



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0102442
(43) 공개일자 2016년08월30일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/113 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/01 (2006.01) A61B 5/0205 (2006.01)
A61B 5/0408 (2006.01) A61B 5/08 (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 5/113 (2013.01)
A61B 5/01 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2016-7017163
(22) 출원일자(국제) 2014년11월27일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2015년06월27일
(86) 국제출원번호 PCT/AU2014/050380
(87) 국제공개번호 WO 2015/077839
국제공개일자 2015년06월04일
(30) 우선권주장
2013904602 2013년11월28일 오스트레일리아(AU)
- (71) 출원인
유니버시티 오브 웨스턴 시드니
오스트레일리아, 뉴사우스웨일즈 1797, 사우스 펜
리스 디씨 # 1797 랙트 백
- (72) 발명자
가르지올로 가에타노
오스트레일리아 뉴사우스웨일즈 2217 코거러 위리
알다 스트리트 12/39-43
브린 폴
오스트레일리아 뉴사우스웨일즈 2016 레드펀 리첸
트 스트리트 111/199
- (74) 대리인
방해철, 김용인

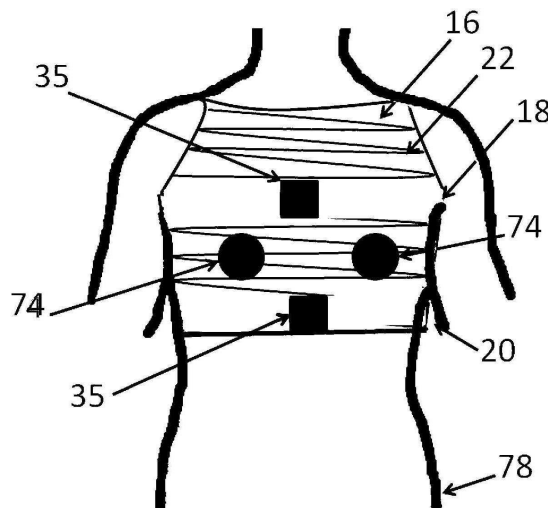
전체 청구항 수 : 총 19 항

(54) 발명의 명칭 폐심장 기능 관찰

(57) 요약

폐심장 기능 모니터(10)는 대상의 신체의 몸통의 적어도 일부 주위에 장착되도록 구성된 캐리어(12)를 포함한다. 감지 장치(16)는 캐리어(12) 상에 장착되며, 감지 장치(16)는 대상의 신체의 일부의 부피에 변화를 관찰하기 위한 적어도 하나의 요소를 포함한다. 신호 처리 모듈(24)은 감지 장치(16)로부터의 신호 출력을 처리하기 위해 감지 장치(16)와 통신하며, 신호 처리 모듈(24)은 호흡 기능 및/또는 심장 기능과 관련된 신호를 출력하기 위한 적어도 하나의 출력부를 가진다.

대표도 - 도8



(52) CPC특허분류

A61B 5/0205 (2013.01)

A61B 5/04085 (2013.01)

A61B 5/0806 (2013.01)

A61B 5/0809 (2013.01)

A61B 5/6805 (2013.01)

A61B 5/6831 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

대상의 신체의 몸통의 적어도 일부 주위에 장착되도록 구성된 캐리어;

대상의 신체의 일부의 부피에 변화를 관찰하기 위한 적어도 하나의 요소를 포함하며, 캐리어 상에 장착된 감지 장치; 및

적어도 호흡 기능과 관련된 신호를 출력하기 위한 적어도 하나의 출력부를 가지며, 감지 장치로부터의 신호 출력을 처리하기 위해 감지 장치와 통신하는 신호 처리 모듈을 포함하는 폐심장 기능 모니터.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

신호 처리 모듈은 적어도 두 출력부, 호흡 기능과 관련된 신호를 출력하기 위한 제 1 출력부 및 심장 기능과 관련된 신호를 출력하기 위한 제 2 출력부를 가지는 모니터.

청구항 3

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서,

캐리어는 감지 장치를 대상의 피부로부터 절연하도록 구성되는 모니터.

청구항 4

제 1 항 내지 제 3 항 중 어느 한 항에 있어서,

감지 장치는 함께 작동하여 적어도 호흡 기능을 관찰하는 복수의 감지 요소를 포함하는 모니터.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

복수의 감지 요소의 적어도 하나의 감지 요소는 또한 심장 기능을 관찰하는 모니터.

청구항 6

제 4 항 또는 제 5 항에 있어서,

감지 장치는 이격된 관계로 배열된 한 쌍의 저항 밴드를 포함하는 제 1 감지 장치를 포함하는 모니터.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

감지 장치는 캐리어에 의해 운반된 나선형으로 배열된 밴드를 포함하는 제 2 감지 장치를 포함하는 모니터.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

나선형으로 배열된 밴드는 전기-저항 밴드인 모니터.

청구항 9

제 6 항 내지 제 8 항 중 어느 한 항에 있어서,

각 밴드는 탄성적으로 유연한 재료이며, 밴드의 저항은 신장과 함께 증가하는 모니터.

청구항 10

제 9 항에 있어서,
각 밴드는 휴면시에 신장되어 휴면 저항을 제공하는 모니터.

청구항 11

제 1 항 내지 제 10 항 중 어느 한 항에 있어서,
신호 처리 모듈은 아티팩트(artefact) 신호를 필터링하기 위한 필터를 포함하는 모니터.

청구항 12

제 1 항 내지 제 11 항 중 어느 한 항에 있어서,
신호 처리 모듈은 감지 장치로부터 신호를 증폭하는 증폭 회로를 포함하는 모니터.

청구항 13

제 1 항 내지 제 12 항 중 어느 한 항에 있어서,
감지 장치는 대상의 신체의 위치를 관찰하기 위한 위치 탐지 장치를 포함하는 모니터.

청구항 14

제 1 항 내지 제 13 항 중 어느 한 항에 있어서,
감지 장치는 대상의 신체의 코어 온도를 관찰하기 위한 온도 관찰 장치를 포함하는 모니터.

청구항 15

제 1 항 내지 제 14 항 중 어느 한 항에 있어서,
감지 장치는 대상에 의해 방출된 소리를 감지하기 위한 음향 감지 구성요소를 포함하는 모니터.

청구항 16

대상의 신체의 몸통의 일부 주위에 적어도 하나의 감지 요소를 장착하는 단계;
대상의 신체의 일부의 부피에 변화를 관찰하기 위한 적어도 하나의 감지 요소를 사용하는 단계;
적어도 하나의 감지 요소에 의한 데이터 출력을 처리하는 단계; 및
적어도 호흡 기능과 관련된 신호를 출력하는 단계를 포함하여 폐심장 기능을 관찰하는 방법.

청구항 17

제 16 항에 있어서,
심장 기능과 관련된 추가 신호를 출력하기 위해 데이터를 처리하는 단계를 포함하는 폐심장 기능을 관찰하는 방법.

청구항 18

제 17 항에 있어서,
대상의 신체의 일부 주위에 복수의 감지 요소를 장착하는 단계를 포함하며, 감지 요소는 호흡 기능과 심장 기능 모두를 관찰하도록 구성되는 폐심장 기능을 관찰하는 방법.

청구항 19

제 18 항에 있어서,
감지 요소의 저항에 변화를 관찰하여 호흡 기능과 심장 기능의 적어도 하나에 대한 데이터를 얻는 단계를 포함

하는 폐심장 기능을 관찰하는 방법.

발명의 설명

기술 분야

- [0001] 본 발명은 일반적으로 폐심장 기능의 관찰에 관한 것으로, 더욱 구체적으로 폐심장 기능 모니터 및 폐심장 기능 관찰 방법에 관한 것이다.
- [0002] 본 명세서에서, 용어 "폐심장"은 대상의 심장 및 호흡 기능을 의미하는 것으로 이해되며, 호흡 기능은 모두 폐 및 횡경막 기능에 관한 것이다.

배경 기술

- [0003] 호흡 작용의 측정은 기종 내지 수면 무호흡의 다양한 질환을 진단 또는 관찰하는데 필요하다. 일반적으로, 측정에 사용된 장치는 대상이 착용하기가 성가시며 주로 불편하며 불편한 일종의 마스크를 사용한다.
- [0004] 또한, 횡경막에서 가슴 둘레의 변화는 호흡 작용의 뚜렷한 표시이다. 낮은 횡격막 활성화는 수면 무호흡증과 연관이 있다는 것은 근전도 검사(EMG) 측정에 의해 입증되었다.
- [0005] 일부 경우에 호흡 기능 이외에 심장 기능을 관찰하는 것이 유용하다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0006] 본 발명의 상기한 문제를 해결하는 것을 목적으로 한다.

과제의 해결 수단

- [0007] 본 명세서 전체에서, 단어 포함한다("comprise") 및 이의 변형("comprises" 및 "comprising")은 언급한 요소, 정수 또는 단계 또는 요소들, 정수들 또는 단계들의 그룹을 포함하는 것을 의미하나 임의의 다른 요소, 정수 또는 단계 또는 요소들, 정수들 또는 단계들의 그룹을 배제하지 않는 것으로 이해될 것이다.
- [0008] 본 발명의 제 1 양태에 따라, 다음을 포함하는 폐심장 기능 모니터가 제공된다:
- [0009] 대상의 신체의 몸통의 적어도 일부 주위에 장착되도록 구성된 캐리어;
- [0010] 대상의 신체의 일부의 부피에 변화를 관찰하기 위한 적어도 하나의 요소를 포함하며, 캐리어 상에 장착된 감지 장치; 및
- [0011] 적어도 호흡 기능과 관련된 신호를 출력하기 위한 적어도 하나의 출력부를 가지며, 감지 장치로부터의 신호 출력을 처리하기 위해 감지 장치와 통신하는 신호 처리 모듈.
- [0012] 본 명세서에서, 용어 "대상"은 내용이 달리 명확하게 나타내지 않는 한 인간 및 비-인간 대상을 언급하는 것으로 이해될 것이다. 비-인간 대상의 경우, 명세서는 호흡 작용 및/또는 심장 기능을 관찰하는 것이 유익할 수 있는 동물에 필수적이거나 배타적이진 않으나 특히 적용될 수 있다. 이런 응용분야의 비-제한적인 예는 경주마이다.
- [0013] 신호 처리 모듈은 적어도 두 출력부, 호흡 기능과 관련된 신호를 출력하기 위한 제 1 출력부 및 심장 기능과 관련된 신호를 출력하기 위한 제 2 출력부를 가질 수 있다.
- [0014] 캐리어는 감지 장치를 대상의 피부로부터 절연하도록 구성될 수 있다.
- [0015] 감지 장치는 함께 작동하여 적어도 호흡 기능을 관찰하는 복수의 감지 요소를 포함할 수 있다. 복수의 감지 요소의 적어도 하나의 감지 요소는 또한 심장 기능을 관찰할 수 있다.
- [0016] 감지 장치는 이격된 관계로 배열된 한 쌍의 저항 밴드를 포함하는 제 1 감지 장치를 포함할 수 있다. 또한, 감지 장치는 캐리어에 의해 운반된 나선형으로 배열된 밴드를 포함하는 제 2 감지 장치를 포함할 수 있다. 나선형으로 배열된 밴드는 전기-저항 밴드일 수 있다.
- [0017] 각 밴드는 탄성적으로 유연한 재료일 수 있으며, 밴드의 저항은 신장과 함께 증가한다. 각 밴드는 휴면시에 신장되어 휴면 저항을 제공할 수 있다.

