



**(19) 대한민국특허청(KR)**  
**(12) 공개특허공보(A)**

(11) 공개번호 10-2015-0028842  
(43) 공개일자 2015년03월16일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 5/113 (2006.01) A61B 5/087 (2006.01)  
A61B 5/00 (2006.01) A61B 6/00 (2006.01)  
(21) 출원번호 10-2015-7003102  
(22) 출원일자(국제) 2013년06월26일  
심사청구일자 없음  
(85) 번역문제출일자 2015년02월04일  
(86) 국제출원번호 PCT/FR2013/000163  
(87) 국제공개번호 WO 2014/006278  
국제공개일자 2014년01월09일  
(30) 우선권주장  
12/01900 2012년07월05일 프랑스(FR)

(71) 출원인  
이에스페 시스템  
프랑스공화국, 에프-65500 빅-앙-비고르, 존느 엔  
뒤스트리엘 드 라 에레  
(72) 발명자  
소바쥬, 뿔  
프랑스공화국, 에프-65500 빅-앙-비고르, 존느 엔  
뒤스트리엘 드 라 에레, 쉐/오 이에스페 시스템  
브레스퐁, 다비드  
프랑스공화국, 에프-65500 빅-앙-비고르, 존느 엔  
뒤스트리엘 드 라 에레, 쉐/오 이에스페 시스템  
까잘렛, 장-마끄  
프랑스공화국, 에프-65500 빅-앙-비고르, 존느 엔  
뒤스트리엘 드 라 에레, 쉐/오 이에스페 시스템  
(74) 대리인  
특허법인오리진

전체 청구항 수 : 총 10 항

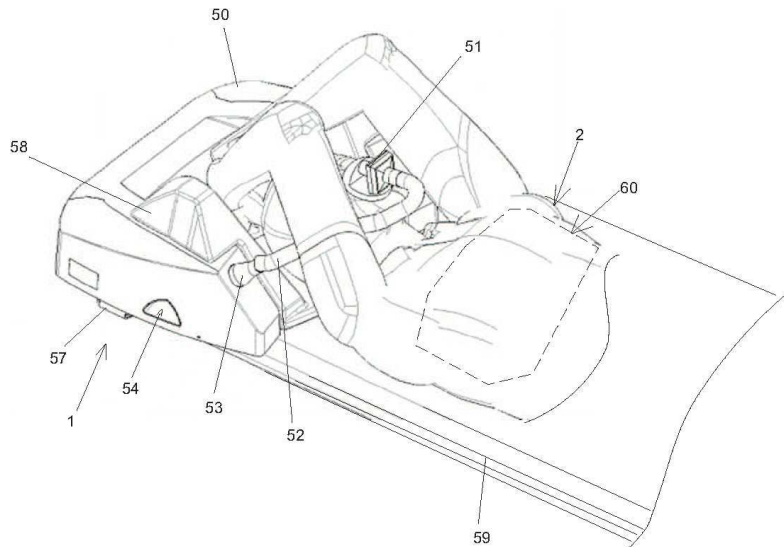
(54) 발명의 명칭 환자 몸의 이동 부분을 검출하기 위한 의료 영상 장치

**(57) 요약**

본 발명은 환자 몸의 이동 부분의 위치 검출 장치(1) 및 의료 영상 장치에 관한 것이다. 검출 장치는, 환자 호흡의 유량을 표시하는 차압을 생성하는 측정 장치에 연결된 적어도 하나의 차압 센서(37)를 포함하는 전자 및 전기 부품들을 포함하는 관리 모듈(30)을 포함하며, 상기 관리 모듈은:

- 호흡 양을 표시하는 데이터를 발생하고 송출 디지털 동기 신호(42)를 발생하기 위하여 상기 차압 센서(37)에 의해 생성된 데이터를 획득하고 처리하며,
- 인입 디지털 동기 신호(41)를 수신하며, 및
- 두 개의 인입 및 송출 디지털 동기 신호(41, 42) 중 하나와 일치하는 호흡 양을 표시하는 데이터의 송출 디지털 신호(40)의 발생을 수행하도록 구성된다.

**대표도 - 도1**



**특허청구의 범위**

**청구항 1**

의료 영상에 의하여 분석되는 환자 몸의 적어도 하나의 이동 부분(2)의 위치를 검출하는 검출 장치(1)로서, 환자 호흡의 유량을 표시하는 차압을 생성하는 측정 장치(3)에 연결된 적어도 하나의 차압 센서(37)를 포함하는 전자 및 전기 부품들을 포함하는 관리 모듈(30)을 포함하며, 상기 관리 모듈(30)은:

- 호흡 양을 표시하는 데이터(118)를 발생하고 송출 디지털 동기 신호(42)를 발생하기 위하여 상기 차압 센서(37)에 의해 생성된 데이터를 획득하고 처리하며,
- 인입 디지털 동기 신호(41)를 수신하며, 및
- 두 개의 인입 및 송출 디지털 동기 신호(41, 42) 중 하나와 일치하는 호흡 양을 표시하는 데이터의 송출 디지털 신호(40)의 발생을 수행하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 검출 장치(1).

**청구항 2**

제1항에 있어서,

상기 송출 디지털 동기 신호(42)는, 호흡 사이클의 정해진 부분의 최소 또는 최대 호흡 유량에 대응하는 호흡 운동에 대한 극한들의 검출을 표시하는 것을 특징으로 하는 검출 장치(1).

**청구항 3**

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 관리 모듈(30)은, 두 개의 인입 또는 송출 동기 신호(41, 42)들 중의 하나와 일치하는 호흡 양을 표시하는 데이터의 송출 디지털 신호(40)를 발생하기 위하여 두 개의 인입 또는 송출 디지털 동기 신호들 중 하나에 대한 선택 명령(101)을 수신하도록 형성되는 것을 특징으로 하는 검출 장치(1).

**청구항 4**

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 관리 모듈(30)은, 상기 차압 센서(37)에 의해 생성된 데이터의 변화에 대해 30 ms 또는 15 ms 또는 12 ms 보다 작거나 같은 반응 시간으로, 인입 또는 송출 디지털 동기신호와 일치하는 호흡 양을 표시하는 데이터의 디지털 신호(40)를 발생하도록 구성되는 것을 특징으로 하는 검출 장치(1).

**청구항 5**

제1항 내지 제4항 중 어느 한 항에 있어서,

호흡 양을 표시하는 데이터(118)는 환자에 의해 호기되거나 흡기되는 공기 양을 표시하는 곡선에 대응하는 저장된 계수화가능한 모델(110)로부터 산출되고, 환자의 호흡 유량을 표시하는 데이터(112)는 계수화 모델(109)을 표시하는 데이터의 저장을 위하여 사전에 정해진 수의 호흡 사이클에 걸쳐 모델의 계수화 모듈(111)에 의해 처리되고, 이어서 호흡 양을 표시하는 데이터(118)를 생성하기 위하여 계수화 모델의 실시간 조절 모듈(115)에 의해 처리되는 것을 특징으로 하는 검출 장치(1).

**청구항 6**

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

적어도 상기 관리 모듈(30)을 둘러싸고, 분석되는 이동 부분에 대해 이격되어 있는 휴대용 케이스(49, 50)를 포함하는 것을 특징으로 하는 검출 장치(1).

**청구항 7**

제1항 내지 제6항 중 어느 한 항에 있어서,

환자가 호흡하는 흡입기(51)를 포함하고, 상기 호흡기(51)는 케이스에 부착된 상기 측정 장치(3)의 유입구(5)에 연결된 튜브(52)에 연결되는 것을 특징으로 하는 검출 장치(1).

**청구항 8**

제1항 내지 제7항 중 어느 한 항에 따른 의료 영상에 의해 분석되는 환자 몸의 이동 부분(2)의 위치 검출 장치(1)와 동기된 적어도 하나의 의료 영상 기구를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 장치(35).

**청구항 9**

제8항에 있어서,

양전자 단층 촬영(PET), 컴퓨터 단층촬영(CT) 획득 또는 자기 공명 영상(MRI) 유형 중 각각 다른 유형의 적어도 두 개의 의료 영상 기구를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 영상 장치(35).

**청구항 10**

제9항에 있어서,

상기 검출 장치(1)와 상기 의료 영상 기구의 교정 도구(68)를 포함하며, 상기 교정 도구(68)는 상기 측정 장치(3)에 연결되고 챔버에 의해 공급되는 구멍(128)을 포함하고, 상기 챔버(127)는 상기 의료 영상 기구에 의해 검출될 수 있는 타깃(125)에 연결되는 이동 벽(126)에 의하여 한정되며, 상기 타깃(125)과 이동 벽(126)은 변위를 동시에 제어하기 위하여 결합되고, 상기 교정 도구에 의해 타이머들과 상기 의료 영상 기구의 동기화가 달성되는 것을 특징으로 하는 의료 영상 장치(35).

**명세서**

**기술분야**

[0001] 본 발명의 기술 범위는 의료용으로 사용되는 장치이다. 본 발명은 의료 영상에 의해 분석되는 환자 몸의 이동 부분의 위치를 검출하는 장치에 관한 것이다.

**배경기술**

[0002] 의료 영상 기구들은 양전자 단층 촬영(PET), 컴퓨터 단층촬영(CT) 획득 또는 자기 공명 영상(MRI)와 같은 정밀한 과정을 사용하여 복잡한 데이터를 얻을 수 있는 엄격한 표준이 적용된다. 의료 영상의 획득 중, 환자의 건강은 보호되어야 하고 그러한 영상들이 얻어짐에 따라 사고 위험을 증가시키고 의료 영상 기구를 교란시킬 수 있는 상호 작용이 방지되어야 한다.

