



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0116878  
(43) 공개일자 2014년10월06일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61M 16/01 (2006.01) A61M 16/22 (2006.01)  
A61M 16/20 (2006.01) A61M 15/00 (2006.01)  
(21) 출원번호 10-2014-7020282  
(22) 출원일자(국제) 2012년12월19일  
심사청구일자 없음  
(85) 번역문제출일자 2014년07월18일  
(86) 국제출원번호 PCT/US2012/070700  
(87) 국제공개번호 WO 2013/096495  
국제공개일자 2013년06월27일  
(30) 우선권주장  
61/577,565 2011년12월19일 미국(US)

(71) 출원인  
레스큐시스템스 아이엔씨  
미국 미네소타 55113 로즈빌 웨스트 카운티 로드  
씨 1905  
(72) 발명자  
호무스 제임스  
미국 미네소타 55340 코어코란 93rd 에비뉴 노쓰  
21280  
보스 그레그  
미국 미네소타 55124 애플 벨리 히든 미도우 코트  
103  
(뒷면에 계속)  
(74) 대리인  
리엔목특허법인

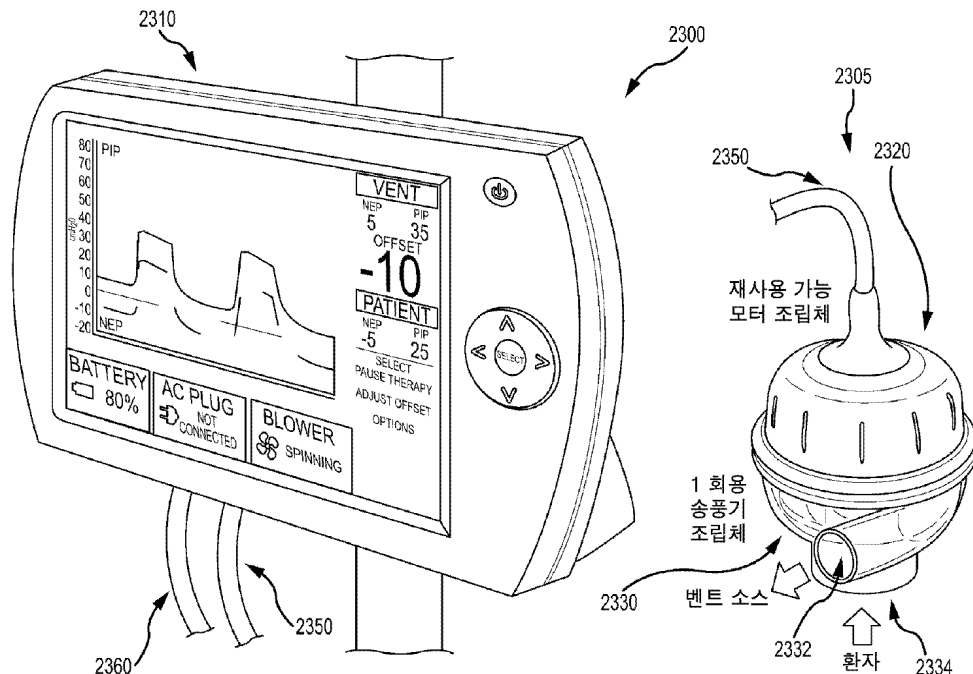
전체 청구항 수 : 총 131 항

(54) 발명의 명칭 치료를 위한 흉내 압력 조절용 시스템 및 방법

(57) 요약

본 발명의 실시예들은 환자에게 호흡 치료를 전달하기 위한 시스템 및 방법을 제공한다. 예를 들어, 치료 시스템은 환자에게 양압 호흡을 전달하기 위한 메카니즘 및, 환자에게로 그리고 환자로부터의 기체 유동을 조종하는 하나 이상의 가지 유동 제어 조립체들을 포함할 수 있다. 예시적인 치료 기술들은 마취 기계, 기계적 벤틸레이터 및 수동 벤틸레이터들로 구현된다.

대표도



(72) 발명자

**루리 키쓰**

미국 미네소타 55409 미니애폴리스 지라드 에비뉴  
싸우쓰 4751

**메츠거 안자**

미국 미네소타 55082 스틸워터 47th 스트리트 노쓰  
13683

---

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

환자에게 마취 치료를 제공하는 마취 시스템으로서, 상기 마취 시스템은:

기계측 조립체;

환자측 조립체;

날숨 가지 유동 제어 조립체; 및,

들숨 가지 유동 제어 조립체;를 포함하고,

상기 기계측 조립체는:

재호흡 회로;

상기 재호흡 회로와 유체 소통되는 유입부 및 상기 재호흡 회로와 유체 소통되는 유출부를 포함하는 이산화탄소 흡수기 메카니즘;

유입부 및 유출부를 포함하는 들숨 체크 밸브로서, 들숨 체크 밸브의 유입부는 재호흡 회로를 통하여 이산화탄소 흡수기 메카니즘의 유출부와 유체 소통되는, 들숨 체크 밸브;

유입부 및 유출부를 포함하는 날숨 체크 밸브로서, 날숨 체크 밸브의 유출부는 재호흡 회로를 통하여 이산화탄소 흡수기 메카니즘의 유입부와 유체 소통되는, 날숨 체크 밸브; 및,

재호흡 회로와 유체 소통되는 마취 전달 메카니즘;을 구비하고,

상기 환자측 조립체는 들숨 체크 밸브의 유출부와 유체 결합 가능한 들숨 가지 메카니즘, 날숨 체크 밸브의 유입부와 유체 결합 가능한 날숨 가지 메카니즘 및, 환자의 기도와 들숨 가지 메카니즘 및 날숨 가지 메카니즘 사이의 유체 연결을 제공하는 환자 기도 유동 튜브를 가지고,

날숨 가지 유동 제어 조립체는 날숨 가지 메카니즘을 통하여 기체 유동을 조정하도록 작동될 수 있고,

들숨 가지 유동 제어 조립체는 들숨 가지 메카니즘을 통하여 기체 유동을 조정하도록 작동될 수 있는, 마취 시스템.

### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

날숨 가지 제어 조립체는 왕복 펌프, 터빈, 원심 송풍기, 루트 송풍기(root blower) 및 진공 소스(vacuum source)로 이루어진 그룹으로부터 선택된 요소(member)를 포함하는, 마취 시스템.

### 청구항 3

제 1 항에 있어서,

들숨 가지 제어 조립체는 밸브 메카니즘을 포함하는, 마취 시스템.

### 청구항 4

제 3 항에 있어서,

들숨 가지 메카니즘 안의 압력이 대략 0 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 -15 cm H<sub>2</sub>O 사이에 있을 때, 밸브 메카니즘은 들숨 가지 메카니즘으로부터 환자의 기도 유동 튜브 안으로의 기체 유동을 억제하는, 마취 시스템.

### 청구항 5

제 4 항에 있어서,

들숨 가지 메카니즘 안의 압력이 대략 0 cm H<sub>2</sub>O 보다 크거나 또는 최대 음압 값과 같거나 최대 음압 값보다 작

을 때, 밸브 메카니즘은 들숨 가지 메카니즘으로부터 환자 기도 유동 튜브 안으로의 기체 유동을 허용하는, 마취 시스템.

#### 청구항 6

제 5 항에 있어서,

최대 음압 값은 대략 0 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 -15 cm H<sub>2</sub>O 사이인, 마취 시스템.

#### 청구항 7

제 1 항에 있어서,

날숨 가지 유동 제어 조립체는 유동 회로로부터, 날숨 가지 메카니즘으로부터 또는 이들 양쪽 모두로부터 기체를 제거하도록 작동되는, 마취 시스템.

#### 청구항 8

제 1 항에 있어서,

날숨 가지 유동 제어 조립체는 재호흡 회로 안에서, 날숨 체크 밸브로부터 이탈되게 그리고 들숨 체크 밸브를 향하여 기체를 순환시키도록 작동되는, 마취 시스템.

#### 청구항 9

제 1 항에 있어서,

날숨 가지 유동 제어 조립체는 날숨 가지 메카니즘과 결합되는, 마취 시스템.

#### 청구항 10

제 1 항에 있어서,

들숨 가지 유동 제어 조립체는 들숨 가지 메카니즘과 결합되는, 마취 시스템.

#### 청구항 11

제 1 항에 있어서,

날숨 가지 유동 제어 조립체는 이산화탄소 흡수기 메카니즘과 날숨 체크 밸브 사이의 위치에서 재호흡 회로와 결합되는, 마취 시스템.

#### 청구항 12

제 1 항에 있어서,

들숨 가지 유동 제어 조립체는 이산화탄소 흡수기 메카니즘과 들숨 체크 밸브 사이의 위치에서 재호흡 회로와 결합되는, 마취 시스템.

#### 청구항 13

제 1 항에 있어서,

날숨 가지 유동 제어 조립체는, 날숨 가지 메카니즘상에 또는 재호흡 회로상에 배치되고 선택적으로 도 3 에 도시된 위치에 배치되는 펌프 또는 흡입 소스(suction source)를 포함하는, 마취 시스템.

#### 청구항 14

제 1 항에 있어서,

날숨 가지 유동 제어 조립체는, 재호흡 회로에 존재하고, CO<sub>2</sub> 흡수의 향상, CO<sub>2</sub> 흡수기 채널 형성(absorber channeling)의 감소, 결과적으로 증가된 들숨 습도 레벨 또는 마취 기체 혼합물의 균질화, 또는 이들의 임의 조합을 제공하는, 마취 시스템.

#### 청구항 15

들숨 단계 동안에 환자의 기도로 양압 호흡(positive pressure breath)을 전달하는 수단; 및,

들숨 단계 및 날숨 단계 동안에 환자의 기도로 음압(negative pressure)을 전달하는 수단;을 포함하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 16

환자의 기도로 양압 호흡을 간헐적으로 전달하는 수단; 및,

환자의 기도로 음압을 연속적으로 전달하는 수단;을 포함하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 17

환자에게 벤틸레이션 치료를 제공하는 기계적 벤틸레이터 시스템으로서,

기계측 조립체;

환자측 조립체;

날숨 가지 유동 제어 조립체; 및,

들숨 가지 유동 제어 조립체;를 포함하고,

상기 기계측 조립체는:

들숨 유동 전달 시스템;

날숨 유동 복귀 시스템;

유입부 및 유출부를 포함하는 들숨 포트(inhalation port)로서, 들숨 포트의 유입부는 들숨 유동 전달 시스템과 유체 소통되는, 들숨 포트; 및,

유입부 및 유출부를 포함하는 날숨 포트(exhalation port)로서, 날숨 포트의 유출부는 날숨 유동 복귀 시스템과 유체 소통되는, 날숨 포트;를 가지고,

환자측 조립체는 들숨 포트의 유출부와 유체 결합될 수 있는 들숨 가지 메카니즘, 날숨 포트의 유입부와 유체 결합될 수 있는 날숨 가지 메카니즘 및, 환자의 기도와 들숨 가지 메카니즘 및 날숨 가지 메카니즘 사이에 유체 연결을 제공하는 환자 기도 유동 튜브를 가지고,

날숨 가지 유동 제어 조립체는 날숨 가지 메카니즘을 통해 기체 유동을 조정하도록 작동될 수 있고,

들숨 가지 유동 제어 조립체는 들숨 가지 메카니즘을 통해 기체 유동을 조정하도록 작동될 수 있는, 기계적 벤틸레이터 시스템.

#### 청구항 18

제 17 항에 있어서,

날숨 가지 유동 제어 조립체는 날숨 가지 메카니즘 내에 위치한 펌프 또는 흡입 소스를 포함하고, 들숨 가지 유동 제어 조립체는 들숨 가지 메카니즘에 위치되는, 기계적 벤틸레이터 시스템.

#### 청구항 19

제 17 항에 있어서,

날숨 가지 유동 제어 조립체는 도 4 에 지정된 임의 위치에 위치되고, 날숨 가지 메카니즘은 도 4 에 지정된 임의 위치에 위치되는, 기계적 벤틸레이터 시스템.

#### 청구항 20

들숨 기체 유동 유입부, 날숨 기체 유동 유출부 및, 환자 연결부를 가진 인공 호흡기 밸브 조립체;

자체-재충전 인공 호흡기 메카니즘;

자체-재충전 인공 호흡기 메카니즘과 인공 호흡기 밸브 조립체의 들숨 기체 유동 유입부 사이에 유체 소통을 제공하는, 들숨 가지 메카니즘;

들숨 가지 메카니즘을 통한 기체 유동을 조정하도록 작동될 수 있는 들숨 가지 유동 제어 조립체;

날숨 가지 유동 제어 조립체; 및,

날숨 가지 유동 제어 조립체와 인공 호흡기 밸브 조립체의 날숨 기체 유동 유출부 사이의 유체 소통을 제공하는 날숨 가지 메카니즘;을 포함하는, 환자에게 벤틸레이션 치료(ventilation therapy)를 제공하기 위한 수동 벤틸레이터 시스템.

#### 청구항 21

제 20 항에 있어서,

자체-재충전 인공 호흡기 메카니즘은 자체-재충전 수동 인공 호흡 백(resuscitation bag)을 포함하고, 날숨 가지 메카니즘은 선택적으로 날숨 유동 센서를 가진, 음압 터빈을 포함하고, 음압 터빈은 수동 인공 호흡기 밸브(manual resuscitator valve)의 날숨 경로를 따라서 위치되어 IPR 치료를 제공하는, 수동 벤틸레이터 시스템.

#### 청구항 22

제 21 항에 있어서,

터빈은 외부 흡입 소스를 포함하는, 수동 벤틸레이터 시스템.

#### 청구항 23

제 21 항에 있어서,

터빈은 외부 진공 소스를 포함하는, 수동 벤틸레이터 시스템.

#### 청구항 24

제 21 항에 있어서,

날숨 가지 유동 제어 조립체와 작동 결합된 컨트롤러를 더 포함하는, 수동 벤틸레이터 시스템.

#### 청구항 25

제 24 항에 있어서,

컨트롤러는, 선택적으로 심폐 소생의 적용과 관련하여, 환자 회로 압력 센서에 의해 측정된 바로서, 수동적으로(manually) 전달된 양압 호흡의 적절한 타이밍과 최소 및 최대 들숨 압력에 관하여 기술자에게 명령을 제공하도록 구성되는, 수동 벤틸레이터 시스템.

#### 청구항 26

제 21 항에 있어서,

들숨 가지 유동 제어 조립체는 전자적으로 게이팅(gating)되는 쓰레숄드 밸브를 포함하는, 수동 벤틸레이터 시스템.

#### 청구항 27

제 21 항에 있어서,

들숨 가지 유동 제어 조립체는 제어 수단에 의해 공압적으로 또는 전자적으로 제어되는 쓰레숄드 밸브를 포함하는, 수동 벤틸레이터 시스템.

#### 청구항 28

제 27 항에 있어서,

제어 수단은 제어 박스 안에 위치한 제어 시스템들을 포함하는, 수동 벤틸레이터 시스템.

### 청구항 29

신선 기체 유입부, 들숨 단일 방향 체크 밸브, 날숨 단일 방향 체크 밸브, 흡수기, 구동 조립체 및, 환자와의 연결을 제공하는 배관을 포함하는, 서클 호흡 시스템(circle breathing system);

왕복 펌프, 터빈, 원심 송풍기 및, 루트 송풍기(root blower)로 이루어진 그룹으로부터 선택된 요소를 포함하는 기체 이송기로서, 환자로부터 기체를 제거하거나, 또는 서클 호흡 시스템을 통해 기체를 순환시키거나, 또는 상기 양쪽 모두를 수행하도록 작동되는, 기체 이송기;

서클 호흡 시스템에서 서클(circle)의 들숨 측상의, 흡수기와 환자 피팅(fitting) 사이에 위치한 제 1 밸브로서, 밸브 안의 압력이 대략  $-5 \text{ cm H}_2\text{O}$  내지 대략  $-30 \text{ cm H}_2\text{O}$  의 범위내에 있는 설정 게이지 압력에 도달할 때 폐쇄되고, 흉내 압력 치료의 적용 동안에 호흡 기체가 회로의 들숨 측으로 유동하는 것을 방지하는, 제 1 밸브; 및,

서클 호흡 시스템에서 제 1 밸브에 병렬로 위치한 제 2 밸브로서, 음압 및, 대략  $0 \text{ cm H}_2\text{O}$  내지 대략  $-30 \text{ cm H}_2\text{O}$  의 흉내 압력 조절의 양을 조절하는, 제 2 밸브;를 포함하는,

순환을 향상시키도록 환자에게 흉내 압력 조절(IPR)과 관련된 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

### 청구항 30

제 29 항에 있어서,

제 2 밸브는 환자 호흡 시스템에서 최대 음압의 안전 한계를 제공하도록 작동되는, 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

### 청구항 31

제 29 항에 있어서,

기체 이송기는 목표 음압에 대한 그리고 목표 음압으로부터의 경사(slope) 및 지속 기간(duration)을 제어하도록 작동되는, 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

### 청구항 32

제 29 항에 있어서,

제 1 밸브 및 제 2 밸브는 공통의 하우징과 결합되는, 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

### 청구항 33

제 29 항에 있어서,

제 1 밸브, 제 2 밸브 또는 상기 양쪽 모두는 호흡 시스템의 일체화된 구성 요소들인, 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

### 청구항 34

제 29 항에 있어서,

제 1 밸브, 제 2 밸브 또는 상기 양쪽 모두는 호흡 시스템에 추가될 수 있는 추가 장착 구성 요소들인, 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

### 청구항 35

신선 기체 유입부, 유입 단일 방향 밸브, 유출 단일 방향 밸브, 흡수기 및, 환자와의 연결을 위한 배관을 포함하는, 서클 호흡 시스템;

서클 호흡 시스템을 통하여 호흡 기체를 순환시키거나, 또는 그로부터 기체를 제거하는 기체 이송기로서, 서클의 날숨 측에서 서클에 대한 환자 연결부와 흡수기 사이에 위치되고, 대략  $0 \text{ cm H}_2\text{O}$  내지 대략  $-30 \text{ cm H}_2\text{O}$  범위의 흉내 압력 조절의 양(amount) 및 음압을 조절하고, 목표 음압에 대한 그리고 목표 음압으로부터의 경사

및 지속 기간을 제어하고 IPR 압력을 제어하는, 기체 이송기; 및,

서클 호흡 시스템에서 서클(circle)의 들숨 측상의, 흡수기와 환자 피팅(fitting) 사이에 위치한 밸브로서, 밸브 안의 압력이 대략  $-5 \text{ cm H}_2\text{O}$  내지 대략  $30 \text{ cm H}_2\text{O}$  의 범위 사이에 있는 설정 게이지 압력에 도달할 때 폐쇄되고, IPR 치료동안에 호흡 기체가 회로의 들숨 측으로 유동하는 것을 방지하도록 작동되는, 밸브;를 포함하는, 순환을 향상시키도록 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)과 관련된 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 36

제 35 항에 있어서,

밸브는 호흡 시스템의 일체화된 구성 요소들인, 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 37

제 35 항에 있어서,

밸브는 호흡 시스템에 추가될 수 있는 추가 장착 구성 요소들인, 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 38

들숨 가지, 날숨 가지, 환자 Y 연결부, 유입 밸브 및 유출 밸브를 포함하는 개방 호흡 시스템;

왕복 펌프, 터빈, 원심 송풍기 및 루트 송풍기로 이루어진 그룹으로부터 선택된 요소를 포함하는 기체 이송기로서, 개방 호흡 시스템의 날숨 가지를 통하여 호흡 기체를 끌어 당기도록 작동되는, 기체 이송기;

개방 호흡 시스템에서 들숨 가지상에 위치되는 제 1 밸브로서, 제 1 밸브의 압력이 대략  $-5 \text{ cm H}_2\text{O}$  내지 대략  $30 \text{ cm H}_2\text{O}$  의 범위내에 있는 설정 게이지 압력에 도달할 때 폐쇄되고, IPR 치료 동안에 호흡 기체가 들숨 가지 안에 유동하는 것을 방지하는, 제 1 밸브; 및,

개방 호흡 시스템에서 제 1 밸브에 병렬로 위치된 제 2 밸브로서, 음압 및, 대략  $0 \text{ cm H}_2\text{O}$  내지 대략  $-30 \text{ cm H}_2\text{O}$  범위내의 흉내 압력 조절의 양을 조절하는, 제 2 밸브;를 포함하는, 순환을 향상시키도록 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)과 관련된 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 39

제 38 항에 있어서,

제 2 밸브는 환자의 호흡 시스템에서 최대 음압의 안전 한계를 제공하는, 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 40

제 38 항에 있어서,

기체 이송기는 목표 음압에 대한 그리고 목표 음압으로부터의 경사 및 지속 기간을 제어하도록 작동되는, 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 41

제 38 항에 있어서,

제 1 밸브 및 제 2 밸브는 공통의 하우징과 결합되는, 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 42

제 38 항에 있어서,

제 1 밸브, 제 2 밸브 또는 상기 양쪽 모두는 호흡 시스템의 일체화된 구성 요소들인, 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.



#### 청구항 43

제 38 항에 있어서,

제 1 밸브, 제 2 밸브 또는 상기 양쪽 모두는 호흡 시스템에 추가될 수 있는 추가 장착 구성 요소들인, 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 44

제 38 항에 있어서,

IPR 치료가 적용되는 비율(rate)은 기체 이송기의 속도에 의해 제어되는, 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 45

제 38 항에 있어서,

기체 이송기는 가변 속도 기체 이송기이고, IPR 치료가 적용되는 비율은 기체 이송기의 속도를 변화시킴으로써 제어되는, 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 46

제 38 항에 있어서,

IPR 치료가 적용되는 비율은 날숨 단계 동안에 진공이 발생하는 비율에 대응하는, 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 47

순환을 향상시키도록 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)과 관련된 벤틸레이션 또는 마취를 제공하는 시스템으로서, 상기 시스템은 환자의 날숨 기체를 벤틸레이터 또는 마취 기계로 복귀시키는, 벤틸레이션 또는 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 48

제 47 항에 있어서,

벤틸레이션은 기계적인 벤틸레이션을 포함하는, 벤틸레이션 또는 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 49

제 47 항에 있어서,

벤틸레이션은 수동 벤틸레이션을 포함하는, 벤틸레이션 또는 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 50

순환을 향상시키도록 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)과 관련된 벤틸레이션 또는 마취를 제공하는 시스템으로서, 상기 시스템은 환자의 Y 피팅에 인접한 날숨 기체를 제거하지 않는, 벤틸레이션 또는 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 51

신선 기체 유입부, 유입 단일 방향 밸브, 유출 단일 방향 밸브, 흡수기, 환자 및 양압 호흡 구동 부분과 연결되는 배관을 포함하는, 서클 호흡 시스템;

날숨 단계 동안에 서클 호흡 시스템이 대기압 보다 낮게, 대략 -30 cm H<sub>2</sub>O 까지 당겨질 수 있게 하는 스펠오버 밸브(spill over valve)를 제어하는 수단;

스펠오버 밸브의 기준 압력을 대기압보다 낮은 압력으로 공압적으로 설정하도록 음압을 발생시키는 진공 발생기, 또는 스펠오버 밸브를 위한 직접적인 전자 컨트롤러; 및,

사용중에 소기 시스템(scavenger system) 안에서 미약한 음압 발생을 허용하는 기준으로서 소기 시스템상에 있

는, 진공 발생기로부터 음압 릴리프 조립체(negative relief assembly)로의 인터페이스;를 포함하는, 순환을 향상시키도록 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)과 관련된 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 52

제 51 항에 있어서,

진공 발생기와 음압 릴리프 밸브 사이의 인터페이스상에 기계적인 안전부를 더 포함하는, 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템.

#### 청구항 53

양압 호흡을 환자의 기도로 간헐적으로 전달하는 수단; 및,

음압을 환자의 기도로 연속적으로 전달하는 수단;을 포함하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템으로서,

상기 시스템은 마취 시스템, 기계적인 벤틸레이터 시스템 및 수동적인 벤틸레이터 시스템으로 이루어진 그룹으로부터 선택된 요소(member)를 포함하고,

음압을 환자의 기도로 연속적으로 전달하기 위한 수단은 가시 유동 제어 조립체를 포함하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 54

제 53 항에 있어서,

가시 유동 조립체는 별개 구성 요소로서 상기 요소내에 존재하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 55

제 53 항에 있어서,

가시 유동 조립체는 요소 전체에 걸쳐 제후되어 작동되는 다수의 구성 요소들로서의 요소내에 존재하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 56

제 55 항에 있어서,

다수의 구성 요소들의 물리적인 위치들은 요소 전체에 걸쳐 분포되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 57

제 53 항에 있어서,

음압을 환자의 기도로 연속적으로 전달하는 수단은 음압 펌프, 기체 이송기, 터빈, 송풍기, 펌프 및 피스톤으로 이루어진 그룹으로부터 선택된 요소를 포함하고, 상기 요소는 제어 박스에 의해 관리되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 58

제 57 항에 있어서,

제어 박스는 전력 공급부를 포함하고 제어 신호를 상기 요소에 전달하도록 구성되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 59

제 57 항에 있어서,

제어 박스는 특정의 타이밍, 압력 목표 및 모니터 작용을 용이하게 하는 기도 센서들과 연결되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 60

제 57 항에 있어서,

제어 박스는 측정된 파라미터 및, 에러를 발생시키는 파라미터에 할당된 목표치(target)에 응답하여 신호들의 제어를 제공하도록 구성되고, 상기 에러는 제어 시스템에 의해 최소화되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 61

제 60 항에 있어서,

제어 박스는 목표 결과를 달성하도록 자동적으로 IPR 시스템을 제어 및 조절하는 반복적인 프로세스 루프(iterative process loop)를 이용하게끔 구성되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 62

제 57 항에 있어서,

제어 박스는 생리학적 측정을 가능하게 하거나 또는 상기 측정 또는 입력에 기초하여 IPR 을 제어하도록 외부 정보를 받아들이게끔 구성되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 63

제 57 항에 있어서,

제어 박스는 디지털 또는 아날로그 신호를 통해서 통신하도록 구성되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 64

제 57 항에 있어서,

제어 박스는 외부 장치들, 생리학적 모니터들 및, 기록 유지 시스템(record keeping system)들과 조화되도록 구성되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 65

제 53 항에 있어서,

수동적(passive)일 수 있거나 또는 능동적으로(actively) 제어될 수 있는 쓰레솔드 밸브를 구비한 들숨 가지 유동 제어 조립체를 더 포함하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 66

제 65 항에 있어서,

쓰레솔드 밸브는 ON/OFF 기능 및 음압의 조절에 의하여 제어되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 67

제 66 항에 있어서,

쓰레솔드 밸브는 OFF 위치에서 바이패스되고 호흡 회로에 대한 효과가 결여되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 68

제 66 항에 있어서,

쓰레솔드 밸브는 OFF 위치에서 마취 호흡 시스템을 통한 자발적 호흡을 용이하게 하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 69

제 68 항에 있어서,

환자에게 치료를 제공하는 시스템은, 마취 호흡 시스템이 백 모드(bag mode)에 있을 때 환자를 예비 산소 포화(pre-oxygenate)시키도록 마취 경우의 개시시에 작동되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 70

제 65 항에 있어서,

환자에게 치료를 제공하는 시스템은 사용자가 쓰레숄드 밸브를 ON 또는 OFF 로 전환하는 것을 허용하고, 사용자가 소망의 음압 레벨 설정을 수동적으로(manually) 조절하는 것을 허용하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 71

제 70 항에 있어서,

쓰레솔드 밸브는 박테리아 필터/바이러스 필터에 일체화되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 72

제 70 항에 있어서,

쓰레솔드 밸브는 장치에 있는 기존의 제어된 밸브의 변조된 기능에 의해 만들어지는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 73

제 65 항에 있어서,

쓰레솔드 밸브는 전자적으로 또는 공압적으로 제어되고, ON/OFF, 속도, 타이밍, 압력, 압력 슬로프 및 유량을 포함하는 쓰레솔드 밸브의 기능들은 음압의 조절을 용이하게 하도록 제어되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 74

제 53 항에 있어서,

제어 박스에 의해 제어되는 쓰레솔드 밸브를 구비하는 들숨 가지 유동 제어 조립체를 더 포함하고, 제어 박스는 쓰레솔드 밸브에 대한 조화, 전력 및 신호를 제공하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 75

제 53 항에 있어서,

제어 박스를 더 포함하고, 제어 박스는 사용자 인터페이스, 디스플레이, 연결 지점, 전력 소스, 통신 장치 및 알람 소스(alarm source)로서 작동하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 76

제 53 항에 있어서,

제어 박스를 더 포함하고,

제어 박스는 시스템의 거동 또는 설정을 자동적으로 또는 대화형으로(interactively) 조정하기 위하여, 환자 모니터 정보, 실험실 값(lab values), 다른 장치들의 설정 및 임상 관리 시스템으로부터의 출력과 같은 정보를 조화시키도록 외부 신호, 데이터 또는 정보를 관리하게끔 구성되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 77

제 53 항에 있어서,

제어 박스를 더 포함하고,

제어 박스는 자체의 측정치, 계산치, 제어 설정 및 외부 데이터 또는 신호들로부터의 도출된 정보를 생성하도록 구성된 프로세서를 포함하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 78

제 53 항에 있어서,

제어 박스를 더 포함하고,

제어 박스는 외부 CO<sub>2</sub> 모니터로부터 수신된 환자의 날숨 CO<sub>2</sub> 농도 정보 및 터빈 모듈로부터 수신된 체적 유동 정보에 기초하여, 체적 CO<sub>2</sub> 또는 VCO<sub>2</sub> 를 포함하는 도출된 파라미터를 판단하도록 구성된 프로세서를 포함하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 79

제 53 항에 있어서,

제어 박스를 더 포함하고,

제어 박스는 사용자를 안내하거나 또는 상기 시스템의 IPR 설정을 제어 또는 조정하도록 구성되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 80

제 53 항에 있어서,

다수의 압력 단계들에서 시간에 따라 관리되는 IPR 을 제어하도록 구성된 제어 박스를 더 포함하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 81

제 80 항에 있어서,

IPR 은 환자 호흡에 걸쳐서 발생하는 수개의 압력 천이들을 제공하도록 제어되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 82

제 81 항에 있어서,

시간에 따라 다수의 압력 레벨들은 지정된 시간 간격 동안에 대기압 보다 낮은 기도 압력 또는 기도 안의 양압을 생성하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 83

제 81 항에 있어서,

기도 압력이 하나의 압력 레벨 또는 폐의 체적 레벨로부터 다른 레벨로 변화됨에 따라서, 하나의 압력 레벨로부터 다른 레벨로의 천이는 제어된 압력 변화 또는 경사를 생성하도록 제어되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 84

제 53 항에 있어서,

상기 시스템의 작동은 증가된 순환 및 낮은 두개골내 압력으로 이루어지는 그룹으로부터 선택된 치료를 환자에게 제공하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 85

제 84 항에 있어서,

환자는 쇼크, 심정지, 뇌졸중, 혈액 상실 또는 폐혈증과 같은 저혈압 또는 저순환(low circulation)의 상태를 겪는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 86

제 53 항에 있어서,

상기 시스템은 시스템 안의 기체 유동을 변경시키도록 피드백 루프 및 생리학적 조치를 이용하는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 87

제 86 항에 있어서,

생리학적 조치는 1 호흡 체적, 들숨 압력 및 체적, 끝의 1 호흡의 이산화탄소로 이루어지는 그룹으로부터 선택되는, 환자에게 치료를 제공하는 시스템.

#### 청구항 88

자발적으로 호흡하는 개인의 기도와 결합되는 환자 연결 메카니즘; 및,

환자 연결 메카니즘을 통해 자발적으로 호흡하는 개인의 기도로 연속적인 음압을 양을 공급하도록 구성된 송풍기 메카니즘;을 포함하는,

자발적으로 호흡하는 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 89

개인의 기도와 결합되는 환자 연결 메카니즘; 및,

환자 연결 메카니즘을 통해 개인의 기도로 연속적인 음압을 양을 공급하도록 구성된 송풍기 메카니즘으로서, 수동의(manual) 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적인 벤틸레이터 기계 및, 마취 기계로 이루어진 그룹으로부터 선택된 요소와 결합된 송풍기 메카니즘;을 포함하는,

개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 90

개인의 기도로 연속적인 음압의 양을 공급하는 수단을 포함하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 91

개인의 기도로 연속적인 음압의 양을 공급하는 단계를 포함하는,

개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 방법.

#### 청구항 92

개인의 기도와 결합되는 환자 연결 메카니즘; 및,

환자 연결 메카니즘을 통해 개인의 기도로 연속적인 음압 프로토콜(protocol)을 공급하도록 구성된 송풍기 메카니즘으로서, 수동의(manual) 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적인 벤틸레이터 기계 및, 마취 기계로 이루어진 그룹으로부터 선택된 요소와 결합된 송풍기 메카니즘;을 포함하는,

개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 93

제 92 항에 있어서,

음압 프로토콜은 음압의 연속적인 적용을 포함하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 94

제 92 항에 있어서,

음압 프로토콜은 음압의 간헐적인 적용을 포함하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 95

제 92 항에 있어서,

수동 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적인 벤틸레이터 기계 또는 마취 기계는 환자의 기도로 양압 호흡 프로토콜을 제공하도록 구성되는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 96

제 92 항에 있어서,

음압 프로토콜은 개인의 기도로 개별적인 음압 펄스들의 간헐적인 적용을 포함하고,

수동 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적인 벤틸레이터 기계 또는 마취 기계는 환자의 기도로 양압 호흡 펄스들을 제공하도록 구성됨으로써, 교번하는 음압 펄스 및 양압 펄스가 환자의 기도로 제공되는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 97

개인의 기도와 결합되는 환자 연결 메카니즘; 및,

환자 연결 메카니즘을 통해 개인의 기도로 음압 프로토콜을 공급하도록 구성된 음압 메카니즘;을 포함하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템으로서,

음압 메카니즘은 음압 펌프, 기체 이송기, 터빈, 송풍기, 펌프 및 피스톤으로 이루어진 그룹으로부터 선택된 요소를 포함하고,

음압 메카니즘은 제어 박스에 의해 관리되고,

음압 메카니즘은 수동 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적 벤틸레이터 기계 및, 마취 기계로 이루어진 그룹으로부터 선택된 요소와 결합된, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 98

제 97 항에 있어서,

제어 박스는 전력 공급부를 포함하고 제어 신호를 상기 요소로 전달하도록 구성되는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 99

제 97 항에 있어서,

제어 박스는 특정의 타이밍, 압력 목표 및 모니터 작용을 용이하게 하도록 기도 센서들과 연결되는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 100

제 97 항에 있어서,

제어 박스는 측정된 파라미터, 및 에러를 발생시키는 파라미터에 할당된 목표치(target)에 응답하여 제어 신호를 제공하도록 구성되고, 상기 에러는 제어 시스템에 의해 최소화되는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 101

제 100 항에 있어서,

제어 박스는 목표 결과를 달성하도록 자동적으로 IPR 시스템을 제어 및 조절하는 반복적인 프로세스 루프(iterative process loop)를 이용하게끔 구성되는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 102

제 97 항에 있어서,

제어 박스는 생리학적 측정을 가능하게 하거나 또는 상기 측정 또는 입력에 기초하여 IPR 을 제어하도록 외부 정보를 받아들이게끔 구성되는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 103

제 97 항에 있어서,

제어 박스는 디지털 신호 또는 아날로그 신호를 통하여 소통하도록 구성되는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 104

제 97 항에 있어서,

제어 박스는 외부 장치들, 생리학적 모니터들 및 기록 유지 시스템들과 조화되도록 구성되는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 105

제 97 항에 있어서,

음압 메카니즘은 필터 및 터빈을 포함하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 106

제 97 항에 있어서,

음압 메카니즘은 1 회용 필터를 포함하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 107

제 97 항에 있어서,

음압 메카니즘은 모터를 포함하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 108

제 97 항에 있어서,

음압 메카니즘은 필터, 터빈 및 모터를 포함하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 109

제 108 항에 있어서,

모터는 음압 메카니즘에 의해 제공된 기도 경로를 따라서 배치되지 않은, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 110

개인의 기도와 결합되는 환자 연결 메카니즘;

벤트(vent)를 가진 하우징, 하우징 안에 배치된 임펠러 및, 모터와 작동상 결합된 모터를 포함하는, 유동 제어 조립체; 및,

수동 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적 벤틸레이터 기계 및 마취 기계로 이루어진 그룹으로부터 선택된 외부 압력 소스;를 포함하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템으로서,

외부 압력 소스는 유동 제어 조립체의 하우징 벤트와 유체 소통되고,

유동 제어 조립체의 임펠러는, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이에서 연장되는 유체 통로를 따라서,



환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이에 배치되고,

유동 제어 조립체는, 환자 연결 메카니즘으로부터 하우징 벤트로의 공기 유동을 동시에 강제하면서, 외부 압력 소스로부터 환자 연결 메카니즘으로 역행의 공기 유동을 허용하도록 구성되는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 111

제 110 항에 있어서,

유동 제어 조립체의 임펠러는 대략 3 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 16 cm H<sub>2</sub>O 범위내에 서 연속적인 압력 차이를 발생시키도록 구성된, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 112

제 110 항에 있어서,

외부 압력 소스는 대략 5 초의 호흡 사이클 지속 기간을 제공하도록 구성되는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 113

제 110 항에 있어서,

유동 제어 조립체의 작동은, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이의 공기 유동을 방지하는 물리적인 격벽을 형성하지 않으면서, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이의 공기 유동을 연속적으로 허용하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 114

제 110 항에 있어서,

외부 압력 소스는 환자의 흉강내에 대기압보다 낮은 압력을 유지하도록 구성되는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 115

제 110 항에 있어서,

유동 제어 조립체와 환자 사이에서 환자의 기도 압력을 모니터링하는 압력 센서 및, 압력 센서로부터 정보를 수신하고 상기 정보에 기초하여 유동 제어 조립체 모터의 작동을 제어하는 콘트롤러 장치를 더 포함하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템.

