



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0050048
(43) 공개일자 2016년05월10일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/08 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/097 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/082 (2013.01)
A61B 5/097 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2016-7008189
(22) 출원일자(국제) 2014년08월29일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2015년03월28일
(86) 국제출원번호 PCT/US2014/053567
(87) 국제공개번호 WO 2015/031846
국제공개일자 2015년03월05일
(30) 우선권주장
61/872,270 2013년08월30일 미국(US)

(71) 출원인
카프니아, 인코포레이티드
미국 캘리포니아(우편번호: 94065) 레드우드 시티
라디오 로드 1235 스위트 110
(72) 발명자
드 라 세르나, 페드로 이.
미국 95128 캘리포니아 산호세 패튼 애버뉴 375
원드카, 앤써니 디.
미국 94582 캘리포니아 샌 레이몬 폴리머스 코트
45
블란트, 로버트
미국 94541 캘리포니아 헤이워드 제이미 웨이
3241
(74) 대리인
박장원

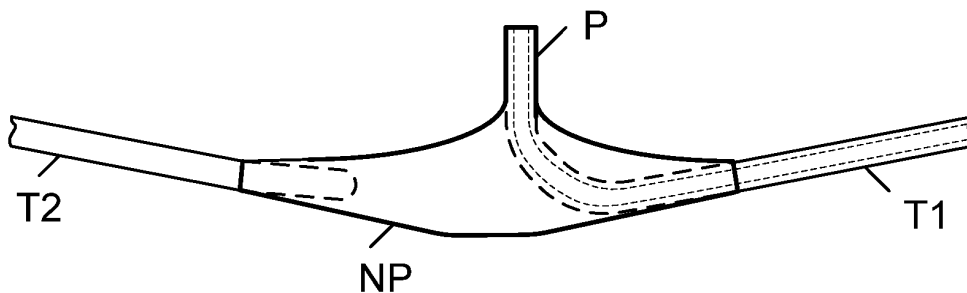
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 주상 흐름 가스 샘플링 및 측정 시스템

(57) 요약

본 발명은 하나의 호흡 구획과 다른 호흡 구획 사이의 가스 혼합을 최소화하는 호흡 분석 장치에 관한 것이다. 더욱 구체적으로 예를 들면, 호기의 호기말 구획을 샘플링 및 분석할 경우, 시스템은 장치 내부에서 발생할 수 있는, 호기말 샘플과 호기말 샘플 전후 가스 간의 혼합을 방지할 수 있다. 상기 시스템은 초저(ultra-low)의 사강을 갖는 구성요소를 포함하는 초저의 균일 단면 유체 경로에 의해 이를 성취한다.

대표도 - 도9



(52) CPC특허분류

A61B 5/6819 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

호흡 분석물 측정용 장치로서,

비강 프롱(nasal prong);

입구와 출구를 포함하는 노우즈피스(nosepiece);

비강 프롱으로부터 노우즈피스 입구로 연장된 제1 흐름 채널;

노우즈피스 내에서 노우즈피스 입구로부터 노우즈피스 출구로 연장되는 제2 흐름 채널로서, 제2 흐름 채널의 단면은 노우즈피스 입구와 노우즈피스 출구 사이에서 실질적으로 일정한 것인 제2 흐름 채널; 및

노우즈피스 출구로부터 호흡 측정 시스템으로 연장된 제3 흐름 채널을 포함하는 호흡 분석물 측정용 장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 3개의 흐름 채널은 모두 연속된 튜브의 일부를 형성하는 것인 장치.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 연속된 튜브는 단면 직경이 0.01" 내지 0.06"인 것인 장치.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 단면 직경은 0.02" 내지 0.04"인 것인 장치.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 장치는 노우즈피스 출구의 맞은편에 노우즈피스에 연결된 지지체(support)를 더 포함하며, 상기 지지체는 제2 흐름 채널에 유동적으로(fluidly) 연결되지 않은 것인 장치.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 지지체 및 제3 채널은 서로 연결되고, 상기 지지체, 제3 채널, 및 노우즈피스는 루프(loop)를 형성하는 것인 장치.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 장치는 지지체와 제3 채널을 연결하는 연결체(connection)를 더 포함하고, 상기 루프는 연결체를 포함하는 것인 장치.

청구항 8

제1항에 있어서, 제1, 제2, 및 제3 흐름 채널은 라이너(liner) 가스 흐름 프로파일 형성하기 위해 구성되는 것인 장치.

청구항 9

제8항에 있어서, 흐름 채널의 단면 직경은 0.01" 내지 0.06"인 것인 장치.

청구항 10

제9항에 있어서, 흐름 채널의 단면 직경은 0.02" 내지 0.04"인 것인 장치.

청구항 11

비강 프롱을 환자에게 삽입하는 단계를 포함하는, 호흡 분석물을 측정하는 방법으로서, 여기서

제1 흐름 채널은 비강 프롱으로부터 노우즈피스 입구로 연장되고,

제2 흐름 채널은 노우즈피스 입구로부터 노우즈피스 출구로 연장되며, 제2 흐름 채널의 단면은 노우즈피스 입구와 노우즈피스 출구 사이에서 실질적으로 일정하고, 및

제3 흐름 채널은 노우즈피스 출구로부터 호흡 측정 시스템으로 연장되는 것인 호흡 분석물을 측정하는 방법.

청구항 12

제11항에 있어서, 3개의 흐름 채널은 모두 연속된 튜브의 일부를 형성하는 것인 방법.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 연속된 튜브는 단면 직경이 0.01" 내지 0.06"인 것인 방법.

청구항 14

제13항에 있어서, 상기 단면 직경은 0.02" 내지 0.04"인 것인 방법.

청구항 15

제11항에 있어서, 노우즈피스 출구의 맞은편에 노우즈피스에 연결된 지지체를 더 포함하며, 상기 지지체는 제2 흐름 채널에 유동적으로 연결되지 않은 것인 방법.

청구항 16

제15항에 있어서, 상기 지지체 및 제3 채널은 서로 연결되고, 상기 지지체, 제3 채널, 및 노우즈피스는 루프를 형성하는 것인 방법.

청구항 17

제16항에 있어서, 지지체와 제3 채널을 연결하는 연결체를 더 포함하고, 상기 루프는 연결체를 포함하는 것인 방법.

청구항 18

제11항에 있어서, 제1, 제2, 및 제3 흐름 채널은 라이너 가스 흐름 프로파일을 형성하기 위해 구성되는 것인 방법.

청구항 19

제18항에 있어서, 흐름 채널의 단면 직경은 0.01" 내지 0.06"인 것인 방법.

청구항 20

제19항에 있어서, 흐름 채널의 단면 직경은 0.02" 내지 0.04"인 것인 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은 2013년 8월 30일 출원된 미국 가특허출원번호 제61/872,270호에 기초한 우선권 주장 출원으로 상기 출원은 그 내용 전체가 본 발명에 참조 병합된다.

