



(19)대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl.

A61B 5/08 (2006.01)  
A61B 5/00 (2006.01)

(11) 공개번호 10-2007-0048201  
(43) 공개일자 2007년05월08일

(21) 출원번호 10-2007-7004387

(22) 출원일자 2007년02월23일

심사청구일자 없음

번역문 제출일자 2007년02월23일

(86) 국제출원번호 PCT/IL2005/000778

(87) 국제공개번호 WO 2006/008745

국제출원일자 2005년07월21일

국제공개일자 2006년01월26일

(30) 우선권주장 60/590,508 2004년07월23일 미국(US)

(71) 출원인 인터큐어 엘티디  
이스라엘, 로드 71100, 인더스트리얼 이스테이트 너어스, 케슬로 하우스, 하멜아차 스트리트 9

(72) 발명자 개비쉬 벤자민  
이스라엘 메바세렛 지온 90805, 사서함 1141  
도론 요람  
이스라엘 게테라 70700, 칼라닛 스트리트 3

(74) 대리인 박중혁  
김정욱  
정삼영

전체 청구항 수 : 총 173 항

(54) 비접촉 마이크론을 사용한 호흡 패턴 판별 장치 및 방법

(57) 요약

인체(20)의 호흡을 분석하는 방법이 제공된다. 비접촉 마이크론(2)을 이용하여, 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 원신호가 생성된다. 원신호는 호흡의 제1 세트의 파라미터를 결정하기 위해 분석된다. 알고리즘이 상기 제1 세트의 파라미터에 적용되어 원신호에서 직접적으로 측정되지 않는 호흡의 제2 세트의 예측된 파라미터를 도출한다. 다른 실시예가 또한 개시된다.

대표도

도 1

특허청구의 범위

### 청구항 1.

인체의 호흡을 분석하는 방법에 있어서, 상기 방법은:

비접촉 마이크론을 이용하여, 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 원신호를 발생시키는 단계;

상기 호흡의 제1 세트의 하나 이상의 파라미터를 결정하기 위해 상기 원신호를 분석하는 단계; 및

상기 원신호에서 직접적으로 측정할 수 없는, 상기 호흡의 제2 세트의 하나 이상의 예측된 파라미터를 도출하기 위해 상기 제1 세트의 파라미터에 알고리즘을 적용하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 2.

제 1 항에 있어서, 상기 알고리즘을 적용하는 단계는 상기 제1 세트의 파라미터의 현상학적 함수와 동일하게 상기 제2 세트의 예측된 파라미터를 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 3.

제 1 항에 있어서, 상기 제1 세트의 파라미터는 호흡의 진폭 크기를 포함하고, 상기 원신호를 분석하는 단계는 호흡의 진폭 크기를 결정하기 위해 호흡에 대한 공기흐름 음향을 적분하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 4.

제 1 항에 있어서, 상기 제1 세트의 파라미터는 호흡의 진폭 크기를 포함하고, 상기 제2 세트의 파라미터는 인체의 벤틸레이션의 크기 및 인체의 호흡의 불규칙 정도를 포함하는 리스트로부터 선택되고, 상기 알고리즘을 적용하는 단계는 상기 선택된 제2 세트의 파라미터를 도출하기 위해 호흡의 진폭 크기를 알고리즘에 적용하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 5.

제 1 항에 있어서, 호흡의 진폭, 인체의 공기흐름의 기하학적 특징, 오무린 입술 호흡을 지시하는 공기흐름의 특성, 이완된 호흡을 지시하는 호흡의 특성, 인체의 폐의 수동 탄성 수축을 지시하는 호흡의 특성, 힘을 들인 호흡의 특성, 인체의 폐가 기능적인 변화를 경험하는 동안의 호흡의 특성을 포함하는 리스트로부터 선택된 인체의 적어도 하나의 추가적인 호흡-관련 파라미터를 도출하도록 적어도 하나의 제1 및 제2 세트의 파라미터를 분석하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 6.

제 1 항에 있어서, 상기 제2 세트의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 결정된 복수의 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 인체를 가이드하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 7.

제 6 항에 있어서, 상기 호흡을 수행하도록 인체를 가이드하는 단계는 인체를 상기 복수의 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 가이드함으로써 인체의 불면증을 치료하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 8.

제 1 항에 있어서, 상기 비접촉 마이크로폰은 인체의 호흡 분석을 용이하게 하지 않는 적어도 하나의 기능을 수행할 수 있는 소비자 전자 디바이스의 비접촉 마이크로폰을 포함하고, 상기 원신호를 생성하는 단계는 상기 비접촉 마이크로폰을 이용하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 9.

제 1 항에 있어서, 상기 비접촉 마이크로폰은 인체의 호흡-관련 공기흐름과 유체 통신하는 의료 디바이스에 집적되고, 상기 원신호를 생성하는 단계는 상기 집적 비접촉 마이크로폰을 사용하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 10.

제 8 항에 있어서, 상기 의료 디바이스는 약 흡입기를 포함하고, 상기 원신호를 생성하는 단계는 상기 약 흡입기에 집적된 비접촉 마이크로폰을 사용하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 11.

제 1 항에 있어서, 상기 원신호를 분석하는 단계는 상기 원신호로부터 날숨의 공기흐름 음향 신호를 도출하고, 상기 제1 세트의 파라미터를 결정하기 위해 상기 날숨의 공기흐름 음향 신호를 분석하는 것을 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 12.

제 11 항에 있어서, 날숨이 감지되었는지를 지시하는, 인체에 대한 실시간 지시자를 생성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 13.

제 11 항에 있어서, 상기 제1 세트의 파라미터는 실제 날숨 시간 및 인체의 호흡 주기를 포함하고, 상기 날숨 공기흐름 음향 신호를 분석하는 단계는 상기 실제 날숨 시간 및 호흡 주기를 결정하기 위해 상기 날숨 공기흐름 음향 신호를 분석하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 14.

제 13 항에 있어서, 상기 제2 세트의 파라미터는 호흡의 비날숨 부분의 진폭을 포함하고, 상기 알고리즘을 적용하는 단계는 상기 호흡의 비날숨 부분의 진폭을 도출하기 위해 상기 알고리즘을 적용하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 15.

제 13 항에 있어서, 상기 제2 세트의 파라미터는 인체의 들숨 시간을 포함하고, 상기 알고리즘을 적용하는 단계는 상기 들숨 시간을 도출하기 위해 상기 알고리즘을 적용하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 16.

제 15 항에 있어서, 상기 들숨 시간을 도출하기 위해 알고리즘을 적용하는 단계는:

호흡 주기와 실제 날숨 시간 사이의 차이가 제1 함수의 실제 날숨 시간 이상인지를 결정하는 단계;

긍정의 경우에, 들숨 시간을 제2 함수의 상기 차이와 동일하게 설정하는 단계; 및

부정의 경우에, 들숨 시간을 제3 함수의 상기 실제 날숨 시간과 동일하게 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 17.

제 16 항에 있어서, 상기 결정하는 단계는 호흡 주기와 실제 날숨 시간 사이의 차이가 실제 날숨 시간 이상인지를 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 18.

제 16 항에 있어서, 상기 긍정의 경우에 들숨 시간을 상기 차이의 플러스 마이너스 20% 내의 값으로 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 19.

제 18 항에 있어서, 상기 긍정의 경우에 들숨 시간을 상기 차이의 플러스 마이너스 10% 내의 값으로 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 20.

제 16 항에 있어서, 상기 제2 함수는 현상학적 상수 및 상기 차이의 함수를 포함하고, 상기 긍정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 차이의 제2 함수와 동일하게 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 21.

제 20 항에 있어서, 상기 긍정의 경우에, 상기 제1 세트의 파라미터의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 상기 현상학적 상수를 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 22.

제 16 항에 있어서, 상기 부정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 실제 날숨 시간의 플러스 마이너스 20% 내의 값으로 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 23.**

제 22 항에 있어서, 상기 부정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 실제 날숨 시간의 플러스 마이너스 10% 내의 값으로 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 24.**

제 16 항에 있어서, 상기 제3 함수는 현상학적 상수 및 상기 실제 날숨 시간의 함수를 포함하고, 상기 부정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 실제 날숨 시간의 제3 함수와 동일하게 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 25.**

제 24 항에 있어서, 상기 부정의 경우에 상기 제1 세트의 파라미터의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 상기 현상학적 상수를 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 26.**

제 15 항에 있어서, 상기 들숨 시간을 도출하기 위해 알고리즘을 적용하는 단계는 상기 들숨 시간을 상기 호흡 주기와 실제 날숨 시간 사이의 차이의 함수와 동일하게 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 27.**

제 26 항에 있어서, 상기 들숨 시간을 설정하는 단계는 상기 들숨 시간을 상기 차이의 플러스 마이너스 20% 이내의 값과 동일하게 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 28.**

제 27 항에 있어서, 상기 들숨 시간을 설정하는 단계는 상기 들숨 시간을 상기 차이의 플러스 마이너스 10% 이내의 값과 동일하게 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 29.**

제 26 항에 있어서, 상기 함수는 현상학적 상수 및 상기 차이의 함수를 포함하고, 상기 들숨 시간을 설정하는 단계는 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 차이의 함수와 동일하게 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 30.**

제 29 항에 있어서, 상기 들숨 시간을 설정하는 단계는 상기 제1 세트의 파라미터의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 상기 현상학적 상수를 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 31.**

제 15 항에 있어서, 상기 들숨 시간을 도출하기 위해 알고리즘을 적용하는 단계는 상기 들숨 시간을 실제 날숨 시간의 함수와 동일하게 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 32.**

제 31 항에 있어서, 상기 들숨 시간을 설정하는 단계는 상기 들숨 시간을 상기 실제 날숨 시간의 플러스 마이너스 20% 이내의 값과 동일하게 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 33.**

제 32 항에 있어서, 상기 들숨 시간을 설정하는 단계는 상기 들숨 시간을 상기 실제 날숨 시간의 플러스 마이너스 10% 이내의 값과 동일하게 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법

**청구항 34.**

제 31 항에 있어서, 상기 함수는 현상학적 상수 및 상기 실제 날숨 시간의 함수를 포함하고, 상기 들숨 시간을 설정하는 단계는 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 날숨 시간의 함수와 동일하게 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 35.**

제 34 항에 있어서, 상기 들숨 시간을 설정하는 단계는 상기 제1 세트의 파라미터의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 상기 현상학적 상수를 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 36.**

제 15 항에 있어서, 상기 들숨 시간 동안 호흡의 진폭을 결정하기 위해 도출된 들숨 시간을 분석하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 37.**

제 11 항에 있어서, 상기 날숨 공기흐름 신호를 도출하는 단계는:

디지털 신호를 생성하기 위해 원신호를 디지털화하는 단계;

주파수 스펙트럼을 제공하기 위해 상기 디지털 신호에 스펙트럼 분석을 수행하는 단계; 및

상기 날숨 공기흐름 신호와 연관된 주파수 범위 이외의 주파수를 제거하기 위해 주파수 스펙트럼을 필터링하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 38.**

제 37 항에 있어서, 상기 주파수 스펙트럼을 필터링하는 단계는 상기 범위를 30 내지 50 Hz 범위의 제1 주파수와 100 내지 200Hz 범위의 제2 주파수 사이가 되도록 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 39.

제 37 항에 있어서, 상기 주파수 스펙트럼을 필터링하는 단계는:

복수의 교대하는 들숨과 날숨의 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 인체를 가이드하는 단계;

상기 비접촉 마이크론을 이용하여, 상기 호흡 상태동안 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 원측정 신호를 생성하는 단계;

디지털 측정 신호를 생성하기 위해 상기 원측정 신호를 디지털화하고, 들숨 주파수 스펙트럼과 날숨 주파수 스펙트럼을 제공하기 위해 상기 디지털 측정 신호에 스펙트럼 분석을 수행하는 단계;

순 주파수 스펙트럼을 얻기 위해 날숨 스펙트럼으로부터 들숨 스펙트럼을 차감하는 단계;

상기 순 주파수 스펙트럼을 분석함으로써 제1 주파수 및 제2 주파수를 결정하는 단계; 및

상기 범위를 제1 주파수 및 제2 주파수 사이에 있도록 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 40.

제 39 항에 있어서, 상기 제1 주파수 및 제2 주파수를 결정하는 단계는:

상기 제1 주파수를 상기 제1 주파수보다 낮은 주파수를 가지는 순 스펙트럼의 제1 부분의 영역이 순 스펙트럼의 전체 영역의 제1 비율보다 낮게 되도록 설정하는 단계; 및

상기 제2 주파수를 상기 제2 주파수보다 큰 주파수를 가지는 순 스펙트럼의 제2 부분의 영역이 상기 순 스펙트럼의 전체 영역의 제2 비율보다 낮게 되도록 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 41.

제 11 항에 있어서, 원신호로부터 날숨 공기흐름 음향 신호를 도출하는 단계는 날숨 공기흐름 음향과 연관된 주파수 범위 이외의 주파수를 제거하기 위해 원신호를 필터링하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 42.

제 41 항에 있어서, 상기 원신호를 필터링하는 단계는 상기 범위를 30 내지 50 Hz 범위의 제1 주파수와 100 내지 200Hz 범위의 제2 주파수 사이가 되도록 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 43.

제 11 항에 있어서, 상기 원신호를 분석하는 단계는 검출 임계값을 설정하는 단계를 포함하고, 날숨 공기흐름 음향 신호를 도출하는 단계는 상기 날숨 공기흐름 음향 신호로서 상기 검출 임계값을 초과하는 신호 강도를 가진 원신호 부분을 해석하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 44.**

제 43 항에 있어서, 상기 검출 임계값을 설정하는 단계는 기능적인 호흡과 연관되지 않은 원신호에서의 이상 피크를 감소하기에 충분한 레벨로 상기 검출 임계값을 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 45.**

제 43 항에 있어서, 상기 검출 임계값을 설정하는 단계는:

시간상의 각각의 포인트에서 흐름 값을 가지는 디지털 신호를 생성하기 위해 원신호를 디지털화하고, 일 주기동안의 디지털 신호의 흐름 값을 버퍼링하는 단계;

상기 버퍼링된 흐름 값을 복수의 빈을 가지는 히스토그램으로 변환하는 단계;

가장 큰 수의 포인트를 가지는 하나의 빈을 최대 빈으로서 지정하는 단계;

최대 빈의 양측면에서 2개의 빈을 선택하는 단계;

2개의 빈사이의 흐름 간격과 동일하게 노이즈 밴드의 폭을 설정하는 단계; 및

상기 노이즈 밴드의 폭과 최대 빈의 흐름 값에 대응되게 검출 임계값을 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 46.**

제 45 항에 있어서, 상기 검출 임계값을 설정하는 단계는 최대 빈의 흐름 값과 상수 및 노이즈 밴드의 폭의 곱과의 합과 동일하게 상기 검출 임계값을 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 47.**

제 1 항에 있어서, 제1 세트의 파라미터 및 제2 세트의 파라미터로부터 선택된 적어도 하나의 파라미터를 분석함으로써 수면 불량 호흡을 검출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 48.**

제 47 항에 있어서, 상기 수면 불량 호흡은 수면 무호흡과 연관된 호흡을 포함하고, 수면 불량 호흡을 검출하는 단계는 상기 수면 무호흡을 검출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 49.**

제 47 항에 있어서, 상기 수면 불량 호흡은 유아 돌연사 증후군과 연관된 호흡을 포함하고, 수면 불량 호흡을 검출하는 단계는 상기 유아 돌연사 증후군을 검출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 50.**

인체의 호흡을 분석하는 방법에 있어서, 상기 방법은:

호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 신호를 생성하는 단계;

복수의 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 인체를 가이드하는 단계;

가이드된 호흡 상태 동안 상기 신호를 분석하고, 상기 분석에 대응되게 필터의 하나 이상의 파라미터를 정의하는 단계; 및

상기 정의된 파라미터를 가지는 필터를 이용하여 상기 신호로부터 배경 노이즈를 필터링하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 51.

제 50 항에 있어서, 상기 신호를 생성하는 단계는 비접촉 마이크론을 이용하여 상기 신호를 생성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 52.

제 50 항에 있어서, 상기 필터의 하나 이상의 파라미터는 신호대노이즈비를 포함하고, 하나 이상의 파라미터를 정의하는 단계는 상기 신호대노이즈비를 정의하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 53.

제 50 항에 있어서, 상기 인체를 가이드하는 단계는 복수의 들숨과 날숨 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 상기 인체를 가이드하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 54.

제 53 항에 있어서, 상기 인체를 가이드하는 단계는 들숨, 날숨, 및 호흡 정지 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 상기 인체를 가이드하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 55.

제 53 항에 있어서, 상기 하나 이상의 파라미터를 정의하는 단계는:

상기 들숨의 공기흐름 음향과 배경 노이즈의 합 및 상기 날숨의 공기흐름 음향과 배경 노이즈의 합의 신호 특성을 결정하는 단계;

상기 신호 특성에 대응되게 순 배경 노이즈를 결정하는 단계; 및

상기 순 배경 노이즈에 대응되게 필터의 하나 이상의 파라미터를 정의하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 56.

제 53 항에 있어서, 상기 필터의 하나 이상의 파라미터는 제1 주파수 및 제2 주파수를 포함하고,

상기 신호를 분석하는 단계는:

디지털 측정 신호를 생성하기 위해 상기 신호를 디지털화하고, 상기 들숨 주파수 스펙트럼과 날숨 주파수 스펙트럼을 제공하기 위해 상기 디지털 신호에 스펙트럼 분석을 수행하는 단계;

순 주파수 스펙트럼을 얻기 위해 날숨 스펙트럼으로부터 들숨 스펙트럼을 차감하는 단계;

상기 순 주파수 스펙트럼을 분석함으로써 제1 주파수 및 제2 주파수를 결정하는 단계를 포함하고,

상기 배경 노이즈를 필터링하는 단계는 상기 제1 주파수 및 제2 주파수에 의해 정의된 주파수 범위 밖의 주파수를 제거하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 57.

제 56 항에 있어서, 상기 제1 주파수 및 제2 주파수를 결정하는 단계는:

상기 제1 주파수를 상기 제1 주파수보다 낮은 주파수를 가지는 순 스펙트럼의 제1 부분의 영역이 순 스펙트럼의 전체 영역의 제1 비율보다 낮게 되도록 설정하는 단계; 및

상기 제2 주파수를 상기 제2 주파수보다 큰 주파수를 가지는 순 스펙트럼의 제2 부분의 영역이 상기 순 스펙트럼의 전체 영역의 제2 비율보다 낮게 되도록 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 58.

인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 방법에 있어서, 상기 방법은:

다중 상태 생체리듬 활동을 지시하는 신호를 검출하는 단계;

필터의 하나 이상의 파라미터를 결정하기 위해 상기 신호를 분석하는 단계;

상기 파라미터를 가지는 필터를 이용하여 상기 신호로부터 배경 노이즈를 필터링하는 단계;

상기 필터링된 신호에 적어도 부분적으로 대응되게, 상기 인체의 적어도 하나의 생체리듬 활동을 변화시키도록 적용되는 자극 입력을 결정하는 단계; 및

상기 자극 입력을 상기 인체에 제공하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 방법.