#### 청구항 116

개인의 기도와 결합되는 환자 연결 메카니즘;

벤트(vent)를 가진 하우징, 하우징 안에 배치된 임펠러 및, 모터와 작동상 결합된 모터를 포함하는, 유동 제어 조립체; 및,

수동 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적 벤틸레이터 기계 및 마취 기계로 이루어진 그룹으로부터 선택된 외부 압력 소스;를 포함하는, 환자 흉강으로의 정맥 혈액 유동을 증진시키는 시스템으로서,

외부 압력 소스는 유동 제어 조립체의 하우징 벤트와 유체 소통되고,

유동 제어 조립체의 임펠러는, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이에서 연장되는 유체 통로를 따라서, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이에 배치되고,

유동 제어 조립체는, 환자 연결 메카니즘으로부터 하우징 벤트로의 공기 유동을 동시에 강제하면서, 외부 압력 소스로부터 환자 연결 메카니즘으로 역행의 공기 유동을 허용하도록 구성되는, 환자 흉강으로의 정맥 혈액 유동을 증진시키는 시스템.

#### 청구항 117

제 116 항에 있어서,

유동 제어 조립체의 임펠러는 대략 3 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 16 cm H<sub>2</sub>O 범위내에 서 연속적인 압력 차이를 발생시키도록 구성된, 환자 흉강으로의 정맥 혈액 유동을 증진시키는 시스템.

#### 청구항 118

제 116 항에 있어서,

외부 압력 소스는 대략 5 초의 호흡 사이클 지속 기간을 제공하도록 구성되는, 환자 흉강으로의 정맥 혈액 유동을 증진시키는 시스템.

#### 청구항 119

제 116 항에 있어서,

유동 제어 조립체의 작동은, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이의 공기 유동을 방지하는 물리적인 격벽을 형성하지 않으면서, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이의 공기 유동을 연속적으로 허용하는, 환자 흉강으로의 정맥 혈액 유동을 증진시키는 시스템.

#### 청구항 120

제 116 항에 있어서,

외부 압력 소스는 환자의 흉강내에 대기압보다 낮은 압력을 유지하도록 구성되는, 환자 흉강으로의 정맥 혈액 유동을 증진시키는 시스템.

#### 청구항 121

제 116 항에 있어서,

유동 제어 조립체와 환자 사이에서 환자의 기도 압력을 모니터링하는 압력 센서를 더 포함하는, 환자 흉강으로의 정맥 혈액 유동을 증진시키는 시스템.

#### 청구항 122

제 121 항에 있어서,

압력 센서로부터 정보를 수신하고 상기 정보에 기초하여 유동 제어 조립체 모터의 작동을 제어하는 컨트롤러 장치를 더 포함하는, 환자 흉강으로의 정맥 혈액 유동을 증진시키는 시스템.

#### 청구항 123

IPR 시스템을 개인의 기도와 결합시키는 단계로서, IPR 시스템은 벤트를 가진 하우징, 하우징내에 배치된 임펠러, 모터와 작동상 결합된 모터 및, 하우징 벤트와 유체 소통되는 외부 압력 소스를 가지고, 임펠러는 기도와 외부 압력 소스 사이에서 연장되는 유체 통로를 따라서 기도와 외부 압력 소스 사이에 배치되는, IPR 시스템의 결합 단계; 및,

기도로부터 하우징 벤트로의 공기 유동을 동시에 강제하면서, 외부 압력 소스로부터 환자로의 역행하는 공기 유동을 허용하기 위하여, 임펠러 및 외부 압력 소스를 활성화시키는 단계;를 포함하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 방법.

#### 청구항 124

제 123 항에 있어서,

개인의 호흡 사이클에 걸쳐 대략 3 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 16 cm H<sub>2</sub>O 범위내의 연속적인 압력 차이를 임펠러로써 생성하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 방법.

#### 청구항 125

제 123 항에 있어서,

외부 압력 소스를 가지고 대략 5 초의 호흡 사이클 지속 기간을 제공하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 방법.

#### 청구항 126

제 123 항에 있어서,

환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이의 공기 유동을 방지하는 물리적인 격벽을 형성하지 않으면서, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이의 공기 유동을 연속적으로 허용하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 방법.

#### 청구항 127

제 123 항에 있어서,

호흡 사이클에 걸쳐서 환자의 흉강내에 대기압보다 낮은 압력을 유지하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 방법.

#### 청구항 128

제 123 항에 있어서,

임펠러와 환자 사이에서 환자의 기도 압력을 모니터하고, 상기 모니터된 압력에 기초하여 임펠러의 작동을 제어하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 방법.

#### 청구항 129

제 123 항에 있어서,

흉내 압력 조절은 흉내 압력을 낮추고 개인의 머리로부터의 정맥 복귀를 증가시킴으로써, 개인의 두개골내 압력을 낮추는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 방법.

#### 청구항 130

IPR 시스템을 개인의 기도와 결합시키는 단계로서, IPR 시스템은 환자의 폐 안의 음압을 향상시키는 송풍기를 구비하고, 날숨 동안에 흉내 압력이 대기압에 유지되거나 또는 대기압 아래에서 유지되도록 호흡 기체 교환을 조종하는 IPR 시스템을 이용함으로써, 심장 및 폐로의 흉강으로 정맥 혈액 유동을 증진시키는, IPR 시스템의 결합 단계; 및,

송풍기를 동시에 작동시키면서 환자의 폐로 공기를 주기적으로 주입하는 단계;를 포함하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 방법.

#### 청구항 131

제 130 항에 있어서,

호흡 기체 교환을 조종하도록 IPR 시스템을 이용함으로써 들숨 단계의 적어도 일부 동안에 두개골내 압력은 대기압에서 유지되거나 대기압 미만으로 유지되는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 방법.

### 명세서

### 기술 분야

본 출원은 2011 년 12 월 19 일자의 미국 특허 출원 61/577,565 의 우선권을 주장하는 정규 출원이며, 상기 문헌의 내용은 본원에 참조로서 포함된다. 본 출원은 미국 특허 6,938,618 호, 7,195,012 호, 7,275,542 호, 7,836,881 호 및 미국 특허 출원 2010/0319691 호 및 2011/0098612 호에 관련되며, 상기 문헌들은 본원에 참조로서 포함된다.

## 배경 기술

- [0002] 본 발명의 실시예들은 전체적으로 호흡 및 순환의 향상에 대한 분야에 관한 것이며, 특히, 예를 들어 환자가 자발적으로 호흡할 때, 마취 섭생중에, 또는 기계적 벤티레이터 또는 수동 인공 호흡 백과 같은 다른 외부 소스들로서 양압 벤티레이션을 제공할 때 환자에게 흉내 압력 조절 치료를 제공하는 시스템 및 방법들에 관한 것이다.
- [0003] 현재의 치료 기술은 치료 프로토콜의 일부로서 환자에게 양압의 호흡을 전달하도록 마취 기계, 벤티레이터 또는 백 밸브 마스크의 이용을 포함할 수 있다.
- [0004] 비록 이러한 치료 및 다른 제안된 치료들이 그것을 필요로 하는 환자에게 실제적인 혜택을 제공할 수 있을지라도, 기술 향상이 여전히 더욱 소망스러울 것이다. 본 발명의 실시예들은 위에 설명된 기술들과 관련될 수 있는 문제점들을 해결하는 신규하고 임상적으로 중요한 해법들을 제공하며, 따라서 미해결된 필요성들중 적어도 일부에 대한 답을 제공할 수 있다. 일부 경우에, 실시예들은 양압 벤티레이션의 다른 형태 또는 기계적 벤티레이터와 함께 이용될 때 치료법의 흉내 압력 전달을 제공한다.

## 발명의 내용

### 해결하려는 과제

- [0005] 본 발명의 목적은 흉내 압력 조절을 위한 시스템 및 방법을 제공하는 것이다.

### 과제의 해결 수단

- [0006] 흉내 압력 조절기(intrathoracic pressure regulator)들은 환자에게 양압 벤티레이션(positive pressure ventilation)을 제공하고 다음에 음의 흉내 압력(negative intrathoracic pressure)을 발생시키며, 이는 심장으로의 혈액 유동을 향상시키고 두개골내 압력을 낮춘다. 이러한 생리학적 혜택은 심장 및 두뇌에 대한 산소 농후 혈액의 더 큰 순환을 초래한다. 흉내 압력 조절기는 다양한 방법으로 마취 기계와 외부에서 부착되거나 또는 결합될 수 있다. 현재의 실행예에 간섭되지 않거나 또는 최소한으로 변화시키는 방식으로 마취 기계 또는 벤티레이션 장치에 흉내 압력 조절기를 포함시키는 것은 시술자가 유리한 호흡 및 순환 치료를 그것을 필요로 하는 환자에게 허용한다.
- [0007] 본 발명의 실시예들은 추가적인 기계적 벤티레이션 장치 없이, 자발적인 호흡 및, 백 밸브 마스크(BVM)와 같은 자체 재충전 인공 호흡기, 기계적 벤티레이터, 마취 재호흡 시스템들을 위한 유동 제어 조립체들을 포괄한다. 일부 경우에, 송풍기 또는 펌프는 날숨 가지에서의 유동을 조정하도록 작동되고, 쓰레숄드 밸브는 들숨 가지에서의 유동을 조정하도록 작동된다. 일부 경우에, 송풍기, 펌프 또는 터빈과 같은 단일 메카니즘이 재호흡 회로를 따르는 다른 위치들 뿐만 아니라, 들숨 가지 및 날숨 가지 양쪽에서의 유동을 조종하도록 작동될 수 있다.
- [0008] 일 양상에서, 본 발명의 실시예들은 환자에게 마취 치료를 제공하는 시스템 및 방법을 포괄한다. 예시적인 시스템들은 기계적 조립체를 구비하는데, 이것은 재호흡 회로, 재호흡 회로와 유체 소통되는 유입부 및 재호흡 회로와 유체 소통되는 유출부를 제공하는 이산화탄소 흡수기 메카니즘, 유입부 및 유출부를 제공하는 들숨 체크 밸브로서, 들숨 체크 밸브의 유입부는 재호흡 회로를 통해 이산화탄소 흡수기 메카니즘의 유출부와 유체 소통되는, 들숨 체크 밸브, 유입부 및 유출부를 제공하는 날숨 체크 밸브로서, 날숨 체크 밸브의 유출부는 이산화탄소 흡수기 메카니즘의 유입부와 재호흡 회로를 통해 유체 소통되는, 날숨 체크 밸브 및, 재호흡 회로와 유체 소통되는 마취 전달 메카니즘을 가진다. 예시적인 시스템들은 또한 환자측 조립체를 구비하는데, 이것은 들숨 체크 밸브의 유출부와 유체 결합 가능한 들숨 가지 메카니즘, 날숨 체크 밸브의 유입부와 유체 결합 가능한 날숨 가지 메카니즘 및, 환자의 기도와 들숨 및 날숨 가지 메카니즘 사이의 유체 연결을 제공하는 환자 기도 유동 튜브를 가진다. 예시적인 시스템들은 날숨 가지 메카니즘을 통하여 기체 유동을 조정하도록 작동될 수 있는 날숨 가지 유동 제어 조립체 및, 들숨 가지 메카니즘을 통하여 기체 유동을 조정하도록 작동될 수 있는 들숨 가지 유동 제어 조립체를 더 구비할 수 있다. 일부 예에서, 날숨 가지 제어 조립체는 왕복 펌프, 터빈, 원심 송풍기, 루트 송풍기, 진공 소스 또는 그와 유사한 것을 포함한다. 일부 예에서, 들숨 가지 제어 조립체는 밸브 메카니즘을 포함한다. 일부 예에서, 밸브 메카니즘은 들숨 가지 메카니즘 안의 압력이 대략 0 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 -15 cm H<sub>2</sub>O 사이일 때 들숨 가지 메카니즘으로부터 환자 기도 유동 튜브 안으로의 기체 유동을 억제한다. 일부 예에서, 들숨 가지 메카니즘 안의 압력이 대략 0 cm H<sub>2</sub>O 보다 크거나 또는 최대 음압 값과 같거나 또는 그 미만일 때, 밸브 메카니즘은 들숨 가지 메카니즘으로부터 환자 기도 유동 튜브 안으로 기체 유동을 허용한다. 선택

적으로, 최대 음압 값은 대략 0 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 -15 cm H<sub>2</sub>O 사이일 수 있다. 일부 실시예들에 따르면, 날숨 가지 유동 제어 조립체는 재호흡 회로 안의 기체를, 날숨 체크 밸브로부터 들숨 체크 밸브를 향하여 순환시키도록 작동된다. 날숨 가지 유동 제어 조립체는 들숨 가지 메카니즘과 결합될 수 있다. 들숨 가지 유동 제어 조립체는 들숨 가지 메카니즘과 결합될 수 있다. 날숨 가지 유동 제어 조립체는 이산화탄소 흡수기 메카니즘과 날숨 체크 밸브 사이의 위치에서 재호흡 회로와 결합될 수 있다. 날숨 가지 유동 제어 조립체는 이산화탄소 흡수기 메카니즘과 들숨 체크 밸브 사이의 위치에서 재호흡 회로와 결합될 수 있다. 일부 예에서, 날숨 가지 유동 제어 조립체는 날숨 가지 메카니즘 또는 재호흡 회로상에 위치한, 선택적으로는 도 3에 설명된 위치에 위치한, 펌프 또는 흡입 소스를 구비한다. 일부 예에서, 날숨 가지 유동 제어 조립체는 재호흡 회로 안에 존재하고, CO<sub>2</sub> 흡수의 향상, CO<sub>2</sub> 흡수기 채널 형성의 감소, 결과적으로 증가된 들숨 습도 레벨 또는 마취 기체 혼합물의 균질화 또는 이들의 조합을 제공한다.

[0009] 일부 예에서, 벤틸레이터 또는 마취 시스템의 환자측 조립체는 동일 중심 또는 안주된 방식으로 배치된 내측 통로(예를 들어, 외측 튜브) 및 외측 통로(예를 들어, 내측 튜브)를 가진 단일 가지 회로 메카니즘을 구비할 수 있으며, 외측 통로 또는 튜브는 날숨 경로를 제공하고 내측 통로 또는 튜브는 날숨 경로를 제공하거나, 내측 통로 또는 튜브는 날숨 경로를 제공하고 외측 통로 또는 튜브는 들숨 경로를 제공한다.

[0010] 다른 양상에서, 본 발명의 실시예들은 환자에게 치료를 제공하는 시스템들을 포괄하는데, 이것은 예를 들어 들숨 단계 동안에 환자의 기도로 양압 호흡을 전달하는 수단 및, 날숨 단계 동안에 그리고 들숨 단계 동안에 환자의 기도로 음압을 전달하는 수단을 구비한다.

[0011] 다른 양상에서, 본 발명의 실시예들은 환자에게 치료를 제공하는 시스템을 포괄하는데, 이것은 예를 들어 양압 호흡을 환자의 기도로 간헐적으로 전달하는 수단 및, 환자의 기도로 음압을 연속적으로 전달하는 수단을 구비한다.

[0012] 다른 양상에서, 본 발명의 실시예들은 기계적인 벤틸레이터 시스템 및 벤틸레이션 치료법을 환자에게 제공하는 방법을 포괄한다. 예시적인 시스템들은 기계적 조립체를 구비하고, 이것은 들숨 유동 전달 시스템, 날숨 유동 복귀 시스템, 유입부 및 유출부를 제공하는 들숨 포트로서, 들숨 포트의 유입부는 들숨 유동 전달 시스템과 유체 소통되는, 들숨 포트 및, 유입부 및 유출부를 제공하는 날숨 포트로서, 날숨 포트의 유출부가 날숨 유동 복귀 시스템과 유체 소통되는, 날숨 포트를 가진다. 예시적인 시스템들은 또한 환자측 조립체를 구비하는데, 이것은 들숨 포트의 유출부와 유체 결합 가능한 들숨 가지 메카니즘, 날숨 포트의 유입부와 유체 결합 가능한 날숨 가지 메카니즘 및, 환자의 기도와 들숨 및 날숨 가지 메카니즘들 사이의 유체 연결을 제공하는 환자 기도 유동 튜브를 가진다. 더욱이, 예시적인 시스템들은 날숨 가지 메카니즘을 통해 기체 유동을 조정하도록 작동 가능한 날숨 가지 유동 제어 조립체 및, 들숨 가지 메카니즘을 통해 기체 유동을 조정하도록 작동 가능한 들숨 가지 유동 제어 조립체를 구비할 수 있다. 일부 경우에, 날숨 가지 유동 제어 조립체는 날숨 가지 메카니즘에 위치한 펌프 또는 흡입 소스를 구비하고, 들숨 가지 유동 제어 조립체는 들숨 가지 메카니즘 안에 위치된다. 일부 경우에, 날숨 가지 유동 제어 조립체는 도 4에 지정된 임의 위치에 위치되고, 날숨 가지 메카니즘은 도 4에 지정된 임의 위치에 위치된다.

[0013] 다른 양상에서, 본 발명의 실시예들은 벤틸레이션 치료를 환자에게 제공하는 수동적인 벤틸레이터 시스템 및 방법들을 포괄한다. 예시적인 시스템들은, 들숨 기체 유동 유입부, 날숨 기체 유동 유출부 및, 환자 연결부를 가진 인공 호흡기 밸브 조립체; 자체-재충전 인공 호흡기 메카니즘; 자체-재충전 인공 호흡기 메카니즘과 인공 호흡기 밸브 조립체의 들숨 기체 유동 유입부 사이에 유체 소통을 제공하는, 들숨 가지 메카니즘; 들숨 가지 메카니즘을 통한 기체 유동을 조정하도록 작동될 수 있는 들숨 가지 유동 제어 조립체; 날숨 가지 유동 제어 조립체; 및, 날숨 가지 유동 제어 조립체와 인공 호흡기 밸브 조립체의 날숨 기체 유동 유출부 사이의 유체 소통을 제공하는 날숨 가지 메카니즘;을 구비할 수 있다. 일부 예에서, 자체-재충전 인공 호흡기 메카니즘은 자체-재충전 수동 인공 호흡 백(resuscitation bag)을 포함하고, 날숨 가지 메카니즘은 선택적으로 날숨 유동 센서를 가진, 음압 터빈을 포함하고, 음압 터빈은 수동 인공 호흡기 밸브(manual resuscitator valve)의 날숨 경로를 따라서 위치되어 IPR 치료를 제공한다. 일부 경우에, 터빈은 외부 진공 소스를 포함한다. 일부 경우에, 수동 벤틸레이터 시스템은 날숨 가지 유동 제어 조립체와 작동상 결합된 컨트롤러를 더 포함한다. 일부 경우에, 장치 또는 터빈은 환자와 호흡 시스템 사이에 연결된다. 일부 경우에, 환자는 장치 또는 터빈을 통하여 자발적으로 실내 공기 또는 혼합 기체를 호흡한다. 일부 경우에, 컨트롤러는, 선택적으로 심폐 소생의 적용과 관련하여, 환자 회로 압력 센서에 의해 측정된 바로서, 수동적으로(manually) 전달된 양압 호흡의 적절한 타이밍과 최소 및 최대 들숨 압력에 관하여 시술자에게 명령을 제공하도록 구성된다. 일부 경우에, 들숨 가지 유동 제어 조립체는

전자적으로 게이팅(gating)되는 쓰레숄드 밸브를 포함한다. 일부 경우에, 들숨 가지 유동 제어 조립체는 제어 수단에 의해 공압적으로 또는 전자적으로 제어되는 쓰레숄드 밸브를 포함한다. 일부 경우에, 제어 수단은 제어 박스 안에 위치한 제어 시스템들을 포함한다.

[0014]

다른 양상에서, 본 발명의 실시예들은 순환을 향상시키도록 환자에게 흉내 압력 조절(IPR)과 관련된 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템 방법을 포괄한다. 예시적인 실시예들은 서클 호흡 시스템, 기체 이송기 및 제 1 및 제 2 밸브들을 포함한다. 서클 호흡 시스템은 신선 기체 유입부, 들숨 일방향 체크 밸브, 날숨 일방향 체크 밸브, 흡수기, 구동 조립체 및, 환자와의 연결을 제공하는 배관을 구비할 수 있다. 기체 이송기는 왕복 펌프, 터빈, 원심 송풍기, 루트 송풍기 또는 벤치 메카니즘을 구비할 수 있다. 기체 이송기는 환자로부터 기체를 제거하거나, 서클 호흡 시스템을 통하여 기체를 순환시키거나, 또는 이들 양쪽 모두를 수행하도록 작동될 수 있다. 제 1 밸브는 서클 호흡 시스템에서 서클(circle)의 들숨 측상의, 흡수기와 환자 피팅(fitting) 사이에 위치되고, 밸브 안의 압력이 대략 -5 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 -30 cm H<sub>2</sub>O 의 범위내에 있는 설정 게이지 압력에 도달할 때 폐쇄되고, 흉내 압력 치료의 적용 동안에 호흡 기체가 회로의 들숨 측으로 유동하는 것을 방지하도록 구성된다. 제 2 밸브는 서클 호흡 시스템에서 제 1 밸브에 병렬로 위치되고, 음압 및, 대략 0 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 -30 cm H<sub>2</sub>O 의 흉내 압력 조절의 양을 조절할 수 있다. 일부 실시예들에 따르면, 제 2 밸브는 환자 호흡 시스템에서 최대 음압의 안전 한계를 제공하도록 작동한다. 일부 경우에, 기체 이송기는 목표 음압으로부터 또는 목표 음압에 대한 경사(slope) 및 지속 기간을 제어하도록 작동한다. 일부 실시예에서 제 1 밸브 및 제 2 밸브는 공통의 하우징과 결합된다. 일부 경우에, 제 1 밸브, 제 2 밸브 또는 상기 양쪽 모두는 호흡 시스템의 일체화된 구성 요소들이다. 일부 경우에, 제 1 밸브, 제 2 밸브 또는 상기 양쪽 모두는 호흡 시스템 또는 환자 기도 연결부에 추가될 수 있는 추가 구성 요소들이다.

[0015]

다른 양상에서, 본 발명의 실시예들은 순환을 향상시키도록 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)과 관련된 마취 및 벤틸레이션을 제공하는 시스템 및 방법을 포괄한다. 예시적인 시스템들은 서클 호흡 시스템, 기체 이송기 및 밸브를 포함할 수 있다. 서클 호흡 시스템은 신선 기체 유입부, 유입 단일 방향 밸브, 유출 단일 방향 밸브, 흡수기 및, 환자와의 연결을 위한 배관을 포함할 수 있다. 기체 이송기는 서클 호흡 시스템을 통하여 호흡 기체를 순환시키거나, 또는 그로부터 기체를 제거하도록 작동할 수 있다. 기체 이송기는 서클의 날숨 측에서 서클에 대한 환자 연결부와 흡수기 사이에 위치된다. 기체 이송기(gas mover)는 대략 0 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 -30 cm H<sub>2</sub>O 범위 사이의 흉내 압력 조절의 양(amount) 및 음압을 조절하도록 구성된다. 기체 이송기는, 목표 음압에 대한 그리고 목표 음압으로부터의 경사 및 지속 기간을 제어하도록 구성될 수 있고, IPR 압력을 제어한다. 밸브는 서클 호흡 시스템에서 서클(circle)의 들숨 측상의, 흡수기와 환자 피팅(fitting) 사이에 위치된다. 밸브는 밸브 안의 압력이 대략 -5 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 30 cm H<sub>2</sub>O 의 범위 사이에 있는 설정 게이지 압력에 도달할 때 폐쇄되도록 구성될 수 있다. 밸브는 IPR 치료 동안에 호흡 기체가 회로의 들숨 측으로 유동하는 것을 방지하도록 구성될 수 있다. 일부 경우에, 밸브는 호흡 시스템의 일체화된 구성 요소들이다. 일부 경우에, 밸브는 호흡 시스템에 추가될 수 있는 추가적인 구성 요소들이다.

[0016]

다른 양상에서, 본 발명의 실시예들은 순환을 향상시키도록 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)과 관련된 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템 및 방법을 포괄한다. 예시적인 시스템들은 개방 호흡 시스템, 기체 이송기 및 제 1 및 제 2 밸브들을 구비할 수 있다. 개방 호흡 시스템은 들숨 가지부, 날숨 가지부, 환자 Y 연결부, 유입 밸브 및 유출 밸브를 구비할 수 있다. 기체 이송기는 왕복 펌프, 터빈, 벤츄리, 원심 송풍기 및 루트 송풍기를 구비할 수 있다. 기체 이송기는 개방 호흡 시스템의 날숨 가지를 통하여 호흡 기체를 당기도록 구성될 수 있다. 제 1 밸브는 개방 호흡 시스템에서 들숨 가지상에 위치될 수 있고, 제 1 밸브의 압력이 대략 -5 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 30 cm H<sub>2</sub>O 의 범위내에 있는 설정 게이지 압력에 도달할 때 폐쇄되도록 구성될 수 있다. 제 1 밸브는 IPR 치료 동안에 호흡 기체가 들숨 가지 안에 유동하는 것을 방지하도록 구성될 수 있다. 제 2 밸브는 개방 호흡 시스템에서 제 1 밸브에 병렬로 위치될 수 있고, 음압 및, 대략 0 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 -30 cm H<sub>2</sub>O 범위내의 흉내 압력 조절의 양(amount)을 조절할 수 있다. 일부 예에서, 제 2 밸브는 환자의 호흡 시스템에서 최대 음압의 안전 한계를 제공한다. 일부 예에서, 기체 이송기는 목표 음압에 대한 그리고 목표 음압으로부터의 경사 및 지속 기간을 제어하도록 작동된다. 일부 예에서, 제 1 밸브 및 제 2 밸브는 공통의 하우징과 결합된다. 일부 예에서, 제 1 밸브, 제 2 밸브 또는 상기 양쪽 모두는 호흡 시스템의 일체화된 구성 요소들이다. 일부 예에서, 제 1 밸브, 제 2 밸브 또는 상기 양쪽 모두는 호흡 시스템에 추가될 수 있는 추가 구성 요소들이다. 일부 예에서, IPR 치료가 적용되는 비율은 기체 이송기의 속도에 의해 제어된다. 일부 예에서, 기체 이송기는 가변 속도 기체 이송기이고, IPR 치료가 적용되는 비율은 기체 이송기의 속도를 변화시킴으로써 제어된다. 일부 예에서, IPR 치료가



적용되는 비율은 날숨 단계 동안에 진공이 발생하는 비율에 대응한다.

- [0017] 다른 양상에서, 본 발명의 실시예들은 순환을 향상시키도록 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)과 관련하여 마취, 기계적 벤틸레이션 또는 자발적인 호흡을 제공하기 위한 시스템 및 방법들을 포함하며, 상기 시스템은 환자의 날숨 기체를 벤틸레이터 또는 마취 기계로 복귀시킨다. 일부 예에서, 벤틸레이션은 기계적인 벤틸레이션을 구비한다. 일부 예에서, 벤틸레이션은 수동 벤틸레이션을 구비한다. 일부 예에서, 시스템은 실내 공기 또는 혼합된 기체들의 자발적인 호흡 동안에 음의 기도 압력을 발생시키는 용량(capacity)을 제공할 수 있다.
- [0018] 다른 양상에서, 본 발명의 실시예들은 순환을 향상시키도록 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)과 관련하여 마취 또는 벤틸레이션을 제공하는 시스템 및 방법을 포괄하며, 시스템은 환자의 Y 피팅에 인접한 날숨 기체를 제거하지 않는다.
- [0019] 다른 양상에서, 본 발명의 실시예들은 순환을 향상시키도록 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)과 관련된 벤틸레이션 및 마취를 제공하는 시스템 및 방법들을 포괄한다. 예시적인 시스템들은 서클 호흡 시스템, 스피오버 밸브 제어 수단, 진공 발생기 및, 인터페이스 메카니즘을 구비할 수 있다. 서클 호흡 시스템은 신선 기체 유입부, 유입 단일 방향 밸브, 유출 단일 방향 밸브, 흡수기, 환자 및 양압 호흡 구동 부분과 연결되는 배관을 포함할 수 있다. 스피오버 밸브를 제어하는 수단은 날숨 단계 동안에 서클 호흡 시스템이 대기압 보다 낮게 대략 -30 cm H<sub>2</sub>O 까지 당겨질 수 있게 작동될 수 있다. 진공 발생기는 스피오버 밸브의 기준 압력을 대기압보다 낮은 압력으로 공압적으로 설정하도록 음압을 발생시게끔 작동될 수 있다. 선택적으로, 시스템들은 스피오버 밸브를 위한 직접적인 전자 컨트롤러를 구비할 수 있다. 인터페이스 메카니즘은 사용중에 소기 시스템(scavenger system) 안에서 미약한 음압 발생을 허용하는 기준으로서 소기 시스템상에 있는 진공 발생기로부터 음압 릴리프 조립체(negative relief assembly)로의 인터페이스를 제공하도록 구성될 수 있다. 일부 예에서, 시스템들은 진공 발생기와 음압 릴리프 밸브 사이의 인터페이스상에 기계적인 안전부를 포함할 수 있다.
- [0020] 다른 양상에서, 본 발명의 실시예들은 치료를 환자에게 제공하는 시스템 및 방법을 포괄한다. 예시적인 시스템들은 양압 호흡을 환자의 기도로 간헐적으로 전달하는 수단; 및, 음압을 환자의 기도로 연속적으로 전달하는 수단;을 포함한다. 시스템들은 마취 시스템, 기계적 벤틸레이터 시스템, 자발 호흡 시스템, 또는 수동 벤틸레이터 시스템에 대한 액세서리로서 제공될 수도 있다. 일부 경우에, 음압을 환자의 기도로 연속 전달하는 수단은 가시 유동 제어 조립체를 구비한다. 일부 경우에, 가시 유동 조립체는 별개 구성 요소인 요소내에 존재한다. 일부 경우에, 가시 유동 조립체는 요소에 걸쳐 조화되어 작동하는 다수의 구성 요소들로서 요소내에 존재한다. 일부 경우에, 다수 구성 요소들의 물리적 위치들은 요소에 걸쳐서 분포될 수 있다. 일부 경우에, 음압을 환자의 기도로 연속적으로 전달하는 수단은 음압 펌프, 기체 이송기, 터빈, 송풍기, 펌프, 벤츄리 또는 피스톤을 포함한다. 선택적으로, 상기 요소는 제어 박스에 의해 관리될 수 있다. 일부 경우에, 제어 박스는 전력 공급부를 포함하고 제어 신호를 상기 요소에 전달하도록 구성된다. 일부 경우에, 제어 박스는 램프 업(ramp up), 램프 다운(ramp down), 윤곽(contour), 유동 목표를 포함하는 특징의 타이밍, 압력 목표 및 모니터 작용을 용이하게 하는 기도 센서들과 연결된다. 일부 경우에, 제어 박스는 측정된 파라미터 및, 에러를 발생시키는 파라미터에 할당된 목표치(target)에 응답하여 신호들의 제어를 제공하도록 구성되고, 상기 에러는 제어 시스템에 의해 최소화된다. 일부 경우에, 제어 박스는 목표 결과를 달성하도록 자동적으로 IPR 시스템을 제어 및 조절하는 반복적인 프로세스 루프(iterative process loop)를 이용하게끔 구성된다. 일부 경우에, 제어 박스는 생리학적 측정을 가능하게 하거나 또는 상기 측정 또는 입력에 기초하여 IPR 을 제어하도록 외부 정보를 받아들이게끔 구성된다. 일부 경우에, 제어 박스는 디지털 또는 아날로그 신호를 통해서 통신하도록 구성된다. 일부 경우에, 제어 박스는 외부 장치들, 생리학적 모니터들 및, 기록 유지 시스템들과 조화되도록 구성된다.
- [0021] 일부 실시예들에 따르면, 시스템들은 수동적(passive)일 수 있거나 또는 능동적으로(actively) 제어될 수 있는 쓰레숄드 밸브를 구비한 들숨 가시 유동 제어 조립체를 더 포함할 수 있다. 일부 경우에, 쓰레숄드 밸브는 ON/OFF 기능 및 음압의 조절에 의하여 제어된다. 일부 경우에, 쓰레숄드 밸브는 OFF 위치에서 바이패스되고 호흡 회로에 대한 효과가 결여된다. 일부 경우에, 쓰레숄드 밸브는 OFF 위치에서 마취 호흡 시스템을 통한 자발적 호흡을 용이하게 한다. 일부 경우에, 시스템은, 마취 호흡 시스템이 백 모드(bag mode)에 있을 때 환자를 예비 산소 포화(pre-oxygenate)시키도록 마취 경우의 개시시에 작동되도록 구성된다. 일부 경우에, 시스템은 사용자가 쓰레숄드 밸브를 ON 또는 OFF 로 전환하는 것을 허용하고, 사용자가 소망의 음압 레벨 설정으로 수동적으로(manually) 조절하는 것을 허용한다. 일부 경우에, 쓰레숄드 밸브는 박테리아 필터/바이러스 필터에 일체화된다. 일부 경우에, 쓰레숄드 밸브는 장치에 있는 기존의 제어된 밸브의 변조된 기능에 의해 만들어진다. 일부 경우에, 쓰레숄드 밸브는 전자적으로 또는 공압적으로 제어되고, ON/OFF, 속도, 타이밍, 압력, 압력 슬로

프 및 유량을 포함하는 쓰레숄드 밸브의 기능들은 음압의 조절을 용이하게 하도록 제어된다. 일부 실시예들에 따르면, 시스템은 제어 박스에 의해 제어되는 쓰레숄드 밸브를 구비하는 들숨 가지 유동 제어 조립체를 더 포함하고, 제어 박스는 쓰레숄드 밸브에 대한 조화, 전력 및 신호를 제공한다. 일부 실시예들에 따르면, 시스템들은 제어 박스를 더 포함하고, 제어 박스는 사용자 인터페이스로서, 디스플레이, 연결 지점, 전력 소스, 통신 장치 및 알람 소스(alarm source)를 작동시키도록 구성된다. 일부 실시예들에 따르면, 시스템들은 제어 박스를 더 포함할 수 있고, 제어 박스는 시스템의 거동 또는 설정을 자동적으로 또는 대화형으로(interactively) 조정하기 위하여, 환자 모니터 정보, 실험실 값(lab values), 다른 장치들의 설정 및 임상 관리 시스템으로부터의 출력과 같은 정보를 조화시키도록 외부 신호, 데이터 또는 정보를 관리하게끔 구성된다.