[0003] 안전상의 이유로, 환자에게 X-선을 방출하는 CT 영상 기구는 또 다른 장치로부터 통신 신호를 수신할 수 없다. 현재의 적용가능한 표준에 따르면, X-선 방출 제어의 에러 발생을 피하기 위하여 CT 영상 기구에서 데이터를 수신하기 위한 어떤 입력도 허용되지 않는다. CT 영상 기구는 일반적으로 송출 디지털 동기 신호를 공급하는 단일 출력을 단지 일반적으로 포함한다.

[0004] 안전상의 이유로, PET 영상 기구는 일반적으로 단지 디지털 동기신호의 하나의 입력만을 포함하며, 현재 표준에 따라 다른 데이터 교환이 허용되지 않는다.

[0005] 다른 영상 기구들에 의하여 공급된 복잡한 영상 데이터는 새로운 정보를 추출하기 위하여 결합되고 처리될 수 있다.

[0006] 예컨대, PET 검사에 의하여, 방사성 마커에 의하여 고 활동성 세포들의 위치가 검출될 수 있다. 암 세포들이 이와 같이 검출된다. CT 스캔에 의하여 환자 조직의 위치를 공급함으로써 PET 검사가 종료될 수 있다. 이와 같이, 두 가지 종류의 정보의 결합에 의하여 암세포들이 환자 조직 내에 위치될 수 있다.

[0007] 그러나, 예컨대, 폐와 같은 이동 부분에 의료 영상이 적용되는 경우, 하나의 문제가 발생한다. 환자는 10분 이상 계속되는 검사 동안 이동하지 않고 호흡을 정지하면서 유지될 수 없다. 이 경우, 환자 몸의 위치를 검출하고 환자 몸의 위치를 표시하는 데이터와 상호 연계된 영상 기구에 의해 공급되는 데이터를 수집하는 것이 필요하다. 환자 몸의 위치를 표시하는 데이터는 일반적으로 그의 필드에 마커가 위치되고 횡격막(diaphragm)에 부착된 카메라를 포함하는 환자의 횡격막을 시각화하는 장치에 의해 공급된다. 환자의 각 위치는 이어서 영상

분석에 의하여 결정될 수 있다.

[0008] 그러나, 환자의 횡격막 위치를 검출하기 위한 이러한 유형의 장치에 의하여 실행된 분석들은 일반적으로 정확성이 부족하다. 환자에 따른 실패 비율은 실행된 다른 임상 연구들에 따라 30% 또는 66% 정도이다. 실제로, 2차원으로 검출된 운동을 기초로 3차원 공간에서 이동하는 조직의 위치를 결정하는 것이 어렵다. 최소한의 측정 에러에 의해 일반적으로 기관의 위치를 표시하는 데이터가 실패한다.

[0009] 또 다른 문제는 환자의 횡격막을 시각화하기 위한 기구와 같이 사용된 영상 기구는 대략 20% 더 긴 데이터 획득을 필요로 하는 것이다. X선 영상 기구의 경우, 환자는 20% 더 높은 비율로 X-선에 노출된다. 그러므로, 각 환자에 대해, 의료 영상의 데이터 획득을 성공적으로 달성할 기회가 예상된 이득에 비추어 평가되어야 한다. 성공적이면, 이로써 한편으로 중앙 활성의 검출 정확성이 더 높아지고, 다른 한편, 병원(pathological) 부피의 검출 정확성이 더 높아진다.

[0010] 따라서 생리적인 측정 장치 즉 의료 영상 기구를 위한 이동하는 몸의 위치 검출의 신뢰성을 향상시킬 필요가 발생한다.

### 발명의 내용

#### 해결하려는 과제

[0011] 본 발명의 목적은 의료 영상에 의해 분석되는 환자 몸의 이동 부분을 검출하기 위한 새로운 장치를 제공함으로써 종래 기술의 여러 단점들을 극복하는 것이다.

#### 과제의 해결 수단

[0012] 본 발명은, 이와 같이, 의료 영상에 의하여 분석되는 환자 몸의 적어도 하나의 이동 부분의 위치 검출 장치에 관한 것으로, 이 장치는 환자 호흡의 유량(flow rate)을 표시하는 차압을 생성하는 측정 장치에 연결된 적어도 하나의 차압 센서를 포함하는 전자 및 전기 부품들을 포함하는 관리 모듈을 포함하며, 상기 관리 모듈(30)은 적어도:

[0013] - 호흡 양을 표시하는 데이터를 발생하고 송출 디지털 동기 신호를 발생하기 위하여 상기 차압 센서에 의해 생성된 데이터를 획득하고 처리하며,

[0014] - 인입 디지털 동기 신호를 수신하며, 및

[0015] - 두 개의 인입 및 송출 디지털 동기 신호 중 하나와 일치하는 호흡 양을 표시하는 데이터의 송출 디지털 신호의 발생을 수행하도록 구성된다.

[0016] 본 발명의 일 특징에 따르면, 상기 송출 디지털 동기 신호는 호흡 사이클의 정해진 부분의 최소 또는 최대 호흡 속도에 대응하는 호흡 운동에 대한 극한들의 검출을 표시한다.

[0017] 본 발명의 또 다른 특징에 따르면, 상기 관리 모듈은, 두 개의 인입 또는 송출 동기 신호들 중의 하나와 일치하는 호흡 양을 표시하는 데이터의 송출 디지털 신호를 발생하기 위하여 두 개의 인입 또는 송출 디지털 동기 신호들 중 하나에 대한 선택 명령을 수신하도록 형성된다.

[0018] 본 발명의 또 다른 특징에 따르면, 관리 모듈은 상기 차압 센서에 의해 생성된 데이터의 변화에 대해 30ms 또는 15ms 또는 12ms 보다 작거나 같은 반응 시간으로, 인입 또는 송출 디지털 동기신호와 일치하는 호흡 양을 표시하는 데이터의 디지털 신호를 발생하도록 구성된다.

[0019] 본 발명의 또 다른 특징에 따르면, 호흡 양을 표시하는 데이터는 환자에 의해 호기되거나 흡기되는 공기 양을 표시하는 곡선에 대응하는 저장된 계수화가능한 모델로부터 산출되고, 환자의 호흡 유량을 표시하는 데이터는 계수화 모델을 표시하는 데이터의 저장을 위하여 사전에 정해진 수의 호흡 사이클에 걸쳐 모델의 계수화 모듈에 의해 처리되고, 이어서 호흡 양을 표시하는 데이터를 생성하기 위하여 계수화 모듈의 실시간 조정 모듈에 의해 처리된다.

[0020] 본 발명의 또 다른 특징에 따르면, 검출 장치는, 적어도 상기 관리 모듈을 둘러싸고, 분석되는 이동 부분에 대해 이격되어 있는 휴대용 케이스를 포함한다.

[0021] 본 발명의 또 다른 특징에 따르면, 환자가 호흡하는 흡입기를 포함하고, 상기 호흡기는 케이스에 부착된 측정

장치의 유입구에 연결된 튜브에 연결된다.

[0022] 본 발명의 또 다른 대상은, 본 발명에 따른 의료 영상에 의해 분석되는 환자 몸의 이동 부분의 위치 검출 장치와 동기된 적어도 하나의 의료 영상 기구들을 포함하는 의료 영상 장치이다.

[0023] 본 발명의 또 다른 특징에 따르면, 상기 의료 영상 장치는 양전자 단층 촬영(PET), 컴퓨터 단층촬영(CT) 획득 또는 자기 공명 영상(MRI) 유형 중 각각 다른 유형의 적어도 두 개의 의료 영상 기구를 포함한다.

[0024] 본 발명의 또 다른 특징에 따르면, 상기 의료 영상 장치는, 상기 검출 장치와 상기 의료 영상 기구의 교정 도구를 포함하며, 상기 교정 도구는 상기 측정 장치에 연결되고 챔버에 의해 공급되는 구멍을 포함하고, 상기 챔버는 상기 의료 영상 기구에 의해 검출될 수 있는 타겟에 연결되는 이동 벽에 의하여 한정되며, 상기 타겟과 이동 벽은 그들의 변위를 동시에 제어하기 위하여 결합되고, 상기 교정 도구에 의해 타이머들과 상기 의료 영상 기구의 동기화가 달성된다.

**발명의 효과**

[0025] 본 발명의 첫 번째 이점은, 실시간 호흡 흐름의 측정에 의해 영상 기구들에 의해 공급되는 데이터와 더욱 양호한 상호 결합이 이루어져서 실패 비율을 대략 10% 또는 10% 보다 작게 감소시킬 수 있다는 점이다.

[0026] 본 발명의 또 다른 이점은, 데이터의 분석이 보다 정확하고 검출된 종양들이 더 작다는 점이다. 정확성이 크게 향상된다. 의료 영상 기구(들)에 의하여 제공된 데이터를 기초로 개발된 치료법이 더욱 잘 적합화될 수 있다.

[0027] 또 다른 이점은, 검출 장치가 그들의 호흡 모드에 불문하고 모든 환자들에 실제적으로 적합하게 되는 점이다.

[0028] 또 다른 이점은, 본 발명에 따른 몸 위치의 실시간 검출이, 카메라를 사용하는 검출 장치의 경우, 환자 몸에 위치된 센서의 변위에 기인하여 시간에 걸쳐 검출된 호흡 신호의 드리프팅에 적용되지 않는 점이다. 본 발명에 따른 실시간 검출 장치는 이와 같이 내부 조직의 운동학적 이동과 더욱 잘 상호 결합되어, 2 또는 3차원으로 환자 몸의 표현을 제공함을 목적으로 하는 재구성 알고리즘에 대해 몸 위치를 표시하는 데이터 분석을 최적화할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0029] 본 발명의 다른 특징들, 이점들 및 특수 사항들이 단지 예로서 첨부 도면들을 참조하여 제공된 여러 실시예들을 통한 이하의 추가적인 상세한 설명으로부터 보다 명확해질 것이다.