### 청구항 59.

제 58 항에 있어서, 상기 배경 노이즈를 필터링하는 단계는 상기 신호를 필터링하는 주파수를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 방법.

### 청구항 60.

제 58 항에 있어서, 상기 배경 노이즈를 필터링하는 단계는 하나 이상의 변수에 따라 신호를 구분하기 위해 상기 신호에 비주파수 스펙트럼 분석을 수행하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 방법.

**청구항 61.**

제 58 항에 있어서, 상기 배경 노이즈는 다중 상태 생체리듬 활동과는 다른 부가적인 생체리듬 활동을 지시하는 것이고, 상기 신호로부터 배경 노이즈를 필터링하는 단계는 상기 신호로부터 상기 부가적인 생체리듬 활동에 관련된 배경 노이즈를 필터링하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 방법.

**청구항 62.**

제 58 항에 있어서, 상기 다중 상태 생체리듬 활동은 인체의 호흡을 포함하고, 상기 신호를 검출하는 단계는 상기 호흡을 지시하는 신호를 검출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 방법.

**청구항 63.**

제 62 항에 있어서, 상기 배경 노이즈는 상기 신호의 심장박동 관련 요소를 포함하고, 상기 신호로부터 상기 배경 노이즈를 필터링하는 단계는 상기 신호로부터 상기 심장박동 관련 요소를 필터링하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 방법.

**청구항 64.**

제 58 항에 있어서, 상기 배경 노이즈를 필터링하는 단계는 주파수 스펙트럼을 제공하기 위해 상기 신호에 스펙트럼 분석을 수행하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 방법.

**청구항 65.**

제 64 항에 있어서, 상기 스펙트럼 분석을 수행하는 단계는 주파수 스펙트럼을 주파수 필터링하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 방법.

**청구항 66.**

제 58 항에 있어서, 상기 배경 노이즈를 필터링하는 단계는 상기 신호로부터 비주파수 관련 노이즈를 제거하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 방법.

**청구항 67.**

제 66 항에 있어서, 상기 비주파수 관련 노이즈는 상기 신호의 심장박동 관련 요소를 포함하고, 비주파수 관련 노이즈를 제거하는 단계는 상기 신호로부터 상기 신호의 심장박동 관련 요소를 제거하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 방법.

**청구항 68.**

인체의 호흡을 분석하기 위한 방법에 있어서, 상기 방법은:

인체의 호흡 주기와 실제 날숨 시간을 결정하는 단계;

상기 호흡 주기와 실제 날숨 시간 사이의 차이가 제1 함수의 실제 날숨 시간이상인지를 결정하는 단계;

긍정의 경우에, 들숨 시간을 제2 함수의 상기 차이와 동일하게 설정하는 단계; 및

부정의 경우에, 들숨 시간을 제3 함수의 상기 실제 날숨 시간과 동일하게 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 69.

제 68 항에 있어서, 상기 날숨 시간 및 호흡 주기를 결정하는 단계는:

상기 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 원신호를 생성하는 단계;

상기 원신호로부터 날숨 공기흐름 음향 신호를 도출하기 위해 상기 원신호를 분석하는 단계;

상기 실제 날숨 시간과 호흡 주기를 결정하기 위해 상기 날숨 공기흐름 음향 신호를 분석하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 70.

제 68 항에 있어서, 상기 결정하는 단계는 호흡 주기와 실제 날숨 시간 사이의 차이가 실제 날숨 시간이상인지를 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 71.

제 68 항에 있어서, 상기 긍정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 차이의 플러스 마이너스 20% 내의 값으로 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 72.

제 71 항에 있어서, 상기 긍정의 경우에 들숨 시간을 상기 차이의 플러스 마이너스 10% 내의 값으로 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 73.

제 68 항에 있어서, 상기 제2 함수는 현상학적 상수 및 상기 차이의 함수를 포함하고, 상기 긍정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 차이의 제2 함수와 동일하게 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

### 청구항 74.

제 73 항에 있어서, 상기 긍정의 경우에, 상기 호흡의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 상기 현상학적 상수를 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 75.**

제 68 항에 있어서, 상기 부정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 실제 날숨 시간의 플러스 마이너스 20% 내의 값으로 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 76.**

제 75 항에 있어서, 상기 부정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 실제 날숨 시간의 플러스 마이너스 10% 내의 값으로 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 77.**

제 68 항에 있어서, 상기 제2 함수는 현상학적 상수 및 상기 실제 날숨 시간의 함수를 포함하고, 상기 부정의 경우 경우에 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 날숨 시간의 제2 함수와 동일하게 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 78.**

제 77 항에 있어서, 상기 부정의 경우에, 상기 호흡의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응하게 상기 현상학적 상수를 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 79.**

인체의 호흡을 분석하는 방법에 있어서, 상기 방법은:

호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 원신호를 생성하는 단계;

검출 임계값을 설정하는 단계로서,

시간상의 각각의 포인트에서 흐름 값을 가지는 디지털 신호를 생성하기 위해 원신호를 디지털화하고, 일 주기동안의 디지털 신호의 흐름 값을 버퍼링하는 단계;

상기 버퍼링된 흐름 값을 복수의 빈을 가지는 히스토그램으로 변환하는 단계;

가장 큰 수의 지점을 가지는 하나의 빈을 최대 빈으로서 지정하는 단계;

최대 빈의 양측면에서 2개의 빈을 선택하는 단계;

2개의 빈 사이의 흐름 간격과 동일하게 노이즈 밴드의 폭을 설정하는 단계; 및

상기 노이즈 밴드의 폭과 최대 빈의 흐름 값에 대응되게 검출 임계값을 설정하는 단계를 포함하는 검출 임계값을 설정하는 단계; 및

상기 날숨 공기흐름 음향 신호로서 상기 검출 임계값보다 큰 신호 강도를 가진 원신호의 부분을 해석하는 것에 의해 상기 원신호로부터 날숨 공기흐름 음향 신호를 도출하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 80.**

제 79 항에 있어서, 상기 검출 임계값을 설정하는 단계는 최대 빈의 흐름 값과 상수 및 노이즈 밴드의 폭의 곱과의 합과 동일하게 상기 검출 임계값을 설정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 방법.

**청구항 81.**

벤틸레이터에 집적된 비접촉 마이크로폰을 이용하여, 인체의 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 신호를 생성하는 단계; 및 상기 인체의 실제 날숨을 검출하기 위해 상기 신호를 분석하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

**청구항 82.**

제 81 항에 있어서, 상기 벤틸레이터가 적절히 작동하는 것을 결정하기 위해 상기 실제 날숨을 분석하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

**청구항 83.**

제 81 항에 있어서, 상기 신호를 분석하는 단계는 상기 실제 호흡을 검출하기 위해 상기 신호의 저주파수 요소를 분석하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

**청구항 84.**

제 81 항에 있어서, 상기 신호를 생성하는 단계는 벤틸레이션을 떼어낸 동안 상기 신호를 생성하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

**청구항 85.**

약 흡입기에 집적된 비접촉 마이크로폰을 이용하여, 인체의 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 신호를 생성하는 단계; 및 상기 인체의 실제 날숨을 검출하기 위해 상기 신호를 분석하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

**청구항 86.**

제 85 항에 있어서, 상기 검출된 실제 날숨에 적어도 부분적으로 대응되게 결정된 복수의 호흡 상태에 호흡을 수행하도록 상기 인체를 가이드하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

**청구항 87.**

제 85 항에 있어서, 상기 신호를 분석하는 단계는 상기 실제 호흡을 검출하기 위해 상기 신호의 저주파수 요소를 분석하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

**청구항 88.**

불면증을 가진 인체를 선택하는 단계;

비접촉 마이크론을 이용하여, 인체의 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 신호를 생성하는 단계;

상기 인체의 실제 날숨을 검출하기 위해 상기 신호를 분석하는 단계; 및

상기 검출된 실제 날숨에 적어도 부분적으로 대응되게 결정된 복수의 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 상기 인체를 가이드함으로써 불면증을 치료하는 단계를 포함하는 것을 특징으로하는 방법.

### 청구항 89.

인체의 호흡을 분석하는 장치에 있어서, 상기 장치는:

호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 원신호를 생성하도록 적용된 비접촉 마이크론; 및

제1 세트의 상기 호흡의 하나 이상의 파라미터를 결정하기 위해 상기 원 신호를 분석하고,

상기 원신호에서 직접적으로 측정할 수 없는, 상기 호흡의 제2 세트의 하나 이상의 예측된 파라미터를 도출하기 위해 상기 제1 세트의 파라미터에 알고리즘을 적용하도록 적용된 제어 유닛을 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 90.

제 89 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 제1 세트의 파라미터의 현상학적 함수와 동일하게 제2 세트의 예측된 파라미터를 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 91.

제 89 항에 있어서, 상기 제1 세트의 파라미터는 호흡의 진폭 크기를 포함하고, 상기 제어 유닛은 호흡의 진폭 크기를 결정하기 위해 호흡에 대한 공기흐름 음향을 적분함으로써 상기 원신호를 분석하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 92.

제 89 항에 있어서, 상기 제1 세트의 파라미터는 호흡의 진폭 크기를 포함하고, 상기 제2 세트의 파라미터는 인체의 벤틸레이션의 크기 및 인체의 호흡의 불규칙 정도를 포함하는 리스트로부터 선택되고, 상기 제어 유닛은 상기 선택된 제2 세트의 파라미터를 도출하기 위해 호흡의 진폭 크기를 알고리즘에 적용하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 93.

제 89 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 호흡의 진폭, 인체의 공기흐름의 기하학적 특징, 오무린 입술 호흡을 지시하는 공기흐름의 특성, 이완된 호흡을 지시하는 호흡의 특성, 인체의 폐의 수동 탄성 수축을 지시하는 호흡의 특성, 힘들인 호흡의 특성, 인체의 폐가 기능적인 변화를 경험하는 동안의 호흡의 특성을 포함하는 리스트로부터 선택된 인체의 적어도 하나의 추가적인 호흡 관련 파라미터를 도출하도록 적어도 하나의 제1 및 제2 세트의 파라미터를 분석하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 94.**

제 89 항에 있어서, 출력 발생기를 포함하고, 상기 제어 유닛은 상기 제2 세트의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 결정된 복수의 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 인체를 가이드하도록 출력 발생기를 구동하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 95.**

제 89 항에 있어서, 상기 비접촉 마이크로폰은 인체의 호흡 분석을 용이하게 하지 않는 적어도 하나의 기능을 수행할 수 있는 소비자 전자 디바이스의 비접촉 마이크로폰을 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 96.**

제 89 항에 있어서, 상기 비접촉 마이크로폰은 호흡 관련 공기흐름과 유체 통신하는 의료 디바이스에 집적되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 97.**

제 96 항에 있어서, 상기 의료 디바이스는 약 흡입기를 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 98.**

제 89 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 원신호로부터 날숨의 공기흐름 음향 신호를 도출하고, 상기 제1 세트의 파라미터를 결정하기 위해 상기 날숨의 공기흐름 음향 신호를 분석하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 99.**

제 98 항에 있어서, 출력 발생기를 포함하고, 상기 제어 유닛은 날숨이 검출되었는지를 지시하는, 인체에 대한 실시간 지시자를 생성하도록 상기 출력 발생기를 구동하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 100.**

제 98 항에 있어서, 상기 제1 세트의 파라미터는 실제 날숨 시간 및 인체의 호흡 주기를 포함하고, 상기 제어 유닛은 상기 실제 날숨 시간 및 호흡 주기를 결정하기 위해 상기 날숨 공기흐름 음향 신호를 분석하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 101.**

제 100 항에 있어서, 상기 제2 세트의 파라미터는 호흡의 비날숨 부분의 크기를 포함하고, 상기 제어 유닛은 상기 호흡의 비날숨 부분의 크기를 도출하기 위해 상기 알고리즘을 적용하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 102.**

제 100 항에 있어서, 상기 제2 세트의 파라미터는 인체의 들숨 시간을 포함하고, 상기 제어 유닛은 상기 들숨 시간을 도출하기 위해 상기 알고리즘을 적용하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 103.**

제 102 항에 있어서, 상기 제어 유닛은

호흡 주기와 실제 날숨 시간 사이의 차이가 제1 함수의 실제 날숨 시간이상인지를 결정하고,

긍정의 경우에, 들숨 시간을 제2 함수의 상기 차이와 동일하게 설정하고,

부정의 경우에, 들숨 시간을 제3 함수의 상기 실제 날숨 시간과 동일하게 설정하는 것에 의해 상기 들숨 시간을 도출하도록 상기 알고리즘을 적용하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 104.**

제 103 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 호흡 주기와 실제 날숨 시간 사이의 차이가 실제 날숨 시간 이상인지를 결정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 105.**

제 103 항에 있어서, 상기 제어 유닛은, 상기 긍정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 차이의 플러스 마이너스 20% 내의 값으로 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 106.**

제 105 항에 있어서, 상기 제어 유닛은, 상기 긍정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 차이의 플러스 마이너스 10% 내의 값으로 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 107.**

제 103 항에 있어서, 상기 제2 함수는 현상학적 상수 및 상기 차이의 함수를 포함하고, 상기 제어 유닛은, 상기 긍정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 차이의 제2 함수와 동일하게 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 108.**

제 107 항에 있어서, 상기 제어 유닛은, 상기 긍정의 경우에 상기 제1 세트의 파라미터의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 상기 현상학적 상수를 결정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 109.**

제 103 항에 있어서, 상기 제어 유닛은, 상기 부정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 실제 날숨 시간의 플러스 마이너스 20% 내의 값으로 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 110.**

제 109 항에 있어서, 상기 제어 유닛은, 상기 부정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 실제 날숨 시간의 플러스 마이너스 10% 내의 값으로 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 111.**

제 103 항에 있어서, 상기 제3 함수는 현상학적 상수 및 상기 날숨 시간의 함수를 포함하고, 상기 제어 유닛은, 상기 부정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 날숨 시간의 제3 함수와 동일하게 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 112.**

제 111 항에 있어서, 상기 제어 유닛은, 상기 부정의 경우에 상기 제1 세트의 파라미터의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응하게 상기 현상학적 상수를 결정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 113.**

제 102 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 들숨 시간을 상기 호흡 주기와 실제 날숨 시간 사이의 차이의 함수와 동일하게 설정함으로써 상기 들숨 시간을 도출하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 114.**

제 113 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 들숨 시간을 상기 차이의 플러스 마이너스 20% 이내의 값과 동일하게 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 115.**

제 114 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 들숨 시간을 상기 차이의 플러스 마이너스 10% 이내의 값과 동일하게 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 116.**

제 113 항에 있어서, 상기 함수는 현상학적 상수 및 상기 차이의 함수를 포함하고, 상기 제어 유닛은 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 차이의 함수와 동일하게 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 117.**

제 116 항에 있어서, 상기 제어 유닛은, 상기 제1 세트의 파라미터의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 상기 현상학적 상수를 결정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 118.**

제 102 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 들숨 시간을 실제 날숨 시간의 함수와 동일하게 설정함으로써 상기 들숨 시간을 도출하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 119.**

제 118 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 들숨 시간을 상기 실제 날숨 시간의 플러스 마이너스 20% 이내의 값과 동일하게 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 120.**

제 119 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 들숨 시간을 상기 실제 날숨 시간의 플러스 마이너스 10% 이내의 값과 동일하게 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 121.**

제 118 항에 있어서, 상기 함수는 현상학적 상수 및 상기 실제 날숨 시간의 함수를 포함하고, 상기 제어 유닛은 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 날숨 시간의 함수와 동일하게 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 122.**

제 121 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 제1 세트의 파라미터의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 상기 현상학적 상수를 결정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 123.**

제 102 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 들숨 시간 동안 호흡의 진폭을 결정하기 위해 도출된 들숨 시간을 분석하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 124.**

제 98 항에 있어서, 상기 제어 유닛은

디지털 신호를 생성하기 위해 원신호를 디지털화하고,

주파수 스펙트럼을 제공하기 위해 상기 디지털 신호에 스펙트럼 분석을 수행하고,

상기 날숨 공기흐름 신호와 연관된 주파수 범위 이외의 주파수를 제거하기 위해 주파수 스펙트럼을 필터링함으로써 상기 날숨 공기흐름 신호를 분석하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 125.

제 124 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 범위를 30 내지 50 Hz 범위의 제1 주파수와 100 내지 200Hz 범위의 제2 주파수 사이가 되도록 설정하도록 함으로써 상기 주파수 스펙트럼을 필터링하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 126.

제 124 항에 있어서, 출력 발생기를 포함하고,

상기 제어 유닛은 복수의 교대하는 들숨과 날숨의 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 인체를 가이드하도록 상기 출력 발생기를 구동하도록 적용되고,

상기 비접촉 마이크로폰은 상기 호흡 상태동안 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 원측정 신호를 생성하도록 적용되어 있고,

상기 제어 유닛은

디지털 측정 신호를 생성하기 위해 상기 원측정 신호를 디지털화하고, 들숨 주파수 스펙트럼과 날숨 주파수 스펙트럼을 제공하기 위해 상기 디지털 측정 신호에 스펙트럼 분석을 수행하고,

순 주파수 스펙트럼을 얻기 위해 날숨 스펙트럼으로부터 들숨 스펙트럼을 차감하고,

상기 순 주파수 스펙트럼을 분석함으로써 제1 주파수 및 제2 주파수를 결정하고,

상기 범위를 제1 주파수 및 제2 주파수 사이에 있도록 설정하도록 하여 상기 주파수 스펙트럼을 필터링하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 127.

제 126 항에 있어서, 상기 제어 유닛은

상기 제1 주파수를 상기 제1 주파수보다 낮은 주파수를 가지는 순 스펙트럼의 제1 부분의 영역이 순 스펙트럼의 전체 영역의 제1 비율보다 낮게 되도록 설정하고,

상기 제2 주파수를 상기 제2 주파수보다 큰 주파수를 가지는 순 스펙트럼의 제2 부분의 영역이 상기 순 스펙트럼의 전체 영역의 제2 비율보다 낮게 되도록 설정하여 상기 제1 및 제2 주파수를 결정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 128.

제 98 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 날숨 공기흐름 음향과 연관된 주파수 범위 이외의 주파수를 제거하기 위해 원신호를 필터링함으로써 상기 원신호로부터 상기 날숨 공기흐름 음향 신호를 도출하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 129.