[0022] 일부 실시예들에 따르면, 시스템은 제어 박스를 더 포함할 수 있고, 제어 박스는 자체의 측정치, 계산치, 제어 설정 및 외부 데이터 또는 신호들로부터의 도출된 정보를 생성하도록 구성된 프로세서를 구비한다. 일부 실시예들에 따르면, 시스템들은 제어 박스를 더 포함할 수 있고, 제어 박스는 외부 CO<sub>2</sub> 모니터로부터 수신된 환자의 내원 CO<sub>2</sub> 농도 정보 및 터빈 모듈로부터 수신된 체적 유동 정보에 기초하여, 체적 CO<sub>2</sub> 또는 VCO<sub>2</sub> 를 포함하는 도출된 파라미터를 판단하도록 구성된 프로세서를 포함한다. 일부 실시예들에 따르면, 시스템들은 제어 박스를 더 포함하고, 제어 박스는 사용자를 안내하거나 또는 상기 시스템의 IPR 설정을 제어 또는 조정하도록 구성된다. 일부 실시예들에 따르면, 시스템들은 다수의 압력 단계들에서 시간에 맞춰 관리되는 IPR 을 제어하도록 구성된 제어 박스를 더 포함할 수 있다. 일부 경우에, IPR 은 환자 호흡에 걸쳐서 발생하는 수개의 압력 천이들을 제공하도록 제어된다. 일부 경우에, 시간에 맞춰진 다수의 압력 레벨들은 지정된 시간 간격 동안에 대기압 보다 낮은 기도 압력 또는 기도 안의 양압을 생성한다. 일부 경우에, 하나의 압력 레벨로부터 다른 레벨로의 천이는 기도 압력이 하나의 압력 레벨 또는 폐의 체적 레벨로부터 다른 레벨로 변화됨에 따라서 제어된 압력 변화 또는 경사를 생성하도록 제어된다. 일부 경우에, 상기 시스템의 작동은 증가된 순환 및 낮은 두개골내 압력으로 이루어지는 그룹으로부터 선택된 치료를 환자에게 제공한다. 일부 경우에, 환자는 쇼크, 심정지, 뇌졸중, 혈액 상실 또는 폐혈증과 같은 저혈압 또는 저순환(low circulation)의 상태를 겪으며, 이들은 여기 개시된 시스템들 및 방법들에 의해 치료될 수 있다. 일부 경우에, 상기 시스템은 시스템 안의 기체 유동을 변경시키도록 피드백 루프 및 생리학적 조치를 이용한다. 일부 경우에, 생리학적 조치는 1 호흡의 체적, 들숨 압력 및 체적, 또는 끝의 1 호흡의 이산화탄소이다.

[0023] 일부 양상에서, 본 발명의 실시예들은 자발적으로 호흡하는 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템 및 방법을 포괄한다. 예시적인 실시예들은 자발적으로 호흡하는 개인의 기도와 결합되는 환자 연결 메카니즘; 및, 환자 연결 메카니즘을 통해 자발적으로 호흡하는 개인의 기도로 연속적인 음압을 양을 공급하도록 구성된 송풍기 메카니즘;을 포함할 수 있다.

[0024] 일부 양상에서, 본 발명의 실시예들은 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하기 위한 시스템 및 방법들을 포괄한다. 예시적인 시스템들은 개인의 기도와 결합되는 환자 연결 메카니즘; 및, 환자 연결 메카니즘을 통해 개인의 기도로 연속적인 음압을 양을 공급하도록 구성된 송풍기 메카니즘을 구비한다. 특정의 예에서, 송풍기 메카니즘은 수동의(manual) 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적인 벤틸레이터 기계 및, 마취 기계와 결합된다. 일부 양상에서, 본 발명의 실시예들은 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하기 위한 시스템 및 방법들을 포괄한다. 예시적인 시스템들은 개인의 기도로 연속적인 음압의 양(amount)을 공급하는 수단을 구비할 수 있다. 예시적인 방법들은 개인의 기도로 연속적인 음압의 양을 공급하는 단계를 구비할 수 있다.

[0025] 다른 양상에서, 본 발명의 실시예들은 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템 및 방법을 포괄하는데, 시스템은 개인의 기도와 결합되는 환자 연결 메카니즘; 및, 환자 연결 메카니즘을 통해 개인의 기도로 연속적인 음압프로토콜(protocol)을 공급하도록 구성된 송풍기 메카니즘을 구비할 수 있다. 송풍기 메카니즘은 수동의(manual) 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적인 벤틸레이터 기계 또는 마취 기계와 결합될 수 있다. 특정의 예에서, 음압 프로토콜은 음압의 간헐적인 적용을 포함한다. 선택적으로, 수동 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적인 벤틸레이터 기계 또는 마취 기계는 환자의 기도로 양압 호흡 프로토콜을 제공하도록 구성될 수 있다. 일부 경우에, 음압 프로토콜은 개인의 기도로 개별적인 음압 펄스들의 간헐적인 적용을 포함하고, 수동 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적인 벤틸레이터 기계 또는 마취 기계는 환자의 기도로 양압 호흡 펄스들을 제공하도록 구성됨으로써, 교변하는 음압 펄스 및 양압 펄스가 환자의 기도로 제공된다.

[0026] 다른 양상에서, 본 발명의 실시예들은, 개인의 기도와 결합되는 환자 연결 메카니즘; 및, 환자 연결 메카니즘을 통해 개인의 기도로 음압 프로토콜을 공급하도록 구성된 음압 메카니즘;을 포함하는, 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템 및 방법을 포괄한다. 음압 메카니즘은 음압 펌프, 기체 이송기, 터빈, 송풍기, 펌프



또는 피스톤을 구비할 수 있다. 일부 경우에, 음압 메카니즘은 제어 박스에 의해 관리된다. 일부 경우에, 음압 메카니즘은 수동 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적 벤틸레이터 기계 또는 마취 기계와 결합된다. 일부 예에서, 제어 박스는 전력 공급부를 포함하고 제어 신호를 음압 메카니즘으로 전달하도록 구성될 수 있다. 특정의 실시예에서, 제어 박스는 특정의 타이밍, 압력 목표 및 모니터 작용을 용이하게 하도록 기도 센서들과 연결된다. 특정의 실시예들에서, 제어 박스는 측정된 파라미터 및 에러를 발생시키는 파라미터에 할당된 목표치(target)에 응답하여 신호들의 제어를 제공하도록 구성되고, 상기 에러는 제어 시스템에 의해 최소화된다. 특정의 실시예들에서, 제어 박스는 목표 결과를 달성하도록 자동적으로 IPR 시스템을 제어 및 조절하는 반복적인 프로세스 루프(iterative process loop)를 이용하게끔 구성된다. 특정의 실시예에서, 제어 박스는 생리학적 측정을 가능하게 하거나 또는 상기 측정 또는 입력에 기초하여 IPR 을 제어하도록 외부 정보를 받아들이게끔 구성된다. 특정의 실시예들에서, 제어 박스는 디지털 신호 또는 아날로그 신호를 통하여 소통하도록 구성된다. 특정의 실시예들에서, 제어 박스는 외부 장치들, 생리학적 모니터들 및 기록 유지 시스템들과 조화되도록 구성된다. 일부 실시예들에 따르면, 음압 메카니즘은 필터 및 터빈을 포함한다. 일부 실시예들에 따르면, 음압 메카니즘은 1 회용 필터를 포함한다. 일부 실시예들에 따르면, 음압 메카니즘은 모터를 포함한다. 일부 실시예들에 따르면, 음압 메카니즘은 필터, 터빈 및 모터를 포함한다. 일부 실시예들에 따르면, 모터는 음압 메카니즘에 의해 제공된 기도 경로의 외부에 배치된다. 일부 실시예들에 따르면, 모터는 음압 메카니즘에 의해 제공된 기도 경로를 따라서 배치되지 않는다.

[0027] 여기에 개시된 특정의 실시예들의 공통의 특징은 치료의 흉내 압력 조절을 제공하는 수단을 포함하는데, 여기에서는 자발적인 들숨, 양압 벤틸레이션의 전달 또는 흉강 인공 호흡 장치(thoracic cuirass)의 사용을 통하여 호흡 개스로 폐를 채우는 수단이 제공되고 이후에 날숨 단계 동안의 기간에 폐로부터 능동적으로 호흡 기체를 추출하는 수단이 이어진다. 치료 흉내 압력 조절에 대한 이러한 일반화된 접근 방식은 심장 및 두뇌와 다른 신체 기관들에 대한 순환을 향상시키는 독특한 수단을 제공한다.

[0028] 일 양상에서, 본 발명의 실시예들은 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 시스템 및 방법을 포괄한다. 예시적인 시스템은, 개인의 기도와 결합되는 환자 연결 메카니즘; 및, 벤트(vent)를 가진 하우징, 하우징 안에 배치된 임펠러 및, 모터와 작동상 결합된 모터를 포함하는, 유동 제어 조립체;를 포함한다. 시스템은 또한 수동 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적 벤틸레이터 기계 또는 마취 기계와 같은, 외부 압력 소스;를 포함한다. 외부 압력 소스는 유동 제어 조립체의 하우징 벤트와 유체 소통될 수 있다. 유동 제어 조립체의 임펠러는, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이에서 연장되는 유체 통로를 따라서, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이에 배치될 수 있다. 유동 제어 조립체는, 환자 연결 메카니즘으로부터 하우징 벤트로의 공기 유동을 동시에 강제하면서, 외부 압력 소스로부터 환자 연결 메카니즘으로 역행의 공기 유동을 허용하도록 구성될 수 있다. 일부 예에서, 유동 제어 조립체의 임펠러는 대략 12 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 16 cm H<sub>2</sub>O 범위내에서 연속적인 압력 차이를 발생시키도록 구성된다. 일부 예에서, 유동 제어 조립체의 임펠러는 대략 3 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 16 cm H<sub>2</sub>O 범위내에서 연속적인 압력 차이를 발생시키도록 구성된다. 일부 예에서, 외부 압력 소스는 대략 5 초의 호흡 사이클 지속 기간을 제공하도록 구성된다. 일부 예에서, 유동 제어 조립체의 작동은, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이의 공기 유동을 방지하는 물리적인 격벽을 형성하지 않으면서, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이의 공기 유동을 연속적으로 허용한다. 일부 예에서, 외부 압력 소스는 환자의 흉강내에 대기압보다 낮은 압력을 유지하도록 구성된다. 일부 예에서, 시스템들은, 유동 제어 조립체와 환자 사이에서 환자의 기도 압력을 모니터링하는 압력 센서를 포함한다. 일부 예에서, 시스템들은 압력 센서로부터 정보를 수신하고 상기 정보에 기초하여 유동 제어 조립체 모터의 작동을 제어하는 컨트롤러 장치를 포함한다.

[0029] 다른 양상에서, 본 발명의 실시예들은 환자의 흉강으로의 정맥 혈액 유동을 증진시키는 시스템 및 방법을 포괄한다. 예시적인 시스템들은 개인의 기도와 결합되는 환자 연결 메카니즘; 벤트(vent)를 가진 하우징, 하우징 안에 배치된 임펠러 및, 모터와 작동상 결합된 모터를 포함하는, 유동 제어 조립체를 포함한다. 시스템들은 또한 수동 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적 벤틸레이터 기계 또는 마취 기계와 같은 외부 압력 소스;를 포함할 수 있다. 외부 압력 소스는 유동 제어 조립체의 하우징 벤트와 유체 소통될 수 있다. 유동 제어 조립체의 임펠러는, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이에서 연장되는 유체 통로를 따라서, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이에 배치될 수 있다. 유동 제어 조립체는, 환자 연결 메카니즘으로부터 하우징 벤트로의 공기 유동을 동시에 강제하면서, 외부 압력 소스로부터 환자 연결 메카니즘으로 역행의 공기 유동을 허용하도록 구성될 수 있다. 일부 예에서, 유동 제어 조립체의 임펠러는 대략 12 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 16 cm H<sub>2</sub>O 범위내에서 연속적인 압력 차이를 발생시키도록 구성된다. 일부 예에서, 유동 제어 조립체의 임펠러는 대략 3 cm H<sub>2</sub>O 내지 대

략 16 cm H<sub>2</sub>O 범위내에 서 연속적인 압력 차이를 발생시키도록 구성된다. 일부 예에서, 외부 압력 소스는 대략 5 초의 호흡 사이클 지속 기간을 제공하도록 구성된다. 일부 예에서, 유동 제어 조립체의 작동은, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이의 공기 유동을 방지하는 물리적인 격벽을 형성하지 않으면서, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이의 공기 유동을 연속적으로 허용한다. 일부 예에서, 외부 압력 소스는 환자의 흉강내에 대기압보다 낮은 압력을 유지하도록 구성된다. 일부 예에서, 시스템은 유동 제어 조립체와 환자 사이에서 환자의 기도 압력을 모니터링하는 압력 센서를 포함한다. 일부 예에서, 시스템은 압력 센서로부터 정보를 수신하고 상기 정보에 기초하여 유동 제어 조립체 모터의 작동을 제어하는 컨트롤러 장치를 포함한다.

[0030] 다른 양상에서, 본 발명의 실시예들은 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 방법을 포괄하는데, 상기 방법들은 IPR 시스템을 개인의 기도와 결합시키는 단계 및, 개인에게 치료를 제공하도록 시스템을 작동시키는 단계를 포함한다. 예를 들어, IPR 시스템은 벤트를 가진 하우징, 하우징내에 배치된 임펠러, 모터와 작동상 결합된 모터 및, 하우징 벤트와 유체 소통되는 외부 압력 소스를 가진다. 임펠러는 기도와 외부 압력 소스 사이에서 연장되는 유체 통로를 따라서 기도와 외부 압력 소스 사이에 배치된다. 상기 방법들은 기도로부터 하우징 벤트로의 공기 유동을 동시에 강제하면서, 외부 압력 소스로부터 환자로의 역행하는 공기 유동을 허용하기 위하여, 임펠러 및 외부 압력 소스를 활성화시키는 단계;를 포함할 수 있다. 일부 예에서, 방법들은 개인의 호흡 사이클에 걸쳐 대략 12 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 16 cm H<sub>2</sub>O 범위내의 연속적인 압력 차이를 임펠러로써 생성한다. 일부 예에서, 방법들은 개인의 호흡 사이클에 걸쳐 대략 3 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 16 cm H<sub>2</sub>O 범위내의 연속적인 압력 차이를 임펠러로써 생성한다. 일부 예에서, 방법들은 외부 압력 소스를 가지고 대략 5 초의 호흡 사이클 지속 기간을 제공한다. 일부 예에서, 방법들은 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이의 공기 유동을 방지하는 물리적인 격벽을 형성하지 않으면서, 환자 연결 메카니즘과 외부 압력 소스 사이의 공기 유동을 연속적으로 허용한다. 일부 예에서, 방법들은 호흡 사이클에 걸쳐서 환자의 흉강내에 대기압보다 낮은 압력을 유지한다. 일부 예에서, 방법들은 임펠러와 환자 사이에서 환자의 기도 압력을 모니터링하고, 상기 모니터링된 압력에 기초하여 임펠러의 작동을 제어한다.

[0031] 다른 양상에서, 본 발명의 실시예들은 개인에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하기 위한 방법을 포괄하는데, 이것은 IPR 시스템을 개인의 기도와 결합시키는 단계로서, IPR 시스템은 환자의 폐 안의 음압을 향상시키는 송풍기를 구비하고, 날숨 동안에 흉내 압력이 대기압에 유지되거나 또는 대기압 아래에서 유지되도록 호흡 기체 교환을 조종하는 IPR 시스템을 이용함으로써, 심장 및 폐로의 흉강으로 정맥 혈액 유동을 증진시키는, IPR 시스템의 결합 단계를 포함한다. 또한 방법들은 송풍기를 동시에 작동시키면서 환자의 폐로 공기를 주기적으로 주입하는 단계;를 포함한다. 더욱이, 상기 방법들은 호흡 기체 교환을 조종하도록 IPR 시스템을 이용함으로써 들숨 단계의 적어도 일부 동안에 두개골내 압력은 대기압에서 유지되거나 대기압 미만으로 유지될 수 있다.

[0032] 본 발명의 특징 및 장점들의 완전한 이해를 위하여, 첨부된 도면을 참조하여 이후의 상세 설명을 참조하기로 한다.

### 도면의 간단한 설명

[0033] 도 1 은 본 발명의 실시예들에 따른 마취 시스템의 양상을 도시한다.

도 1a 는 본 발명의 실시예들에 따른 환자의 흉내 또는 기도 압력 조절의 양상을 도시한다.

도 2 는 본 발명의 실시예들에 따른 임피던스 쓰레숄드 장치(ITD)와 같은 들숨 가지 유동 제어 조립체 또는 들숨 밸브 메카니즘의 작동 방법의 양상을 도시한다.

도 3 은 본 발명의 실시예들에 따른 마취 기계의 양상들을 도시한다.

도 4 는 본 발명의 실시예들에 따른 벤틸레이터 기계의 양상들을 도시한다.

도 5 는 본 발명의 실시예들에 따른 마취 시스템 또는 벤틸레이터 시스템들의 양상을 도시하며, 이는 컨트롤러 또는 제어 조립체와 작동상 결합되거나 또는 이들을 구비할 수 있다.

도 6 은 본 발명의 실시예들에 따른 마취 시스템 또는 벤틸레이터 시스템의 양상을 도시하며, 이는 컨트롤러 또는 제어 조립체와 작동상 결합되거나 또는 이들을 구비할 수 있다.

도 7 은 본 발명의 실시예들에 따른 수동 벤틸레이터 시스템의 양상들을 도시한다.

도 8 은 본 발명의 실시예들에 따른 송풍기 메카니즘의 양상들을 도시한다.

도 8a 는 본 발명의 실시예들에 따른 송풍기 메카니즘의 작동의 양상들을 도시한다.

도 9 은 본 발명의 실시예들에 따른 자체 재충전 인공 호흡기 백/밸브 메카니즘을 구비하는 치료 시스템의 양상들을 도시한다.

도 10a 및 도 10b 는 본 발명의 실시예에 따른 송풍기 메카니즘의 양상들을 도시한다.

도 11 은 본 발명의 실시예들에 따른 송풍기 메카니즘의 양상들을 도시한다.

도 12 은 본 발명의 실시예들에 따른 음압 릴리프 밸브의 양상들을 도시한다.

도 13 은 본 발명의 실시예들에 따른 치료 또는 마취 시스템의 양상들을 도시한다.

도 14 는 본 발명의 실시예들에 따른 기체 구동 벤틸레이터 시스템의 양상들을 도시한다.

도 15 는 본 발명의 실시예들에 따른 마취 또는 치료 시스템의 양상들을 도시한다.

도 16 은 본 발명의 실시예들에 따른 마취 기계의 양상들을 도시한다.

도 17 은 본 발명의 실시예들에 따른 마취 및 능동 날숨 시스템의 양상들을 도시한다.

도 18 은 본 발명의 실시예들에 따른 예시적인 마취 시스템의 양상들을 도시한다.

도 19 는 본 발명의 실시예들에 따른 예시적인 마취 시스템의 양상들을 도시한다.

도 20 은 본 발명의 실시예들에 따른 예시적인 마취 시스템의 양상들을 도시한다.

도 21 은 본 발명의 실시예들에 따라서 환자의 기도 안에서 음압을 조절하거나 또는 유동을 조종하는데 이용될 수 있는 흉내 압력 조절(IPR) 송풍기 메카니즘의 양상들을 도시한다.

도 22 는 본 발명의 실시예들에 따라서 개인에게 호흡 치료를 제공하기 위한 치료 시스템의 양상들을 도시한다.

도 23 은 본 발명의 실시예들에 따라서 개인에게 호흡 및/또는 순환 치료를 제공하는 시스템의 양상들을 도시한다.

도 24 은 본 발명의 실시예들에 따라서 개인에게 호흡 및/또는 순환 치료를 제공하는 시스템의 양상들을 도시한다.

도 25 은 본 발명의 실시예들에 따라서 개인에게 호흡 및/또는 순환 치료를 제공하는 시스템의 양상들을 도시한다.

도 26 은 본 발명의 실시예들에 따라서 개인에게 호흡 및/또는 순환 치료를 제공하는 기술의 양상들을 도시한다.

도 27 은 본 발명의 실시예들에 따라서 개인에게 호흡 및/또는 순환 치료를 제공하는 기술의 양상들을 도시한다.

도 28 은 본 발명의 실시예들에 따라서 개인에게 호흡 및/또는 순환 치료를 제공하는 기술의 양상들을 도시한다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0034]

예시적인 치료 기술은 마취 양생법(anesthetic regimen), 자발 호흡 또는 다른 벤틸레이션 프로토콜(ventilation protocol) 동안 흉내의 압력 조절 처리를 환자에게 제공할 수 있다. 선택적으로, 그러한 치료 기술은 환자에게 공급되는 호흡 기체의 전부 또는 실질적으로 전부를 제공할 수 있다. 본 발명의 실시예들은 흉관내 압력을 조절하고, 그에 의해 두개골 내의 압력을 동시에 내리면서, 혈액의 순환 및 혈압을 증가시키는 것에 대한 비침습적인 접근을 포괄한다. 이러한 방식으로, 자연스런 방식으로 환자에게 순환이 회복될 수 있다. 실시예들은 선택된 흉관내 압력 조절(intrathoracic pressure regulation; IPR) 프로토콜로써 저혈압(비정상적으로 낮은 혈압) 환자를 치료하는데 사용되기에 적절하다. 일부 경우에, 예시적인 치료는 심폐 소생술(CPR)을 받는 심정지중의 환자에게 처방될 수 있다. 일부 경우에, 예시적인 치료는 자발 호흡하는 환자에게 처방될 수 있다.

[0035]

하나의 실시예에서, 치료 시스템은 흉관내 압력 조절기와 조합된 음압 송풍기(negative pressure blower) 또는 정압 송풍기(contant pressure blower)를 포함할 수 있으며, 이들 각각은 환자의 기도 및 벤틸레이션 소스(ventilation source)와 직접 또는 간접적으로 인터페이스된다. 송풍기는 양압 호흡(positive pressure

breath)의 처방과 관련하여 호흡 회로에 연속적인 낮은 레벨의 진공을 제공할 수 있으며, 양압 호흡은 예를 들어 마취 기계, 기계적 벤틸레이터(ventilator) 또는 수동 인공 호흡기(resuscitator)와 같은 벤틸레이션 소스에 의해 전달된다. 적용된 음압은 기도의 압력을 감소시킴으로써 환자의 흉관내 압력을 감소시키도록 작동할 수 있다. 양압의 벤틸레이션 사이에 개재되었을 때, 흉관내 압력의 감소는 동물 연구에서 쇼크 상태, 심정지 상태 및 다른 낮은 혈액의 흐름 상태 동안에 필수적인 기관의 관류를 증가시킬 수 있고 두개골내 압력을 감소시킬 수 있다. 일부 경우에, 음압 치료술은 혈액 순환을 증가시킬 수 있고, 이것은 불량한 순환, 낮은 혈압, 또는 낮은 혈압에 의해 반영될 수 있는 불충분한 심장의 예하중(cardiac preload)을 겪는 환자를 치료하는데 유용하다.

[0036] 일부 실시예들에 따르면, 치료 기술은 호흡 회로로부터 기체를 제거하지 않으면서, 호흡 회로를 통한 호흡 기계의 유동을 용이하게 하면서, 음의(negative) 기도 압력을 창출하거나 또는 조절하는 것을 포함한다. 그러한 접근 방식은 특히 임상적으로 가치 있으며, 마취 기계(예를 들어 쓰레스홀드 밸브를 가진 마취 써큘레이터), 기계적인 인공 호흡기 또는 인텐시브 케어 유닛(intensive care unit; ICU) 벤틸레이터, 또는 백 밸브 마스크(bag valve mask)와 같은 인공 호흡 장치에서 구현될 수 있다. 날숨 및 들숨의 가지 유동 제어 조립체(expiratory and inspiratory limb flow control assembly)들은 현존하는 장치와 결합되도록 구성된 보조 구성 요소로서 제공될 수 있다. 유동 제어 조립체는 기계 및 수동 벤틸레이션 시스템 뿐만 아니라, 마취 시스템으로 통합될 수도 있다.

[0037] 예시적인 실시예들은 전자 솔레노이드 밸브를 통해 스펠오버 밸브(spillover valve) 또는 벨로우즈(bellows)의 직접적인 제어를 제공할 수 있다. 일부 경우에, 스펠오버 밸브는 그 어떤 압력에서도 개폐될 수 있으며 조절 가능하다. 관련된 실시예들은 숨을 내쉴 동안 구동 기체 소스를 능동 제어함으로써 스펠오버 밸브 또는 벨로우즈의 간접 제어를 제공한다. 선택적으로, 그러한 제어는 진공 소스의 작동에 의해 달성될 수 있거나 용이해질 수 있다. 예시적인 치료 시스템은 벤틸레이션 메카니즘을 포함할 수 있으며, 이것은 예를 들어 개스 조립체 또는 피스톤 조립체에 의해 구동될 수 있다. 일부 실시예들에 따르면, 날숨의 능동 제어는 마취 기계에서 구현된다. 기체 구동 벤틸레이터 또는 벨로우즈는 대기 압력보다 낮은 압력을 허용하는 스펠오버 밸브의 제어를 제공할 수 있다. 일부 경우에, 기체 구동 벤틸레이터 또는 벨로우즈는 호흡 기체의 복귀를 허용하는 구동 기체의 제어를 제공할 수 있다. 선택적으로, 기체 구동 벤틸레이터 또는 벨로우즈는 진공 레벨의 조절 또는 소기 압력(scavenger pressure) 제어 수단을 제공할 수 있다. 피스톤 구동 벤틸레이터는 선택적으로 전자 제어를 통하여 스펠오버 밸브(spillover valve)의 제어를 제공할 수 있다. 일부 경우에서, 피스톤 구동 벤틸레이터는 압력 제어 루프(pressure control loop)에 의한 백스트로크(backstroke) 또는 피스톤의 제어를 제공할 수 있다.

[0038] 이제 도면을 참조하면, 도 1은 본 발명의 실시예들에 따른 마취 시스템(10)을 도시한다. 작동시에, 마취 시스템(10)은 환자에게 마취 치료를 제공한다. 시스템(10)은 기계측 조립체(20)를 구비하는데, 이것은 재호흡 또는 유동 회로(21), 이산화탄소 흡수기 메카니즘(22), 들숨 체크 밸브(inhalation check valve, 24), 날숨 체크 밸브(exhalation check valve, 26) 및 마취 전달 메카니즘(28)을 가진다. 여기에 도시된 바와 같이, 재호흡 회로(21)는 날숨 체크 밸브(26)와 이산화탄소 흡수기 메카니즘(22) 사이의 유체 소통을 제공하거나 또는 용이하게 하는 날숨 도관 조립체(21a) 및, 이산화탄소 흡수기 메카니즘(22)과 들숨 체크 밸브(24) 사이의 유체 소통을 제공하거나 또는 용이하게 하는 들숨 도관 조립체(21b)를 포함한다. 이산화탄소 흡수기 메카니즘(22)은 재호흡 회로(21)의 날숨 도관 조립체(21a)와 유체 소통되는 유입부(22a) 및 재호흡 회로(22)의 들숨 도관 조립체(21b)와 유체 소통되는 유출부(22b)를 포함한다. 들숨 체크 밸브(24)는 재호흡 회로(21)를 통하여 이산화탄소 흡수기 메카니즘(22)의 유출부(22b)와 유체 소통되는 유입부(24b)를 구비한다. 들숨 체크 밸브(24)는 또한 유출부(24b)를 구비한다. 날숨 체크 밸브(26)는 재호흡 회로(21)를 통하여 이산화탄소 흡수기 메카니즘(22)의 유입부(22a)와 유체 소통되는 유출부(26b)를 구비한다. 마취 전달 메카니즘(28)은 재호흡 회로(21)와 유체 소통되거나 또는 환자와 마취 기계 날숨 유입부 또는 날숨 체크 밸브 유입부(26a) 사이의 호흡 기체 경로의 임의의 장소와 유체 소통된다.

[0039] 마취 시스템(10)은 환자측 조립체(30)를 구비하는데, 이것은 들숨 체크 밸브(24)의 유출부(24b)와 유체 결합될 수 있는 들숨 가지 메카니즘(expiratory limb mechanism) 또는 들숨 기체 경로(32), 날숨 체크 밸브(26)의 유입부(26a)와 유체 결합될 수 있는 날숨 가지 메카니즘(inspiratory limb mechanism) 또는 날숨 기체 경로(34) 및, 환자의 흉곽 또는 기도와 들숨 및 날숨 가지 메카니즘(32,34) 사이의 유체 연결을 제공하는 환자 기도 유동 튜브(36) 또는 기관 튜브(tracheal tube)를 가진다. 마취 시스템(10)은 날숨 가지 메카니즘(34)을 통한 기체 유동을 조절하도록 작동될 수 있는 날숨 가지 유동 제어 조립체(40) 및, 들숨 가지 메카니즘(32)을 통한 기체 유동을 조절하도록 작동 가능한 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)를 더 구비한다. 여기에 도시된 실시예에서 도시된 바와 같이, 날숨 가지 유동 제어 조립체(40)는 날숨 가지 메카니즘(34)과 날숨 체크 밸브(26) 사이의 인터페



이스에 배치될 수 있거나 그에 인접하여 배치될 수 있으며, 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)는 들숨 가지 메카니즘(32)과 들숨 체크 밸브(24) 사이의 인터페이스에 배치될 수 있거나 그에 근접하여 배치될 수 있다.

[0040] 일부 예에서, 환자측 조립체(30)는 동일 중심 방식 또는 안주된 방식(nested fashion)으로 배치된 외측 통로(예를 들어, 내측 튜브) 및 내측 통로(예를 들어, 외측 튜브)를 가진 단일의 가지 회로 메카니즘(limb circuitry mechanism)을 구비할 수 있으며, 여기에서 외측 통로 또는 튜브는 날숨 경로를 제공하고, 내측 통로 또는 튜브는 들숨 경로를 제공하고, 또는 내측 통로 또는 튜브는 날숨 경로를 제공하고 외측 통로 또는 튜브는 들숨 경로를 제공한다. 예시적인 단일 가지 메카니즘은 2010 년 6 월 21 일자의 USSN 12/819,959 에 설명되어 있으며, 상기 내용은 본원에 참고로서 포함된다.

[0041] 날숨 가지 제어 조립체(40)는 왕복 펌프, 터빈, 원심 송풍기, 루트 송풍기(root blower), 진공원, 호흡 기체를 환자의 기도 튜브(36)로부터 멀리 마취 시스템(10)으로 다시 움직이는 다른 수단 또는 유사한 것을 포함할 수 있다. 들숨 가지 제어 조립체(50)는 밸브 메카니즘을 포함할 수 있다. 일부 예에서, 들숨 가지 메카니즘(32) 내의 압력이 대략 -5 cm H<sub>2</sub>O 와 대략 -30 cm H<sub>2</sub>O 사이에 있을 때, 들숨 가지 제어 조립체(50)는 들숨 가지 메카니즘(32)으로부터 환자 기도 유동 튜브(36) 안으로의 기체 유동을 억제하도록 작동될 수 있다. 일부 예에서, 들숨 가지 메카니즘(32)내의 압력이 최대 또는 쓰레숄드 음압의 값과 같거나 또는 그 미만일 때 들숨 가지 메카니즘(32)으로부터 환자 기도 유동 튜브(36) 안으로 기체 유동을 허용하도록 작동될 수 있다. 일부 실시예들에 따르면, 최대 음압의 값은 대략 0 cm H<sub>2</sub>O 와 대략 -30 cm H<sub>2</sub>O 사이에 있을 수 있다. 날숨 가지 제어 조립체(40)는 재호흡 회로(21)로부터, 또는 날숨 가지 메카니즘(34)으로부터 또는 양쪽 모두로부터 기체를 제거하도록 작동될 수 있다. 일부 예에서, 날숨 가지 유동 제어 조립체(40)는 재호흡 회로(21) 안에서 날숨 체크 밸브(26)로부터 들숨 체크 밸브(24)를 향하여 기체를 순환시키도록 작동한다. 일부 실시예들에 따르면, 날숨 가지 유동 제어 조립체(40)는 날숨 가지 메카니즘(34)과 결합될 수 있거나 또는 작동되게 관련될 수 있다. 일부 실시예들에 따르면, 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)는 들숨 가지 메카니즘(32)과 결합될 수 있거나 또는 작동되게 관련될 수 있다.

[0042] 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)는 일련의 압력 및 유동 조절 작동을 수행하도록 구성된 밸브 메카니즘을 포함할 수 있다. 예를 들어, 밸브 메카니즘은 ResQPOD® 장치(Advanced Circulatory Systems Inc.)와 같은 임피던스 쓰레숄드 장치(impedance threshold device, ITD)를 포함할 수 있거나 구비할 수 있다. 마취 시스템(10)의 작동 동안에, 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)는 들숨 가지 메카니즘(32)을 통한 개스 유동 또는 그 안의 압력을 조절하거나 조정할 수 있다. 환자의 기도는 통상적으로 환자의 기도 유동 튜브(36)를 통하여 들숨 가지 메카니즘(32)과 유체 소통되므로, 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)는 환자의 흉곽 또는 기도 안의 유동 또는 압력을 조절할 수 있고, 환자의 가슴 안에서 진공 또는 음압을 발생시키거나 또는 조정할 수 있고, 가슴 안으로의 호흡 기체의 유입을 조절할 수 있고, 흉곽내 압력을 내리거나 또는 조정할 수 있고, 유사한 것을 할 수 있다. 예시적인 ITD 장치의 실시예들은 Yannopoulos 등의 "Intrathoracic Pressure Regulation Improves 24-Hour Survival in a Porcine Model of Hypovolemic Shock" (Anesth.Analg. 104:157-62 (2007)) 및 Yannopoulos 등의 "Intrathoracic pressure regulation improves vital organ perfusion pressures in normovolemic and hypovolemic pigs" (Resuscitation 70(3):445-53 (2006)) 에 설명되어 있으며, 이들은 본원에 참고로서 포함된다. 종종, 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)는 환자의 폐에 대한 호흡 기체 유동을 조절하거나 조정하도록 작동되는데, 예를 들어, 달성된 들숨 가지 메카니즘(32) 또는 기관의, 환자 기도 유동 튜브(36) 안의 음의(negative) 기도 압력이 밸브 시스템의 개방 압력 또는 쓰레숄드 압력과 같아질 때까지 폐쇄되게 유지됨으로써 그렇게 된다. 예를 들어, 일부 경우에 밸브 시스템의 음의 쓰레숄드 압력은 -12cm H<sub>2</sub>O 이고, 따라서 밸브는 공기 압력이 -12 cm H<sub>2</sub>O 보다 크게 유지되는 한 폐쇄된다. 기도 압력이 -12 cm H<sub>2</sub>O 와 같거나 또는 그보다 더 음(negative)의 값이 되면, 밸브는 개방되고 유동이 환자를 향하여 통과되는 것을 허용한다.

[0043] 호흡 기체가 폐로 유동하는 것을 방지하거나 또는 억제하도록, 또는 그렇지 않으면 환자의 기도를 통하는 유동 또는 기도 안의 압력을 조절하도록, 임피던스 쓰레숄드 장치 또는 ITD 와 같은 다양한 메카니즘이 마취 시스템(10)에 포함될 수 있으며, 이것은 미국 특허 5,551,420; 5,692,498; 5,730,122; 6,062,219; 6,155,257; 6,224,562; 6,234,916; 6,526,973; 6,604,523; 6,776,156; 6,986,349; 7,195,012; 및 7,204,251 에 설명된 것을 포함하고, 상기 문헌들은 본원에 참고로서 포함된다. 따라서, 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)는 그러한 ITD 또는 공기 유동 조절 메카니즘들을 포함할 수 있다. 밸브 시스템들은 환자가 들숨을 쉬거나 또는 들숨 국면(inspiration phase) 또는 주기의 적어도 일부 동안에 호흡 기체가 환자에게로 유입하는 것에 대한 저항 또는 임피던스를 제공하거나 그것을 완전히 방지하도록 구성될 수 있다. 호흡 기체의 유동을 완전히 방지하는 장치들

또는 밸브 시스템들을 위하여, 상기 밸브들은 압력 응답 밸브(pressure responsive valve)로서 구성될 수 있으며, 이것은 쓰레숄드 네가티브 흉내 압력(threshold negative intrathoracic pressure)에 도달된 이후에 개방된다.

[0044] 일부 실시예들에서, 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)는 ResQPOD® 임피던스 쓰레숄드 장치(Advanced Circulatory Systems, Inc., Roseville, Minnesota)를 구비할 수 있거나, 상기 장치로서 제공될 수 있다. 예시적인 들숨 가지 유동 제어 장치들은 흡입을 발생시키도록 가슴의 되튐(recoil)을 이용할 수 있고, 음압 쓰레숄드가 초과될 때만(예를 들어, 환자의 기도 압력이 밸브의 음의 쓰레숄드 압력보다 더욱 음압일 때만) 들숨 가지 유동 제어 장치(50)에 있는 쓰레숄드 밸브가 개방되도록 구성될 수 있다. 그러한 구성들은 환자의 기도 압력을 조절하도록 작동될 수 있는데, 여기에서 밸브는 쓰레숄드에 도달할 때까지 폐쇄된다.