[0002] 본 발명은 호흡 샘플에 대하여 수행되는 진단 시험 분야에 관한 것으로, 특히 정확한 샘플 수집 및 호흡 샘플의 정확한 샘플 측정을 가능하게 하는 호흡 시험 시스템의 공기역학(pneumatics) 및 유체역학을 최적화하는 것에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 호흡의 일부를 분리하고 측정하는 호흡 분석 장치는 일반적으로 일회용 환자 인터페이스 및 환자 인터페

이로부터 샘플을 끌어오고 샘플을 분석하는 기구(instrument)를 갖는다. 환자로부터 끌어온 호흡은 상기 환자 인터페이스 및 기구 모두에서 다양한 구성요소, 예컨대, 튜브, 커넥터, 밸브, 필터 및 센서를 통해 이동하여야 한다. 그러나, 호흡 샘플의 서로다른 구성 부분들(예를 들어, 호기(exhalation) 및 흡기(inspiration)의 시작, 중간, 끝)은 서로다른 가스 구획의 컬럼들로서 시스템을 통과하며, 이전 컬럼 이후 각각의 컬럼은 경계 구역이나 영역 보다는 불연속 경계선의 형태를 띠는 인접 컬럼들 사이의 경계를 갖는 것이 바람직하다. 시스템은 인접하는 구획들의 가스가 서로 섞이지 않고, 경계영역이 아닌 경계선이 존재하도록 설계되어야 한다. 이를 달성하는 방법 중 하나는 시스템 전체에 좁은 단면의 유체 경로를 갖는 것이다. 그러나, 다른 경쟁적 설계 제약들, 예컨대 일정 샘플링 유량, 난류, 드래그 및 다른 요인 때문에, 단면의 저항이 너무 커서는 안된다. 적절한 시스템은 최종 원하는 결과를 얻기 위하여 좁은 흐름 경로 채널의 필요성과 최소 저항의 필요성에 균형을 맞춘다.

[0004] 시스템을 통해 이동하는 두개의 가스 구획 사이의 경계가 불연속선일 수 있으면, 호흡의 관심구획, 예컨대 호기의 끝(the end of exhalation)은, 이를 포집하고 분리할 수 있다고 가정할 때, 이론적으로 전후 단부가 다른 호흡 구획으로 오염될 수 있다는 걱정 없이 그 전체가 측정될 수 있다. 다른 옵션은 관심 구획의 가장 중심만을 측정하는 것으로, 예컨대 이 구획의 초기 25% 및 끝 25%를 버리고, 오직 중간 50%를 분석하는 것이다. 이는 경계영역 때문에 오염될 수 있는 전후 단부 샘플 부분의 사용을 피할 것이고, 이론적으로 이러한 유형의 시스템은 호기말(end-tidal) 샘플의 중간 구획으로부터 순수한 호기말 가스를 측정할 수 있을 것이다. 그러나, 호흡 샘플을 수집 및 측정하기 위한 시스템은 실질적으로 동적 외부 및 내부 환경에서 작동하고, 인식하고 제어하기 어려운 가변 조건들이 있기 때문에, 가능한 완전한 혼합은 피하는 것이 최선이다. 다른 gas와 혼합된 경계를 포함하는 샘플이 측정되는 경우, 결과는 오염될 것이고, 주위 공기를 높은 함량으로 갖는 gas와 혼합되어 희석되거나, 또는 반대로 조사 대상 gas로 농축될 것이다. 이러한 혼합의 회피는 조사 대상 gas의 진실되고, 순수하고 정확한 관독을 보장한다. 상기 동일한 설명 및 원칙이 비기체 분석물을 비롯한 호흡 중 기타 분석물에 적용되며, 어떤 임상 조건 및 증후군의 호스트에 있어 기관지내 서로다른 구획으로부터 얻은 gas에서 분석물을 측정하는 것에 적용된다. 호기말 호흡 시험은 본 명세서에서 예시적 목적으로 사용된다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0005] 혼합 문제의 해결책은 시스템의 모든 구성요소에 걸쳐 적절한 단면을 유지하기 위하여, 이하의 도면에 기술한 바와 같이, 유체 경로의 구성요소에 신규하고 기존에 사용된 바 없는 기능을 사용하는 것이다.

도면의 간단한 설명

[0006] 도 1은 기구 및 제거가능하게 부착할 수 있는 환자 인터페이스를 포함하는 개략도이다.

[0007] 도 1a는 환자 가스 샘플 수집 활동 경로를 갖는 도 1의 시스템을 도시한다.

[0008] 도 1b는 주위 가스 및 가스 분석 활동 경로를 갖는 도 1의 시스템을 도시한다.

[0009] 도 2는 도 1에 나타난 환자 인터페이스의 세부 A를 통해 이동하는 호흡 가스의 구획들을 개략적으로 도시한다.

[0010] 도 3은 호흡으로부터 가스 측정시 호흡 분석물 센서의 시간에 따른 신호 응답을 설명하는 그래프로서, 종래기술에 비해 구현예의 측정 정밀도가 향상됨을 보여준다.

[0011] 도 4는 호흡 측정을 위한 종래기술의 환자 인터페이스에서 사용된 필터 측단면도이다.

[0012] 도 5는 필터를 통과하는 호기의 구획을 갖는 도 4의 필터를 나타내는데, 이는, 실제로는 존재하지 않을, 이론적으로 균일한 필터 통과 흐름 프로파일을 도시한다.

[0013] 도 6은 필터를 통과하고, 종래기술에서 실제로 발생할 수 있는 것과 같이 부피 팽창 때문에 다른 구획과 혼합하는 호기의 구획을 갖는 도 4의 필터를 도시한다.

[0014] 도 7은 동심(concentric)의 친수성 필터 및 정상-흐름(normal-to-flow)의 소수성 필터를 포함하는 신규한 필터의 측단면도이다.

[0015] 도 8은 만곡된 흐름 채널 여과 카트리지의 직선 구획에 위치하는 축방향으로 직선의 동심 필터를 갖는 신규한 필터의 측단면도이다.

[0016] 도 9는 환자 인터페이스의 환자 단부에서 노우즈피스(nosepiece)의 은선(hidden line) 정면도로서, 이 구획 전체에서 일정 크기의 가스 흐름 채널을 도시한다.

[0017] 도 10은 노우즈피스에 연결된 튜브에 비해 이 구획 전체에 걸쳐 확장된 가스 흐름 채널을 보여주는, 기존 비강 캐놀라 장치의 종래 노우즈피스의 사시도이다.

[0018] 도 11은 가스 흐름 경로에 사강(死腔; dead-space)이 없는 핀처 밸브(pincher valve)를 보여주는 기구의 개략도이다.

[0019] 도 12는 환자의 인터페이스 연결 및 분석물 센서 사이에 밸브가 없는 가스 흐름 경로를 나타내는 기구의 개략도이다.

[0020] 도 13은 환자로부터 끌어온 가스를 두개의 경로로 나누는 공기역학 시스템의 개략도로서, 하나의 경로는 호흡 신호를 측정하기 위한 것이고, 하나의 경로는 호흡의 해당 분석물의 양을 측정하기 위한 것이며, 후자 경로는 유입 밸브를 제외하고는 밸브가 없다.

[0021] 도 14는 시스템이 호흡 신호 센서 경로를 씻어낼 때의 도 13의 시스템을 도시한다.

[0022] 도 15는 시스템이 분석물 측정 경로의 우회 경로를 씻어낼 때의 도 13의 시스템을 도시한다.