도 1은 이동식 의료 테이블의 일 단부에 배치된 검출 장치와 환자 몸의 상부를 도시하는 사시도;

도 2는 환자의 흉강의 위치를 검출하기 위한 장치의 전면 사시도;

도 3은 환자의 흉강의 위치를 검출하기 위한 장치의 후면 사시도;

도 4는 환자의 흉강 위치와 상호 연관된 유량과 부피를 검출하기 위한 장치 내측의 사시도;

도 5는 압력 측정용 덕트와 관련된 차압 생성 장치의 사시도;

도 6은 차압 생성 장치의 길이방향 단면도;

도 7은 도 6에 도시된 차압 생성 장치의 길이방향 단면의 사시도;

도 8은 데이터 처리 및 송출 신호 발생용 관리 모듈의 다이어그램;

도 9는 의료 영상 기구에 진입하는, 몸의 위치를 검출하기 위한 장치를 구비한, 이동형 의료 테이블 위에 누운 환자의 사시도;

도 10은 의료 영상 기구에서 환자 몸의 위치 검출 장치를 구비하여 배치된 이동식 의료 테이블 위에 누운 환자를 보여주는 다이어그램;

도 11 및 도 12는 의료 영상 기구에서 환자 몸의 이동 부분을 검출하기 위한 장치와 함께 도입되는 교정 장치를 도시한다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0030] 이제 본 발명을 더 상세히 설명한다. 도면에서는, 같은 요소들을 표시하기 위하여 같은 부호들이 사용되었다.
- [0031] 도 1은 테이블(59) 위에 누운 환자를 도시한다. 예컨대, 테이블(9)은 의료 영상 장치에 삽입되도록 수평으로 병진 이동할 수 있다. 케이스의 하부 스트랩(57)에 의하여 검사 테이블(59)에 검출 장치가 부착된다.
- [0032] 환자 머리(2)는 포움 웨지 쿠션(58) 및 U-형상의 셸의 분기부들 사이에 배치된다. 의료 검사를 일관해서, 환자는 흡입기(51), 연결 튜브(52) 및 대기 공간(54)으로 개방되는 측정 장치를 통해 호흡한다.
- [0033] 검사 동안 분석되는 영역(60)은 환자(2)의 흉장 위에 도시된다.
- [0034] 사용된 의료 영상 장치의 형태에 따라, 모든 전자 부품들에 대해 실당이 제공된다. 이 검사 동안 발생된 필드, 즉 MRI 영상에 사용된 필드와 방사선을 차폐된 셸(50)이 감쇄할 수 있다.
- [0035] 도 2와 3은 검출 장치의 전면 및 후면 사시도를 도시한다. 환자가 그의 머리를 두는 부위에 세트를 이루는 포움 웨지 쿠션(58)이 제공된다. 세트를 이루는 포움 웨지 쿠션(58)은 검출 장치의 셸(50)에 합치하는 두 개의 측방향 부분들에 의해 연장된 하부 부분을 포함한다. 두 개의 측방향 부분들은 U-형상의 분기부들을 형성하는 셸(50)의 부분들에 대해 가압한다.
- [0036] 검출 장치는 이하 보다 상세하게 설명되는 측정 장치를 포함한다. 측정 장치용 유입 커넥터(53)는 셸(50)의 상부로부터 돌출하고, 측정 장치를 구성하는 다른 요소들이 셸(50)에 배치된다. 셸(50)은 또한 전자적인 관리 모듈을 둘러싼다.
- [0037] 흡입기(51)가 연결 튜브(52)를 거쳐 유입 커넥터에 연결된다. 흡입기는, 예컨대, 코와 입을 덮으며 환자가 그를 통해 호흡하는 항균 필터를 포함하는 마스크 형태로 제공된다. 마스크는 탄성 밴드에 의해 환자 머리 위에 유지된다.
- [0038] 이와 같이 환자는 대기로 개방된 측정 장치와 연결 튜브(52)에 연결된 흡입기를 거쳐 호흡한다. 환자가 그를 통해 호흡하는 대기 공간(54)은 도 3에 도시된다. 커넥터(53)와 측정 장치는 분석 중의 영역에 대해 치우쳐 배치되어(offset) 호흡 소스에 근접하나 이 영역 외측에 유지된다.
- [0039] 이와 같이 검출 장치의 휴대성에 의하여 환자가 그를 통해 호흡하는 측정 장치가 가능한 환자에게 근접하게 위치될 수 있다. 이와 같이, 환자가 그를 통해 호흡하는 공기 회로는 짧은 길이이다. 환자 머리에 대해 측정 장치를 측방향으로 위치시키면 환자가 그를 거쳐 호흡하는 공기 회로는 단축될 수 있다. 회로의 단축된 길이에 의해 전체 검사 동안 이러한 공기 회로를 통해 호흡하는 환자가 인내할 수 있으나 전적으로 교환되지 않는 일정 양의 공기를 가질 수 있다.
- [0040] 셸 아래 부착된 버클들을 관통해서 하부 제한 스트랩(57)이 통과한다.
- [0041] 도 4는 케이스의 외부 셸(50)이 투명하게 보이는 환자 몸의 의료 영상에 의하여 분석된 적어도 하나의 이동 영역의 위치용 검출 장치(1)를 도시한다.
- [0042] 셸(50)은 내장 케이스를 형성하기 위하여 베이스판(49)에 부착된다. 개구들이 케이스에 배치되고 즉 개구(55)는 통기 덕트(32)를 거쳐 고온 공기를 추진하고, 개구(56)들은 케이스 내측으로 공기를 흡기하고 환자가 그를 통해 호흡하는 공간(54)의 대기로 추진하도록 배치된다.
- [0043] 지지판(49)은 U-형상이며, 환자는 U의 분기부들 사이로 그의 머리를 배치한다. 셸(50)은 지지판(49) 위로 연장한다. 검출 장치(1)용 제한 스트랩(57)이 지지판(49)의 에지에 부착되어 지지판(49)의 하면 아래로 통과한다. 스트랩(57)에 의해, 예컨대, 이동 의료 테이블에 장치를 부착할 수 있다. 검출 장치는 바람직하게 이동식이다.
- [0044] 케이스는 측정 장치를 내장하는 데, 그의 유입 커넥터(53)가 케이스의 셸(50)에 대해 돌출한다. 이와 같이 환자가 그에 의해 호흡하는 튜브가 연결될 수 있다. 유출 커넥터(13)는 환자가 그에 의해 호흡하는 대기 공간(54)으로 연통한다.
- [0045] 측정 장치는 지지판(49)에 부착된 베이스(31)에 장착된다. 셸(50)을 제거하면 측정 장치에 접근할 수 있으며, 이어서 측정 장치가 제거를 위하여 분리될 수 있다.
- [0046] 압력 전달 덕트(33 및 34)들은 고온 공기 공급덕트(38)와 같이 케이스에 완전히 내장된다. 유입 개구(48)는 케이스 내측에 배치된다. 고온 공기가 측정 장치의 중심 본체를 향하면, 셸 외부의 공기는 통기 개구(56)를 거쳐

셀 내부로 유동하고 이어서 유입 개구(48) 내부로 인도된다. 공기는 고온 공기 공급덕트(38) 내에서 가동된 송풍기(43)에 의해 이동하도록 구성된다. 공기는 저항(46)에 의해 가열되고 온도 센서(47)에 의해 조정된다.

