



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0104607
(43) 공개일자 2015년09월15일

- | | |
|--|---|
| <p>(51) 국제특허분류(Int. Cl.) <i>A61B 5/0205</i> (2006.01) <i>A61B 5/00</i> (2006.01) <i>A61B 5/01</i> (2006.01) <i>A61B 5/029</i> (2006.01) <i>A61B 5/08</i> (2006.01) <i>A61B 5/087</i> (2006.01) <i>A61B 5/091</i> (2006.01) <i>A61B 5/145</i> (2006.01)</p> <p>(52) CPC특허분류 <i>A61B 5/02055</i> (2013.01) <i>A61B 5/01</i> (2013.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2015-7021302 (22) 출원일자(국제) 2014년01월08일 심사청구일자 없음 (85) 번역문제출일자 2015년08월06일 (86) 국제출원번호 PCT/US2014/010746 (87) 국제공개번호 WO 2014/110181 국제공개일자 2014년07월17일 (30) 우선권주장 61/750,305 2013년01월08일 미국(US)</p> | <p>(71) 출원인 카프니아, 인코포레이티드 미국 캘리포니아 94065 레드우드 시티 스위트 160 트윈 돌핀 드라이브 3</p> <p>(72) 발명자 윈드카, 앤써니 디. 미국 94582 캘리포니아 샌 레이몬 폴리머스 코트 45 바트나가, 애니쉬 미국 94065 캘리포니아 레드우드 시티 가버너스 베이 드라이브 916 길버트, 스캇 제이. 미국 94025 캘리포니아 멘로 파크 에이비 에버뉴 1975</p> <p>(74) 대리인 박장원</p> |
|--|---|

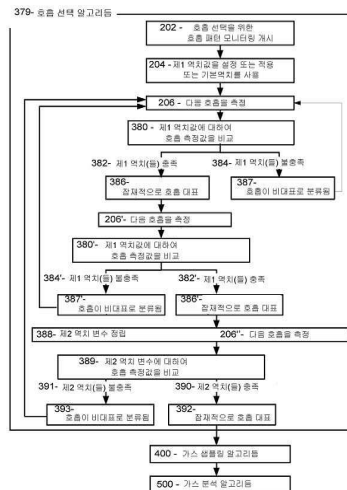
전체 청구항 수 : 총 18 항

(54) 발명의 명칭 **분석을 위한 호흡 선택**

(57) 요약

본 발명은 호흡 중 원하는 부분에서 가스 샘플을 포집하는데 어려움을 줄 수 있는, 불규칙하거나, 일시적이거나, 또는 그밖의 어려운 호흡 패턴을 고려하면서, 사람의 호흡 중 원하는 부분으로부터 가스 샘플을 얻고 이를 분석하는 방법 및 시스템에 관한 것이다. 이 기술은 보다 신뢰할 만하고, 정확하며, 적합한 가스 샘플, 예컨대 호기 말 가스, 및 궁극적으로 포집된 샘플의 정확한 분석을 제공할 수 있다.

대표도 - 도21



(52) CPC특허분류

A61B 5/029 (2013.01)
A61B 5/0816 (2013.01)
A61B 5/082 (2013.01)
A61B 5/087 (2013.01)
A61B 5/091 (2013.01)
A61B 5/14542 (2013.01)
A61B 5/7275 (2013.01)
A61B 5/7282 (2013.01)
A61B 5/7285 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

호기 변수를 측정하는 센서;

상기 측정된 변수가 생리적 대표 호흡에 해당하는 소정의 기준을 충족하는지 결정하는 제1 프로세서; 및
 측정된 변수가 소정의 기준을 충족한다고 제1 프로세서가 결정하면 상기 호기를 저장하는 호흡 샘플링 시스템을 포함하는 호기 분석용 장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 저장된 호흡을 분석하는 가스 분석기를 더 포함하는 것인 장치.

청구항 3

제2항에 있어서, 가스 분석기는, 측정된 변수가 소정의 기준을 충족한다고 제1 프로세서가 결정할 경우 제1 가스 분석 알고리즘을 적용하고, 측정된 변수가 소정의 기준을 충족하지 않는다고 제1 프로세서가 결정할 경우 제2 가스 분석 알고리즘을 적용하는 제2 프로세서를 포함하되,

상기 제2 알고리즘은 보정 인자(correction factor)를 포함하는 것인 장치.

청구항 4

제1항에 있어서, 상기 장치는 환자의 생리적 변수를 모니터링하는 생리적 센서를 더 포함하되, 상기 호흡 샘플링 시스템은 상기 생리적 변수가 소정의 생리적 기준을 충족하지 않는다고 제3 프로세서가 결정할 경우 호기를 저장하지 않는 것인 장치.

청구항 5

제4항에 있어서, 생리적 변수는 혈압, 심박수, 흉부 임피던스(chest impedance), 체중, 키, 연령, 인종, 성별, 진단, 호흡수(respiratory rate), 1회호흡량, 분당호흡량, 들숨날숨비율(inspiratory:expiratory ratio), 혈액 가스, 심박출량, 호기말 CO₂ 농도, 폐혈류, 염기과잉, 산소포화도(O₂ sat) 및 폐환기량:폐혈류량 비(ventilation:perfusion ratio)로 이루어진 군으로부터 선택된 적어도 1종을 포함하는 것인 장치.

청구항 6

제1항에 있어서, 소정의 기준은 최소 지속시간(minimum duration)을 포함하는 것인 장치.

청구항 7

제1항에 있어서, 소정의 기준은 최대 진폭값, 베이스라인 값, 최대 진폭값 위에서 지속시간, 베이스라인 값 아래에서 지속시간, 경향 알고리즘에 대한 현재 호흡의 비교 백분율로 이루어진 군으로부터 선택된 적어도 1종을 포함하는 것인 장치.

청구항 8

제1항에 있어서, 소정의 기준은 완전한 1회호흡량 호흡을 대표하는 진폭값 및 베이스라인 값을 포함하는 것인 장치.

청구항 9

제1항에 있어서, 소정의 기준은 분당 60회 호흡 이하의 호흡 속도(breath rate)를 포함하는 것인 장치.

청구항 10

제1항에 있어서, 소정의 기준은 호기 시간; 호기 시간의 일부; 기도내압; 시간에 따른 CO₂ 값; 시간에 따른 O₂ 값; 기도내 온도; 호흡 유량(breath flow rate); 호흡 속도; 호흡 심도(depth of breath); 호흡 지속시간(duration of breath); 흡기 시간; 전-호기말 시간; 호기말 시간; 후-호기 시간; 흡기후 휴지(inspiratory pause); 최대 흡기압; 최대 호기압; 재채기, 기침, 누적 호흡(stacked breath) 또는 비전체 호흡(non-full breath)의 특징적 파형; 흡기 진폭; 호기 진폭; 및 역사적 호흡 기준으로 이루어진 군으로부터 선택된 적어도 1 종을 기반으로 하는 것인 장치.

청구항 11

제1항에 있어서, 소정의 기준은 숨참기, 심호흡, 강제 호기(forced exhaled breath), 흡기후 휴지, 호기후 휴지, 휴식기 호흡, 및 호흡 패턴 반복으로 이루어진 군으로부터 선택된 적어도 1종에 기반하는 것인 장치.

청구항 12

제1항에 있어서, 소정의 기준은 반복되는 호흡의 소정의 수에 기반하는 것인 장치.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 반복되는 호흡의 수는 1 내지 5인 것인 장치.

청구항 14

제13항에 있어서, 상기 반복되는 호흡의 수는 2 내지 4인 것인 장치.

청구항 15

제1 호기, 제2 호기, 및 제3 호기의 변수를 측정하는 센서;
 제1 호기의 제1 측정값이 소정의 제1 기준을 충족하는지 결정하는 제1 프로세서;
 제2 호기의 제2 측정값이 소정의 제2 기준을 충족하는지 결정하는 제2 프로세서로서, 제2 측정은 제1 측정값이 소정의 제1 기준을 충족할 때 수행되는 것인 제2 프로세서;
 제3 호기의 제3 측정값이 소정의 제3 기준을 충족하는지 결정하는 제3 프로세서로서, 제3 측정은 제2 측정값이 소정의 제2 기준을 충족할 때 수행되는 것인 제3 프로세서; 및
 측정된 제3 변수가 소정의 제3 기준을 충족한다고 제3 프로세서가 결정하면 제3 호기를 저장하는 호흡 샘플링 시스템을 포함하는 호흡 가스 분석용 장치.

청구항 16

제15항에 있어서, 소정의 제3 기준은 복수개의 호흡과 연관된 경향에 기반하는 것인 장치.

청구항 17

제1 호기, 제2 호기, 제3 호기의 변수를 측정하는 단계;
 제1 호기의 제1 측정값이 소정의 제1 기준을 충족하는지 결정하는 단계;
 제2 호기의 제2 측정값이 소정의 제2 기준을 충족하는지 결정하는 단계로서, 제2 측정은 제1 측정값이 소정의 제1 기준을 충족할 때 수행되는 것인 단계;
 제3 호기의 제3 측정값이 소정의 제3 기준을 충족하는지 결정하는 단계로서, 제3 측정은 제2 측정값이 소정의 제2 기준을 충족할 때 수행되는 것인 단계; 및
 제3 측정값이 소정의 제3 기준을 충족한다고 결정하면 제3 호기를 저장하는 단계를 포함하는 호흡 가스를 분석하는 방법.

청구항 18

제17항에 있어서, 소정의 제3 기준은 복수개의 호흡과 연관된 경향에 기반하는 것인 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은 2013년 1월 8일 출원된 미국 가특허출원 No. 61/750,305에 기초한 우선권 주장 출원으로 상기 출원은 그 내용 전체가 본 발명에 참조 병합된다.

[0002] 진단 목적을 위한 호기(呼吸:breath exhalant)의 분석 기기 및 분석 방법을 설명한다. 더욱 구체적으로, 호흡 주기 중 생리적으로 관련된 부분을 구별하기 위한 장치 및 방법을 설명하는 것으로, 상기 부분은 호기의 분석을 기저의 생리 상태에 연관짓는데 사용될 수 있다.

배경 기술

[0003] 몸 및 혈류에서 생성되거나 그리로 들어가는 특정 대사물질 및 화학물질은 호흡을 통해 배출된다. 예를 들어, 호흡 CO 농도는 기저 질환, 예컨대 혈액 질환 및 상태, 대사 질환, 및 환경적 및 행동적 문제를 감지하고 모니터링하기 위하여 측정될 수 있다. 예를 들어, 호기말(end-tidal) CO는 혈액 CO와 연관성이 있으며, 용혈, 흡연 또는 흡입 중독이 있음을 표시할 수 있다. 호기말 CO를 측정하기 위하여, 날숨(exhalation)의 말기에 호흡 일부를 채집함으로써 환자의 호기(exhaled breath)로부터 비외과적으로 폐포 가스를 수집할 수 있다. 그런 다음, 채집된 호기말 가스는 CO 농도를 위하여 분석되어 비외과적 진단 측정을 완료할 수 있다. 통상적으로, 호기 중의 분석물질 농도와 몸이나 혈액 중의 대사물질 또는 화학물질 또는 기타 물질 농도 사이에는 어떤 연관성, 예컨대 1:1 비율 또는 몇가지 다른 비율이 존재한다.

[0004] CO 가스와 같은 혈액-대-호흡 분석물질 농도의 적절하고 정확한 상관관계는 호흡 패턴에 따라 달라질 수 있다. 일반적으로, 호흡 샘플은 그것이 채취되는 환자의 호흡 패턴이 진단 분석에 적절한지를 고려하지 않고 채취된다. 혈액 내 어떤 가스의 농도를 호흡 내 농도를 측정함으로써 분석할 때, 어떤 경우에는 혈액-대-호흡 농도의 상관관계가 정확하도록 하기 위하여, 환자는 호흡 빈도 및 깊이에 있어서 정상적 휴식기 1회호흡량(tidal volume) 또는 분당호흡량(minute volume) 호흡 패턴으로 호흡해야 할 수 있다. 다른 경우, 사람이 비휴식기 1회 호흡량, 예컨대 한숨 또는 숨참기(예를 들어, 대사 질환 진단을 위하여 시도할 때), 또는 심호흡(예를 들어, 감염 진단을 위하여 시도할 때)을 한다면, 혈액-대-호흡 상관관계는 보다 정확할 수 있다.

[0005] 또한, 비협조적 환자 또는 지시를 따를 수 없는 환자로부터 호기말 가스가 자동적으로 또는 반자동적으로 수집되는 것은 호흡 시험 중 유익할 수 있다. 또는, 어떤 경우에는, 협조가 가능한 환자라도 시험에 영향을 받아서 의도치 않게 비정상적으로 호흡할 때 샘플을 제공할 수 있다. 이러한 경우에는, 호흡으로부터 순수하고 적합한 가스 샘플을 수집하기가 어려울 수 있다.

발명의 내용

과제의 해결 수단

[0006] 이하, 광범위한 호흡 패턴으로부터 호기 분석물질의 정확한 샘플, 예컨대 호기말 가스를 신뢰성 있게 수집할 수 있으며, 광범위한 환자 유형, 환경 조건, 및 임상 상태를 포괄할 수 있는 호흡 분석물질 분석기 및 방법을 설명한다. 첫번째 변형에서, 호흡 패턴은 특정 유형의 호흡이 일어날 때까지 일정 기간 동안 측정된다. 원하는 호흡 유형은 정확한 샘플을 얻을 수 있도록 호흡 역치 기준(breath threshold criteria)을 확립함으로써 사전에 정의될 수 있다. 역치 기준은 예컨대 환자의 완전하고 정상적인 1회호흡량의 호흡을 감지하는 것일 수 있다. 일단 역치 기준이 충족되면, 샘플은 해당 호흡의 적절한 부분으로부터 채취된다. 두번째 변형에서, 샘플은 2종 이상의 사전 정의된 유형의 호흡들 중 하나를 충족시키는 호흡에서 수집된다. 예를 들어, 적어도 0.5초의 호기 기간의 호흡이 사전 정의될 수 있고, 완전한 정상 1회호흡량의 호흡의 호기가 사전 정의될 수 있으며, 무엇이든 먼저 일어나는 호흡으로부터 샘플이 수집될 것이다. 세번째 변형에서, 장치는 환자의 호흡 패턴을 간섭하도록 사용자를 유도하거나 소통하여 환자가 특정 호흡 유형을 충족시키는 호흡을 하도록 한다. 네번째 변형에서, 장치는 생리적 대표 호흡이 가장 지배적인 임상 조건에서 표적이 되도록, 그에 대한 호흡 목표 역치를 설정할 수 있는 생리적 신호의 입력값을 취할 수 있다. 다섯번째 변형에서, 장치는 알려졌을 경우 생리적 대표 호흡을 목표로 할 수 있으며, 알려지지 않았을 경우, 비대표적인 호흡을 대상으로 할 것이지만, 보정 인자를 적용하여 대표 호흡에 대하여 그 결과를 일반화시킬 것이다. 여섯번째 변형에서, 장치는 사용자를 유도하거나 소통

하여 사용자가 사전정의된 유형의 호흡이 일어나는 것을 기다리게 하거나, 또는 장시간 기다리는 것을 막기 위하여 취소하게 할 수 있다. 일곱번째 변형에서, 장치는 목표 호흡이 어떤 호흡 유형 기준 및 호흡 패턴 안정성 기준을 충족시키도록 요구할 수 있다.