[0045] 본 발명의 실시예들에 따르면, 음의 기도 압력은 환자의 가슴 되튐에 의해 발생되지 않는다. 대신에, 날숨 가지 유동 제어 조립체(40)(예를 들어, 송풍기 또는 기체 이송기(gas mover))가 환자에게 음의 기도 압력을 발생시키도록 작동된다. 이와 관련하여, 들숨 가지 유동 제어 조립체(40)는 환자가 내선 기체를 처리하지 않으면서 오직 일방향의 유동(예를 들어, 환자를 향하는 유동)만을 처리할 수 있다. 마취 시스템(10)은 예를 들어 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)를 통해 호흡 기체를 밀거나 또는 전달함으로써 환자에 대한 양의 압력 호흡 또는 들숨 유동을 전달하도록 작동될 수 있으며, 이것은 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)에 있는 바이패스 밸브의 개방을 포함할 수 있다. 일부 예에서, 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)는 환자의 폐와 들숨 가지 메카니즘(32) 내의 음의 압력을 조절하도록 작동될 수 있다. 날숨 가지 유동 제어 조립체(40)(예를 들어, 송풍기)에 의해 발생된 흡입의 효과는 들숨 가지 유동 제어 장치(50)를 통하여 기체를 끌어 당기도록 작동될 수도 있다. 생리적으로, 날숨 가지 유동 제어 조립체(40)는 환자의 기도 압력을 낮추거나 또는 조절하도록 작동될 수 있다. 일부 예에서, "흉내의 압력 조절"(ITPR 또는 IPR)이라는 용어는 날숨 가지 유동 제어 조립체(40) 및 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)의 작동으로부터 초래되는 환자의 생리적 효과를 지칭할 수 있다.

[0046] 여기에 개시된 기술 및 방법들은 외과 수술적으로 적용될 수 있으며, 예를 들어 심장 박동이 있지만 혈액의 손실 또는 다른 원인 때문에 순환의 불량으로 고통 당하는 환자를 치료하는데 적용될 수 있다. 이와 관련하여, 상기 기술 및 방법은 수술대 또는 다른 곳에서 심정지 될 수 있는 환자의 소생을 위해 이용될 수 있다.

[0047] 도 1a 는 본 발명의 실시예들에 따른 치료 시스템의 작동에 의해 이루어질 수 있는 압력 곡선을 나타낸다. 여기의 다른 곳에서 지적되는 바와 같이, 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)는 바이패스 밸브 기능 및 쓰레숄드 밸브 기능 모두를 수행하도록 작동될 수 있다. 예를 들어, 들숨 가지 유동 제어 조립체는 바이패스 밸브 서브 조립체 및 쓰레숄드 밸브 서브 조립체를 포함할 수 있다. 상기 도면은 2 개의 ITD 밸브 기능(바이패스, 쓰레숄드)의 동기화, 송풍기 작동, 양압 전달, 환자 호흡 및 압력 값들(들숨 림(inspiratory limb), 환자 기도)을 나타낸다.

[0048] 들숨 가지 유동 제어 조립체(50) 안에 위치한 바이패스 밸브는 들숨 기체가 환자를 향하여 방해되지 않고 유동하는 것을 허용한다. 도 1a 에 도시된 바와 같이, 호흡 회로내의 압력이 제로이거나 또는 그보다 크면(높으면) 바이패스는 개방된 상태로 유지된다. 따라서, 바이패스 밸브는 들숨 가지 압력이 양일 때 쓰레숄드 값을 바이패스할 것이다. 이러한 특징은 밸브가 간섭을 일으키거나 또는 양압 호흡에 대한 저항을 발생시키는 것을 억제한다. 호흡 회로 압력이 제로를 통과하거나 또는 충분히 떨어지자마자, 바이패스는 폐쇄된다. 바이패스 밸브가 폐쇄될 때, 쓰레숄드 밸브는 호흡 회로내 음의 압력의 편위 운동(excursion)을 제한하거나 조절할 것이다. 날숨 국면 동안에, 만약 음압 쓰레숄드가 초과된다면, 기체는 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)를 통하여 환자에게로 유동할 수 있다. 이것은 도 1a 에 도시된 바와 같이 환자의 기도 압력이 충분히 음의 압력이 될 때 발생된다.

[0049] 들숨 가지 유동 제어 조립체(50) 안에 위치한 쓰레숄드 밸브는 폐쇄되어 유지되며, 따라서 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)의 하류측(즉, 환자 측) 압력이 쓰레숄드 밸브의 음의 쓰레숄드 압력보다 높게 유지되는 한, 마취 시스템(10)으로부터 환자로의 기체 유동은 방지되거나 또는 억제된다. 충분한 음의 압력이 환자의 기관 안에서 달성되거나 또는 예를 들어 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)의 하류측에서 달성될 때, 쓰레숄드 밸브는 개방되고, 따라서 기체는 환자에게로 유동할 수 있어서 날숨 기체 이송기에 의해 발생된 음의 압력을 조절하거나 또는 경감시킨다. 들숨 가지 유동 제어 조립체(50) 하류측의 압력이 쓰레숄드 밸브의 음의 압력 쓰레숄드보다 낮으면(즉, 그보다 더 음의 압력이면), 기체는 환자를 향하여 유동할 수 있다. 이러한 방식으로, 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)는 환자의 기도 및 폐 안의 과도한 음압을 방지할 수 있다.

[0050] 도 1a 에 도시된 바와 같이, 도 1 에 도시된 날숨 경로 또는 날숨 가지 메카니즘(34)내에 위치될 수 있는 송풍기 또는 터빈이 가속될 때(예를 들어, 환자 회로 또는 환자 기도 유동 튜브(36) 안에서 더욱 흡입을 발생시키도록 가속될 때), 환자의 폐 내부 그리고 들숨 경로 내부 또는 들숨 가지 메카니즘(32) 내부의 공기 압력은 하

향됨으로써 (예를 들어, 밖으로 흡출되거나 또는 날숨 유입부 또는 유입부(26a)로 송풍됨으로써) 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)의 바이패스 밸브가 폐쇄되게 한다. 이러한 지점에서, 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)의 쓰레숄드 밸브는 들숨 가지 메카니즘(32)을 통해 들숨 기체 유동과 직렬을 이룬다. 도 1 에 도시된 바와 같이, 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)는 마취 시스템의 기체 측 조립체(20)의 유출부(24b)상에 배치될 수 있다. 선택적으로, 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)는 들숨 기체 유동 경로 또는 들숨 가지 메카니즘(32)의 임의 부분, 환자의 호흡 경로의 임의 장소 또는 마취 시스템(10)의 임의 장소(예를 들어, 기체 측 조립체(20))에 배치될 수 있으며, 여기에서 환자의 기도 유동 튜브(36)를 통한 유동을 조절할 수 있다.

[0051] 일부 실시예들에 따르면, 날숨 가지 유동 제어 조립체(40)(예를 들어, 송풍기 또는 터빈)은 가속 및 감속 없이 일정한 속도로 작동된다. 이러한 방식으로, 날숨 가지 유동 제어 조립체(40)는 일정한 압력원을 제공할 수 있다. 따라서, 회로 안의 압력들이 평형을 이루면, 예를 들어 송풍기 또는 팬 블레이드가 여전히 회전하고 있을 지라도, 날숨 가지 유동 제어 조립체(40)를 통한 새로운 유동은 정지될 수 있거나 제로에 접근할 수 있다.

[0052] "호흡 회로"라는 용어는 조합된 들숨 가지 메카니즘(32) 및 날숨 가지 메카니즘(34)을 지칭할 수 있다 (예를 들어, 들숨 및 날숨 기체 콘덕터(conductor) 또는 튜브). 환자의 기관 튜브 또는 기도 유동 튜브(36)는 들숨 및 날숨 기체 모두를 처리하도록 작동될 수 있다. 일부 실시예들에 따르면, 날숨 가지 유동 제어 조립체(40), 들숨 가지 유동 제어 조립체(50) 또는 이들 모두가 기도 유동 튜브(36) 안에 위치될 수 있다. 예를 들어, 날숨 가지 유동 제어 조립체(40), 들숨 가지 유동 제어 조립체(50) 또는 이들 모두가 기관 튜브 또는 환자의 기도 유동 튜브(36)에 부착될 수 있거나, 장착될 수 있거나, 가까이에 연결될 수 있거나, 또는 그 안에 작동될 수 있다.

[0053] 도 1 에 도시된 바와 같이, 마취 호흡 시스템(10)은 환자측 조립체(30) 또는 환자 회로 및, 기체측 조립체(20)를 포괄할 수 있고, 기체측 조립체는 선택적으로 서클 시스템(circle system) 또는 재호흡 시스템으로서 지칭되는 재호흡 또는 유동 회로(21), 흡수기(22) 및, 벨로우즈 장치(25)를 구비할 수 있다. 도 1 은 환자 회로 또는 환자측 조립체(30)의 Y 조립체(37)를 도시한다. Y (37)는 환자 유동 튜브(36), 들숨 가지 메카니즘(32) 및 날숨 가지 메카니즘(34) 사이의 연결을 제공한다. 일부 실시예들에서, 환자 기도 유동 튜브는 환자 호흡 튜브, 기관 튜브 또는 기관내 삽관(ET Tube)로서 지칭될 수 있다.

[0054] 마취 전달 메카니즘(28)은 신선한 기체 연결을 제공할 수 있으며, 그에 의하여 마취 기체는 재호흡 또는 유동 회로(21) 또는 서클 호흡 시스템에 추가될 수 있다. 양압의 호흡은 벨로우즈 장치(25)를 공압적으로 또는 기계적으로 누름으로써 마취 시스템(10)으로부터 환자에게로 전달될 수 있다. 예를 들어, 벨로우즈 장치(25)의 벨로우즈 캐니스터(bellows canister)를 간헐적으로 누름으로써 양압의 호흡이 발생될 수 있다. 통상적으로, 벤틸레이터 메카니즘(27)은 벨로우즈(25)와 작동 관련되어 제공된다. 예를 들어, 벤틸레이터 메카니즘(27)은 벨로우즈 외측의 캐니스터(canister)와 연결될 수 있다. 벨로우즈상의 벤틸레이터로 유도된 압력이 (예를 들어 날숨 국면 동안) 해제될 때, 벨로우즈는 상승하여 환자가 숨을 내쉬는 것을 허용한다. 따라서, 도 1a 에 도시된 바와 같은 양압 호흡은 벤틸레이터 메카니즘(27)의 작동에 기초하여 환자에게 전달될 수 있다. 일단 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)의 양압 바이패스 밸브가 개방되면, 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)는 기체가 마취 시스템(10)으로부터 환자에게로 방해받지 않고 유동할 수 있게 한다. 일부 실시예들에 따르면, 도 1 에 도시된 바와 같이, 마취 시스템(10)은 수동 벤틸레이터 백(manual ventilator bag, 31)과 작동 연관되거나 또는 그것을 포함할 수 있다. 치료의 일부로서, 시술자는 예를 들어 백/벤틸레이터 선택 스위치(29)를 적절하게 조절하는 것과 같이 수동 벤틸레이터 백(31) 또는 벤틸레이터 메카니즘(27)을 활성화시킴으로써 재호흡 회로(21)를 통한 유동을 조절할 것인지의 여부를 선택할 수 있다.

[0055] 따라서, 본 발명의 실시예들은 환자의 기도 내부의 기체량을 감소시키는 방법 및 시스템을 포함하는데, 이것은 예를 들어 기체가 기도로 진입하는 것을 방지 또는 억제하고, 선택적으로 기도로부터의 기체 제거와 조합됨으로써, 기도 안에 공기가 점점 더 적어지는 결과에 의해 이루어진다. 기도 또는 흉강내의 적은 공기는 더 많은 혈액이 심장으로 복귀하는 여지를 만든다. 예를 들어, 폐 안의 공기 감소와 함께 흉관내 압력 감소가 흉강내 공기로부터의 저항 없이 더 많은 혈액을 흉강으로 다시 유인하는 수단을 제공할 때, 이러한 생리학적 개념은 CPR 의 가슴 되튐 국면(chest recoil phase) 동안 중요하다. 폐 체적의 감소와 관련된 낮은 흉관내 압력이 더 많은 정맥 혈액을 우심실로 능동적으로 유인할 때, 생리학적 개념은 저혈량증의 상태에서 마찬가지로 중요하다. 그러한 기술의 적용은 흉관내 압력 감소에 기여할 수 있는데, 이는 두개골내 압력의 동시적인 감소의 결과를 가져올 수 있다. 예를 들어, CPR 동안 이들 방법 및 장치의 적용은 흉벽 감압 국면 동안에 관상 동맥에 대한 순환을 증가시킬 수 있고, 압축 및 감압 단계 동안에 두뇌로의 혈액 유동을 증가시켜서, 더 많은 산소 농후 혈액을 두뇌로 전달한다.



- [0056] 도 2 는 본 발명의 실시예들에 따른 임피던스 쓰레숄드 장치(ITD)와 같은 들숨 밸브 메카니즘 또는 들숨 가지 유동 제어 조립체의 작동 방법(200)을 도시한다. 이러한 로직 순서도에 도시된 바와 같이, 들숨 국면은 양압의 호흡을 환자에게 전달하는 단계(210a)를 포함하는데, 이는 예를 들어 호흡 회로 압력이 제로보다 클 때 달성될 수 있다. 이와 관련하여, 들숨 국면 동안에, 도는 들숨 국면의 적어도 일부 동안에, 들숨 가지 유동 제어 조립체 또는 밸브 메카니즘(예를 들어, ITD)는 단계(210b)에 도시된 바와 같이 환자에 대한 방해되지 않은 유동을 제공할 수 있다. 예를 들어, 도 1 을 참조하면, 밸브 메카니즘(예를 들어, 바이패스 밸브)은 환자측 조립체(30)의 들숨 가지 메카니즘을 통하여 기계측 조립체(20)로부터 환자에게로 기체가 자유롭게 유동할 수 있도록 개방될 수 있다. 날숨 국면 동안에, 호흡 회로 안의 압력은 통상적으로 제로의 값으로 하강하거나 또는 그 미만으로 하강한다. 그에 응답하여, 밸브 메카니즘(예를 들어, ITD 의 쓰레숄드 밸브 및 바이패스 밸브)은 단계(220b)에 도시된 바와 같이 폐쇄된다. 따라서, 날숨 국면 동안에, 또는 날숨 국면의 적어도 일부 동안에, 들숨 가지 유동 제어 조립체 또는 밸브 메카니즘은 기계측 조립체(20)로부터 환자에게로 환자측 조립체(30)의 들숨 가지 메카니즘을 통한 기체 유동을 방지한다. 날숨 국면은 환자로부터 호흡을 유인하는 단계(220a)를 포함하는데, 이것은 예를 들어 환자의 호흡 회로 압력을 0 cm H<sub>2</sub>O 와 -12 cm H<sub>2</sub>O 사이로 감소시키거나 당김으로써 이루어진다. 그러한 압력 감소는 날숨 가지 유동 제어 조립체의 작동에 의해 달성될 수 있으며, 이는 예를 들어 채수환 펌프 메카니즘, 왕복 펌프, 터빈, 원심 송풍기, 루트 송풍기, 진공 소스등을 포함할 수 있다. 날숨 가지 유동 제어 조립체는 호흡 회로에 대한 목표 음압을 전달하거나 또는 처리하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 날숨 가지 유동 제어 조립체는 0 cm H<sub>2</sub>O 와 -12 cm H<sub>2</sub>O 사이 범위내에서 압력을 전달하거나 또는 처리하도록 구성될 수 있다. 일부 경우에, 목표 음압은 예를 들어 펌프의 속도에 기초하여 조절될 수 있다. 일부 경우에, 날숨 가지 유동 제어 조립체는 호흡 회로 안의 그 어떤 소망의 압력 또는 압력 범위를 제공하도록 조절될 수 있다. 음의 쓰레숄드 압력이 환자의 기도에서 이루어질 때, 들숨 가지 유동 제어 조립체의 쓰레숄드 밸브 또는 들숨 밸브는 단계(220c)에 도시된 바와 같이 개방될 수 있어서, 기계측 조립체(20)로부터 환자측으로 환자측 조립체(30)의 들숨 가지 메카니즘을 통한 기체 유동을 허용한다.
- [0057] 일부 실시예들에 있어서, 들숨 가지 유동 제어 조립체는 조절 메카니즘을 제공할 수 있으며, 그에 의하여 만약 호흡 회로 안의 음압이 단계(230)에 도시된 바와 같이 너무 커지면, 밸브 메카니즘이 개방될 것이고, 따라서 기계측 조립체(20)로부터 환자에게로 환자측 조립체(30)의 들숨 가지 메카니즘을 통한 유동이 허용되거나 또는 재개된다. 일부 경우들에서, 단계(220c, 230)는 밀접하게 관련되거나 또는 동일하여, 쓰레숄드 밸브의 개방은 안전 경감 기능(safety relief function)을 수행하도록 작동된다. 예를 들어, 호흡 회로 안의 음압이 쓰레숄드 값을 초과하거나 또는 쓰레숄드 값 보다 더 음의 값이 될 때, 기계측 조립체(20)로부터 환자에게로 환자측 조립체(30)의 들숨 가지 메카니즘을 통한 유동이 회복되거나 또는 달성되도록, 들숨 가지 유동 제어 조립체가 구성될 수 있다. 일부 예에서, 쓰레숄드 값 또는 설계 압력은 대략 -12 cm H<sub>2</sub>O 일 수 있다. 이러한 특징은 예를 들어 음압이 너무 음의 값으로 가는 것을 방지함으로써 호흡 회로 안의 최대 음압에 대한 안전 한계를 제공할 수 있다. 이러한 기능을 달성하도록 다양한 안전 밸브 구성들이 이용될 수 있다.
- [0058] 차후에, 새로운 양압의 호흡이 화살표(240a)에 의해 도시된 마취 기계에 의해 전달될 때, 밸브 메카니즘의 바이패스 밸브는 화살표(240b)에 의해 도시된 바와 같이 다시 개방되는데, 왜냐하면 양압 호흡의 유입 유동은 밸브를 밀고 회로 압력은 제로보다 크게(양의 값으로) 구동되기 때문이다. 이러한 방식으로, 마취 시스템은 다른 자유 유동 들숨을 허용한다. 따라서, 들숨 가지 유동 제어 조립체(50)는 2 개의 별개인 밸브 기능들을 수행할 수 있거나 또는 2 개의 밸브 메카니즘들을 제공할 수 있으며, 즉, 바이패스 밸브 및 쓰레숄드 밸브와, 이들 기능들이 병행하여 수행될 수 있다.
- [0059] 도 3 에 도시된 바와 같이, 들숨 가지 유동 제어 조립체, 날숨 가지 유동 제어 조립체 또는 이들 모두는 마취 기계 호흡 시스템 전체를 통하여 다양한 위치들에 위치될 수 있다. 예를 들어, 마취 시스템(310)은 들숨 가지 유동 제어 조립체(350)를 위치(A)(환자의 Y 부분(337) 또는 그에 인접한 곳), 위치 B(마취 시스템 유출부(324b)에 또는 인접한 곳), 위치 C(들숨 체크 밸브 유입부(324a)에 또는 인접한 곳), 위치 D(흡수기 유출부(322b)에 또는 인접한 곳), 위치 E(위치 E 와 F 사이의 INSP 에 또는 인접한 곳), 또는 위치 F(벤틸레이터 메카니즘(360)의 유출부에 또는 인접한 곳)에 포함할 수 있다. 이와 관련하여, 마취 시스템(310)은 날숨 가지 유동 제어 조립체(340)를 위치 G(환자 Y 부분(337) 또는 그에 인접한 곳), 위치 H(마취 시스템 유입부(326a)에 또는 그에 인접한 곳), 위치 I(들숨 체크 밸브 유출부(326b)에 또는 그에 인접한 곳), 위치 J(구동 벨로우즈 유출부(325b)에 또는 그에 근접한 곳), 위치 K(위치 K 와 위치 L 사이의 EXP 에 또는 그에 인접한 곳), 또는 위치 L(예를 들어 대기 유출부와 같이, 대기에 또는 그에 인접한 곳)에 포함할 수 있다. (E 와 F 사이의) INSP 및 (K 와 L 사이의) INSP 는 벨로우즈가 가압되고 감압되는 것을 허용하는 밸브 시스템을 제공한다. 일부 예에서, INSP 및



EXP 는 각각 벨로우즈 구동을 위한 흡기 및 배기 밸브를 제공한다. 일부 실시예들에 따르면, 벨로우즈 구동 기체는 대기로 배출된다. 이것은 환자 호흡 기체와 같지 않으며, 환자 호흡 기체는 벨로우즈의 다른 측에 있다. 벤틸레이터로부터의 구동 기체는 호흡 기체를 환자의 폐로 짜내도록 이용된다. 이러한 방식으로, 벤틸레이터는 순환 호흡 시스템을 구동할 수 있다.

[0060] 따라서, 음압 송풍기 또는 날숨 가지 유동 제어 조립체(340)는 날숨 가지 메카니즘(334)상에서 1 방향 날숨 밸브(326)에 인접하게 위치될 수 있다. 예를 들어, 날숨 가지 유동 제어 조립체(340)는 날숨 밸브(326)의 유입부(326b)와 결합될 수 있다. 날숨 가지 유동 제어 조립체(340)는 환자 연결 또는 기도 유동 튜브(336)로부터의 기체를 당기도록 작동되고, 또한 들숨 가지 메카니즘(332)으로부터, 또는 호흡 회로의 들숨 측으로부터 기체를 당기도록 작동될 수도 있다. 들숨 가지 유동 제어 조립체(340)의 작동은 이들 2 가지 기체들을 조합하고, 그들을 날숨 1 방향 밸브(326)를 통해 가동시킨다. 그 이후에, 조합된 기체들은 CO<sub>2</sub> 컨테이너 또는 흡수기(322)내로 전달되고, 차후에 들숨 체크 밸브(324) 밖으로 환자를 향하여 전달된다. 이러한 방식으로, 날숨 가지 유동 제어 조립체(340) 또는 음압 송풍기는 기체를 날숨 유입부(326a) 안으로 또는 날숨 유입부를 향해 밀거나 또는 강제할 수 있으며, 또한 들숨 가지 유동 제어 조립체(350)가 들숨 유출부(324b)를 통해 유동하는 기체에 대한 조절 기능 또는 쓰레솔드 기능을 수행하는 동안, 호흡 회로로부터 기체를 끌어 당길 수 있다.

[0061] 일부 실시예들에 따르면, 음압 송풍기 터빈 또는 날숨 가지 유동 제어 조립체(340)의 속도가 증가하면, 환자 측 조립체 안의 흡입의 양은 증가하며, 따라서 그 안의 압력이 감소하고, 그에 의하여 들숨 가지 유동 제어 조립체(350)의 쓰레솔드 밸브가 폐쇄되게 한다. 일부 경우에, 들숨 가지 유동 제어 조립체(350)는 날숨 가지 유동 제어 조립체(340)와 협력하여 작동할 수 있어서, 대략 -10 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 -12 cm H<sub>2</sub>O 범위내의 쓰레솔드 저항을 발생시킨다. 따라서, 환자 측 조립체내의 압력이 이러한 쓰레솔드에 도달할 정도로 감소될 때, 쓰레솔드 밸브는 개방되고, 따라서 기체 유동이 마취 시스템(310)으로부터 환자로 허용된다. 일부 실시예들에 따르면, 날숨 가지 유동 제어 조립체(340)가 작동되면(예를 들어, 터빈이 회전하면), 이것은 기체를 날숨 유입부(326a)으로 밀고, 기체를 환자로부터 -12 cm H<sub>2</sub>O 압력 레벨로 끌어 내리는데, 상기 압력 레벨의 지점에서 체크 밸브가 개방됨으로써, CO<sub>2</sub> 컨테이너 또는 흡수기(322) 안에서의 기체의 연속적인 순환이 허용된다. 따라서, 일부 경우에 마취 시스템(310)에 의해 호흡 회로로부터 기체가 회수되지 않는다. 일부 실시예들에 따르면, 벤틸레이터(360)로부터 다음의 호흡이 발생되면, 벨로우즈는 아래로 밀리고, 따라서 벨로우즈 박스 안의 백(bag)을 죄며, 그에 의해 회로의 들숨 및 날숨 측들 양쪽에서 과도 압력을 발생시키며, 이는 구동 벨로우즈의 변위에 기초하여 공기를 환자의 기도 안으로 강제한다. 이러한 벤틸레이션 작용이 발생하므로, 송풍기는 일정한 속도로 가동되고, 따라서 기체의 재순환이 허용된다. 일부 예에서, 날숨 가지 유동 제어 조립체(340)는 펌프, 송풍기, 피스톤, 기체 이송기 또는 그와 유사한 것을 포함할 수 있다. 일부 예에서, 날숨 가지 유동 제어 조립체(340)는 전기적으로 작동되는 터빈을 포함할 수 있다.

[0062] 일부 경우에, 마취 시스템(310)은 들숨 가지 유동 제어 조립체(350)를 포함하지 않을 수 있다. 그러한 경우에, 날숨 가지 유동 제어 조립체(340)(예를 들어, 터빈)는 기체를 날숨 유입부(326a) 안으로 밀거나 또는 끌도록 작동될 수 있어서, 기체가 CO<sub>2</sub> 컨테이너 또는 흡수기(322) 안으로 그것을 통하여 전진하고, 들숨 체크 밸브(324)를 통하여 밖으로 환자를 향하여 전진하는 것을 용이하게 하여, 회로를 완성하고 연속적인 순환을 제공한다.

[0063] 마취 시스템 유출부(324b)에 인접하여 들숨 가지 메카니즘(332)상에 들숨 가지 유동 제어 조립체(350)를 배치하는 것은 환자에게로 가는 유동을 제한하도록 작동될 수 있다. 따라서, 날숨 가지 유동 제어 조립체(340)(예를 들어, 송풍기)는 환자의 폐로부터 기체를 끌어당겨서, 들숨 가지 유동 제어 조립체(350)의 개방 쓰레솔드에 압력이 도달할 때까지 환자 기도의 음압의 크기를 증가시키며, 이러한 경우에 들숨 가지 유동 제어 조립체(350)의 쓰레솔드 밸브가 개방된다. 도 3 에 도시된 바와 같이, 날숨 가지 유동 제어 조립체(340) 및 들숨 가지 유동 제어 조립체(350)는 마취 시스템(310) 전체에 걸쳐서 다양한 위치들에 위치될 수 있으며, 따라서 기계측 조립체 또는 환자측 조립체와 일체화될 수 있다. 선택적으로, 날숨 가지 유동 제어 조립체(340), 들숨 가지 유동 제어 조립체(350) 또는 양쪽 모두가 별개의 구성 요소로서 제공될 수 있다.

[0064] 일부 실시예들에 따르면, 날숨 가지 유동 제어 조립체(340)(예를 들어, 송풍기)가 낮은 레벨 또는 속도에서 작동하도록 구성되거나, 또는 들숨 가지 유동 제어 조립체(350)가 그러한 방식으로 작동될 수 있어서, 들숨 가지 유동 제어 조립체(340) 및 들숨 가지 유동 제어 조립체(350)의 작동은 음의 기도 압력을 발생시키지 않는다. 마취 시스템은 그 어떤 소망의 기간 동안이라도 이러한 용량으로 기능하도록 구성될 수 있다. 그러나, 날숨 가지 유동 제어 조립체(340)가 증가되고(예를 들어, 팬(fan) 속도가 증가되고), 그리고/또는 쓰레솔드 저항이 들숨

둘레 유동 제어 조립체(350)에 의하여 도입될 때(예를 들어, 밸브를 폐쇄함), 마취 시스템은 환자에게서 음의 기도 압력을 발생시키거나 증폭하도록 작동될 수 있다. 예를 들어, 조립체(350) 안의 밸브 폐쇄가 환자 연결부에서 음의 압력을 발생시키도록 작동되지 않는다면 또는 음의 압력을 발생시키도록 작동될 때까지, 조립체(340,350)들의 작동은 음의 압력을 발생시키지 않을 수 있다. 일부 경우에, 수동적으로 작동하는 대신에, 조립체(340)는 능동적으로 제어될 수 있다(예를 들어, 켜지고 꺼진다). 그러한 능동 제어는 마취 시스템 전체에 걸쳐서 어디에 위치될 수 있는가에 무관하게, 조립체(340)를 가지고 이용될 수 있다.

[0065]     날숨 가지 유동 제어 조립체(340) 및 들숨 가지 유동 제어 조립체(350)의 어느 하나 또는 양쪽 모두의 작동은 자동 수단에 의해 제어될 수 있다. 일부 예에서, 날숨 가지 유동 제어 조립체(340) 및/또는 들숨 가지 유동 제어 조립체(350)의 작동은 공압 신호 또는 전기 신호에 기초하여 제어될 수 있다. 일부 경우에, 조립체(340,350)들은 각각 단일 시스템으로서 제공될 수 있다. 일부 경우에, 조립체(340), 조립체(350) 또는 이들 양쪽 모두는 다수의 하위 시스템들의 집합체로서 각각 제공될 수 있으며, 여기에서 각각의 하위 시스템은 마취 시스템 전체에 걸쳐 상이한 위치에 위치된다. 예를 들어, 유동 제어 조립체는 하나의 위치에 압력 센서를 구비할 수 있고, 다른 위치에 스텝 모터 제어 쓰레쉬ولد 레지스터를 구비할 수 있다.

[0066]     본 발명의 실시예들은 도 3의 다양한 위치들에 도시된 쓰레쉬ولد 밸브와 같이, 밸브 또는 밸브들을 제어하는 호흡 회로의 상호 작용 또는 기능에 의해 발생된 등가의 기능성(equivalent functionality) 제공 수단 또는 물리적 쓰레쉬ولد 밸브를 가지는 치료 시스템을 포괄한다.

[0067]     도 4에 도시된 바와 같이, 들숨 가지 유동 제어 조립체, 날숨 가지 유동 제어 조립체, 또는 양쪽 모두는 마취 기계내에 포함된 벤틸레이터 시스템(410) 전체에 걸쳐 다양한 위치들에 위치될 수 있으며, 마취 기계는 인텐시브 케어 유닛(intensive care unit, ICU) 벤틸레이터 또는 이동 유형의 기계적인 벤틸레이터와 같은 것이다. 예를 들어, 마취 시스템(410)은 들숨 가지 유동 제어 조립체(450)를 위치 A(환자 Y 부분(437)에 있거나 또는 그에 인접한 곳), 위치 B(벤틸레이터 시스템 유출부(424b)에 있거나 또는 그에 인접한 곳), 또는 위치 C(들숨 체크 밸브 유입부(424a)에 있거나 또는 그에 인접한 곳)에 포함할 수 있다. 이와 관련하여, 벤틸레이터 시스템(410)은 날숨 가지 유동 제어 조립체(440)를 위치 D(환자 Y 부분(437)에 있거나 또는 그에 인접한 곳), 위치 E(벤틸레이터 시스템 유입부(426a)에 있거나 또는 그에 인접한 곳), 위치 F(날숨 체크 밸브(426)에 있거나 또는 그에 인접한 곳), 위치 G(날숨 체크 밸브 유출부(426b)에 있거나 또는 그에 인접한 곳), 위치 H(날숨 배기 또는 대기 유출부(416)에 있거나 또는 그에 인접한 곳)에 포함할 수 있다. 여기에 도시된 바와 같이, 벤틸레이터 시스템(410)은 컨트롤러(412) 및 산소 또는 공기 공급 메카니즘(414)을 포함할 수 있다.

[0068]     일부 예에서, 벤틸레이터 시스템(410)의 환자측 조립체는 동일 중심의 방식 또는 안주된 방식(nested fashion)으로 배치된 내측 통로(예를 들어, 외측 튜브) 및 외측 통로(예를 들어, 내측 튜브)를 가진 단일 가지 회로 메카니즘을 포함할 수 있는데, 여기에서 외측 통로 또는 튜브는 날숨 경로를 제공하고 내측 통로 또는 튜브는 들숨 경로를 제공하거나, 또는 내측 통로 또는 튜브는 날숨 경로를 제공하고 외측 통로 또는 튜브는 들숨 경로를 제공한다. 예시적인 단일 가지 메카니즘은 2010년 6월 21일자 USSN 12/819,959에 설명되어 있으며, 상기 문헌은 본원에 참고로서 포함된다.

[0069]     작동시에, O<sub>2</sub> 또는 공기 공급 메카니즘(414)으로부터의 기체는 들숨 가지 메카니즘(432)을 통하여 환자에게로 전달되고, (선택적으로 가지 메카니즘(432)으로부터의 기체와 조합된) 환자로부터의 기체는 날숨 가지 메카니즘(434)을 통해 환자로부터 이탈되게 전달된다. 벤틸레이터 시스템은 압력 및 체적 모니터 장치, 제어 시스템 및 경고 시스템을 구비할 수도 있으며, 가지 유동 조립체(440,450)는 그러한 모니터, 제어 및 경고 시스템들과 협동하여 작동되도록 구성될 수 있다.

[0070]     일부 실시예들에 따라서, 날숨 가지 유동 제어 조립체(440)는 벤틸레이터의 날숨 저항을 내리도록 작동될 수 있다. 도 4에 도시된 바와 같이, 가지 유동 제어 조립체(440,450)들은 벤틸레이터 장치의 내측 또는 외측에 위치된 다양한 위치들에 배치될 수 있다. 일부 예에서, 가지 유동 제어 조립체(440,450)들중 어느 하나 또는 양쪽은 벤틸레이터 동체 또는 케이싱이 환자 회로와 연결된 곳에 배치될 수 있다. 일부 예에서, 가지 유동 제어 조립체(440,450)들중 어느 하나 또는 양쪽은 환자 회로와 Y 장치(437) 사이에 배치될 수 있다. 선택적으로, 가지 유동 제어 조립체(440,450)들중 하나 또는 양쪽은 환자와 Y 사이에 배치될 수 있다. 일부 예에서, 들숨 가지 유동 제어 조립체(450)는 물리적인 밸브를 구비한다. 일부 경우에, 들숨 가지 유동 제어 조립체(450)는 환자로의 유동을 적어도 부분적으로 제어하는 전자 밸브를 구비한다.

[0071]     컨트롤러(412)는 그 어떤 다양한 치료 프로토콜이라도 이루기 위한 명령을 포함하거나 또는 그것을 이루도록 프로그래밍될 수 있다. 예를 들어, 컨트롤러(412)는 정상(normal)의 양압 호흡을 전달하도록 명령을 벤틸레이터로

전달하도록 프로그램될 수 있다. 일부 예에서, 벤틸레이터 시스템(410)은 박테리아 필터를 (예를 들어, 날숨 체크 밸브(426)에 또는 그에 인접한 곳에) 구비할 수 있다.

[0072] 도 4 에 도시된 바와 같이, 들숨 가지 유동 제어 조립체(450)(예를 들어, 쓰레숄드 밸브) 및 날숨 가지 유동 제어 조립체(440)는 시스템(400) 전체에 걸쳐 다양한 위치들중 어느 곳이라도 위치될 수 있다. 가지 유동 제어 조립체(440,450)들중 어느 하나 또는 양쪽 모두의 기능과 등가인 기능을 제공하고, 선택적으로는 IPR 을 발생시키는 수단은 벤틸레이터 설계내에 있는 현존의 밸브 또는 장치들에 의해 만들어질 수 있는데, 다수의 밸브들 및/또는 펌프들의 상호 작용을 통해서 또는 별개의 장치들로서 만들어질 수 있다.

[0073] 도 5 는 마취 시스템 또는 벤틸레이터 시스템(500)의 특징들을 도시하는데, 인공 호흡 시스템은 본 발명의 실시예들에 따라서 콘트롤러 또는 콘트롤 조립체와 협동할 수 있거나 이들을 구비할 수 있다. 여기에 도시된 바로서, 마취 또는 벤틸레이터 시스템(500)은 날숨 가지 유동 제어 조립체(540)(예를 들어, 펌프 또는 터빈) 및 들숨 가지 유동 제어 조립체(550)(예를 들어, ITD 장치)를 구비한다. 날숨 가지 유동 제어 조립체(540)가 기도 유동 센서(541)와 유체 소통되도록 마취 시스템 또는 벤틸레이터 시스템(500)이 구성될 수 있다. 마취 또는 벤틸레이터 시스템(500)은 박테리아 및/또는 바이러스 날숨 필터(542) 및 환자 회로 압력 센서(543)를 구비할 수도 있는데, 박테리아 및/또는 바이러스 날숨 필터는 (선택적으로 들숨 가지 메카니즘으로부터의 기체와 조합된) 환자 기도 유동 튜브로부터의 기체를 수용 및 여과하고, 환자 회로 압력 센서는 날숨 가지 메카니즘 안의 압력을 감지한다. 유동 센서(541), 압력 센서(543) 또는 이들 양쪽으로부터 정보 또는 데이터는 날숨 가지 유동 제어 조립체(540)의 작동을 조절하도록 이용될 수 있다.