- [0047] 중심 본체 둘레에 순환된 후에, 고온 공기는 통기 덕트(32)에 의해 케이스 외부로 배출된다.
- [0048] 케이스는 상류 압력과 하류 압력 사이에 형성된 차압 측정을 나타내는 인입(41) 또는 송출(42) 디지털 동기 신호와 일치하는 환자의 호흡 양을 나타내는 디지털 데이터 신호(40)를 생성하도록 처리된 데이터를 공급하도록 배치된 전자적인 관리 모듈(30)을 포함한다.
- [0049] 관리 모듈(30)은, 예컨대, 적어도 하나의 인쇄 회로를 포함한다. 예컨대, 관리 모듈(30)은 데이터 버스, 어드레스 버스 및 처리 부품들과, 기억화 부품들 및 인터페이스 부품들을 같이 연결하는 제어 버스를 포함한다. 메모리 부품들은, 예컨대, 휘발성 또는 불휘발성 메모리들이다. 처리 부품들은, 예컨대, FPGA(프로그램가능한 비메모리 반도체: Field Programmable Gate Array), DSP(Digital Integrated Circuit), 또는 ASIC(주문형 반도체: Application Specific Integrate Circuit) 유형들이다. 예컨대, 전자 신호들은 TTL 또는 CMOS 유형이다. 관리 모듈이나 가열 모듈과 같은 모듈에 의해 설계되면, 기능 조립체는, 데이터를 처리하거나 데이터를 생산하고 작업 메모리 공간을 사용할 수 있도록 저장되고 실행되는 프로그램 또는 보조 프로그램을 포함할 것이다.
- [0050] 검출 장치(1)는 전력 케이블(19)에 연결된다.
- [0051] 검출 장치(1)는 송출 디지털 동기 신호(42)를 공급하는 통신 링크에 연결된다. 이 동기 신호(42)는 공기 흐름의 측정된 유량을 나타내는 데이터를 사용하여 관리 모듈(30)에 의해 생성된다.
- [0052] 검출 장치(1)는 인입 디지털 동기신호(41)를 수신하는 통신 링크에 연결된다. 검출 장치(1)는 통신 링크에 연결되고 이 라인에서 동기신호와 일치하는 환자의 호흡 양을 나타내는 송출 디지털 신호(40)를 공급한다. 이 동기 신호는 인입 또는 송출 동기 신호이다.
- [0053] 이 신호(40)를 생성하기 위하여, 관리 모듈은 공기 흐름의 측정된 유량을 나타내는 데이터를 사용하여 환자의 호흡 양을 나타내는 데이터를 관리 모듈이 발생한다.
- [0054] 차압 센서(37)에 의해, 생성된 데이터를 처리하는 일 예는 도 8과 관련하여 이하에서 설명될 것이다.
- [0055] 도 5는 조정된 온도에서 공기를 공급하는 덕트(38)와, 통기 덕트(32) 및 압력 전달덕트(33 및 34)들이 연결된 측정 장치의 사시도를 도시한다. 케이스의 외부는 길이방향 모서리들을 포함하는 직사각형 평행사면체를 한정한다. 상면은 데움(warming) 공간에 접근하며 연결 덕트(23)용 장착판(14)에 연결된 개구를 포함한다. 데움 공간은 이하에서 보다 상세하게 설명될 것이다.
- [0056] 하면은 데움 공간에 접근하기 위하여 통기 덕트(32)를 위한 장착판 (20)에 연결된 개구를 포함한다.
- [0057] 전면은 상류 및 하류 압력 측정 공간(10 및 11)들에 대하여 개방되는 반경방향 통로(28)를 포함한다.
- [0058] 커넥터(29)들이 이들 반경 방향 통로(28)에 삽입되어 이러한 전면에 부착되도록 제공된다. 이들 커넥터(29)들은 차압 측정 센서(37)로 이어지는 두 개의 압력 전달 덕트(33 및 34)들을 연결하기 위한 형상이다.
- [0059] 후면은, 예컨대, 측정 장치용 지지 스탠드를 장착하도록 나사 구멍들이 형성된다.
- [0060] 차압을 측정하기 위한 링-형상 공간(10 및 11)들은 점선으로 도시된다. 커넥터(29)들은 상류 및 하류 압력을 측정하기 위한 공간(10 및 11)들을 연통하는 통로(28)에 배치된다. 이들 커넥터(29)들은 또한 하류 압력전달 덕트(33) 및 상류 압력전달 덕트(34)에 연결된다. 두 개의 압력전달 덕트(33 및 34)들은 측정 장치(3)에 대해 치우쳐 배치되는 차압 센서(37)에 연결된다.
- [0061] 압력전달 덕트(33 및 34)들은, 예컨대, 수 센터 내지 수십 센터의 길이이다. 차압 센서(37)는 각 압력 전달 덕트(33 및 34)들을 단으며 차압을 표시하는 데이터를 공급하기 위한 설비를 포함한다. 이와 같이 차압 센서(37)는 측정 장치의 상류 압력과 하류 압력 사이의 압력 차를 표시하는 데이터를 공급한다. 이 데이터는, 예컨대, 아날로그 전압 또는 코드화된 디지털 데이터의 형태로 제공된다.
- [0062] 중심 본체를 데우기 위하여, 맥동 고온 공기 시스템에 의하여 중심 본체는 데워질 수 있으며, 이어서 공기는 통기 덕트(32)를 거쳐 배출된다.
- [0063] 측정 장치에 대해 치우쳐 배치되는 고온 맥동 공기 시스템은, 고온 공기 공급 덕트(38)에 배치된 전기적인 공기 가열 저항(46)을 포함한다. 가열 저항(46)은 가열 모듈(45)에 의하여 구동된다. 이러한 가열 모듈(45)은 관리

모듈에 의하여 제어될 수 있다.

- [0064] 고온 공기 공급 덕트(38)는, 예컨대, 전류 누출 위험을 피하기 위하여 전기적으로 전도성이 아닌 재료로 제조된다. 이 덕트(38)는 데움 공간(12)에 연통하는 연결 덕트(23)에 연결된다. 공기는 공기 흡입구(48)에 의하여 고온 공기 공급 덕트(38) 내로 유입한다. 바람직하게는, 환자가 그를 통해 호흡하고 내부에서 호흡 흐름이 측정되는 덕트의 근처에서 전류가 순환하지 않는다.
- [0065] 공기 흡입구(48)에 의해 도입되는 공기는 액츄에이터(39)에 의해 운동하도록 설정되는 송풍기(43)에 의하여 구동된다. 액츄에이터(39)는 그 자체 관리 모듈에 의해 제어될 수 있거나 또는 측정 장치가 내부에 설치된 검출 장치가 통전되면 곧시동될 수 있다.
- [0066] 온도 센서(47)가 고온 공기 공급덕트(38)에 배치되고 온도조정 모듈(44)에 연결된다. 이 온도조정 모듈(44)은, 예컨대, 관리 모듈에 중심 본체를 향하는 공기 온도를 표시하는 데이터를 공급한다. 공기가열 온도를 조정함으로써 중심 본체의 과열을 피할 수 있으며 이로써 환자에 의하여 흡입되는 공기의 과열을 피할 수 있다.
- [0067] 예컨대, 조정 모듈(44)이 관리 모듈의 메모리에 저장된 안전 한계 온도의 초과를 표시하는 데이터를 공급할 때, 관리 모듈은 가열을 중단시키기 위하여 가열 모듈(45)을 제어한다.
- [0068] 가열을 중단시키는 것은 또한 공기 온도의 온도 센서로서 작용하고 전기 가열 저항의 전력 공급회로에 직렬로 장착된 바이메탈 스트립에 의해 제어될 수 있다. 바이메탈 스트립은 또한 케이싱(9)의 일 면에 또는 공기가열 통기 덕트에 부착되도록 구비될 수 있다. 바이메탈 스트립의 단락-회로 또는 개방-회로 상태는 또한 관리 모듈에 의해 제어될 수 있다.
- [0069] 가열 공기가 중심 본체를 가열하기 위하여 그의 핀들 사이에 순환된 후에, 가열 공기는 통기 덕트(32)를 거쳐 케이싱(9)으로부터 배출된다. 즉, 통기 덕트(32)에 의하면 가열 공기는 외부 보호케이스 커버 셸로부터 외측으로 유도될 수 있다.
- [0070] 도 6은 가스 흐름의 유량을 나타내는 차압을 생성하는 측정 장치(3)의 길이방향 단면을 도시한다. 이 측정 장치(3)는 유량이 측정될 가스 흐름의 유입구(5)와 유출구(6)를 포함한다.
- [0071] 가스 흐름의 유입구(5)와 유출구(6)를 표시하기 위하여 사용된 용어들은 제한하는 것이 아니다. 유사하게 표시하면, 상류 또는 하류에서 각각 이루어진 측정은 각각의 유출구 또는 유입구에 근접해서 수행된다. 환자가 호흡할 때, 가스 흐름은 유입구(5)로 유입하고 유출구(6)로 배출하며, 흐름은 상류에서 하류로 순환한다.
- [0072] 반대로, 환자가 호기시, 가스 흐름 방향은 역전되고 유입구(5)를 거쳐 통과하기 전에 유출구(6)를 통해 유입한다.
- [0073] 가스 흐름의 유입구(5)는 환자를 향해 배치되고 가스 흐름의 유출구(6)는 대기 공간에 배치된다. 유입구(5)와 유출구(6) 통공의 형상은 대칭이며 테이퍼되고 인입 또는 송출에 관계없이 동일한 유량 측정을 달성하도록 산출되는 길이이다.
- [0074] 측정 장치(3)는 케이싱(9)에 의해 둘러싸인 중심 본체(8)를 포함한다. 본체의 단부들은 케이싱의 양측으로 돌출한다. 유입구(5)의 중공 커넥터(53)와 유출구(6)의 중공 커넥터는 중공 본체(8)의 단부들에 부착된다. 중공 본체(8)는 우선 가스 흐름의 유입구(5)와 다음에 가스 흐름의 유출구(6)에 연통하는 길이방향 채널(4)을 포함한다. 시일(15)은 중심 본체(8)와 유입구와 유출구의 커넥터(13 및 53)들 사이에 배치된다. 커넥터(13 및 53)들은 본체(8)에 고정된다.
- [0075] 케이싱(9)과 중심 본체(8) 사이에 배치된 시일(7a, 7b, 7c, 7d)들은 상류 압력을 측정하기 위한 제1 공간(10) 및 하류 압력을 측정하기 위한 제2 공간(11)을 한정한다. 케이싱과 중심 본체(8) 사이에 배치된 시일(7b 및 7c)들은 또한 중심 본체(8)를 가열하기 위한 제3 공간(12)을 한정하고, 이러한 제3 공간(12)에는 조정된 온도에서 유체가 공급된다.
- [0076] 예컨대, 시일들은 O-링들이다. 사각형-링과 같은 일정 형태의 비원형 시일이 선택될 수 있다.
- [0077] 네 개의 시일(7a, 7b, 7c, 및 7d)들이 연속으로 제1 공간(10), 제3 공간(12) 및 제2 공간(11)을 서로들 사이에 한정한다. 중심 본체(8)에 형성된 외부 돌레홈들은 또한 냉각핀(25)들을 한정한다. 냉각핀(25)들은 데움 공간(12)에 위치된다.
- [0078] 중심 본체(8)와 케이싱(9)은 그들의 길이방향 축을 따라 서로 고정된다. 이어서 케이싱(9)은 중심 본체(8) 위에

서 어깨부(26)에 나사 결합된다.