[0023] 도 16은 시스템이 분석물 가스 샘플을 분석물 경로로부터 분석물 센서로 옮길 때의 도 13의 시스템을 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0007]

[0024] 도 1에서, 환자 인터페이스(C) 및 기구(M)를 포함하는 개략적 시스템이 도시된다. 도시된 경우에서, 환자 인터페이스는 비강 캐놀라이지만, 다른 유형의 환자 인터페이스 및 샘플링 캐놀라, 예컨대 구강 캐놀라, 기관(tracheal) 캐놀라, 기관지(bronchial) 캐놀라, 마우스피스, 메인스트림 수집 어댑터(mainstream collection adaptors), 마스크 등도 사용될 수 있다. 캐놀라는 한편에 노우즈피스(NP), 비강 프롱(P), 유체 흐름 경로 튜브(T1), 다른 편에는 얼굴에 캐놀라를 고정하기 위한 비호흡 경로 튜브(T2), 및 기구(M)에 연결하기 위한 연결체(C)를 포함한다. 연결체는 필터(F1) 또는 여과하지 않으면 기구 및 센서에 해를 끼칠, 환자의 습기와 세균을 여과하는 필터를 포함한다. 기구는 캐놀라 부착을 위한 입구 연결체(C2), 주변 입구(amb)의 가스와 환자 입구(Pt)의 가스를 전환하기 위한 입구 밸브(V1), 주변 입구(ambient inlet)의 필터(F2), 환자의 가스 호흡 패턴을 묻는 호흡 패턴 센서(S1), 분석될 샘플을 담은 샘플 튜브(10), 샘플 튜브에 대한 각각 입구 및 출구 밸브(V2 및 V3), 샘플 튜브 내 가스 샘플 주변의 다른 가스를 전환하기 위한 우회 튜브(12), 샘플 튜브 내 가스를 가스 조성 센서(S2)로 밀어내기 위한 푸시 튜브(14), 환자로부터 샘플을 끌어오고, 선택적으로 샘플을 가스 조성 센서로 밀어내기 위한 펌프(P), 펌프에서 유래하는 미립자로부터 시스템을 보호하기 위한 펌프 출구 필터(F3), 가스 조성 센서(S2), 환자로부터 샘플을 끌어올리거나 또는 가스 조성 센서로 밀어낼지 여부를 제어하는 밸브(V4)를 포함한다. 기구는 작동을 위한 배터리(B), 제어 기능 및 다른 기능들을 위한 마이크로프로세서(uP), 및 사용자 인터페이스(UI)를 포함할 수 있다.

[0008]

[0025] 도 1a에서, 기구의 가스 흐름 경로 "a"는 가스가 환자로부터 수집되고, 경로 "a"를 채우거나 또는 샘플 튜브(10)를 우회하여 경로 "aa"를 채울 때 나타난다. 도 1b에서, 가스 흐름 경로 "b"는 샘플이 가스 조성 센서 쪽으로 전환될 때 나타난다.

[0009]

[0026] 도 2에서, 샘플링 경로 구획은 도 1에 도시한 환자 인터페이스의 튜브 구획(T3)부터 도시된다. 환자로부터 끌어온 서로다른 가스 구획은 캐놀라(54)를 통해 이동하는 것으로 나타난다. 알 수 있는 바와 같이, 혼합된 전이 구역들 보다는, 서로다른 구획들 사이에 뚜렷한 윤곽이 있다. 호흡 가스 구간(segment)들은 경계에서 최소한으로 또는 무시할만큼 상호혼합되어 불연속 패킷 내에서 이동한다. 이는 일부 구현예에서 가능하게된 가스 흐름 거동으로서, 환자 호흡의 특정 구획에서 가스를 측정하는데 사용되는 호흡 가스 분석 시스템에서 바람직하다. 샘플링 경로 직경 또는 유효 직경은 통상 0.010" 내지 0.080", 종기로는 0.020" 내지 0.060", 가장 종기로는 0.030" 내지 0.040"이다. 이들 직경 또는 유효 직경은 시스템 전체에서 유지되며, 흐름 경로에서 최소 흐름 저항 및 주상 흐름 혼합방지 거동의 경쟁 조건들의 균형을 맞추기 위하여 선택된다.

[0010]

[0027] 도 3에서, 단일 호흡의 가스 조성은 수직축에 진폭 및 수평축에 하나의 호흡주기를 표시하여 그래프화하였다. 이 그래프는 두가지 경우를 보여준다; 종래기술을 이용한 가스 조성 측정, 및 일부 구현예를 이용한 가스 조성 측정. 종래기술에서, 측정된 가스 조성 진폭은 본 명세서에 기술된 일부 구현예의 진폭에 비해 낮은데, 이

는 종래기술 실시예에서 가스 샘플은 시스템 전체에 걸쳐 다양한 사강 부피를 통과함으로써 희석되었기 때문이다. 본 발명을 나타내는 곡선에서, 가스 샘플이 혼합되지 않고 오염되지 않으며 순수하게 유지되기 때문에 신호 진폭은 최대 전위에 도달하고, 따라서 센서 신호는 정확한 진단 평가를 위한 실제 가스 조성과의 상호관계를 나타낼 수 있다.

[0011] [0028] 도 4 내지 6은 가스 샘플링 경로의 예시적 일 구성요소, 예컨대 종래기술에서 사용된 필터의 단면을 도시한 것이다. 이 예시에서, 필터는 너무 많은 사강을 추가하고 가스가 혼합되는 것을 허용하기 때문에, 도 3에 보인 종래기술의 가스 조성 곡선이 된다. 필터는 습기와 세균을 여과하기 위하여 가스 분석 시스템에 필요할 수 있다. 도 4는 필터(120)의 입구편에 있는 가스 경로 튜브(T3), 디스크 유형 필터인 필터 구성요소(121), 및 필터의 출구편에 있는 가스 경로 도관을 보여준다. 도 5에 나타낸 바와 같이, 필터 입구편의 가스 샘플링 경로는 끝과 끝이 서로 인접한 서로다른 호흡 가스 구획들을 갖는다. 가스는 불연속 패킷, 예컨대 호기의 시작(112), 호기의 끝(114) 및 흡기(110) 내에서 이동한다. 가스가 필터에 들어가고, 필터의 더 큰 단면의 흐름 프로파일로 확장하지만, 여전히 선형 흐름 프로파일을 갖는 필터를 통과하고 도 5의 필터 구획에 도시된 바와 같은 가스 구획들간 불연속 경계를 유지하는 것으로 생각될 수 있다. 그러나, 이는 실제로는 일어나지 않는다. 그보다는, 도 6에 나타낸 바와 같이, 가스 구획들은 환자 가스가 필터로 유입되기 전 필터 내에 존재하였던 기저 가스와 혼합될 뿐 아니라 필터 내 다른 가스 구획과 혼합된다. 실제 일어나는 가스 혼합 거동은, 가스가 선형 흐름 프로파일이 아니라, 필터 내 서로다른 호흡 구획의 가스들(130)의 상호혼합을 유도하는 비선형 프로파일로 필터를 통과하는 것이다. 그 결과, 필터 출구에서, 서로다른 가스 구획들간의 경계는 이제 흐려지고, 서로다른 가스 구획들 사이에 혼합된 가스 구역이 존재하며, 전-호기말(pre-end-tidal) 가스는 오염되고(132), 호기말 가스는 오염된다(134). 또한, 특정 시스템 역학 및 크기 조건하에서, 필터 부피는 특정 호흡 가스 구획에 있어 너무 클 수 있다. 예컨대, 관심 가스 구획이 0.X ml이고, 필터 부피가 X.0 인 경우, 관심 가스 구획은 필터 부피의 단지 10%만 차지하고, 이는 확산 및 기타 가스 혼합 원칙에 의해 다른 가스와 혼합할 가능성을 유도한다. 동적으로 우세한 조건에 따라, 전체 관심 가스 구획은 희석, 농축되거나, 다른 가스에 의해 오염될 수 있다.