- [0018] 신호 처리 모듈은 아티팩트(artefact) 신호를 필터링하기 위한 필터를 포함할 수 있다. "아티팩트 신호"는 노이즈 신호와 같이 중요하지 않은 임의의 신호로 이해될 것이다. 또한, 심장 기능을 측정하는 경우에, 호흡 기능과 관련된 제 1 출력 신호는 아티팩트 신호로 처리될 수 있다.
- [0019] 신호 처리 모듈은 감지 장치로부터 신호를 증폭하는 증폭 회로를 포함할 수 있다. 이와 관련하여, 감지 장치의 밴드에서 신호는 각각 통원 환자 및 수술실 환자에 대해 약 200 μ A 또는 약 10 μ A인 미세-충격 임계값 아래의 수준으로 유지된다.
- [0020] 감지 장치는 대상의 신체의 위치를 관찰하기 위한 위치 탐지 장치를 포함할 수 있다. 또한, 감지 장치는 대상의 신체의 코어 온도를 관찰하기 위한 온도 관찰 장치를 포함할 수 있다. 또한, 감지 장치는 대상에 의해 방출된 소리를 감지하기 위한 음향 감지 구성요소를 포함할 수 있다.
- [0021] 본 발명의 제 2 양태에 따라, 폐심장 기능을 관찰하는 방법이 제공되며,
- [0022] 대상의 신체의 몸통의 일부 주위에 적어도 하나의 감지 요소를 장착하는 단계;
- [0023] 대상의 신체의 일부의 부피에 변화를 관찰하기 위한 적어도 하나의 감지 요소를 사용하는 단계;
- [0024] 적어도 하나의 감지 요소에 의한 데이터 출력을 처리하는 단계; 및
- [0025] 적어도 호흡 기능과 관련된 신호를 출력하는 단계를 포함한다.
- [0026] 상기 방법은 심장 기능과 관련된 추가 신호를 출력하기 위해 데이터를 처리하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0027] 상기 방법은 대상의 신체의 일부 주위에 복수의 감지 요소를 장착하는 단계를 포함할 수 있으며, 감지 요소는 호흡 기능과 심장 기능 모두를 관찰하도록 구성된다.
- [0028] 상기 방법은 감지 요소의 저항에 변화를 관찰하여 호흡 기능과 심장 기능의 적어도 하나에 대한 데이터를 얻는 단계를 포함할 수 있다.

발명의 효과

- [0029] 본 발명의 내용 중에 포함되어 있다.

도면의 간단한 설명

- [0030] 본 발명의 한 실시태양은 첨부되면 도면을 참조하여 예로서 이제 기술된다.
- 도 1은 폐심장 기능 모니터의 한 실시태양의 개략적 블록도를 도시한다.
- 도 2는 모니터의 한 구현예의 단순 회로도를 도시한다.
- 도 3은 모니터의 다른 구현예의 단순 회로도를 도시한다.
- 도 4는 모니터의 감지 장치의 개략도를 도시한다.
- 도 5는 모니터의 신호 처리 모듈의 출력의 그래프를 도시한다.
- 도 6은 모니터의 신호 처리 모듈의 다른 출력의 그래프를 도시한다.
- 도 7은 도 1의 모니터에 의해 측정된 호흡 기능과 심장 기능의 그래프를 도시한다.
- 도 8은 모니터의 감지 장치의 다른 실시태양의 정면도를 도시한다.
- 도 9는 도 8의 모니터의 감지 장치의 실시태양의 후면도를 도시한다.
- 도 10은 모니터의 감지 장치의 추가 실시태양의 정면도를 도시한다.
- 도 11은 도 10의 감지 장치의 묘사의 개략도를 도시한다.
- 도 12는 모니터의 감지 장치의 추가 실시태양의 정면도를 도시한다.
- 도 13은 도 12의 모니터의 감지 장치의 실시태양의 후면도를 도시한다.
- 도 14는 도 12와 도 13에 도시된 실시태양에 대한 대안적 실시태양의 개략도를 도시한다.

도 15는 도 3에 예시된 구현예에 대한 대안적 실시태양의 단순 회로도를 도시한다.

도 16은 모니터로부터 추출된 심장 신호의 그래프를 도시한다.

도 17은 수면 무호흡증을 앓고 있는 대상에 대한 모니터로부터의 출력의 그래프를 도시한다.

도 18은 신체 활동을 하고 있는 대상의 모니터에 의해 이루어진 기록의 그래프를 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0031] 도면의 도 1을 먼저 참조하면, 도면 부호(10)는 일반적으로 폐심장 기능 모니터의 한 실시태양의 개략적 블록도를 나타낸다. 모니터(10)는 대상의 신체의 몸통의 적어도 일부 주위에 장착되도록 구성된 캐리어(12)를 포함한다. 더욱 구체적으로, 캐리어는 도 4의 골격 부분에 의해 나타내어진 대로, 대상의 적어도 흉곽 주위에 장착 가능하다. 본 명세서에서, 흉곽은 대상의 횡격막을 포함하는 것으로 이해될 것이다.
- [0032] 감지 장치(16)는 캐리어(12) 상에 장착되며, 감지 장치(16)는 대상의 흉곽(14)의 부피 변화를 측정하기 위한 복수의 요소, 또는 밴드(18, 20 및 22)를 포함한다.
- [0033] 신호 처리 모듈(24)은 도 1의 화살표(26)에 의해 개략적으로 나타난 대로, 감지 장치(16)와 통신된다. 신호 처리 모듈(24)은 감지 장치(16)로부터의 신호 출력을 처리하며 신호 처리 모듈(24)은 적어도 호흡 기능과 관련된 신호를 출력하기 위한 적어도 하나의 통신 출력 라인(28)을 가진다.
- [0034] 캐리어(12)는 다양한 형태를 채택할 수 있으나, 한 실시태양에서, 대상이 입을 수 있는 형태이다. 따라서, 예를 들어, 캐리어(12)는 T-셔츠(도 4에 개략적으로 도시됨), 조끼, 내의 등의 형태이며, 대상의 흉곽(14)의 적어도 둘레에 잘 맞추며 대상을 감지 장치(16)로부터 절연한다. 캐리어(12)는 감지 장치(16)가 캐리어(12)의 단단한 맞춤 특성 때문에 대상의 흉곽(14)과 밀접한 접촉을 유지하는 것을 보장한다.
- [0035] 도 4에 도시된 실시태양에서, 감지 장치(16)는 한 쌍의 이격된 전기-저항 밴드(18 및 20)를 포함한다. 밴드(18, 20)는 적절하게 이격되게 위치되어 대상의 흉곽(14)의 부피와 비슷하게 된다. 밴드(18)는 라인에 의해 정해진 상상의 라인 바로 위에 위치되며 이 라인을 따라 ECG용 흉부 유도가 흉곽(14) 상에 일반적으로 배열된다. 작동하는 하부 밴드(20)는 대상의 늑골 뼈대(30)의 부유 늑골 위의 대상의 횡격막(도시되지 않음) 바로 아래 위치된다. 이런 배열에 의해, 대상의 흉곽의 부피 변화는 신호 처리 모듈(24)에 의해 관찰되고 출력될 흉곽(14)의 부피 변화를 가능하게 하는 신호 처리 모듈(24)에 의해 측정되고 출력될 수 있다.
- [0036] 밴드(22)는 나선형으로 감긴 밴드이며 밴드(22)의 상부가 대상의 폐(32)의 상부와 더욱 유사하게 비슷하게 되게 대상의 흉곽(14) 주위에 놓일 캐리어(12)에 운반된다. 한편, 나선형으로 감긴 밴드(22)는 대상의 폐(32)의 부피를 관찰하기 위한 모니터(10)에 의해 이상적으로 사용될 수 있다.
- [0037] 상기한 대로, 밴드(18, 20 및 22)의 각각은 전기-저항 장치이다. 이런 장치는 저항이 신장과 함께 증가하는 것이다. 밴드(18, 20 및 22)는 이들이 안정된 위치에서 약간 신장되어 휴면시에 낮은 저항값을 갖는 방식으로 캐리어(12) 내에 또는 상에 장착된다. 밴드(18, 20 및 22)의 "휴면" 저항값은 명시될 제조 매개 변수이다. 통상적으로, "휴면" 저항은 약 10kΩ 이하이다.
- [0038] 밴드(18, 20 및 22)는 반응을 얻기 위해 "구동된다"는 특성 및 밴드(18, 20 및 22)는 대상의 신체로부터 분리된다는 사실 때문에, 가슴 밴드(18)의 민감성은 대상의 심장박동에 의한 심장 신호가 밴드(18) 및 통신 출력 라인(28) 상의 신호 처리 모듈(24)을 통해 출력부에 의해 탐지될 수 있는 정도라는 것에 유의해야 한다.
- [0039] 모니터(10)의 감지 장치(16)는 복수의 삼축 가속도계(35)를 포함하는 위치 탐지 장치(33)를 포함하며, 한 가속도계(35)는 밴드(18 및 20)의 각각 상에 및/또는 밴드(22)의 이격된 만곡부 상에 배열된다. 가속도계(35)는 밴드(18, 20 및 22) 상에 배열되어, 사용시에, 대상의 흉곽과 실질적으로 정렬되게 위치된다. 위치 측정 장치(33)는 더 큰 동적 정확성과 같은 추가 이점을 제공하도록 자이로스코프, 자력계 등 또는 이런 장치의 조합을 포함하는 다른 형태로 실행될 수 있다.
- [0040] 가속도계(35)는 관찰하면서 대상의 신체 위치 및 대상의 신체의 이동을 관찰하는데 사용된다. 가속도계(35)는 또한, 예를 들어, 대상의 신체가 갑작스런 이동을 경험할 때, 예를 들어, 스포츠를 할 때 발생할 수 있는 아티팩트 제거에 사용된다.
- [0041] 모니터(10)의 감지 장치(16)는 밴드(18) 상에 이격된 관계로 배열된 한 쌍의 온도 센서(37)를 포함하는 온도 관찰 장치를 더 포함한다. 온도 센서(37)는, 사용시에 대상의 겨드랑이 아래에 위치되도록 밴드(18) 상에 위치된