[0074] 일부 실시예들에 따르면, 날숨 가지 유동 제어 조립체(540)의 압력 조절 작용이 들숨 가지 유동 제어 조립체(550)의 쓰레숄드 밸브를 폐쇄하도록 작동할 때, 이것은 환자에게 마취 기계 또는 벤틸레이터가 폐쇄되도록 효과적으로 작동될 수 있다. 일부 경우에, 환자의 기도 압력은 이러한 시간에 측정될 수 있다. 예를 들어, 터빈의 작동은 기도 압력을 대략 -10 cm H<sub>2</sub>O 로 감소시킬 수 있고, 환자측 조립체와 유체 소통되거나 또는 그렇지 않으면 날숨 가지 유동 제어 조립체(540)의 환자측에 있는 환자 회로 압력 센서(543)는 환자 회로 안의 기도 압력을 측정하도록 효과적으로 작동될 수 있다. 더욱이, 환자측 조립체와 유체 소통되거나 또는 그렇지 않으면 날숨 가지 유동 제어 조립체(540)의 환자측에 있는 기도 유동 센서(541)는 환자 회로에 있는 기도 유동을 측정하도록 효과적으로 작동될 수 있다. 여기에 도시된 바와 같이, 기도 압력 센서(543)는 날숨 가지 유동 제어 조립체(540)(예를 들어, 터빈)와 환자 사이에 배치될 수 있다. 일부 예에서, 송풍기 메카니즘은, 연속적으로 작동될 수 있고, 그리고/또는 들숨 밸브가 폐쇄되는 기간 동안 작동될 수 있다. 놀랍게도, 그러한 기술은 이전에 믿어졌던 것보다 전력을 덜 소모한다.

[0075] 마취 또는 벤틸레이터 시스템(500)은 콘트롤러 조립체(510)를 구비하는데, 이것은 날숨 가지 유동 제어 조립체(540), 기도 유동 센서(541) 및 환자 회로 압력 센서(543)로 명령을 송신할 수 있고 그로부터 데이터를 수신할 수 있다. 마취 또는 벤틸레이터 시스템(500)은 전력 공급부 또는 전력 공급부와 연결 수단을 구비할 수도 있다. 예를 들어, 전력 공급부와 연결 수단은 전기 코드 또는 배터리를 구비할 수 있다. 일부 경우에서, 콘트롤러 조립체(510)는 사용자 인터페이스, 알람 및 디스플레이를 구비할 수 있다. 선택적으로, 콘트롤러 조립체(510)는 디지털 통신을 송신 및 수신하기 위한 입력/출력 메카니즘(512)을 구비할 수 있다. 여기에 도시된 바와 같이, 콘트롤러 조립체(510)는 외부 데이터 입력 메카니즘(520)을 경유하여 들숨 가지 유동 제어 조립체(550)와 작동상 접속될 수 있다. 일부 실시예들에 따르면, 콘트롤러 조립체(510)는 날숨 가지 유동 제어 조립체(540)로 제어 명령을 제공하도록 구성될 수 있다. 일부 실시예들에 따르면, 콘트롤러 조립체(510)는 기도 유동 센서(541), 환자 회로 압력 센서(543) 또는 이들 양쪽 모두로부터 데이터 또는 정보를 수신하도록 구성될 수 있다. 콘트롤러 조립체(510)는 프로세서를 구비할 수 있으며, 상기 프로세서는 기도 유동 센서(541), 환자 회로 압력 센서(543) 또는 이들 모두로부터 수신된 입력 데이터에 선택적으로 기초하여, 날숨 가지 유동 제어 조립체(540)에 대한 명령을 판단한다. 콘트롤러 조립체(510)는 마취 상태 또는 벤틸레이터 시스템(500)에 관련된 정보를 사용자 또는 시술자에게 디스플레이하도록 구성될 수도 있다. 예를 들어, 콘트롤러 조립체(510)는 시술자가 보는 디스플레이 스크린 상에 기도 유동 및 환자 회로 압력 정보 또는 데이터를 나타내도록 구성될 수 있다.

[0076] 도 6 은 마취 시스템 또는 벤틸레이터 시스템(600)의 특징들을 도시하는데, 이것은 본 발명의 실시예들에 따른 콘트롤러 또는 제어 조립체와 작동상 결합되거나 또는 그것을 구비할 수 있다. 여기에 도시된 바와 같이, 마취 또는 벤틸레이터 시스템(600)은 날숨 가지 유동 제어 조립체(640)(예를 들어, 펌프 또는 터빈) 및 들숨 가지 유동 제어 조립체(미도시)를 구비한다. 날숨 가지 유동 제어 조립체(640)가 날숨 기도 유동 센서(641)와 유체 소통되도록 마취 시스템 또는 벤틸레이터 시스템(600)이 구성될 수 있다. 마취 또는 벤틸레이터 시스템(600)은



환자 회로 압력 센서(643)를 구비할 수도 있는데, 이것은 날숨 가지 메카니즘내의 압력을 감지한다. 예를 들어, 날숨 유동 신호(642)와 같은, 유동 센서(641)로부터의 데이터 또는 정보는 콘트롤러 조립체(610)로 송신될 수 있다. 마취 또는 벤틸레이터 시스템(600)은 인라인(in line) 이산화탄소 센서(660)를 구비할 수도 있으며, 이는 환자의 기도 안에 있을 수 있거나 또는 그것과 유체 소통될 수 있는 것으로서, 정보를 콘트롤러 조립체(610)에 송신할 수 있는 실시간 이산화탄소 분석 메카니즘(670)과 결합된다. 사용시에, 이산화탄소 센서(660)는 환자에게서 이산화탄소의 농도를 측정할 수 있고, 날숨 유동 센서(641)는 날숨 가지 유동 제어 조립체(640)를 향해 유동하거나 또는 진입하는 기체 유동을 측정할 수 있다. 콘트롤러 조립체(610)는 예를 들어 날숨 유동 값과 이산화탄소 농도의 곱에 기초하여, 체적 이산화탄소를 판단하는 프로세서를 구비할 수 있다. 콘트롤러 조립체(610)는 사용자 또는 시술자에게 체적 이산화탄소 측정의 값을 디스플레이할 수도 있다. 일부 경우에, 체적 이산화탄소 측정은 날숨 가지 유동 제어 조립체(640)의 작동을 조절하거나 또는 제어하도록 이용될 수 있다. 이러한 방식으로, 마취 시스템 또는 벤틸레이터 시스템(600)은 체적 이산화탄소 모니터 및 피드백 기능들을 제공하도록 작동될 수 있다.

[0077] 도 7 은 본 발명의 실시예들에 따른 수동 벤틸레이터 시스템(700)의 특징들을 나타낸다. 수동 벤틸레이터 시스템(700)은 백 밸브 마스크 장치(bag valve mask device)로서 구성될 수 있고, 환자에게 흉내 압력 조절 치료를 전달하도록 이용될 수 있다. 예를 들어, 응급 의료 요원은 앰블런스에 수동 벤틸레이터 시스템(700)을 운반할 수 있고, 심정지 상태에 있는 환자 또는 혈액 손실로 인한 출혈성 쇼크중인 환자에게 그 시스템을 이용할 수 있다. 여기에 설명된 바와 같이, 수동 벤틸레이터 시스템(700)은 인공 호흡기 백(resuscitator bag, 724)을 구비하는데, 상기 인공 호흡기 백은 화살표 C 로 표시되고 주위 산소 또는 보조 산소를 가지며 흡입 공기를 받아들이는 유입부(724a) 및, 들숨 가지 메카니즘(732)과 유체 소통하는 유출부(724b)를 가진다. 백(724)의 압축시에, 상기 공기는 화살표 D (들숨 기체 유동)로 표시된 바와 같이, 들숨 가지 메카니즘(732)을 통해 환자를 향하여 전달된다. 수동 벤틸레이터 시스템(700)은 응급 간호 적용을 위한 백 밸브 마스크(bag valve mask)로서 이용될 수 있다.

[0078] 수동 벤틸레이터 시스템(700)은 날숨 가지 유동 제어 조립체(700)(예를 들어, 펌프 또는 터빈) 및 들숨 가지 유동 제어 조립체(750)(예를 들어, ITD 장치)를 구비한다. 날숨 가지 유동 제어 조립체(740)는 날숨 가지 메카니즘(734)으로부터 기체를 회수하고, 그 안의 압력을 감소시키도록 작동된다. 여기에 도시된 바와 같이, 수동 벤틸레이터 시스템(700)은 마스크 또는 유동 튜브와 같은 환자 연결부(760)를 더 구비한다. 들숨 기체 및 날숨 기체는 화살표 E 로 표시된 바와 같이 환자와 수동 벤틸레이터 시스템 사이에서 교환될 수 있다. Y 부분(737)은 환자 연결부(760)와 들숨 가지 메카니즘(732)과 날숨 가지 메카니즘(734) 사이의 연결을 제공한다. 작동시에, 들숨 가지 유동 제어 조립체(740)는, 들숨 가지 메카니즘(734)으로부터의 기체와 선택적으로 조합되어, 환자 연결부(760) 또는 마스크를 통해 환자로부터 기체를 수용한다. 따라서, 그러한 기체는 화살표 F (날숨 기체 유동)로 표시된 바와 같이 날숨 가지 메카니즘(734)을 통해 환자로부터 이탈되게 전달된다. 다음에 화살표 G 로 표시된 바와 같이 상기 환자의 공기 및 흡입 공기는 날숨 가지 유동 제어 조립체(740)의 유출부(742)를 통해 배출될 수 있다.

[0079] 마취 시스템 또는 벤틸레이터 시스템(700)은 날숨 가지 유동 제어 조립체(740)가 기도 유동 센서(741)와 유체 소통되도록 구성될 수 있다. 수동 벤틸레이터 시스템(700)은 날숨 가지 메카니즘 안의 압력을 감지하는 환자 회로 압력 센서(743)를 구비할 수도 있다. 유동 센서(741), 압력 센서(743) 또는 이들 모두로부터의 정보 또는 리딩(reading)은 날숨 가지 유동 제어 조립체(740)의 작동을 조절하도록 이용될 수 있다. 일부 경우에, 들숨 가지 유동 제어 조립체(750)는 위치 A(환자 Y 부분(737)에 있거나 또는 그에 근접한 곳) 또는 위치 B (인공 호흡기 백 유출부(724b)에 있거나 또는 그에 근접한 곳)에서 수동 벤틸레이터 시스템(700)상에 위치될 수 있다.

[0080] 날숨 가지 유동 제어 조립체(740)를 인공 호흡기 백(bag)(724)과 유체 소통되게 배치함으로써, 마취 시스템 또는 벤틸레이터 시스템(700)으로 네가티브 상(negative phase)의 성능을 제공할 수 있으며, 따라서 시스템(700)은 환자에 대한 음압 치료 시술의 전달과 조합되어 양압의 벤틸레이션을 환자에게 전달하도록 이용될 수 있다.

[0081] 일부 예에서, 벤틸레이터 시스템(700)의 환자측 조립체는 동일 중심의 방식 또는 안주된 방식으로 배치된 내측 통로(예를 들어, 외측 튜브) 및 외측 통로(예를 들어, 내측 튜브)를 가진 단일 가지의 회로 메카니즘을 구비할 수 있으며, 여기에서 외측 통로 또는 튜브는 날숨 경로를 제공하고, 내측 통로 또는 튜브는 들숨 경로를 제공하고, 또는 내측 통로 또는 튜브는 날숨 경로를 제공하고 외측 통로 또는 튜브는 들숨 경로를 제공한다. 예시적인 단일 가지 메카니즘은 2010 년 6 월 21 일자에 제출된 USSN 12/819,959 에 설명되어 있으며, 상기 문헌은 본원에 참고로서 포함된다.

[0082] 일부 실시예들에서, 단일 메카니즘 또는 시스템은 환자 기도, 들숨 가지 메카니즘, 날숨 가지 메카니즘 및 재호흡 회로 안의 음압을 조절하거나 그 안의 유동을 조정하도록 이용될 수 있다. 도 8 은 흉내 압력 조절(IPR) 송풍기 메카니즘(800)의 예를 도시하는데, 이것은 상기와 같은 기능들을 수행하도록 이용될 수 있다. 일부 경우에, 송풍기 메카니즘(800)은 원심 송풍기로서 제공된다. 송풍기 메카니즘(800)은 압력 발생기 또는 조정기(modulator)로서 작동될 수 있고, 환자와 벤틸레이션 장치(예를 들어, 마취 기계, 기계화된 벤틸레이터, 백 밸브 마스크등) 사이에서 제어된 압력을 발생시키도록 이용될 수 있다. 일부 경우에, 송풍기 메카니즘(800)에 의해 제공된 압력은  $\Delta P$  로서 지칭될 수 있다. 송풍기 메카니즘(800)이 마스크, 튜브 또는 유사한 장치를 이용하여 달성될 수 있는 바와 같이 환자의 기도 또는 입과 유체 소통될 때, 송풍기 메카니즘(800)은 설정되거나 또는 소망된 압력이 달성될 때까지 환자의 폐로부터 기체 또는 공기를 끌어당기도록 작동된다. 폐 안의 압력이 송풍기 압력에 도달할 때, 송풍기 메카니즘(800)은 평형 상태가 되고 정미의 유동(net flow)은 제로이며, 정상 상태 압력이 달성된다. 따라서, 송풍기 메카니즘(800)에 접속된 환자는 송풍기 압력  $\Delta P$  을 초과하는 압력으로 들이킬 수 있고, 호흡할 수 있다. 차후에, 날숨이 시작될 때, 다시 한번 평형이 달성될 때까지 환자 폐의 되튐 및 IPR 송풍기 메카니즘(800)의 압력에 의해 호흡이 내쉬어질 것이다. 일부 예에서, 송풍기 메카니즘(800)의 작동은 날숨을 보조하며, IPR 뿐만 아니라 향상된 날숨(예를 들어, 천식, COPD 등)으로부터도 혜택을 받는 환자 집단에서 이용될 수 있다. 이러한 방식으로, 송풍기 메카니즘의 작동은 송풍기 메카니즘(800)의 압력 조절 작용의 결과로서, 쓰레숄드 압력이 달성될 때까지 호흡 시스템으로부터 기체를 제거할 수 있다. 여기에 도시된 바와 같이, 송풍기 메카니즘은 환자(810)와 벤틸레이션 소스 또는 장치(820) 사이에 연결된다. 따라서, 송풍기 메카니즘(800)의 작동 또는 환자(810)의 활동은 벤틸레이터 또는 마취 기계(820)의 거동을 부적절하게 방해하지 않는다. 따라서, 송풍기 메카니즘(800)은 삽관 과정 동안에, 예를 들어 자발적으로 호흡하는 환자와 인접하는 방식으로 또는 그 어떤 임의의 벤틸레이션 플랫폼(platform)과 인접하는 방식으로 이용될 수 있다. 여기에 도시된 바와 같이 환자 연결부(805)는 마스크, 기도 튜브, 기관 튜브(trached tube) 등을 포함할 수 있다. 송풍기 메카니즘(800)의 작동 동안에, 환자는 송풍기 메카니즘(800)을 통해 자발적으로 호흡할 수 있다.

[0083] 도 8 에 도시된 바와 같이 송풍기 메카니즘(800)은 작동하는 동안에 화살표 A 로 표시된 바와 같이 환자로부터 예를 들어 제어된 압력으로 기체를 당기도록 작동된다. 여기에서, 송풍기 메카니즘(800)의 출력은 벤틸레이션 장치 연결부(815)를 향하여 또는 그것을 통해 지향된다. 송풍기 메카니즘은 예를 들어 회전 원심 송풍기(spinning centrifugal blower)의 결과로서 편차 압력( $\Delta P$ )을 발생시키도록 구성될 수 있다. 일부 경우에 있어서, 송풍기의 속도는 편차 압력 레벨을 결정한다. 일부 경우에서, 편차 압력은 조절 가능하며, 예를 들어 0 cm H<sub>2</sub>O 내지 -20 cm H<sub>2</sub>O 사이에 연장된 범위 전체에 걸쳐 조절 가능하다. 화살표 B 로 표시된 바와 같이, 음압은 환자의 기도에서 발생된다. 화살표 A 의 압력 및 화살표 B 의 압력이 등가일 때, 송풍기 메카니즘(800)을 통한 정미의 유동(net flow)은 제로이다. 벤틸레이션 소스(820)에 의해 제공되는 양압의 호흡은 환자에게 호흡을 전달하기 위하여 오직 송풍기 압력을 극복할 필요성만 있다. 이러한 방식으로, 송풍기 메카니즘(800)은 압력 밸브(pressure valve) 및 음압 소스(negative pressure source) 양쪽 모두에서 작동된다.

[0084] 작동시에, 송풍기 메카니즘(800)을 통해 기체를 양방향으로 움직일 수 있다. 예를 들어, 벤틸레이션 소스로부터의 양압은 화살표 C 로 표시된 바와 같이 환자를 향하여 송풍기 메카니즘(800)을 통해 기체를 움직일 수 있고, 환자로부터의 날숨 기체는 화살표 D 로 표시된 바와 같이 송풍기 메카니즘(800)을 통해 벤틸레이션 시스템을 향하여 움직일 수 있다. 송풍기 메카니즘(800)은 예를 들어 원심 송풍기에 의하여, 기체를 환자측으로부터 벤틸레이터 측으로 화살표 E 로 표시된 바와 같이 기체를 움직이도록 작동될 수 있다. 따라서, 벤틸레이션 메카니즘(820)은 예를 들어 날숨 국면 동안에 기체를 날숨 외부 유동에 대하여 환자를 향하여 밀 수 있다. 마취 기계, 벤틸레이터 또는 백 밸브 마스크에 의해 제공되는 양압의 호흡 또는 자발적인 환자 호흡을 포함할 수 있는 들숨 동안에, 벤틸레이션 메카니즘(820)은 기체를 터빈을 통하여 밀도록 작동될 수 있어서, 터빈에 의해 제공된 압력을 극복하며, 송풍기 메카니즘(800)을 통하여 환자에게로 기체의 정미의 유동(net flow)의 결과를 가져온다.

[0085] 이와 관련하여, 송풍기 메카니즘(800)은 압력 발생기 터빈 또는 압력 소스 조립체로서 작동될 수 있다. 예를 들어, 송풍기 메카니즘(800)은 환자에게서 음압인 흉내 압력을 발생시킬 수 있고, 또한 벤틸레이터 소스(820)로부터 환자에게로 양의(positive) 벤틸레이션의 전달을 위한 도관을 제공할 수 있다. 일부 경우에, 송풍기 메카니즘(800)은 가변적인 토크의 팬 조립체를 구비하다. 일부 경우에, 벤틸레이터로부터의 기체는 송풍기 메카니즘(800)을 통해 송풍기 자체의 유동의 방향과 반대로 환자를 향하여 유동하므로, 송풍기 메카니즘은 계속 작동된다. 예를 들어, 송풍기 메카니즘(800)기체의 터빈 팬은 기체의 정미의 유동을 환자로부터 벤틸레이터로 제공할 방향으로 계속 회전할 수 있지만, 벤틸레이터로부터의 압력에 기인하여, 송풍기 메카니즘을 가로지른 정미의 유동은 환자로부터 이탈하는 대신에 환자를 향하게 된다. 그와 같은 것으로서, 송풍기 메카니즘(800)은 압력 소스

로서 작동되는 것으로 간주될 수 있으며, 송풍기 메카니즘을 통해 환자를 향하여 기체를 반대 유동 방향으로 움직이기 위하여 예를 들어 벤틸레이터의 작동에 의해 상기 압력 소스를 극복할 수 있다.

[0086] 따라서, 일부 실시예들에 따르면, 송풍기 메카니즘(800)의 터빈 팬의 작동은 특정의  $\Delta P$  에서 환자로부터 이탈되게 환자 밖으로 기체를 당기도록 작용한다. 그러나, 송풍기 메카니즘(800)이  $\Delta P$  를 전달하는 동안, 흉내 압력은 다른 인자들에 의해 조절될 수 있으며, 예를 들어 임피던스 쓰레숄드 장치(예를 들어, 미국 특허 5,551,420; 5,692,498; 5,730,122; 6,062,219; 6,155,257; 6,224,562; 6,234,916; 6,526,973; 6,604,523; 6,776,156; 6,986,349; 7,195,012 및 7,204,251 에 개시된 것과 같은 ITD로서, 이들은 본원에 참고로서 포함된다)에 의하여, 또는 벤틸레이터 에 의해 제공되는 양압에 응답하는 송풍기 자체의 작동에 의하여 조절될 수 있다. 통상적으로, 터빈은 특징적인 속도로 가동되며, 송풍기 압력  $\Delta P$  은 대략 속도에 비례한다. 일부 예에서, 송풍기 메카니즘(800)은 연속적으로 가변적인 압력원을 제공하며, 팬 속도가 증가하면,  $\Delta P$  가 증가한다. 일정한 속도로 유지되면, 송풍기 메카니즘(800)은 일정한  $\Delta P$  를 제공할 수 있다.

[0087] 일부 국면에서, 송풍기 메카니즘의 작동은 환자의 날숨에서 가외의 탄성 작용(springness)을 제공하며, 치료의 처리 전체에 걸쳐 연속적으로 이루어지도록 구성될 수 있다. 도 8 에 도시된 것과 같은 송풍기 메카니즘은 전달 가능하며, 적용 가능성에 있어서 보편적이다. 예를 들어, 송풍기 메카니즘은 마취 기계, 기계적 벤틸레이터, 백밸브 마스크등에 포함될 수 있다.

[0088] 일부 예에서, 송풍기 메카니즘은 모터 및 터빈을 구비할 수 있으며, 터빈은 모터로부터 독립적이다. 예를 들어, 밀폐 시일은 모터와 터빈 사이에 배치될 수 있고, 자기 클러치는 선택적으로 터빈을 모터와 결합시키는데 이용될 수 있다. 이와 관련하여, 터빈들은 1 회용 물품(disposable item)으로서 단일 환자 이용(single patient use)의 구성으로 제공될 수 있는데, 1 회용 물품은 모터 조립체와 결합되고 특정의 환자를 위해 이용되며, 이후에 폐기된다. 일부 구성에서, 송풍기 메카니즘은 벤틸레이터로서 호흡 시스템과 환자 사이에 결합될 수 있는 원심 팬을 제공한다. 일부 예에서, 도 8 의 송풍기 메카니즘(800), 도 9 의 송풍기 메카니즘(940), 도 10a 의 송풍기 메카니즘(1000a), 도 10b 의 송풍기 메카니즘(1000b) 또는 도 11 의 송풍기 메카니즘(1100)과 같은 가지 유동 제어 조립체는 분리된 모터 및 터빈 메카니즘을 포함할 수 있다. 예를 들어, 송풍기 메카니즘은 서로로부터 밀폐 밀봉된 모터 메카니즘 및 터빈 메카니즘을 구비할 수 있다. 모터 메카니즘은 자기 또는 기계적 클러치 메카니즘을 통하여 터빈 메카니즘과 접속될 수 있다. 일부 예에서, 모터 메카니즘 및 터빈 메카니즘은 예를 들어 터빈 샤프트 베어링을 통하여 공통의 기체 경로를 공유하지 않을 수 있다. 일부 예에서, 터빈 메카니즘이 제공될 수 있어서 단일의 환자 이용 장치로서 이용될 수 있다. 이와 관련하여, 모터 메카니즘이 제공될 수 있으며 주요 장치로서 이용될 수 있다. 예시적인 탈착 가능 음압 터빈 메카니즘은 도 20 과 관련하여 여기에 더 설명될 것이다.

[0089] 만약 벤틸레이션 장치의 부재시에 송풍기 메카니즘(800)이 환자와 연결되면, 송풍기 메카니즘(800)의 작동은 흉내의 압력을  $\Delta P$  의 레벨로 감소시킴으로써 정상 상태를 제공할 수 있다. 만약, 예를 들어 팬을 가로지르는 역유동의 방향에서 송풍기 메카니즘을 통해 폐 안으로 공기를 유인하도록 작용하는, 자발적인 들숨 호흡을 환자가 취한다면, 환자는 송풍기에 의해 제공된  $\Delta P$  (예를 들어,  $-10 \text{ cm H}_2\text{O}$ )에 대하여 효과적으로 작용한다. 날숨시에, 흉내 압력은  $\Delta P$  로 복귀한다.

[0090] 벤틸레이터에 의해 제공되는 양압 및 송풍기에 의해 제공되는 음압에 더하여, 순응성(compliance) 또는 되튐(recoil)에 의해 환자가 발생시키는 압력을 고려하는 것이 도움이 되기도 한다.

[0091] 들숨 동안에, 폐 및 흉강내 압력은 마스크 또는 기관 튜브(tracheal tube) 안에 존재하는 압력보다 상대적으로 작다. 결국, 기체는 마스크 또는 튜브(높은 압력)로부터 폐(낮은 압력)로 유동한다. 압력 차이는, 벤틸레이터 또는 송풍기 또는 이들 양쪽 둘다와 선택적으로 조합된, 환자의 횡경막의 작용에 기인할 수 있다.

[0092] 역으로, 날숨 동안에, 폐 및 흉강내 압력은 마스크 또는 기관 튜브 안에 존재하는 압력보다 상대적으로 크다. 결국, 기체는 폐(높은 압력)로부터 마스크 또는 튜브(낮은 압력)로 유동한다. 압력 차이는 벤틸레이터 또는 송풍기 또는 이들 양쪽 둘다와 선택적으로 조합된, 환자의 탄성적인 되튐 또는 반동에 기인할 수 있다.

[0093] 예시적인 실시예로서, 주어진 속도에서 작동하는 터빈 팬은  $10 \text{ cm H}_2\text{O}$  의 압력을 발생시킬 수 있으며, 따라서  $10 \text{ cm H}_2\text{O}$  의 압력으로 기체를 환자 밖으로 끌어당긴다. 기체를 환자에게 전달하는 벤틸레이터부터의 양압의 호흡을 제공할 때, 날숨 동안 내쉬어진 기체는 환자 밖으로 유동하여 송풍기 메카니즘을 통해 밖으로 흐른다. 송풍기 메카니즘에 의해 제공된 압력 및 환자 폐의 압력이 같을 때, 송풍기 메카니즘을 통한 정미의 유동(net



flow)은 제로이다.

- [0094] 이러한 기술들은 환자가 자발적으로 호흡하는 예를 포함하는 다양한 상황에서 제공될 수 있다. 선택적으로, 이러한 기술들은 백 마스크 밸브 치료(bag mask valve treatment), 마취 치료, 또는 기계적 벤틸레이터 치료와 관련하여 이용될 수 있다.
- [0095] 도 8 을 계속 참조하면, 화살표 B 는 환자 폐에서 발생된 음압을 나타내고, 송풍기 압력( $\Delta P$ )은 화살표 A 로 표시된다. 이러한 압력들이 같아질 때 (예를 들어, 환자 폐에서의 음압이 송풍기로부터 끌어 당기는 것과 같을 때), 송풍기를 통한 정미의 유동은 제로이다. 이러한 상황에서, 압력 소스로서 작동하는 송풍기 팬은 여전히 회전하지만, 하나의 방향 또는 다른 방향으로 가는 질량 유동 또는 정미의 유동이 없다.
- [0096] 일부 경우에 있어서, 기계적인 벤틸레이터는 (예를 들어 송풍기 배압에 대하여) 송풍기 메카니즘을 통해 반대 유동 방향으로 기체를 전달하는 (예를 들어, 500 ml 기체 체적을 처리하는) 체적 장치로서 간주될 수 있다. 벤틸레이터는  $H_2O$  의 5 또는 10 cm 에 대해서만 오직 뒤로 밀리기 때문에, 상기 배압(backpressure)에 대한 벤틸레이터 작용은 용이하게 이루어질 수 있거나, 또는 지정된 IPR 설정에서 가동하는 터빈에 의해 어떠한  $\Delta P$  가 발생되는지 간에 용이하게 이루어질 수 있다. 공기 역학적 관계에서, 터빈을 통하여 그러한 유동을 뒤로 가동시킬 때, 터빈은 약간 정지될 수 있으며, 왜냐하면 의도된 방향에서 기체를 효과적으로 앞으로 추진시키지 않기 때문이다.
- [0097] 여기의 다른 곳에서 주목된 바와 같이, 송풍기 메카니즘은 연속적으로 가변적인 속도에서 작동될 수 있다. 이와 관련하여, 예를 들어 제로의  $\Delta P$  를 제공하기 위하여, 송풍기를 끄는 것이 가능하며, 5 cm 의  $H_2O$  를 제공하기 위하여 송풍기를 선택된 속도로 켜는 것이 가능할 수 있다. 이러한 예에서, 벤틸레이터는 기체를 환자의 폐로 구동하기 위하여, 대향하는 5 cm  $H_2O$  의 증분 압력(incremental pressure)을 발생시킬 필요성이 있다. 따라서, 날숨 밸브를 개방할 때, 환자는 추가적인 5 cm 의  $H_2O$  의 에너지를 가지고 내설 것이다.
- [0098] 일부 실시예들에 따라서, 환자 유동을 측정하기 위하여, 송풍기의 유입부와 유출부 사이의 압력 차이를 유동 트랜스듀서(flow transducer)로서 사용할 수 있다.
- [0099] 도 8a 는 (예를 들어 도 8 에 도시된 바와 같은) 송풍기 메카니즘을 가지지만, (예를 들어 도 1 에 도시된 바와 같은) 분리된 쓰레숄드 밸브를 가지지 않은 치료 시스템에 의해 제공되는 예시적인 압력 곡선을 도시한다. 여기에 도시된 바와 같이, 송풍기 메카니즘은 연속적으로 작동된다. 벤틸레이터에 의해 제공되는 양압의 호흡은 흉내 압력을 증가시키고, 일단 양압의 호흡이 중지되면, 송풍기 메카니즘의 활성화는 흉내 압력을 감소시킨다.
- [0100] 가장 낮은 기도 압력에서, 터빈을 가로지르는 정미의 유동은 제로이다. 예를 들어, 만약 송풍기가 10 cm  $H_2O$  를 발생시키도록 충분히 회전하고, 환자 기도 압력이 -10 cm  $H_2O$  이면, 터빈을 가로지르는 정미의 유동은 제로이다. 들숨 동안에, 기체는 벤틸레이터 또는 벨로우즈로부터 반대 유동 방향으로 터빈을 가로질러 환자의 폐 안으로 유동한다. 날숨 동안에, 기체는 환자의 폐 밖으로 유동한다. 많은 부분에서, 환자의 기도로 진입하거나 또는 그로부터 나오는 기체 체적의 각각의 양은 터빈 블레이드를 가로질러 이동하기도 하며, 이는 환자의 기도와 직렬로 되어 있다. 일부 예에서, 압력 곡선은 사인파(sine wave)가 아닐 것이며, 대신에 들숨/날숨에서 아래 방향으로 지수적으로 감소하는 유동(exponentially decelerating flow)를 나타낼 것이며, 이는 벤틸레이터의 기계적인 날숨 국면 동안에 날숨 밸브의 개방시의 신속하거나 또는 빠른 속도의 초기 날숨에 해당한다.
- [0101] 초기의 양압 곡선은 백 밸브 마스크의 압축에 대응하며, 이는 터빈 블레이드를 가로질러서 역행하는 유동(retrograde flow)을 발생시킨다. 날숨 압력 곡선 또는 파형(예를 들어, 사인 곡선)의 형상은 인가되는 압축의 특성을 반영한다. 예를 들어, 백(bag)은 급속하게 또는 점진적으로 압축될 수 있으며, 급속하게 또는 점진적으로 방출될 수 있다. 백의 방출시에 들숨 유동은 감속될 것이다. 백의 압축이 해제되면, 백에 의해 제공되는 압력은 어떤 지점에서 송풍기 메카니즘에 의해 제공되는 압력을 상쇄하는 압력을 더 이상 초과하지 않을 것이다 (예를 들어, 백의 압력은 터빈  $\Delta P$  아래로 떨어진다). 이러한 지점에서, 송풍기 메카니즘은 개방으로 전환되는 밸브로서 작동하며, 따라서 기체의 정미의 유동이 날숨으로서 그것을 통해 유동하는 것을 허용한다. 따라서, 백(bag)이 해제된 이후에, 기체 유동은 시스템으로부터 빠져나가서 압력 곡선상에 도시된 바와 같이 음압을 제공한다. 이러한 방식으로 날숨 밸브로서 작용하는 터빈이 개방될 때, 기체는 급속한 유동 속도로 환자에게서 빠져나간다. 날숨은 원심 송풍기와 직렬로 되어 있는, 환자의 정상 수동적인 날숨(passive exhalation)의 조합된 효과에 기인할 수 있다. 따라서, 그래프 또는 파형 곡선은 초기의 하방향 스파이크를 나타낼 수 있으며, 상방향으로의 지수적인 감쇠(exponential decay)가 이어진다. 따라서, 백은 들숨 소스(inspiration source)로서 작동

됨으로써 초기에 기체를 환자에게 밀어 넣으며, 그 후에 백이 다시 채워지는 동안 기체는 환자 외부로 흐른다. 날숨시에, 환자의 순응 및 터빈의 작동에 기인하여, 기체는 환자의 폐에서 빠져나온다.

[0102]

따라서, 도 1a 및 도 8b 를 참조하면, 날숨 국면 동안에, 특정의 프로파일 또는 곡선에 따른 흉내 압력은 압력의 지속 기간 및/또는 크기에 의해 특징지어질 수 있다는 점이 이해되어야 한다. 일부 실시예에서, 시스템 및 방법들은 일부 지속 기간 동안 환자에게 낮은 흉내 압력을 제공한다. 예를 들어, 기술들에는 벤틸레이션 비율 또는 호흡 비율(예를 들어, 날숨 지속 기간의 25 % 내지 최대 100 % 동안)에 기초한 지속 기간 동안 환자에게 낮은 흉내 압력을 제공하는 것이 포함될 수 있다. 따라서, 낮춰진 흉내 압력의 지속 기간은 날숨 국면의 지속 기간에 의존할 수 있다. 통상적인 들숨:날숨 비율은 대략 1:2 와 대략 1:4 사이이고, 휴식중인 건강한 성인의 평균 호흡 비율은 대략 분당 10 호흡 내지 대략 분당 20 호흡 사이이다. 유아 및 소아의 호흡 비율은 통상적으로 더 높다 (예를 들어, 분당 최대 35 호흡이다). 따라서 성인에 대하여, 상대적으로 짧은 날숨 국면은 대략 2 초일 수 있으며, 상대적으로 긴 날숨 국면은 대략 4.8 초일 수 있다. 낮은 흉내 압력이 날숨 기간의 대략 25 % 인 경우에, 지속 기간은 대략 0.5 초 내지 대략 1.2 초 사이일 수 있다. 낮은 흉내 압력이 대략 날숨 기간의 100 % 일 경우에, 지속 기간은 대략 2 초 내지 대략 4.8 초 사이일 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 0.5 초 내지 대략 4.8 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 0.8 초 내지 대략 4.5 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 1.1 초 내지 대략 4.2 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 1.4 초 내지 대략 3.9 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 1.7 초 내지 대략 3.6 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 2.0 초 내지 대략 3.3 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 2.3 초 내지 대략 3.0 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 1.0 초 내지 대략 4.0 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 2.0 초 내지 대략 3.0 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 경우에, 낮아진 흉내 압력은 대략 0 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 -15 cm H<sub>2</sub>O 사이의 값을 가질 수 있다. 이와 관련하여, 들숨 국면 동안 환자의 기도로 양압의 호흡을 전달하는 수단 및, 들숨 국면과 날숨 국면 동안 환자의 기도로 음압을 전달하는 수단을 포함하는, 환자에게 치료법을 제공하는 시스템 및 방법들이 실시예들에 포함되는데, 여기에서 음압의 지속 기간은 벤틸레이션 비율 또는 호흡 비율(예를 들어, 날숨 기간의 25 % 내지 최대 100 %)에 기초한다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 0.5 초 내지 대략 4.8 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 0.8 초 내지 대략 4.5 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 1.1 초 내지 대략 4.2 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 1.4 초 내지 대략 3.9 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 1.7 초 내지 대략 3.6 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 2.0 초 내지 대략 3.3 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 2.3 초 내지 대략 3.0 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 1.0 초 내지 대략 4.0 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 예에서, 낮아진 흉내 압력은 대략 2.0 초 내지 대략 3.0 초 사이의 지속 기간을 가질 수 있다. 일부 경우에, 낮아진 흉내 압력은 대략 0 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 -15 cm H<sub>2</sub>O 사이의 값을 가질 수 있다.