제 128 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 범위를 30 내지 50 Hz 범위의 제1 주파수와 100 내지 200Hz 범위의 제2 주파수 사이가 되도록 설정함으로써 상기 원신호를 필터링하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 130.**

제 98 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 검출 임계값을 설정함으로써 상기 원신호를 분석하고, 상기 날숨 공기흐름 음향 신호로서 상기 검출 임계값을 초과하는 신호 강도를 가진 원신호 부분을 해석함으로써 상기 날숨 공기흐름 음향 신호를 도출하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 131.**

제 130 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 기능적인 호흡과 연관되지 않은 원신호에서의 이상 피크를 감소하기에 충분한 레벨로 상기 검출 임계값을 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 132.**

제 130 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 메모리를 포함하고, 상기 제어 유닛은

시간상의 각각의 포인트에서 흐름 값을 가지는 디지털 신호를 생성하기 위해 원신호를 디지털화하고, 일 주기동안의 디지털 신호의 흐름 값을 버퍼링하고,

상기 버퍼링된 흐름 값을 복수의 빈을 가지는 히스토그램으로 변환하고,

가장 큰 수의 지점을 가지는 하나의 빈을 최대 빈으로서 지정하고,

최대 빈의 양측면에서 2개의 빈을 선택하고,

2개의 빈사이의 흐름 간격과 동일하게 노이즈 밴드의 폭을 설정하고,

상기 노이즈 밴드의 폭과 최대 빈의 흐름 값에 대응되게 검출 임계값을 설정하는 것에 의해 검출 임계값을 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 133.**

제 132 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 최대 빈의 흐름 값과 상수 및 노이즈 밴드의 폭의 곱과의 합과 동일하게 상기 검출 임계값을 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 134.**

제 89 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 제1 세트의 파라미터 및 제2 세트의 파라미터로부터 선택된 적어도 하나의 파라미터를 분석함으로써 수면 불량 호흡을 검출하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 135.**

제 134 항에 있어서, 상기 수면 불량 호흡은 무호흡과 연관된 호흡을 포함하고, 상기 제어 유닛은 상기 무호흡을 검출하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 136.

제 134 항에 있어서, 상기 수면 불량 호흡은 유아 돌연사 증후군과 연관된 호흡을 포함하고, 상기 제어 유닛은 상기 유아 돌연사 증후군을 검출하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 137.

인체의 호흡을 분석하는 장치에 있어서, 상기 장치는:

호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 신호를 생성하도록 적용된 마이크로폰;

출력 발생기; 및

제어 유닛을 포함하고, 상기 제어 유닛은

복수의 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 인체를 가이드하도록 상기 출력 발생기를 구동하고,

가이드된 호흡 상태동안 상기 신호를 분석하고, 상기 분석에 대응되게 필터의 하나 이상의 파라미터를 정의하고,

상기 정의된 파라미터를 가지는 필터를 이용하여 상기 신호로부터 배경 노이즈를 필터링하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 138.

제 137 항에 있어서, 상기 마이크로폰은 비접촉 마이크로폰을 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 139.

제 137 항에 있어서, 상기 필터의 하나 이상의 파라미터는 신호대노이즈비를 포함하고, 상기 제어 유닛은 상기 신호대노이즈비를 정의하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 140.

제 137 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 복수의 들숨과 날숨 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 상기 인체를 가이드하도록 상기 출력 발생기를 구동하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 141.

제 140 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 들숨, 날숨, 및 호흡 정지 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 상기 인체를 가이드하도록 상기 출력 발생기를 구동하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 142.**

제 140 항에 있어서, 상기 제어 유닛은

들숨의 공기흐름 음향과 배경 노이즈의 합 및 날숨의 공기흐름 음향과 배경 노이즈의 합의 신호 특성을 결정하고,

상기 신호 특성에 대응되게 순 배경 노이즈를 결정하고,

상기 순 배경 노이즈에 대응되게 필터의 하나 이상의 파라미터를 정의하는 것에 의해 상기 필터의 하나 이상의 파라미터를 정의하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 143.**

제 140 항에 있어서, 상기 필터의 하나 이상의 파라미터는 제1 주파수 및 제2 주파수를 포함하고,

상기 제어 유닛은

디지털 측정 신호를 생성하기 위해 상기 신호를 디지털화하고, 들숨 주파수 스펙트럼과 날숨 주파수 스펙트럼을 제공하기 위해 상기 디지털 신호에 스펙트럼 분석을 수행하고,

순 주파수 스펙트럼을 얻기 위해 날숨 스펙트럼으로부터 들숨 스펙트럼을 차감하고,

상기 순 주파수 스펙트럼을 분석함으로써 제1 주파수 및 제2 주파수를 결정하는 것에 의해 상기 신호를 분석하도록 적용되어 있고,

상기 제어 유닛은 상기 제1 주파수 및 제2 주파수에 의해 정의된 주파수 범위 밖의 주파수를 제거함으로써 상기 배경 노이즈를 필터링하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 144.**

제 143 항에 있어서, 상기 제어 유닛은

상기 제1 주파수를 상기 제1 주파수보다 낮은 주파수를 가지는 순 스펙트럼의 제1 부분의 영역이 순 스펙트럼의 전체 영역의 제1 비율보다 낮게 되도록 설정하고,

상기 제2 주파수를 상기 제2 주파수보다 큰 주파수를 가지는 순 스펙트럼의 제2 부분의 영역이 상기 순 스펙트럼의 전체 영역의 제2 비율보다 낮게 되도록 설정하는 것에 의해 상기 제1 및 제2 주파수를 결정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 145.**

인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 장치에 있어서, 상기 장치는:

다중 상태 생체리듬 활동을 지시하는 신호를 검출하는 센서;

제어 유닛; 및

상기 인체에 자극 입력을 제공하도록 적용된 자극기를 포함하고 있고,

상기 제어 유닛은,

필터의 하나 이상의 파라미터를 결정하기 위해 상기 신호를 분석하고,

상기 파라미터를 가지는 필터를 이용하여 상기 신호로부터 배경 노이즈를 필터링하고,

상기 필터링된 신호에 적어도 부분적으로 대응되게, 상기 인체의 적어도 하나의 생체리듬 활동을 변화시키도록 적용되는 상기 자극 입력을 결정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 장치.

#### 청구항 146.

제 145 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 신호를 필터링하는 주파수로 상기 배경 노이즈를 필터링하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 장치.

#### 청구항 147.

제 145 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 하나 이상의 변수에 따라 신호를 구분하기 위해 상기 신호에 비주파수 스펙트럼 분석을 수행함으로써 배경 노이즈를 필터링하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 장치.

#### 청구항 148.

제 145 항에 있어서, 상기 배경 노이즈는 다중 상태 생체리듬 활동과는 다른 부가적인 생체리듬 활동을 지시하는 것이고, 상기 제어 유닛은 상기 신호로부터 상기 부가적인 생체리듬 활동에 관련된 배경 노이즈를 필터링하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 장치.

#### 청구항 149.

제 145 항에 있어서, 상기 다중 상태 생체리듬 활동은 인체의 호흡을 포함하고, 상기 센서는 상기 호흡을 지시하는 신호를 검출하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 장치.

#### 청구항 150.

제 149 항에 있어서, 상기 배경 노이즈는 상기 신호의 심장박동 관련 요소를 포함하고, 상기 제어 유닛은 상기 신호로부터 상기 심장박동 관련 요소를 필터링하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 장치.

#### 청구항 151.

제 145 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 주파수 스펙트럼을 제공하기 위해 상기 신호에 스펙트럼 분석을 수행함으로써 상기 배경 노이즈를 필터링하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 장치.

#### 청구항 152.

제 151 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 주파수 스펙트럼을 주파수 필터링하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 장치.

**청구항 153.**

제 145 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 신호로부터 비주파수 관련 노이즈를 제거함으로써 상기 배경 노이즈를 필터링하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 장치.

**청구항 154.**

제 153 항에 있어서, 상기 비주파수 관련 노이즈는 상기 신호의 심장박동 관련 요소를 포함하고, 상기 제어 유닛은 상기 신호로부터 상기 신호의 심장박동 관련 요소를 제거하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 장치.

**청구항 155.**

인체의 호흡을 분석하기 위한 장치에 있어서, 상기 장치는:

인체의 호흡 주기와 실제 날숨 시간을 결정하고,

호흡 주기와 실제 날숨 시간사이의 차이가 제1 함수의 실제 날숨 시간이상인지를 결정하고,

긍정의 경우에, 들숨 시간을 제2 함수의 상기 차이와 동일하게 설정하고,

부정의 경우에, 들숨 시간을 제3 함수의 상기 실제 날숨 시간과 동일하게 설정하도록 적용되어 있는 제어 유닛을 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 156.**

제 155 항에 있어서, 상기 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 원신호를 생성하도록 적용된 센서를 포함하고,

상기 제어 유닛은

상기 원신호로부터 날숨 공기흐름 음향 신호를 도출하기 위해 상기 원신호를 분석하고,

상기 실제 날숨 시간과 호흡 주기를 결정하기 위해 상기 날숨 공기흐름 음향 신호를 분석하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 157.**

제 155 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 호흡 주기와 실제 날숨 시간 사이의 차이가 실제 날숨 시간 이상인지를 결정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 158.**

제 155 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 공정의 경우에 들숨 시간을 상기 차이의 플러스 마이너스 20% 이내의 값으로 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 159.**

제 158 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 공정의 경우에 들숨 시간을 상기 차이의 플러스 마이너스 10% 내의 값으로 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 160.**

제 155 항에 있어서, 상기 제2 함수는 현상학적 상수 및 상기 차이의 함수를 포함하고, 상기 제어 유닛은 상기 공정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 차이의 제2 함수와 동일하게 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 161.**

제 160 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 호흡의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응하게 상기 현상학적 상수를 결정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 162.**

제 155 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 부정의 경우에 들숨 시간을 상기 실제 날숨 시간의 플러스 마이너스 20% 내의 값으로 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 163.**

제 162 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 부정의 경우에 들숨 시간을 상기 실제 날숨 시간의 플러스 마이너스 10% 내의 값으로 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 164.**

제 155 항에 있어서, 상기 제3 함수는 현상학적 상수 및 상기 실제 날숨 시간의 함수를 포함하고, 상기 제어 유닛은 부정의 경우 경우에 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 실제 날숨 시간의 제3 함수와 동일하게 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 165.**

제 164 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 호흡의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응하게 상기 현상학적 상수를 결정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 166.**

인체의 호흡을 분석하는 장치에 있어서, 상기 장치는:

호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 원신호를 생성하도록 적용된 센서; 및

제어 유닛을 포함하고 있고,

상기 제어 유닛은

시간상의 각각의 포인트에서 흐름 값을 가지는 디지털 신호를 생성하기 위해 원신호를 디지털화하고, 일 주기동안의 디지털 신호의 흐름 값을 버퍼링하고, 상기 버퍼링된 흐름 값을 복수의 빈을 가지는 히스토그램으로 변환하고, 가장 큰 수의 지점을 가지는 하나의 빈을 최대 빈으로서 지정하고, 최대 빈의 양측면에서 2개의 빈을 선택하고, 2개의 빈사이의 흐름 간격에 동일하게 노이즈 밴드의 폭을 설정하고, 상기 노이즈 밴드의 폭과 최대 빈의 흐름 값에 대응되게 검출 임계값을 설정하는 것에 의해 검출 임계값을 설정하고,

날숨 공기흐름 음향 신호로서 상기 검출 임계값보다 큰 신호 강도를 가진 원신호의 부분을 해석하는 것에 의해 상기 원신호로부터 날숨 공기흐름 음향 신호를 도출하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 167.

제 166 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 최대 빈의 흐름 값과 상수 및 노이즈 밴드의 폭의 곱과의 합과 동일하게 상기 검출 임계값을 설정하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 168.

벤틸레이터와 사용하기 위한 장치에 있어서, 상기 장치는

인체의 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 신호를 생성하고, 상기 벤틸레이터에 집적되어 있는 비접촉 마이크론; 및

상기 인체의 실제 날숨을 검출하기 위해 상기 신호를 분석하도록 적용된 제어 유닛을 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 169.

제 168 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 벤틸레이터가 적절히 작동하는 것을 결정하기 위해 상기 실제 날숨을 분석하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 170.

제 168 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 실제 호흡을 검출하기 위해 상기 신호의 저주파수 요소를 분석하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

### 청구항 171.

약 흡입기와 사용하기 위한 장치에 있어서, 상기 장치는

상기 약 흡입기에 집적되고, 인체의 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 신호를 생성하도록 적용된 비접촉 마이크론; 및

상기 인체의 실제 날숨을 검출하기 위해 상기 신호를 분석하도록 적용된 제어 유닛을 포함하는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 172.**

제 171 항에 있어서, 출력 발생기를 포함하고, 상기 제어 유닛은 상기 인체가 상기 검출된 실제 날숨에 적어도 부분적으로 대응되게 결정된 복수의 호흡 상태에 호흡을 수행하도록 가이드하도록 상기 출력 발생기를 구동하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**청구항 173.**

제 171 항에 있어서, 상기 제어 유닛은 상기 실제 호흡을 검출하기 위해 상기 신호의 저주파수 요소를 분석하도록 적용되어 있는 것을 특징으로 하는 인체의 호흡을 분석하는 장치.

**명세서****기술분야**

본 출원은, 본 출원의 양수인에게 양도되었고 본 출원내에 언급되어 포함되어 있는, 2004년 7월 23일자 출원의 미국 가출원 제60/590,508호의 이익을 주장한다.

본 발명은 일반적으로 의료 디바이스에 관한 것이며, 보다 상세하게는, 사용자의 생체리듬 활동을 모니터 및/또는 변경하는 디바이스에 관한 것이다.

**배경기술**

신체 운동은 호흡과 같은 다중-상태(multi-phase) 생체리듬 활동을 변경하는 것을 종종 포함한다. 호흡 패턴은 울혈성 심부전(CHF)을 포함한 많은 심혈관 질병, 및 만성 폐쇄성 폐질환(COPD)을 포함한 폐질환에서의 불규칙성을 나타낸다. 이러한 불규칙성은 질병관련 사망률(mortality)과 질병률(morbidity)에 대한 기지의 식별자(marker)이다. 전형적인 불규칙성에는 (과다호흡을 동반하는 중추성 무호흡의 에피소드에 발생하는) 체인-스토크스(Cheyne-Stokes) 호흡, 대략 분당 한 번 변조하는 비율의 진폭 변조된 호흡(주기적 호흡), 반복되는 한숨, 및 랜덤한 진폭 및 주기의 호흡이 있다. 호흡 패턴의 불규칙성의 감소는 건강이 향상되었음을 나타낸다. 조직으로의 혈액공급의 변동을 최소화하기 위해 혈압과 체적을 제어하는 심혈관 반사작용이 손상되는 것 역시 심혈관 질병 및 정신신체증(psychosomatic disease)의 치료에서 중요한 의미를 가진다.

본 명세서에 포함되어 있는 개비쉬(Gavish)의 미국특허 제5,076,281호, 제5,800,337호, 및 제6,090,037호는 사용자의 하나 이상의 변수를 측정함으로써 생체리듬 활동을 변경하는 방법 및 장치를 설명하고 있다. 상기 특허들은 사용자에게 제공되는 자극을 생성함으로써, 모니터링된 생체리듬 활동과 미리 결정된 방법으로 연관되는 방식으로 사용자의 생체리듬 활동을 변화시키는 것을 설명한다. 상기 특허 제6,090,037호는 호흡 센서에 대해 추가적으로 설명한다.

본 명세서에 포함된 개비쉬의 미국특허 제5,423,328호는 호흡을 모니터링하는 스트레스-검출 디바이스, 특히, 호흡의 결과로 사용자의 가슴둘레나 복부둘레의 변화를 검출하고 모니터링하는 방법에 대해 설명하고 있다.

본 명세서에 포함된 개비쉬 등의 미국특허 제6,662,032호는 사용자의 건강 증진을 촉진하는 기술을 설명하고 있으며, 이 기술은, 사용자의 수의 활동(자발적 행동:voluntary action)을 표시하는 제1 생체 변수를 측정하도록 채용된 제1 센서; 사용자의 직접적 수의 활동 제어하에 전적으로 놓이지 않는 제2 생체 변수를 측정하도록 채용된 제2 센서; 및 상기 제1 및 제2 센서로부터 제1 및 제2 센서신호의 각각을 수신하고 상기 센서들에 응답하도록 채용됨으로써 사용자로 하여금 수의 활동의 파라미터를 변경하도록 하는 출력신호를 생성하는 회로를 포함한다.

본 명세서에 포함된 개비쉬의 미국특허출원 제2004/0116784호는 사용자의 생체리듬 활동을 표시하는 센서신호를 생성하도록 적용된 센서를 포함한 장치를 설명하고 있고, 이 센서신호는 사용자의 수의 활동을 표시하는 제1 특성 및 사용자의 이득관련(benefit-related) 변수를 표시하는 제2 특성을 가진다.

본 명세서에 포함된 개비쉬의 PCT 공개공보 WO 04/014226호는 한 세트의 컴퓨터 명령어를 저장하는 메모리를 포함한 장치를 설명하고 있으며, 이 메모리는 다중-상태 생체리듬 활동 패턴의 초기 형태 및 다중-상태 생체리듬 활동 패턴의 바람직한 형태의 표시를 그 안에 저장하고 있고, 상기 바람직한 형태에서의 두 상태의 지속시간의 비율은 초기 상태에서의 각 상태의 지속시간의 비율과 상이하고, 다중-상태 생체리듬 활동 패턴의 적어도 하나의 상태는 피험자의 다중-상태 생체리듬 활동의 각 상태에 대응한다.

(미국 뉴저지 포트 리(Fort Lee) 및 이스라엘 로드(Lod) 소재의) 인터큐어 주식회사(Intercure, Inc.)는 상기 언급된 특허 및 특허출원 공보에 설명된 기술중 일부를 사용한 디바이스를 판매하고 있다. 생체리듬 활동을 변경시키기 위한 이 디바이스는 호흡 신호의 입력수단, 중앙처리장치, 메모리, 음 합성(sound synthesizing) 칩, 및 이어폰으로의 출력수단을 포함한다.

본 명세서에 포함된 코펠(Koppel) 등의 미국특허 제5,734,090호는 (예컨대 호흡시 알코올 정도를 판별하기 위해) 날숨 흐름을 검사하고, 표준화된 호흡의 음파 특성을 기준으로 이용하는 방법 및 장치를 설명하고 있다.

본 명세서에 포함된 데르 가자리언(Der Ghazarian) 등의 미국특허 제6,726,636호는 말을 전자신호를 변형하는 마이크로폰 및 주어진 호흡량을 전자신호로 변형하는 측정기 센서를 포함한 음성인식 호흡측정기를 설명하고 있다.

본 명세서에 포함된 호크(Hok)의 미국특허 제5,509,414호는, 전기신호를 초음파로 변형하거나 그 반대로 변형하는 트랜스듀서, 초음파를 피험자의 입이나 코로 향하게 하고 반사파를 수신하는 수단, 상기 반사된 초음파로부터 상기 트랜스듀서에 의해 변형된 전기신호를 분석하는 검출기를 포함하는, 피험자의 입과 코의 공기흐름을 검출하는 기술에 대해 설명하고 있다.

본 명세서에 포함된 호크의 미국특허 제5,195,528호는, 마이크로폰 소자와 연결된 단부를 갖는 적어도 두 개의 관모양 공기전달 라인을 포함하는 음파 호흡 검출기를 설명하고 있으며, 상기 라인의 다른 쪽 단부 근방에는, 난류(turbulence)가 호흡에 기인한 공기흐름의 입사에 의해 생성되는 개구부가 위치한다. 지지 부재는 그 호흡기능이 모니터링되고 있는 피험자의 입과 코에 대해 상기 개구부를 고정시키며, 예컨대 얼굴 마스크 형태의 흐름-방향설정(flow-directing) 소자는 공기흐름을 상기 개구부로 향하도록 한다. 마이크로폰 소자는 브릿지 회로내에서 두개의 전압공급 리드(lead) 및 적어도 하나의 신호 리드와 연결되어 있다. 이러한 배열은 기계적 및 음파적 섭동에 대한 민감성을 억제하는 것으로 설명되어 있다.