[0007] [0008] 여덟번째 변형에서, 호흡 가스 분석용 장치는 센서, 호흡 샘플링 시스템, 프로세서, 및 가스 분석기를 포함한다. 센서는 호흡 패턴 변수를 측정할 수 있다. 호흡 샘플링 시스템은 가스 수집 도관을 포함할 수 있다. 프로세서는 호흡 변수 역치값과 측정된 호흡 패턴 변수를 비교하여 그것을 기반으로, 분석을 위해 호기를 샘플링해야 할지 결정할 수 있다. 역치값은 생리적 대표 호흡 및 생리적 비대표 호흡 사이에 선을 그을 수 있다. 가스 분석기는 호흡 가스를 분석할 수 있다.

[0008] [0009] 아홉번째 변형에서, 호기 중의 가스를 분석하기 위한 장치는 센서, 호흡 샘플링 시스템, 프로세서, 및 가스 분석기를 포함한다. 센서는 호기 신호를 포함하는 호흡 변수를 측정할 수 있다. 호흡 샘플링 시스템은 가스 수집 도관을 포함할 수 있다. 프로세서는 호흡 변수 역치값과 측정된 호기 신호 변수를 비교하여 그것을 기반으로, 분석을 위해 호기를 샘플링해야 할지 결정할 수 있으며, 여기서 역치값은 호흡 변수 일부의 지속시간이다. 가스 분석기는 호흡 가스를 분석할 수 있다.

[0009] [0010] 열번째 변형에서, 호기 중의 가스를 수집 및 분석하기 위한 장치는 센서, 호흡 샘플링 시스템, 프로세서, 및 가스 분석기를 포함한다. 센서는 호기 신호를 포함하는 호흡 변수를 측정할 수 있다. 호흡 샘플링 시스템은 가스 수집 도관을 포함할 수 있다. 제1 프로세서는 호흡 패턴 역치값을 측정된 호흡 패턴 변수와 비교하고, 측정된 변수가 역치값을 충족하는지 결정할 수 있으며, 여기서 역치값은 생리적 대표 호흡 및 생리적 비대표 호흡 사이에 선을 그을 수 있다. 가스 분석기는 호흡 가스를 분석할 수 있으며, 제1 가스 분석 알고리즘 및 제2 가스 분석 알고리즘을 갖는 제2 프로세서를 포함한다. 제1 가스 분석 알고리즘은 역치값을 충족하는 것으로 결정된 호흡을 위하여 사용된다. 제2 가스 분석 알고리즘은 역치값을 충족하지 않는 것으로 결정된 호흡을 위하여 사용되는데, 여기서 제2 알고리즘은 비대표 호흡으로부터 얻은 비대표 결과값을 대표 결과값으로 전환시키는 보정 인자를 포함한다.

[0010] [0011] 열한번째 변형에서, 호기 중의 가스를 수집 및 분석하기 위한 장치는 센서, 호흡 샘플링 시스템, 프로세서, 및 가스 분석기를 포함한다. 센서는 호기 신호를 포함하는 호흡 변수를 측정할 수 있다. 호흡 샘플링 시스템은 가스 수집 도관을 포함할 수 있다. 프로세서는 생리적 신호를 수집하기 위하여 입력을 포함할 수 있으며, 여기서 프로세서는 호흡 패턴 역치값을 측정된 호흡 패턴 변수와 비교하여 호흡이 역치값을 충족하는지 결정한다. 여기서, 역치값은 생리적 신호를 기반으로 정의되며, 생리적 대표 호흡 및 생리적 비대표 호흡 사이에 선을 그을 수 있다. 가스 분석기는 호흡 가스를 분석할 수 있다.

[0011] [0012] 열두번째 변형에서, 여덟번째 내지 열한번째 변형 중 어느 하나에서의 역치값은 완전한 1회호흡량을 대표하는 것으로 선택된다.

[0012] [0013] 열세번째 변형에서, 여덟번째 내지 열두번째 변형 중 어느 하나에서의 장치는 호흡 신호 경향 알고리즘을 포함하며, 역치값은 최대 진폭값, 베이스라인 값, 최대 진폭값 위에서 지속시간, 베이스라인 값 아래에서 지속시간, 경향 알고리즘에 대한 현재 호흡의 비교 백분율로 이루어진 군으로부터 선택된 적어도 1종이다.

[0013] [0014] 열네번째 변형에서, 여덟번째 내지 열세번째 변형 중 어느 하나에서의 역치값은 최대 진폭값 및 베이스라인 값 중에서 선택되며, 이 값들은 완전한 1회호흡량을 대표하는 것으로 선택된다.

[0014] [0015] 열다섯번째 변형에서, 열번째 변형의 호흡 변수 역치값은 분당 60회 호흡 이하의 호흡 속도(breath rate)이다.

[0015] [0016] 열여섯번째 변형에서, 여덟번째 내지 열다섯번째 변형 중 어느 하나에서의 역치값은 호기 시간; 호기 시간의 일부; 기도내압; (시간에 따른) CO₂ 값; (시간에 따른) O₂ 값; 기도내 온도; 호흡 유량(breath flow rate); 호흡 속도; 호흡 심도(depth of breath); 호흡 지속시간(duration of breath); 흡기 시간; 전-호기말 시간; 호기말 시간; 후-호기 시간; 흡기후 휴지(inspiratory pause); 최대 흡기압; 최대 호기압; 재채기, 기침, 누적 호흡(stacked breath) 또는 비전체 호흡(non-full breath)의 특징적 파형; 흡기 진폭; 호기 진폭; 및 역사적 호흡 기준으로 이루어진 군으로부터 선택된 적어도 1종을 기반으로 한다.

[0016] [0017] 열일곱번째 변형에서, 열번째 변형의 생리적 신호는 환자의 생리적 변수를 대표하며, 생리적 변수는 혈압, 심박수, 흉부 임피던스(chest impedance), 체중, 키, 연령, 인종, 성별, 진단, 호흡수(respiratory rate), 1회호흡량, 분당호흡량, 들숨날숨비율(inspiratory:expiratory ratio), 혈액가스, 심박출량, 호기말 CO₂ 농도,

폐혈류, 염기과잉, 산소포화도(O_2 sat) 및 폐환기량:폐혈류량 비(ventilation:perfusion ratio)로 이루어진 군으로부터 선택된 적어도 1종이다.

- [0017] [0018] 열여덟번째 변형에서, 여덟번째 내지 열일곱번째 변형 중 어느 하나에서의 프로세서는 샘플링을 위한 호흡을 결정하는 호흡 유형 정보 알고리즘을 더 포함하며, 이 알고리즘은, 호흡이 숨참기, 심호흡, 강제 호기(forced exhaled breath), 흡기후 휴지, 호기후 휴지, 휴식기 호흡, 및 호흡 패턴 반복으로 이루어진 군으로부터 선택된 적어도 1종인지를 결정하는 것을 적어도 부분적으로 기반으로 한다.
- [0018] [0019] 열아홉번째 변형에서, 여덟번째 내지 열여덟번째 변형 중 어느 하나의 호흡 경향 알고리즘은 적어도 부분적으로 호흡 패턴에 기반하며, 알고리즘은 소정 수의 반복되는 호흡 후에 샘플링할지를 결정한다.
- [0019] [0020] 스무번째 변형에서, 열아홉번째 변형의 반복되는 호흡의 소정 수는 1 내지 5이다.
- [0020] [0021] 스물한번째 변형에서, 열아홉번째 변형의 반복되는 호흡의 소정 수는 2 내지 4이다.
- [0021] [0022] 스물두번째 변형에서, 호기 분석용 장치는 센서, 제1 프로세서, 및 호흡 샘플링 시스템을 포함한다. 센서는 호기 변수를 측정할 수 있다. 제1 프로세서는 측정된 변수가 생리적 대표 호흡에 해당하는 소정의 기준을 충족하는지 결정할 수 있다. 호흡 샘플링 시스템은 측정된 변수가 소정의 기준을 충족한다고 제1 프로세서가 결정할 경우 호기를 저장할 수 있다.
- [0022] [0023] 스물세번째 변형에서, 스물두번째 변형의 장치는 저장된 호흡을 분석하는 가스 분석기를 포함한다. 스물네번째 변형에서, 스물세번째 변형의 가스 분석기는, 측정된 변수가 소정의 기준을 충족한다고 제1 프로세서가 결정할 경우 제1 가스 분석 알고리즘을 적용하고, 측정된 변수가 소정의 기준을 충족하지 않는다고 제1 프로세서가 결정할 경우 제2 가스 분석 알고리즘을 적용하는 제2 프로세서를 포함하며, 상기 제2 알고리즘은 보정 인자(correction factor)를 포함한다.
- [0023] [0024] 스물다섯번째 변형에서, 스물두번째 내지 스물네번째 변형 중 어느 하나의 장치는, 환자의 생리적 변수를 모니터링하는 생리적 센서를 포함하며, 여기서 호흡 샘플링 시스템은 상기 생리적 변수가 소정의 생리적 기준을 충족하지 않는다고 제3 프로세서가 결정할 경우 호기를 저장하지 않는다.
- [0024] [0025] 스물여섯번째 변형에서, 스물다섯번째 변형의 생리적 변수는 혈압, 심박수, 흉부 임피던스, 체중, 키, 연령, 인종, 성별, 진단, 호흡수, 1회호흡량, 분당호흡량, 들숨날숨비율, 혈액가스, 심박출량, 호기말 CO_2 농도, 폐혈류, 염기과잉, 산소포화도 및 폐환기량:폐혈류량 비로 이루어진 군으로부터 선택된 적어도 1종을 포함한다.
- [0025] [0026] 스물일곱번째 변형에서, 스물두번째 변형 내지 스물여섯번째 변형 중 어느 하나의 소정의 기준은 최소 지속시간(minimum duration)을 포함한다.
- [0026] [0027] 스물여덟번째 변형에서, 스물두번째 변형 내지 스물일곱번째 변형 중 어느 하나의 소정의 기준은 최대 진폭값, 베이스라인 값, 최대 진폭값 위에서 지속시간, 베이스라인 값 아래에서 지속시간, 경향 알고리즘에 대한 현재 호흡의 비교 백분율로 이루어진 군으로부터 선택된 적어도 1종이다.
- [0027] [0028] 스물아홉번째 변형에서, 스물두번째 변형 내지 스물여덟번째 변형 중 어느 하나의 소정의 기준은 완전한 1회호흡량 호흡을 대표하는 진폭값 및 베이스라인 값을 포함한다.
- [0028] [0029] 서른번째 변형에서, 스물두번째 변형 내지 스물아홉번째 변형 중 어느 하나의 소정의 기준은 분당 60회 호흡 이하의 호흡 속도를 포함한다.
- [0029] [0030] 서른한번째 변형에서, 스물두번째 변형 내지 서른번째 변형 중 어느 하나의 소정의 기준은 호기 시간; 호기 시간의 일부; 기도내압; 시간에 따른 CO_2 값; 시간에 따른 O_2 값; 기도내 온도; 호흡 유량; 호흡 속도; 호흡 심도; 호흡 지속시간; 흡기 시간; 전-호기말 시간; 호기말 시간; 후-호기 시간; 흡기후 휴지; 최대 흡기압; 최대 호기압; 재채기, 기침, 누적 호흡 또는 비전체 호흡의 특징적 파형; 흡기 진폭; 호기 진폭; 및 역사적 호흡 기준으로 이루어진 군으로부터 선택된 적어도 1종을 기반으로 한다.
- [0030] [0031] 서른두번째 변형에서, 스물두번째 변형 내지 서른한번째 변형 중 어느 하나의 소정의 기준은 숨참기, 심호흡, 강제 호기(forced exhaled breath), 흡기후 휴지, 호기후 휴지, 휴식기 호흡, 및 호흡 패턴 반복으로 이루어진 군으로부터 선택된 적어도 1종을 기반으로 한다.
- [0031] [0032] 서른세번째 변형에서, 스물두번째 변형 내지 서른한번째 변형 중 어느 하나의 소정의 기준은 반복되는

호흡의 소정 수를 기반으로 한다.

- [0032] [0033] 서른네번째 변형에서, 서른세번째 변형의 반복되는 호흡의 수는 1 내지 5이다.
- [0033] [0034] 서른다섯번째 변형에서, 서른네번째 변형의 반복되는 호흡의 수는 2 내지 4이다.
- [0034] [0035] 서른여섯번째 변형에서, 호흡 가스 분석용 장치는 센서, 제1 프로세서, 제2 프로세서, 제3 프로세서, 및 호흡 샘플링 시스템을 포함한다. 센서는 제1 호기, 제2 호기, 및 제3 호기의 변수를 측정할 수 있다. 제1 프로세서는 제1 호기의 제1 측정값이 소정의 제1 기준을 충족하는지 결정할 수 있다. 제2 프로세서는 제2 호기의 제2 측정값이 소정의 제2 기준을 충족하는지 결정할 수 있으며, 여기서 제2 측정은 제1 측정값이 소정의 제1 기준을 충족할 때 수행된다. 제3 프로세서는 제3 호기의 제3 측정값이 소정의 제3 기준을 충족하는지 결정할 수 있으며, 여기서 제3 측정은 제2 측정값이 소정의 제2 기준을 충족할 때 수행된다. 호흡 샘플링 시스템은 측정된 제3 변수가 소정의 제3 기준을 충족한다고 제3 프로세서가 결정하면 제3 호기를 저장할 수 있다.
- [0035] [0036] 서른일곱번째 변형에서, 서른여섯번째 변형의 소정의 제3 기준은 복수개의 호흡과 연관된 경향에 기반한다.
- [0036] [0037] 서른여덟번째 변형에서, 호흡 가스를 분석하는 방법은 제1 호기, 제2 호기, 제3 호기의 변수를 측정하는 단계; 제1 호기의 제1 측정값이 소정의 제1 기준을 충족하는지 결정하는 단계; 제2 호기의 제2 측정값이 소정의 제2 기준을 충족하는지 결정하는 단계로서, 제2 측정은 제1 측정값이 소정의 제1 기준을 충족할 때 수행되는 것인 단계; 제3 호기의 제3 측정값이 소정의 제3 기준을 충족하는지 결정하는 단계로서, 제3 측정은 제2 측정값이 소정의 제2 기준을 충족할 때 수행되는 것인 단계; 및 제3 측정값이 소정의 제3 기준을 충족한다고 결정하면 제3 호기를 저장하는 단계를 포함한다.
- [0037] [0038] 서른아홉번째 변형에서, 서른여덟번째 변형의 소정의 제3 기준은 복수개의 호흡과 연관된 경향에 기반한다.