- [0079] 유입 및 유출 커넥터(13 및 53)들이 위에 고정된 단부 칼라에 형성된 하우징들에 시일(15)들이 배치된다.
- [0080] 이와 같이 측정 장치를 구성하는 다른 요소들이 분리되어, 제거될 수 있다. 특히, 중심 본체(8)와 유입 및 유출 커넥터(13 및 53)들이 제거될 수 있다. 시일들은 제거되거나 교체될 수 있다.
- [0081] 시일(7a, 7b, 7c, 및 7d)용 하우징은 외부 돌레홈들의 형태를 가진다. 중심 본체(8)는 또한 압력 측정 공간을 한정하는 외부 돌레 홈 형태의 하우징들을 포함한다.
- [0082] 케이싱(9)은 중심 본체(8)가 위치되는 내부 하우징을 포함하며, 이러한 내부 하우징이 기밀 접촉을 형성하도록 시일이 접촉 위치되는 여러 베어링들을 형성한다. 케이싱(9)에 형성된 연속 베어링들은 중심 본체(8) 위의 돌출 돌레 어깨부(26)에 접하는 케이싱의 일 단부로부터 그에 의해 중심 본체(8)가 돌출하는 케이싱(9)의 다른 단부로 진행하면서 직경이 감소하도록 형성된다. 시일들과 같이 고정된 중심 본체(8)의 삽입은 이로써 촉진된다.
- [0083] 중심 본체(8)를 둘러싸는 케이싱(9)은 중심 본체(8)를 데우기 위한 공간으로의 두 개의 접속 지점들을 형성한다. 케이싱(9)에 부착된 판(14 및 20)들은 덕트가 내부에 고정될 수 있는 개구를 포함한다. 이들 판(14 및 20)들은 스크류들에 의해 케이싱(9)에 부착된다.
- [0084] 연결 덕트(23)에는 제어된 온도에서 유체가 공급된다. 도 6에서, 판(14)에 의해 연결 덕트(23)만이 케이싱(9)에 부착되며, 다른 판(20)으로의 접근은 자유로우나, 이러한 다른 판(20)에 연결된 통기 덕트는 도 4와 관련하여 설명되었다.
- [0085] 전열핀(25)들은 중심 본체(8)에 배치되고 데움 공간(12)에서 돌출한다.
- [0086] 도 7 도시와 같이, 이들 핀(25)들은 중심 본체(8)에 서로 사이에 돌레홈들을 한정하는 평행한 왕관 형태이다. 도면들에서, 동일한 번호들은 동일한 요소들에 사용된다.
- [0087] 예컨대, 데워진 공기는 연결 덕트(23)로 주입되고 이어서 데움 공간(12)에 도달하기 위하여 케이싱에 형성된 개구(21)를 관통하여 흐른다. 이와 같이 더운 공기가 중심 본체(8)를 데운다. 핀(25)들에 의해 중심 본체(8)에 열이 더욱 잘 분배될 수 있다. 가온 공간(12)에 주입된 데워진 공기는 이어서 케이싱(9)에 형성된 개구(22)를 통해 배출한다. 이러한 통기된 데워진 공기는 이미 설명된 바와 같이 통기 덕트 내부로 흐른다. 통기 덕트는 이와 같이 장착판(20)의 개구에 부착되고, 제3 데움 공간(12)에 연통한다.
- [0088] 중심 본체(8)를 가온하면, 중심 본체(8)에서 순환하는 환자에 의해 내뿜어진 공기의 응축을 피할 수 있다.
- [0089] 이들 길이방향 채널(4)들을 관통하는 공기 흐름에 의해 길이방향 채널에 압력이 생성된다.
- [0090] 상류 및 하류의 압력을 측정하기 위하여 공간(10 및 11)을 가진 하나 또는 여러 길이방향 채널들을 연결하도록 중심 본체(8)에 반경방향 덕트(17 및 18)들이 형성된다.
- [0091] 반경방향 덕트(17)는 하류 압력을 측정하기 위하여 공간(11)에 외부의 길이방향 채널(4)들을 연결한다. 반경방향 덕트(18)는 상류 압력을 측정하기 위하여 공간에 외부의 길이방향 채널(4)을 연결한다.
- [0092] 압력을 측정하기 위한 공간(10 및 11)들이 닫히고, 내부 압력의 측정이 길이방향 채널에서 상류 및 하류에 대응한다. 이와 같이 이들 압력 측정은 공기 흐름의 유량을 측정하기 위하여 사용될 수 있다.
- [0093] 상류 및 하류 압력을 측정하기 위한 공간(10 및 11)은 중심 본체(8) 및 케이싱(9)에 의하여 한정되고, 이하 설명되는 바와 같이, 이들 공간에 연결된 덕트들에 의하여 내부 압력을 전달할 수 있다. 이하 설명되는 바와 같이, 이들 제1 및 제2 압력 측정 공간(10 및 11)들에 연결된 차압 센서에 의하여, 차압을 표시하는 데이터를 생성할 수 있다.
- [0094] 이전에 설명된 바와 같이 중심 본체(8)를 가온하면 길이방향 채널(4) 또는 반경방향 덕트(17 및 18)을 폐쇄시켜 압력 측정에 부정적으로 영향을 미칠 수 있는 물 방울의 출현 및 공기 응축을 피할 수 있다.
- [0095] 도 8은 관리 모듈(30)의 구조의 예를 개략적으로 도시한다.
- [0096] 관리 모듈(30)은 압력전달 덕트(33 및 34)들에 연결된 차압 센서(37)를 포함한다. 차압 센서(37)는 측정된 유량을 표시하는 데이터를 공급하는 산술적인 계산 모듈(116)에 의해 판독된 측정된 차압을 표시하는 데이터를 공급한다. 산술적인 계산 모듈(116)은, 예컨대, 유량을 표시하는 데이터를 산출하기 위하여 차압을 표시하는 데이터의 배수화를 수행한다. 측정된 유량을 표시하는 데이터는 메모리 저장 공간(112)에 저장된다.

- [0097] 측정된 유량을 표시하는 데이터의 메모리 저장 공간(112)은 송출 동기신호 생성 모듈(113)에 의해 관독된다. 이 모듈(113)은, 예컨대, 연속값들 사이의 비교를 수행하고 송출 동기신호를 위한 메모리 저장 공간(114)에 저장된 동기 신호 전면에 대응하는 측정된 유량의 최대와 최소를 결정한다.
- [0098] 송출 동기신호를 위한 메모리 저장 공간(114)은 송출 동기신호(42)를 공급하는 인터페이스(105)에 의해 관독된다.
- [0099] 측정된 유량을 표시하는 데이터용 메모리 저장 공간(112)은 호흡 모델용 계수화 모듈(111)에 의해 관독된다. 이러한 계수화 모듈(111)은 비계수화된 호흡 모델을 위한 메모리 저장공간(110)에 접근할 수 있다. 호흡 모델은 사람에 의하여 흡기되고 배출된 공기 양을 표시하는 곡선에 대응한다. 비계수화 모듈(110)은 따라서 각각의 검사에 따라 계수화되어야 한다. 이와 같이 호흡 모델의 계수화 모듈(111)은 메모리 공간(109)에 저장된 계수화된 호흡 모델을 표시하는 데이터(109)를 생성하기 위하여 비계수화 호흡 모델을 표시하는 데이터(110) 및 측정된 유량을 표시하는 데이터(112)에의 접근을 제공한다.
- [0100] 호흡 모델의 계수화 모듈(111)은 일정 수의 호흡 사이클에 걸쳐 조정을 실행한다. 예컨대, 수십 초의 지연은 호흡 모델의 계수화를 위하여 계획된다. 환자가 규칙적인 호흡 리듬에 진입하여야 하는 동안의 수 분의 지연도 계획될 수 있다.
- [0101] 계수화된 호흡 모델의 계수화 모듈(111)은 소위 모델의 계수들을 조정하기 위하여 보조 프로그램을 포함한다.
- [0102] 연속 조정을 수행하고 각 조정 사이의 에러 평가를 수행하기 위하여 자체-학습 프로그램 같은 모델을 계수화하기 위하여 다른 보조 프로그램들이 제공될 수 있다.
- [0103] 호흡 모델은 이하의 식으로 표시되는 루잔(LUJAN) 모델로 불리는 모델이다:
- [0104] 
$$Z(t) = Z_0 - B \cdot (\text{Cos}(\pi \cdot t / \tau - \phi))^{2N}$$
- [0105] 이 식에서, 구조의 미터 표시 위치는 Z(t)로 표시된다.
- [0106] Z<sub>0</sub>는 호기 위치에 대응하는 조정가능한 파라미터이다.
- [0107] B는 각 호흡의 깊이에 대응하는 조정가능한 파라미터이다.
- [0108] Cos는 수학 함수 코사인(cosine)이다.
- [0109] π는 대략 3.14의 값의 상수이다.
- [0110] t는 초로 표시되는 시간에 따라 변하는 파라미터이다.
- [0111] τ는 호흡 사이클의 주기에 대응하는 조정가능한 파라미터이다.
- [0112] φ는 위상 이동에 대응하는 조정가능한 파라미터이다.
- [0113] N은 모델의 비대칭도에 대응하는 조정가능한 파라미터이다.
- [0114] 예컨대, 이들 조정가능한 파라미터들은 여러 샘플링과 균등 시스템의 하나 또는 여러 솔루션들에 의해 결정된다.
- [0115] 균등 시스템에 의한 결정은 자체-학습 보조 프로그램 또는 평균값 산출 프로그램과 결합될 수 있다.
- [0116] 따라서 다른 호흡 모델들이 사용될 수 있다.
- [0117] 계수화된 호흡 모델(109)의 저장 후에, 호흡 부피를 표시하는 데이터를 발생하기 위한 모듈(115)은 계수화된 호흡 모델(109)과 호흡 속도를 표시하는 데이터(112)에의 메모리 접속을 실행한다. 이 모듈(115)은 메모리 공간(118)에서 환자의 호흡 부피를 표시하는 데이터를 발생하고 관독한다.
- [0118] 호흡 부피를 표시하는 데이터(118)를 발생하기 위하여, 데이터를 발생하는 모듈(115)은 소위 유량을 디지털 적분하기 위한 보조 프로그램을 포함한다.
- [0119] 관리 모듈(30)은 인입 동기 신호(41)를 수신하기 위하여 인터페이스(103)를 포함한다. 인입 동기 신호를 표시하는 데이터는 이러한 인터페이스(103)에 의하여 메모리 저장 공간(108) 내에 저장된다.
- [0120] 관리 모듈(30)은 인입 신호 또는 송출 신호와의 동기화를 선택하기 위하여 적어도 하나의 명령 신호를 수신하기 위한 인터페이스(102)를 포함한다. 다른 명령들은 관리 모듈(30)을 시험하기 위하여 수신될 수 있다. 이러한 선

택 명령을 표시하는 데이터는 이러한 인터페이스(102)에 의하여 메모리 저장 공간(107)에 저장된다.