[0012] [0029] 도 7은 환자의 습기 및 세균을 걸러내기 위한, 사강이 적은 여과 시스템을 보여준다. 이 실시예에서, 필터는 시스템에 사강을 추가하지 않고, 따라서 가스가 혼합하는 것을 방지하며, 그 결과 도 3의 가스 조성 곡선에 나타낸 종래기술 보다 개선된다. 튜브형 친수성 필터(60)는 캐놀라 연결체(C1)의 필터 하우징(50) 내의 가스 흐름 경로 내벽에 동심원으로 배치될 수 있다. 이 필터(60)는 접착제(58)로 자리에 고정되고, 변형 교정 튜브(strain relief tube)(56)의 도움으로 캐놀라 튜브(54)에 결합될 수 있다. 제2 단계 친수성 필터(62)도 사용될 수 있으며, 이는 흐름 경로에 배치될 수 있고, 수분이 필터에 축적되는 것을 방지하고 세균을 걸러내기 위하여 실질적으로 정상 흐름이다. 이러한 필터의 조합은 수증기가 현탁액에서 응축되고 필터 영역의 벽에 축적될 물입자를 형성할 것이므로 필터를 통과하는 세균을 걸러낼 것이다. 세균은 물입자에 부착될 것이므로, 제2 단계 필터를 통과하지 않을 것이다. 따라서, 제2 단계 필터는 일반적으로 세균을 여과하는데 사용되는 것보다 더 큰 마이크로 기공 크기일 수 있다. 예를 들어, 세균을 여과하기 위하여 보통 사용되는 0.2 마이크로 필터 보다는 1-5 마이크로 필터가 충분할 것이다. 0.2 마이크로 필터는, 혼합 방지를 위하여 요구되는 작은 가스 흐름 채널에 사용될 경우, 실질적으로 높은 흐름 저항을 형성하고, 실질적으로 시스템에 도입된 펌프의 압력 헤드 등급을 높이거나, 또는 환자로부터 공기를 끌어오는 것을 더 어렵게 만들 것이다. 또한, 제2 단계 필터는 큰 분자, 예컨대 알데히드나 케톤과 같이 기구와 센서에 유해할 수 있는 가스를 걸러내는 역할을 한다. 이러한 습기 필터의 배치는 흐름 경로로부터 물을 추출하고 0.001 ml의 물을 저장할 수 있어, 최대 5시간 작동시간 동안 환자의 수분을 여과하는 능력을 제공한다. 샘플링 캐놀라의 기기 단부에 위치할 경우, 호흡 가스가 환자로부터 필터까지 이동하는 시간까지, 대부분의 물입자 및 물분자는 캐놀라의 벽에 접촉하고, 표면 특성에 따라 캐놀라의 길이방향으로 벽을 따라 내려가서, 물이 튜브형 필터에 도달할 때까지 벽을 따라 가고 필터에 의해 쉽게 흡수되도록 한다. 또한, 필터 길이는, 물입자 또는 물분자가 가스 흐름 내에 존재할 경우, 날아가는 시간 때문에 필터 영역에 존재하기 전에 반드시 필터 매질을 접촉하도록 하는 길이일 수 있다.

[0013] [0030] 도 8은 가스 흐름 경로가 하나 이상의 굴곡 또는 회전(82)을 가지도록 설계된 라인 습기 필터(80)의 대안을 도시한다. 동심 친수성 필터 구성요소(60)는 필터의 직선 구획(80)에 배치될 수 있다. 굴곡들은 굴곡 영역에서 물입자 또는 물분자 또는 수증기가 흐름 경로 벽에 충돌하도록 도와서, 물이 친수성 필터 매질에 접촉하는 가능성을 최대화시킬 것이다. 이러한 필터 배치는 추가적 흐름 저항을 시스템에 가하지 않고, 불필요한 사강을 만들지 않으며, 효과적인 습기 여과를 제공한다.

[0014] [0031] 도 9는 노우즈피스스의 한쪽 말단에 부착된 흐름 경로 튜브(T1)를 갖고 비강 프롱(P), 및 환자 얼굴에 고정을 돕기 위하여 노우즈피스스의 다른 말단에 부착된 비호흡 경로 튜브(T2)와 연결된, 비강 샘플링 캐놀라의 환

자 말단에 있는 노우즈피스(NP)를 도시한다. 코 아래 프롱을 위치시키는데 도움을 주고 환자 얼굴에 캐놀라를 고정하는 튜브를 연결하는 부드러운(compliant) 노우즈피스 구획(NP)이 포함된다. 흐름 경로 튜브 및 비강 프롱은 올바른 내경을 갖는 튜브의 근접한 구획일 수 있다. 부드러운 노우즈피스는 등글납착하여 근접한 튜브 구획의 관대한 곡선을 허용하며, 쿠션과 편안함을 제공하고, 꼬임과 장애를 방지한다. 가스 흐름 경로 단면은 일정하게 유지되고, 확대된 구획 및 사강 부피가 없으므로, 혼합 거동을 방지한다.

[0015] [0032] 도 9에 도시한 노우즈피스와 대조적으로, 도 10은 종래기술에서 보편적인 노우즈피스를 도시한다. 종래 기술의 노우즈피스, 및 관계된 튜브 및 비강 프롱 집합은 흐름 경로에 사강 부피를 갖는다. 필터 실시예에서 설명한 바와 같이, 이러한 부피는 혼합 및 측정 대상이 되는 호흡 가스 구획의 오염을 허용할 것이다. 대조적으로, 도 9는 이러한 사강을 완벽하게 피하는 설계이다.

[0016] [0033] 도 11은 환자로부터 유입가스를 주변가스로 전환하는 제어밸브가, 내재적으로 일정량의 사강을 갖는 3-웨이 솔레노이드 밸브가 아닌, 사강이 없는 한쌍의 핀치 유형 밸브인 것인 대안적 기구를 도시한다. 환자의 가스는 연결체(C2)로부터 유입되고, 주변 가스는 주변 입구 필터(F2)를 통해 유입되며, 유입된 가스는 펌프(P)에 의해 이끌려 센서(S3)를 통해 이동한다. 핀치 밸브(V1a 및 V1b)는 조화롭게 작동하여 가능한 입구 경로 중 하나를 압박하고 폐쇄한다. 밸브(V1a)는 폐쇄되어 주변 입구 경로를 폐쇄하고, 밸브(V1b)는 개방되어 시스템이 환자로부터 공기를 끌어들이도록 한다. 원하는 좁은 단면(ID)의 튜브는, 가스 경로의 사강이 가스가 혼합 및 오염되는 것을 유발할 기회가 없도록, 밸브(V1b)를 통과한다. 핀치 밸브는 시스템에 부피를 증가시키지 않는 반면, 밸브 메커니즘의 내부 작동을 통해 공기가 이동하는 대부분의 솔레노이드 밸브 설계는 일정량의 사강을 시스템에 부가하며, 이는 임상적용시 혼합 관련 문제 때문에 정확도에 해가 될 수 있다.

[0017] [0034] 또한, 도 11은 센서(S3)가 두가지 기능을 하는 대안적 구조를 도시한다; (1) 측정에 적합한 호흡을 찾고 목표로 하는 호흡 패턴 측정, 및 (2) 해당 가스의 가스 조성 분석. 이 경우, 센서는 가스에 빠르게, 예컨대 0.2 초 이내에 대응 가능한 빠른 센서(fast sensor)이다. 이러한 구조는 별도의 가스 조성 센서에 후속적으로 전송하기 위하여 원하는 가스 구획을 다른 구획과 분리할 필요를 방지한다. 도 12는 시스템이 주변 가스 샘플링 경로를 포함하지 않으므로, 환자 가스와 주변 가스를 전환하는 제어밸브를 필요로 하지 않기 때문에 밸브 내에서 사강 관련 가스 혼합 가능성을 방지하는 대안적 구조를 도시한다.