도면의 간단한 설명

- [0038] [0039] 도 1은 일 변형에 따른 호흡 분석기의 개요를 도식적으로 묘사한 것이다.
- [0040] 도 1b는 일 변형에 따른, 분석이 실질적으로 실시간 수행될 수 있는 호흡 분석기의 최적의 개요를 도식적으로 묘사한 것이다.
- [0041] 도 1c는 일 변형에 따른, 샘플이 저장된 다음 나중에 분석이 수행될 수 있는, 호흡 분석기의 최적의 개요를 도식적으로 묘사한 것이다.
- [0042] 도 2는 일 변형에 따른, 도 1의 호흡 분석기를 작동시키는 예시적 제어 시스템을 묘사한 것이다.
- [0043] 도 3은 일 변형에 따른, 호흡으로부터 수집한 가스의 이산화탄소 측정값에 기반한 전형적 호흡 모니터링 파형을 도시한 그래프이다.
- [0044] 도 4는 일 변형에 따른, 근위 기도에서 수집한 기도내압 측정값에 기반한 전형적 호흡 모니터링 파형을 도시한 그래프이다.
- [0045] 도 5는 일 변형에 따른, 카프노메트리(capnometry: 호기말이산화탄소분압측정법)에 기반하여 가스 샘플을 채집하는 일련의 작동을 도시하는 시간의 그래프이다.
- [0046] 도 6은 일 변형에 따른, 기도내압 모니터링에 기반하여 가스 샘플을 채집하는 일련의 작동을 도시하는 시간의 그래프이다.
- [0047] 도 7은 일 변형에 따른, 도 8에 도시한 연속된 호흡(series of breaths)으로부터 샘플 채집을 묘사하는 공압 회로도(pneumatic schematic)이다.
- [0048] 도 8은 일 변형에 따른, 샘플이 수집된 일련의 호흡에 있어, 시간에 대한 카프노메트리 신호를 묘사한 그래프이다.
- [0049] 도 9는 일 변형에 따른, 시간에 대한 신호 강도의 그래프이다.
- [0050] 도 10은 일 변형에 따른, 측정된 호흡 값과 설정된 역치를 비교하는 호흡 감지 및 모니터링 방법의 변형을 묘사하는 흐름도이다.

[0051] 도 11은 일 변형에 따른, 제1 설정값이 충족되지 않을 경우, 측정된 호흡 값과 제2 기준 집합을 비교하는 호흡 감지 및 모니터링 방법의 변형을 묘사하는 흐름도이다.

[0052] 도 12는 일 변형에 따른, 사용자가 임상 정보를 시스템에 입력함으로써, 수행될 진단 시험을 위하여 시스템이 대표 및 비대표 호흡 사이에 선을 그을 수 있는 일 변형을 묘사하는 흐름도이다.

[0053] 도 13은 일 변형에 따른, 사용자가 호흡 유형 정보를 시스템에 입력함으로써, 수행될 진단 시험을 위하여 시스템이 대표 및 비대표 호흡 사이에 선을 그을 수 있는 일 변형을 묘사하는 흐름도이다.

[0054] 도 14는 일 변형에 따른, 시스템이 제2 모니터로부터 생리적 신호 입력을 수집함으로써, 시스템이 그 알고리즘을 환자의 생리적 변수로 보정할 수 있는 일 변형을 묘사하는 흐름도이다.

[0055] 도 15는 일 변형에 따른, 바람직한 호흡 패턴 역치 변수가 충족되지 않을 경우 제2 채집 및 분석 알고리즘이 사용될 수 있는 제어 시스템의 일 변형을 묘사하는 흐름도이다.

[0056] 도 16은 일 변형에 따른, 호흡 속도가 너무 빠른 경우 제2 서브루틴(subroutine)이 적용되는 일 변형을 묘사하는 예시적 흐름도이다.

[0057] 도 17은 일 변형에 따른, 호기말 채집 및 분석에 있어 너무 빠르거나, 완전한 1회호흡량이 아닐 수 있는 호흡, 및 호기말 채집 및 분석에 있어 바람직한 목표가 될 수 있는 호흡을 나타내는 연속된 호흡에서 호흡 신호를 묘사한 것이다.

[0058] 도 18은 일 변형에 따른, 너무 불규칙하거나 분석하기에는 생리적으로 비대표적일 수 있는 호흡, 및 호기말 샘플 채집 및 분석에 있어 바람직한 목표가 될 수 있는 호흡을 나타내는 연속된 호흡에서 호흡 신호를 묘사한 것이다.

[0059] 도 19는 일 변형에 따른, 한숨 후에 호기말 가스를 조사하고 채집하는 모니터링 및 채집 시스템의 일 실시예를 도시하는 시간의 그래프이다.

[0060] 도 20은 일 변형에 따른, 호흡이 대표적인지 아닌지 결정하는 호기 신호 변수의 사용을 보여주는 시간에 대한 호흡 신호 그래프이다.

[0061] 도 21은 일 변형에 따른, 잠재적인 생리적 대표 호흡을 분류하는 제1 단계, 차후의 호흡을 잠재적인 생리적 대표로 분류하는 제2 단계, 차후의 호흡을 생리적 대표로 분류하는 제3 단계로 이루어진, 호흡 선택을 위한 다중-부분 알고리즘을 묘사하는 흐름도이다.

[0062] 도 22는 일 변형에 따른, 폐의 방출 중 서로 다른 구간에 각각 해당하는 호기의 서로 다른 구간을 구별하는데 사용되는 호흡 압력 신호를 묘사하는 그래프이다.

[0063] 도 23은 도 22에 도시한 바와 같은 호흡 곡선의 일부로부터 분석물질을 목표로 하고, 분리하고, 측정하는데 사용되는 도 1에 도시한 시스템의 공압 회로도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0039] [0064] 이하, 특정 호흡 파형 특징을 측정하기 위한 장치 및 방법을 설명한다. 측정된 특징은 정확한 가스 측정을 산출할 수 있는 호흡과 정확한 가스 측정을 산출할 수 없는 호흡 사이의 차별화를 위해 사용될 수 있다. 기재한 변형에서, 예시적 목적으로, ETCO 가스 측정을 설명하고, 진공을 활용하여 환자의 호흡 샘플을 환자로부터 기기로 수집하는 것을 묘사한다. 그러나, 본 개시는 그밖의 호흡 가스 측정 및 그밖의 호흡 가스 수집 방법, 예컨대 환자가 기기로 숨을 불어넣는 방법에도 적용된다.

[0040] [0065] 몇가지 변형에서, 한 호흡 중 서로 다른 구성 부분 및 각각의 구간을 구별하기 위하여 하나 이상의 호흡 변수를 측정할 수 있고, 이 구별된 구간을 이용하여 샘플링 튜브에 호기의 일부를 채집하기 위해 공압식 시스템을 사용할 수 있다. 몇가지 변형에서, 샘플링 튜브로의 가스의 유량을 조절하기 위하여 하나 이상의 밸브 및/또는 유량 제어 메커니즘, 예컨대 진공 펌프를 사용할 수 있다. 몇가지 변형에서, 채집된 호흡 일부는 환자의 생리적 상태의 적응증을 위하여 분석할 수 있다.

[0041] [0066] 측정된 호흡 변수는 이산화탄소, 산소, 기도내압, 호흡 유량, 흉부 임피던스, 횡경막 운동 또는 신경 지배, 호흡음, 및 호흡 진동 중에서 하나 이상을 포함할 수 있다. 한 호흡의 한 부분의 구간을 구별은 그 구간의 시작과 종료를 실질적으로 구별하는 것을 포함한다.

- [0042] [0067] 진단 가스 샘플은 예컨대 혈류에서 생리적 조건, 예컨대 용혈을 모니터링하려고 할 때, 호기말 기간에서 수집될 수 있다. 설명하기 위한 목적으로, 호기말 CO 측정을 위한 호기말 가스 샘플링의 예시적 변형을 이하에 기술하지만, 이 원리는 그밖의 진단 목적에도 적용된다.
- [0043] [0068] 도 1은 일 변형예에 따른, 샘플링 캐놀라(1), 가스 샘플 수집 및 분석 기기(2)를 포함하는 호기 채집용 장치의 일 변형의 개요를 도식적으로 묘사한다. 가스는 예컨대 샘플링 캐놀라(1) 및 유량 조절기(12)를 이용하여 환자로부터 수집될 수 있다. 유량 조절기의 유량은 유량 변환기, 예컨대 가스용적측정기(pneumotach)와 같이 배치된 압력 센서 배열(26 및 28)에 의해 측정될 수 있다. 측정된 유량은 유량 조절기 유량을 제어하는 폐쇄 루프 피드백 제어로 사용될 수 있다. 호흡 센서, 예컨대 카프노미터(10) 또는 압력 센서(26)는 실시간으로 호흡 패턴을 측정하는데 사용된다. 호흡 중 원하는 부분으로부터의 가스는 저장 수집 구획실(18)에 수집되고 분리된다. 저장 구획실로 들어가는 가스는, 예컨대 항상 열려 있는 공통의 포트 c 및 제2의 열린 포트로서 가스를 수집하기 위한 a 또는 저장 구획실로 분리시키기 위한 b를 갖는 적어도 하나의 밸브(V1)에 의해 제어된다. 밸브 V2는 V1과 함께 저장 구획실의 고립에 참여하기 위하여 V1 및 유량 조절기 사이에 존재할 수 있다. 분석을 위해 채집되지 않은 가스는 우회 도관(20)을 통해 저장 구획실로부터 멀리 보내진다. 채집된 가스는 저장 구획실로부터 나와 가스 조성 분석기(14), 예컨대 CO 센서를 통과하여 운반된다. 마이크로프로세서(24)를 갖는 제어 시스템(22)은 관련 알고리즘을 갖는 시스템을 제어한다. 예를 들어, 유량 조절기는 진공 또는 압력 펌프, 예컨대 다이아프램 펌프, 다른 유형의 유량 조절 장치, 예컨대 진공 소스(vacuum source), 양압 소스의 벤츄리(Venturi), 또는 시린지 펌프일 수 있다. 가스 경로를 관리하는 밸브는 도시한 바와 같이 3-웨이 2-포지션 밸브의 배열일 수 있으며, 또는 4-웨이 3-포지션 밸브의 배열일 수 있다. 카프노미터(10)는, 사용될 경우, 적외선(IR)을 이용하여 즉각적으로 호흡 패턴을 측정한다. 예를 들어, 가스 조성 분석기는 반응시간을 갖는 전기화학적 센서, 또는 가스 크로마토그래피, 또는 질량분석계일 수 있다. 다른 변형에서는 다른 종류의 가스 분석기를 사용할 수 있다. 샘플 저장 구획실은 상당한 길이의 작은 구멍 내경 튜브 또는 도관일 수 있는데, 이는 단면을 줄여서 도관의 길이방향을 따라 가스 분자 사이의 상호 작용을 감소시키기 위함이다. 샘플링 캐놀라는 비경성 꼬임방지 플라스틱, 예컨대 열경화성 수지, 예를 들어 실리콘, 우레탄 또는 우레탄 블렌드, 또는 예컨대 열가소성 수지, 예를 들어 PVC, C-FLEX, 또는 그밖의 재료로 구성될 수 있다. 캐놀라는 일정 내경 범위를 가질 수 있고, 몇가지 변형에서, 호흡 가스가 호흡 구간 사이에 경계를 가져서 구간 사이에 혼합이 감소될 수 있는 주상 행동(columnar behavior)에 적합하도록 하기 위하여 캐놀라는 0.080 인치 미만의 직경을 갖는다.
- [0044] [0069] 압력 센서(16)은 기도내압 측정에 사용되는 것뿐만 아니라, 26과 직렬로 사용될 수 있어 유량을 결정할 수 있는 추가적 압력 센서이다. 다양한 유량을 활용하는 몇가지 변형에서, 유량은 펌프 속도를 조절하기 위하여 사용될 수 있다. 또한, 압력 센서(16)는 호흡 곡선이 카프노메트리 대신에 압력에 의해 측정되는 주변 정보를 위하여 사용될 수도 있다. 몇가지 변형에서, 즉각적인 일산화탄소 센서는 카프노미터 또는 기도내압 센서 대신에 호흡 센서로서 사용될 수 있다. 그밖의 즉각적인 호흡 센서도 사용될 수 있다.
- [0045] [0070] 우회 튜브(20)는 가스가 환자 또는 주변으로부터 수집되어 샘플 튜브(18)를 우회할 수 있게 해주어, 이러한 동안 샘플 튜브가 이들 가스로부터 분리될 수 있다. 이러한 배치에서, 밸브 V1은 포트 a에서 닫혀있고, 밸브 V2는 포트 b에서 열려 있을 수 있어서 b에서 c를 통한 흐름을 가능하게 한다. 유량 조절기는 샘플링 가스를 우회 유형을 통해 수집하는데 사용될 수 있다. 푸쉬 튜브(21)는 샘플 튜브(18)에 들어 있는 호기말 샘플을 샘플 튜브에서 센서(14)로 밀어내는데 사용될 수 있으며, 이때, 밸브 V1은 및 밸브 V3은 각각 포트 b에서 열려 있고, 밸브 V2는 포트 a에서 닫혀 있다. 내부 가스 통로를 환자 가스로 오염시키고 싶지 않거나, 시스템을 퍼지(purge)할 경우, 밸브 V4는 포트 b를 열어서 환자 가스로부터 소스 가스를 주변 가스로 전환시킨다.
- [0046] [0071] 몇가지 변형에서, 도 1에 나타난 공압 시스템은 도 1c의 기기(2c)에 도시한 바와 같은 제거가능한 샘플링 구획실(18')을 포함할 수 있다. 예를 들어, 샘플 튜브(18')는 시스템으로부터 제거가능한 것일 수 있다. 이러한 방식으로, 공압 시스템은 샘플 튜브를 원하는 가스로 채울 수 있고, 샘플 튜브는 다른 장소에서 분석되거나, 또는 나중에 분석하기 위하여 보존될 수 있다. 다른 변형에서, 가스는 샘플 튜브로부터 제거가능 샘플링 구획실로 보내질 수 있다. 이러한 변형에서, 구획실은 분석기(14)를 대체하거나, 그렇지 않으면 제거 및/또는 대체될 수 있도록 위치할 수 있다. 다른 변형에서, 도 1b에 예시한 바와 같이, 문제의 분석물질은 기기(2b)에 의해 실시간으로 측정되거나, 또는 센서(14)에 의하여 실질적 실시간으로 측정될 수 있다. 이 경우, 센서(14)는 문제의 분석물질의 농도 측정 뿐만 아니라, 호흡 선택 및 선택된 호흡 구간을 측정해야 할지 결정할 목적으로 호흡 신호를 측정할 의무가 있을 수 있다. 또는, 선택적으로, 센서(14)가 문제의 분석물질 농도를 측정해야 할 때, 센서(16)는 호흡 선택 및 호흡 구간을 목표할 의무가 있을 수 있다. 어떤 경우든지, 명세서 전반에 기재된 호흡 선택 알고리즘 및 호흡 구간 목표 알고리즘은 모든 서로 다른 유형의 기기 구조에 적용된다.