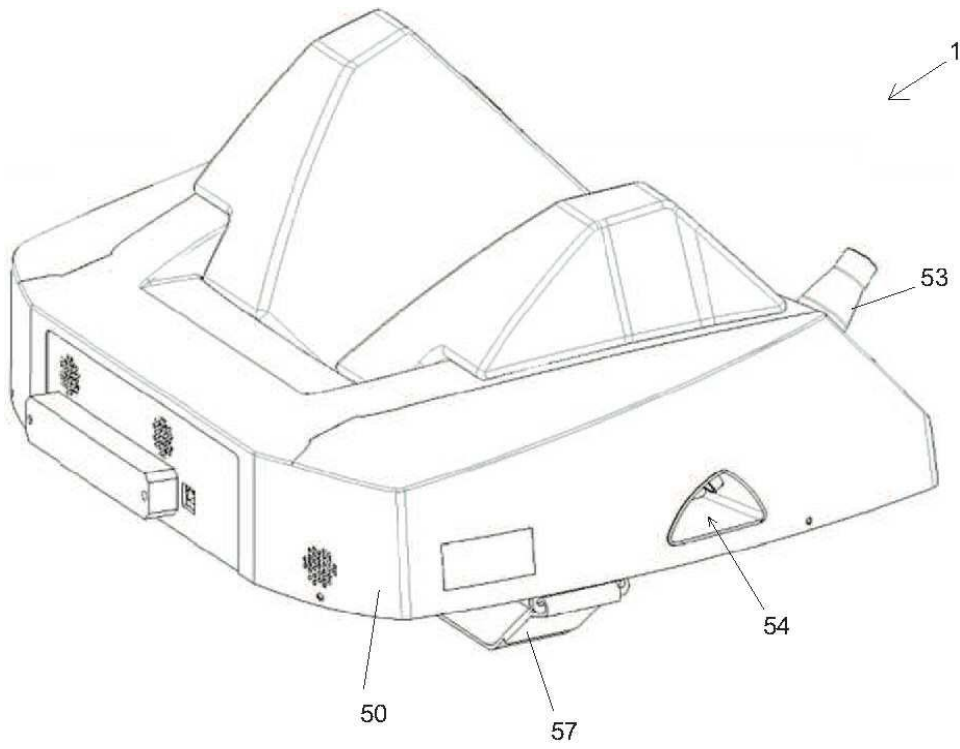
- [0121] 관리 모듈(30)은 메모리 공간(106)에 기억된 인입 또는 송출 동기 신호와 일치하는 환자의 호흡 양을 표시하는 데이터를 발생하기 위하여 모듈(119)을 포함한다. 이 메모리 공간(106)은 인입 또는 송출 동기 신호와 일치하는 호흡 양을 표시하는 데이터용 송출 전송 신호(40)를 발생하는 인터페이스(104)에 의하여 판독된다.
- [0122] 모듈(119)은 소위 인입 또는 송출 동기 신호와 일치하는 호흡 양 데이터를 발생하기 위하여 인입 동기 데이터(108) 또는 송출 동기 데이터(114) 및 호흡 양을 표시하는 데이터(118)에의 접속을 제공한다.
- [0123] 이러한 발생 모듈(119)은 소위 데이터 연쇄 보조 프로그램을 포함한다. 인입 동기 데이터(108) 또는 송출 동기 데이터(114)와 호흡 양 데이터(118)의 조합은 인입 또는 송출 동기 신호와 일치하는 호흡 양 데이터(106)를 생성하기 위하여 모듈(119)에 의하여 접속된 메모리 공간(107)의 상태 함수로서 이루어진다. 사용된 인입 또는 송출 동기 신호에 대응하는 정해진 상태로 메모리 공간(107)이 형성된다.
- [0124] 동기 신호들의 하나와 동기된 호흡 양의 변화를 표시하는 데이터로 전환된 차압 변화를 처리하기 위한 반응 시간은, 예컨대, 정해진 차압 센서용 정상 샘플링 주파수에 대응할 수 있는 12ms보다 더 작다. 차압 센서는 필요에 따라 선택된다. 이와 같이, 관리 모듈은 15ms 내지 30ms의 반응 시간을 가지도록 구성될 수 있다. 실시간 시스템이 이와 같이 얻어진다.
- [0125] 인입 또는 송출 신호와 일치하는 호흡 양의 데이터(106)를 발생하기 위하여 모듈(119)용 작동 인가를 표시하는 데이터의 발생이 또한 제공될 수 있다. 예컨대, 이러한 인가는 동작 온도를 관리하기 위하여 모듈(117)에 의하여 발생된다.
- [0126] 동작 온도를 관리하기 위한 모듈(117)은 온도조정 모듈(44), 가열 모듈(45) 및 송풍기 액츄에이터(39)용 제어 모듈(67)의 작업 메모리 공간들로의 판독 및 저장 접속을 제공한다.
- [0127] 예컨대, 온도조정 모듈(117)은 측정 장치의 가열 시간에 따른 지연 보조 프로그램과 측정 온도에 따라 저장된 목표 온도로의 가열을 제어하기 위한 보조 프로그램을 포함한다. 동기된 호흡 양 데이터를 발생하기 위한 모듈(119)은, 예컨대, 온도 관리 모듈(117)의 인가 메모리 공간으로 접속한다.
- [0128] 도 9 도시와 같이, 의료 테이블(59)에 부착된 검출 장치(1)는 환자(2)와 같이 동시에 의료영상 장치(35) 내로 이동된다. 벨(50)과 포움 쿠션(58)에 의해 형성된 공간은 환자가 그의 머리 및 손을 충분히 위치시킬 수 있도록 형성될 것이다. 팔을 들어 올리고 손들이 그의 머리 뒤로 속박되도록 환자를 위치시키면 분석될 영역(60)이 더욱 잘 시각화될 수 있다. 검출 장치의 U-형상은 결코 의료 영상 과정을 방해하지 않는다. 유입 커넥터(53)는 의료 영상에 의해 분석될 환자의 영역(60)과 환자 머리에 대해 치우쳐 배치된다.
- [0129] 도 10은 의료 영상에 의하여 분석되는 환자 몸(2)의 이동 영역의 위치를 검출하기 위한 검출 장치(1)와 두 개의 의료 영상 기구들을 포함하는 의료 영상 장치(35)를 도시한다.
- [0130] 각 영상 기구는 의료 영상을 표시하는 데이터용 획득 및 제어 케이스(62 또는 121)에 연결된 링(61 또는 120)에 의해 표현된 자극 및 검출 장치(61 또는 120)를 포함한다. 의료 영상 데이터(64 또는 122)는 통신 링크에 의하여 처리 스테이션(140 또는 143)으로 전송된다. 이후 분석될 이러한 데이터에 대해 저장 공간(141 또는 144)이 제공된다.
- [0131] 처리 스테이션(140 또는 143)에 의하여 수신되고 각 의료 영상 기구에 의하여 전송된 신호들은 검출 장치에 의하여 공급된 신호(123) 또는 그로 전송된 동기 신호(145)에 일치하는 의료 영상을 표시하는 데이터에 대응한다.
- [0132] 다른 스테이션들 또는 장치들 사이의 통신 링크들은 전기적으로 절연될 수 있는 광 인터페이스에 의하여 결합된다.
- [0133] 예컨대, 의료 영상 장치는 양전자 단층 촬영(PET), 컴퓨터 단층촬영(CT) 획득 또는 자기 공명영상(MRI) 유형이다.
- [0134] 각각의 의료 영상 장치는 동기 신호(123 또는 145)를 전송하는 검출 장치(1)에 연결된다.
- [0135] 이러한 동기 신호(145)는 예컨대, 컴퓨터 단층촬영(CT) 획득장치에 의해 방출된 검출 장치(1)용 인입 동기 신호이다.
- [0136] 동기 신호(123)는 예컨대, 양전자 단층촬영 장치에 의하여 수신된 검출 장치(1)용 송출 동기 신호이다.
- [0137] 검출 장치(1)는 그의 전력 케이블(19)에 의하여 전력 공급 유닛(66)에 연결된다. 이러한 전력 공급 유닛은 별개

의 트랜스포머(124)를 거쳐 전원 그리드에 연결된다.