[0103]

단일 메카니즘 접근 방식이 인공 호흡 장치와 함께 이용될 수 있다. 예를 들어, 도 9 는 자체 재충전 인공 호흡기 백(bag)/밸브 메카니즘(910)을 구비하는 치료 시스템(900)을 도시하는데, 이것은 흡기부(920)(예를 들어 공기 및 산소를 위한 흡기부) 및 Y 부분(930)을 가진다. 작동시에, 기체는 백 흡기부(920)를 통과하고, 백(bag, 910)을 통과하고, Y 부분(930)을 통과하고, 송풍기 메카니즘(940)을 통하여 환자에게로 움직인다. 기체는 환자로부터 송풍기 메카니즘(940)을 통과하고, Y 부분(930)을 통과하고, 유출부(950)를 통하여 움직인다. 여기에 도시된 바와 같이, 송풍기 메카니즘(940)은 제어 박스 및 재충전 가능 배터리 조립체(944)와 결합된 송풍기/필터 모듈(942)을 구비할 수 있다. 그러한 실시예들은 응급 의료 서비스(EMS) 요원에 의해 이용되기에 적절하거나, 또는 환자들이 병원 밖의 긴급 의료 돌봄으로부터 혜택을 입는 상황에 적절하다. 선택적으로, 그러한 실시예들은 병원 세트에서 이용될 수 있다.

[0104]

일부 실시예에서, 시스템(900)은 마스크 또는 튜브(960)와 같은 환자 인터페이스를 구비한다. 백(910)의 압축은 송풍기(940)를 가로질러 화살표(A)로 표시된 방향으로 마스크(960)를 통해 환자에게로 공기를 강제할 수 있다. 백(910)으로부터의 압축 해제시에, 송풍기와 환자 사이에서 정상 상태(steady state)에 도달될 때까지, 기체는 환자의 폐로부터, 마스크(960)를 통과하고, 화살표(B)로 표시된 방향으로 송풍기를 가로질러, 이제 개방 상태인 날숨 밸브(950) 밖으로 유동한다. 일부 실시예들에서, 송풍기 메카니즘(940)은 연속적인 작동 상태에 있어서,



백(910)이 반복적으로 죄여지고 해제되는 동안  $\Delta P$  를 제공한다. 환자 폐 안의 압력이 팬에 의해 생성된  $\Delta P$  와 같을 때인 이러한 시기에, 송풍기를 가로지르는 정미의 유동은 없다. 일부 실시예들에 따르면, 터빈에 의해 생성된 IPR 압력 및 환자 가슴 안의 음압이 같을 때, 유동은 제로가 될 것이다 (예를 들어, 유입 유동이 없고 유출 유동이 없다). 즉, 터빈은 회전하지만, 기체를 기동시키는 효과는 없다. 원심 송풍기는 일정한 유동의 펌프와는 반대로, 압력 발생 장치로서 간주될 수 있다. 동등하고 반대인 압력이 존재할 때, 송풍기는 그것의 작동 압력을 증가시키지 않을 것이다. 따라서, 유동은 정지한다. 그러므로, 공칭 속도로 회전하는 팬은 공칭 압력을 발생시키며, 만약 (예를 들어, 백의 압축에 의해) 그 압력이 초과되면, 팬을 통하여 역유동으로, 송풍기를 가로질러 환자에게로 기체를 밀 수 있다. 백에 가해지는 압축이 해제될 때 (또는 양압의 호흡 전달이 중지되거나 또는 감소될 때), 날숨 기체는 가슴 순응으로부터 환자의 되튐 호흡(recoil breath)과 조화되어 밖으로 유동할 수 있으며, 이는 팬에 의해 제공된 압력에 추가하여 전체적인 외측 방향 구동 압력을 발생시킨다.

[0105] 일부 실시예들에서, 시스템들은 예를 들어 소망의 팬 속도를 결정하도록 모니터링 및 피드백(예를 들어, 팬을 통한 유동 레벨 또는 기도 압력)에 기초하여 작동될 수 있는 컨트롤러(944)를 구비할 수 있다. 따라서, 컨트롤러(944)는 들숨 동안에 팬 속도를 감소시키고, 날숨 동안에 팬 속도를 증가시키는 명령을 제공할 수 있다. 그러한 기술은 그 어떤 다양한 압력 프로파일들을 제공하도록 이용될 수 있으며, 따라서 예를 들어 압력은 치료 과정 전체에 걸쳐 또는 그것의 일부에 걸쳐, 선택적으로 벤틸레이터 작동 및/또는 환자 호흡과 조화되어, 소망의 기간 동안 소망의 레벨로 감소되거나 증가될 수 있다. 일부 경우에, 그러한 기술은 활성화, 비활성화 또는 그렇지 않으면 송풍기에 의해 발생된 잠재 압력을 조정(modulation)하는 것을 포함한다. 송풍기의 작동은 치료 시스템 전체에 걸쳐 다양한 장소들로부터의 모니터 또는 피드백 정보에 기초할 수 있다. 일부 경우에, 치료 시스템 또는 송풍기 메카니즘은 압력 센서를 구비할 수 있고, 이것은 송풍기를 가로지르는  $\Delta P$  를 검출하거나 또는 측정한다. 그러한 센서들은 송풍기를 가로지르거나 또는 치료 시스템에 걸친 다른 지점들에서 유동 또는 다른 파라미터들을 평가하도록 이용될 수 있다.

[0106] 도 10a 및 도 10b 에 도시된 바와 같이, 송풍기 메카니즘은 마취 또는 벤틸레이션 연결부들 통한 기관내 삽관으로부터 이용될 수 있다. 도 10a 는 환자와 자체 재충전 인공 호흡 백/밸브 장치(1010a) 사이에 결합된 송풍기 메카니즘(1000a)을 도시한다. 도 10b 는 환자와 마취 기계 또는 벤틸레이터(1010b) 사이에 결합된 송풍기 메카니즘(1000b)을 도시한다. 그러한 시스템들은 긴급 설정 및 병원 설정에 사용되기에 적절하다. 예를 들어, 병원은 극히 중증인 환자를 중환자실에서 수용할 수 있다. 환자는 선택적으로 다양한 다른 만성 질환들을 나타내면서, 호흡 상실의 경계선상에서 수일 동안 음식 또는 영양 공급이 없는 상태일 수 있다. 의사 또는 중환자 전문 치료사는 환자의 기관내 삽관을 회망할 수 있다. 그러나, 환자에게 기관내 삽관을 하려면, 환자를 마비시키거나 진정시키는 약을 처방할 필요가 있을 수 있으며, 그러한 약품들은 혈압 강하를 일으키고 순환의 감소를 일으켜서, 환자의 조심스러운 상태를 더 악화시킨다. 이러한 임상 시나리오의 한가지 예는 마취 섭생법(anesthetic regimen)과 함께하는 신속 시퀀스 유도(rapid sequence induction)의 전후이며, 여기에서 도 10b 에 설명된 장치는 임상적인 가치를 가질 것이다.

[0107] 상기의 예 및 유사한 예에서, 환자에게 향상되거나 또는 상승된 산소 레벨을 제공하거나, 또는 그렇지 않으면 환자에게 예비 산소 포화 치료를 제공함으로써 순환을 향상시키거나 또는 증진시키기 위하여, 예를 들어 환자가 자발적으로 호흡하는 동안, (예를 들어 밸브 마스크 시스템으로써) 환자에게 벤틸레이션을 제공하도록, 본 발명의 실시예들에 따라서 환자에게 흉내 압력 치료를 제공할 수 있다. 이러한 방식으로, 의사 또는 중환자 전문 치료사는 진정제를 처방하기 전에 환자에게 IPR 치료법으로 환자를 사전 치료할 수 있어서, 환자가 약품 및 차후의 기관 삽관을 수용할 능력을 향상시킨다.

[0108] 일단 환자에게 기관 삽관이 되었다면, 본 발명의 실시예들은 환자의 순환을 지원하도록 IPR 치료법을 전달하도록 이용될 수 있다. 따라서, 환자의 기도와 결합된 단일 송풍기 메카니즘(도 10a 에 도시된 1000a 및 도 10b 에 도시된 1000b)은 (도 10a 에 도시된) 백 또는 (도 10b 에 도시된) 마취 기계 또는 벤틸레이터와 함께 이용될 수 있다. 송풍기 메카니즘의 휴대성 및 보편적인 적용성에 기인하여, 송풍기 메카니즘을 소망의 양압 처리 장치에 단순히 연결 및 분리함으로써 (예를 들어, 양압 시스템과 관련된 Y 부재와 송풍기를 연결함으로써), 의사 또는 중증 전문 치료사에 의해 소망되는 바와 같이, 환자는 백, 벤틸레이터 또는 마취 시스템을 가지고 번갈아서 치료될 수 있다. 따라서, 송풍기 메카니즘은 환자에게 소망되는 바와 같이 IPR 을 제공하는 능력을 보유하면서, 하나의 장치로부터 다른 장치로 환자가 자유롭게 이전되는 것을 허용한다.

[0109] 환자가 백으로부터 연결 해제되고 벤틸레이터에 연결되었을 때, 벤틸레이터는 들숨 동안 송풍기 메카니즘을 통하여 기체를 밀도록 작동될 수 있어서, 백에 의해 이전에 제공된 IPR 치료법이 계속된다. 날숨 동안에, 압력이 송풍기 메카니즘에 의해 제공된 압력과 동등해져서 그러한 경우에 유동이 제로가 될 때까지, 날숨 기체는 환자

의 밖으로 송풍기를 통하여 유동한다. 이러한 방식으로, 환자가 백, 마취 기계 또는 벤틸레이터로 처리되는지 여부에 무관하게, 송풍기 메카니즘은 환자의 날숨 작용을 보조할 수 있다.

[0110] 도 11 은 선택적으로 보조 산소 소스(1110)와 조합되어 환자에게 결합될 수 있는 송풍기 메카니즘(1100)을 도시한다. 이러한 실시예에 따르면, 송풍기와 환자 사이에 보조적인 산소를 제공함으로써 보조 산소를 환자에게 전달할 수 있어서, 환자가 들숨을 수용하거나 또는 들숨을 쉬거나, 또는 자발적으로 호흡할 때, 보조적인 산소를 얻을 수 있다.

[0111] 일부 경우에, 터빈 안에 기계적인 데드 스페이스(dead space)가 존재할 수 있다. 터빈과 환자 사이에 산소를 제공함으로써, 데드 스페이스 안에 존재하는 기체에 의해 산소가 희석됨이 없이 환자에게 산소를 효율적으로 또는 신속하게 전달할 수 있다 (예를 들어, 만약 산소가 송풍기에 먼저 진입했다면, 환자에게 도달하기 전에, 들숨 동안 환자는 환자의 폐에 산소 농축화된 공기를 받아들이기 전에 송풍기의 기체 함량을 수용할 것이다). 여기에 나타난 바와 같이, 산소는 초기에 직접적으로 환자의 폐로 처리되고, 차후에 터빈을 통하여 밖으로 당겨진다. 도 11 에 도시된 보조적인 산소 유동 구성은 터빈 안에 존재할 수 있는 그 어떤 이산화탄소라도 밖으로 흘려버리는 효과를 제공한다. 다시, 일단 소량의 흉내 압력이 환자의 폐에서 달성되면, 송풍기 메카니즘을 통한 정미의 유동은 제로가 된다. 만약 정미의 유동이 제로이고, 터빈에 이산화탄소가 있으면, 보조 산소 소스에 의해 제공되는 유출 유동(flush flow)의 공칭량(nominal amount)은 터빈으로부터 이산화탄소를 일소(一掃)시키도록 작동될 수 있다. 일부 경우에, 보조적인 산소에는 소량의 바이어스 유동이 제공될 수 있으며, 이는 터빈 안에 존재할 수 있는 데드 스페이스를 제거할 수 있다. 그러한 바이어스 유동(bias flow)은 송풍기를 통해 밖으로 그리고 환자로부터 이탈되게 이산화탄소 또는 내선 기체를 밀어내는데 도움이 될 수도 있다. 따라서, 다음의 들숨이 발생될 때, 신선 기체가 환자에게 전달된다.

[0112] 도 12 는 본 발명의 실시예들에 따른 음압 릴리프 밸브(negative pressure relief valve) 장치(1200)의 개략적인 도면이다. 일부 경우에, 밸브 장치(1200)는 질식 방지 밸브로서 지칭될 수 있다. 밸브 장치의 작동은 마취 기계의 이베큐에이터 연결부(evacuator connection)에 위치한 음압 장치의 이용을 포함할 수 있는데, 이는 회로 내의 기체를 흡입부 또는 대기로 배기하면서, 전체 회로내의 압력을 감소시킬 수 있다. 따라서, 흡입 장치 또는 소스를 마취 기계의 유출부에 연결시킴으로써, 또는 마취 기계의 이베큐에이터 연결부에 연결시킴으로써, 회로 압력을 쓰레숄드 압력으로 감소시킬 수 있다. 이것은 릴리프 밸브의 작동과 관련하여 이루어질 수 있다.

[0113] 밸브 장치(1200)는 양압 릴리프 밸브(1210)를 구비할 수 있는데, 이것은 저장부(1220)가 과도하게 채워지는 것을 방지하도록 작동되며, 과도하게 채워지는 경우에는 저장부(1220)에 원치 않는 배압이 발생할 수 있다. 음압 릴리프 밸브(1230)는 회로 안에 너무 많은 흡입의 축적을 방지하도록 작동될 수 있다. 일부 실시예들에 따르면, 이베큐에이터(1220)는 마취 호흡 시스템으로부터의 범람을 제거하도록 작동된다. 통상적으로, 신선한 기체는 지속적으로 안으로 유동하고, 환자의 섭취 및 누설의 작은 효과가 부재(不在)하면 결국에는 호흡 시스템을 떠난다. 이베큐에이터 또는 소기부(scavenger, 1220)는 그러한 기체를 병원 흡입 시스템으로 제거하도록 작동된다. 소기부에는 통상적으로 소기 시스템 안의 과도 압력 및 과소 압력(under-pressure)을 완화시키는 밸브가 설치되어 있다. 이것은 도 12 에 도시된 바와 같이 역유동(back flow) 또는 흡입(suction)이 원 안으로 도입되는 것을 방지한다. 일부 실시예들에 따르면, IPR 을 마취 호흡 시스템 안에 도입하기 위한 기술의 일부로서, 음압이 마취 호흡 시스템의 소기 포트(scavenging port)에 도입될 수 있다. 그러한 실시예들은 이베큐에이터 안에 있는 +/- 안전 릴리프 밸브들을 바이패스하는 것을 포함할 수 있다. 이와 관련하여, 음압 릴리프 밸브는 안전 메카니즘으로서 제공될 수 있다.

[0114] 도 13 은 본 발명의 실시예들에 따른 치료 또는 마취 시스템(1300)의 특징들을 나타낸다. 이러한 공압 개략도는 벨로우즈 구동 벤틸레이터의 특정한 구조 및 기능 특징들을 도시한다. 마취 시스템(1300)은 당김 진공 메카니즘(pull vacuum mechanism, 1310)을 구비할 수 있다. 일부 예에서, 메카니즘(1310)은 도 1 의 날숨 가지 유동 제어 조립체(40)의 메카니즘과 유사한 방식으로 작동된다. 이와 관련하여, 일부 예에서, 메카니즘(1310)은 일정한 속도 또는 가변적인 속도에서 가동되도록 구성될 수 있다. 일부 예에서, 진공 메카니즘(1310)은 진공 소스(예를 들어, 벽 진공 소스)에 대한 연결을 제공할 수 있다. 기체 구동 시스템에서, 당김 진공 메카니즘(1310)의 작동은 환자 진공을 발생시킬 수 있다. 시스템(1300)은 질식 방지 밸브 메카니즘(1320) 또는 음압 릴리프 밸브를 구비할 수도 있다. 여기에 도시된 바와 같이, 마취 시스템은 공압적으로 구동되는 기도 압력 제한(APL) 밸브(1330)를 가진 서클 시스템 호흡 회로를 채용한다. 일부 예에서, APL(airway pressure limiting) 밸브(1330)는 조절 가능한 팝-오프 밸브(pop-off valve)로서 작동된다. APL 밸브(1330)는 스프링 부하를 받는 밸브일 수 있다. 상승 벨로우즈(1340)는 들숨의 끝에서 하강 위치에 도시되어 있다. 시스템(1300)은 호흡 백 장치(1350)를 구비하며, 이것은 환자에게 제공되는 기체 유동을 수동으로 조작하도록 이용될 수 있다. 예를 들어, 시술자는

호흡 백(1350)을 압축하거나 압착할 수 있어서, 기체를 회로 안으로 도입하거나 또는 환자를 위한 호흡을 생성한다. 호흡 백(1350)의 해제시에, 환자의 기체는 순환되고 궁극적으로 백(1350)을 채운다. 이러한 방식으로, 백(1350)은 호흡 시스템 안에 존재하는 압력에 의해 채워진다. 일부 실시예들에 따르면, 호흡 백(1350)은 항상 부분적으로 팽창되고 부분적으로 유연성이 있다(flaccid). 신선 기체는 유동 계량기(1360)에 의해 제공될 수 있다. 시스템(1300)은 자동/수동 밸브(1370)(여기에서 수동 위치에 도시됨)를 구비할 수 있으며, 그것을 통하여 달숨 기체가 이동할 수 있다. 밸브(1370)를 시계 방향으로 90 도 회전시켜서 (예를 들어, 자동 위치로 회전시켜서), 벨로우즈 조립체(1340)와 호흡 회로(1380) 사이에 연결을 제공할 수 있다. 따라서, 밸브(1370)가 자동 위치에 있을 때, 호흡 백(1350)은 호흡 회로(1380)로부터 차단된다.

[0115] 도 14 는 본 발명의 실시예들에 따라서 기체 구동 벤틸레이터 시스템(1400)의 특징들을 도시한다. 치료 시스템(1400)은 제 1 밸브(1401), 제 2 밸브(1402), 제 1 밸브와 제 2 밸브 사이의 유체 소통을 제공하는 연결 배관(1403), 튜브(1404), 스피어 오버 밸브로부터의 유출부(1405), 음압 릴리프 밸브(1406), 진공 시스템으로의 연결부(1407), 시트(seat, 1408), 스피어 오버 밸브(1409), 박스 동체 또는 스피어 오버 밸브 동체(1410) 안의 벨로우즈, 튜브(1411), 벨로우즈(1412), 챔버(1413), 진공 제네레이터(1414), 대기에 대한 유출부(1415) 및 튜브 단부(1416)를 구비한다. 작동시에, 기체 구동 벤틸레이터는 구동 기체와 호흡 기체 사이의 인터페이스를 제공할 수 있다. 일부 경우에, 여기에서 설명된 기술은 능동 달숨 제어부를 가진 마취 시스템을 제공하도록 이용될 수 있다.

[0116] 도 14 에서, 벨로우즈(1412)는 저부 위치에서 도시되어 있으며, 이는 들숨의 끝에 발생된다. 들숨을 발생시키도록, 밸브(1401)는 개방되고 밸브(1402)는 폐쇄된다. 기체는 튜브(1404)의 고압으로부터 밸브(1401)를 통하여 챔버(1413)로 연결 배관(1403)을 경유하여 유동할 수 있다. 이러한 구동 기체는 벨로우즈(1412)를 아래로 강제하며 스피어 오버 밸브(1409)를 폐쇄시킴으로써, 시트(1408)가 튜브 단부(1416)상에 밀봉되게 하며, 이는 서클(circle)을 격리시킨다. 수축하는 벨로우즈(1412) 및 폐쇄되는 스피어 오버 밸브(1409)의 작용은 벤틸레이션 기체가 튜브(1411)를 통해 서클 시스템으로 통과하게 한다.

[0117] 달숨 단계의 일부로서, 밸브(1401)가 폐쇄되고, 밸브(1402)가 개방되며, 진공 제네레이터 조립체(1414)가 활성화된다. 이러한 방식으로, 능동적인 달숨이 달성될 수 있다. 진공 제네레이터 조립체(1414)는 피스톤 펌프, 원심 지향 송풍기, 재생 송풍기, "루트(root)" 유형 송풍기, 터빈, 벤츄리 등을 구비할 수 있다. 밸브(1401)를 폐쇄시키고 진공 제네레이터 조립체(1414)를 켜는 작용은 다이어프램(1412)이 상승하게 하는데, 이는 환자의 달숨으로부터 수동적인 유동(passive flow)을 가속시켜서 능동적인 달숨을 야기한다.

[0118] 도 15 는 본 발명의 실시예들에 따른 마취 시스템 또는 치료 시스템(1500)의 특징들을 도시한다. 치료 시스템(1500)은 당김 진공 메카니즘(1510) 및 질식 방지 밸브 메카니즘(1520)을 구비할 수 있다. 환자 회로는 마취 기계의 들숨 밸브(1530) 및 달숨 밸브(1540)에 연결된다. 2 개의 유연성 주름 튜브(1532, 1542)들의 1 회용 세트 및 Y 부재(1550)는 예를 들어 기관 튜브(tracheal tube) 또는 마스크를 통하여 환자에 대한 연결을 제공할 수 있다.

[0119] 도 16 은 마취 기계(1600)의 특징들을 도시한다. 여기에 도시된 바와 같이, 마취 기계(1600)는 신선 기체 유동(1610), 들숨 가지부(inspiration limb, 1620), 달숨 가지부(1630), 구동 기체 O<sub>2</sub> 조립체(1640), 대기 벤트 조립체(1650), 배출된 공기를 병원 진공부로 경로를 정하는 소기 통로(1660), 구동 벨로우즈(1670) 및 CO<sub>2</sub> 메카니즘(1680)을 구비한다. 마취 기계(1600)는 환자(1690)를 치료하도록 이용될 수 있다. 벨로우즈(1670)는 스피어 오버 밸브(1672)를 구비할 수 있으며, 이는 정상적인 작동하의 대기 압력하에서 폐쇄되어 소기부가 음압으로 당겨지는 것을 방지한다.

[0120] 도 17 은 본 발명의 실시예들에 따른 마취 및 능동 달숨 시스템(1700)의 특징들을 도시한다. 시스템(1700)은 신선 기체 유동 메카니즘(1710), 들숨 가지 조립체(1720), 달숨 가지 조립체(1730), 구동 기체 O<sub>2</sub> 조립체(1740), 진공 소스 조립체(1750), 배출된 공기를 병원 진공부로 경로를 정하는 소기부 통로 조립체(1760), 구동 벨로우즈 조립체(1770) 및 CO<sub>2</sub> 메카니즘(1780)을 구비한다. 마취 기계(1700)는 환자(P)를 치료하도록 이용될 수 있다. 여기에 도시된 바와 같이, 시스템(1700)은 서클 회로를 제공하는데, 이것은 들숨 가지 조립체(1720), 달숨 가지 조립체(1730), CO<sub>2</sub> 메카니즘(1780) 및, 시스템(1700)과 환자(P) 사이에 유체 연결을 제공하는 Y 또는 "T" 통로(1790)의 특징들을 구비한다. 들숨 가지 조립체(1720)는 들숨 체크 밸브(1722)를 구비하고, 달숨 가지 조립체(1730)는 달숨 체크 밸브(1732)를 구비한다. 사용시에, 진공 소스 조립체(1750)는 벨로우즈 조립체(1770)를 통하여 구동 기체의 압력을 낮추도록 작동됨으로써, 스피어 오버 밸브를 개방 위치에 유지한다. 이러한 방식으로, 시



시스템(1700)은 환자에 대한 흉내 압력 조절 치료법을 위한 능동 날숨을 제공할 수 있다.

[0121] 도 18 및 도 19 는 예시적인 마취 시스템들의 특징들을 나타낸다. 도 18 에 도시된 바와 같이, 마취 시스템은 수동 벤틸레이션 또는 공압 밸브를 구비할 수 있으며, 이는 시술자가 백(bag)과 벤틸레이터 사이에서 앞뒤로 전환할 수 있게 한다. 도 19 에 도시된 바와 같이, 기체는 벽 공급부 또는 탱크에 의해 공급될 수 있다. 공급된 기체는  $O_2$ ,  $N_2$ ,  $N_2O$ , He 또는 공기와 같은 의학적으로 인증된 기체를 포함할 수 있다. 벤틸레이터 메카니즘은 기체 혼합기를 구비할 수도 있으며, 이는 기체가 환자에게로 공급되기 전에 기체를 함께 혼합하도록 작동된다. 벤틸레이터는 다양한 파라미터들중 임의의 것에 따라서 환자에게 호흡을 제공하도록 구성될 수 있으며, 상기 파라미터는 호흡 비율(호흡/분), 1 호흡의 체적(호흡 당 체적), I:E 비율(들숨 시간:날숨 시간 비율), 들숨 시간(초) 및, 들숨 정지(호흡 사이의 지연)을 포함한다. 증발기는 Suprane, Halothane 또는 Enflourane 과 같은 마취 약품을 증발시키도록 작동될 수 있으며, 이는 환자에게 투여되도록 호흡 회로로 전달된다.

[0122] 도 20 은 본 발명의 실시예들에 따른 탈착 가능 음압 터빈 메카니즘의 특징들을 도시한다. 일부 경우에서, 메카니즘은 모터를 터빈과 결합시키는 자기 클러치를 포함할 수 있다. 선택적으로, 그러한 결합은 격벽(barrier)을 통하여 발생될 수 있는데, 이는 터빈을 모터로부터 효과적으로 격리시킬 수 있다. 따라서, 산소, 습기, 또는 모터로 들어오는 다른 기체들과 관련된 잠재적인 문제들이 감소되거나 회피될 수 있다. 일부 예에서, 터빈은 장비의 주요 부재와는 반대로 단일 환자용 제품일 수 있다. 따라서, 그러한 실시예들은 소유자의 전체적인 비용을 낮출 수 있다. 환자의 기도 안에서 모터화된 장치를 이용할 때, 산소 안전을 보장하는 것이 유리하다. 이와 관련하여, 병원균을 제거하도록, 만약 모터화된 장치가 필터로써 보호되거나, 세정 가능하거나 또는 1 회용이면 유리하다. 본 발명의 실시예들은 1 회용 요소들을 가진 치료 시스템들을 포괄한다. 예를 들어, 모터 조립체 및 터빈 조립체는 모터로부터 터빈으로 운동 에너지를 전달하는 클러치 메카니즘을 구비할 수 있다. 일부 경우에, 클러치 메카니즘은 자기 클러치 또는 기계적 링크부들을 구비할 수 있다. 이러한 방식으로, 사용된 송풍기 조립체는 모터 조립체로부터 퇴거될 수 있고, 새로운 송풍기 조립체가 그에 장착될 수 있다. 도 20 에 도시된 바와 같이, 환자의 기체 경로에서 터빈과 구동 모터 조립체 사이에 자기적인 또는 기계적인 터빈 연결부가 있을 수 있다. 기계적 인터페이스는 기체를 밀폐시킬 수 있고 산소를 안전하게 할 수 있다. 터빈은 소모품일 수 있다.

[0123] 도 21 은 흉내 압력 조절(IPR) 송풍기 메카니즘(2100)의 예를 도시하며, 이는 환자의 기도 내부의 음압을 조절하거나 또는 유동을 조정하도록 이용될 수 있다. 여기에 도시된 바와 같이, 송풍기 또는 공기 작동기는 환자 기도와 유체 소통되게 배치될 수 있으며, 예를 들어 환자 연결부를 통해 배치될 수 있고, 그 어떤 다른 밸브들의 부재시에 기도 안의 음압을 조절하거나 유동을 조정하도록 작동될 수 있다. 일부 경우에 있어서, 환자 연결부는 마스크, 튜브, 또는 마우스피스를 구비할 수 있다. 송풍기 메카니즘(2100)은 자발 호흡하는 사람에게 이용될 수 있다. 기체는 공기 작동기를 통해 양 방향으로 (예를 들어, 환자로부터 이탈되게 그리고 환자를 향하여) 유동할 수 있다. 일부 경우에, 송풍기 메카니즘(2100)에는 다른 시스템들이 부착될 수 있어서, 예를 들어 송풍기 메카니즘은 마취 또는 벤틸레이션 기계상의 Y 피팅과 환자 사이에, 또는 기계적 벤틸레이션에서 이용되는 BVM 과 환자 사이에 배치될 수 있다. 일부 실시예들에 따르면, 송풍기 메카니즘(2100)은 치료법을 수행하는 동안에 환자의 기도와 벤틸레이터(마취) 플랫폼 사이의 유체 소통을 제공하거나 또는 허용할 수 있다. 일부 예에서, 송풍기 메카니즘(2100)은 여기에 개시된 몇개의 호흡 플랫폼들에서 사용될 수 있는데, 예를 들어, 마취, 벤틸레이션 (예를 들어 개방 회로), 수동 벤틸레이션 및, 자발 호흡 환자들에서 이용될 수 있다. 송풍기 메카니즘(2100)은 도 8 에 도시된 송풍기 메카니즘과 관련하여 여기에 개시된 것과 유사한 방식으로 기능할 수 있고, 압력 제네레이터 또는 모듈레이터로서 작동될 수 있고, (예를 들어, 자발 호흡하는 환자와 같은) 환자 기도 안에서 또는 환자와 벤틸레이션 장치(예를 들어, 마취 기계, 기계적 벤틸레이터, 백 밸브 마스크등) 사이에서 제어되거나 조정된 압력을 발생시키도록 이용될 수 있다. 일부 경우에, 송풍기 메카니즘(2100)에 의해 제공된 압력은  $\Delta P$  로서 지칭될 수 있다. 마스크, 튜브 또는 유사한 장치를 이용하여 달성될 수 있는, 송풍기 메카니즘(2100)과 환자의 기도 또는 입과의 유체 소통이 이루어질 때, 송풍기 메카니즘(2100)은 설정 압력 또는 소망 압력에 도달될 때까지 공기 또는 기체를 환자의 폐로부터 당기도록 작동된다. 폐 안의 압력이 송풍기 압력에 도달할 때, 송풍기 메카니즘(2100)은 평형 상태이고 정미의 유동은 제로이며, 정상 상태 압력(steady state pressure)이 달성된다. 따라서, 송풍기 메카니즘(2100)에 부착된 환자는 송풍기 압력  $\Delta P$  를 초과한 압력에서 숨을 들이쉴 수 있고, 호흡이 당겨진다. 차후에, 날숨이 시작될 때, 다시 한번 평형이 달성될 때까지, 환자 폐의 되튐 및 IPR 송풍기 메카니즘(2100)의 압력에 의해 호흡이 내쉬어질 것이다. 일부 예에서, 송풍기 메카니즘(2100)의 작동은 날숨을 보조하고, IPR 로부터 뿐만 아니라 향상된 날숨으로부터도 혜택을 받는 환자 집단(예를 들어, 천식, COPD 등)에서 이용될 수 있다. 이러한 방식으로, 송풍기 메카니즘의 작동은, 송풍기 메카니즘(2100)의 압력 조절 작용의 결과로서 쓰레숄드 압력이 도달될 때까지, 기체를 호흡 시스템으로부터 제거할 수 있다. 일부 예에서, 송풍기 메카

니즘(2100)은 기관 삽관 과정 동안에 예를 들어 자발 호흡하는 환자와 또는 그 어떤 벤틸레이션 플랫폼과도 접속하는 방식으로 이용될 수 있다. 송풍기 메카니즘(2100)의 작동 동안에, 환자는 송풍기 메카니즘(2100)을 통해 자발적으로 호흡할 수 있다.

[0124] 일부 실시예들에 따르면, 기체 이송기 또는 송풍기 메카니즘은 마취 기계에서 기체 유동을 변화시키거나 또는 신선 기체 유동(fresh gas flow; FGF)을 변경시키지 않으면서, 마취 기계에서 ITD와 관련하여 이용될 수 있다. 기체 이송기 또는 송풍기 메카니즘은 체적 모니터, 전달된 농도 또는 신선 기체의 소비에 영향을 미치지 않으면서 이용될 수 있다. 일부 예에서, 기체 이송기 또는 송풍기 메카니즘은 환자의 기도 압력 모니터 작동에 영향을 미칠 수 있다. 일부 실시예들에 따르면, 환자 기도 압력은 기도 압력 곡선에서의 모든 지점들에서, 기체 이송기 또는 송풍기 메카니즘 압력 설정에 의하여 낮아질 것이다. 일부 경우에, 기체 이송기 또는 송풍기 메카니즘은 들숨 동안에 배압을 발생시킬 수 있다.

[0125] 여기에 설명된 바와 같은 유동 제어 조립체의 작동 또는 제어는 다양한 송출 기구(sending instrument)로부터 얻어진 정보에 기초할 수 있다. 예를 들어, 유동 제어 조립체의 작동은 마취 기계 또는 벤틸레이터 전체에 걸쳐 위치한 하나 또는 그 이상의 유동 센서 또는 압력 센서들에 의해 보내지거나 또는 그로부터 얻어진 정보 또는 신호에 기초할 수 있다. 도 3 및 도 4는 IPR 쓰레숄드 밸브 및 IPR 펌프에 대한 가능한 여러 위치들을 나타낸다. 여기에 도시된 바와 같은 시스템 및 방법들은 그러한 위치들에 위치한 하나 또는 그 이상의 유동 센서 또는 압력 센서들을 포함할 수 있다는 점이 이해된다.

[0126] 도 22는 본 발명의 실시예들에 따라서 개인들에게 호흡 치료를 제공하는 치료 시스템의 특징을 도시한다. 여기에 도시된 바와 같이, 시스템은 날숨 회로 및 그에 결합된 IPR 터빈, 들숨 회로 및 그에 결합된 IPR 쓰레숄드 밸브 및, IPR 컨트롤러를 구비한다. 그러한 시스템은 마취 기계, 벤틸레이터 등의 일부이거나 또는 그에 부착될 수 있다. 일부 예에서, 시스템은 개인의 기도 압력을 소망하는 양으로 낮추도록 이용될 수 있고, 예를 들어, 대략 0 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 -15 cm H<sub>2</sub>O 사이의 압력으로 낮춘다. 일부 경우에, 압력의 낮춤은 양압 벤틸레이션(positive pressure ventilation; PPV) 이후에 달성될 수 있다. 도 22는 벤틸레이션 회로에서 IPR 시스템의 이용을 도시한다. IPR 터빈은 흉내 압력의 레벨을 발생시키는데, 이것은 예를 들어 IPR 컨트롤러, IPR 임피던스 쓰레숄드 밸브, 또는 이들 양쪽 모두를 이용하여 시술자에 의해 결정될 수 있다.

#### [0127] 주기적인 압력 프로파일 또는 투여

[0128] 일부 실시예에 따르면, 음압은 연속적인 기초로, 또는 간헐적이거나 또는 주기적인 기초로 환자 기도 안에 제공되거나 또는 투여될 수 있다. 일부 경우에, 양압의 호흡이 항상 그러한 일시적인 음압 펄스들 사이에 제공된다. 시스템 및 방법들은 환자의 기도에 적용된 주기적 압력 펄스들의 투여를 포함할 수 있다. 이와 관련하여, 시스템 및 방법들은 환자의 기도 안에 주기적인 압력 프로파일을 발생시키는 것을 포함할 수 있다. 예를 들어, 송풍기 메카니즘은 환자 연결 메카니즘을 통해 개인의 기도로 음압 프로토콜을 공급하도록 구성될 수 있다. 일부 경우들에 있어서, 송풍기 메카니즘은 수동 백 밸브 마스크(manual bag valve mask) 메카니즘, 기계적 벤틸레이터 기계 또는 마취 기계의 작동과 협동하여 작동될 수 있다. 일부 경우들에 있어서, 송풍기 메카니즘은 수동 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적 벤틸레이터 기계 또는 마취 기계와 결합될 수 있다. 선택적으로, 음압 프로토콜은 음압의 연속적인 적용을 포함할 수 있다. 일부 경우들에서, 음압 프로토콜은 음압의 간헐적인 적용을 포함할 수 있다. 이와 관련하여, 일부 경우들에서 송풍기의 작동은 치료 과정 전체에 걸쳐 활성화 및 비활성화될 수 있다. 일부 경우들에서, 수동 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적 벤틸레이터 기계 또는 마취 기계는 환자의 기도로 양압의 호흡 프로토콜을 제공하도록 구성될 수 있다. 일부 경우들에서, 음압 프로토콜은 개인의 기도에 대한 개별 음압 펄스들의 간헐적 적용을 포함할 수 있으며, 수동 백 밸브 마스크 메카니즘, 기계적 벤틸레이터 기계 또는 마취 기계는 환자의 기도로 양압 호흡 펄스들을 제공하도록 구성될 수 있어서, 교번하는 음압 및 양압 펄스들이 환자의 기도로 제공된다.