[0047]

[0072] 도 2는 일 변형에 따른, 도 1의 장치를 작동시키는 예시적 제어 시스템(22)을 묘사한다. 하나의 모듈 또는 알고리즘(200)이 호흡 모니터링 및 감지 기능을 수행한다. 이 모듈에서, 분석을 위해 어떤 호흡을 채집할지 결정하기 위하여, 호흡 패턴 또는 개별 호흡이 특정 기준을 충족하는지 결정한다. 몇가지 변형에서, 기준은 사전에 또는 실시간으로 정의되거나 사용자-정의, 자동으로 정의, 또는 반자동으로 정의될 수 있다. 예를 들어, 사전정의된 기준은 장치의 소프트웨어에 저장된 절대 또는 상대 역치 변수일 수 있다. 또는, 사용자가 수행될 특별한 시험과 관련된 특정 정보를 입력할 수 있으며, 시스템은 기준을 정의하기 위하여 그 정보를 사용할 수 있다. 또는, 시스템은 지배적인 조건을 기반으로 하여 자동으로 실시간으로 기준을 설정할 수 있다. 또는 상기한 기술을 조합하여 사용할 수 있다. 차후의 제어 시스템, 모듈, 또는 알고리즘(400)은 호흡 샘플 채집 기능을 수행하고, 또다른 차후의 제어 시스템, 모듈, 또는 알고리즘(500)은 호흡 샘플 분석을 수행한다. 도 2에서 점선으로 나타낸 바와 같이, 기기 구조 때문에 호흡 샘플 채집 알고리즘(400)이 생략되고, 샘플 분석 단계(500)가 실시간 또는 실질적 실시간으로 수행되는 대안적 일련의 작동이 고려된다.

[0048]

[0073] 도 3 및 4는 각각 이산화탄소 및 기도내압에 기반한 전형적 호흡 신호 패턴을 묘사한다. 도 3은, 일 변형에 따라, 사람의 기도, 예컨대 코로부터 수집한 호흡에서 측정된 이산화탄소(CO₂) 신호의 관점에서 시간의 함수로, 수평축은 시간 및 수직축은 CO₂로 하여 전형적 호흡 패턴을 그래프로 나타낸 것이다. 호기상(expiratory phase) E 중에, CO₂는 배출되고, 그 결과 CO₂ 농도가 감소한다. 흡기상(inspiratory phase) I 중에, 주변 공기가 코를 채우고, 그 결과 측정되는 CO₂는 본질적으로 영(zero)으로 떨어진다. 사람의 호흡 패턴, 연령, 어떻게 숨쉬는지 및 기저의 급성 또는 만성 질환이 있는지에 따라, 호흡 CO₂ 곡선에 여러가지 형태가 존재할 수 있다. 곡선은 호기상에 있어 다음의 하위부분들(sub-portions)을 나타낼 수 있다: (1) 호기초(beginning) 부분 또는 전-호기말(pre-end-tidal: PET) 구간 (이 가스는 CO₂이 결여된 근위 기도로부터의 가스일 수 있으므로, 낮은 CO₂을 포함함), (2) 중간 부분 (CO₂가 영에서부터 폐의 원위 세그먼트의 CO₂ 농도까지 빠르게 상승하는 것을 보여줌), (3) 호기말(end-tidal: ET) 부분 (호기에 폐포에서 나오는 CO₂인 CO₂ 농도가 정체 또는 안정됨을 보여줌), (4) 호기 기간 중 맨끝의 잠재적으로 일정한 최고 농도. 그러나, 이 곡선과는 다른 기타 다수의 곡선이 존재할 수 있다. 호기말 기간 중에 최고 CO₂ 농도는 일반적으로 4 내지 6%이고, 흡기 기간 중에는 영에 가깝거나 그와 동등하다.

[0049]

[0074] 몇가지 변형에서, 호기 중의 CO₂ 농도는 호흡 기간의 지속시간, 예컨대 전-호기말 시간(pre-end-tidal time: TPET), 호기 시간(expiratory time: TE), 호기말 시간(end-tidal time: TET), 흡기 시간(inspiratory time: TI), 또는 호흡 기간 시간(breath period time: TBP)을 결정하는데 사용될 수 있다. 추가적 변형에서, 호흡 기간의 지속시간은 그 기간의 시작 및 종료에 의하여 특정된다. 몇가지 변형에서, CO₂ 농도는 어떤 호흡 기간의 시작 또는 종료를 결정하는데 사용될 수 있다. 다른 변형에서, CO₂ 농도의 1차 시간의 미분값(derivative)은 어떤 호흡 기간의 시작 또는 종료를 결정하는데 사용될 수 있다. 또다른 변형에서, CO₂ 농도의 2차 시간의 미분값은 어떤 호흡 기간의 시작 또는 종료를 결정하는데 사용될 수 있다. 몇가지 변형에서, CO₂ 농도 및 CO₂ 농도의 시간의 미분값의 조합은 어떤 호흡 기간의 시작 또는 종료를 결정하는데 사용될 수 있다. 몇가지 변형에서, 호기말 기간의 시작은 호기의 CO₂ 농도의 1차 시간의 미분값의 변화, 예컨대 CO₂ 농도의 1차 시간의 미분값의 급작스런 감소에 의해 결정될 수 있다. 몇가지 변형에서, CO₂ 농도의 1차 시간의 미분값의 감소는 10% 감소를 초과할 수 있다. 몇가지 변형에서, CO₂ 농도의 1차 시간의 미분값의 감소는 25% 감소를 초과할 수 있다. 몇가지 변형에서, 미분값은 각각 변화율이 거의 없거나 또는 최고 정체를 보이며, 영에 근접하거나 영이 될 것이다. 다른 변형에서, 호기말 기간의 시작은 CO₂ 농도의 커다란 2차 시간의 미분값에 의해 결정될 수 있다. 몇가지 변형에서, 호기말 기간의 종료는 최고 CO₂ 농도에 의해서 결정될 수 있으며, 이는 CO₂ 농도의 1차 시간의 미분값의 신호 변화에 의해 감지되거나 확인될 수 있는데, 이 미분값은 CO₂ 농도의 최고값으로부터 하락과 부적(negative) 관계를 가지게 되기 때문이다. 추가적 변형에서, 호기초 기간의 시작은 CO₂ 농도의 1차 시간의 미분값의 급작스런 증가에 의해 결정될 수 있다. 다른 변형에서, 호기초 기간의 시작은 영의 CO₂ 농도로부터 CO₂ 농도의 증가에 의해 결정될 수 있다. 몇가지 변형에서, 중간 기간의 종료는 호기의 CO₂ 농도의 1차 시간의 미분값의 변화, 예컨대 CO₂ 농도의 1차 시간의 미분값의 급작스런 감소에 의해 결정될 수 있다. 몇가지

변형에서, CO₂ 농도, 이의 1차 시간의 미분값, 또는 이의 2차 시간의 미분값은 1종 이상의 기간의 시작과 종료를 결정하는데 사용될 수 있다. 그밖의 호흡-매개 가스는 CO₂ 대신에 호흡 곡선을 측정하는데 사용할 수 있다. 예를 들어, 산소가 측정될 수 있으며, 이는 호기 보다 흡기 중에 높은 산소 농도를 나타낼 것이다. 호흡 패턴은 고속-반응 CO 센서에 의해 즉시 또는 실질적으로 즉시 측정될 수 있음을 고려할 수 있다. 이 경우, 도 1을 참조하면, 센서(10)는 호흡 패턴을 표시하고 호기말 CO 농도를 측정하는 고속-반응 CO 센서일 수 있다. 이하에 설명되는 여러가지 호흡 자격 및 실격 변형의 적용 후에, 자격을 갖춘 CO 농도가 결과로 보고될 수 있다.

[0050]

[0075] 도 4는 일 변형에 따라 측정된 기도내압의 측면에서 전형적 호흡 신호를 그래프로 묘사한 것으로, 흡기 상 중의 음압 및 호기상 중의 양압을 나타낸다. 일반적으로, 휴식기 호흡 중에 최대 호기압은 호기상의 중간 및 호기말 기간의 시작에 해당될 수 있다. 도 3 및 도 4에서, TI, TE, TPET, TET, TPE는 흡기 시간, 호기 시간, 전-호기말 시간, 호기말 시간, 및 호기후 시간을 각각 표시한다. 흡기후 휴지도 역시 존재할 수 있는데(도시되지 않음), 흡기 중 폐근육 운동의 최대점이 호기 기간이 시작되기 전에 잠시 멈춘다. 최대 호기압은 콧구멍 입구에서 측정할 경우, 휴식기 호흡 중 -1 내지 -4 cwp이고, 활동기 호흡 중에는 -15 cwp까지 이를 수 있으며, 최대 호기압은 휴식기 호흡 중에 +0.5 내지 +2.0 cwp이고, 활동기 호흡 중에는 +10 cwp에까지 이를 수 있다. 대표적 압력 및 가스 농도는 환경 조건에 따라 달라질 수 있으며, 예컨대 추운 온도에서 기도내압은 동일한 용량 단위에서 증가할 수 있다.

[0051]

[0076] 몇가지 변형에서, 기도내압은 어떤 호흡 기간의 시작과 종료를 결정하는데 사용될 수 있다. 다른 변형에서, 기도내압의 1차 시간의 미분값은 어떤 호흡 기간의 시작 또는 종료를 결정하는데 사용될 수 있다. 또다른 변형에서, 기도내압의 2차 시간의 미분값은 어떤 호흡 기간의 시작 또는 종료를 결정하는데 사용될 수 있다. 몇가지 변형에서, 기도내압 및 기도내압의 시간의 미분값의 조합은 어떤 호흡 기간의 시작 또는 종료를 결정하는데 사용될 수 있다. 몇가지 변형에서, 호기말 기간의 시작은 최대 기도내압, 즉 기도내압의 영의 1차 시간의 미분값에 의해 결정될 수 있다. 몇가지 변형에서, 기도, 이의 1차 시간의 미분값 또는 이의 2차 시간의 미분값은 1종 이상의 기간의 시작과 종료를 결정하는데 사용될 수 있다. 기도내압은 샘플링 루프와 평행하는 캐논라의 길이를 연장하는 보조 내강(lumen)을 통해 측정될 수 있거나, 또는 샘플링 내강에 정확히 맞게 함으로써(teeing), 또는 감지 변환기를 환자의 기도에 위치시킴으로써 측정될 수 있다.

[0052]

[0077] 몇가지 변형에서, 호흡 센서는 시간에 따른 사람의 호흡을 모니터링하고, 지속적으로 갱신된 호흡 패턴의 특성값을 결정함으로써 호흡 패턴을 경향화시킨다. 예를 들어, 호흡 신호의 최대 양의 값이 측정되고 각 호흡에 대하여 갱신될 수 있다. 최대값은 이전의 최대값과 비교될 수 있다. 최대값은 이전의 다수 호흡의 수에 걸쳐 평균화될 수 있다. 유사하게, 호흡의 시간-관련 측면, 예컨대 호기 시간은 경향화될 수 있다. 정상호흡이 아닌 여러가지 호흡-관련 사건들이 구별될 수 있고, 결정 단계에서 의도치 않게 비정상 호흡 사건을 포함시키는 것을 막기 위하여 예외 알고리즘이 존재할 수 있다. 예를 들어, 재채기, 기침, 누적 호흡 또는 비전체 호흡의 특징적 파형은 사전에 정의될 수 있거나, 특정 환자의 모니터링에 기반하여 정의될 수 있으며, 호흡 센서에 의해 감지될 경우, 적절한 결정 알고리즘으로부터 제외된다.

[0053]

[0078] 도 5는 일 변형에 따라 가스 샘플이 호흡 센서를 나갈 때와 샘플이 샘플 튜브에 도달할 때 사이의 지연 기간을 그래프로 묘사한 것이다. 상단 트레이싱은 실제 호흡상을 3개의 호흡에 대한 시간의 함수로 나타내며, 중간 트레이싱은 카프노메트리 신호 대비 일련의 호흡에 대한 시간, 및 가스 샘플이 카프노미터를 나갈 때와 샘플 튜브 입구 밸브에 도달할 때 사이의 지연 기간을 나타낸다. 샘플링 캐논라를 통해 사람으로부터 카프노미터까지 가스의 이동 시간은 t_a 로 표시된다. 따라서, 카프노메트리 신호는 실제 호기초보다 약간 후의 호기초를 나타낸다. 가스가 카프노미터를 나가고, 샘플 수집 구획실로 진입하기 시작할 때까지의 이동시간은 t_b 로 표시된다. 따라서, 맨밀의 트레이싱에 나타난 바와 같이 샘플 구획실 분리 밸브 V1은 샘플 수집 시간 $t(s)$ 동안 카프노미터에 의해 호기말 기간 시작의 감지 후 시간 $t(1)$, t_b 에 a 위치로 열린다.

[0054]

[0079] 도 6은 일 변형에 따라 기도내압 신호 대비 일련의 호흡에 대한 시간을 그래프로 묘사한 것이다. 상단 트레이싱은 실제 호흡상을 나타내며, 중간 트레이싱은 기도내압 신호를 나타내고, 아래 트레이싱은 샘플 분리 튜브 밸브 V1 위치를 나타낸다. 기도내압 트레이싱에서, 가스 샘플이 환자의 기도를 떠날 때와 샘플 튜브 입구 밸브에 도달할 때 사이의 지연 기간을 보여준다. 실제 호흡과 압력 간의 상이동은 t_ϕ 이고, 대략 소리의 속도로 나눈 이동 거리와 같으므로, 상대적으로 순간적이다. 가스가 사람의 기도에서 나와서 샘플 수집 구획실로 진입하기 시작하기까지의 이동 시간은 t_δ 로 표시된다. 따라서, 밸브 V1은 샘플 수집 시간 $t(s)$ 동안 카프노미터에 의해 호기말 기간 시작의 감지 후 시간 $t(1')$, t_δ 에 a 위치로 열린다. 카프노메트리 및 기도내압 신호는 도 5 및 도 6에 예시적 목적으로 나타낸 것이고, 호흡 센서는 다른 경우의 수, 예컨대 온도 또는 음향에 대한 것일

수 있다.

