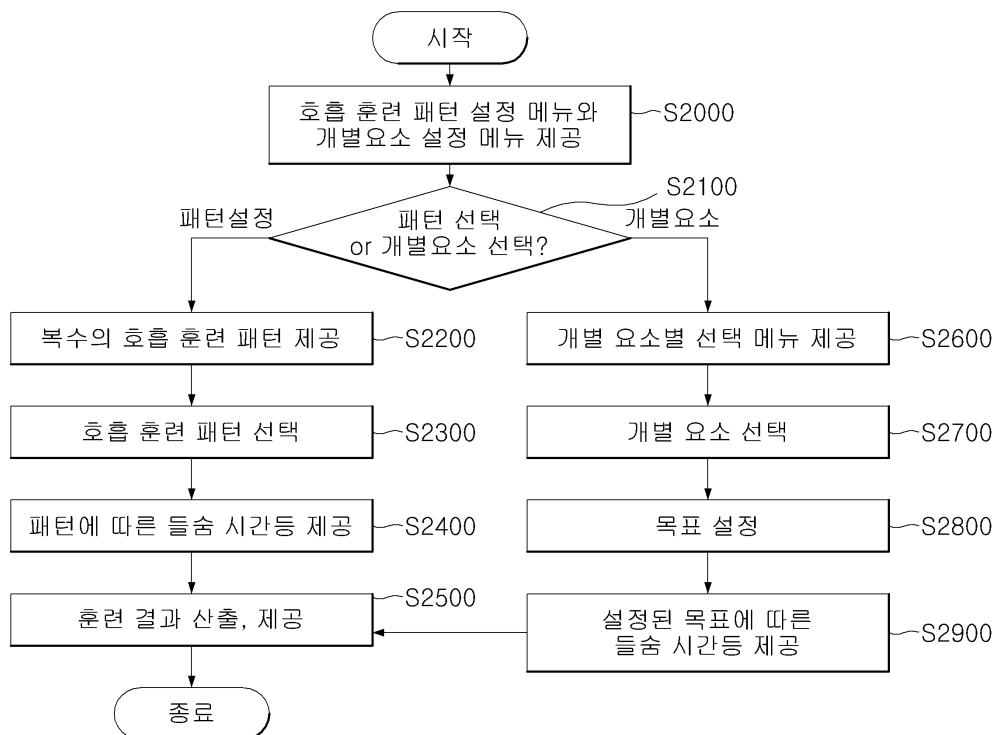
도면15



도면16



도면17



专利名称(译)	非接触式呼吸测量装置，使用该装置的监测系统，使用该装置的反馈系统		
公开(公告)号	KR101780781B1	公开(公告)日	2017-09-22
申请号	KR1020160062237	申请日	2016-05-20
[标]申请(专利权)人(译)	DADA MICRO bisworks公司		
申请(专利权)人(译)	Dadam微软公司 非孩子上炒锅斯股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	Dadam微软公司 非孩子上炒锅斯股份有限公司		
[标]发明人	JUN IK SOO 전익수 CHA SANG HEE 차상희		
发明人	전익수 차상희		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/082 A61B5/0093 A61B5/486 A61B5/742 A61B5/7475 A61B2562/0233 A61B5/00 A61B5/08		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种监控系统，使用所述非接触式测量呼吸，他使用其的反馈系统。特别地，使用确定在胸部位置把握人体和非接触式呼吸测量单元的胸部位置跟踪磁极的位置采样的信号的极（极）本发明监视，以确定是否在吸气和呼气他系统和使用该系统的反馈系统。此外，根据本发明，传输以生成恒定周期的UWB脉冲信号，并接收来自人体，并且输出所生成的原始数据提供给UWB雷达模块反射的超宽带脉冲信号的装置；人体感测单元，以确定一个人体的位置，并输出原始数据所确定的人体位置随时间的累积的原始数据；以及选择基于该距离的最大值，以获得人乳腺癌位置以从通过从人体感测单元的输出的原始信号中累积的原始数据的原始信号的信号，并且获得从所选择的源极信号，对人体胸部位置呼吸速率它是跟踪包括呼吸用于确定吸气和呼气和方法测量装置的原始数据极（极）接触呼吸测量装置的位置，使用利用在被设置在同一相同的监视系统和方法，反馈系统和方法。