본 명세서에 포함된 카라카소글루(Karakasoglu) 등의 미국특허 제5,797,852호는, 코 및/또는 입을 통해 호흡하는 환자가 사용하는 수면 무호흡 스크리닝 및/또는 검출 장치로서, 환자의 허파 내외로의 공기 흐름을 만들고 가청 사운드를 생성하는 것을 설명하고 있다.

본 명세서에 포함된 게이저(Geiger) 등의 미국특허 제6,150,941호는 어린이와 유아의 신체활동과 호흡활동을 모니터링하는 원격, 비-침습성(non-invasive) 음파 검출기를 설명하고 있다.

본 명세서에 포함된 가브릴리(Gavriely)의 미국특허 제6,261,238호는 호흡기에 의해 생성된 호흡 사운드를 분석하는 방법에 대해 설명하고 있으며, 상기 방법은, 호흡기에 의해 생성된 호흡 사운드를 측정하는 단계; 주어진 타입의 호흡 사운드의 제1 범주 특성을 충족할 경우 그 신호를 상기 주어진 타입의 호흡 사운드에 의한 것으로 임시로 판별하는 단계; 및 임시로 판별된 신호가 상기 주어진 타입의 호흡 사운드의 제2 범주 특성을 충족할 경우 상기 식별을 확인하는 단계를 포함한다.

모두 본 명세서에 포함되어 있는 아래의 특허들도 중요하다:

슈바이처의 미국특허 제4,195,626호,

브라운의 미국특허 제5,678,571호,

브로우의 미국특허 제5,596,994호,

크니스펠 등의 미국특허 제4,883,067호,

야기의 미국특허 제4,798,538호,

릿처 등의 미국특허 제5,827,179호,

드비토의 미국특허 제6,001,065호,

밀레이의 미국특허 제5,921,890호

이시카와의 미국특허 제5,027,686호,

슈라이버의 미국특허 제6,212,135호,

프레스퀴즈 등의 미국특허 제4,711,585호.

모두 본 명세서에 포함되어 있는 아래의 논문들도 중요하다:

"제어된 호흡 프로토콜 프로브 인체 자동 심혈관 리듬", 쿠크 등, American Journal of Physiology 274:H709-H718 (1998),

"RR 인터벌 및 시스톨릭(systolic) 혈압 변동 사이의 관계성에 대한 호흡속도의 영향: 주파수-의존적 현상", 핏잘리스 등, Cardiovascular Research 38:332-339 (1998),

"만성 심부전에서 산호 포화와 운동성능에 대한 호흡 속도의 영향", 버나디 등, The Lancet 351:1308-1311 (1998),

"비정상 자각 호흡 패턴이 만성 심부전에 공통되고 심박속도 변화성의 측정에 의해 자동 톤(automatic tone)의 진행을 방지할 수 있음", 모르타라 등, Circulation 96:246-252 (1997),

"심근경색증 후의 전체 심장 상실률(total cardiac mortality)을 예측하는 압력반사 민감도 및 심박속도 변이성", 라 로베레 등, The Lancet 351:478-484 (1998).

### 발명의 상세한 설명

본 발명의 일부의 실시예에서, 표준 비접촉 마이크로폰을 사용하는 사용자의 호흡 패턴의 파라미터의 세트를 결정하기 위한 방법이 제공된다. 이러한 방법은 마이크로폰을 사용하여 사용자에게 의한 호흡의 하나 이상의 제 1 서브세트의 파라미터를 측정하는 단계, 그리고 일반적으로 마이크로폰을 사용하여 직접적으로 측정할 수 없는 호흡의 하나 이상의 예측된 제 2 서브세트의 파라미터를 도출하기 위해서 제 1 세트의 파라미터에 알고리즘을 적용하는 단계를 포함하고 있다. 제 2 서브세트의 파라미터는 제 2 서브세트와 관련된 음향이 마이크로폰으로 검출될 수 없고 및/또는 배경 노이즈로부터 구별될 수 없기 때문에 마이크로폰을 사용하여 직접적으로 측정될 수 없다. 일부의 경우에는, 예측된 제 2 서브세트의 파라미터를 제 1 세트의 파라미터의 현상학적 함수와 동일하게 설정함으로써 이러한 알고리즘이 적용된다.

전형적으로, 제 1 서브세트의 파라미터는 실제 날숨 시간(즉, 실제 호흡의 지속 시간)과 호흡 주기(즉, 연속적인 호흡 사이의 시간)를 포함하고 있고 그리고 제 2 서브세트의 파라미터는 들숨 시간을 포함하고 있다. 실제 날숨 시간은 전형적으로 날숨의 공기흐름에 의해 발생된 저주파 음향을 검출함으로써 측정된다. 이러한 방법은, 적어도 부분적으로 들숨 공기흐름이 너무 조용해서 통상적인 배경 노이즈의 조건하에서 검출될 수 없기 때문에, 표준 비접촉 마이크로폰을 사용하여 직접적으로 측정될 수 없는, 들숨 시간의 결정을 가능하게 해준다.

본 발명의 일부의 실시예에서, 잠재적으로 가변인 배경 신호 노이즈의 존재하에서 생체리듬 신호 검출을 개선하기 위한 방법이 제공된다. 이러한 방법은 복수의 생체리듬 활동 상태를 통해서 사용자를 가이드함으로써 하나 이상의 신호 검출 파라미터를 교정하는 단계, 그리고 복수의 상태 동안에 생체리듬 신호를 측정하는 단계를 포함한다. 신호 검출 파라미터는 신호 대 노이즈 비율 및/또는 필터링 특성을 전형적으로 포함하고 있다. 신호 검출 파라미터는 검출된 생체리듬 신호로부터 배경 노이즈를 필터링하기 위해 사용된다.

일부의 실시예에서, 생체리듬 활동은 표준 비접촉 마이크로폰을 사용하여 검출되는, 호흡을 포함한다. 사용자는 일정한 시간 주기 동안 들숨, 일정한 시간 주기 동안 날숨을 쉬도록 가이드되고 그리고, 선택적으로 일정한 시간 주기 동안 호흡을

멈추도록 가이드 된다. 신호 검출 파라미터는 (a) 배경 노이즈와 들숨 음향의 합, 그리고 배경 노이즈와 날숨 음향의 합인 신호 특성을 결정하고, 그리고 (b) 이들 신호 특성을 사용하여 순 배경 노이즈 및/또는 날숨의 음향의 신호 특성을 결정한다. 날숨의 음향의 이러한 신호 특성은 전형적으로 하나 이상의 신호 검출 파라미터를 결정하는데 사용된다. 일부의 경우에, 이러한 방법은 상기한 개비쉬 등의 특허 및 특허출원 공개 공보에 개시된 바와 같이, 호흡 패턴 수정을 위한 기술과 함께 사용된다.

호흡 신호 검출을 위한 이들 기술은 특정 사용 조건하에서 각각의 사용자가 특정 신호 검출 파라미터의 결정을 가능하게 한다. 이러한 파라미터들은 개인적인 호흡 습관(사용자가 코로 또는 입으로 들숨 및 날숨을 쉬는지, 그리고 사용자가 들숨 및 날숨을 쉬는 동안에 입을 다무는지와 같은)에 기초하여 사용자마다 전형적으로 변한다. 이들 기술은 소음이 있는 환경에서 일상 생활을 하는 동안에 신호 검출 파라미터의 동적 결정을 가능하게 한다.

일부의 경우에는, 신호의 비날숨 부분의 하나 이상의 파라미터를 실제로 지속적으로 평가하기 위해 알고리즘이 실행된다. 예를 들면, 이러한 파라미터는 비날숨 부분의 진폭 또는 기간을 포함할 수 있다. 실시예에서, 파라미터는 대부분의 사람들이 집착하는 생리학적 제약에 반응하여 결정된다. 이러한 제약중 하나는 에너지 소비를 최소화하면서 벤틸레이션을 일정하게 유지하려는 신체의 자연적인 경향을 반영한다. 이러한 제약의 실제적인 예는 비교적 깊은 호흡(일시적으로 벤틸레이션을 증가시킨다)에 뒤이어 이어지는 호흡은 전형적으로 지연되는 것이다.

본 발명의 일부의 실시예에서, 여기에 설명한 기술은 전화, 휴대폰, 개인 디지털 어시스턴트(PDA), 또는 사용자가 다른 목적으로 이미 구매한 휴대용 디지털 오디오 플레이어와 같은 종래의 소비자 전자 장치의 표준 비접촉 마이크로폰을 사용하여 실행된다. 예를 들면, 휴대폰에 관하여, 사용자는 폰의 몸체 내에 통합된 마이크로폰에 직접 말할 수 있고, 그렇지 않으면 사용자는 폰의 몸체 내에 플러그로 연결된 외부의 마이크로폰에 말할 수 있다. 일반적으로, 마이크로폰은 소비자 전자 장치의 몸체 내에 통합되거나, 또는 소비자 전자 장치의 몸체에 부착되어(즉, 유선 또는 무선에 의해) 사용될 수 있다. 전형적으로, 여기에 설명한 기술은 이러한 장치에 및/또는 종래의 무선 또는 유선 네트워크 상에서 장치에 의해 액세스되는 중앙 위치에 설치되는 소프트웨어에서 실행된다.

본 발명의 일부의 실시예에서, 여기에 설명한 기술은 환자의 호흡과 관련된 공기흐름과 유체 통신하는(즉, 공기 또는 다른 기체를 통해서) 의료장치 내에 통합되는 비접촉 마이크로폰을 사용하여 실행된다. 예를 들면, 의료장치는 기관절개 튜브와 같은 튜브 또는 호흡 마스크를 포함할 수 있다.

일부의 경우에는, 호흡 마스크 또는 튜브는 환자의 폐에 양압(positive pressure)을 공급하는 벤틸레이터의 부품이다. 여기에 설명한 기술은 전형적으로 환자에 의한 실제 날숨을 검출하므로써 벤틸레이터의 적절한 성능을 검출하는데 사용된다. 실제 날숨은 호흡의 음향을 검출하기 보다는, 날숨의 공기흐름을 나타내는 저주파 음향을 검출하므로써 측정된다. (이러한 환자에게서, 호흡의 음향은 환자의 기도에서의 여러 가지 제약에 의해 자주 영향을 받기 때문에, 호흡의 음향은 날숨과 상호 관련이 없는 경우가 종종 있다. 하지만, 날숨 공기흐름을 나타내는 저주파 음향은 일반적으로 이러한 제약에 영향을 받지않는다.) 일부의 경우에, 상기 설명한 기술은 벤틸레이션으로부터 떼어내는 동안 호흡의 비접촉 모니터링을 위해 사용된다.

본 발명의 실시예에서, 상기 설명한 기술은 환자의 의약 흡입기의 사용 동안에 호흡의 비접촉 모니터링을 위해 사용된다. 일부의 경우에는, 호흡의 이러한 비접촉 모니터링은 상기한 개비쉬 등의 특허 및 특허출원 공개 공보에 개시된 바와 같이, 환자의 호흡 활동을 수정하기 위한 기술과 결합된다.

본 발명의 실시예에서, 상기 설명한 기술 및/또는 상기한 개비쉬 등의 특허 및 특허출원 공개 공보에 개시된 기술은 불면증을 겪는 환자를 치료하는데 사용된다. 불면증은 급하고 얇은 호흡과 같은 불규칙적인 호흡에 의해 종종 야기된다. 일부의 경우에는, 불면증은 상기한 개비쉬 등의 특허 및 특허출원 공개 공보에 개시된 환자의 호흡과 관련된 생체리듬 활동을 수정하기 위한 기술과 결합하여 호흡을 검출하고 모니터링하기 위해, 상기 설명한 기술을 사용하여 치료된다.

본 발명의 실시예에서, 상기 설명한 호흡 모니터링 기술은 수면시 무호흡 또는 유아 돌연사 증후군(SIDS)과 관련된 수면시 불규칙적인 호흡과 같은, 수면 불량 호흡을 검출하기 위해 사용된다. 전형적으로, 날숨 동안에 호흡마다의 공기흐름이 모니터링된다. 일부의 경우에, 호흡의 이러한 비접촉 모니터링은 상기한 개비쉬 등의 특허 및 특허출원 공개 공보에 개시된 바와 같이, 환자의 호흡 활동을 수정하는 기술과 결합된다.

따라서, 본 발명의 일 실시예에 따른, 인체의 호흡을 분석하는 방법을 제공하는데, 상기 방법은:

비접촉 마이크로폰을 이용하여, 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 원신호를 발생시키는 단계;

상기 호흡의 제1 세트의 하나 이상의 파라미터를 결정하기 위해 상기 원신호를 분석하는 단계; 및

상기 원신호에서 직접적으로 측정할 수 없는, 상기 호흡의 제2 세트의 하나 이상의 예측된 파라미터를 도출하기 위해 상기 제1 세트의 파라미터에 알고리즘을 적용하는 단계를 포함한다,

일 실시예에서:

상기 제1 세트의 파라미터는 실제 날숨 시간 및 호흡 주기를 포함하고,

상기 제2 세트의 파라미터는 호흡의 들숨 시간을 포함하고,

상기 신호를 분석하는 단계는 실제 날숨 시간과 호흡 주기를 결정하기 위해 상기 신호를 분석하는 단계를 포함하고,

상기 알고리즘을 적용하는 단계는 상기 들숨 시간을 도출하기 위해 알고리즘을 적용하는 단계를 포함한다.

또한, 본 발명의 일 실시예에 따른 본 발명의 인체의 호흡을 분석하는 방법이 더 제공되는데, 상기 방법은:

호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 신호를 생성하는 단계;

복수의 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 인체를 가이드하는 단계;

가이드된 호흡 상태 동안 상기 신호를 분석하고, 상기 분석에 대응되게 필터의 하나 이상의 파라미터를 정의하는 단계; 및

상기 정의된 파라미터를 가지는 필터를 이용하여 상기 신호로부터 배경 노이즈를 필터링하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 인체를 가이드하는 단계는 들숨과 날숨 호흡 상태를 통해 사용자를 가이드하는 단계를 포함한다.

본 발명의 일 실시예에 따른, 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 방법이 제공되는데, 상기 방법은:

다중 상태 생체리듬 활동을 지시하는 신호를 검출하는 단계;

필터의 하나 이상의 파라미터를 결정하기 위해 상기 신호를 분석하는 단계;

상기 파라미터를 가지는 필터를 이용하여 상기 신호로부터 배경 노이즈를 필터링하는 단계;

상기 필터링된 신호에 적어도 부분적으로 대응되게, 상기 인체의 적어도 하나의 생체리듬 활동을 변화시키도록 적용되는 자극 입력을 결정하는 단계; 및

상기 자극 입력을 상기 인체에 제공하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 배경 노이즈를 필터링하는 단계는 상기 신호를 필터링하는 주파수를 포함한다. 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 배경 노이즈를 필터링하는 단계는 하나 이상의 변수에 따라 신호를 구분하기 위해 상기 신호에 비주파수 스펙트럼 분석을 수행하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 배경 노이즈는 다중 상태 생체리듬 활동과는 다른 부가적인 생체리듬 활동을 지시하는 것이고, 상기 신호로부터 배경 노이즈를 필터링하는 단계는 상기 신호로부터 상기 부가적인 생체리듬 활동에 관련된 배경 노이즈를 필터링하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 다중 상태 생체리듬 활동은 인체의 호흡을 포함하고, 상기 신호를 검출하는 단계는 상기 호흡을 지시하는 신호를 검출하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 배경 노이즈는 상기 신호의 심장박동 관련 요소를 포함하고, 상기 신호로부터 상기 배경 노이즈를 필터링하는 단계는 상기 신호로부터 상기 심장박동 관련 요소를 필터링하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 배경 노이즈를 필터링하는 단계는 주파수 스펙트럼을 제공하기 위해 상기 신호에 스펙트럼 분석을 수행하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 스펙트럼 분석을 수행하는 단계는 주파수 스펙트럼을 주파수 필터링하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 배경 노이즈를 필터링하는 단계는 상기 신호로부터 비주파수 관련 노이즈를 제거하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 비주파수 관련 노이즈는 상기 신호의 심장박동 관련 요소를 포함하고, 비주파수 관련 노이즈를 제거하는 단계는 상기 신호로부터 상기 신호의 심장박동 관련 요소를 제거하는 단계를 포함한다.

본 발명의 일 실시예에 따른, 인체의 호흡을 분석하는 방법이 제공되는데, 상기 방법은:

비접촉 마이크론을 이용하여, 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 원신호를 발생시키는 단계;

상기 호흡의 제1 세트의 하나 이상의 파라미터를 결정하기 위해 상기 원신호를 분석하는 단계; 및

상기 원신호에서 직접적으로 측정할 수 없는, 상기 호흡의 제2 세트의 하나 이상의 예측된 파라미터를 도출하기 위해 상기 제1 세트의 파라미터에 알고리즘을 적용하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 알고리즘을 적용하는 단계는 상기 제1 세트의 파라미터의 현상학적 함수와 동일하게 상기 제2 세트의 예측된 파라미터를 설정하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 제1 세트의 파라미터는 호흡의 진폭 크기를 포함하고, 상기 원신호를 분석하는 단계는 호흡의 진폭 크기를 결정하기 위해 호흡에 대한 공기흐름 음향을 적분하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 제1 세트의 파라미터는 호흡의 진폭 크기를 포함하고, 상기 제2 세트의 파라미터는 인체의 벤틸레이션의 크기 및 인체의 호흡의 불규칙 정도를 포함하는 리스트로부터 선택되고, 상기 알고리즘을 적용하는 단계는 상기 선택된 제2 세트의 파라미터를 도출하기 위해 호흡의 진폭 크기를 알고리즘에 적용하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 방법은 호흡의 진폭, 인체의 공기흐름의 기하학적 특징, 오무린 입술 호흡을 지시하는 공기흐름의 특성, 이완된 호흡을 지시하는 호흡의 특성, 인체의 폐의 수동 탄성 수축을 지시하는 호흡의 특성, 힘을 들인 호흡의 특성, 인체의 폐가 기능적인 변화를 경험하는 동안의 호흡의 특성을 포함하는 리스트로부터 선택된 인체의 적어도 하나의 추가적인 호흡-관련 파라미터를 도출하도록 적어도 하나의 제1 및 제2 세트의 파라미터를 분석하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 방법은 상기 제2 세트의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 결정된 복수의 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 인체를 가이드하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 호흡을 수행하도록 인체를 가이드하는 단계는 인체를 상기 복수의 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 가이드함으로써 인체의 불면증을 치료하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 비접촉 마이크론은 인체의 호흡 분석을 용이하게 하지 않는 적어도 하나의 기능을 수행할 수 있는 소비자 전자 디바이스의 비접촉 마이크론을 포함하고, 상기 원신호를 생성하는 단계는 상기 비접촉 마이크론을 이용한다. 대안적인 실시예에서, 상기 비접촉 마이크론은 인체의 호흡-관련 공기흐름과 유체 통신하는 의료 디바이스에 집적되고, 상기 원신호를 생성하는 단계는 상기 집적 비접촉 마이크론을 이용한다. 예를 들어 상기 의료 디바이스는 약 흡입기를 포함하고, 상기 원신호를 생성하는 단계는 상기 약 흡입기에 집적된 비접촉 마이크론을 이용한다.