[0018] [0035] 도 13 내지 16은 "분할 흐름 설계(split flow design)"라고 부르는, 가스의 상호혼합을 방지하는 최소한의 사강 설계를 위한 대안적 구조를 도시한다. 환자로부터 유입되는 흐름은 두개의 경로로 나뉜다. 하부 경로는 밸브(V1), 호흡 패턴 센서(S1), 티(T4)를 통해 이동하고, 펌프를 통해 및 밸브(V3)를 통해 배출된다. 상부 경로는 호흡 패턴 센서(S1) 주위를 돌아서, 밸브(V1)로 가고 샘플 수집 튜브로 가거나, 또는 V1 및 샘플 수집 튜브 주위를 돌아서 티(T2)를 통해 밸브(V2)로 가고, 또한 펌프를 통해 및 밸브(V3)를 통해 배출구로 나간다. 이 구조는 호흡 패턴 센서가 실질적으로 사강이 충분하여 가스 혼합 가능성이 있는 유형일 때 유용하다. 상기 상부 및 하부 경로의 저항, 속도 및 이동거리는, 원하는 가스 샘플의 시작과 끝이 V1에 도달하는 시간이 샘플이 센서(S1)을 통과하는 타이밍에 기초하여 정확하게 예측될 수 있도록, 주의깊게 균형이 잡히고 이해되며 및 제어된다. 결국 측정될 샘플의 흐름 경로에 있는 밸브(V4) 및 밸브(V1)는 밸브 사강에 기인하는 혼합을 방지하기 위하여 솔레노이드 밸브이기 보다는 핀치 밸브일 수 있음을 알아야 한다. 도 13은 포집하고 분석하기 원하는 호흡 가스 구획을 개략적으로 표시하는, 호흡 샘플을 얻는 중의 시스템을 도시한다. 이 가스 구획은 Y 연결체(Y1)에서 두개의 구획으로 나누어지고, 이중 하나의 구획은 하단 경로로 이동하고, 하나의 구획은 상부 경로로 이동한다. 이들 구획은 둘다 측정대상인 분석물 농도가 본질적으로 동일하다. 하단 경로에서, 샘플은 밸브에 의해 희석될 수 있으나, 센서(S2)는 이를 신경쓰지 않는다. 하단 경로는 오로지, 상부 경로에서 샘플의 타이밍을 이해하는데 사용될 것이다.

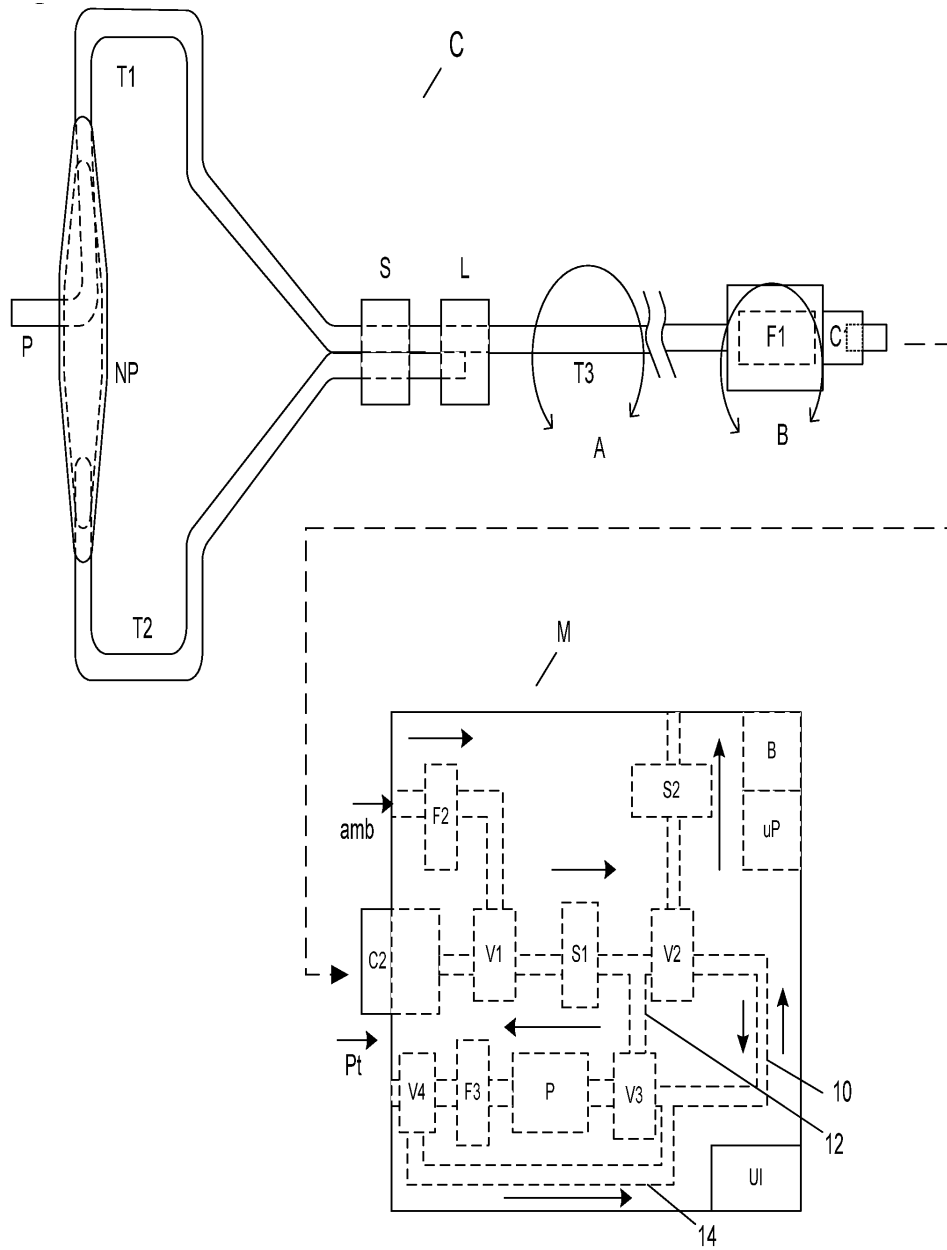
[0019] [0036] 도 14에서, 원하는 가스 샘플은 밸브(V1) 및 밸브(V2) 사이의 샘플 튜브로 노선이 변경된 상태이며, 샘플이 일단 놓인 후 이들 밸브의 포팅(porting)을 전환함으로써 고립된 상태이다. 다음으로, 주변 입구는 시스템의 하단 경로에서 잔류하는 환자 가스를 씻어내어 샘플이 오염될 가능성을 없애기 위한 목적으로 개방될 수 있다. 도 15에서, 상단 경로 및 우회 튜브도 역시 샘플 오염의 가능성을 방지하도록 주변 공기로 씻겨진다. 다음으로, 도 16에 도시된 샘플은 밸브(V1) 및 밸브(V2) 사이의 공간으로부터 나와서 분석을 위하여 센서(S2)로 전향할 수 있다.