- [0138] 검출 장치(1)에 연결된 통신 또는 전력 공급 케이블은 의료 영상 기구 내측으로 의료 테이블을 병진 이동시킬 수 있는 충분한 길이로 선택된다.
- [0139] 검출 장치(1)는 또한 인입 또는 송출 동기 신호와 일치하는 호흡 양을 표시하는 데이터(40)를 전송하는 그의 처리 스테이션(65)에 연결된다. 저장 공간(142)이 이후에 분석될 이러한 데이터에 대해 제공된다.
- [0140] 예컨대, 처리 스테이션(65, 140 또는 143)은 사용자 인터페이스를 포함하고 처리 프로그램이 구비된 컴퓨터들이다. 사용자 인터페이스는 스트린 및 키 보드이다. 처리 스테이션(65, 140 및 143)들은 별개의 트랜스포머(124)를 거쳐 그리드에 의해 구동된다.
- [0141] 시스템(140 및 143)들은 단일 시스템에 물리적으로 수용되고, 제어 콘솔(console) 내에 일체화될 수 있으며 2D, 3D(및 SPI에 의해 3D 구조로 통합된 시간 부품을 가진 4D) 영상 재구축 소프트웨어를 포함할 수 있는 것이 유리하여야 한다. 이와 같이 형성된 시스템은 재구축 콘솔로 흔히 불린다.
- [0142] 검사 영역으로부터 다소간 일정한 거리의 실내에 위치되고 컴퓨터 네트워크에 의하여 연결된 영상 처리 소프트웨어만을 구비한 재구축 콘솔이 있을 수 있다.
- [0143] 도 11과 12는 검출장치(1)의 교정 공구(68)를 도시한다. 병진 제어되는 피스톤(126)에 의해 챔버(127)가 한정된다. 챔버(127)의 부피를 한정하고 타깃(125)에 연결된 또 다른 형태의 이동 벽이 피스톤 대신에 사용될 수 있다.
- [0144] 교정 도구(68)는 챔버(127)에 의해 공급되고 측정 장치에 연결된 구멍(128)을 포함한다. 챔버(127)는 연결 튜브(69)에 의하여 검출 장치(1)의 유입 커넥터(53)에 연결된다. 정해진 공기 흐름을 생성하는 정해진 사이클에 따른 피스톤(126)의 운동을 제어함으로써, 검출 장치(1)는 교정될 수 있다.
- [0145] 챔버(127)는 타깃(125)에 또한 연결되는 이동 피스톤(126)에 의해 한정된다. 이 타깃(125)은 양측 의료 영상 기구들에 의해 검출될 수 있다.
- [0146] 타깃(125)은 그 자체 피스톤(126)의 작동 헤드(132)에 부착된 비금속 로드(131)에 장착된다. 타깃(125)과 이동 피스톤(126)은 이와 같이 동시적인 변위 제어를 위하여 결합된다.
- [0147] 도 11의 하나의 상세 도면은 피스톤의 액츄에이터(129)를 도시한다. 액츄에이터(129)는 피스톤의 전방 또는 후방 이동을 명령하는 신호를 수신하기 위하여 제어 인터페이스(130)를 포함한다.
- [0148] 로드(131)의 일 단부에 형성된 나사(136)에 의하여 로드(131)는 타깃(125)에 부착된다. 이러한 나사 단부는 플라스틱 재료로 제조된 웨이트(133)의 나사 구멍에 결합된다. 예컨대 구형상인 웨이트(133)는 플러그(135)로 막힌 내부 하우징(134)을 포함한다. 방사성 액체가 타깃(125)의 하우징 내부로 삽입될 수 있다. 방사성 액체에 의해 타깃이 양전자 단층촬영(PET) 형태의 의료 영상 기구에 의하여 검출될 수 있다. 타깃의 재료에 의하여 CT 스캔 유형의 의료 영상 기구에 의하여 타깃이 검출될 수 있다.
- [0149] 교정 도구는 검출 장치(1)와 함께 의료 영상 기구에 도입될 수 있다. 검출 장치(1)는 이와 같이 의료 영상 기구들의 하나와 동시에 교정될 수 있다.
- [0150] 교정 도구는 바람직하게 하나의 영상 기구와 검출 장치의 타이머들을 동기화하기 위하여 사용된다. 따라서 의료 영상 기구의 타이머들이 서로 동기화될 수 있다. 실제로, 사용된 전자 타이머들이 매우 정확하지만, 다른 영상 기구들에 의해 공급된 데이터의 이어지는 분석 동안 다소 동기화로부터 벗어나서 측정의 부정확성을 초래할 수 있다.
- [0151] 교정 도구는 또한 새로운 측정 장치가 장착되거나 또는 검출 장치의 소프트웨어가 갱신되거나 또는 처리 파라미터들이 조정될 때 사용될 수 있다. 예방을 위하여 검사가 또한 실행될 수 있다.
- [0152] 이 기술 분야의 보통의 기술자들에게는 본 발명에 의하여 다른 변형 실시예들이 가능한 것이 명백하다. 따라서, 본 실시예들은 첨부된 특허청구범위에 의하여 정해지는 발명의 예로서만 생각되어야 한다.