일 실시예에서, 상기 원신호를 분석하는 단계는 상기 원신호로부터 날숨의 공기흐름 음향 신호를 도출하고, 상기 제1 세트의 파라미터를 결정하기 위해 상기 날숨의 공기흐름 음향 신호를 분석하는 것을 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 방법은 날숨이 감지되었는지를 지시하는, 인체에 대한 실시간 지시자를 생성하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 제1 세트의 파라미터는 실제 날숨 시간 및 인체의 호흡 주기를 포함하고, 상기 날숨 공기흐름 음향 신호를 분석하는 단계는 상기 실제 날숨 시간 및 호흡 주기를 결정하기 위해 상기 날숨 공기흐름 음향 신호를 분석하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 제2 세트의 파라미터는 호흡의 비날숨 부분의 진폭을 포함하고, 상기 알고리즘을 적용하는 단계는 상기 호흡의 비날숨 부분의 진폭을 도출하기 위해 상기 알고리즘을 적용하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 제2 세트의 파라미터는 인체의 들숨 시간을 포함하고, 상기 알고리즘을 적용하는 단계는 상기 들숨 시간을 도출하기 위해 상기 알고리즘을 적용하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 들숨 시간을 도출하기 위해 알고리즘을 적용하는 단계는 호흡 주기와 실제 날숨 시간 사이의 차이가 제1 함수의 실제 날숨 시간 이상인지를 결정하는 단계, 긍정의 경우에, 들숨 시간을 제2 함수의 상기 차이와 동일하게 설정하는 단계, 부정의 경우에, 들숨 시간을 제3 함수의 상기 실제 날숨 시간과 동일하게 설정하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 결정하는 단계는 호흡 주기와 실제 날숨 시간 사이의 차이가 실제 날숨 시간 이상인지를 결정하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 긍정의 경우에 들숨 시간을 상기 차이의 플러스 마이너스 20% 내의 값, 또는 플러스 마이너스 10% 내의 값으로 설정하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 제2 함수는 현상학적 상수 및 상기 차이의 함수를 포함하고, 상기 긍정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 차이의 제2 함수와 동일하게 설정하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 긍정의 경우에, 상기 제1 세트의 파라미터의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 상기 현상학적 상수를 결정하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 부정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 실제 날숨 시간의 플러스 마이너스 20% 내의 값, 또는 플러스 마이너스 10% 내의 값으로 설정하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 제3 함수는 현상학적 상수 및 상기 실제 날숨 시간의 함수를 포함하고, 상기 부정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 실제 날숨 시간의 제3 함수와 동일하게 설정하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 부정의 경우에 상기 제1 세트의 파라미터의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 상기 현상학적 상수를 결정하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 들숨 시간을 도출하기 위해 알고리즘을 적용하는 단계는 상기 들숨 시간을 상기 호흡 주기와 실제 날숨 시간 사이의 차이의 함수와 동일하게 설정하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 들숨 시간을 설정하는 단계는 상기 들숨 시간을 상기 차이의 플러스 마이너스 20% 이내의 값, 또는 플러스 마이너스 10% 이내의 값과 동일하게 설정하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 함수는 현상학적 상수 및 상기 차이의 함수를 포함하고, 상기 들숨 시간을 설정하는 단계는 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 차이의 함수와 동일하게 설정하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 들숨 시간을 설정하는 단계는 상기 제1 세트의 파라미터의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 상기 현상학적 상수를 결정하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 들숨 시간을 도출하기 위해 알고리즘을 적용하는 단계는 상기 들숨 시간을 실제 날숨 시간의 함수와 동일하게 설정하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 들숨 시간을 설정하는 단계는 상기 들숨 시간을 상기 실제 날숨 시간의 플러스 마이너스 20% 이내의 값, 또는 플러스 마이너스 10% 이내의 값과 동일하게 설정하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 함수는 현상학적 상수 및 상기 실제 날숨 시간의 함수를 포함하고, 상기 들숨 시간을 설정하는 단계는 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 날숨 시간의 함수와 동일하게 설정하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 들숨 시간을 설정하는 단계는 상기 제1 세트의 파라미터의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 상기 현상학적 상수를 결정하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 방법은 상기 들숨 시간 동안 호흡의 진폭을 결정하기 위해 도출된 들숨 시간을 분석하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 날숨 공기흐름 신호를 도출하는 단계는:

디지털 신호를 생성하기 위해 원신호를 디지털화하는 단계;

주파수 스펙트럼을 제공하기 위해 상기 디지털 신호에 스펙트럼 분석을 수행하는 단계; 및

상기 날숨 공기흐름 신호와 연관된 주파수 범위 이외의 주파수를 제거하기 위해 주파수 스펙트럼을 필터링하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 주파수 스펙트럼을 필터링하는 단계는 상기 범위를 30 내지 50 Hz 범위의 제1 주파수와 100 내지 200Hz 범위의 제2 주파수 사이가 되도록 설정하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 주파수 스펙트럼을 필터링하는 단계는:

복수의 교대하는 들숨과 날숨의 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 인체를 가이드하는 단계;

상기 비접촉 마이크론을 이용하여, 상기 호흡 상태동안 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 원측정 신호를 생성하는 단계;  
 디지털 측정 신호를 생성하기 위해 상기 원측정 신호를 디지털화하고, 들숨 주파수 스펙트럼과 날숨 주파수 스펙트럼을 제공하기 위해 상기 디지털 측정 신호에 스펙트럼 분석을 수행하는 단계;

순 주파수 스펙트럼을 얻기 위해 날숨 스펙트럼으로부터 들숨 스펙트럼을 차감하는 단계;

상기 순 주파수 스펙트럼을 분석함으로써 제1 주파수 및 제2 주파수를 결정하는 단계; 및

상기 범위를 제1 주파수 및 제2 주파수 사이에 있도록 설정하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 제1 주파수 및 제2 주파수를 결정하는 단계는:

상기 제1 주파수를 상기 제1 주파수보다 낮은 주파수를 가지는 순 스펙트럼의 제1 부분의 영역이 순 스펙트럼의 전체 영역의 제1 비율보다 낮게 되도록 설정하는 단계; 및

상기 제2 주파수를 상기 제2 주파수보다 큰 주파수를 가지는 순 스펙트럼의 제2 부분의 영역이 상기 순 스펙트럼의 전체 영역의 제2 비율보다 낮게 되도록 설정하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 원신호로부터 날숨 공기흐름 음향 신호를 도출하는 단계는 날숨 공기흐름 음향과 연관된 주파수 범위 이외의 주파수를 제거하기 위해 원신호를 필터링하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 원신호를 필터링하는 단계는 상기 범위를 30 내지 50 Hz 범위의 제1 주파수와 100 내지 200Hz 범위의 제2 주파수 사이가 되도록 설정하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 원신호를 분석하는 단계는 검출 임계값을 설정하는 단계를 포함하고, 날숨 공기흐름 음향 신호를 도출하는 단계는 상기 날숨 공기흐름 음향 신호로서 상기 검출 임계값을 초과하는 신호 강도를 가진 원신호 부분을 해석하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 검출 임계값을 설정하는 단계는 기능적인 호흡과 연관되지 않은 원신호에서의 이상 피크를 감소하기에 충분한 레벨로 상기 검출 임계값을 설정하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 검출 임계값을 설정하는 단계는:

시간상의 각각의 포인트에서 흐름 값을 가지는 디지털 신호를 생성하기 위해 원신호를 디지털화하고, 일 주기동안의 디지털 신호의 흐름 값을 버퍼링하는 단계;

상기 버퍼링된 흐름 값을 복수의 빈을 가지는 히스토그램으로 변환하는 단계;

가장 큰 수의 포인트를 가지는 하나의 빈을 최대 빈으로서 지정하는 단계;

최대 빈의 양측면에서 2개의 빈을 선택하는 단계;

2개의 빈사이의 흐름 간격과 동일하게 노이즈 밴드의 폭을 설정하는 단계; 및

상기 노이즈 밴드의 폭과 최대 빈의 흐름 값에 대응되게 검출 임계값을 설정하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 검출 임계값을 설정하는 단계는 최대 빈의 흐름 값과 상수 및 노이즈 밴드의 폭의 곱과의 합과 동일하게 상기 검출 임계값을 설정하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 방법은 제1 세트의 파라미터 및 제2 세트의 파라미터로부터 선택된 적어도 하나의 파라미터를 분석함으로써 수면 불량 호흡을 검출하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 수면 불량 호흡은 수면 무호흡과 연관된 호흡을 포함하고, 수면 불량 호흡을 검출하는 단계는 상기 수면 무호흡을 검출하는 단계를 포함한다. 다른 실시예에서, 상기 수면 불량 호흡은 유아 돌연사 증후군과 연관된 호흡을 포함하고, 수면 불량 호흡을 검출하는 단계는 상기 유아 돌연사 증후군을 검출하는 단계를 포함한다.

본 발명의 일 실시예에 따른, 인체의 호흡을 분석하는 방법이 또한 제공되는데, 상기 방법은:

호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 신호를 생성하는 단계;

복수의 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 인체를 가이드하는 단계;

가이드된 호흡 상태 동안 상기 신호를 분석하고, 상기 분석에 대응되게 필터의 하나 이상의 파라미터를 정의하는 단계; 및  
상기 정의된 파라미터를 가지는 필터를 이용하여 상기 신호로부터 배경 노이즈를 필터링하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 신호를 생성하는 단계는 비접촉 마이크로폰을 이용하여 상기 신호를 생성하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 필터의 하나 이상의 파라미터는 신호대노이즈비를 포함하고, 하나 이상의 파라미터를 정의하는 단계는 상기 신호대노이즈비를 정의하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 인체를 가이드하는 단계는 복수의 들숨과 날숨 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 상기 인체를 가이드하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 인체를 가이드하는 단계는 들숨, 날숨, 및 호흡 정지 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 상기 인체를 가이드하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 하나 이상의 파라미터를 정의하는 단계는:

상기 들숨의 공기흐름 음향과 배경 노이즈의 합 및 상기 날숨의 공기흐름 음향과 배경 노이즈의 합의 신호 특성을 결정하는 단계;

상기 신호 특성에 대응되게 순 배경 노이즈를 결정하는 단계; 및

상기 순 배경 노이즈에 대응되게 필터의 하나 이상의 파라미터를 정의하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 필터의 하나 이상의 파라미터는 제1 주파수 및 제2 주파수를 포함하고,

상기 신호를 분석하는 단계는:

디지털 측정 신호를 생성하기 위해 상기 신호를 디지털화하고, 상기 들숨 주파수 스펙트럼과 날숨 주파수 스펙트럼을 제공하기 위해 상기 디지털 신호에 스펙트럼 분석을 수행하는 단계;

순 주파수 스펙트럼을 얻기 위해 날숨 스펙트럼으로부터 들숨 스펙트럼을 차감하는 단계;

상기 순 주파수 스펙트럼을 분석함으로써 제1 주파수 및 제2 주파수를 결정하는 단계를 포함하고,

상기 배경 노이즈를 필터링하는 단계는 상기 제1 주파수 및 제2 주파수에 의해 정의된 주파수 범위 밖의 주파수를 제거하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 제1 주파수 및 제2 주파수를 결정하는 단계는:

상기 제1 주파수를 상기 제1 주파수보다 낮은 주파수를 가지는 순 스펙트럼의 제1 부분의 영역이 순 스펙트럼의 전체 영역의 제1 비율보다 낮게 되도록 설정하는 단계; 및

상기 제2 주파수를 상기 제2 주파수보다 큰 주파수를 가지는 순 스펙트럼의 제2 부분의 영역이 상기 순 스펙트럼의 전체 영역의 제2 비율보다 낮게 되도록 설정하는 단계를 포함한다.

본 발명의 일 실시예에 따른, 인체의 호흡을 분석하기 위한 방법이 또한 제공되는데, 상기 방법은:

인체의 호흡 주기와 실제 날숨 시간을 결정하는 단계;

상기 호흡 주기와 실제 날숨 시간 사이의 차이가 제1 함수의 실제 날숨 시간이상인지를 결정하는 단계;

공정의 경우에, 들숨 시간을 제2 함수의 상기 차이와 동일하게 설정하는 단계; 및

부정의 경우에, 들숨 시간을 제3 함수의 상기 실제 날숨 시간과 동일하게 설정하는 단계를 포함한다.

일 실시예에서, 상기 날숨 시간 및 호흡 주기를 결정하는 단계는:

상기 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 원신호를 생성하는 단계;

상기 원신호로부터 날숨 공기흐름 음향 신호를 도출하기 위해 상기 원신호를 분석하는 단계;

상기 실제 날숨 시간과 호흡 주기를 결정하기 위해 상기 날숨 공기흐름 음향 신호를 분석하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 결정하는 단계는 호흡 주기와 실제 날숨 시간 사이의 차이가 실제 날숨 시간이상인지를 결정하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 공정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 차이의 플러스 마이너스 20% 내의 값, 또는 플러스 마이너스 10% 내의 값으로 설정하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 제2 함수는 현상학적 상수 및 상기 차이의 함수를 포함하고, 상기 공정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 차이의 제2 함수와 동일하게 설정하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 호흡의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 상기 현상학적 상수를 결정하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 부정의 경우에 상기 들숨 시간을 상기 실제 날숨 시간의 플러스 마이너스 20% 내의 값, 또는 플러스 마이너스 10% 내의 값으로 설정하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 제2 함수는 현상학적 상수 및 상기 실제 날숨 시간의 함수를 포함하고, 상기 부정의 경우 경우에 상기 들숨 시간을 상기 현상학적 상수 및 상기 날숨 시간의 제2 함수와 동일하게 설정하는 단계를 포함한다. 어떤 실시예에서, 상기 부정의 경우에, 상기 호흡의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 대응되게 상기 현상학적 상수를 결정하는 단계를 포함한다.

본 발명의 일 실시예에 따른, 인체의 호흡을 분석하는 방법이 제공되는데, 상기 방법은:

호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 원신호를 생성하는 단계;

검출 임계값을 설정하는 단계로서,

시간상의 각각의 포인트에서 흐름 값을 가지는 디지털 신호를 생성하기 위해 원신호를 디지털화하고, 일 주기동안의 디지털 신호의 흐름 값을 버퍼링하는 단계;

상기 버퍼링된 흐름 값을 복수의 빈을 가지는 히스토그램으로 변환하는 단계;

가장 큰 수의 지점을 가지는 하나의 빈을 최대 빈으로서 지정하는 단계;

최대 빈의 양측면에서 2개의 빈을 선택하는 단계;

2개의 빈 사이의 흐름 간격과 동일하게 노이즈 밴드의 폭을 설정하는 단계; 및

상기 노이즈 밴드의 폭과 최대 빈의 흐름 값에 대응되게 검출 임계값을 설정하는 단계를 포함하는 검출 임계값을 설정하는 단계; 및

상기 날숨 공기흐름 음향 신호로서 상기 검출 임계값보다 큰 신호 강도를 가진 원신호의 부분을 해석하는 것에 의해 상기 원신호로부터 날숨 공기흐름 음향 신호를 도출하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 검출 임계값을 설정하는 단계는 최대 빈의 흐름 값과 상수 및 노이즈 밴드의 폭의 곱과의 합과 동일하게 상기 검출 임계값을 설정하는 단계를 포함한다.

본 발명의 일 실시예에 따른 방법이 제공되는데, 상기 방법은

벤틸레이터에 집적된 비접촉 마이크로폰을 이용하여, 인체의 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 신호를 생성하는 단계; 및  
상기 인체의 실제 날숨을 검출하기 위해 상기 신호를 분석하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 방법은 상기 벤틸레이터가 적절히 작동하는 것을 결정하기 위해 상기 실제 날숨을 분석하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 신호를 분석하는 단계는 상기 실제 호흡을 검출하기 위해 상기 신호의 저주파수 요소를 분석하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 신호를 생성하는 단계는 벤틸레이션을 떼어낸 동안 상기 신호를 생성하는 단계를 포함한다.

본 발명의 일 실시예에 따른 방법이 또한 제공되는데, 상기 방법은

약 흡입기에 집적된 비접촉 마이크로폰을 이용하여, 인체의 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 신호를 생성하는 단계; 및  
상기 인체의 실제 날숨을 검출하기 위해 상기 신호를 분석하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 방법은 상기 검출된 실제 날숨에 적어도 부분적으로 대응되게 결정된 복수의 호흡 상태에 호흡을 수행하도록 상기 인체를 가이드하는 단계를 포함한다.

어떤 실시예에서, 상기 신호를 분석하는 단계는 상기 실제 호흡을 검출하기 위해 상기 신호의 저주파수 요소를 분석하는 단계를 포함한다.

본 발명의 일 실시예에 따른 방법이 또한 제공되는데, 상기 방법은

불면증을 가진 인체를 선택하는 단계;

비접촉 마이크로폰을 이용하여, 인체의 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 신호를 생성하는 단계;

상기 인체의 실제 날숨을 검출하기 위해 상기 신호를 분석하는 단계; 및

상기 검출된 실제 날숨에 적어도 부분적으로 대응되게 결정된 복수의 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 상기 인체를 가이드함으로써 불면증을 치료하는 단계를 포함한다.

본 발명의 일 실시예에 따른, 인체의 호흡을 분석하는 장치에 있어서, 상기 장치는:

호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 원신호를 생성하도록 적용된 비접촉 마이크로폰; 및

제1 세트의 상기 호흡의 하나 이상의 파라미터를 결정하기 위해 상기 원 신호를 분석하고,

상기 원신호에서 직접적으로 측정할 수 없는, 상기 호흡의 제2 세트의 하나 이상의 예측된 파라미터를 도출하기 위해 상기 제1 세트의 파라미터에 알고리즘을 적용하도록 적용된 제어 유닛을 포함한다.

본 발명의 일 실시예에 따른, 인체의 호흡을 분석하는 장치를 제공하는데, 상기 장치는:

호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 신호를 생성하도록 적용된 마이크로폰;

출력 발생기; 및

제어 유닛을 포함하고, 상기 제어 유닛은

복수의 호흡 상태에서 호흡을 수행하도록 인체를 가이드하도록 상기 출력 발생기를 구동하고,  
 가이드된 호흡 상태동안 상기 신호를 분석하고, 상기 분석에 대응되게 필터의 하나 이상의 파라미터를 정의하고,  
 상기 정의된 파라미터를 가지는 필터를 이용하여 상기 신호로부터 배경 노이즈를 필터링하도록 적용되어 있다.

본 발명의 일 실시예에 따른, 인체의 자연 발생 다중 상태 생체리듬 활동을 수정하는 장치를 제공하는데, 상기 장치는:  
 다중 상태 생체리듬 활동을 지시하는 신호를 검출하는 센서;  
 제어 유닛; 및  
 상기 인체에 자극 입력을 제공하도록 적용된 자극기를 포함하고 있고,  
 상기 제어 유닛은,  
 필터의 하나 이상의 파라미터를 결정하기 위해 상기 신호를 분석하고,  
 상기 파라미터를 가지는 필터를 이용하여 상기 신호로부터 배경 노이즈를 필터링하고,  
 상기 필터링된 신호에 적어도 부분적으로 대응되게, 상기 인체의 적어도 하나의 생체리듬 활동을 변화시키도록 적용되는  
 상기 자극 입력을 결정하도록 적용되어 있다.