- [0055] [0080] 도 8은 일 변형에 따라 호흡 파형(800) 대비 시스템(2)에 의해 모니터링된 연속된 호흡들 B(1), B(2) 내지 B(n+1)에 대한 시간을 그래프로 묘사한 것이다. 도시한 예에서, 호흡 신호는 카프노메트리 신호이지만, 이는 그밖의 다른 호흡 센서 신호일 수 있다. 궁극적으로, 시스템(2)은 특정 호흡, 또는 복수개의 호흡, 또는 호흡 패턴이 필요한 기준을 충족하는지, 그리고 호흡 또는 복수개의 호흡이 그 호흡 또는 호흡들의 호기말 구간으로부터 얻은 가스를 채집하기 위한 목표가 될지를 결정한다. 도시한 예에서, 호흡 B(n)의 호기말 샘플 ET(n)은 샘플 획득 및 성분 측정을 위한 목표가 된다.
- [0056] [0081] 도 7은 일 변형에 따른 공압 시스템(700) 및 도 1에서 시스템(2)의 예시적 작동을 묘사한 것이다. 도 7에서, 도 8의 호흡 B(n)에서 얻은 용량 V(18)의 호기말 가스는 시스템(700)에 의해 샘플 구획실(18)로 운반되며, 여기서 가스는 센서(15)에 의해 분석되기 전에, 채집되어 다른 기체로부터 분리된다. 샘플 채집 전의 환자 가스의 유동 경로는 환자로부터 시작하여 V4, 카프노미터(11), V1, 샘플 튜브(18), V2, 펌프(12), V3을 통과하고, 그 다음 배출구(27)로 나간다. 호기말 샘플의 말단이 V1 또는 샘플 튜브(18)의 입구에 이르면, 밸브가 전환되어 유동 경로는 주변 입구(25)로부터 V4, 카프노미터(11), 우회 튜브(20), V2, 펌프(12)를 통해, 그 다음 배출구(27)로 나간다. 시스템이 샘플 튜브로부터 센서(15)로 샘플을 전송할 준비가 되면, 밸브는 전환되어 유동 경로가 환자 입구(1)로부터 시작하여 V4, 카프노미터(11), 우회 튜브(20), V2, 펌프(12), 푸쉬 튜브(21), 샘플 튜브(18), V1을 통해 주변 입구(25) 쪽으로 바뀌어, 그 다음 센서(15)를 통해 센서 배출구로 나간다. 이러한 조치 전에 푸쉬 튜브에 있는 환자 가스는 깨끗이 비워진다.
- [0057] [0082] 도 9는 일 변형에 따른 센서 신호 강도 대비 시간의 그래프(900)의 일부를 묘사한다. 이 센서는 전술한 센서(15)를 포함할 수 있다. 도시한 예에서, 신호 14'는 전기화학적 센서에서 일어나는 반응의 전압 또는 전류 반응이다. 샘플이 센서를 통과하도록 운반되면, 센서는 그에 따라 신호 상승으로 반응한다. 상승 및 지속시간은 샘플 중 가스 양에 연관된다. 시간에 따른 센서 신호의 적분, 또는 시간에 따른 센서 신호의 평균화는 샘플 내 가스양에 대한 상관관계를 제공한다. 몇가지 변형에서, 시스템 보정은 정확도를 향상시킬 수 있다. 본 발명에서 문제의 분석물질의 분석 타이밍 및 위치는 여러가지 방법으로 수행될 수 있다고 여겨진다. 예를 들어, 호기가 개체로부터 수집되거나 얻어질 때 분석이 실시간으로 또는 실질적 실시간으로 이루어질 수 있다. 그렇지 않으면, 분석은 채집된 샘플을 저장함으로써 추후에 수행될 수 있다. 또는, 예시적 목적으로 몇가지 구현예에 보인 바와 같이, 분석은 동일한 기기에 의해 샘플 수득 후 잠시 있다가 수행될 수 있다. 이러한 경우 중 몇가지에서는, 도 7에 묘사한 장치의 측면이 요구되지 않지만, 명세서 전반에 기술한, 생리적 대표 호흡 측정에 필요한 호흡 선택 알고리즘은 여전히 적용된다. 예를 들어, 샘플을 분리하고 저장하는 샘플 튜브(18)가 필요하지 않을 수 있고, 우회 튜브(20) 및 푸쉬 튜브(21)가 필요하지 않을 수 있다. 또는, 센서(10)가 대표 호흡을 결정하고 선택하기 위하여 호흡 신호를 측정할 뿐 아니라, 문제의 분석물질의 농도를 특정할 수 있으므로, 센서(14)가 필요하지 않을 수 있다. 또한, 밸브 V1 내지 V4 중에 몇 가지는 필요하지 않을 수 있다. 또는, 예를 들어, 호흡 샘플 수득 기기는 다른 분석물질 측정 기기, 예컨대, 가스 크로마토그래피 또는 기타 분석 기기와 연결될 수 있다. 전술한 예시들은 설명하기 위한 목적으로 제공된 것이므로 본 발명의 제한하는 것으로 해석되어서는 안된다.
- [0058] [0083] 도 10은 일 변형에 따른 측정된 호흡 값, 예컨대 가스 농도와 설정된 역치를 비교하는 호흡 모니터링 및 감지 방법의 변형을 묘사하는 흐름도이다. 단계 202에서, 원하는 호흡을 조사하는 호흡 패턴 모니터링을 개시한다. 단계 204에서, 측정된 호흡 신호가 비교될 역치값 또는 기준을 적용한다. 단계 206에서, 차후의 호흡이 측정된다. 단계 208에서, 측정된 호흡을 단계 204에서 설정된 역치값 또는 기준과 비교한다. 단계 210 및 212에서, 역치가 충족되지 않는지 아니면 충족되는지를 각각 결정한다. 충족되는 경우, 시스템은 가스 샘플링 알고리즘(400)으로 전환된다. 충족되지 않는 경우, 시스템은 단계 214에서 역치값 또는 기준을 재설정할 수 있고, 그런 다음 차후의 호흡을 측정할 수 있다. 기준이 충족되지 않으면 언제든지 시스템은 단계 216에서 시험을 취소하거나 시험에서 퇴장할지에 대해 선택권을 제공할 수 있다. 몇가지 변형에서, 역치는 공장 기본값이거나, 또는 상이한 임상 조건에 대응하는 기본값의 메뉴로부터 선택될 수 있다. 역치는 사용자에게 의해 결정되거나, 또는 사용자가 입력한 시험에 관련된 정보에 근거하여 시스템에 의해 결정될 수 있다. 몇가지 변형에서, 역치는 호기 신호 또는 흡기 신호에 적용될 수 있으며, 진폭 기준, 진폭 기준을 충족해야 하는 타이밍 기준, 타이밍 기준을 충족해야 하는 진폭 기준, 기준 평균화, 기준 백분율, 및 이들의 조합을 포함할 수 있다. 시스템은 환자의 호흡 패턴을 모니터링하므로, 역치값은 필요에 따라 갱신될 수 있다. 일단 역치값이 충족되면, 시스템은 샘플링 및 분석 알고리즘(400 및 500)으로 이동한다.
- [0059] [0084] 도 11은 일 변형에 따라, 제1 설정값이 충족되지 않을 경우, 측정된 호흡값을 제2 기준 집합에 대하여

비교할 수 있는 호흡 모니터링 및 감지 알고리즘(200) 변형의 흐름도를 묘사한다. 예를 들어, 단계 202에서 호흡 모니터링을 개시한 후, 단계 204에서 제1 기준이 설정될 수 있으며, 이는 단순 기준, 예컨대 호흡 속도 요구량, 예컨대 분당 20 내지 40 호흡일 수 있다. 단계 206에서 호흡을 측정하고, 단계 218에서 기준을 적용한 후, 그 기준이 단계 222에서 결정된 바와 같이 충족되면, 시스템은 가스 샘플링 알고리즘 단계(400)에 진입한다. 그러나 만일 제1 기준이 단계 224에서 결정된 바와 같이 충족되지 않으면, 시스템은 단계 220에서 제2의 보다 복잡한 기준 집합을 적용한다. 이러한 제2 기준 집합은 다중의 기준, 예컨대 진폭 기준, 타이밍 기준, 및 역사적 호흡 평균 기준의 백분율의 조합일 수 있다. 예컨대 단계 226에서 결정된 바와 같이, 일단 제2 기준 집합이 충족되면, 시스템은 가스 샘플링 알고리즘 단계(400)에 진입할 수 있다. 제1 또는 제2 설정이 충족될 경우, 가스 샘플링 알고리즘 및 가스 분석 알고리즘은 감안할 수 있다. 예를 들어, 한가지 기준이 다른 것보다 더 일관된 샘플을 표시할 수 있으며, 그에 따라 알고리즘은 조정할 수 있다. 몇가지 변형에서, 기준의 제3, 제4, 제5, 또는 임의의 차수가 사용될 수 있으며, 샘플링 및 분석 알고리즘은 샘플에 의해 충족되는 기준에 따라 조정한다. 몇가지 변형에서, 단계 214에서 나타낸 바와 같이, 제1 또는 제2 기준 집합은 예컨대 지배적 조건에 근거하여 조정, 갱신, 재설정 또는 변경될 수 있다.

[0060] [0085] 도 12 내지 도 14는 주어진 임상 상태에서 원하는 결과를 얻을 수 있는 생리적 대표 호흡을 찾고 목표로 하기 위하여 시스템을 보정하는 알고리즘을 묘사한다. 일단 시스템이 관련 입력 변수로 보정되면, 시스템은 적절한 호흡 유형을 찾고, 다른 호흡을 무시할 수 있다. 일단 적절한 호흡 유형을 찾으면, 시스템은 호흡의 호기 말 부분을 채집하고 분석한다. 따라서, 차후의 호흡 분석 단계는 기저 질환과의 정확한 상관관계를 제공할 것이다. 예를 들어, ETCO가 측정되는 경우, 과다호흡기(hyperventilation) 중의 호흡은 비대표 호흡으로 분류될 수 있고, 무시될 수 있다. 또는, 강제 심호흡 중의 호흡은 마찬가지로 비대표 호흡으로 분류되고, 무시될 수 있다. 이들 알고리즘이 없으면, 비대표 호흡이 채집되고, 분석될 수 있어, 혈중 농도 또는 기저 질환과 상관관계가 사실상 없을 수 있는 결과를 가져온다.

[0061] [0086] 도 12는 일 변형에 따라, 단계 230에서 사용자가 관련 임상 정보를 시스템의 사용자 인터페이스(30)로 입력할 수 있는 일 변형의 흐름도를 묘사한다. 수행될 진단 시험에 관련된 임상적 대표 및 비대표 호흡 사이에 선을 긋기 위하여, 상기 입력값은 시스템의 제어 시스템(22)에 의해 호흡 모니터링 및 감지 알고리즘(200)을 보정하는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 입력되는 정보는 연령, 체중, 키, BMI, 대사율, 성별, 인종, 진단, 분당 호흡량, 1회호흡량, 호흡수, 흡기 시간, 호기 시간, 들숨날숨비율(I:E ratio), 심박수, 혈액가스, 심박출량, 또는 이들의 조합일 수 있다. 예를 들어, 신생아의 연령 및 체중이 입력되면, 호흡 감지 알고리즘은 특정 호흡 속도를 충족하는 호흡을 찾기 위하여 보정될 수 있다. 예를 들어, 태어난지 1일 경과 및 7.5 lbs을 입력하면, 55 내지 65의 호흡 속도가 호흡 감지 역치 변수로 주어질 수 있어, 그 환자의 정상 휴식기 1회호흡량 호흡 패턴의 호흡 유형이 목표가 되어, 채집되고 분석된다.

[0062] [0087] 도 13은 일 변형에 따라, 단계 244에서 사용자가 원하는 호흡 유형 정보를 시스템의 사용자 인터페이스(30)로 입력할 수 있는 일 변형의 흐름도를 묘사한다. 수행될 진단 시험을 위해 대표 및 비대표 호흡 사이에 선을 긋기 위하여, 상기 입력값은 시스템의 제어 시스템(22)에 의해 호흡 모니터링 및 감지 알고리즘(200)을 보정하는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 입력되는 호흡 유형 정보는 한숨, 숨참기, 심호흡, 강제 호기(forced exhaled breath), 흡기후 휴지, 또는 호기후 휴지, 호흡 속도 또는 호흡 주기 변수, 또는 이들의 조합일 수 있다. 예를 들어, 대사 이상을 진단할 때, 어떤 화학물질의 존재 유무를 결정하기 위하여 호흡의 정성분석이 요구될 수 있다. 이 경우, 심호흡 및 숨참기 조치는 정성적인 측정을 위하여 최적의 호흡일 수 있다. 또는, 예를 들어, 임상가는 환자의 정상 휴식기 1회호흡량 호흡 속도를 결정할 수 있으며, 이 호흡 속도를 시스템에 입력하여, 호흡 모니터링 및 감지 알고리즘을 이 호흡 속도로 보정할 수 있다. 예를 들어, 입력된 호흡 속도는 32 bpm일 수 있으며, 그 결과 알고리즘 역치는 30 내지 34 bpm으로 설정되고, 이는 시스템이 이 기준을 충족하는 호흡으로부터 호기말 가스를 찾고, 채집, 및 분석하도록 한다. 대안적으로, 단계 240에 나타낸 바와 같이, 사용자는 시스템의 사용자 인터페이스(30)로 수행될 진단 시험 유형을 입력할 수 있고, 이 정보와 함께, 선택적으로 단계 244에서 입력된 정보를 결합하여, 제어 시스템은 호흡 모니터링 및 감지 알고리즘(200)에 사용될 원하는 호흡에 대한 기준을 설정하거나 선택한다.

[0063] [0088] 도 14는 일 변형에 따라, 단계 252에서 시스템의 제어 시스템(22)이 제2 모니터로부터 생리적 신호 입력을 받는 일 변형의 흐름도를 묘사한다. 수행될 진단 시험을 위해 대표 및 비대표 호흡 사이에 선을 긋기 위하여, 상기 입력값은 시스템의 제어 시스템(22)에 의해 호흡 모니터링 및 감지 알고리즘(200)을 환자의 생리적 변수로 보정하는데 사용될 수 있다. 예를 들어, 생리적 변수는 심박수, 호흡수, etCO₂, 혈압, 심박출량, 폐혈류, 혈액가스, 염기과잉, 혈압, 산소포화도 및 폐환기량:폐혈류량 비, 또는 이들의 조합일 수 있다. 예를 들

어, 폐포 가스 중의 특정 화학물질 또는 분석물질을 측정할 때, 혈액으로부터 폐포로의 확산속도는 폐혈류 속도에 따라 달라질 수 있다. 심박수 또는 심박출량이 높아질수록, 확산속도가 상승하고, 폐포 가스 중의 화학물질 농도가 상승한다. 따라서, 일단 심박출량 또는 심박수가 시스템에 입력되면, 시스템은 그 자신을 이들 변수들로 보정하여, 환자의 지배적인 임상 조건에 대하여 폐포 가스 측정 결과를 일반화시킬 수 있다. 생리적 변수의 입력값에 추가하여, 단계 250에서 나타낸 바와 같이, 호흡 모니터링 및 감지 알고리즘(200)에서 단계 252에서의 생리적 변수 입력값을 보완하고, 그 결과 원하는 호흡 및/또는 시험을 샘플링하고 수행하기 위하여, 사용자는 사용자 인터페이스(30)로 샘플에 대한 원하는 호흡 유형, 또는 수행될 원하는 진단 시험, 또는 환자-관련 변수를 입력할 수 있다.