#### [0129] 다이나믹 시스템 최적화(Dynamic Systems Optimization)

[0130] 일부 실시예들에서, 시스템 및 방법들은 흉강, 호흡기 및 심장 시스템에 공진 주파수를 이용하는 다이나믹 시스템 최적화 및, 이들 개별적인 환자 시스템들 사이의 다이나믹 상호 작용(dynamic interaction)을 채용할 수 있다. 다이나믹 시스템 최적화는, 가슴의 압축 또는 다른 입력 신호와 같은 신체에 대한 구동 신호 또는 입력이나, 또는 예를 들어 펄스 비율과 같은 자연스런 생리적 파라미터에 응답하여, 예를 들어 환자의 기도 압력과 같은 적어도 하나의 생리적 파라미터를 측정함으로써 주파수 도메인 안에서 환자를 분석하는 수단을 제공한다. 2개 신호들 사이의 상호 작용에 기초하여 시스템은 치료법의 적용을 최적화시키도록 환자 생리의 시간 상수들을 계산하고 그에 응답할 수 있다. 다이나믹 시스템 최적화에 기초한 치료 시스템의 조절은 임상의

(clinician)에게 전달된 메시지 전송 또는 자동화된 제어 피드백의 형태일 수 있으며, 이는 치료법의 개입(therapeutic intervention) 또는 개입들을 자동적으로 조절하거나 또는 그들의 조합을 조절한다. 다이나믹 시스템 최적화는 여기에 설명된 방법 및 장치들에 의한 순환의 증대 및 측정된 생리적 신호에 기초하여, 심장 및/또는 두뇌에 대한 순환을 향상시키거나 또는 최적화시키도록 이용될 수 있다.

[0131] 연장된 허혈 기간 이후의 기관 재관류(organ reperfusion) 및 심정지의 치료를 위해 주로 설계된 다른 실시예들에서, 가슴 압축에서의 의도적인 멈춤(예를 들어, 셔터 CPR)이 사후 조정(post-conditioning)의 과정에서 이용될 때, 간헐적인 흉내 음압의 기간 또는 연속적인 유지 관리가 모세관 베드(capillary bed)를 통하여 혈액을 당기도록 그리고/또는 두개골 내부 압력을 감소시키도록 이용될 수 있다. 따라서, 본 발명의 실시예들은 심정지 이후의 재관류를 향상시키기 위한 시스템 및 방법들을 제공하며, 그것의 특징들은 Yannopoulos 등의 "Controlled pauses at the initiation of sodium nitroprusside- enhanced cardiopulmonary resuscitation facilitate neurological and cardiac recovery after 15 minutes of untreated ventricular fibrillation" (Crit. Care Med. 2012 May 40(5): 1562-9 (2012))에 개시되어 있고, 상기 문헌의 내용은 본원에 포함되며, 또한 미국 특허 출원 2007/0277826에 개시되고, 상기 미국 특허 출원은 본원에 참고로서 포함되며, 또한 미국 출원 13/554,458 및 13/554,986 (2012년 7월 20일), 미국 특허 5,551,420, 5,692,498, 6,062,219, 6,526,973, 6,604,523, 6,986,349, 7,195,013 및 7,210,480에 개시되고, 상기 문헌들은 본원에 참고로서 포함된다. 심폐 소생중에 재관류 손상 보호(reperfusion injury protection)를 제공할 때 의도적인 멈춤 동안에 유지된 흉내 음압의 존재는, 허혈성 기관 또는 신체 안으로 혈류가 다시 도입되는 시기에 연장된 허혈 간격 이후에 세포 괴사 및 재관류 손상을 더욱 감소시키는 수단을 제공한다.

#### [0132] 유동 제어 시스템 및 방법

[0133] 도 23은 본 발명의 실시예들에 따라서 환자에게 흉내 압력 조절(IPR)을 제공하는 예시적인 시스템의 국면들을 도시한다. 여기에 도시된 바와 같이, 시스템(2300)은 제어 및 디스플레이 메카니즘(2310), 재사용 모터 조립체(2320) 및, 1 회용 송풍기 장치(2330)를 구비한다. 송풍기 장치는 통공 또는 벤트(vent, 2332)를 구비하며, 이것은 본원의 다른 곳에서 설명된 바와 같은 외부 압력 소스와 유체 소통되도록 선택적으로 구성될 수 있다. 송풍기 장치는 환자 연결 포트(2334)를 구비하며, 이것은 환자의 기도와 유체 소통을 제공하도록 구성된다. 시스템은 또한 컨트롤러 메카니즘(2310)과 송풍기 모터 조립체(2320) 사이의 연결을 제공하기 위한 케이블(2350) 및, 컨트롤러 메카니즘(2310)과 환자 센서(미도시) 사이의 연결을 제공하기 위한 케이블(2360)을 구비한다.

[0134] 디스플레이 메카니즘(2310)은 피크 들숨 압력(peak inspiratory pressure; PIP) 및 음의 날숨 압력(negative expiratory pressure; NEP)의 시각적 표시를 제공하도록 구성된다. 상부 파형은 벤틸레이터(또는 다른 외부 양압 소스)에 존재하는 기도 압력에 해당하고, 하부 파형은 환자내에 존재하는 기도 압력에 해당한다. 상부 파형과 하부 파형 사이에 도시된 오프셋은, 실제의 환자 기도 압력과 벤틸레이터에 의해 등록(registered)되는 압력 사이의 오프셋에 대응한다. 따라서, 유동 제어 시스템(2305)(예를 들어, 모터(2320) 및 송풍기(2330)은 밸브 없는 압력 조절기로서 작동할 수 있고, 벤틸레이터에 대하여 유효하게 공개되지 않을 수 있다. 일부 실시예들에서, 오프셋은 "IPR 치료 레벨"로서 지칭될 수 있고, 환자 기도 압력의 최저점(nadir)을 나타내는 수에 대응할 수 있다. 여기에 도시된 바와 같이, 시스템은 환자의 기부(patient proximal) 및 벤틸레이터 압력 파형들을 대응하는 수치 값들과 함께 표시할 수 있다.

[0135] 따라서, 유동 제어 조립체(2305)의 특징들은 본 발명의 실시예들에 따라서 컨트롤러 또는 컨트롤 조립체와 작동상 결합될 수 있다. 환자 센서(미도시)로부터의 데이터 또는 정보는 모터 조립체(2350)의 작동을 조절하도록 컨트롤러(2310)에 의해 이용될 수 있다. 본원의 다른 곳에서 설명된 바와 같이, 유동 제어 시스템(2305)과 같은 송풍기 시스템은 환자와 수동 또는 자동 벤틸레이션 소스 사이에서 유체 소통되게 배치될 수 있다. 송풍기(2330)는 환자와 주위 공기 또는 기계적 벤틸레이션 연결부 사이에서의 목표 압력 차이를 조절하고 발생시키도록 제어될 수 있다.

[0136] 일부 예에서, 환자는 흉강내 압력을 감소시키도록 송풍기(2330)에 의해 발생된 임피던스에 반하여 벤트(2332)를 통하여 주위 공기를 호흡할 수 있다. 목표된 음압이 송풍기 및 제어 메카니즘에 의해 달성될 때까지, 송풍기(2330)는 기체를 추출함으로써 날숨 동안에 압력을 감소시킬 수도 있다.

[0137] 일부 실시예들에 따르면, 수동 벤틸레이션 장치는 벤트(2332)와 유체 소통되게 배치될 수 있다. 예시적인 장치들은 수동 인공 호흡기(manual resuscitator), 수동 벤틸레이터 및 그것과 유사한 것을 포함한다. 수동 벤틸레이션 장치는 송풍기와 연결될 수 있다. 일부 예에서, 수동 벤틸레이션 장치는 수동 인공 호흡기 자체의 구조에 일체화된 송풍기를 가질 수 있다.



- [0138] 본원의 다른 곳에 설명된 바와 같이, 유동 제어 조립체(2305)는 환자의 기도에 연결된 밸브 없는 압력 조절기로써 작동될 수 있다. 이와 관련하여, 유동 제어 조립체(2305)는 물리적 장벽 또는 밀봉 없이 들숨 및 날숨 동안에 전후(to-and-fro) 기체 유동을 제공할 수 있는데, 물리적 장벽 또는 밀봉은 날숨:들숨 호흡 사이클 동안의 그 어떤 지점에서도 상기 공기 유동을 차단하거나 저지할 것이다.
- [0139] 날숨 동안에, 유동 제어 조립체(2305)는 환자의 기도 안에 조절된 음압을 발생시키는 방식으로 제어될 수 있다. 날숨 동안에, 기체의 유동은 환자로부터 이탈된다.
- [0140] 들숨 동안에, 유동 제어 조립체(2305)의 송풍기 압력은 송풍기를 통하여 환자를 향하여 역행하는, 기체의 미끄러짐을 허용하도록 벤틸레이터 또는 수동의 인공 호흡기에 의해 극복될 수 있다. 들숨 동안에 송풍기 또는 유동 제어 조립체(2305)를 극복하는데 필요한 추가 압력은 이전의 날숨 동안에 압력의 점증적인 감소에 의해 오프셋될 수 있다.
- [0141] 일부 실시예들에 따르면, 유동 제어 조립체(2305)에 의해 발생하는 주위 압력 보다 낮은 압력(예를 들어, 환자 기도 안의 압력)은 기체의 흉내 체적의 정미의 감소(net reduction)를 일으킬 수 있다. 흉강내 기체의 이러한 감소된 체적은 심장에 대한 추가적인 정맥 혈액의 복귀를 위한 잠재적인 공간을 발생시키며 따라서 두뇌 및 생명 유지에 필요한 장기에서 혈액의 순환을 향상시킨다.
- [0142] 일부 실시예들에 따르면, 모터 장치(2320)를 위한 컨트롤러 시스템(2310)은 송풍기(2330)와 환자 사이에 있는 환자의 기도 압력을 모니터링하는 압력 센서를 구비한다. 그러한 압력 센서로부터의 정보는 유동 제어 조립체(2305)의 작동 또는 송풍기 압력을 제어하도록 이용될 수 있어서, 부착된 벤틸레이터 또는 마취 기계에 의해 발생될 수 있는 작은 양의 압력과는 독립적으로 목표 음압이 달성된다.
- [0143] 일부 실시예들에 따르면, 압력 센서들은 송풍기에 대한 환자 및 벤틸레이터 연결부들에 존재할 수 있고, 부착된 벤틸레이션 장치에 의해 생성된 압력 및 환자의 기도 안의 압력을 각각 모니터링하도록 이용될 수 있다. 도 23 에 도시된 바와 같이, 그러한 압력 정보는 제어 박스(2310) 상의 수치 정보 및 파형으로서 디스플레이될 수 있다.
- [0144] 본원의 다른 곳에서 설명된 바와 같이, 일련의 호흡을 받아들이는 환자와 유동 제어 조립체(2305)의 상호 작용은 환자의 기준선 압력(baseline pressure)에서 감소의 결과를 가져올 수 있다. 예를 들어 벤틸레이터에 의해 전달되는 것과 같은 들숨 호흡은 제로를 초과하지 않는 들숨 압력의 결과를 가져올 수 있다. 그럼에도 불구하고, 기체는 교환되고, 환자에게 전달되는 들숨 체적 및 환자의 기도를 떠나는 날숨 체적으로써 계속된다. 환자의 기도 압력 기준선은 유동 제어 조립체(2305)에 의해 제공된 송풍기 압력에 의해 감소된다.
- [0145] 도 24 는 본 발명의 실시예들에 따른 유동 제어 조립체(2400)의 작동 양상을 도시한다. 여기에 도시된 바와 같이, 임펠러 블레이드(2405)는 예를 들어 환자 기도로부터 기체를 능동적으로 추출함으로써, 환자 기도로부터 기체를 제거하는 작용과 함께 공기 유동의 힘을 제공한다. 동시에, 벤트(2410)는 환자의 폐로 진입하는 들숨을 통한 (또는 백(bag), 벤틸레이터, 마취 기계와 같은 양압 소스를 통한) 유입 공기를 위한 통로를 제공하는데, 이것은 (예를 들어, 송풍기 팬 블레이드(2405)와 송풍기 하우징(2415) 사이에서) 송풍기를 가로지르는 미끄러짐으로서 역행 유동의 방식으로 (예를 들어, 임펠러 블레이드에 의해 제공된 유동의 힘 또는 압력 차이에 반대로) 환자의 폐로 진입한다. 여기에서, 유입되는 유동의 힘은 현존하는 유동의 힘을 초과하며, 정미의 결과(net result)는 환자 기도 안으로의 유동이 존재한다. 대안으로서, 유입 유동의 힘이 현존의 유동의 힘과 같을 때, 그 결과는 환자 기도 안으로 또는 밖으로 공기 유동이 없는 것이다.
- [0146] 도 25 는 본 발명의 실시예에 따른 유동 제어 조립체(2500)의 작동 양상을 도시한다. 여기에 도시된 바와 같이, 임펠러 블레이드(2505)는 예를 들어 환자 기도로부터 기체를 능동적으로 추출함으로써, 환자 기도로부터 기체를 제거하는 작동과 함께 공기 유동의 힘을 제공한다. 동시에, 벤트(2510)는, 임펠러 블레이드에 의해 제공되는 유동의 힘 또는 압력 차이와 정렬되는, 환자 기도에서 배출되는 공기를 위한 통로를 제공한다. 여기에서, 유입되는 유동의 힘은 없거나 거의 없으며, 환자의 기도 밖으로 공기가 유동하는 정미의 결과가 있게 된다.
- [0147] 도 26 내지 도 28 은 본 발명의 실시예들에 따른 유동 제어 조립체의 작동 양상들과 관련된 다양한 압력 파형들을 도시한다. 통상적으로, 환자의 호흡 사이클(들숨:날숨)은 분당 대략 12 호흡의 비율로, 또는 사이클 당 3 초로 발생된다. 다른 비율들이 가능할지라도, 여기에 도시된 사이클 비율은 대략 1:1 이다.
- [0148] 도 26 의 피크 들숨 압력(peak inspiratory pressure;PIP)(2610) 및 음의 날숨 압력(negative expiratory pressure;NEP)(2620)은 예를 들어 각각 10 cm H<sub>2</sub>O 및 -12 cm H<sub>2</sub>O 일 수 있다. 다른 유사한 압력 값들이 이용될 수도 있다. 제로 라인(2630)은 대기 또는 주위 압력을 나타낼 수 있다. 들숨 단계(2640)에서, 기체는 환자의 기

도로 진입하고 그곳에는 송풍기 팬을 가로지르는 역행의 공기 유동 미끄러짐이 있다. 진입하는 공기는 1 호흡의 체적 또는 압력의 투여량의 결과일 수 있다. 날숨 단계(2650)에서, 기체는 능동적으로 추출된다. 여기에 도시된 바와 같이, 송풍기 메카니즘(2660)의 연속적인 작동은  $\Delta P$  를 발생시키며, 이것은 때때로 상쇄시키는 유입 유동의 힘에 의해 극복된다. 폐의 압력이 송풍기 압력과 같을 경우에, 환자 기도 안으로 또는 밖으로 정미의 유동(2670)은 없다.

[0149] 도 27 의 피크 들숨 압력(peak inspiratory pressure;PIP)(2710) 및 음의 날숨 압력(negative expiratory pressure;NEP)(2720)은 예를 들어 각각 4 cm H<sub>2</sub>O 및 -12 cm H<sub>2</sub>O 일 수 있다. 다른 유사한 압력 값들이 이용될 수도 있다. 제로 라인(2730)은 대기 압력 또는 주위 압력을 나타낼 수 있다. 들숨 단계(2740)에서, 기체는 환자의 기도로 진입하고 송풍기 팬을 가로질러서 역행의 공기 유동 미끄러짐이 있다.

[0150] 따라서, 가장 높은 기도 압력과 가장 낮은 기도 압력 사이의 차이는 대략 16 cm H<sub>2</sub>O 일 수 있다. 일부 예에서, 차이는 대략 12 cm H<sub>2</sub>O 일 수 있다. 일부 예에서, 차이는 대략 12 cm H<sub>2</sub>O 내지 대략 16 cm H<sub>2</sub>O 의 범위내에 있을 수 있다. 시스템의 작동은 여기에서 설명된 치료 목적들과 부합되는 다른 값들 또는 범위들을 포함할 수 있다는 점이 이해되어야 한다.

[0151] 진입하는 공기는 1 호흡의 체적 또는 압력의 투여량의 결과일 수 있다. 그러나, 도 26 에 비교하여, 도 27 의 1 호흡의 투여 체적 또는 압력은 낮으며, 따라서 호흡 사이클의 더 큰 지속 기간 또는 비율이 대기 보다 낮은 범위(sub-atmospheric range)에서 발생된다

[0152] 날숨 단계(2750)에서, 기체는 능동적으로 추출된다. 여기에 도시된 바와 같이, 송풍기 메카니즘(2760)의 연속 작동은  $\Delta P$  를 발생시키며, 이는 때때로 상쇄시키는 유입 유동의 힘에 의해 극복된다. 폐의 압력이 송풍기 압력과 같은 경우에, 환자의 기도 안과 밖으로 정미의 유동(net flow)이 없다.

[0153] 도 28 의 피크 들숨 압력(peak inspiratory pressure;PIP)(2810) 및 음의 날숨 압력(negative expiratory pressure;NEP)(2820)은 예를 들어 각각 0 cm H<sub>2</sub>O 및 -16 cm H<sub>2</sub>O 일 수 있다. 다른 유사한 압력 값들이 이용될 수도 있다. 제로 라인(2830)은 대기 압력 또는 주위 압력을 나타낼 수 있다. 들숨 단계(2740)에서, 기체는 환자의 기도로 진입하고 송풍기 팬을 가로질러서 역행의 공기 유동 미끄러짐이 있다.

[0154] 진입하는 공기는 1 호흡의 체적 또는 압력의 투여량의 결과일 수 있다. 그러나, 도 26 및 도 27 과 비교하여, 도 28 의 1 호흡의 투여 체적 또는 압력은 낮거나, 또는 존재하지 않을 수 있다. 따라서, 호흡 사이클의 더 큰 지속 기간 또는 비율, 또는 호흡 사이클의 지속 기간의 전체가 대기 보다 낮은 범위에서 발생할 수 있다.

[0155] 날숨 단계(2850)에서, 기체는 능동적으로 추출된다. 여기에 도시된 바와 같이, 송풍기 메카니즘(2860)의 연속적인 작동은  $\Delta P$  를 발생시키는데, 이는 때때로 상쇄시키는 유입 유동의 힘에 의해 극복된다. 폐의 압력이 송풍기 압력과 같아지는 경우에, 환자 기도의 안과 밖으로 정미의 유동(net flow)이 없다.

[0156] 따라서, 본 발명의 실시예들에 따른 예시적인 시스템 및 방법들은 대기 압력에서 그리고 대기 압력 아래에서 호흡 기체 교환의 전달을 제공한다. 날숨 압력을 대기보다 낮은 레벨로 낮추는 것은 더 많은 정맥 혈액 유동이 흉강으로 심장 및 폐 안에 유동하게 할 수 있다. 또한 날숨 압력을 대기보다 낮은 레벨로 낮추는 것은 두개골 안의 압력을 낮출 수도 있다. 도 26 내지 도 28 의 3 개의 개략도에서, 폐에는 호흡 기체로 채워진다. 그러나, 도 27 및 도 28 에서, 폐가 채워지지만, 흉강의 압력이 전체적으로 대기 압력보다 낮게 재설정된다. 그러나 중요하게는, 흉강 압력은 신체의 나머지 부분의 압력과 같거나 또는 그보다 낮으며, 이는 흉강 안과 밖으로의 혈액의 정미의 유동에 영향을 미친다.

[0157] 도 27 에 도시된 실시예에서, 흉강내 최대 압력이 대기 압력을 초과하는 양압 호흡의 전달이 있을 때를 제외하고, 흉내 압력은 대기 압력 보다 아래이다. 도 28 에 도시된 실시예에서, 흉내 압력은 폐를 채우도록 이용된 최대 압력의 지점에서도 대기 압력 보다 아래이다.

[0158] 도 26 내지 도 28 에 의해 도시된 3 가지 상황들 각각에서, 흉강 내부 압력이 대기 압력보다 낮을 때, 정맥 혈액 및 어느 정도의 척추 칼럼 안의 두뇌 척수액은 흉강 안으로 유인된다. 더욱이, 피크 레벨로부터 계곡(trough)의 레벨로 압력 변화의 발생이 있으며 이는 호흡 기체가 폐의 안과 밖으로 움직이는 결과를 가져오고, 이는 흉강 안의 혈액 체적에 대하여 흉강 안의 호흡 기체 체적의 정미 교환의 결과를 가져온다. 호흡 기체가 추출되면, 혈액의 체적은 당 체적(per volume)의 기초에 비례하여 흉강으로 복귀된다.

[0159] 따라서, 송풍기 메카니즘은 체적을 감소시키거나 또는 제거할 수 있으며, 그에 의해 순환을 향상시킨다.



더욱이, 송풍기 메카니즘은 기준선 압력을 감소시키도록 작동될 수 있다. 더욱이, 본 발명의 실시예들은 압력을 조절하는 들숨 압력 트랜스듀서의 작동을 포괄한다.

[0160] **흉막 카테터**

[0161] 본원의 다른 곳에서 설명된 바와 같이, 송풍기 메카니즘은 개인의 기도로 음압 프로토콜을 공급하도록 이용될 수 있다. 이와 관련하여, 송풍기 메카니즘은 개인의 폐 체적을 일시적으로 감소시키도록 이용될 수 있는데, 이는 흉막 카테터 또는 가슴 튜브를 환자에게 삽입하는 것을 용이하게 할 수 있다. 송풍기 메카니즘을 이용하여 폐 체적을 감소시킴으로써, 카테터, 튜브 또는 그것의 중심 라인을 삽입하는 동안 폐를 손상시키거나 또는 폐에 다르게 충격을 가하는 가능성을 감소시킬 수 있다. 따라서, PleurX® 흉막 배농 카테터 또는 Aspira 흉막 배농 카테터와 같은 흉막 카테터를 삽입할 때 시술자는 개인의 폐를 감소시키도록 송풍기 메카니즘을 이용할 수 있다. 마찬가지로, 흉막 압력 카테터 또는 다른 흉막 압력 측정 장치를 삽입할 때 시술자는 개인의 폐를 감소시키도록 송풍기 메카니즘을 이용할 수 있으며, 이는 빌레나(Villena) 등의 Am. J. Respir. Crit. Care Med. (2000 년 10 월 1 일, vol. 162 no. 4 1534-1538)에 개시되어 있으며, 상기 문헌의 내용은 본원에 참고로서 포함된다.

[0162] 본 발명의 실시예들은 명확성 및 이해의 목적으로 상세하게 설명되었다. 그러나, 첨부된 청구항의 범위내에서 특성의 변화 및 변형이 이루어질 수 있다는 점이 이해될 것이다.

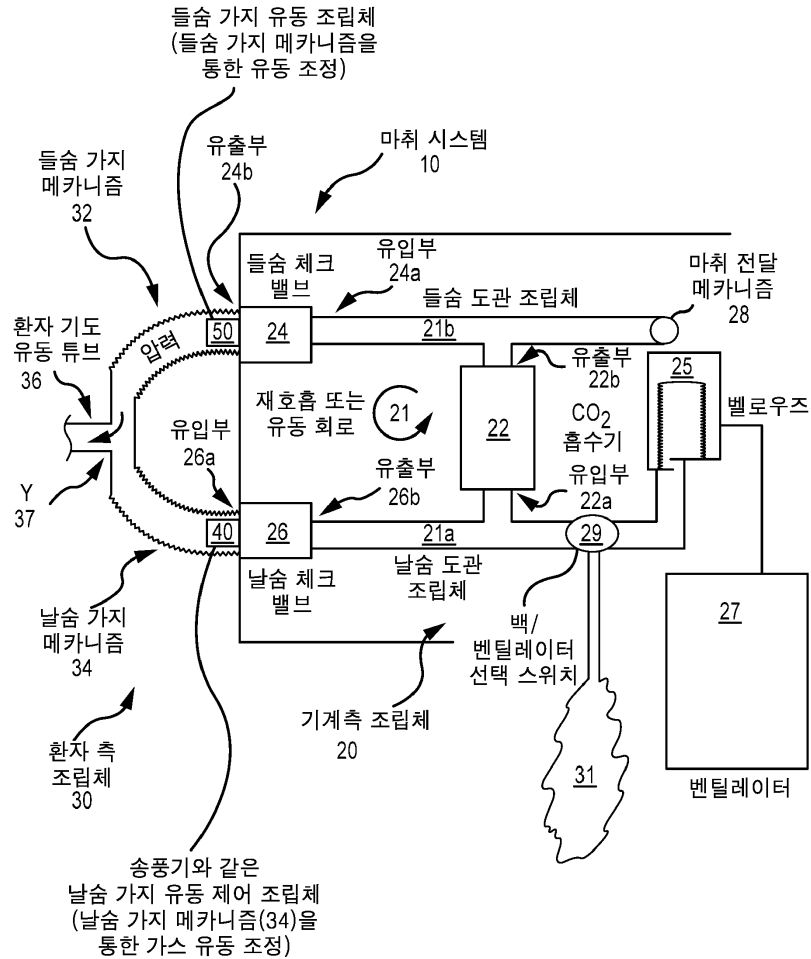
### 부호의 설명

[0163] 10. 마취 시스템            30. 환자측 조립체  
32. 들숨 가지 메카니즘    34. 날숨 가지 메카니즘.