[0020] [0037] 기술된 구현예들에서 공기역학 시스템은 분리된 호흡 패턴 센서 및 분리된 호흡 분석 조성 센서를 포함할 수 있음을 알아야 하지만, 구현예에서 이 두가지 기능은 하나의 동일한 센서로 처리될 수 있음이 고려된다. 측정될 원하는 가스 구획은 가스의 호기말 구획, 가스의 깊은 폐포 샘플, 가스의 하부 기도 샘플, 가스의 중부

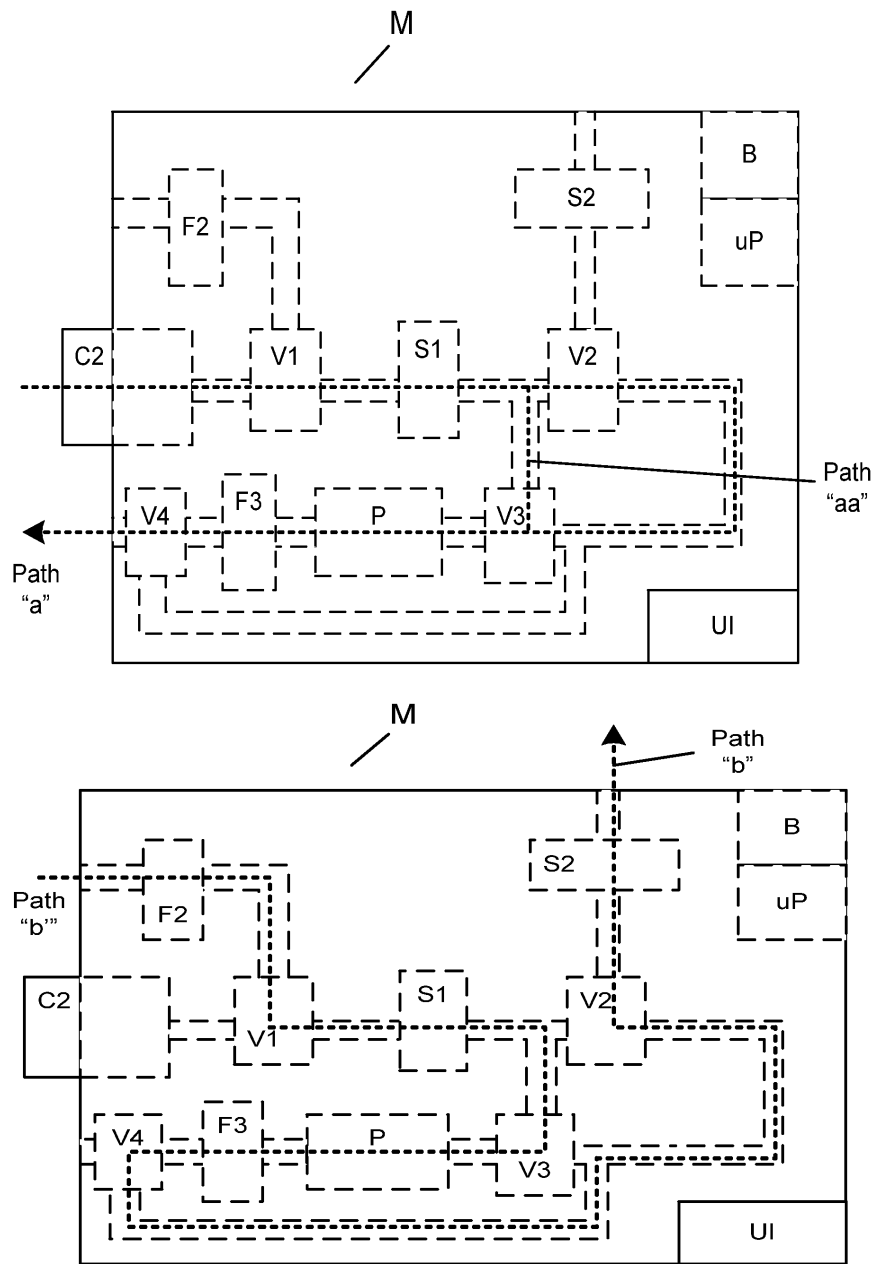
기도 샘플, 또는 가스의 상부 기도 샘플일 수 있다. 본 발명에서 기술된 시스템은 호흡의 다양한 분석물을 측정, 모니터링, 추정 또는 평가하는데 사용될 수 있으며, 다양한 질병, 장애, 증후군을 평가하거나 진단하는데 사용될 수 있다.

도면

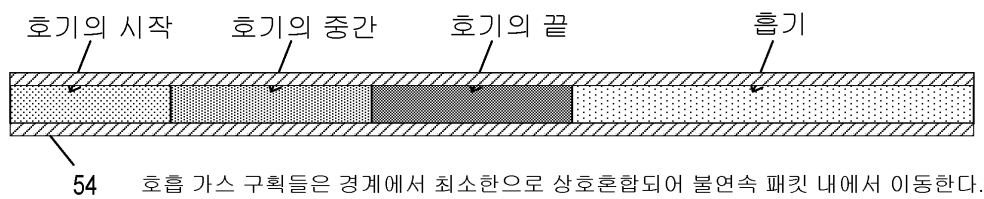
도면1a



도면1b



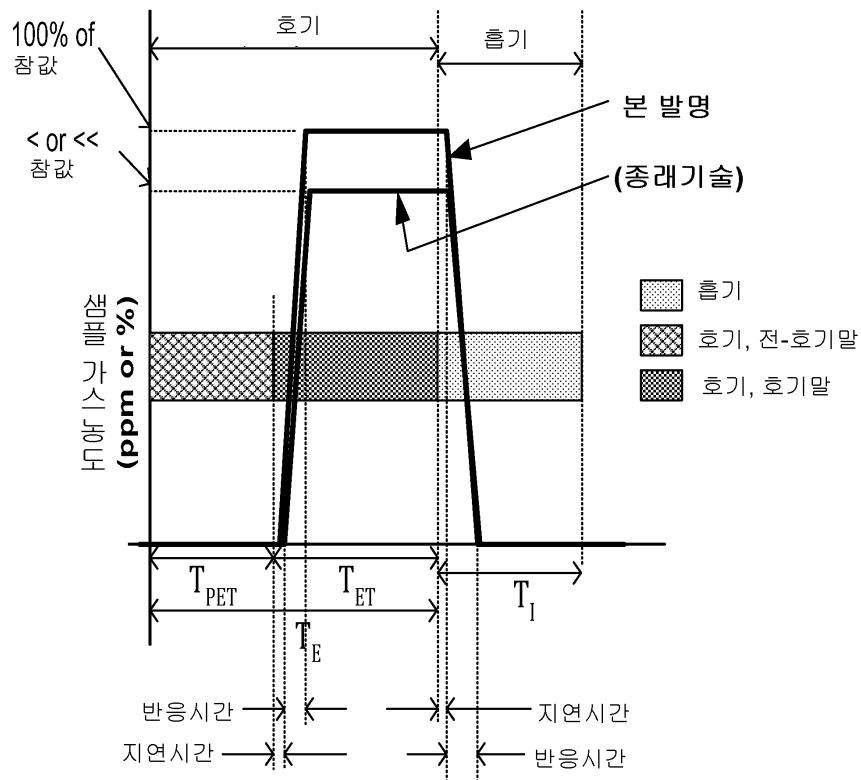
도면2



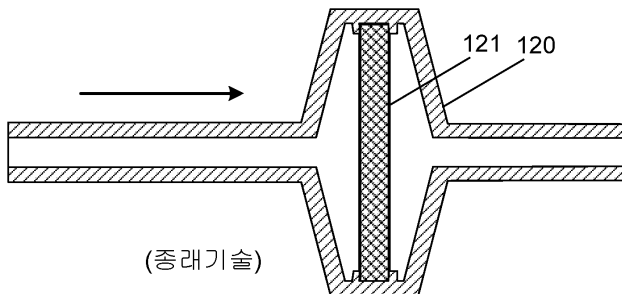
54 호흡 가스 구획들은 경계에서 최소한으로 상호혼합되어 불연속 패킷 내에서 이동한다.