본 발명의 일 실시예에 따른, 인체의 호흡을 분석하기 위한 장치가 제공되는데, 상기 장치는:  
 인체의 호흡 주기와 실제 날숨 시간을 결정하고,  
 호흡 주기와 실제 날숨 시간사이의 차이가 제1 함수의 실제 날숨 시간이상인지를 결정하고,  
 긍정의 경우에, 들숨 시간을 제2 함수의 상기 차이와 동일하게 설정하고,  
 부정의 경우에, 들숨 시간을 제3 함수의 상기 실제 날숨 시간과 동일하게 설정하도록 적용되어 있는 제어 유닛을 포함하  
 다.

본 발명의 일 실시예에 따른, 인체의 호흡을 분석하는 장치가 제공되는데, 상기 장치는:  
 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 원신호를 생성하도록 적용된 센서; 및  
 제어 유닛을 포함하고 있고,  
 상기 제어 유닛은  
 시간상의 각각의 포인트에서 흐름 값을 가지는 디지털 신호를 생성하기 위해 원신호를 디지털화하고, 일 주기동안의 디지  
 털 신호의 흐름 값을 버퍼링하고, 상기 버퍼링된 흐름 값을 복수의 빈을 가지는 히스토그램으로 변환하고, 가장 큰 수의 지  
 점을 가지는 하나의 빈을 최대 빈으로서 지정하고, 최대 빈의 양측면에서 2개의 빈을 선택하고, 2개의 빈사이의 흐름 간격  
 에 동일하게 노이즈 밴드의 폭을 설정하고, 상기 노이즈 밴드의 폭과 최대 빈의 흐름 값에 대응되게 검출 임계값을 설정하  
 는 것에 의해 검출 임계값을 설정하고,  
 날숨 공기흐름 음향 신호로서 상기 검출 임계값보다 큰 신호 강도를 가진 원신호의 부분을 해석하는 것에 의해 상기 원신  
 호로부터 날숨 공기흐름 음향 신호를 도출하도록 적용되어 있다.

본 발명의 일 실시예에 따른, 벤틸레이터와 사용하기 위한 장치를 제공하는데, 상기 장치는

인체의 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 신호를 생성하고, 상기 벤틸레이터에 집적되어 있는 비접촉 마이크로폰; 및  
상기 인체의 실제 날숨을 검출하기 위해 상기 신호를 분석하도록 적용된 제어 유닛을 포함한다.

본 발명의 일 실시예에 따른, 약 흡입기와 사용하기 위한 장치를 제공하는데, 상기 장치는

상기 약 흡입기에 집적되고, 인체의 호흡의 공기흐름 음향을 지시하는 신호를 생성하도록 적용된 비접촉 마이크로폰; 및  
상기 인체의 실제 날숨을 검출하기 위해 상기 신호를 분석하도록 적용된 제어 유닛을 포함한다.

본 발명은 후술하는 도면을 참조하여 설명하는 실시예의 상세한 설명으로부터 더욱 명확히 이해될 것이다.

### 실시예

도1은 본 발명의 일 실시예에 따라, 사용자(20)에 적용되는 마이크로폰-기반 호흡 패턴 변경 시스템(10)을 도식적으로 나타내는 도면이다. 시스템(10)은 마이크로폰(22) 및 스피커(24)를 포함하는데, 이것은 전형적으로 표준 헤드셋 또는 전화기의 표준 구성요소이다. 시스템(10)은 또한 제어유닛(26)을 더 포함하는데, 이것은 케이블이나 무선으로 마이크로폰(22) 및 스피커(24)와 연결되어 있다.

도2는 본 발명의 일 실시예에 따라 시스템(10)의 블록도를 나타낸다. 제어유닛(26)은 증폭기(28), A/D 컨버터(30), CPU(32), 및 음 합성기(34)를 포함한다. 전형적으로 음 합성기(34)는 톤, 음악, 및/또는 합성된 또는 녹음된 음성 메시지를 생성하도록 채용된다.

일부 응용에서, 제어유닛(26)은 본 명세서에 기술된 기능을 수행하기 위해 소프트웨어로 프로그래밍되는, 표준 소비자 전자 디바이스를 포함한다. 예를 들어, 제어유닛(26)은 표준 또는 포켓 컴퓨터, 퍼스널 디지털 어시스턴트(PDA), "스마트" 폰, 텔레폰, 또는 휴대용 전화기를 포함할 수 있다. 대안적으로, 제어유닛(26)의 기능중 적어도 일부는, 기존의 무선 또는 유선 네트워크를 통한 로컬 디바이스의 액세스에 의해 원격 시스템상에서 실행된다. 또한 대안적으로, 제어유닛(26)은 본 명세서에 기술된 기술들을 실행하기 위해 제조된 고객 제어유닛(custom control unit)을 포함한다.

일반적으로 사용자용으로 고안된 헤드셋에서의 비-접촉 표준 마이크로폰은 다음 두 개의 소스로부터의 힘들이지 않은 (effortless) 호흡의 사운드를 검출할 수 있다: (a) 전형적으로 500 내지 5000Hz 주파수 범위에 있고, 신체내에서 생성되어 말 등을 통해 주위환경으로 전파되는, 사운드 웨이브; 및 (b) 날숨 동안 및 때로는 바람부는 상태에서 마이크로폰 부근의 공기흐름에 의해 생성되는 난류(turbulence)를 반영하고 있는 저주파수 사운드 웨이브. 표준 마이크로폰은 제1 소스(a)로 분류되는 말(speech)을 검출하도록 설계된다. 말은 사용자의 특정 해부학적 구조에 특유한 것으로, 통상적으로는 사용자의 주위 어디에서나 검출될 수 있고 들숨 및/또는 날숨 동안에 생성될 수 있다. 제2 소스 (b)의 사운드는 보통 최소화되어야 하는 잡음으로 간주된다(예컨대, 본 명세서에 언급되어 포함되어 있는 플리스의 미국특허 제4,887,693호 참조). 이 사운드는 사용자의 특정 해부학적 구조와는 무관하고 보통 날숨에만 국한되고, 통상적으로는 마이크로폰이 공기흐름 통로에 위치하고 있을 때에만 검출될 수 있다.

도3은 본 발명의 일 실시예에 따라 원(raw) 아날로그 신호로부터 호흡 패턴을 판별하는 방법을 나타내는 흐름도이다. 증폭 단계(100)에서 증폭기(28)는 마이크로폰(22)에 의해 생성된 원 아날로그 신호를 증폭하고, 디지털화 단계(102)에서 A/D 컨버터(30)는 증폭된 신호를 디지털화 한다. 제어유닛(26)은 버퍼 단계(104)에서 디지털 신호를 버퍼링한다. 버퍼의 크기는 검출 프로세스의 요구에 응답하여 결정된다. 예컨대, 아래에 설명되는 것처럼 매 t초마다 스펙트럼 분석을 행하는 것이 요구되고 또한 데이터가 샘플링 비율 f로 샘플링된다면, 전형적으로 버퍼는 적어도 t\*f 데이터 포인트를 확보하기에 충분할 정도로 커야 한다.

필터링 단계(106)에서 제어유닛(26)은 예컨대 매 0.05 ~ 1초마다 (매 0.1초마다와 같이) 버퍼링된 데이터에 대한 스펙트럼 분석을 주기적으로 실행한다. 전형적으로 제어유닛(26)은, 최소 주파수(fmin)와 최대 주파수(fmax) 사이의 주파수 범위 내에서 동작하며, 이산 푸리에 변환(DFT)을 사용하여 스펙트럼 분석을 실행한다. 최소 및 최대 주파수는 통상 마이크로폰(22)의 특성과 특정 응용목적에 기초하여 결정된다. 일반적으로 최대 주파수는, 최대 주파수보다 더 높은 주파수에서의 스펙트럼 전력이 날숨의 공기흐름에 관련되지 않은 사운드에 의해 좌우되도록, 최대 주파수가 설정된다. 통상적으로 최소 주파수는, 최소 주파수보다 더 낮은 주파수에서의 스펙트럼 전력이 예컨대 바람 등의 주위환경의 공기흐름에 의해 좌우되도록, 최소 주파수가 설정된다. 전형적으로 필터링 단계(106)에서 제어유닛(26)은 주파수(f1)보다 작고 주파수(f2)보다는

큰 주파수를 제거하는데, 이때  $f_1$ 은 최소 주파수( $f_{min}$ ) 보다는 크고,  $f_2$ 는 최대 주파수( $f_{max}$ ) 보다는 작다. 몇몇 응용에서, 제어유닛(26)은 도8, 도9a, 및 도9b를 참조하며 아래에서 언급되는 적응적 최적화 기술(adaptive optimization technique)을 사용하여  $f_1$  및  $f_2$ 를 결정한다. 대안적으로,  $f_1$  및  $f_2$ 는 미리 선택된다(이 경우 필터링은 적응적이지는 않다). 전형적으로,  $f_1$ 은 약 30 내지 약 50 Hz 사이에 있고  $f_2$ 는 약 100 내지 약 200 Hz 사이에 있다.

스펙트럼 적분 단계(108)에서 제어유닛(26)은 스펙트럼의 전력을 적분(integrate)하고, 통상적으로, 이동 평균 연산 단계(110)에서 이동-평균(moving-average) 연산을 하여 신호를 평탄화(smooth)한다. 결과적인 시간(temporal) (즉, 비-스펙트럼) 신호는 마이크로폰-검출 날숨 공기흐름을 나타내고 있다. 제어유닛은 (a) 이 신호를 버퍼 단계(112)에서 버퍼링하고 또한 (b) 날숨 공기흐름 검출 단계(114)에서 이 신호를 분석하는데, 이러한 두 가지 동작 모두 아래에서 설명된다.

버퍼 단계(112)에서, 제어유닛(26)은 N개의 가장 최근의 호흡 주기 동안 검출된 시간 신호(temporal signal)를 버퍼링한다. N은 데이터 분포가 임계값 결정에 충분함을 확실히 하기 위한 패턴 파라미터에 의해 결정된다. 예를 들어 아래의 도4a에 도시된 것처럼 적어도 다섯개의 검출된 호흡 주기를 포함하도록 N이 선택될 수 있다.

임계값 계산 단계(116)에서, 버퍼 단계(112)에서 저장되었던 데이터를 사용하여 제어유닛(26)은 선택된 시간 간격에서의 검출 임계값을 계산하는데, 전형적으로 도4a 및 도4b를 참조하여 아래에서 설명되는 기술을 이용한다. 일부 응용에서 검출 임계값은, (a) 도4a 및 도4b를 참조하여 아래에서 설명되는 기술을 사용하여 결정된 임계값, 및 (b) 아래 설명에서와 같이 단계(118)에서 결정된 2차 임계값, 중에서 더 큰 값과 동일하도록 설정된다. 날숨 공기흐름 검출 단계(114)에서, 제어유닛(26)은 검출 임계값과 관련하여 마이크로폰-검출 공기흐름을 분석함으로써 날숨-관련 공기흐름의 시작과 종지를 검출한다. 제어유닛은 검출 임계값보다 더 큰 신호강도를 갖는 공기흐름을 날숨으로 해석하고, 검출 임계값보다 작은 신호강도를 갖는 공기흐름을 배경 노이즈로 해석한다.

일부 응용에서, 날숨 공기흐름 검출 단계(114)에서 제어유닛(26)은, 날숨이 검출되었음을 나타내는, 사용자(20)에 대한 실시간 지시자(indication)를 생성한다. 일부 응용에서, 이 지시자는 사용자(20)가 마이크로폰(22)의 위치를 최적화하도록 도와준다. 대안적으로 또는 부가적으로, 만약 어느 특정 시간주기 동안 어떠한 호흡 신호도 검출되지 않았다면, 제어유닛(26)은 사용자(20)에게 마이크로폰(22)의 위치가 바뀌어야 함을 통지한다.

패턴 결정 단계(118)에서, 제어유닛(26)은 도5,6,7을 참조하여 아래에서 설명하는 것과 같은 호흡 패턴 파라미터를 결정한다. 이러한 파라미터를 결정하기 위해서는 처리할 수 있는 충분히 많은 수의 최근 호흡 데이터 포인트를 갖는 것이 바람직하며, 이러한 데이터 포인트는 버퍼 단계(112)에서 저장된다. 예를 들어, 만약 다섯개의 호흡을 나타내는 호흡 데이터를 가지는 것이 바람직하고, 또한 가장 최근의 다섯번의 호흡이 45초 동안 발생했고 10Hz로 샘플링되었다면, 버퍼는 전형적으로 적어도 450 포인트를 갖게 될 것이다. (당업계에 공지된 것과 같은 데이터 처리 기술이 이 숫자를 줄이는데 응용될 수도 있다.)

일 실시예에서, 위에서 설명한 임계값 계산 단계(116)에서의 2차 임계값의 사용은, 미리 결정된 규칙에 따라 기능적 호흡(functional breathing)에 관련될 수 없는 이상 피크값(erratic peak)을 감소시키거나 제거한다. 예를 들면, (a) (호흡이 아니라) 대화를 하거나 또는 (b) (기능적 호흡 사이클의 일부로서가 아니라) 자세를 바꾸느라 숨을 내쉬으로써 공기를 허파로부터 방출하고 있는 사용자와 관련되는, 특정 기록된 신호중에서의 잘못된 피크값을 식별하기 위해 2차 임계값이 사용될 수 있다.

제어유닛(26)은, (a) 이전의 1~5번의 호흡에 관한 하나 이상의 값에 응답하여 2차 임계값을 정의하고 (예컨대, 2차 임계값을 상기 호흡에 관한 평균 호흡 부피보다 n배 큰 값으로 설정함); (b) 현재 기록되는 호흡 데이터에 대한 대응 파라미터를 2차 임계값과 비교하고; 그리고, (c) 상기 대응 파라미터가 2차 임계값을 넘지 않는다면, 현재 기록되는 호흡 데이터를 실제의 기능적 호흡을 나타내는 것으로 받아들이는 것에 의해; 하나 이상의 2차 임계값을 정의하고 이용하는 것이 적절하다. 일부 응용에서, (예를 들어, 호흡 패턴 및/또는 일련의 호흡에 반영되는 바와 같이, 가장 최근의 평균 흐름 진폭의 일정 퍼센트, 예컨대 20%를 취함으로써) 제어유닛(26)은 패턴 결정 단계(118)에서 2차 임계값을 결정한다.

이제, 본 발명의 일 실시예에 따라 임계값 계산 단계(116)(도3)에서 분석된 신호를 도식적으로 나타내는 도4a 및 도4b를 참조한다. 도4a는 20초 주기에 걸쳐 버퍼 단계(112)에서 저장된 디지털화된 마이크로폰 신호의 트레이스(trace)(160)를 보여준다. 트레이스(160)는 도4b에 도시된 히스토그램(170)으로 변형된다. 전형적으로 이 변형은 히스토그램(170)의 빈(bin) 폭을, 적어도 하나의 빈이 적어도 임계값 수의 포인트 n, 예컨대 약 20 데이터 포인트를 갖도록 하는 최소값과 동일하게 되도록 설정한다. 전형적으로, 최소 혹은 최소에 가까운 수의 빈들이 적어도 임계값 수의 포인트를 가지도록 빈 폭이 설정된다.

빈 폭을 설정하는 제1 방법에 따르면, 제어유닛(26)은 최초의 과도기적(transitional) 빈 폭을 낮은 값, 전형적으로는 1로 설정한다. 제어유닛은 각 결과적인 빈에서의 포인트의 수를 카운트한다. 만약 모든 빈이 n 포인트보다 적은 값을 갖는다면, 제어유닛은 과도기적 빈 폭을, 전형적으로는 1만큼, 증가시키고, 이 방법은 이전의 카운트 단계로 루프백(loop back) 한다. 한편, 만약 임의의 빈이 적어도 n 포인트를 가진다면, 제어유닛은 가장 큰 수의 포인트 M을 갖는 빈을 최대 빈(172)으로 지정한다.

빈 폭을 설정하는 제2 방법에 따르면, 제어유닛(26)은 연속-근사 절차(successive-approximation procedure)를 트레이스(160)의 데이터에 적용한다. 제어유닛은 0과 F 사이의 흐름 데이터 범위(flow data range)를 갖는 단일 빈을 가지고 있는 최초의 과도기적 히스토그램을 생성하며, 이때 F는 트레이스(160)의 최대 흐름값이다. 제어유닛은 흐름 데이터 범위를 두개의 동등한 흐름 간격, 즉 (1) 0부터 F/2까지 및 (2) F/2부터 F까지로 분할한다. 제어유닛은 더 큰 수의 포인트를 포함하고 있는 흐름 간격을 선택하여, 이 선택된 흐름 간격에서의 포인트의 수를 n과 비교한다. 만약 상기 선택된 흐름 간격에서의 포인트의 수가 n과 같거나 크다면, 상기 방법은 상기 분할 단계로 복귀하며, 여기서 상기 선택된 흐름 간격이 두개의 흐름 간격으로 분할된다. 한편, 만약 상기 선택된 흐름 간격에서의 포인트의 수가 n 보다 작으면, 제어유닛은 전형적으로 가장 최근의 분할로 되돌아가서, M 포인트를 갖는 흐름 간격을 산출하며, 이 때 M은 n과 같거나 크다. 제어유닛은 결과적인 흐름 간격을 히스토그램(170)의 빈 폭으로 사용한다. 제어유닛은 가장 큰 수의 포인트를 갖는 히스토그램(170)의 빈을 최대 빈(172)로 지정한다.

최대 빈(172)는 B라는 흐름값(y-축)을 가진다. 전형적으로 흐름값 B는 신호의 배경 노이즈의 평균 흐름에 대응한다. 전형적으로 제어유닛은 M/2에 가장 가까운 다수의 포인트를 갖는 최대 빈(172)의 양측에서 두개의 빈(176 및 178)을 선택하며, 빈(176,178) 사이의 흐름 간격과 동일한 노이즈 밴드(180)의 폭(W)을 설정한다. (설명하였듯이, M/2를 사용하는 대신 일부 응용에서는 M/k의 값이 사용되며, 이 때 k는 전형적으로 1.5 내지 4 사이에 있다.) 전형적으로, 제어유닛은 (a) B; 및 (b) W와 상수의 곱;을 더한 값, 예컨대 W의 정수배와 B의 더하기, 즉 예로서 B + 2W와 동일한 검출 임계값(182)을 설정한다. 전형적으로 제어유닛(26)은 실질적으로 연속인 검출 임계값(182)을 결정하여, 그 결과로서 적응적 검출 프로세스를 산출한다.