다. 온도 센서(37)는 수면 연구 동안 및 스포츠 활동 또는 대상이 힘을 쓰는 다른 활동 동안 코어 온도의 표시 및 유용한 정보를 제공한다.

[0042] 신호 처리 모듈(24)은 온도 센서(37)의 각각으로부터의 온도를 관찰하고 분석을 위해 온도 기록의 평균을 사용한다.

[0043] 신호 처리 모듈(24)은 신호 조절 회로(34)를 포함하며, 이의 출력은 처리 모듈 또는 프로세서(36)에 제공된다. 프로세서(36)로부터의 출력 신호는 통신 출력 라인(28) 상의 출력이다. 또한, 신호 처리 모듈(36)은 데이터 저장 모듈(38)뿐만 아니라 배터리(40)를 포함한다.

[0044] 데이터 저장 모듈(38)은 기록된 장기간 데이터(예를 들어, 수면 데이터)를 저장하기 위한 적어도 하나의 제거가 가능한 데이터 저장 장치(도시되지 않음)를 포함한다. 제거가능한 데이터 저장 장치는 후속 오프-라인 연구 및 분석을 위해 모니터(10)로부터 제거된다.

[0045] 한 실시태양에서, 배터리(40)는 리튬-이온 배터리와 같은 재충전가능한 배터리이다. 배터리(40)는 충전기가 의학적으로 승인된, 적절하게 분리된 충전기가 아니면 충전 코드가 연결될 때 작동하지 않도록 구성된다. 배터리는 재충전을 위해 제거될 필요가 있는 전매 비-표준 연결기를 포함한다.

[0046] 신호 처리 모듈(24)은 식별가능한 경고 장치(41)를 더 포함한다. 경고 장치(41)는 경고 상황이 일어날 때, 경고 신호, 예를 들어, 음향 및/또는 시각 경고를 대상 또는 임상 직원에 의해 발생시키도록 구성된다. 경고 상황의 한 예는 지속된 무호흡이다.

[0047] 감지 장치(16)에 의해 탐지된 주요 신호는 두 방식 중 하나, 예를 들어, 전압 구동/전류 감지 장치를 통해 또는 전류 구동/전압 감지 장치를 통해 포획될 수 있다. 나타난 대로, 두 시나리오에서, 감지 밴드(18, 20 및 22)는 신체와의 접촉을 피하기 위해 대상의 신체로부터 분리되어야 한다.

[0048] 도 2를 참조하면, 전압 구동 장치의 한 실시태양이 예시되며 일반적으로 도면 부호(40)로 표시된다. 전압 구동 장치는 레지스터(44)를 통해 관련 밴드(18, 20, 22)에 공급하는 정전압 발생기(42)를 포함한다. 레지스터(44)는 밴드가(18, 20, 22)가 휴면일 때 관련 밴드(18, 20 또는 22)의 저항의 저항값보다 낮은 저항값을 가진다. 레지스터(44)는 작동 증폭기(46)의 피드백 작동기로서 작동하여 가변 이득 증폭기를 형성한다. 증폭기(46)의 이득은 다음 방정식에 의해 측정된다:

$$Gain_{amp} = \frac{R_{resting} + \Delta R}{R_{Sensor}}$$

[0049]

[0050] 여기서:

[0051] $R_{resting}$ 은 휴면인 밴드(18, 20, 22)의 저항이며,

[0052] ΔR 은 밴드(18, 20, 22)의 신장에 의한 저항의 변화이며

[0053] R_{Sensor} 는 레지스터(44)의 값이다.

[0054] 기준 전압(48)은 증폭기(46)의 비-전환 입력에 공급된다. 증폭기(46)는 가변 이득에 의해, 전압 발생기(42)로부터의 구동 전압 출력과 기준 전압(48) 사이의 차이를 증폭한다. 기준 전압(48)은 느슨해진, 비-신장된 밴드(18, 20, 22)에 대한 증폭기(46)의 출력이 탐지 가능하나 매우 작도록 선택된다. 다시 말하면, 기준 전압(48)은 증폭기(46)의 동역학에 최소로 영향을 미치나 증폭기(46)의 노이즈 및 오프셋 값보다 커야한다. 기준 전압에 대한 합리적인 값은 증폭기의 동적 범위의 값의 약 1/20이다. 한편, 예를 들어, 증폭기(46)가 10V의 동적 범위인 경우, 기준 전압(48)은 휴면시에 고정된 0.5V로 설정된다.

[0055] 증폭기(46)로부터의 출력은 약 40Hz 미만의 컷-오프 주파수를 가진 활성인, 저역 통과 필터(low pass filter)로서 작동하는 작동 증폭기(50)에 공급된다. 저역 통과 필터(50)는 신호 처리 모듈(24)의 통신 출력 라인(28)의 제 1 출력부(28.1)에 공급되며 대상의 흉곽(14)의 부피 변화를 나타내는 신호를 제공한다. 부피 변화의 추정은 도 5의 52로 싸인과 형태로 도시된다.

[0056] 증폭기(46)로부터의 출력은 또한 40Hz 미만의 컷-오프 주파수를 가진 저역 통과 필터로서, 다시 한 번 구성된 제 2 작동 증폭기(56)로 고역 통과 필터(high pass filter)(54)를 통해 공급된다. 고역 통과 필터(54)는 1Hz 미만, 더욱 구체적으로 약 0.67Hz의 컷-오프 주파수를 가져서 흉곽(14)의 부피 변화를 필터하고 신호 처리 모듈

(24)의 통신 출력 라인(28)의 출력 라인(28.2) 상의 출력으로서, 심장 사건과 관련된 데이터를 제공한다. 이런 심장 사건의 예들은 도 5의 화살표(58)로 도시된다. 도 6은 심장 사건(58)이 강조되어 도 5의 파형의 일부를 확대하여 도시된다.

[0057] 분리된 고역 통과 필터(54) 및 저역 통과 필터(56) 대신에, 구성요소(54 및 56)는 위에 명시된 하부 및 상부 주파수 컷-오프 제한을 가진 활성 밴드 통과 필터(블럭(57)에 의해 도시됨)로서 실행될 수 있다.

[0058] 이제 도 3을 참조하면, 밴드(18, 20, 22)를 구동하기 위한 전류 드라이버 장치가 예시되며 일반적으로 도면 부호(60)로 표시된다. 도 2를 참조하여, 유사 도면 부호는 달리 명시하지 않는 한 유사한 부분을 의미한다.

[0059] 이 실시태양에서, 전류 드라이버 장치(60)는 밴드(18, 20, 22)에 여기 신호를 제공하는 정전류 발생기(62)를 포함한다.

[0060] 이런 전류 드라이버 장치(60)에서, 가변 전압은 레지스터(44)를 가로질러 존재한다. 이런 가변 전압은 관련 밴드(18, 20 또는 22)의 신장에 의존하며 전압은 다음 방정식에 의해 정해진다:

$$V = \frac{R_{Sensor}}{R_{Sensor} + R_{resting} + \Delta R} I_{generator} \cong \frac{1}{2 + \Delta R} I_{generator}$$

[0061]

[0062] 여기서:

[0063] $I_{generator}$ 는 정전류 발생기(62)의 출력 전류이며 다른 방정식 용어는 위에 제공된 용어와 동일한 의미를 가진다.

[0064] 추정은 레지스터(44)의 값이 밴드(18, 20 또는 22)가 휴면 상태일 때 관련 밴드(18, 20, 22)의 저항과 대략 동일한 경우 유효하다.

[0065] 관련 밴드(18, 20, 22)에 의한 신호 출력은 높은 임피던스를 갖기 때문에, 전류 드라이버는 신호 조절 회로(34)로서 높은 입력 임피던스 버퍼를 사용한다.

[0066] 전류 드라이버 장치(60)의 나머지인 신호 조절 회로(34)의 출력부의 하류는 도 2를 참조하여 상기한 것과 동일하다.

[0067] 전압 드라이버 장치(40) 및 전류 드라이버 장치(60) 모두에 공통인 것은, 두 구현예에서, 적절한 필터링과 증폭이 신호 처리 모듈(24)의 신호 조절 회로(34)에 의해 제공될 필요가 있다. 각 밴드(18, 20 또는 22) 내에서 순환하는 전류는 각각 통원 환자 및 비-통원 환자에 대해 약 200 μ A 및 약 10 μ A로 제약되는 마이크로-충격 임계값 이하로 포함되어야 하기 때문에 증폭이 필요하다.

[0068] 필터링은 밴드(18)의 경우에 부피 측정을 펄스 측정으로부터 분리시키기 위해 필요하다.

[0069] 두 장치(40, 60)의 출력부(28.1)는 DC 결합된 직접적으로 증폭된 센서 출력부이다. 출력부(28.2)는 반대로 펄스를 부피 출력부로부터 분리하는 AC 결합 활성 필터로부터 유래된다.