[0064]

[0089] 도 15는 일 변형에 따라, 단계 212에서 결정된 바와 같이 제1 또는 바람직한 호흡 패턴 역치 변수가 충족되지 않을 경우, 제2 채집 및 분석 알고리즘 B(392)이 사용될 수 있는 제어 시스템(22)의 일 변형의 흐름도를 묘사한다. 예를 들어, 역치 변수의 제1 집합은 호흡 속도 및 호기 시간과 관련된 변수일 수 있다. 예를 들어, 알고리즘 A(390)는 정상 호흡 패턴 또는 휴식기 1회호흡량을 생리적으로 대표하는, 또는 대안적으로 진단을 위해 원하는 호흡을 대표하는 호흡의 호기말 가스 부분을 목표로 할 수 있다. 역치 변수의 제1 집합이 단계 210에서 결정된 바와 같이 충족되는 경우, 시스템은 채집 및 분석 알고리즘(400 및 500)에 각각 진입하고, 그에 따라 결과를 결정한다. 그러나, 이들 변수가 단계 212에서 결정된 바와 같이 충족되지 않으면, 시스템은 알고리즘 B(392)에서의 제2 채집 및 분석 알고리즘 집합(401 및 501)으로 진입할 수 있다. 예를 들어, 호흡수가 너무 많은 경우, 및/또는 호기 시간이 너무 짧은 경우, 시스템의 채집 및 분석 알고리즘은 호흡 주기 보정을 포함할 수 있다. 예를 들어, 채집 서브루틴(401)의 결과, 샘플 튜브는 호기말 가스 90% 및 전-호기말 가스 10%로 채워질 수 있고, 이로써 호기말 샘플이 희석된다. 이 경우, 이러한 희석 때문에 분석 알고리즘(501)은 수학적으로 보정할 수 있다. 제2 알고리즘 집합이 요구될 수 있는 일 실시예로서, 호흡 주기 및 희석이 제시되지만, 제2 채집 및 분석 알고리즘 집합이 요구될 수 있는 다른 이유들이 있음을 알아야 할 것이다. 예를 들어, 알고리즘 B는 호흡 감지 역치 변수를 지배적인 임상 상태로 보정하기 위하여 사용자로부터 또는 자동으로 추가적 입력값을 수집하는 것을 포함할 수 있다. 예를 들어, 환자가 과호흡을 할 경우, 호기말 가스 측정은 예컨대, 50% 진실된 측정이라고 사전에 정의될 수 있고, 시스템은 필요에 따라 채집, 분석 및 조정할 수 있다. 그밖의 가능한 입력 변수는 심장 변수, 예컨대 심박수, 심박출량 또는 혈압, 가스 교환 변수, 예컨대 혈액가스 또는 맥박 산소 측정법(pulse oximetry), 기타 호흡 변수, 예컨대 분당호흡량, 또는 환자 유형 변수, 예컨대 연령, 성별, 키 또는 질병 상태일 수 있다.

[0065]

[0090] 도 16은 일 변형에 따라, 각각 제1 및 제2 호흡의 모니터링 및 감지 서브루틴(260 및 280)의 일 변형의 흐름도를 묘사한다. 서브루틴 A(260)에서, 카운터, 예컨대 호흡 카운터 또는 시간 카운터는 단계 262에서 개시되며, 호흡 패턴 신호, 예컨대 호흡 속도 또는 호기말 시간이 측정되기 시작한다. 단계 264에서, 차후 호흡의 호흡 시간이 측정된다. 단계 266에서, 호흡 신호 측정값이 역치값 또는 기준과 비교되고, 채집 알고리즘(400)으로 전환할지, 또는 사용자를 유도하거나, 또는 다른 서브루틴(280)으로 전환할지를 결정한다. 서브루틴 A(260)에서, 호흡 기준이 충족되지 않으면, 사용자는 시스템이 바르게 설정되어 있는지 확인하도록 유도되며, 또한 사용자는 기다리도록 유도되거나, 또는 환자, 예컨대 자세(body position)를 조정하거나, 또는 환자가 불안정하지 않을 때까지 기다리도록 유도된다. 호흡 기준이 여전히 충족되지 않으면, 시스템은 제2 서브루틴인 서브루틴 B에 진입할 수 있으며, 여기서 대안적 호흡 유형, 예컨대 한숨을 찾는다. 일단 찾으면, 호흡의 호기말 부분이 채집 및 분석되고, 필요에 따라 보정 인자가 결과에 적용된다. 예를 들어, 단계 266에서 기준이 충족되지 않는다고 결정되면, 단계 268에서 시스템은 사용자 인터페이스(30)에 명령하여, 호흡 감지 상태의 사용자를 유도한다. 예컨대, 단계 266에서, 기준은 60bpm 미만의 호흡 속도 및 0.5초를 초과하는 호기말 시간일 수 있다. 충족되지 않으면, 서브루틴 B(280)은 궁극적으로 적용될 수 있다. 그러나, 서브루틴 B가 적용되기 전에, 단계 266은 사용자 인터페이스에 명령하여 단계 270의 메시지, 예컨대, "호흡 속도가 너무 빠름" 또는 "환자의 호흡 속도를 늦추시오"를 표시하게 하거나, 또는 예컨대 "호흡 유형 A를 기다리시오" 또는 "알고리즘 B를 적용하시오"라고 사용자에게 요구할 수 있다. 단계 268에서, 신호가 약하거나 없다고 표시되어 여러가지 기준이 충족되지 않으면, 시스템은 사용자 인터페이스에 명령하여 단계 268의 메시지, 예컨대 "캐논라가 부착되어 있는지 확인하시오", 또는 "환자가 캐논라가 삽입된 컷구멍을 통해 호흡하고 있는지 확인하시오"를 표시하게 할 수 있다.

[0066]

[0091] 서브루틴 B(280)에서, 카운터, 예컨대 호흡 또는 시간 카운터는 단계 228에서 개시되고, 첫번째 호흡이 측정된다. 단계 284에서, 카운터 증가된다(increment). 단계 264에서, 차후의 호흡이 측정된다. 단계 286에서, 측정된 호흡은 알고리즘 B의 호흡 모니터링 및 감지 기준에 비교되며, 단계 290에서 충족되면, 단계 400에서 호흡이 샘플링된다. 예를 들어, 단계 286에서, 기준은 한숨을 찾을 수 있다. 단계 292에서 나타낸 바와 같이 기준이 충족되지 않으면, 단계 288에서 다른 기준 집합, 예컨대 특정 호기 시간 요구량이 측정된 호흡에 적용된다.

만일 단계 294에 나타난 바와 같이 충족되면, 호흡은 단계 400에서 샘플링되지만, 만일 단계 294에서 나타난 바와 같이 충족되지 않으면, 상기 순환은 차후의 호흡을 측정하도록 계속되거나, 또는 단계 216에 나타난 바와 같이, 시스템은 사용자에게 퇴장을 선택할 기회를 제공한다.

[0067]

[0092] 도 17 및 도 18은 호흡의 호기말 부분이 폐포 가스 농도를 대표하는지 아닌지에 있어 유효 및 무효한 호흡의 예들을 묘사한다. "무효한" 호흡은 실격시키고, "유효한" 호흡은 자격을 부여하기 위하여, 진폭 및 주기 기준을 포함하는 여러가지 호흡 신호 기준이 호흡 감지 및 목표 알고리즘에 포함된다. 상기 기준은 호흡의 경향화 및 현재 호흡을 최근의 경향과 비교, 기본 역치값에 대해 비교, 및 대안적으로 시험의 지배적인 환경에 근거하여 개개인의 요구에 맞춘 역치값에 대해 비교하는 것을 포함할 수 있다. 완전한 정상 1회호흡량 호흡을 충족하는 호흡을 목표로 하는 것이 유익할 수 있으며, 호흡 내 가스 조성이 평형상태에 도달하였거나 재정립되었음을 확실히 하기 위하여 복수개의 완전한 정상 1회호흡량 호흡 후 평형상태를 유지하고 있는 중의 호흡을 목표로 하는 것도 역시 유익할 수 있다.

[0068]

[0093] 도 17은 일 변형에 따른, 예컨대 신생아 환자의 불규칙한 호흡 패턴을 묘사하는 타이밍 도면이다. 호흡 변수 신호 측정값은 수직축에 나타내고, 이는 예컨대 CO₂ 신호일 수 있다. 호흡 모니터링 및 감지 알고리즘은 샘플링을 목적으로 유효 또는 무효로 분류하기 위하여 CO₂ 신호에 대한 역치 기준을 설정할 수 있다. 역치 기준은 신호의 최대 진폭(300) 또는 진폭들, 신호 베이스라인 농도(302) 또는 농도들, 및 여러가지 주기 또는 시간 관련 변수들, 예컨대 각각 흡기 시간(TI), 호흡 기간 시간(TBP), 호기 시간(TE), 또는 호기말 시간(TET)(306, 304, 308 및 310)의 역치일 수 있다. 그래프에 보인 바와 같이, 호흡 b1 내지 b11은 너무 지속시간이 짧아서 시스템이 현실적으로 정확한 호기말 샘플을 이들 호흡으로부터 채집하는 것이 불가능할 수 있다. 이들 연속된 호흡의 평균 호흡 속도는 96 bpm이며, 즉 이들 호흡 파형의 호기 부분의 지속시간이 대략 0.313초가 될 것이다. 호기의 호기말 부분이 호기의 후기 절반이라는 점을 고려할 때, 단지 0.313초의 분획이 호기말 샘플을 목표로 하는데 적절한 구간일 것이며, 따라서 신뢰도가 떨어지는 샘플을 얻을 수 있다. 신생아에서조차 이렇게 빠른 호흡은 완전한 1회호흡량이 될 수 없으며; 오히려 부분적 호흡, 또는 과호흡, 또는 대부분 사강(死腔, deadspace) 호흡일 수 있고, 이 경우 호기말 가스가 정확하게 수집될 수 있더라도, 폐포 가스를 대표할 수 없고, 그보다는 사강 가스를 더 가질 것이다. 따라서, 호흡 b1 내지 b11 중에 어떤 것에도 호기말 측정을 행하는 것은 부정확하고 바람직하지 못할 것이다. 이렇게 빠르고 불완전한 호흡을 배제하기 위하여, 호흡 신호 진폭 역치는 예컨대, 호기상 중에 특정 최고값에 도달하고, 흡기상 중에 특정 최저값에 도달할 뿐만 아니라, 적절한 기간 동안 이들 역치를 각각 초과 및 미만에 머물러 있는 완전한 1회호흡량 호흡을 정의하도록 설정될 수 있다. 이제 호흡 b12 내지 b16을 보면, 호흡 b16은 제안된 양 역치를 모두 충족하는 것으로 보이는 반면, 그 앞에는 불규칙하고 일정하지 않은 호흡이 선행하므로, 호흡 b16이 완전한 1회호흡량 호흡일 수 있지만, 이 호흡에서 호기말 가스는 평형상태의 가스 조성 농도에 이르지 않았을 수 있다. 이제 호흡 b17 내지 b19을 보면, 이 3개의 연속적 호흡은 1회호흡량 역치 요구를 충족하고, 이 예시에서 호흡 b19는 평형상태 호기말 가스 조성 농도에 이르렀으며, 목표로 삼아 획득 및 측정할 임상적 대표 호흡임을 제시한다.

[0069]

[0094] 도 18은 일 변형에 따라, 생리적 대표 호흡 및 비대표 호흡을 포함하는 추가적 예시로서 연속적 호흡 b1 내지 b19를 나타낸다. 호흡 신호 잡음(noise)의 예가 b2와 b3 사이에 묘사된다. 이 잡음은 예컨대 센서 잡음, 무호흡 기간에 동반된 센서 잡음, 환자 동작, 케블라 동작, 기침 또는 기타 고주파 호흡 관련 잡음, 또는 심장성 잡음일 수 있다. 이들 파형은 유효한 폐포 가스 샘플을 만들 수 없으므로 샘플링에 결격일 수 있다. 호흡 b3은 도 17에서 기술한 역치 기준을 충족하지만, 이는 잡음 뒤에 오기 때문에 호흡 b3의 가스 조성은 불균형일 수 있으므로, 호흡 b3은 호흡 목표 알고리즘에 의해 결격일 수 있다. 호흡 b4 내지 b6은 앞선 호흡의 완성 전에 차후의 호흡이 시작되는 호흡 누적(breath stacking)을 묘사한다. 호흡 누적 중의 호흡에서 호기말 가스는 폐포 가스를 대표하지 않을 수 있으므로, 무시될 수 있다. 호흡 누적 뒤의 호흡 b7 및 b8은 여전히 불균형일 수 있으므로, 마찬가지로 무시될 수 있다. 호흡 b9는 들숨참기, 또는 흡기 한숨, 후-호기 기간, 또는 무호흡 기간의 특성이 있다. 호흡 b9의 호기 가스는 수행될 진단 시험에 따라서 결격될 필요가 있을 수 있는데, 이는 혈액 중의 가스가 폐포에서 확산되는 시간이 더 길었기 때문에 호기 가스가 정상 폐포 가스 농도 보다 높은 농도를 가질 수 있기 때문이다. 또한, 호흡 b10도 그 가스 조성이 정상으로 되돌아가지 않았을 위험이 있기 때문에 목표 알고리즘에 의해 무시될 수 있다. 호흡 b11은 평균 정상 호흡 보다 작은, 부분적으로 불완전한 호흡이며, 그러므로 이또한 목표 알고리즘에 의해 무시된다. 호흡 b12 및 b13은 정상 가스 조성으로 되돌아가지 않았을 위험이 있기 때문에 목표 알고리즘에 의해 무시될 수 있다. 호흡 b14는 정상 호흡 보다 더 크므로, 알고리즘에 의해 무시될 수 있다. 마지막으로, 역치 기준을 충족하는 3개 이상의 연속된 정상 호흡이 있으며, 호흡 b18은 샘플링의 목표가 될 수 있다. 상기 목표 및 호흡 자격 알고리즘의 기타 치환이 사용될 수도 있다. 예를 들어, 샘플 수집

전의 호흡의 수는 달라질 수 있다.