이제, 본 발명의 일 실시예에 따라 본 명세서에서 설명되는 기술을 사용하여 기록되는 마이크로폰-검출 공기흐름의 기록(250), 및 당업계에 공지된 기술을 사용하여 기록되는 가슴둘레의 대응 기록(252)을 나타내는 도5를 참조한다. 마이크로폰-검출 기록(250) 및 가슴둘레 기록(252)은 동일 사용자에게서 동시에 기록되었다. 마이크로폰-검출 기록(250)은 도3을 참조하여 위에서 설명한 필터링 단계(106)에서 각각 30Hz와 150Hz의 f1 및 f2 주파수를 사용하여 필터링되었다. 가슴둘레 기록(252)은 상기 설명한 개비쉬의 미국특허 제5,423,328호 및 제6,090,037호에 설명된 벨트-타입 센서와 유사한 벨트-타입 센서를 사용하여 기록되었다. 이러한 벨트-타입 센서는 호흡 상태의 매우 정확하게 측정할 수 있기 때문에, 가슴둘레 기록(252)은 본 명세서에 기재된 기술을 사용하는 마이크로폰-기반 호흡 상태 판단의 정확성 판별을 제어하는 역할을 한다.

가슴둘레 기록(252)은 정상 호흡의 모든 상태: 즉, 실제 날숨(active expiration)과 날숨후의 정지를 포함한 들숨과 날숨을 모두 분명하게 보여준다. 가슴둘레 기록(252)은 최소-최대 분석을 사용하여 분석되어, 예컨대 상기 언급한 미국특허 제 5,800,337호의 설명과 같이, 들숨 시간(Tin), 호흡 주기(T), 날숨 시간(Tex = T-Tin), 실제 날숨 시간(Tax), 및 호흡 진폭(A)을 유도한다.

반대로, 마이크로폰-검출 기록(250)은 단지 호흡중 실제 날숨 상태만을 보여준다. (예컨대 개비쉬 등의 특허 및 특허출원에서 설명하였듯이 들숨-관련 및 날숨-관련 가이드 톤(guiding tone)을 생성함에 의한 호흡 패턴 변경을 비롯한) 어떤 응용에서는 적어도 들숨 시간의 추정값이 필요하다.

본 발명의 일 실시예에 따라 도5에 도시된 데이터를 사용하여 마이크로폰-검출 날숨 시간(Tf) 및 벨트-판별 실제 날숨 시간(Tax) 사이의 예시적인 상관관계를 나타내는 도6을 참조한다. 선형 회귀(linear regression)를 사용하여 결정되듯이, Tf 및 Tax 사이의 상관관계는 r=0.98 이고, 기울기 0.97±0.05 (1로 추정) 및 거의 제로의 절편(intercept) (0으로 추정)을 가진다. 시간의 정확도는 0.22초인데, 이 때 0.14초는 10Hz의 샘플링 속도하에서 시간 간격 측정시의 통계적 오차이다. 유사한 상관관계는 마이크로폰-검출 호흡 주기 및 벨트-판별 호흡 주기 사이에서도 발견되었다(데이터 도시 생략). 이러한 데이터는, 마이크로폰-검출 파라미터가 벨트-타입 센서에 의해 검출된 파라미터와 양립가능함을 나타낸다.

도5로 되돌아가서, 본 발명의 일 실시예에서 마이크로폰-검출 실제 날숨 시간(Tf) 및 호흡 주기(T)(연속하는 호흡들 사이의 시간)를 사용하여 들숨 시간(Tinf)을 추정하는 방법이 제공된다. 이 방법은 전형적으로 도3을 참조하여 위에서 설명한

패턴 결정 단계(118)를 수행하는데 사용된다. 가슴둘레에 의해 나타내어지듯이 공기흐름은 허파 체적의 시간 도함수이기 때문에, 일반적으로, 기록(250)에 반영된 공기흐름 신호는 날숨 동안 가슴둘레 기록(252)의 (반전된 부호를 갖는) 시간 도함수에 대응한다.

본 발명자는 힘들이지 않은 호흡(effortless breathing)이 일반적으로 다음의 두 패턴 중 하나에 의해 특징지워질 수 있다는 점에 주목하였다:

\* 제1 패턴(260): 일반적으로, 실제 날숨(Tax)의 끝이 이어지는 들숨(Tin)의 시작과 동시에 일어난다. 이 패턴에서는 Tinf는 다음 공식을 사용하여 추정된다.

$$T_{inf} = T - T_f \quad (1)$$

일부 응용에서, Tinf는 T-Tf의 함수로 설정된다. 예를 들어, Tinf는 T-Tf와 약 0.8 내지 약 1.2 사이(예컨대 약 0.95 내지 약 1.05 사이)의 정수와의 곱으로 설정될 수 있다. 대안적으로, Tinf는 T-Tf와 상기 값(상기 값은 양수 또는 음수이다)의 함으로 설정될 수 있다. 일부 응용에서, Tinf는 플러스 또는 마이너스 20% 내에서 (예컨대 플러스 또는 마이너스 10%내에서) T-Tf와 동일하도록 설정될 수 있다. 일부 응용에서, Tinf는 T-Tf의 현상학적 함수, 또는 본 명세서에 설명된 기술을 사용하여 측정된 다른 호흡-관련 파라미터의 현상학적 함수로 설정될 수 있다. 일부 응용에서 현상학적 함수중 하나 이상의 상수가 호흡의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 응답하여 결정된다.

\* 제2 패턴(262): 실제 날숨(Tax)의 끝 이후에 가슴의 움직임 없이 상태(Tp)가 뒤따르고, 그 후 이어지는 들숨(Tin)의 시작이 뒤따른다. 이 패턴에서는 Tinf는 전형적으로 다음 공식을 사용하여 추정된다.

$$T_{inf} = T_f \quad (2)$$

일부 응용에서, Tinf는 Tf의 함수로 설정된다. 예를 들어, Tinf는 Tf와 약 0.8 내지 약 1.2 사이(예컨대 약 0.95 내지 약 1.05 사이)의 정수와의 곱으로 설정될 수 있다. 대안적으로, Tinf는 Tf와 상기 값(상기 값은 양수 또는 음수이다)의 함으로 설정될 수 있다. 일부 응용에서, Tinf는 플러스 또는 마이너스 20% 내에서 (예컨대 플러스 또는 마이너스 10%내에서) Tf와 동일하도록 설정될 수 있다. 일부 응용에서, Tinf는 Tf의 현상학적 함수, 또는 본 명세서에 설명된 기술을 사용하여 측정된 다른 호흡-관련 파라미터의 현상학적 함수로 설정될 수 있다. 일부 응용에서 현상학적 함수중 하나 이상의 상수가 호흡의 적어도 하나의 파라미터에 적어도 부분적으로 응답하여 결정된다.

본 발명자는 제2 패턴(260)에서 실제 날숨 시간(Tax)이 일반적으로 들숨 시간(Tin)의 지속시간보다 더 큰 지속시간을 가지며, 때로는 다섯배까지 더 크다는 것에 주목하였다. 반대로, 제2 패턴(262)에서, Tax는 일반적으로 Tin의 지속시간 유사한 지속시간을 가진다. 본 발명자는, 사용자가 입술을 오픈채 호흡하는 등의 행동(즉, 입술 사이를 좁힘으로써 인위적으로 날숨을 연장하는 것으로, 공지된 자연적인 치료적 조치이다)을 할 때 제1 패턴(260)이 보통 얻어진다는 것에 주목하였다. 제2 패턴(262)는 들숨과 날숨의 시작시에 흐름을 매칭시키려는 일반적이고 자연스런 경향을 반영한다.

공식 (1) 및 (2)는 다음 알고리즘에 의해 결합되어 나타낼 수 있다:

만일  $T - T_f \geq T_f$  이면

그러면  $T_{inf} = T - T_f$ ,

그 외에는  $T_{inf} = T_f$  (3)

위에서 언급하였듯이 일부 응용에서 Tinf는 상기 조건의 평가에 따라 T-Tf 또는 Tf의 함수로 설정된다. 대안적으로 또는 부가적으로 상기 알고리즘에 의해 평가되는 조건은 '만일  $T - T_f \geq (T_f \text{의 함수})$  이면' 이다.

도7은 본 발명의 일 실시예에 따라 측정된 실험결과를 나타내는 그래프이다. 이 그래프는 알고리즘 (3)을 사용하여 계산된 마이크로폰-검출 Tinf (y-축) 대(對) 벨트-타입 센서로 측정된 Tin (x-축)을 나타내며, 데이터 포인트들은 10명의 각기 다른 사용자로부터(각 사용자로부터 3번의 호흡씩) 임의로 선택되었다. 선형 회귀를 사용하여 결정되는 바와 같이 Tinf 및 Tin 사이의 상관관계는  $r=0.82$  이고, 기울기  $0.97 \pm 0.13$  (1로 추정)이고 거의 제로의 절편 (0으로 추정)을 가진다. 시간 정확도는 0.54 초이고, 이 때 0.14초는 10Hz의 샘플링 속도하에서 시간 간격 측정시의 통계적 오차이다. 이 오차는 2.1초의 평균 들숨 시간 Tin의 대략 25%이고, 6.9초의 평균 호흡주기 T의 7.8%이다. 이러한 결과는 가이드 톤(guiding tone)을

생성함으로써 호흡 패턴을 변경하기 위한 목적에는 일반적으로 충분히 정확한 것이다. 알고리즘 (3)과 벨트-타입 센서를 사용하여 측정된 파라미터들 사이의 거의 1에 가까운(nearly-unity) 기울기는, 이러한 차이들이 랜덤한 데이터 분포에 기인한 것임을 암시한다. 일 실시예에서 (전형적으로 호흡 패턴 변경 절차 동안), 이 분포는, 다수의 호흡 사이클 동안 측정된 T의 값을 평균함으로써 및/또는 다수의 호흡 사이클 동안 측정된 Tinf의 값을 평균함으로써, 용인할 수 있을 정도의 레벨로 감소된다.

본 발명의 일 실시예에서, 추가의 호흡 파라미터가 마이크로폰-검출 공기흐름으로부터 유도된다. 공기흐름은 Y(i,t)로서 표현될 수 있는데, 여기서 Y는 공기흐름의 크기이고, i는 호흡 수, 그리고 t는 호흡 i의 시작부터 호흡 i가 끝날 때까지에 걸친 시간이다. 추가의 호흡 파라미터에는 다음과 같은 것을 포함한다:

\* 호흡 진폭. 이 파라미터는 단일 호흡에 대한 적분된 공기흐름에 의해 표현되며 다음과 같이 주어진다:

$$Af(i) = \sum_t Y(i, t) \quad \dots (4)$$

적분된 공기흐름은 i번째 호흡에 대한 호흡의 깊이를 나타낸다. (대안적으로, 호흡 진폭은 적절한 간격에 걸친 Y(i,t)의 최대값에 의해 나타내어진다.)

\* 모멘트에 의해 공기흐름 패턴의 기하학적 특성으로, 다음과 같이 주어진다:

$$\sum_t \left( Y(i, t) \cdot (t - \langle t_i \rangle)^n \right) \quad \dots (5)$$

이 때,

$$(a) \langle t_i \rangle = \frac{\sum_t (Y(i, t) \cdot t)}{\sum_t Y(i, t)} \quad \text{.이고,}$$

(b) n은 모멘트의 차수(order)이다.

예를 들어, 만약 n=0, 1, 2, 또는 3이라면, 합계는 각각 (a) 적분된 영역, (b) 정의에 의한 제로(zero by definition), (c) 공기흐름 패턴의 편차, 그리고 (d) 공기흐름 패턴의 비대칭에 각각 대응된다.

일부 응용에서, 호흡 진폭이 결정되고, 위에서 설명한 것처럼 적어도 하나의 추가 파라미터가 이 호흡 진폭으로부터 유도된다. 예컨대, 추가 파라미터는, (a) 호흡 진폭과 숨쉬는 주기(respiration period)의 곱 등과 같은 환기의 측정 (단위시간당 공기의 양), 또는 (b) 호흡 진폭에서의 상대적 변동 등과 같은 호흡 불규칙성의 측정 (예컨대, 호흡 진폭의 평균으로 나눈, 마지막 n의 호흡 진폭값의 표준편차)이 될 수 있다. 호흡 불규칙성은 스트레스나 몇몇 질병이 있는 동안 대체적으로 증가한다. 일부 응용에서, 생리학적 근거를 갖는 수학적 모델을 적용하는 등에 의해 공기흐름의 다른 특징, 예컨대:

\* 균등한 날숨에 대응하는 스퀘어 펄스(square pulse)로서, 입술을 오므린 상태에서의 호흡의 특성을 설명한다;

\* 급한 상승이지만 점차 감소하는 흐름과 이에 뒤따르는 날숨후 정지(post-expiration pause)로서, 편안한 상태의 호흡 특성을 설명한다; 또는

\* 기도저항(airway resistance)에 대한 허파의 수동적 탄성 반동(passive elastic recoil)의 특성을 설명하는 지수적 감쇠(exponential-decay);

가 검출된다.

일부 응용에서, 힘을 들인 호흡(breathing with effort)의 특성을 검출하기 위해 공기흐름이 분석된다. 일부 응용에서는, 예컨대 환자가 천식, 폐기종, 또는 (간단한 탄성 반동으로 특징지어질 수 없는) 날숨 동안 작은 기도가 쇠약해지는 (collapse) 그 외의 병을 겪고 있을 때 등과 같이, 허파가 기능적 변화를 겪는 동안의 호흡에 대해 그 특성을 검출하기 위해 공기흐름이 분석된다.

도8은 본 발명의 일 실시예에 따라 필터링 주파수를 적응적으로(adaptively) 결정하는 방법을 나타내는 흐름도이다. 일부 응용에서, 시스템(10)이 호흡 패턴 변경이 사용될 때, 제어유닛(26)은 도3의 필터링 단계(106)를 참조하여 위에서 설명한 필터링 주파수  $f_1$  및  $f_2$ 를 결정하기 위해 이 방법을 사용한다. 전형적으로, 시스템(10)이 턴-온 되거나 또는 공기흐름이 소정의 시간동안 검출되지 않았을 때, 제어유닛(26)은 메트로놈 작동모드로 자동적으로 들어간다. 이 작동모드에서, 상태 지시자 생성 단계(300)에서, CPU(32)는 들숨 및 날숨 상태 지시자를 교대로 생성한다. 예를 들어, CPU(32)는 약 1 내지 약 5초 사이 동안 (예컨대 약 2초 동안) 각 들숨 상태 지시자를 생성할 수 있고, 약 2초 내지 약 10초 사이 동안 (예컨대 약 4초 동안) 각 날숨 상태 지시자를 생성할 수 있다. CPU(32)는 전형적으로 약 5초 내지 약 10초 사이에 각 상태를 생성한다.

상태 지시자에 응답하여, 음 합성기(34)는 사용자 가이드 상태(302)에서, 사용자에게 호흡을 들숨과 날숨 상태와 동기화하도록 명령하는 구두 메시지 및/또는 톤을 생성한다. 공기흐름 검출 단계(304)에서 마이크로폰(22)은 결과적인 사용자-생성 공기흐름을 검출한다. 증폭 및 디지털화 단계(306)에서, 증폭기(28)는 신호를 증폭하고 A/D 컨버터(30)는 증폭된 신호를 디지털화한다. 버퍼링 및 마킹 단계(308)에서, 제어유닛(26)은 디지털 신호를 버퍼링하고, 이 버퍼링된 신호를 신호가 기록되었을 때 생성되었던 상태 지시자로 마킹(mark)한다.

필터링 단계(310)에서, 제어유닛(26)은 예컨대 매 10초마다 버퍼링된 신호에 대한 스펙트럼 분석을 주기적으로 실시한다. 제어유닛(26)은 DFT를 이용하여 스펙트럼을 분석하는데, 도3의 필터링 단계(106)를 참조하여 위에서 설명하였듯이  $f_{min}$  및  $f_{max}$  사이의 주파수 범위내에서 동작한다. 제어유닛(26)은  $f_{min}$  보다 작고  $f_{max}$  보다 큰 주파수를 제거한다. 스펙트럼 적분 단계(312)에서, 제어유닛(26)은 들숨 상태와 날숨 상태의 각 상태 동안 저장된 신호에 대한 개별적인 스펙트럼의 전력을 적분하고, 이동평균 계산 단계(314)에서, 이동평균 계산을 이용하여 전형적으로 신호를 평탄화한다. 결과적인 들숨 및 날숨 스펙트럼은 들숨 버퍼링 단계(316) 및 날숨 버퍼링 단계(318)에서 각각 개별적으로 버퍼링된다.

본 발명의 일 실시예에 따른 몇가지 예시적인 스펙트럼을 나타내고 있는 도9a 및 도9b를 참조한다. 도9a는 예시적인 들숨 스펙트럼(350) 및 예시적인 날숨 스펙트럼(352)을 나타낸다. 스펙트럼 감산 단계(320)(도8)에서, 제어유닛(26)은 날숨 스펙트럼(352)로부터 들숨 스펙트럼(350)을 감산하여, 도9b에 도시된 것과 같은 순(net) 스펙트럼(354)을 얻으며, 이것은 날숨 공기흐름 음과 관련되어 있다. 제어유닛(26)은 선택된 수의 가이드된 호흡에 걸쳐 순 스펙트럼(352)을 평균한다. 파라미터 계산 단계(322)에서, 제어유닛(26)은 도3의 필터링 단계(106)를 참조하여 위에서 설명한  $f_1$  및  $f_2$ 를 포함하는 순 스펙트럼(352)의 파라미터들을 계산한다. 도3을 참조하여 위에서 설명하였듯이, 결과적인 파라미터는 필터링 단계(106)에서 사용된다. 일부 응용에서  $f_1$ 은, 순 스펙트럼(354) 중  $f_1$ 의 좌측으로의 면적이 전체 순 스펙트럼(354) 면적의  $r_1\%$  (예컨대 10%)가 되도록 설정되고,  $f_2$ 는, 순 스펙트럼(354) 중  $f_2$ 의 우측으로의 면적이 전체 순 스펙트럼(354) 면적의  $r_2\%$  (예컨대 10%)가 되도록 설정된다.  $r_1$ 은  $r_2$ 와 같을 수도 있고 아닐 수도 있다. 대안적으로 또는 부가적으로, 제어유닛(26)은 도3의 필터링 단계(106)에서의 필터링을 위해 사용되는 순 스펙트럼(354)의 다른 파라미터들을 유도한다.

다시 도1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에서, 마이크로폰(22)은 사용자(20)의 호흡-관련 공기흐름과 (예컨대 공기 또는 다른 가스를 통해) 유체 소통을 하며 의료 디바이스에 통합될 수 있다. 예를 들어, 의료 디바이스는 기관절개 튜브와 같은 튜브 또는 호흡 마스크를 포함할 수 있다. 일부 응용에서 호흡 마스크 또는 튜브는 사용자(20)의 허파에 양(+)의 압력을 가하는 환기장치의 구성요소이다. 여기에 설명되는 기술들은 통상 사용자의 실제 날숨을 검출함으로써 환기장치의 적절한 성능을 검출하는데 사용된다. 일반적으로 실제 날숨은, 호흡의 사운드를 검출함으로써가 아니라, 날숨 공기흐름을 나타내는 저주파수 사운드를 검출함으로써 측정된다. (이러한 경우, 호흡의 사운드는 환자의 기도를 수축하는 다양한 요인에 의해 영향을 종종 받기 때문에 호흡의 사운드는 날숨과 상관관계에 있지 않다. 그러나, 날숨 공기흐름을 나타내는 저주파수 사운드는 일반적으로 그러한 기도 수축에 영향을 받지 않는다.) 일부 응용에서 여기에 설명된 기술은 환기장치에서 때는 동안의 호흡을 비접촉식으로 모니터링하는데 사용된다.