[0070] 따라서, 필터(54)에 대해 선택된 0.67Hz 주파수는 ECG 및 펄스 모니터에 채택된 표준 호흡 억제 필터를 기준으로 선택된다.

[0071] 저역 통과 필터(50 및 56)에 대한 컷오프 주파수는 파워 라인 노이즈를 최소화하고 에일리어싱 노이즈(aliasing noise)를 피하도록 파워 라인 주파수보다 낮게 선택된다. 필터(50, 54 및 56)의 각각은 신호 단계 왜곡을 피하기 위한 1차 필터이다.

[0072] 사용시에, 모니터(10)는 먼저 교정된다. 교정은 선형 센서 추정에 의해 적어도 두 값을 사용하여 공지된 부피에 대해 성취된다. 교정의 미세한 조정은 대상이 받고 있는 폐활량 검사 동안 모니터(10)를 착용함으로써 성취될 수 있다. 이런 데이터로부터, 대상의 정확한 최대 폐 부피는 호흡 동안 폐/공기 부피 흐름의 미세한 교정을 위한 매개 변수로서 모니터(10)의 소프트웨어에 의해 사용될 수 있다.

[0073] 모니터(10)를 교정하는 다른 방법은 휴대용 폐활량계의 사용이다. 이것은 모니터(10)의 미세한 교정을 가능하게 한다. 대상은 수화, 예를 들어, 3회 폐활량계를 붙고 측정된 폐 부피의 값은 밴드(18, 20 및 22)에 의해 측정된 가슴 부피 변화를 교정하는데 사용된다. 각 밴드(18, 20 및 22)에 의해 탐지된 저항 변화의 합으로부터 얻은 신호는 폐활량계로부터의 기록을 통해 직접 교정될 수 있다.

[0074] 이와 관련하여, 센서 밴드(18, 20 및 22)는 도 5와 6에 도시된 것과 같이 호흡 동안 폐/공기 부피 흐름이 측정

되기에 충분하게 민감할 뿐만 아니라 밴드(18)의 경우에, 심장 사건 동안 폐/공기 부피 흐름이 측정되기에 충분하게 민감하다.

- [0075] 또한, 가속도계(35)의 제공은 대상이 매우 활동적일 때의 대상의 급격한 이동 또는 수면 동안 급격한 이동에 의해 발생하는 아티팩트 신호의 제거를 촉진한다. 이것은 모니터(10)의 민감도를 추가로 개선한다.
- [0076] 도 7은 모니터(10)에 의해 측정된 신호의 그래프를 도시하며, 이런 신호는 일반적으로 도면 부호(64)로 나타내어진다.
- [0077] 이 그래프에서, 하부 선(66)은 대상의 횡격막의 부피 변화를 도시하는 반면 상부 선(68)은 대상의 폐 또는 가슴 부피의 변화를 도시한다. 수직선(70)은 심장 사건을 나타낸다. 특히, 하부 밴드(20) 및 상부 밴드(18)는 모두 선(68)에 기여하는 반면 하부 밴드(20) 및 나선 밴드(22)는 모두 선(66)에 기여한다. 심장 사건은 밴드(18) 단독에 의해 측정된다. 그래프(64)의 데이터는 선(66)으로 나타낸 대로 횡격막에서 가슴 둘레의 변화를 기초로 한 호흡 작용을 해석하는데 사용된다.
- [0078] EMG 측정에 의해, 낮은 횡격막 활성화는 수면 무호흡증과 직접 관련이 있다는 것이 입증되었다. 한편, 대상의 호흡 부피 및 횡격막의 활성화의 조합은 무호흡 정도의 독특한 관찰을 제공한다. 현재, 이것은 대상에게 매우 성가시고 불편하며 대상의 수면 패턴을 방해하는 마스크에 의해서만 관찰 가능하다.
- [0079] 가속도계(35)는 수면 연구 동안 대상 신체의 위치가 관찰되게 할 수 있다. 또한, 중력장에서 대상의 가슴/횡격막의 위치는 가속도계(35)를 사용하여 관찰될 수 있다. 이와 관련하여, 대상의 흉부 지역의 비틀림은 증가된 호흡 작용을 유도할 수 있고 서로 이격되도록 밴드(18 및 20)의 각각에 배열된 가속도계(35)의 제공은 이런 비틀림의 측정을 용이하게 한다는 것이 공지되어 있다.
- [0080] 상기한 대로, 부피 측정 이외에, 모니터(10)의 밴드(18)는 심장 기능을 측정하는데 사용된다. 박동하는 심장근에 의해 흉곽(14)에 가해진 심장으로부터의 진동은 모니터(10)의 밴드(18)에 의해 포획되며 모니터(10)의 신호 처리 모듈(24)을 통해 출력된다. 측정된 심장 사건은 심박수, 심박수 변이 및 심장 발작 출력을 포함할 수 있다. 특히 측정된 심장 사건은 수면 또는 신체적 활동 동안 폐심장 시스템의 성능의 지표로서 공기 흡입과 조합으로 사용될 것이다.
- [0081] 도 8 및 9를 참조하면, 모니터(10)의 감지 장치(16)의 감지 장치의 다른 실시태양이 예시된다. 이전 도면을 참조하여, 유사 도면 부호는 달리 명시하지 않는 한 유사 부분을 의미한다.
- [0082] 이 실시태양에서, 감지 장치는 복수의 음향 센서(74, 76)를 포함하는 음향 감지 구성요소(72)를 포함한다. 더욱 구체적으로, 서로 측면으로 이격된 두 센서(74)는, 사용시에, 대상(78)의 앞쪽에 배열되며 서로 측면으로 이격된 두 센서(76)는, 사용시에, 대상(78)의 뒤쪽에 배열된다.
- [0083] 센서(74)는 센서(76)에 비해 더 높게 배열된다. 센서(74)는 캐리어(12) 상에 위치되어, 사용시에, 대상(78)의 심장과 횡격막 사이의 대략 중간에 위치된다. 센서(76)는 캐리어(12) 상에 배열되어, 사용시에, 대상(78)의 하부 폐 지역에 아주 가깝게 위치된다.
- [0084] 음향 감지 구성요소(72)는 대상에 의해 방출된 소리를 관찰하기 위한 것이다. 주요 목적은 대상(78)에 의한 기침을 관찰하는 것인 반면, 음향 감지 구성요소(72)는, 예를 들어, 대상의 코골이의 결과로서, 대상(78)에 의해 방출된 다른 소리를 관찰하는데 사용될 수 있다.
- [0085] 다른 형태의 기침이 존재하며, 각각은 독특한 소리와 가슴 이동을 가진다. 모니터(10)의 음향 감지 구성요소(72)의 센서(74, 76)의 배열은 대상의 기침의 특성, 기침하는 동안 폐 기능, 구별(즉 폐의 어느 쪽 및 어느 폐엽이 영향을 받는지), 성숙의 과정(마른 기침으로부터 젖은 기침으로 또는 그 반대), 치료 효과 및/또는 투약 효과에 대한 정보를 제공할 수 있다.
- [0086] 신호 처리 모듈(24)은 밴드(18, 20 및 22) 및 음향 관찰 구성요소(72)를 사용하여 이동의 급격한 변화를 탐지함으로써 대상(78)에 의한 기침을 탐지하고 관찰하도록 프로그램된다. 일반적으로, 호흡은 대상(78)의 신체적 활동 및 건강 상태에 따라 변할 수 있는 주기적인 이동과 소리를 생산한다. 감지 장치(16)(가속도계(35)포함)에 의해 탐지된 소리와 이동(부피) 모두에서 급격한 높은 주파수 변화는 기침 사건으로서 신호 처리 모듈(24)에 의해 처리된다. 또한, 신호 처리 모듈(24)은 분류 알고리즘을 사용하여 기침 사건의 형태를 측정하도록 소리와 이동의 변화를 구별할 수 있다.
- [0087] 도 10 및 11을 참조하면, 감지 장치(16)의 추가 실시태양이 도시된다. 도 8 및 9를 참조하여, 유사 도면 부호는

달리 명시하지 않는 한 유사 부분을 의미한다.