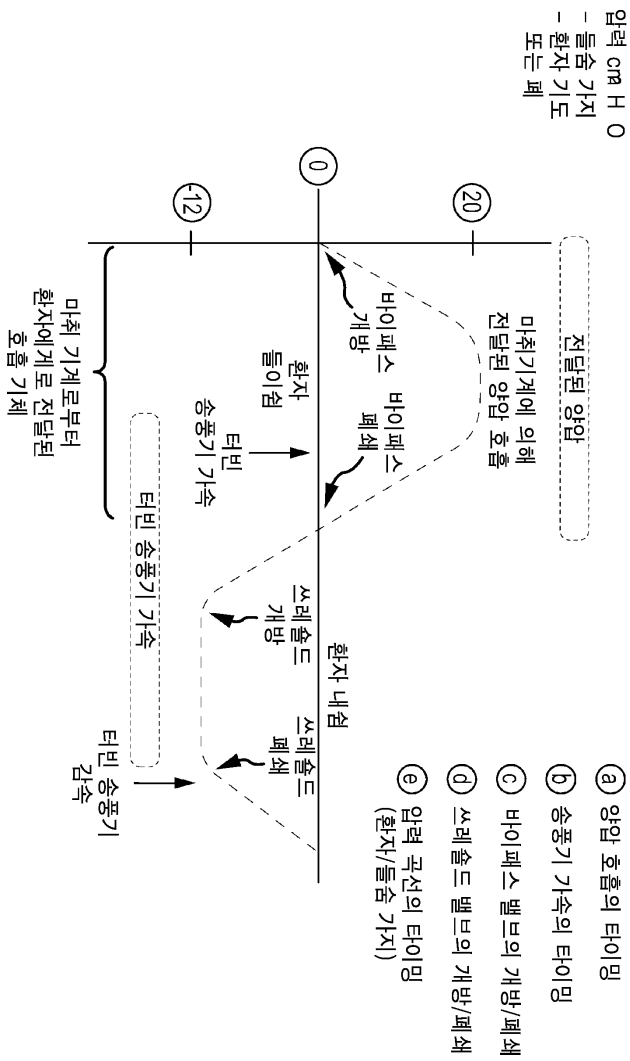
도면

도면1

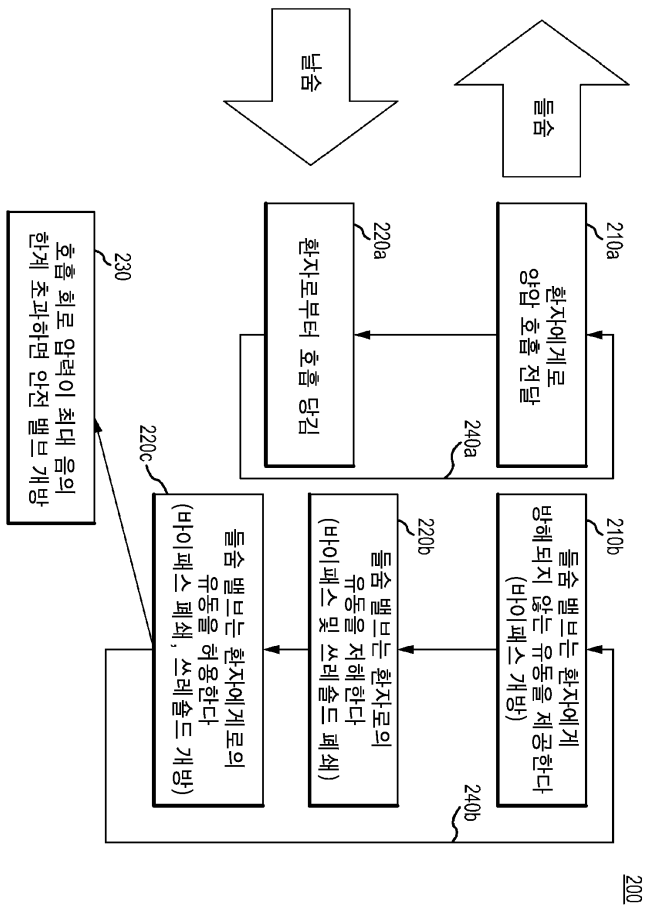
밸브 또는  
유동 제어 조립체



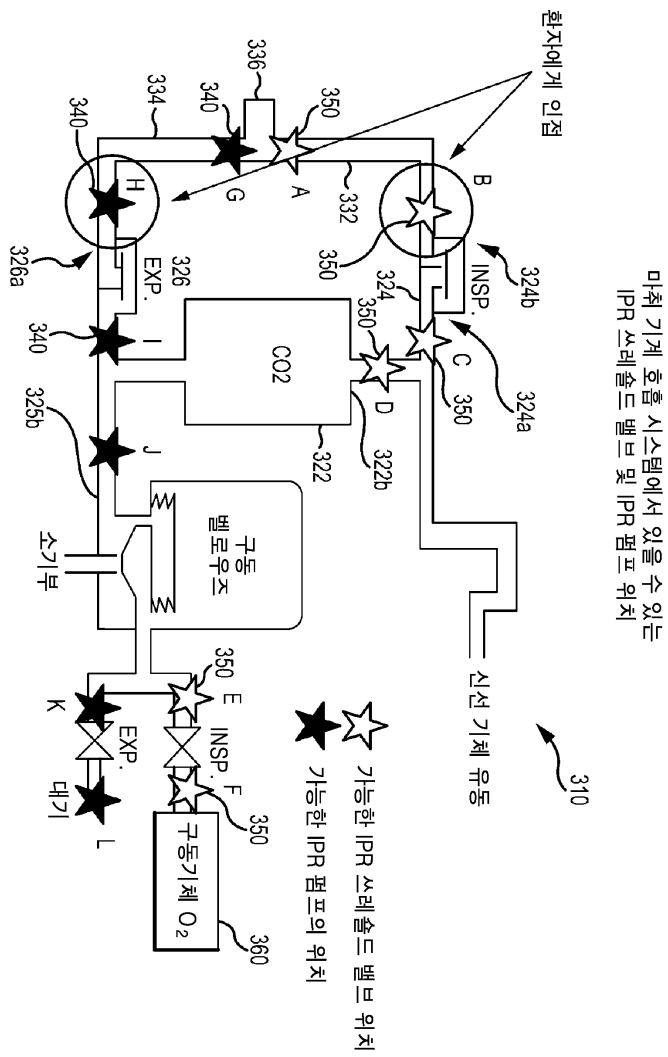
도면1a



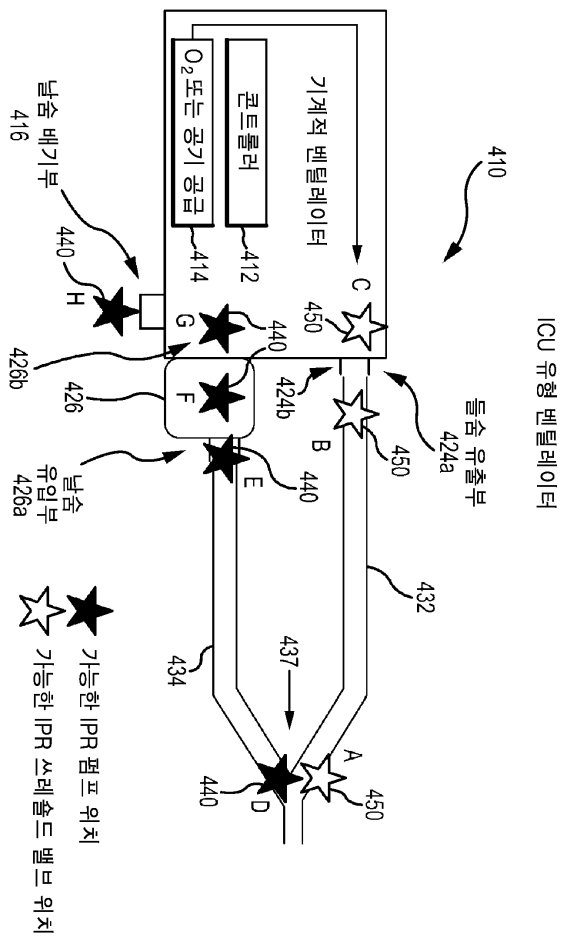
도면2



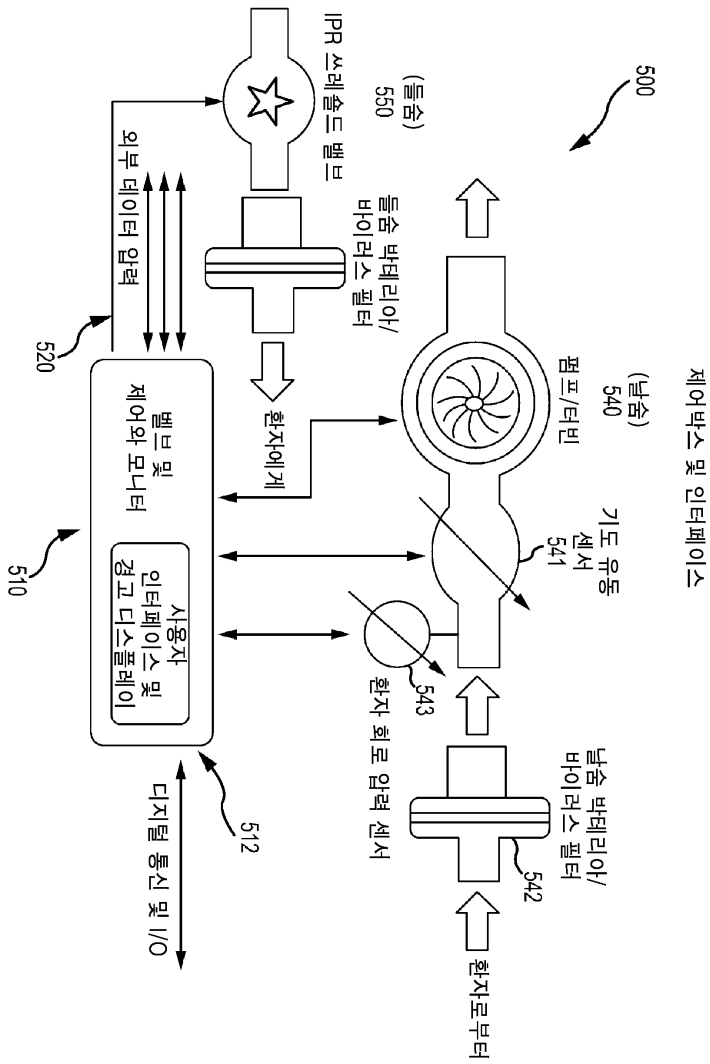
도면3



도면4

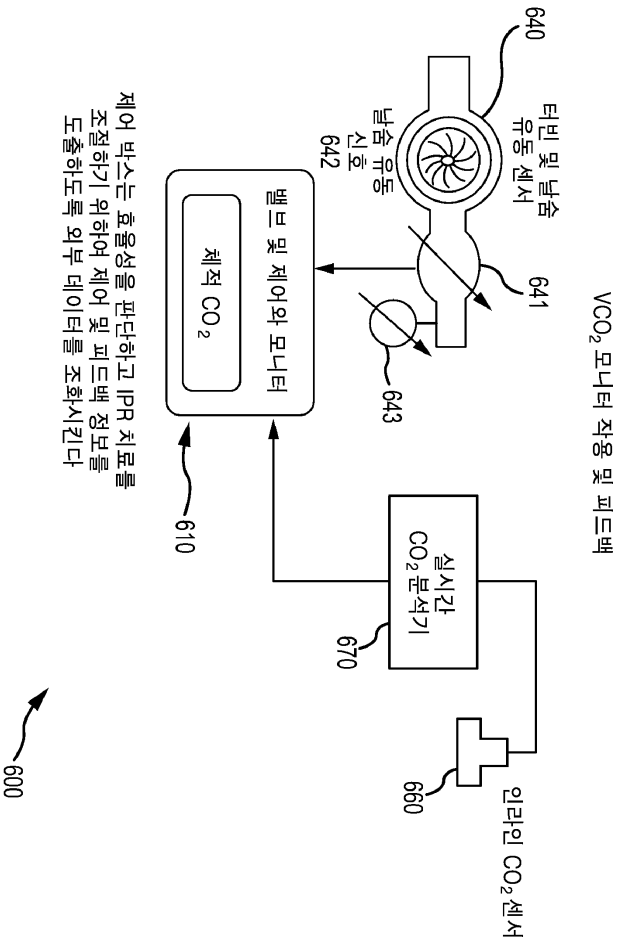


도면5

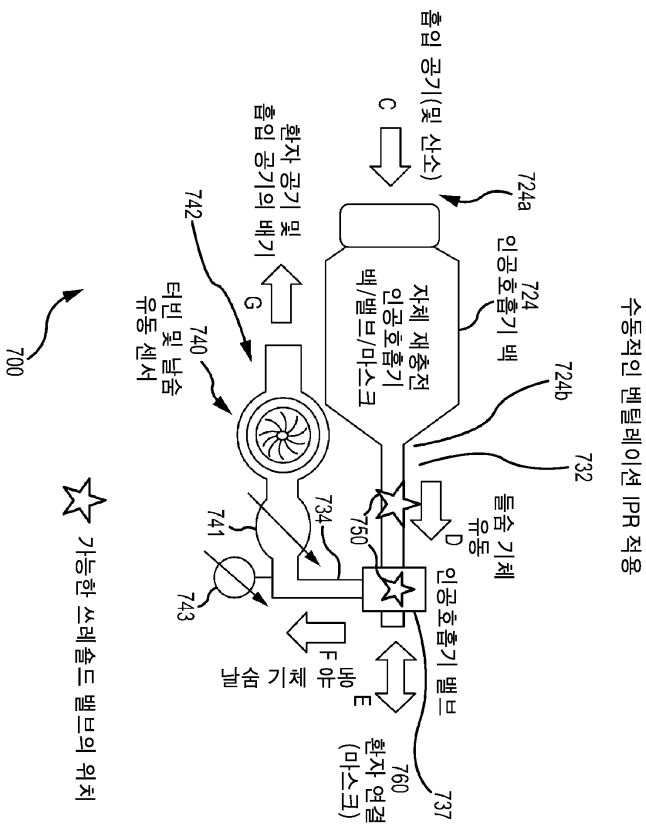




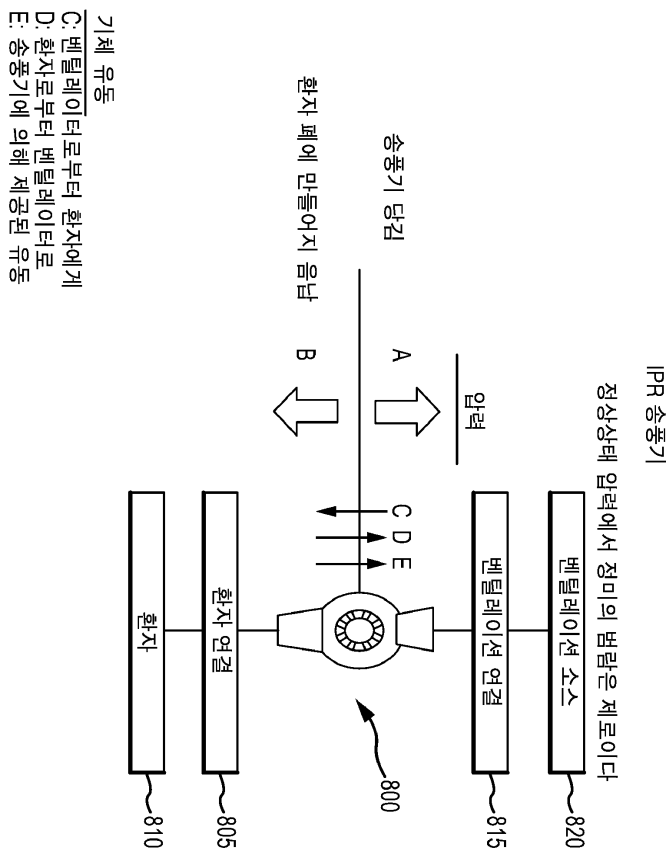
도면6



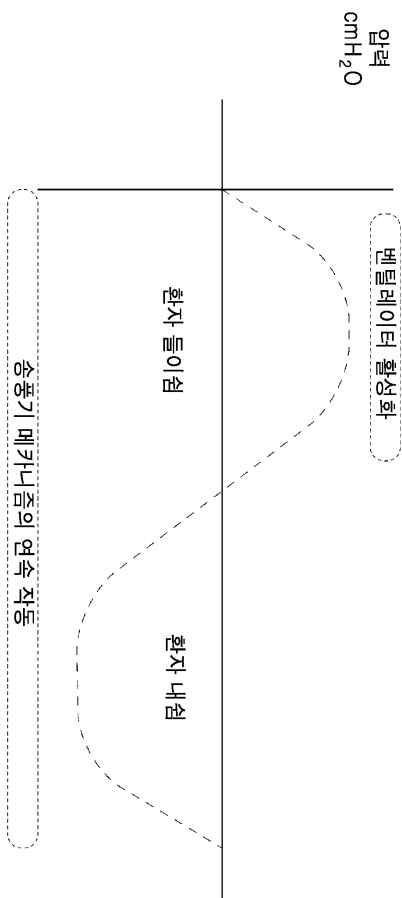
도면7



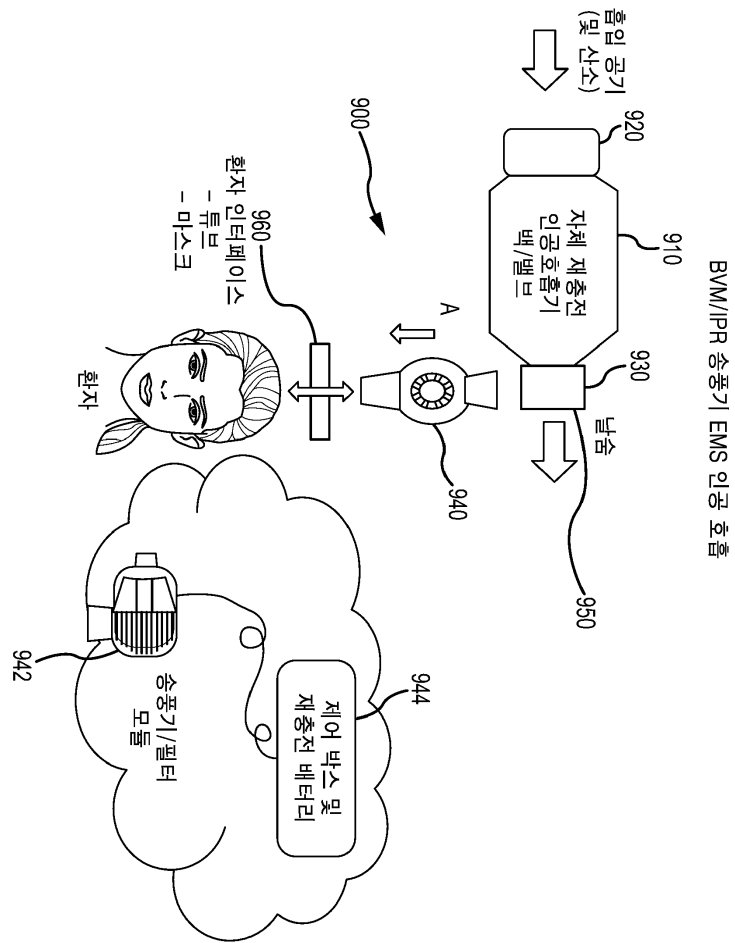
도면8



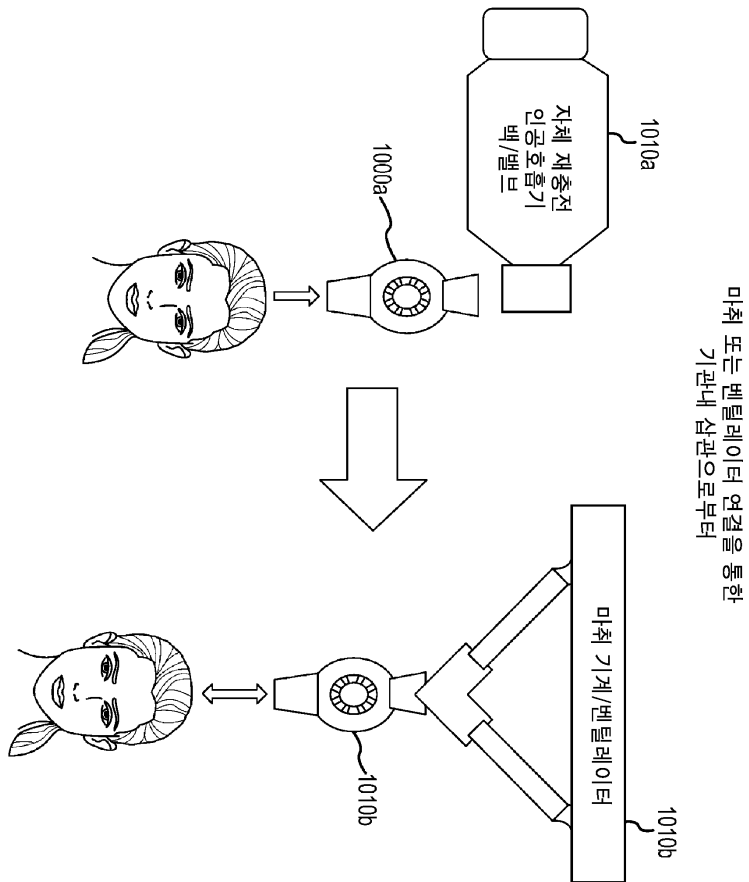
도면8a



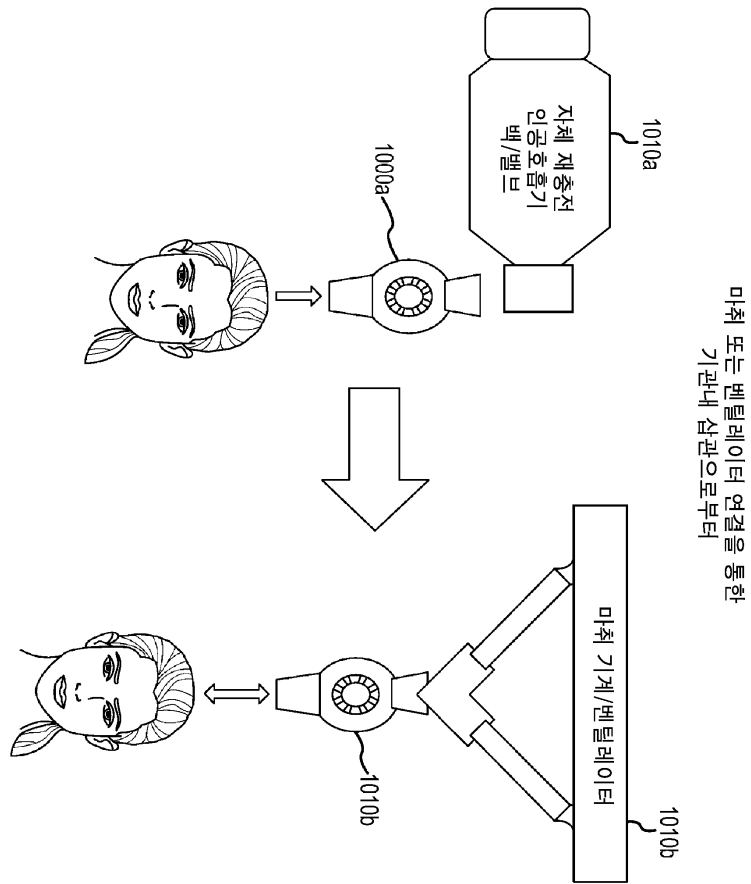
도면9



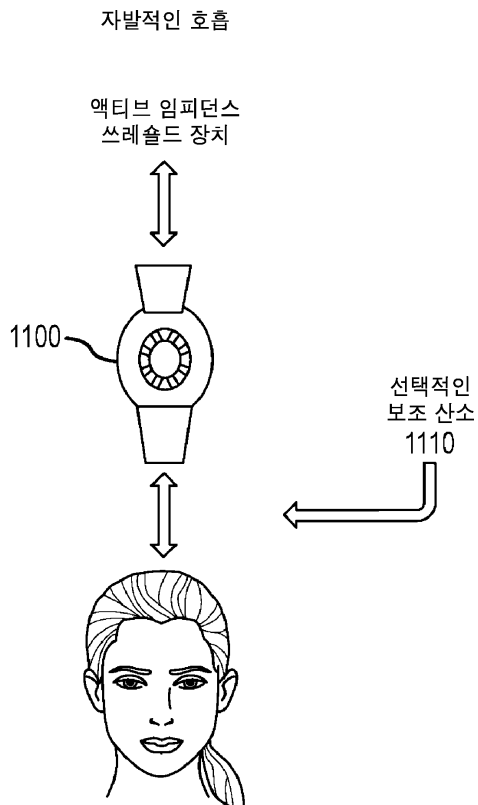
도면10a



도면10b

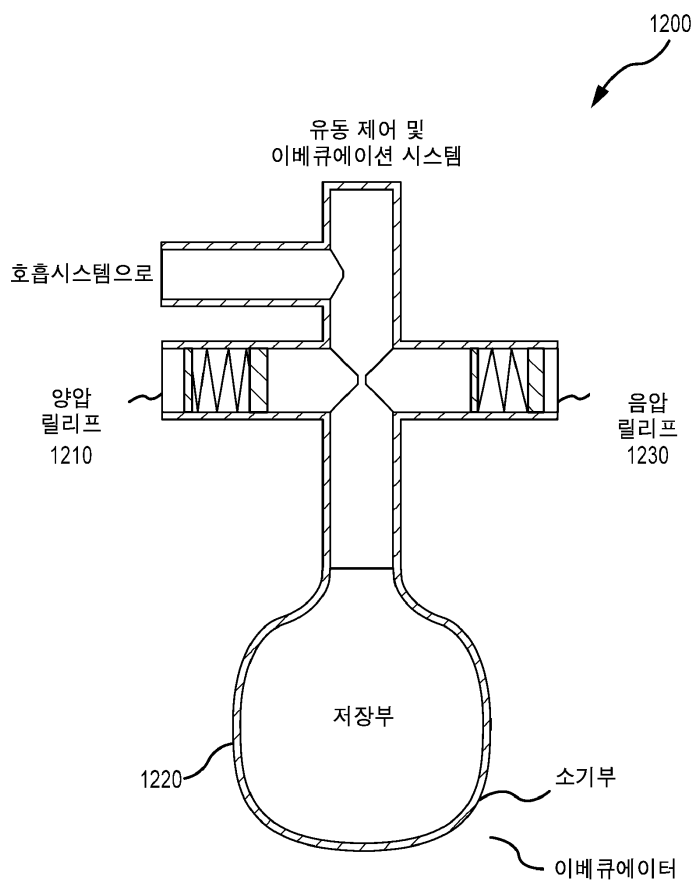


도면11

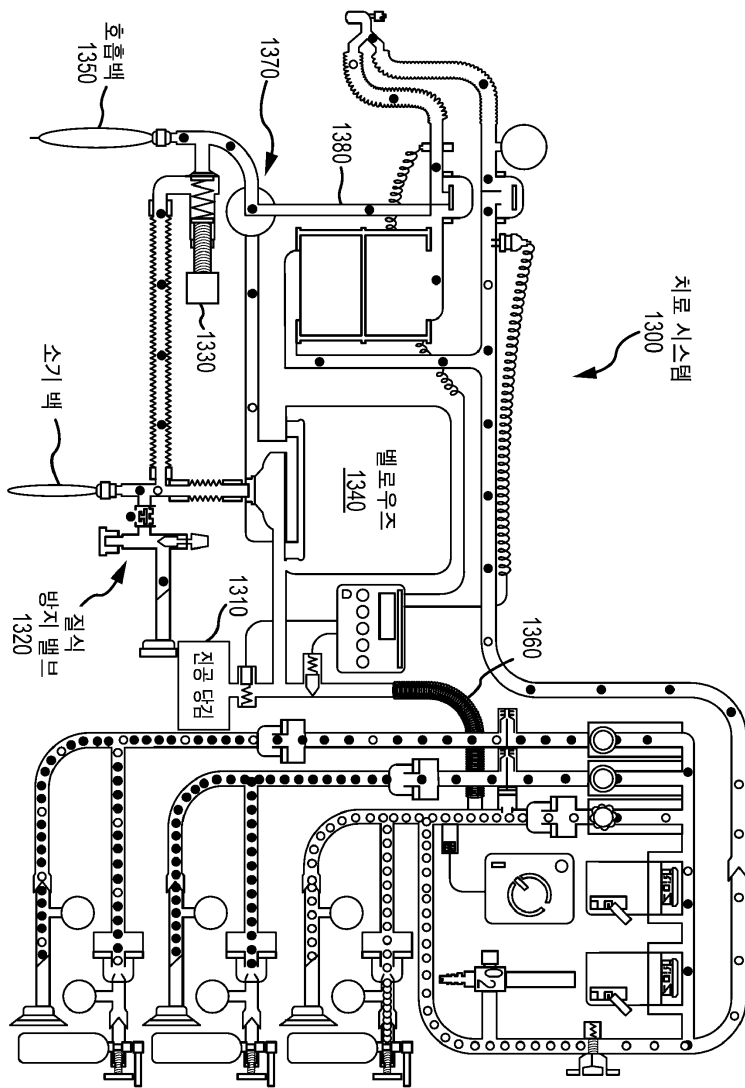




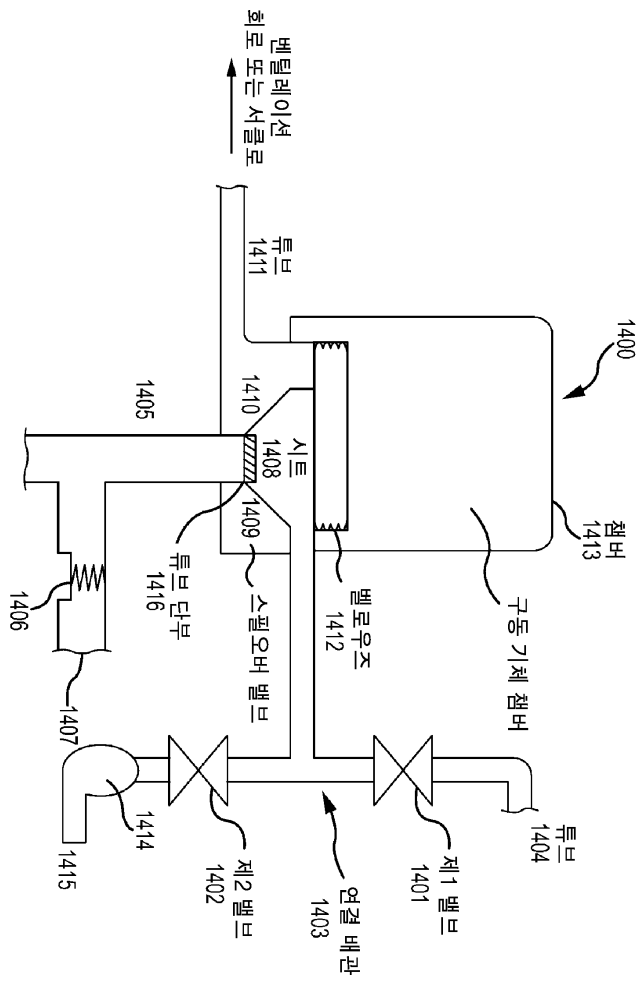
도면12



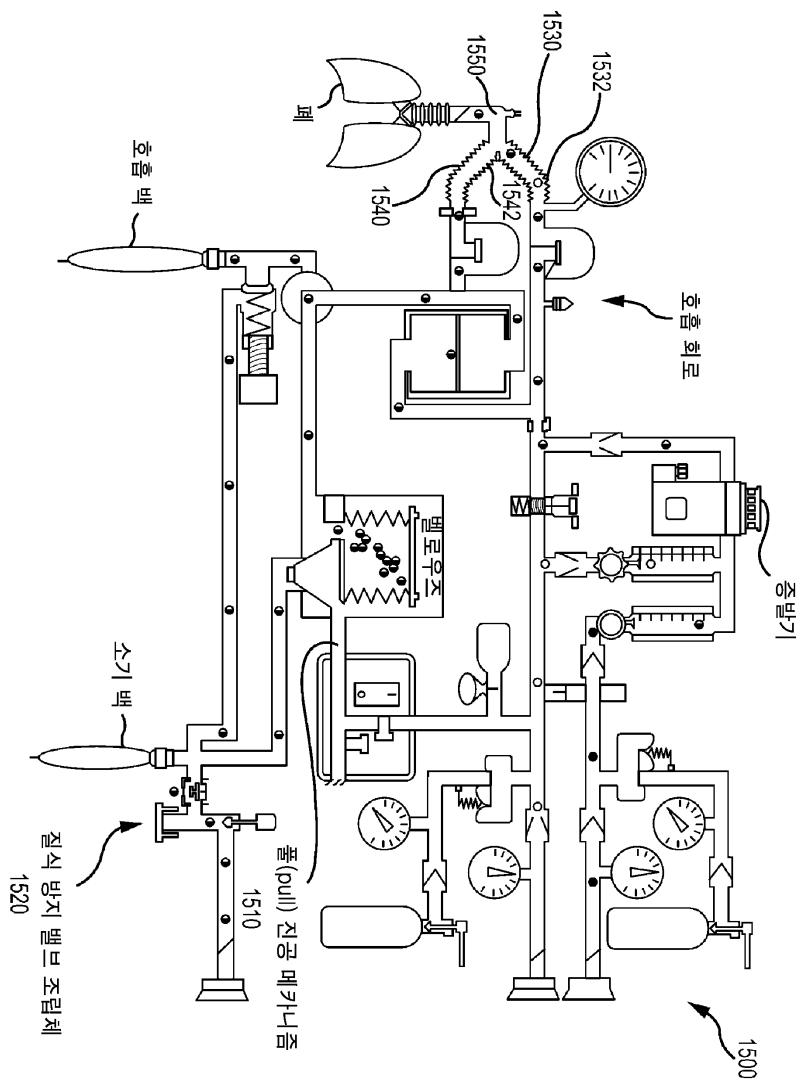
도면13



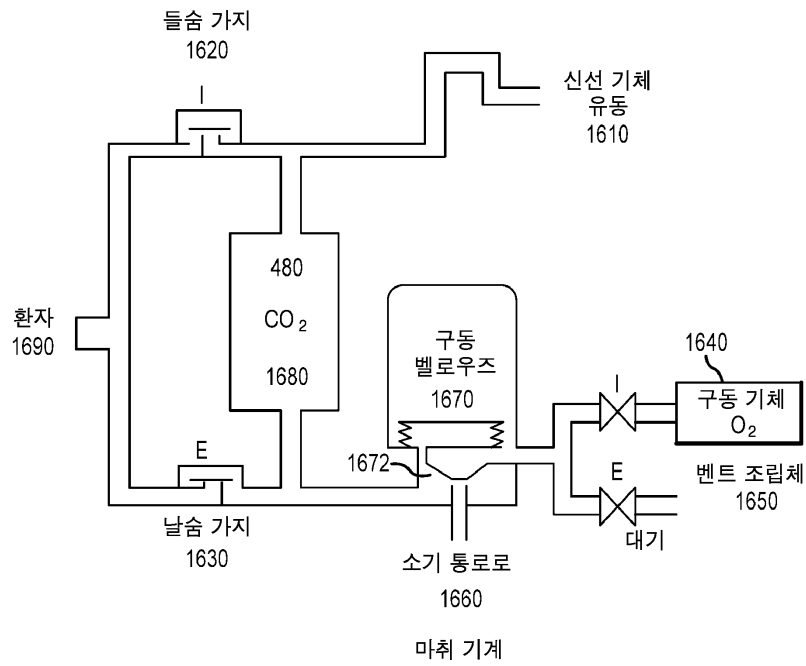
도면14



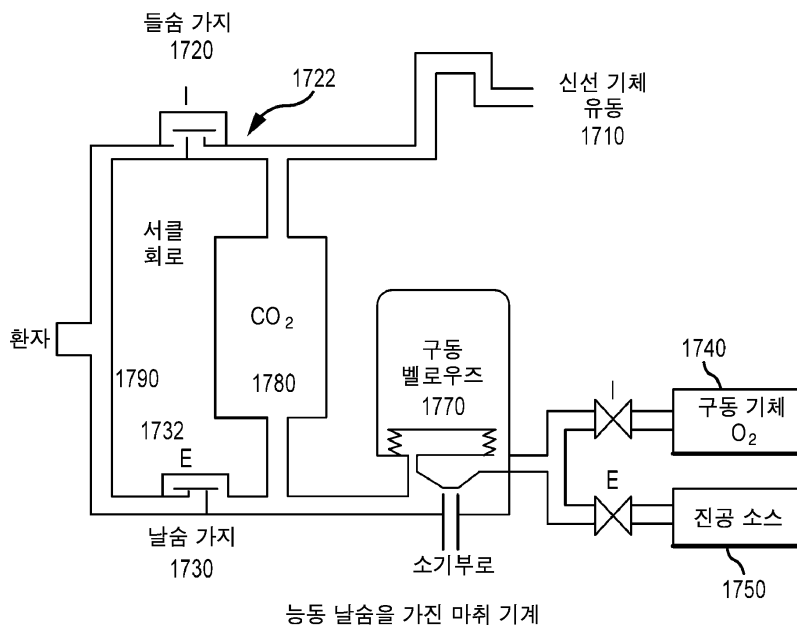
도면15



도면16



도면17

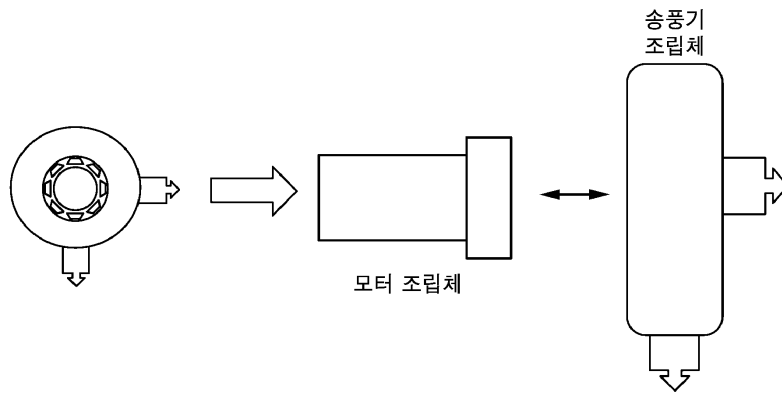






도면20

탈착 가능 음압 터빈

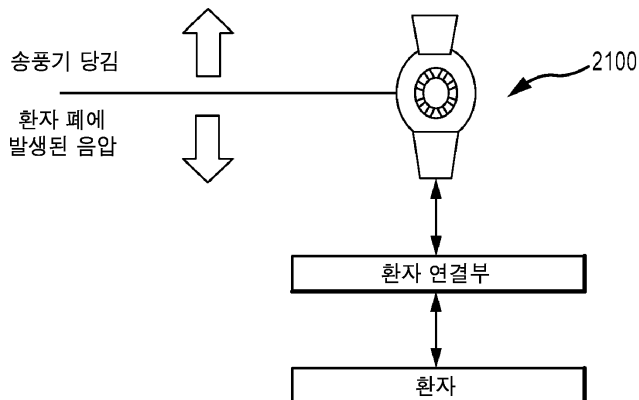


터빈, 환자의 기체 경로, 구동 모터 조립체 기계적 인터페이스 사이의 자기 또는 기계적 터빈 연결은 기체 밀폐되고 산소 안전 터빈은 소모성일 수 있다.

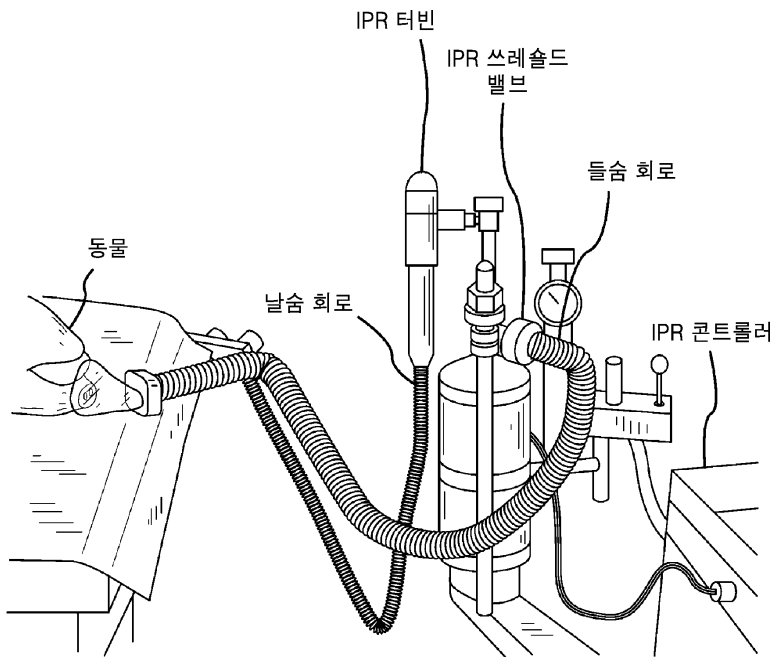
도면21

IPR 송풍기

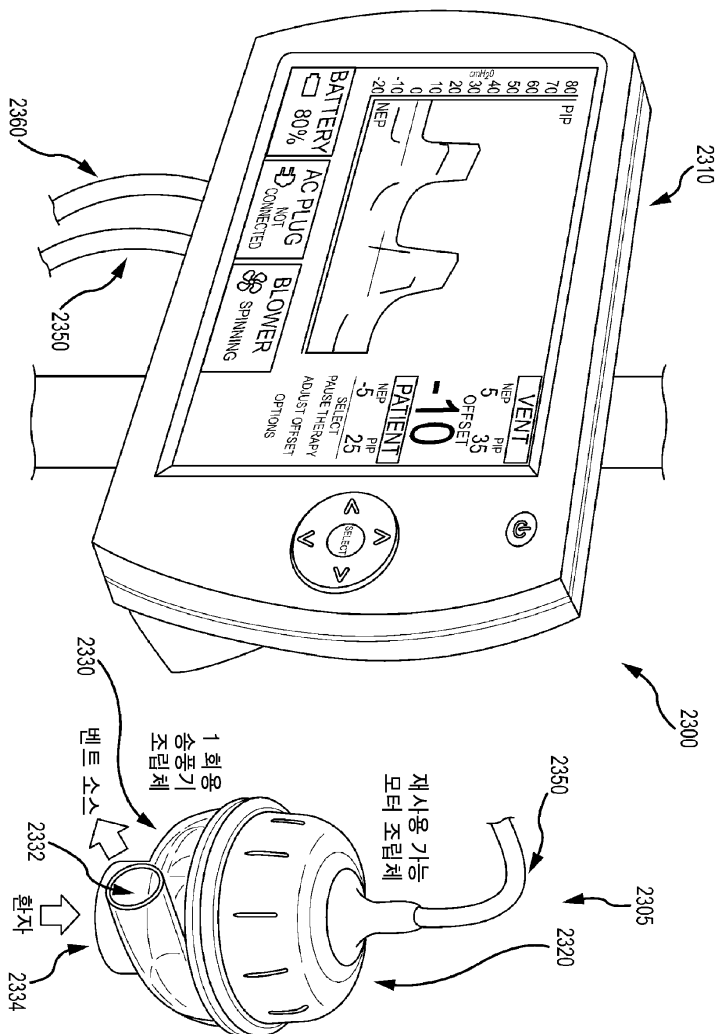
정미의 범람은 정상 상태 압력에서 제로이다



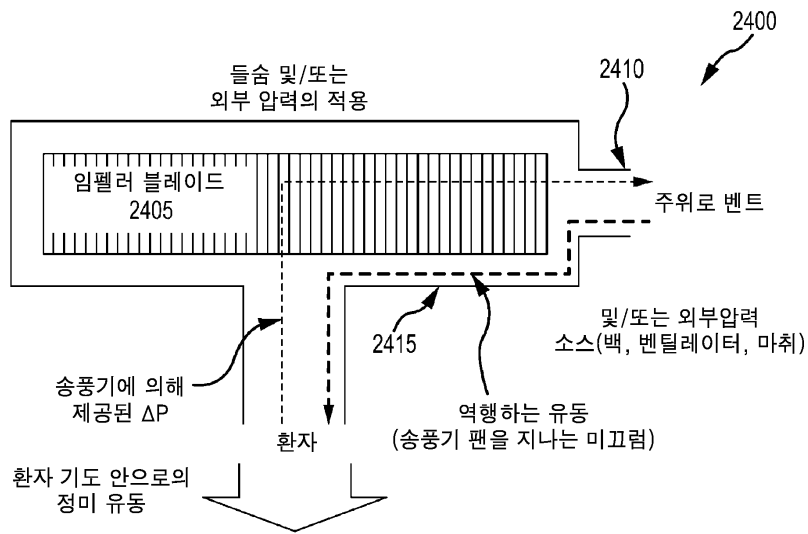
도면22



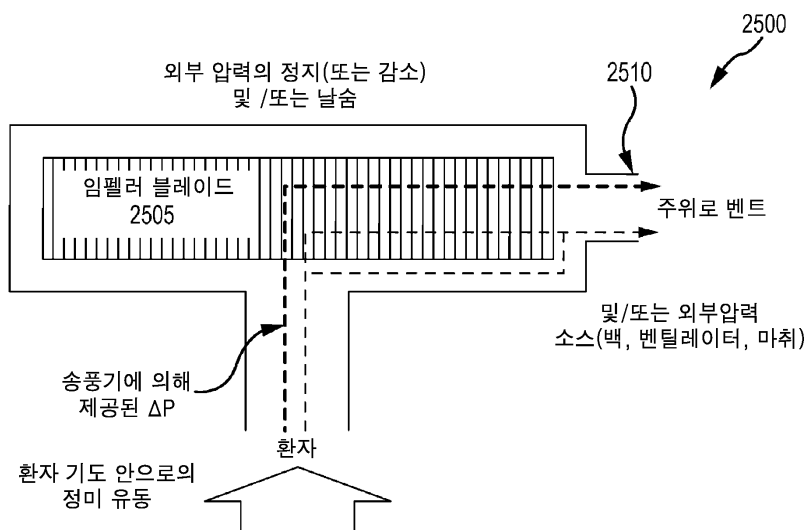
도면23



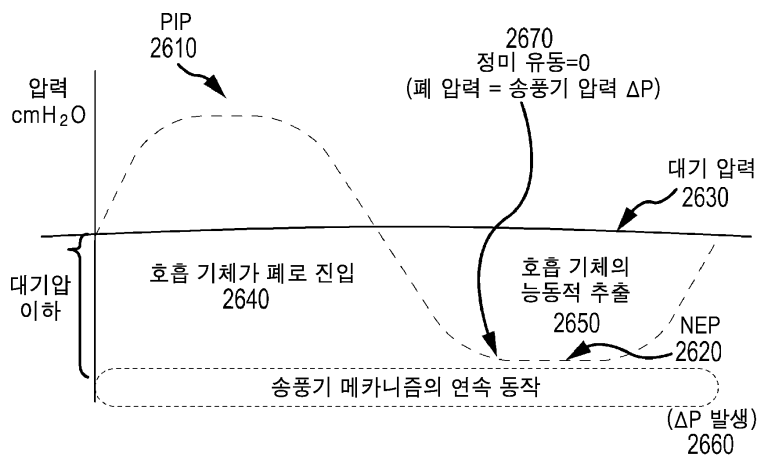
도면24



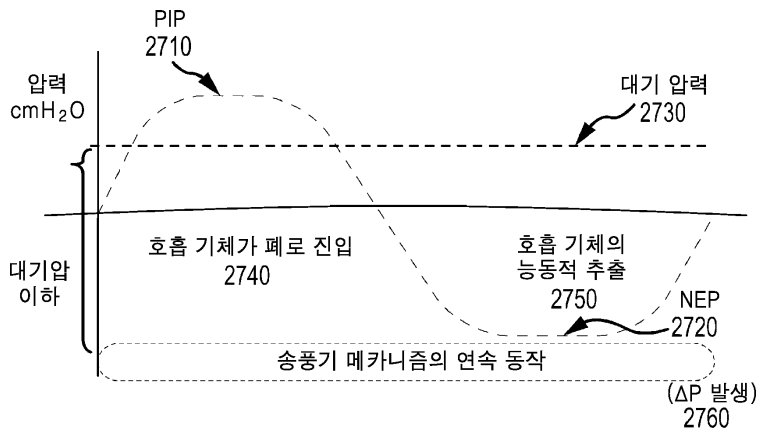
도면25



도면26



도면27



도면28