본 발명의 일 실시예에서, 여기에 설명된 기술은 환자에 의해 약물 흡입기를 사용하는 동안의 호흡을 비접촉식으로 모니터링하는데 사용된다. 전형적으로, 마이크로폰(22) 및 선택적으로 시스템(10)의 다른 구성요소들은 약물 흡입기와 일체화된다. 일부 응용에서 이러한 호흡의 비접촉식 모니터링은, 상기의 개비쉬 등의 특허 및 특허출원에서 설명한 것과 같이 환자의 호흡 활동을 변경시키기 위한 기술들과 결합된다.

본 발명의 일 실시예에서 본 명세서 및/또는 상기 개비쉬 등의 특허 및 특허출원에 설명된 기술들은 불면증으로 고생하는 환자를 치료하기 위해 사용된다. 불면증은 때로는 빠르고 얇은 호흡 등과 같은 잘못된 호흡에 기인한다. 일부 응용에서 불면증은, 상기 개비쉬 등의 특허 및 특허출원 공보에 설명된 환자의 호흡-관련 생체리듬 활동을 변경시키는 기술과 함께, 호흡을 검출하고 모니터링하는 본 명세서에 설명된 기술을 사용하여 치료된다.

본 발명의 일 실시예에서, 본 명세서에 설명된 호흡 모니터링 기술은 유아 돌연사 증후군(SIDS)이나 수면 무호흡에 관련된 수면-불량 호흡 등과 같은 수면-불량 호흡을 검출하는데 사용된다. 전형적으로, 낄숨 동안 호흡마다의 공기흐름이 모니터링된다. 일부 응용에서 이러한 호흡의 비접촉식 모니터링은, 상기 개비쉬 등의 특허 및 특허출원 공보에 설명된 것과 같은 환자의 호흡 활동을 변경시키기 위한 기술과 결합된다.

본 발명의 일 실시예에서, 본 명세서에 설명된 기술은 사용자(20)의 생체리듬 활동을 변경시키기 위한 기술과 결합하여 사용될 수 있다. 전형적으로 생체리듬 활동은 호흡을 포함한다. 사용자는 특정 시간주기 동안 숨을 들이마시고 특정 시간주기 동안 숨을 내쉬고 그리고 선택적으로 특정 시간주기 동안 숨을 멈추도록 가이드된다.

본 발명의 일 실시예에서, 환자의 호흡 등과 같이 환자에게 자연적으로 일어나는 다양한 상태의 생체리듬 활동을 변경시키기 위한 방법이 제공된다. 이 방법은 다양한 상태의 생체리듬 활동을 나타내는 신호를 검출하는 단계 및 필터의 하나 이상의 파라미터를 결정하기 위해 상기 신호를 분석하는 단계를 포함한다. 배경 노이즈는 필터를 사용하여 상기 신호로부터 필터링된다. 필터링된 신호에 적어도 부분적으로 응답하여, 환자의 생체리듬 활동의 적어도 일 측면을 변화시키도록 작용하는, 청각적 및/또는 시각적 자극 입력 등과 같은 자극 입력이 결정되고, 이 자극 입력이 환자에게 제공된다. 일부 응용에서 배경 노이즈는 다양한 상태의 생체리듬 활동과는 상이한 2차적 생체리듬 활동을 나타내며, 이러한 2차적 생체리듬 활동-관련 배경 노이즈는 신호로부터 필터링된다.

일부 응용에서, 배경 노이즈는 신호를 주파수 필터링함으로써 신호로부터 필터링된다. 대안적으로 또는 부가적으로 이 신호는 신호에 대한 스펙트럼 분석을 행함으로써 필터링되어, 주파수 스펙트럼을 생성한다. 예컨대 주파수 스펙트럼은 주파수 필터링 될 수 있다. 또한 대안적으로, 하나 이상의 변수에 따라 신호를 분류하기 위해, 비-주파수 스펙트럼 분석이 그 신호에 대해 행해진다.

일부 응용에서, 신호로부터 비-주파수에 관한 노이즈를 제거하기 위해, 전형적으로는 자극 입력을 결정하는 것과는 상관 없는 신호의 일부를 제거하기 위해, 배경 노이즈가 필터링된다. 예를 들어, (예컨대 벨트-타입 센서를 사용하여 모니터링 된) 호흡관련 신호는 이 신호의 호흡관련 성분에 대해서는 노이즈인 심박관련 성분을 포함할 수 있다. 이러한 심박관련 성분은, 전형적으로 심박의 작은 피크 특성을 식별하여 이를 신호로부터 제거하는 것과 같은 비-주파수 관련 필터링을 사용하여, 신호로부터 제거된다.

본 명세서에 설명된 기술은 상기 개비쉬 등의 특허 및 특허출원 공보에 설명된 기술과 결합하여 실행되는 것이 적절하다.

비록 메트로놈 자극 및/또는 다른 명령이 본 명세서에서는 톤 및/또는 구두 메시지를 포함하는 것으로 설명되었지만, 이러한 자극 및 명령은 문자 메시지(예컨대 '들이쉬기' 및 '내쉬기') 등의 시각적 디스플레이 이미지, 및/또는 예컨대 색과 형태가 동적으로 변하는 그래픽 모양 등과 같이 추가적인 형태를 가질 수도 있다. 이러한 경우 합성기(34)와 스피커(24)는 적절한 출력 발생기로 대체된다. 대안적으로 음 합성기(34)는 톤 보다는 구두의 가이드 메시지만을 생성한다.

본 발명은 본 명세서에 구체적으로 설명되고 도시된 것에만 한정되지 않음을 당업자는 잘 이해할 것이다. 본 발명의 범위는, 당업계에 공지되지 아니하고 본 명세서를 읽을 때 당업자에게 떠오르는 본 명세서에 설명된 다양한 특징부들의 변경과 수정 뿐만 아니라 이들 다양한 특징부의 컴비네이션과 서브컴비네이션도 포함한다.

### 산업상 이용 가능성

본 발명은 일반적으로 의료 디바이스에 관한 것이며, 보다 상세하게는, 사용자의 생체리듬 활동을 모니터 및/또는 변경하는 디바이스에 관한 것이다.

### 도면의 간단한 설명

도1은 본 발명의 일 실시예에 따라 사용자에게 적용되는 마이크로폰-기반 호흡 패턴 변경 시스템을 도식적으로 나타내는 도면,

도2는 본 발명의 일 실시예에 따른 도1의 시스템의 블록도,

도3은 본 발명의 일 실시예에 따라 원(raw) 아날로그 신호로부터 호흡 패턴을 판별하는 방법을 나타내는 흐름도,

도4a 및 도4b는 본 발명의 일 실시예에 따라 도3의 방법중 임계값 계산 단계에서 분석된 신호를 나타내는 도면,

도5는 본 발명의 일 실시예에 따라, 본 명세서에서 설명되는 기술을 사용하여 기록되는 마이크로폰-검출 공기흐름의 기록, 및 당업계에 공지된 기술을 사용하여 기록되는 대응 가슴둘레의 기록을 나타내는 도면,

도6은 본 발명의 일 실시예에 따라, 도5에 도시된 데이터와 같은 (그러나 상이한) 실험에 의해 얻은 데이터에 기초하여, 마이크로폰-검출 날숨 시간 및 벨트-판별 실제 날숨 시간(active expiration time) 사이의 예시적인 상관관계를 나타내는 도면,

도7은 본 발명의 일 실시예에 따라 측정된 실험결과를 나타내는 그래프,

도8은 본 발명의 일 실시예에 따라 필터링 주파수를 적응적으로(adaptively) 결정하는 방법을 나타내는 흐름도,

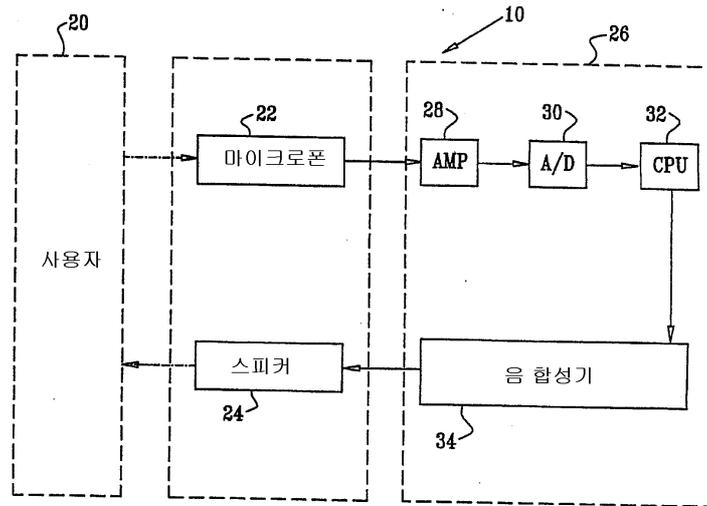
도9a 및 도9b는 본 발명의 일 실시예에 따른 몇가지 예시적인 스펙트럼을 나타내는 도면.

**도면**

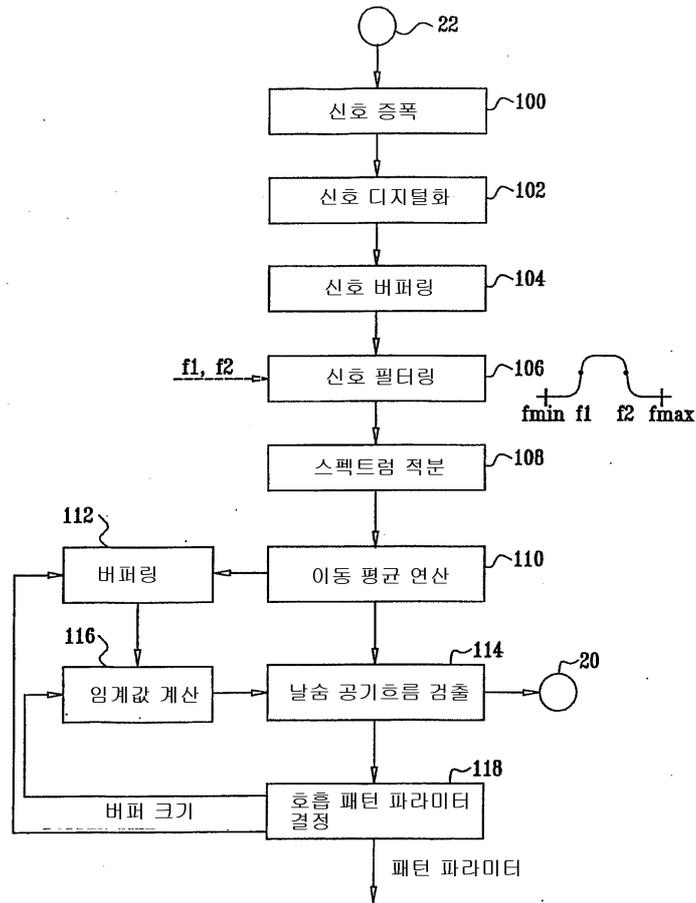
도면1



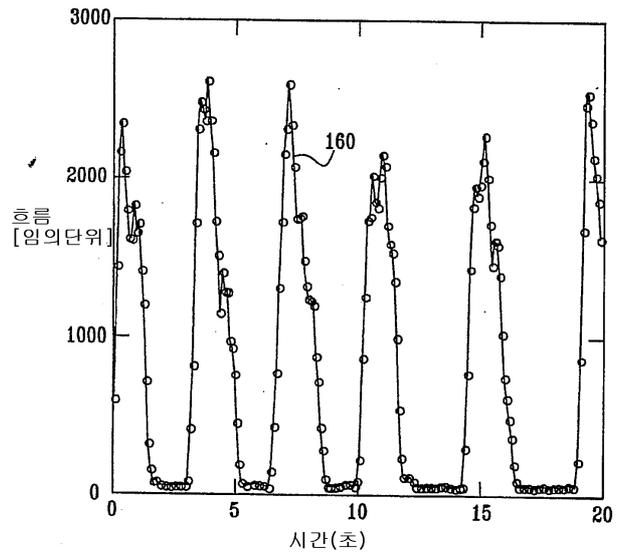
도면2



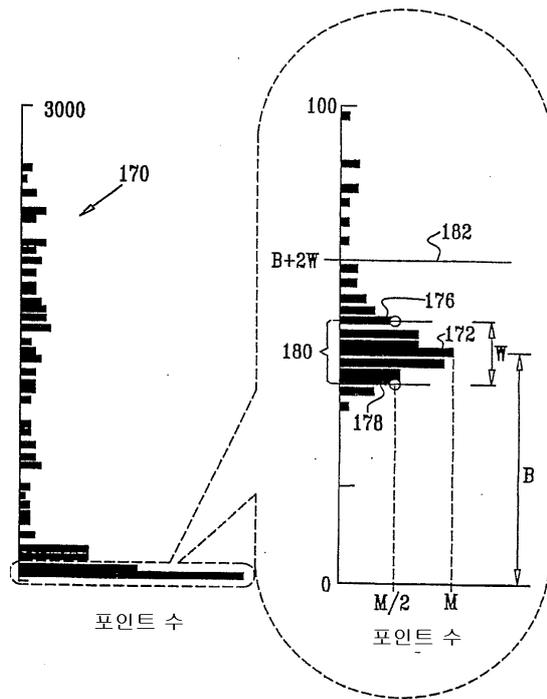
도면3



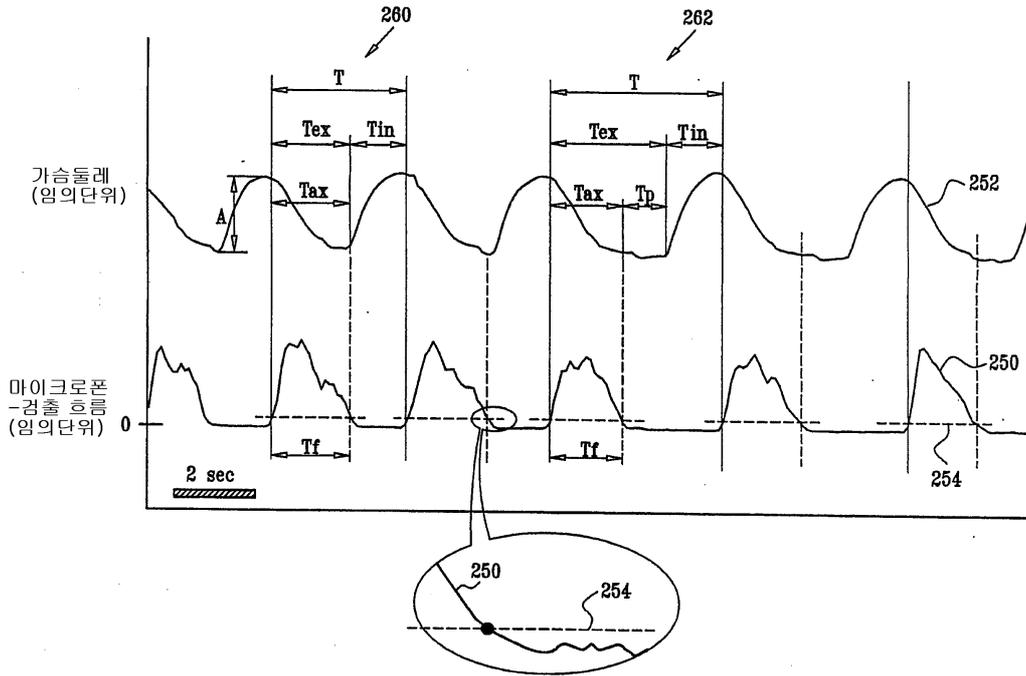
도면4a



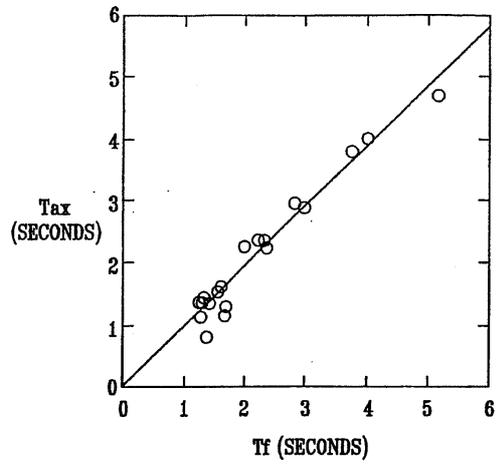
도면4b



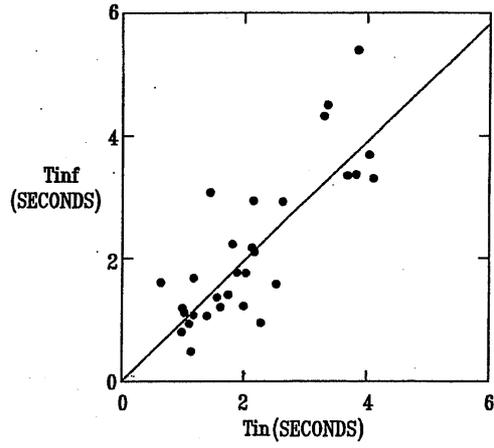
도면5



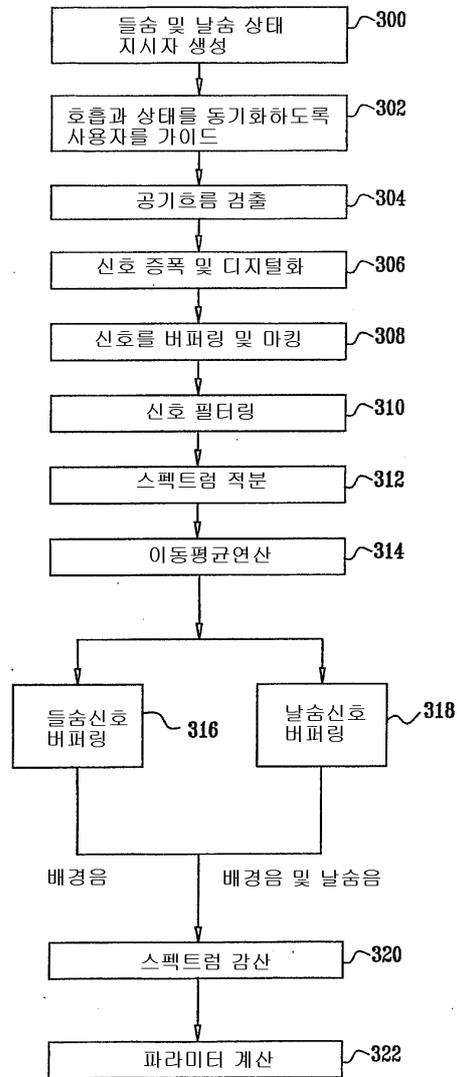
도면6



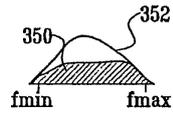
도면7



도면8



도면9a



도면9b