- [0088] 이 실시태양에서, 캐리어(12)는 상부 및 하부 밴드 유사 캐리어(80 및 82)를 포함한다. 상부 서브-캐리어(80)는 대상(78)의 거드랑이 아래에 들어가도록 만들어지며 하부 서브-캐리어(82)는 대상(78)의 횡격막 위에 들어가도록 만들어진다. 상부 서브-캐리어(80)는 한 쌍의 이격된 전기-저항 밴드(84 및 86)를 운반한다. 유사하게, 하부 서브-캐리어(82)는 한 쌍의 이격된 전기-저항 밴드(88 및 90)를 운반한다.
- [0089] 여러 전기-저항 밴드(84, 86, 88 및 90)를 가지면 대상(78)의 몸통/흉곽의 형태의 더욱 정확한 추정을 가능하게 한다. 흉곽의 형태는 여러 작게 절단된 원뿔 부피의 합으로서 추정된다. 각 절단된 원뿔의 상부 및 하부 경계는 경우에 따라 관련 밴드(84, 86, 88 및 90)에 의해 제공된다. 한편, 예시된 실시태양에서, 흉곽의 형태는 3개의 절단된 원뿔에 의해 추정된다. 이들은 도 11에 도시된 대로 밴드들(84 및 86) 사이에 형성된 제 1 절단된 원뿔, 밴드들(86 및 88) 사이에 형성된 제 2 절단된 원뿔 및 밴드들(88 및 90) 사이에 형성된 제 3 절단된 원뿔이다.
- [0090] 도 12-14를 참조하면, 감지 장치(16)의 두 다른 실시태양이 도시된다. 다시 한 번, 이전 실시태양을 참조하여, 유사 도면 부호는 달리 명시하지 않는 한 유사 부분을 의미한다.
- [0091] 상기한 대로, 모니터(10)는, 예를 들어, 신체적 활동에 참여한 대상의 수면 질환 또는 호흡/심장 기능을 관찰하는데 사용된다. 수면 또는 신체적 활동 동안 밴드(18 또는 20)의 하나의 일부가 대상의 신체에 갇혀서 밴드(18, 20)의 불완전한 신장을 초래하는 가능성이 존재한다. 이것이 밴드(18, 20)로부터의 기록에 나쁘게 영향을 미치며 모니터(10)로부터 부정확한 출력을 초래할 수 있다.
- [0092] 도 12 및 13에 도시된 실시태양에서, 각 밴드(18, 20)는 여러 감지 지점(92)을 포함하며, 이의 적어도 2개는 앞쪽에 위치하고 이의 적어도 2개는 뒤쪽에 위치한다. 따라서, 효과적으로, 각 밴드(18, 20)는 앞쪽 부분, 뒤쪽 부분 및 앞쪽 부분과 뒤쪽 부분을 연결하는 두 측면부분으로 나뉜다. 따라서, 대상의 위치를 측정하기 위해 여러 감지 지점(92)과 가속도계(이 실시태양에서 예시되지 않음)를 사용하여, 더욱 정확한 측정과 기록을 얻을 수 있다.
- [0093] 여러 감지 지점(92)에 대한 대안은 각 밴드(18, 20)를 여러 개별 단편, 예를 들어, 앞쪽 단편, 뒤쪽 단편 및 두 측면 단편으로 물리적으로 나누는 것이다. 각 단편은 개별적으로 교정되고 각 단편은 독립적으로 구동된다.
- [0094] 따라서, 각 밴드(18, 20)의 임의의 한 단편이 갇히고 신장되지 않을 때, 관련 밴드(18, 20)의 나머지 단편은 여전히 정상적으로 신장될 수 있고 신호 처리 모듈(24)은 밴드(18, 20)의 갇힌 단편을 보상할 수 있다.
- [0095] 도 14는 대상의 신체에 의해 눌린 밴드(18, 20)의 일부를 보상하기 위한 추가 실시태양을 도시한다. 이 실시태양에서, 각 밴드(18, 20)는 단편 슬리브(94)에 운반된다. 슬리브(94)는 복수의 구별된 단편(96)을 포함한다. 단편(96)은 서로에 대해 축방향으로 자유롭게 이동되나 가로방향 또는 방사상 방향으로는 실질적으로 단단하다.
- [0096] 따라서, 대상의 신체의 일부가 물체에 대해 눌리는 경우, 대상의 신체와 물체 사이에 갇힌 슬리브(94)의 관련 단편 또는 단편들(96)은 감금된 상태가 될 것이나 밴드(18, 20)는 슬리브(94) 내에서 여전히 자유롭게 신장되거나 수축된다.
- [0097] 도 15에서, 밴드(18, 20 및 22)를 구동하기 위한 전류 드라이버 장치의 추가 실시태양이 예시된다. 도 3을 참조하여, 유사 도면 부호는 달리 명시하지 않는 한 유사 부분을 의미한다.
- [0098] 이 실시태양에서, 레지스터(44)는 생략된다. 정전류 발생기(62)는 밴드(18, 20 및 22)를 직접 구동하여 전압 강하는 레지스터(44)를 가로지르는 대신에 밴드(18, 20 또는 22)를 직접 가로질러 측정된다. 이것이 더욱 정확한 출력 신호를 제공하는 더욱 민감한 회로(60)를 초래한다.
- [0099] 도 16은 모니터(10)를 입은 대상의 심장 기능의 그래프를 도시한다. 상부 선(98)은 모니터(10)에 의해 측정된 교정된 가슴 부피를 도시한다. ECG 신호 발체(100)는 심방의 일회박출량 사이를 구별하는데 사용된다. 마지막으로, 선(102)은 잔물결을 사용하여 선(98)으로부터 심장 발작을 제공한다. 선(102)에 대해, 점선(104)에 의해 경계가 형성된 선(102)의 일부는 심방 기능을 나타내며 실선(106)에 의해 경계가 형성된 선(106)의 일부는 대상의 심장의 심실 기능을 나타낸다.
- [0100] 도 17에서, 수면 무호흡증을 앓고 있는 대상에 대한 모니터(10)의 감지 장치(16)의 밴드(18, 20)로부터의 출력의 그래프가 예시된다. 선(108)은 밴드(18)에 의해 측정된 가슴 부피를 도시하며 선(110)은 밴드(20)에 의해 측정된 횡격막 변위를 도시한다.
- [0101] 도 18에서, 신체적 활동을 하고 있는 대상의 그래프가 예시된다. 이 실시태양에서, 대상은 선(112)에 의해 도시

된 대로 폐활량계를 사용한다. 선(114)은 모니터(10)에 의해 측정된 것과 같이 교정된 가슴 부피를 나타낸다.

[0102] 또한 이 실시태양에서, 대상은 ECG에 연결되어 기준선(116)을 제공한다. 선(116)은 대상이 신체적 활동을 하는 동안 ECG가 심장 기능을 정확하게 관찰할 수 없다는 것을 도시한다. 대신에, 모니터(10)는 신체적 활동을 하는 동안 대상의 심장에서 일어나는 것을 훨씬 정확하게 묘사하는 심장 기능을 나타내는 선(118)을 제공한다.

[0103] 한편, 본 발명의 기술된 실시태양의 이점은 호흡 및/또는 심장 이상을 가진 대상을 관찰하거나 대상의 호흡 및/또는 심장 기능을 관찰하는데 사용되는 폐심장 모니터(10)가 제공된다는 것이다.

[0104] 모니터(10)는 인간 대상이 자신에게 적용하기 쉽고, 비-인간 대상의 경우, 임상 의사가 적용하기 쉽다. 특별한 숙련자 또는 전문가가 모니터(10)를 위치시키는데 필요하지 않으며 모니터(10)는 사용을 위해 쉽게 교정될 수 있다. 또한, 모니터(10)는 수면 무호흡증을 가진 인간 대상을 관찰하는데 불편하고 성가신 마스크 및 관련 구동 장치에 대한 필요를 제거한다.

[0105] 또한, 모니터(10)는 대상의 이동성을 심하게 방해하지 않고 불편을 유발하지 않고, 스포츠 활동과 같은 격렬한 활동을 포함하는 활동 동안 대상에 의해 착용될 수 있다. 한편, 모니터(10)는 이런 활동에 참여하면서 대상의 호흡 및 심장 기능을 관찰하는데 사용될 수 있다. 이것은 대상이 특정 스포츠 행사에서 스포츠 역량을 개선하거나 더욱 일반적으로 건강상태를 개선하기를 원하는 대상에게 매우 유용하다.

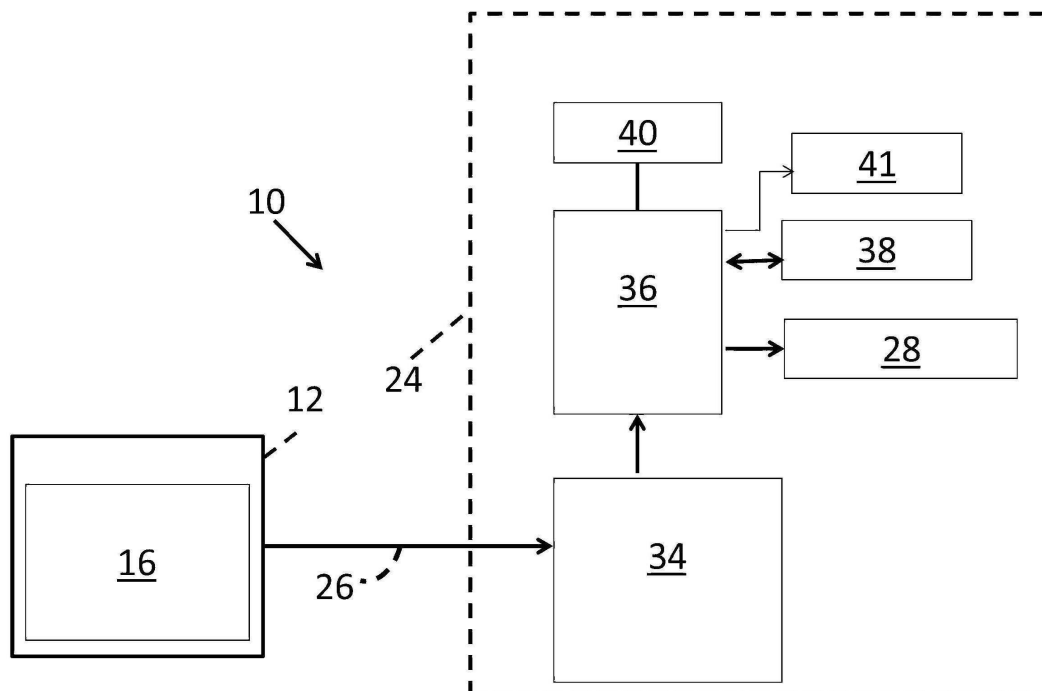
[0106] 모니터(10)는 또한 심장 또는 폐질환을 앓고 있는 환자에 대한 심장 및/또는 폐 재활에 사용될 수 있다.

[0107] 실제 호흡 기능을 측정할 수 있다는 것이 모니터(10)의 추가 이점이다. 이것은 x-rays, MRIs 또는 CT 스캔과 같은 다른 관찰 절차 동안 존재하는 아티팩트를 원하지 않을 때 호흡 아티팩트가 제거되게 할 수 있다. 다시 말하면, 이런 절차를 실행하는 장치에서 모니터(10)로부터 출력을 사용함으로써, 호흡 아티팩트는 이런 장치로부터 개선된 이미지 등을 제공하기 위해 고려된다.