[0070]

[0095] 상기 설명에서, 한숨은 그 호기말 가스가 평형상태의 폐포 가스 농도를 대표하지 않을 수 있기 때문에 결격될 수 있다. 그러나, 몇가지 생리적 상태 및 임상 조건에서는, 한숨을 목표로 하는 것이 사실상 유리할 수 있다. 이들 환경에서, 그 호흡은 폐포 가스의 보다 정확한 대표일 수 있으며, 또는 다른 환경에서, 한숨은 분석을 위하여 현실적으로 채집될 수 있는 유일한 호흡 유형일 수 있고, 보정 인자는 측정 결과를 진실된 생리적 값으로 변환하는데 적용될 수 있다. 도 19는 시스템이 한숨 흡기 후에 호기로부터 호기말 가스 샘플을 획득하는 일 변형을 묘사한다. 상단 트레이싱에서 보인 바와 같이, 호흡 패턴은 상대적으로 불규칙하고, 호흡 속도, 예컨대 처음 3개의 호흡 기간 bp1, bp2 및 bp3에 대한 3개의 호흡 평균(도시함)을 측정함으로써 결정된 바와 같이 호흡 속도는 t0 내지 t1 범위에서 상대적으로 빠르다. 그 결과, 호흡 패턴의 호기말 부분은 그 호기말 기간에서 샘플을 신뢰할 수 있게 채집하기에 충분하다고 선언되거나 정의되지 않으며, 또는 센서에 의한 정확한 분석을 위하여 충분한 용량이 되는 호기말 샘플 용량을 채집하기에 충분하다고 선언되거나 정의되지 않는다. 도 19에서 보인 예시에서, 호흡 패턴은 너무 불규칙하고 및/또는 너무 빠르기 때문에, 한숨이 일어나는 것을 모니터링하도록 기준이 정립될 수 있다. 예를 들어, 호흡의 흡기 시간이 측정되고, 이를 역치 시간과 비교하며, 역치를 충족하거나 초과하면, 호흡은 한숨으로 분류될 수 있다. 역치 시간은 예컨대 역사적 평균 흡기 시간의 250%일 수 있다. 호흡이 한숨이라고 결정하는데 사용되는 역치 기준은, 예컨대 역사적 흡기 시간에 근거하여 정립된 흡기 시간값, 예컨대 마지막 3개 호흡의 평균 흡기 시간의 150%일 수 있다. 대안적으로, 이는 정상값에 근거하여 사전정의된 흡기 시간일 수 있다. 예를 들어, ti1, ti2 및 ti3으로 나타낸 3개의 연속적 호흡의 평균 흡기 시간은 잠재적 한숨을 비교하기 위한 평균을 정립하는데 사용될 수 있다. 도시한 예에서, 흡기 시간 ti9는 이전의 3개의 평균 이상으로 상당한 증가를 나타내므로, 따라서 ti9를 뒤따르는 호기는 잠재적 한숨의 호기라고 간주되어야 한다. 호기 시간을 측정인, te9는 이것이 한숨인지 아닌지 평가하는데 도움이 될 것이다. 호기 시간 te9는 이전의 호기 시간과 비교될 수 있다. 또는 대안적으로, 한숨은 예컨대 기도내압 신호가 정상 보다 더 큰 음의 값을 가지는 경우, 흡기 신호의 진폭에 의해 결정될 수 있다. 일단 한숨 호흡이 일어나면, 뒤따르는 호기는 그 호기말 부분에서 가스 샘플을 획득할 목표가 될 수 있다.

[0071]

[0096] 도 19에서 하단 트레이싱에 나타낸 밸브 V1 내지 V4는 호흡 패턴을 모니터링하는 것, 호기말 샘플을 샘플 튜브에 획득하는 것, 및 샘플을 가스 분석기에 밀어넣는 것을 포함하는 여러가지 일련의 작동을 제어한다. 밸브 V1 내지 V4는 설명하기 위한 목적으로 사용된 것이며, 따라서 더 많거나 적은 밸브를 가진 시스템이 사용될 수 있고 타이밍이 조정될 수 있음이 이 기술분야의 숙련자에게 쉽게 이해될 것이다. 밸브는 도 1 및 도 7에 나타낸 바와 같이, 공통의 포트 c는 언제나 열려 있고, 포트 a 또는 b가 주어진 시간에 열리는, 3 위치 밸브일 수 있다. 시간 326에서 흡기 시간 카운터가 개시된다. 시간 328에서 흡기 시간 카운터가 종료된다. 시간 330에서 호기 시간 카운팅이 개시된다. 시간 332에서 호기 가스의 종료가 감지되고 호흡 센서, 예컨대 카프노미터에서 나간다. 시간 334에서 호기 시간 카운터가 종료된다. 시간 336에서 샘플 이동 시간 카운터가 개시되며, 호흡 센서로부터 샘플 튜브까지 가스 샘플의 이동 시간을 추적한다. 시간 340의 Tz초 전인 시간 338에서, 시스템 내의 다른 가스로부터 원하는 가스 샘플을 고립시키라는 명령이 적합한 밸브로 전송된다. 시간 332에서 T'초후인 시간 340에서, 호기말 가스 샘플의 말단이 샘플 튜브의 입구, 또는 밸브 V2에 도달한다. 시간 342에서 가스가 샘플 튜브(18)로 흐르지 못하고, 가스가 주변으로부터 들어오지 못하도록(도 1 및 7 참조) 밸브 포트를 전환하라는 명령이 전송된다. 시간 344에서 모든 밸브는 포트 b가 열리도록 전환되어 샘플이 주변 공기에 밀려서 조성 분석을 위한 센서로 들어가게 한다. 한숨 흡기 후의 호기 가스는 유리하게도 몇가지 이유로 ETCO 측정을 위한 가스의 좋은 소스를 제공할 수 있다. 첫째로, 호기 시간 및 호기말 시간이 연장되기 쉬워서, 호기말 부분을 목표로 하기가 상대적으로 용이하며, 따라서 특정 진단 시험에 잠재적으로 더욱 정확하게 된다. 둘째로, 한숨 중에 흡기의 심도가 폐포를 정상일 때 보다 더 많이 채우고, 따라서 뒤따르는 호기에서 평균 호기 용량 보다 더 큰 호기말 용량을 제공하므로, 이에 따라 잠재적으로 분석에 더 충분한 호기말 샘플을 제공한다. 셋째로, 일반적으로 한숨 흡기 중에는 폐포 내에 가스가 머무는 시간이 정상 호흡 보다 더 길므로, 이와 같이 더 길게 머무는 시간은 혈류로부터 폐포로의 가스 교환을 더 많이 허용하고, 따라서 이 호기말 가스에서 측정된 ETCO는 정상 호흡의 호기말 부분에서 측정된 ETCO 보다 더 정확한 혈중 CO의 대표를 제공할 수 있다. 넷째로, 한숨 호흡은 무기폐(atelactatic)이거나 또는 충분히 팽창하지 않은 폐 공간을 구성하는 경향을 갖는다. 따라서, 한숨 호흡 후 호기 중의 호기말 가스는 특정 임상 상태에서 폐 전체를 더욱 대표할 수 있으므로, 혈류 중 CO를 더욱 대표할 가능성이 있다.

[0072]

[0097] 도 20은 일 변형에 따라 일련의 7개의 호흡 b1 내지 b7에 걸쳐 변수 신호 진폭의 그래프를 묘사한다. 도 20에서 가스의 호기말 부분은 ET1 내지 ET7으로 표시되며, 호기 신호 시간 변수는 EST1 내지 EST7으로 표시되고, 호기 시간은 TE로 표시된다. 그래프로부터 알 수 있듯이, 네번째 호흡 b4의 호흡 기간 BP4는 선행하

는 3개의 호흡의 호흡 기간과 동등하게 나타나므로, 네번째 호흡은 유효한 호기말 가스 측정이 가능한 대표 호흡으로 여겨질 수 있다. 그러나, 자세히 조사해 보면, 네번째 호흡은, 호기 신호 변수 EST4에 의하여 알 수 있듯이, 실제로는 역사적 전형적 호흡을 대표하지 않는다. 평균 흡기 시간에 비해 더 긴 것에 해당하는 호흡 b4의 짧은 EST4, 예컨대 흡기 숨참기 또는 일시 정지는 폐포 가스를 대표하지 않는 호기 농도를 가져올 수 있다. 2개의 대표적인 것으로 보이는 호흡 뒤의 호흡 b7은 아마도 평형상태에 도달한, 폐포 가스를 대표하는 호기말 가스로 구성된다. 의도치 않게 비대표 호흡을 채집하는 것을 방지하고, 상기 패러다임에 의한 대표 호흡을 확실히 채집하기 위해, 호흡이 대표적 목표인지 아닌지 결정하기 위하여, 몇가지 변형에서 호흡 기간 보다는 호기 시간 신호를 이용하거나, 호흡 기간과 함께 호기 시간 신호를 이용한다. 호기 시간 신호는 호기 지속시간, 신호의 상승 지속시간, 또는 그외 호흡 신호의 호기상과 연관된 빈도 관련 변수일 수 있다.

[0073]

[0098] 도 21은 일 변형에 따른 호흡 선택 알고리즘(379)를 묘사한다. 알고리즘(379)은 적어도 2개의 스테이지를 포함한다. 예비 개시 단계에서, 단계 202에서 호흡 패턴 모니터링이 개시되고, 단계 204에서 제1 역치값 집합이 적용되거나 기본값이 사용되며, 이로써 단계 206에서 차후의 호흡이 측정된다. 제1 역치값은 예컨대 진폭 및 타이밍 값일 수 있다. 단계 380 내지 387은 알고리즘(379)의 제1 주요 스테이지를 묘사한다. 개시 후 첫번째 호흡의 측정 중 및 후에, 단계 380에서 호흡은 제1 역치값 집합과 비교된다. 단계 382 및 384에서 측정된 호흡이 역치 기준을 충족하는지 각각 결정하고, 단계 386 및 387에서 측정된 호흡을 대표 또는 비대표로 각각 분류한다. 비대표이면, 알고리즘은 단계 206으로 돌아간다. 대표이면, 알고리즘은 차후의 호흡을 측정하는 단계 206'을 갖는 제2 스테이지 초기로 넘어간다. 단계 380'에서, 측정된 호흡을 제1 역치 변수와 비교한다. 제1 역치 변수는 단계 380에서와 동일한 변수이거나, 또는 측정들 사이에서 수정되거나 갱신된 것일 수 있다. 단계 382' 및 384'에서, 측정된 호흡이 제1 역치 변수를 충족하는지 아닌지 각각 결정한다. 단계 386' 및 387'에서, 호흡을 잠재적 대표 또는 비대표로 각각 분류한다. 호흡이 비대표인 것으로 분류되는 경우, 알고리즘은 단계 206으로 돌아가며, 그렇지 않으면, 호흡은 알고리즘의 제3 스테이지로 넘어갈 수 있다. 제3 스테이지에서, 단계 388에서 제2 호흡 신호 역치 변수 집합이 정립되고, 단계 206''에서 차후의 호흡이 측정된다. 제2 역치 변수는 예컨대 단계 386에서 분류된 잠재적 대표 호흡에 근거하여 정립된 호흡 신호 진폭이거나, 또는 타이밍 값일 수 있다. 단계 388에서는, 단계 386'에서 분류된 잠재적 대표 호흡 및 단계 386에서 분류된 이전의 잠재적 대표 호흡을 서로 비교한다. 단계 390 및 391에서는, 단계 206''에서 측정된 호흡이 제2 역치 변수를 충족하는지 결정하고, 만일 충족하면, 이 호흡을 대표로 분류하여 샘플링 및 측정으로 이송하며, 그렇지 않으면, 알고리즘은 단계 206으로 돌아간다.

[0074]

[0099] 도 21에 묘사된 다중-스테이지 알고리즘(379)에서, 호흡 파형이 인공적이지 않고, 비정상 호흡, 예컨대 한숨, 부분적 호흡, 또는 숨참기가 아님을 확인하기 위하여, 예컨대 제1 역치값은 호흡 신호 진폭 및 호흡 신호 일부의 지속시간일 수 있다. 호흡이 역치값을 충족하면, 차후의 호흡을 비슷하게 평가한다. 차후의 호흡도 역치값을 충족하면, 첫번째 호흡과 비교하여 호흡 패턴이 안정적인지 확인한다. 따라서, 이전의 호흡이 제1 역치값을 충족하였을 거라고 가정하여, 제2 역치 변수는 이전의 호흡과 비교한 그것일 수 있다. 비교는 예컨대 호흡 심도를 표시하는 신호 진폭 및 또는 호흡 기간 또는 호흡 속도를 표시하는 신호 지속시간에 관한 것일 수 있다. 이는 보통의 1회호흡량 호흡이 아니거나, 또는 원하는 호흡 유형이 아닌 호흡을 샘플링할 위험을 줄여줄 수 있다. 더구나, 루틴은 다른 정상 호흡 후의 호흡으로부터 샘플링한 호흡을 궁극적으로 취하도록 도움을 줄 수 있으므로, 잠재적 비정상 호흡이 차후의 정상 호흡의 구성을 갖게 되는 효과를 피한다. 도시한 예시에서 이전 호흡들을 비교하는 것은 한 개의 이전 대표 호흡에 대한 비교이지만, 한 개 이상의 이전의 잠재적 대표 호흡에 대한 비교일 수도 있으며, 반드시 순서대로일 필요는 없다. 예를 들어, 10번째 호흡은 각각 잠재적 대표로 분류된 3번째, 5번째 및 7번째 호흡과 비교될 수 있으며, 이 경우, 나머지 사이에 낀 호흡들은 제1 역치 변수를 기반으로 비대표 호흡으로 간주된다.

[0075]

[0100] 또한, 샘플 튜브에 수집된 샘플이 순수한 호기말 샘플이 아고, 전-호기말 호기 가스로 희석된 상황에서, 호흡 기간 BP4에 근거한 호흡 속도를 사용하기 보다는, 호기 신호 변수, 예컨대 도 20에 나타난 EST4를 사용하여 희석을 보정할 수 있다. 샘플 튜브 희석은 호흡 기간 지속시간 보다는 호기 지속시간에 더 좌우될 수 있으므로, 이러한 희석 보정 기술은 유익하게도 보정의 정확성을 향상시킬 수 있다.

[0076]

[0101] 본 명세서에 사용된 바와 같이, 호기말이라는 용어는 호기 기간의 후기나 그에 가까운 호기의 일 구간, 및 사람으로부터 사강이 배출된 후일 수 있는 호기의 일 구간을 의미하는 것으로 이해될 수 있다. 또한, 본 명세서의 전반에 예시된 호기말 가스에서 CO와 같은 가스를 측정하는 것에 더하여, 비가스(non-gases), 예컨대 미립 및 기타 화학물질을 동일하거나 유사한 방법으로 측정할 수 있음도 고려된다.

[0077]

[0102] 도 22은 일 변형에 따라, 폐에서 방출되는 상이한 구간으로부터의 가스에 해당되는 호기의 상이한 구간

을 식별하는 호흡 압력 신호를 그래프로 묘사한다. 몇가지 경우에서, 호기말 구간 외에 폐의 상이한 구간에서 발생하는 가스 또는 다른 분석물질을 측정하는 것이 바람직할 수 있다. 예를 들어, 상기도(upper airway)로부터의 분석물질은 상기도 호흡 문제, 예컨대 천식 또는 기도 질환 및 질병을 표시할 수 있다. 상기도 및 하부 세기관지(lower bronchioles) 사이의 중기도(middle airway)로부터의 분석물질은 예컨대 폐암의 형태를 표시할 수 있고, 또는 위로부터 발생하여 식도로부터 기도로 들어가는 분석물질, 및 하기도(lower airway)로부터의 분석물질은 또다른 증후군, 예컨대 폐감염 또는 잠재적 전신 질환을 표시할 수 있다. 또한, 한 개의 구획물을 다른 것과 비교하는 것은 기저 질환 및 상태를 이해하는데 도움을 줄 수 있다. 측정은 다른 유형의 신호, 예컨대 산소, 온도, 또는 음향일 수 있으나, 도시한 예에서는, 상단 트레이싱은 카프노메트리 신호이고, 하단 트레이싱은 기도내압 신호이다. 한가지 신호 또는 신호들의 조합을 사용하여, 호기상 E는 호기의 여러가지 부분, 예컨대 각각 EUA, EMA, ELA, 및 ET으로 표시된 상기도 가스, 중기도 가스, 하기도 가스, 및 호기말 가스로 나누어질 수 있다. 예를 들어, 상기도 가스의 호기 시작은 기도내압의 양의(positive) 상승에 의하여 식별될 수 있고, 상기도 가스의 호기 종료는 배출된 CO₂ 농도의 상승으로 식별될 수 있다. 중기도 가스 EMA의 호기 시작은 CO₂ 농도의 상승으로 식별될 수 있으며, 중기도 가스의 호기 종료는 기도내압이 정체에 도달함으로써 식별될 수 있다. 하기도 가스의 호기 시작은 기도내압 신호의 감소에 의해 식별될 수 있으며, 하기도 가스의 호기 종료는 기도내압 신호의 기울기 변화 또는 CO₂ 신호의 특정 상승에 의해 식별될 수 있다.