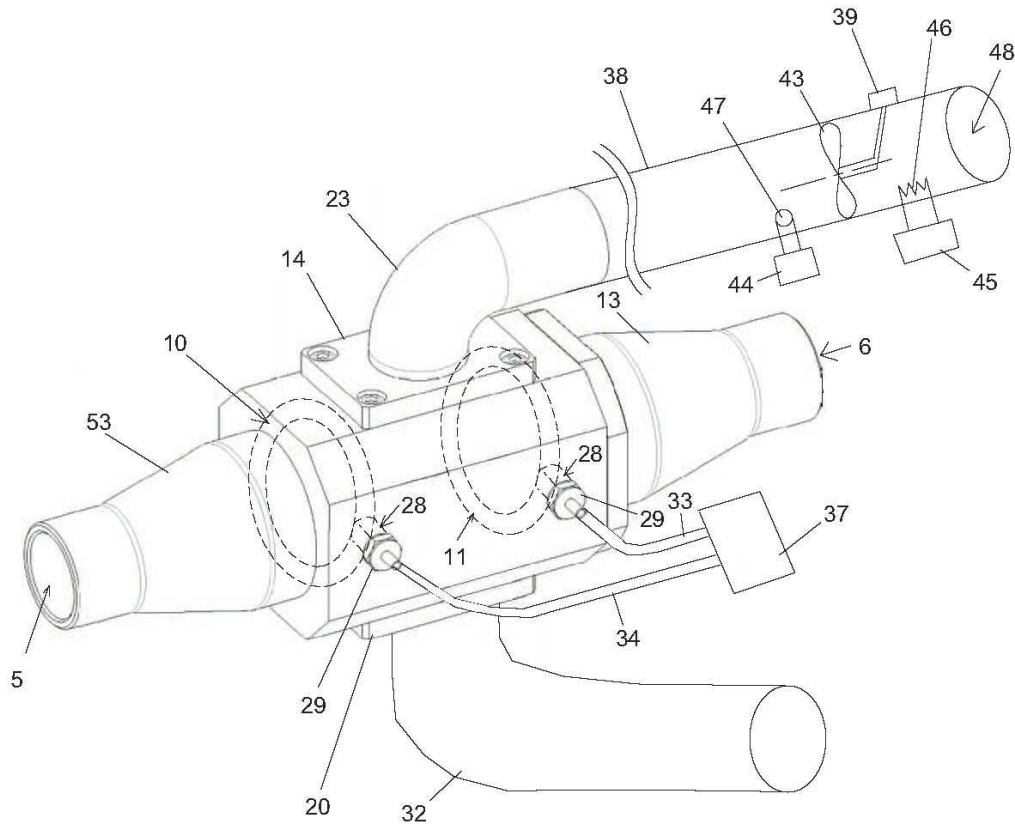


도면3

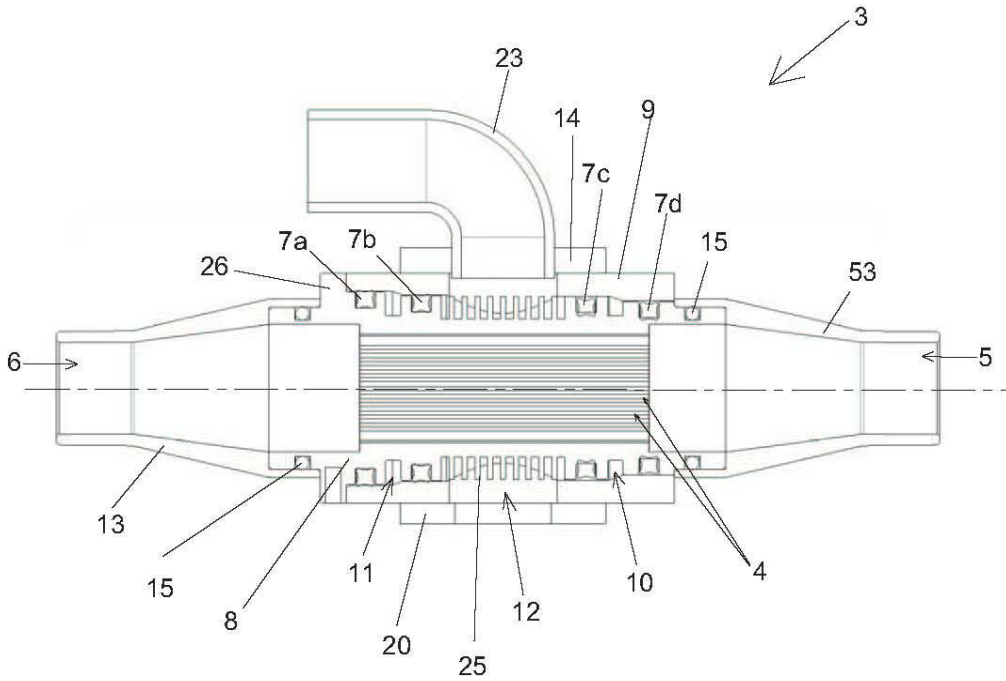




도면5

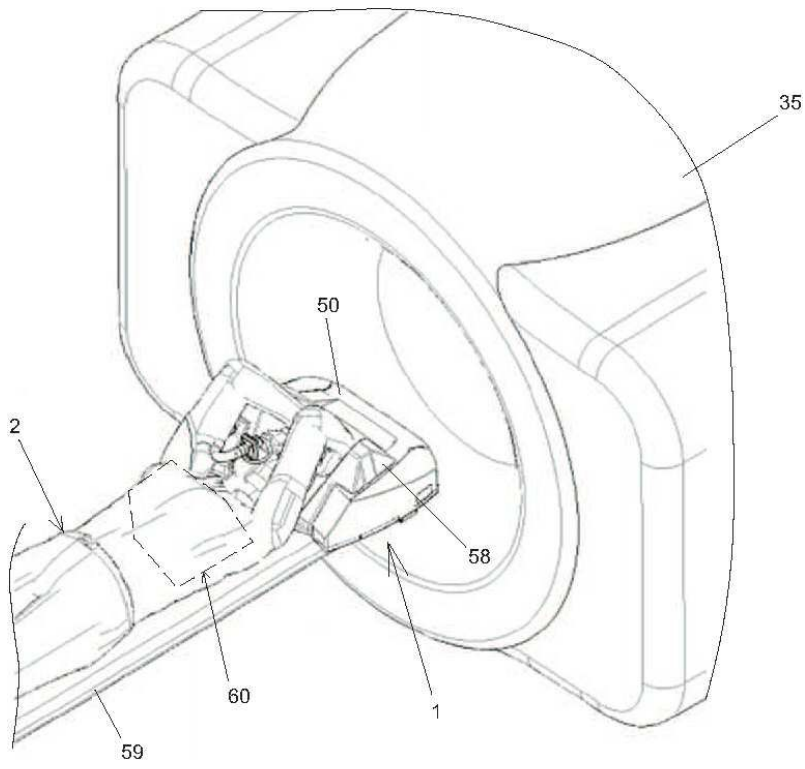


도면6

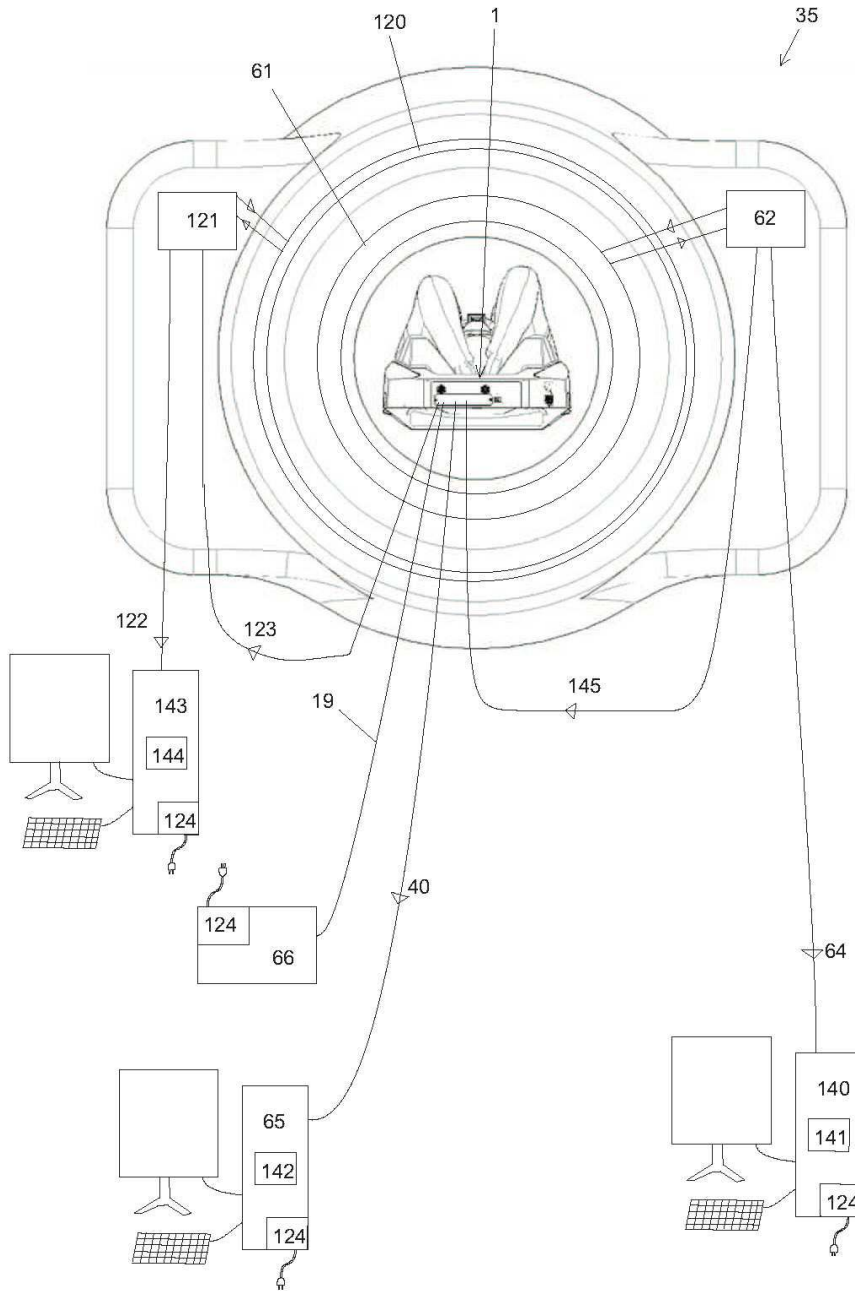




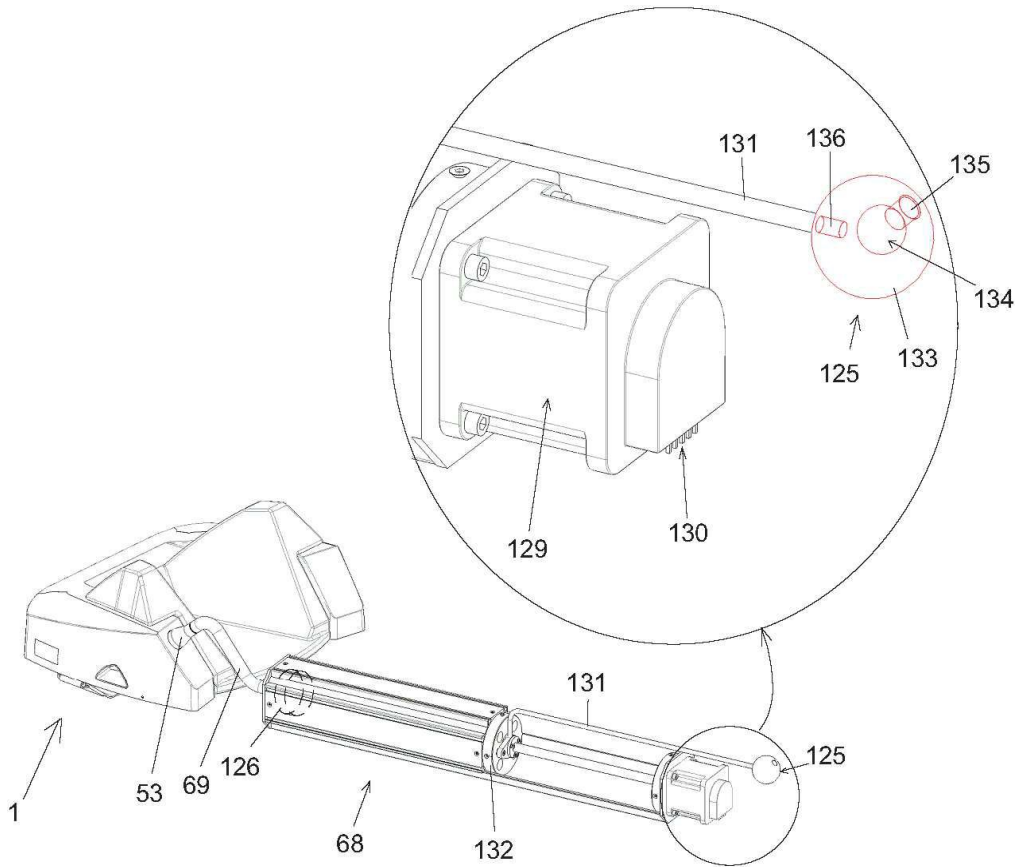
도면9



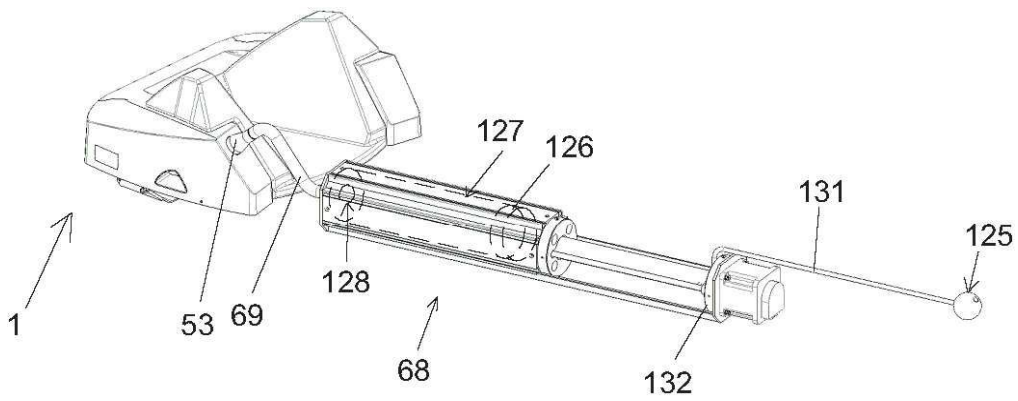
도면10



도면11



도면12



专利名称(译)	一种用于检测患者身体的运动部分的医学成像装置		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020150028842A</a>	公开(公告)日	2015-03-16
申请号	KR1020157003102	申请日	2013-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	ISP SYST		
申请(专利权)人(译)	标准停车系统		
当前申请(专利权)人(译)	标准停车系统		
[标]发明人	SAUVAGEOT PAUL 소바조뿔 BRESCON DAVID 브레스콩다비드 CAZALET JEAN MARC 까잘렛장마끄		
发明人	소바조, 뿔 브레스콩, 다비드 까잘렛, 장 마끄		
IPC分类号	A61B5/113 A61B5/087 A61B5/00 A61B6/00		
CPC分类号	A61B5/7285 A61B5/087 A61B6/541 A61B5/113 A61B5/721 A61B5/055 A61B6/03 A61B6/037 A61B2560/0228 G06T7/0016 G06T7/215 G06T7/38 G06T2207/10072 G06T2207/10081 G06T2207/10088 G06T2207/30061 G06T2207/30196		
代理人(译)	原产国专利		
优先权	2012001900 2012-07-05 FR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明涉及一种医学成像单元和一种用于检测患者的运动身体部位的装置(1)。检测装置包括管理模块(30)，其包括电子和电气部件，包括差压传感器(37)，其连接到测量装置，该测量装置产生代表患者呼吸速率的压差，管理模块被安排成至少：获取并处理由压差传感器(37)产生的数据，以便产生代表潮气量的数据，并产生输出数字同步信号(42)；接收输入的数字同步信号(41)；并且产生表示潮气量的数据的输出数字信号(40)，其在时间上与两个同步信号(41,42)之一一致。