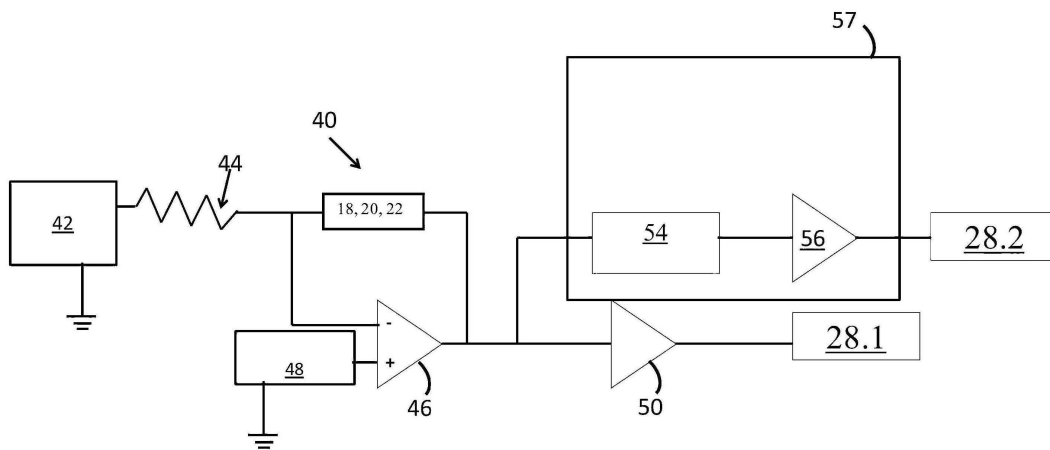
[0108] 본 발명의 넓은 일반적인 범위를 벗어나지 않고 여러 변이 및/또는 변형이 상기 실시태양에 가해질 수 있다는 것은 당업자가 알 것이다. 따라서, 본 실시태양은 모든 면에서 예시적이며 제한적이지 않은 것으로 생각된다.