세부 -A-

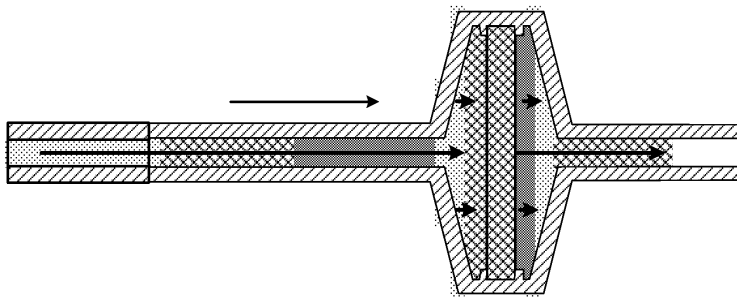
도면3



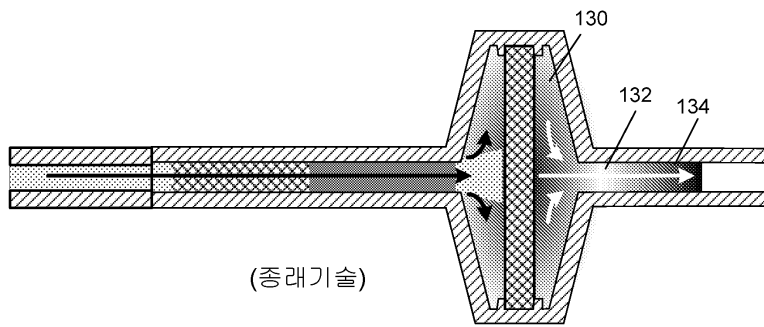
도면4



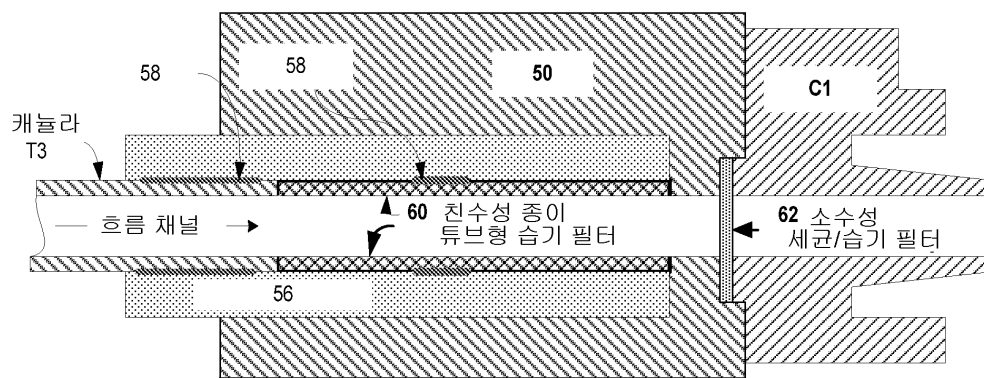
도면5



도면6

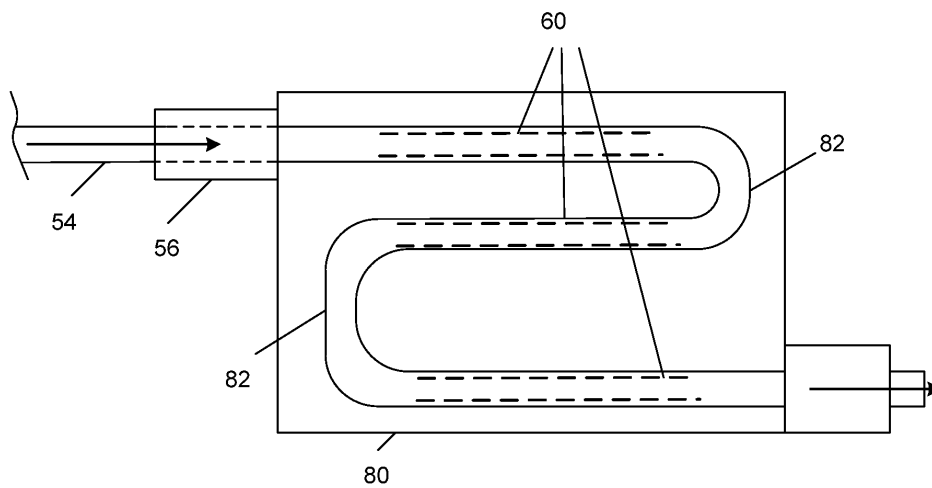


도면7

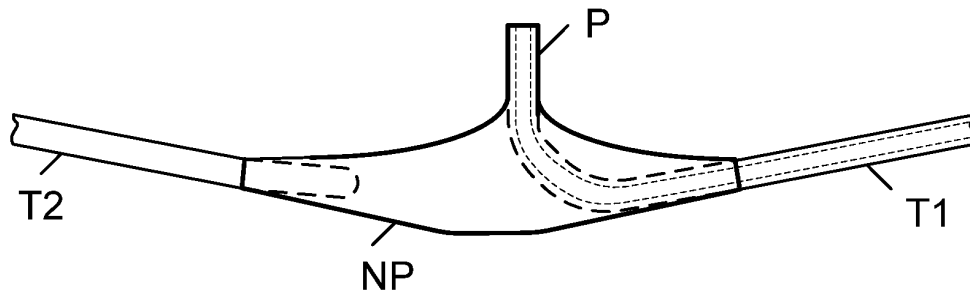


세부-B-

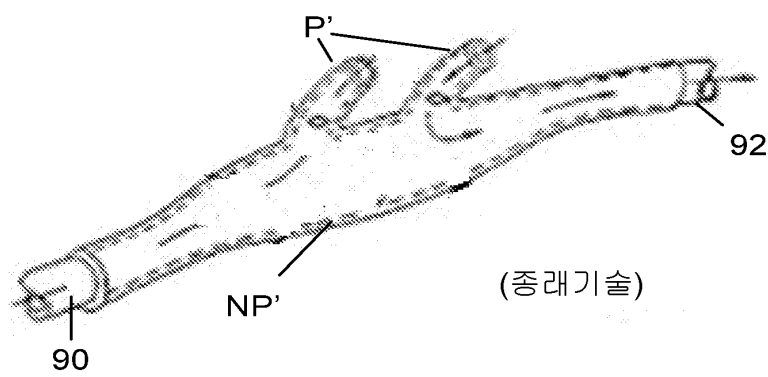
도면8



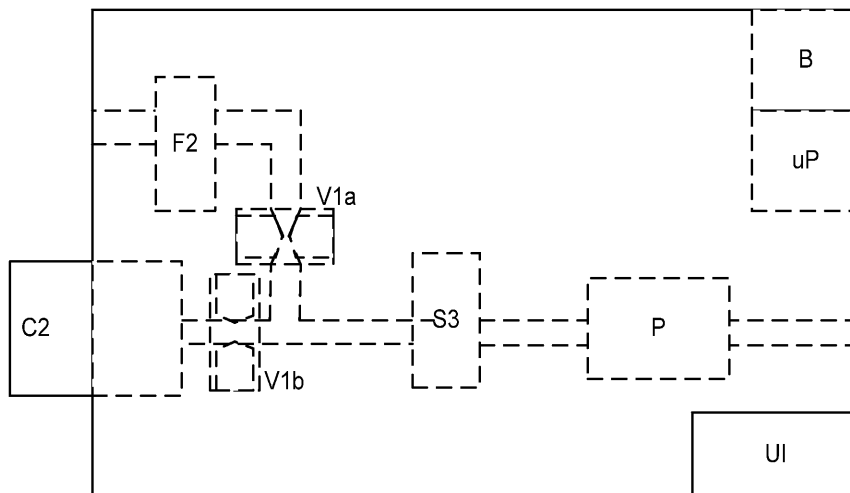
도면9



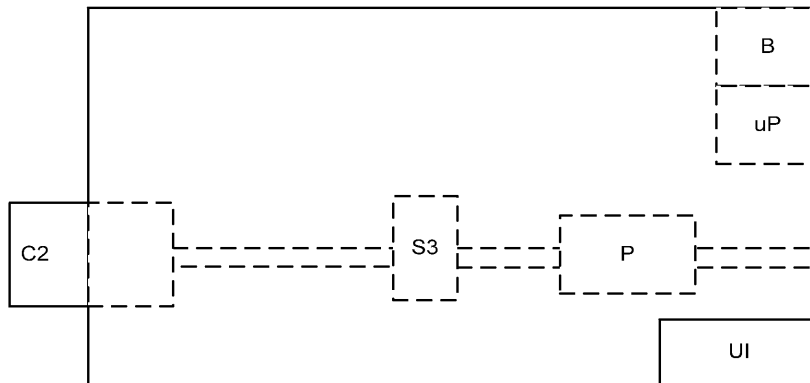
도면10



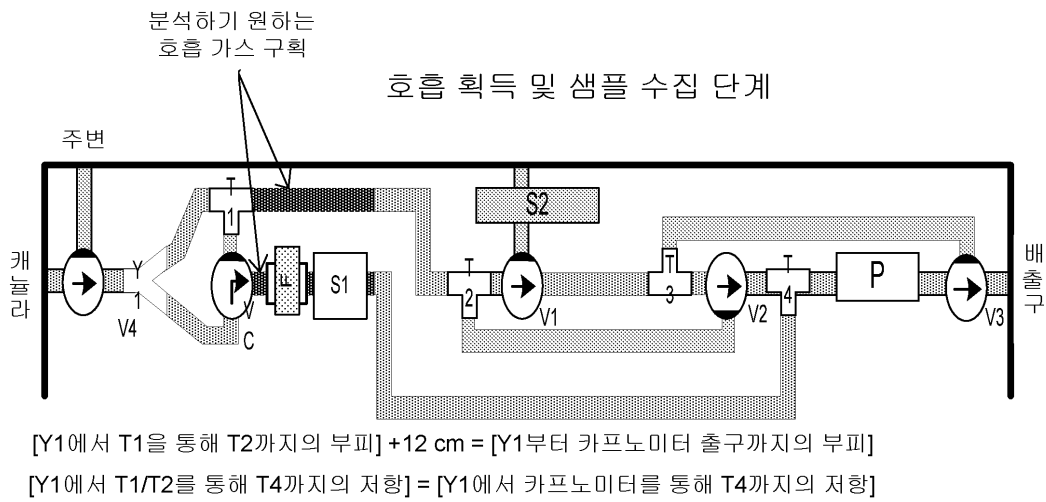
도면11



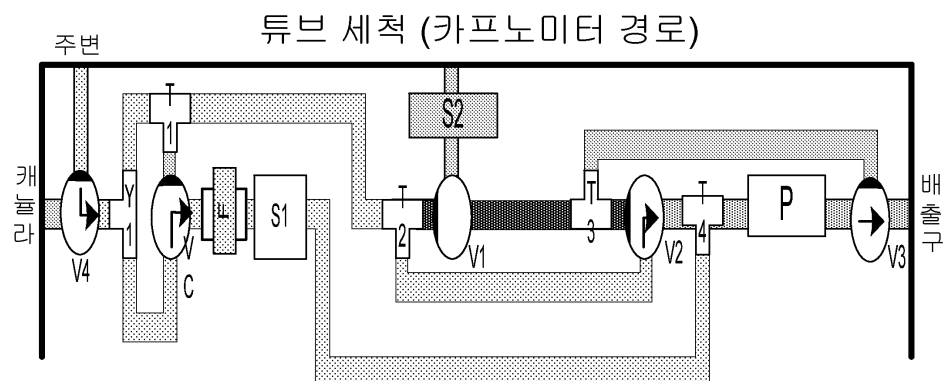
도면12



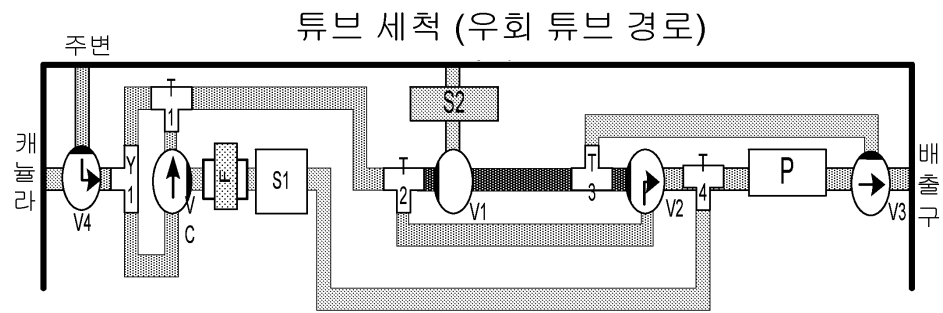
도면13



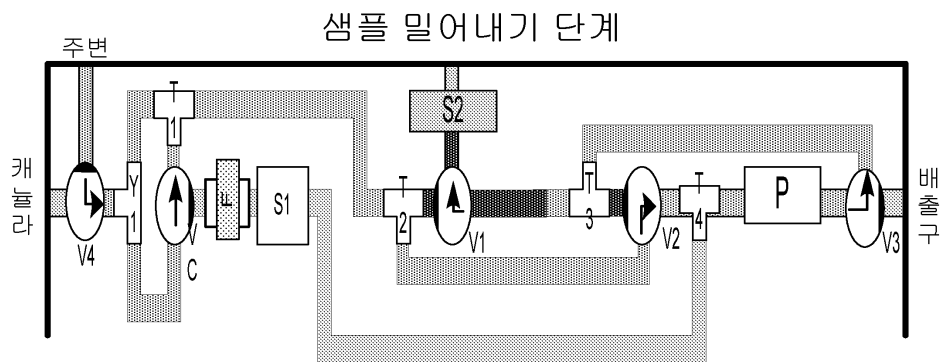
도면14



도면15



도면16



专利名称(译)	标题：柱状流气体采样和测量系统		
公开(公告)号	KR1020160050048A	公开(公告)日	2016-05-10
申请号	KR1020167008189	申请日	2014-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	卡普尼亚公司		
申请(专利权)人(译)	卡普、韩国的激光炮		
当前申请(专利权)人(译)	卡普、韩国的激光炮		
[标]发明人	DE LA SERNA PEDRO E 드라세르나페드로이 WONDKA ANTHONY D 원드카앤써니디 BLANTE ROBERT		
发明人	드라세르나,페드로이. 원드카,앤써니디. 블란트,로버트		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/097 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/082 A61B5/097 A61B5/6819		
代理人(译)	박장원		
优先权	61/872270 2013-08-30 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

呼吸分析设备技术领域本发明涉及呼吸分析设备，用于最小化不同于一个呼吸隔室的呼吸隔室之间的气体混合。更具体地，例如，当对需氧的末端潮汐室进行取样并且分析混合物，其中可以在装置内在末端潮汐样品前后气体之间产生系统，并且可以防止末端潮汐样品。这是通过超低的均匀流动流体路径实现的，包括系统具有超低死区的元件。