도면

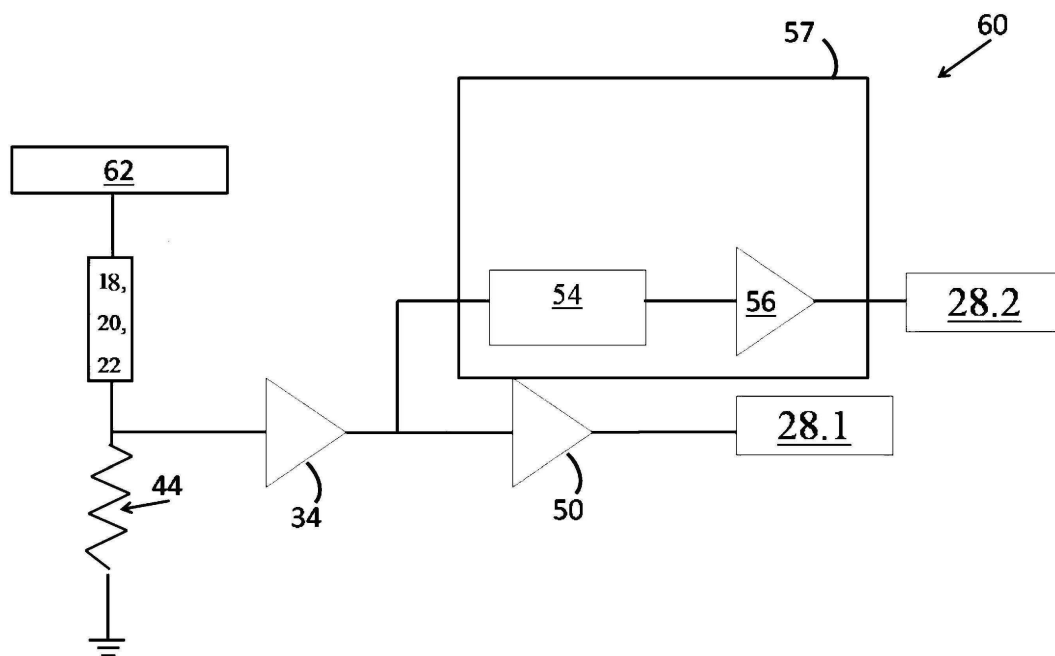
도면1



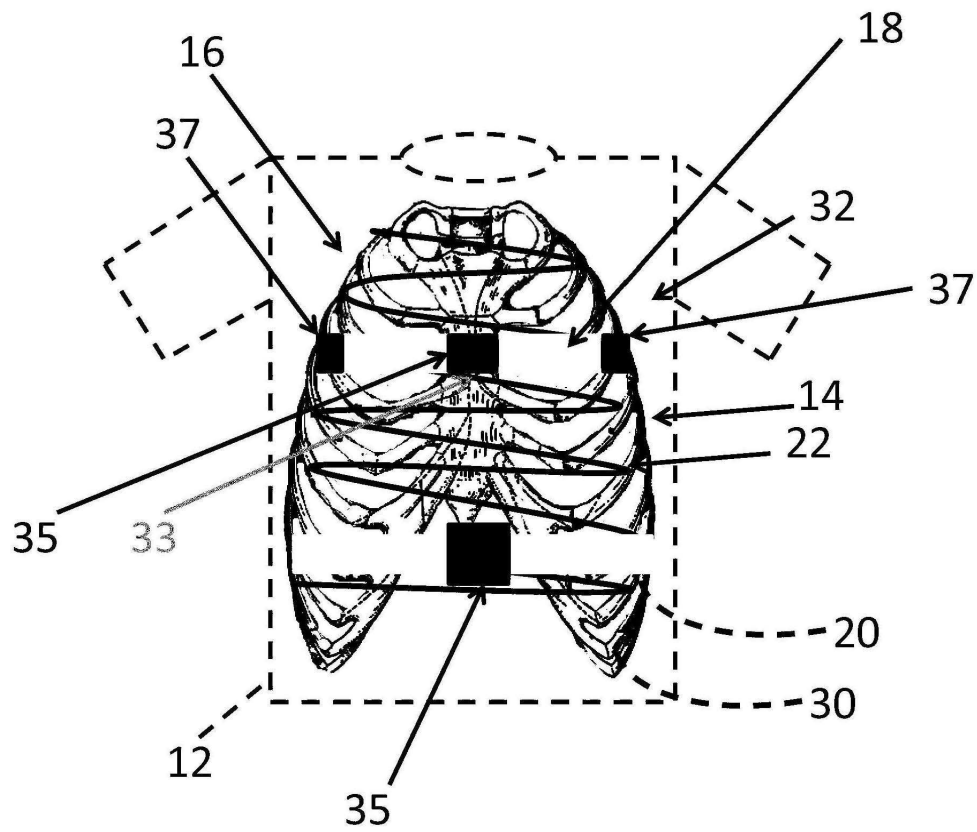
도면2



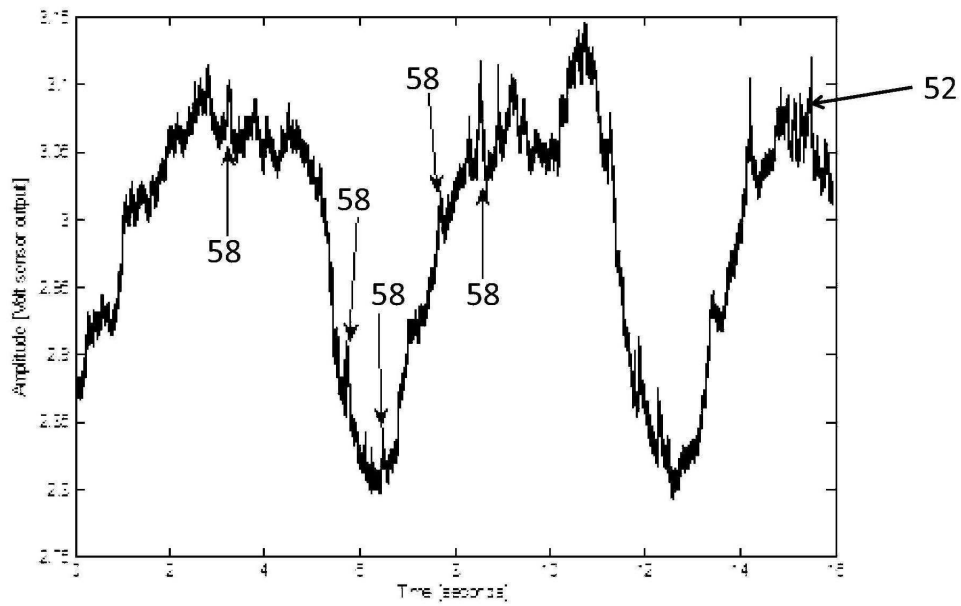
도면3



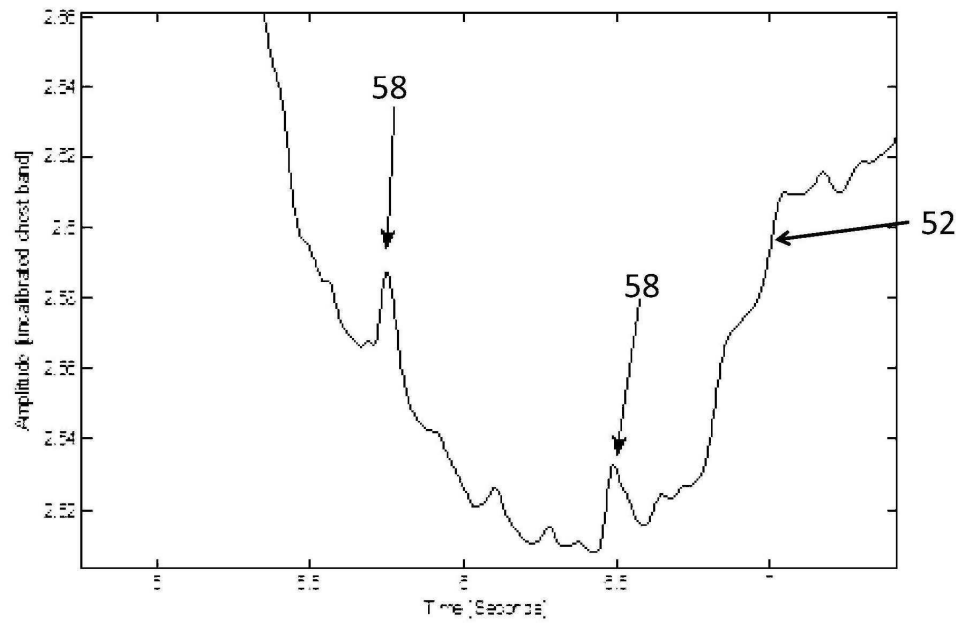
도면4



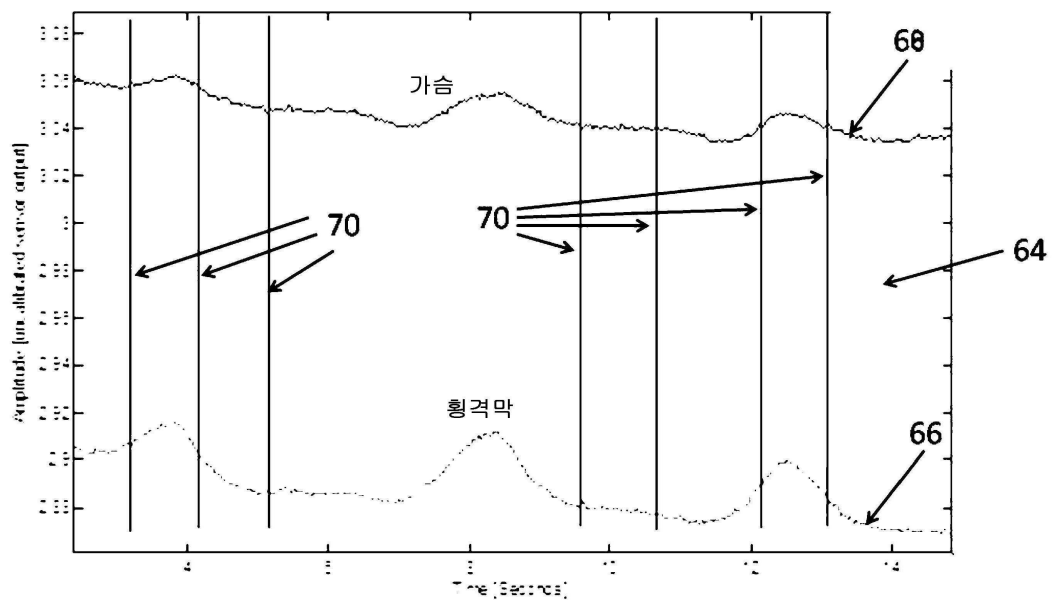
도면5



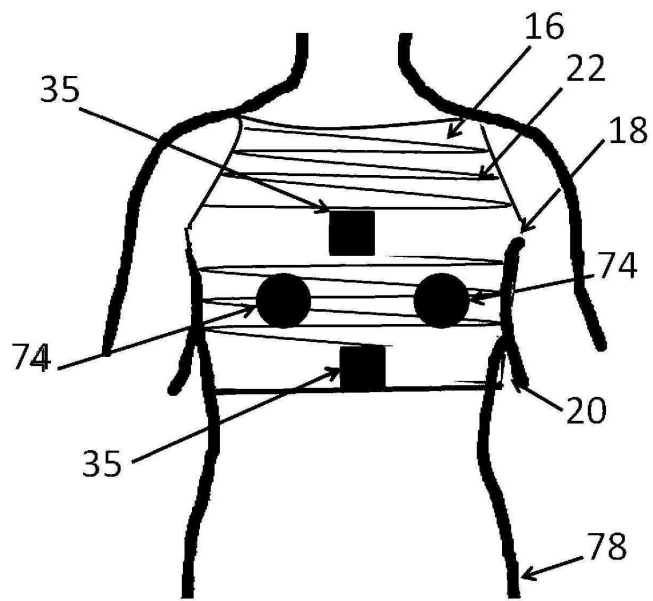
도면6



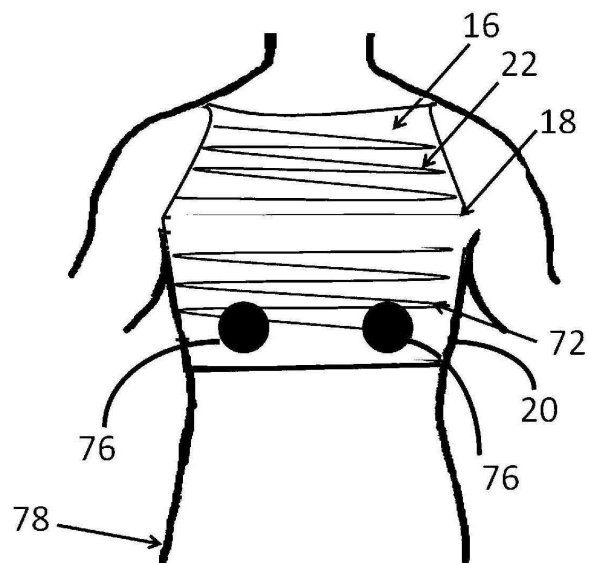
도면7



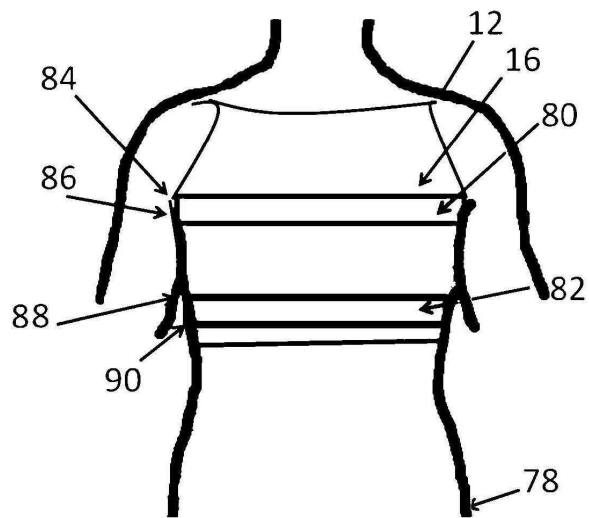
도면8



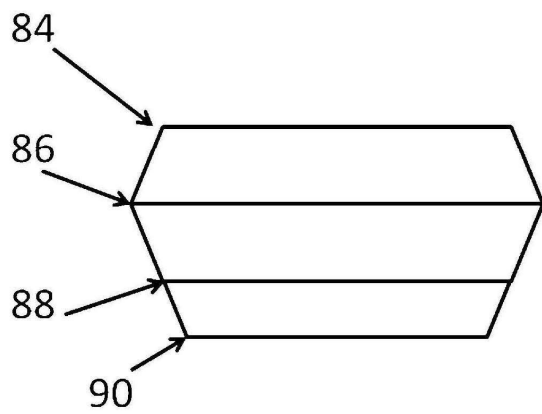
도면9



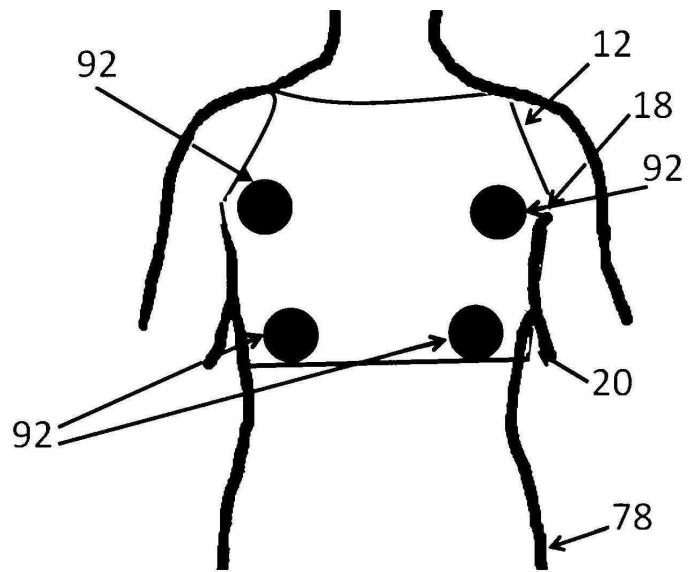
도면10



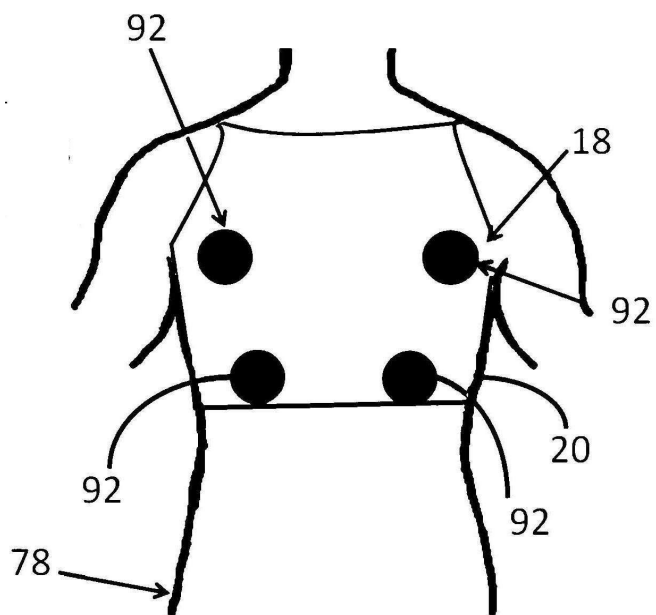
도면11



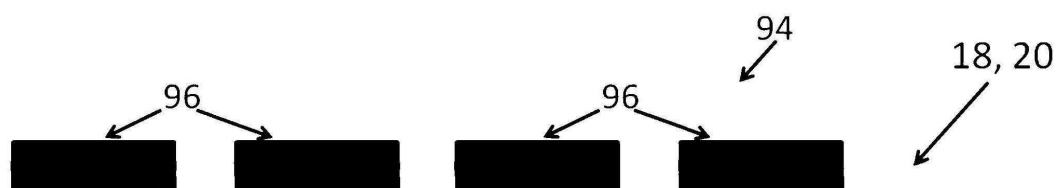
도면12



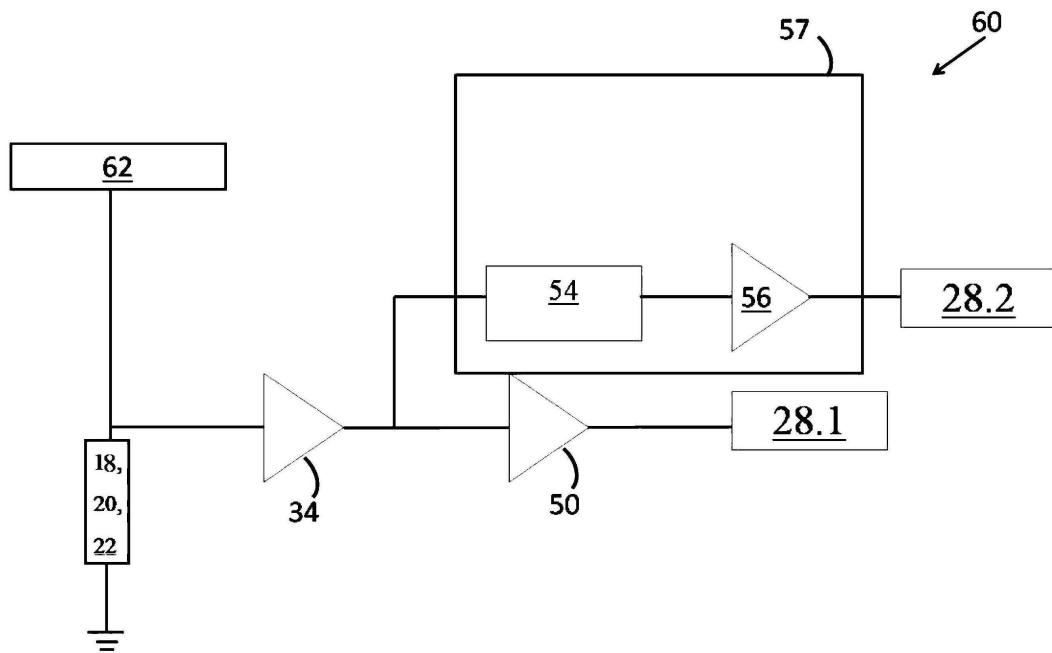
도면13



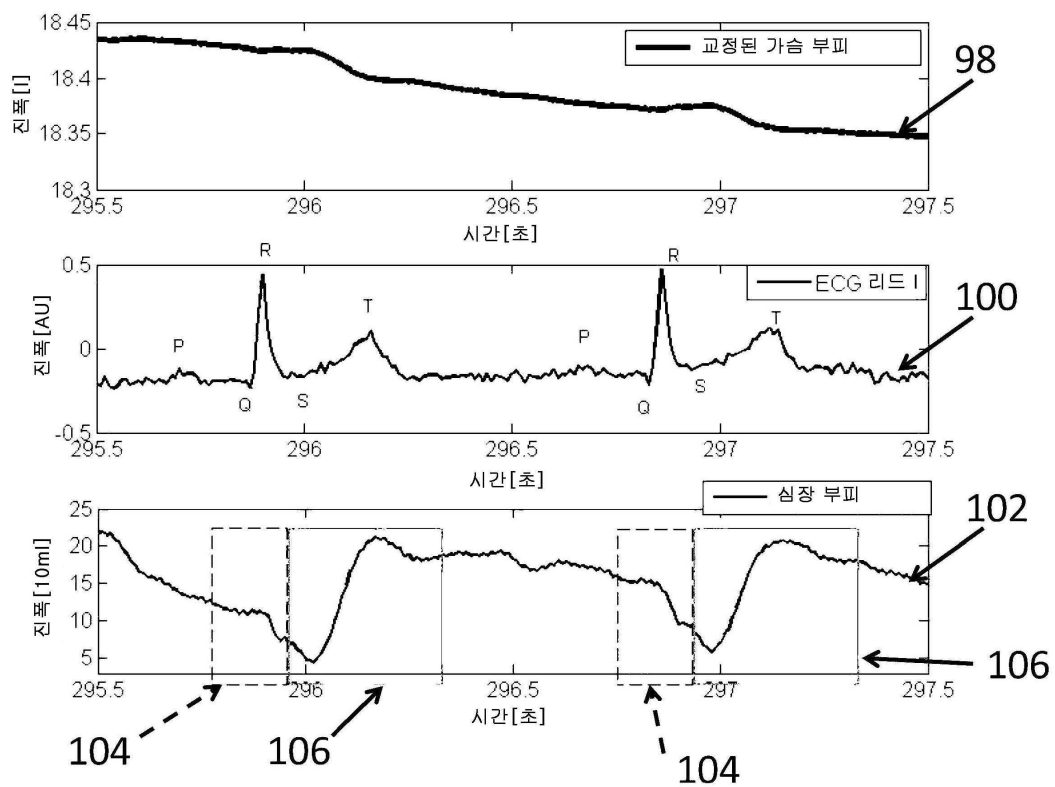
도면14



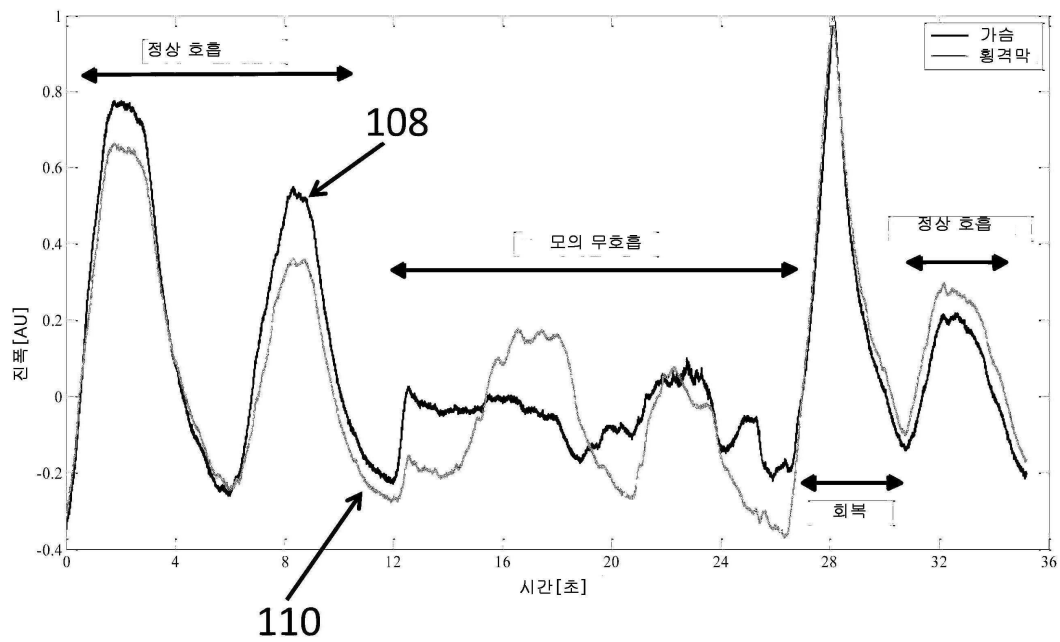
도면15



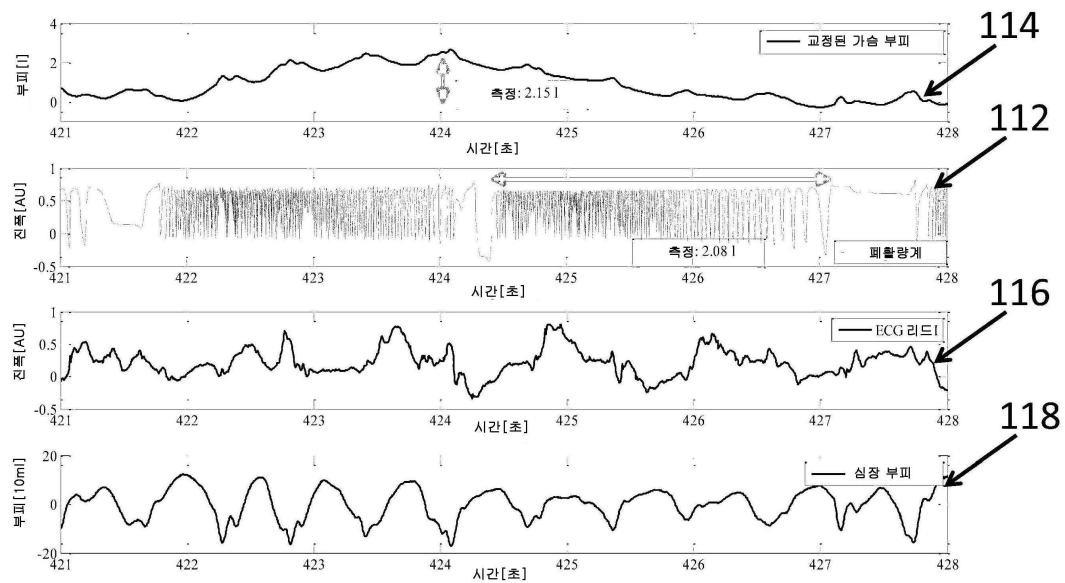
도면16



도면17



도면18



专利名称(译)	观察肺功能		
公开(公告)号	KR1020160102442A	公开(公告)日	2016-08-30
申请号	KR1020167017163	申请日	2014-11-27
[标]申请(专利权)人(译)	西悉尼大学		
当前申请(专利权)人(译)	유니버시티오브웨스턴시드니		
[标]发明人	GARGIULO GAETANO 가르지올로가에타노 BREEN PAUL 브린폴		
发明人	가르지올로가에타노 브린폴		
IPC分类号	A61B5/113 A61B5/0205 A61B5/01 A61B5/0408 A61B5/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/113 A61B5/0205 A61B5/01 A61B5/04085 A61B5/0806 A61B5/0809 A61B5/6805 A61B5/6831 A61B5/02055 A61B5/067 A61B5/1102 A61B5/1135		
代理人(译)	铁干扰 Gimyongin		
优先权	2013904602 2013-11-28 AU		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

肺心功能监测器10包括配置为安装在受试者身体的至少一部分躯干周围的载体12。感测装置16被安装在载体12上，并且感测装置16包括至少一个用于观察对象的身体的一部分的体积的变化的元件。信号处理模块24与感测设备16通信以处理从感测设备16输出的信号，并且信号处理模块24被配置为输出与呼吸和/或心脏功能有关的信号。它至少有一个输出。