[0078] [0103] 도 23은 도 1에 도시한 시스템의 공압 회로도를 도시한 것으로, 여기서 시스템은 도 22에서 묘사한 바와 같은 호흡 곡선의 어떤 일부로부터의 분석물질을 목표로 하고, 분리하고, 및 측정하는데 사용된다. 도시한 예에서, 전술한 절차 및 기술에 의하여 호흡 n을 목표로 한다. 이 경우에서, 원하는 진단 시험은 염증 질환, 예컨대 천식을 표시하는 분석물질을 위하여 상기도를 시험한다. 호흡 n의 상기도에서 얻은 호기 가스 EUAG(n)는 샘플 튜브(18)에서 분리되며, 나중에 조성 분석을 위하여 센서(15)로 전송된다. 이 경우, 분석은 NO 가스, 또는 염증 반응과 관련된 기타 분석물질일 수 있다. 도시한 회로도의 예에서, 호흡 n의 흡기 가스 IG(n) 및 호기 가스의 다른 구간 EMAG(n), ELAG(n), 및 이전 호흡의 호기말 가스 ETG(n-1)는 시스템의 다른 곳에 존재하며, 샘플 튜브 중의 가스 샘플로부터 분리되어 있어서, 목표 샘플의 동질성을 방해하지 않는다. 몇가지 질환, 조건, 가스 또는 분석물질이 도 22 및 도 23 및 선행하는 도면들과 관련하여 언급되었으나, 이들은 단지 예로서 언급된 것이고, 기술된 시스템, 장치, 알고리즘 및 방법은 어떤 관심 질환 또는 조건과 관련된 관심 분석물질을 샘플링하고 측정하는데 사용될 수 있다.

[0079] [0104] 여기서 기술된 장치는 단지 예시적으로 제공된 것이며, 여기서 기술된 방법 및 시스템을 수행하는데 다른 장치를 이용할 수 있음을 이 기술분야의 숙련자들은 쉽게 이해할 것이다. 더구나, 기술된 장치는 본 발명의 특정 성질을 묘사하는데 사용될 수 있으나, 여기에 개시된 방법 및 시스템은 특정 장치에 제한을 두지 않음을 알아야 한다.

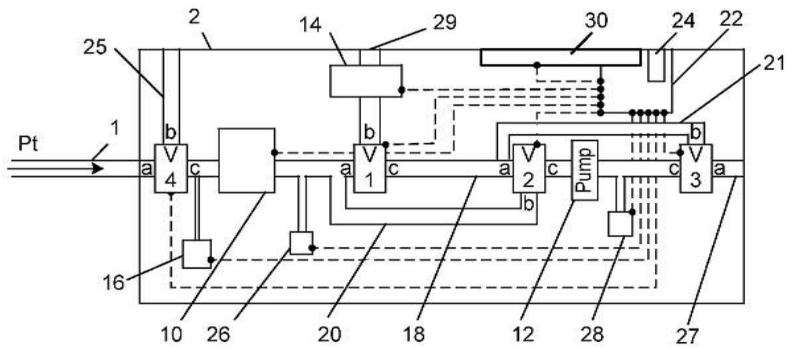
[0080] [0105] 알고리즘을 인용하여 몇가지 변형이 설명되었으나, 본 명세서는 변형을 구현하는 해당 방법 및 장치를 포함하는 것으로 이해하여야 한다.

[0081] [0106] 또한, 상기 변형은 가스의 부분을 식별하는 것을 참조하여 설명될 수 있으나, 몇가지 변형은 분석 부분을 포함하지 않을 수 있음을 이해하여야 한다. 몇가지 변형에서, 가스는 분석 없이 저장되고, 예컨대 가스는 분석을 위하여 먼 위치로 이송될 수 있다. 저장된 가스는 넓은 의미에서 적어도 분석하기 전의 저장 및 이송을 위한 저장을 포함하는 것으로 이해하여야 한다.

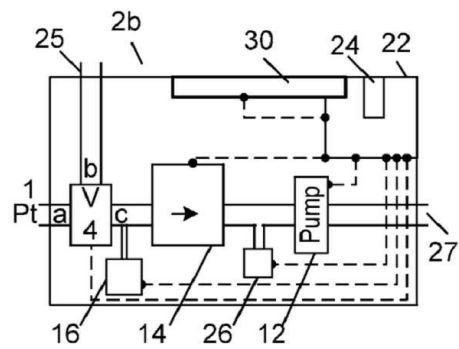
[0082] [0107] 본 발명의 변형에 대한 전술한 내용에서, 도면에 묘사된 일련의 작동은 모든 가능한 순열로 조합될 수 있음을 알아야 한다. 또한, 상기 예들은 ETCO 측정용 기술이고 있지만, 이들은 다른 가스, 예컨대 수소에 대하여 적용할 수 있다. 추가적으로, 몇가지 변형은 CO₂ 측정에 적용할 수 있지만, 여기에 기술된 장치 및 방법은 직접 CO 센서에 적용될 수 있음을 이해하여야 한다. 이상에서 제공된 예들은 본 발명의 원칙을 설명하는 것으로, 본 발명의 범위 및 정신을 벗어나지 않는 다양한 수정, 대안, 및 조합이 이 기술분야의 숙련자에 의해 만들어질 수 있다. 여기에 개시된 다양한 호흡 측정 및 샘플링 장치의 어떤 변형도 여기의 다른 호흡 측정 및 샘플링 장치 또는 호흡 측정 및 샘플링 장치의 조합에 의해 설명된 성질을 포함할 수 있다. 따라서, 첨부된 청구항에 의한 제한을 제외하고는, 본 발명을 제한하고자 의도된 것이 아니다. 이상 전술한 모든 변형에 있어서, 상기 방법의 단계들은 순서대로 수행해야 하는 것은 아니다.

도면

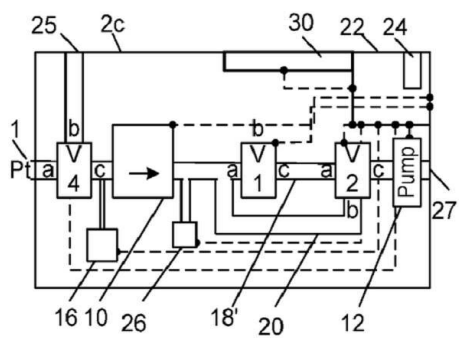
도면1a



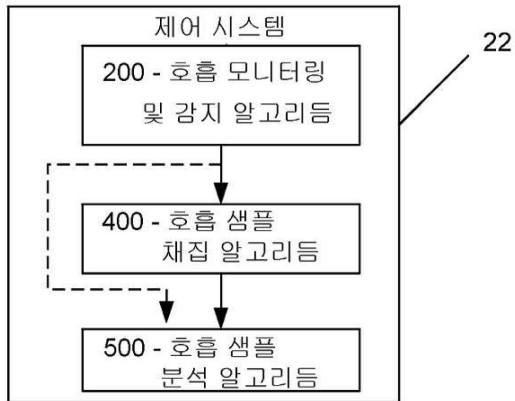
도면1b



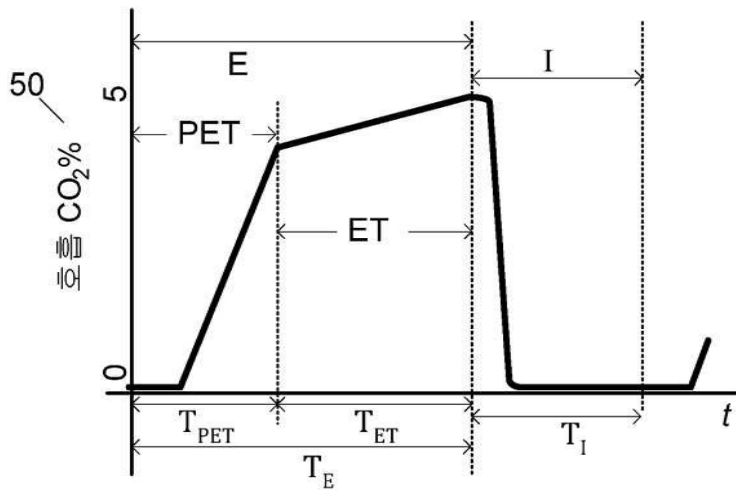
도면1c



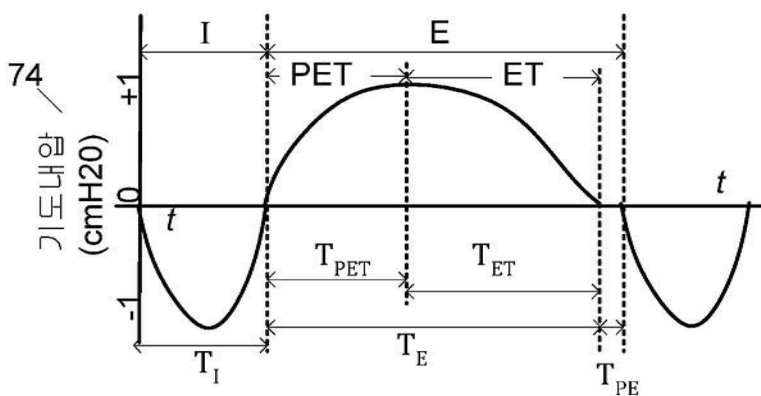
도면2



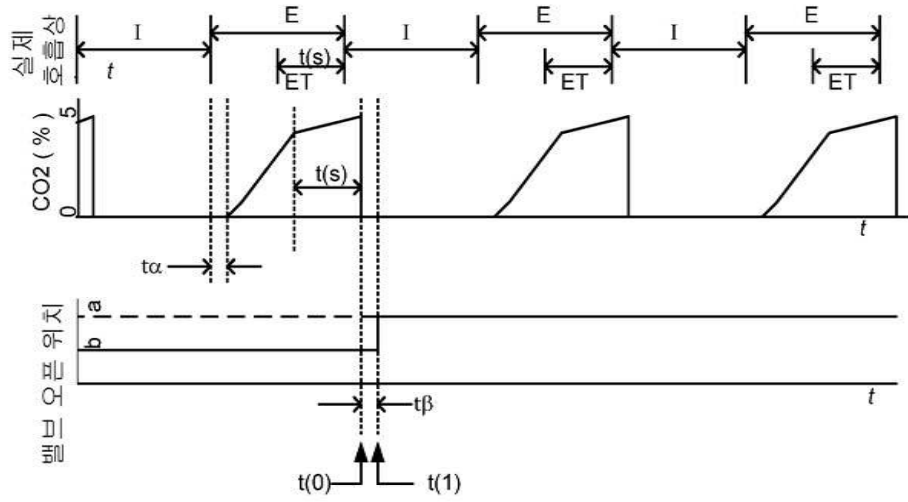
도면3



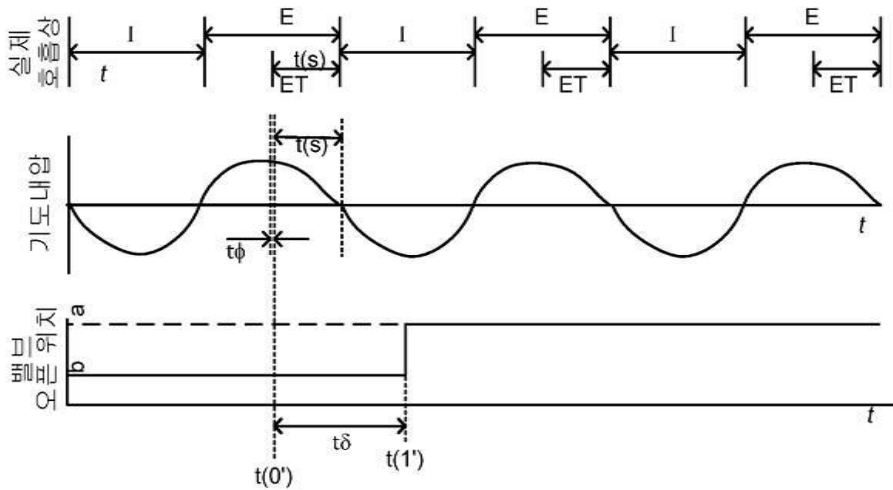
도면4



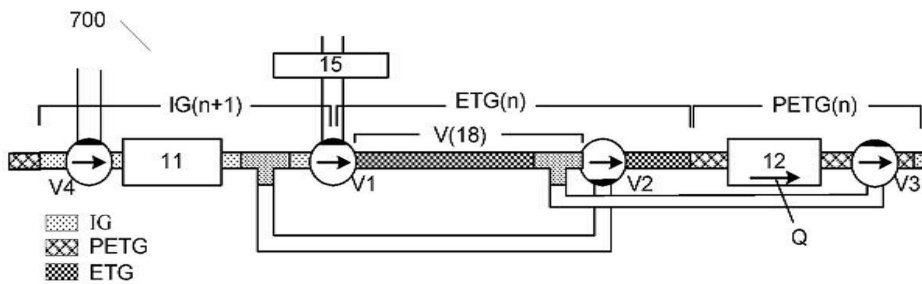
도면5



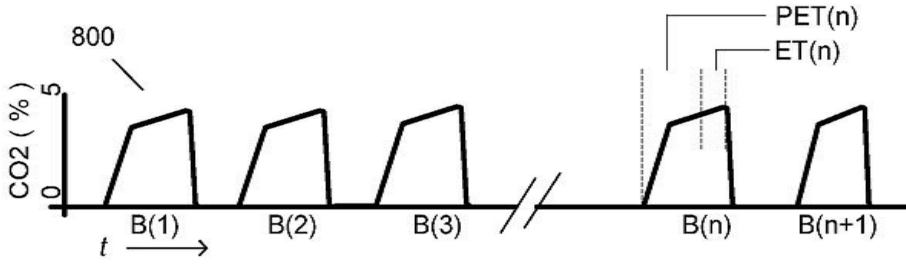
도면6



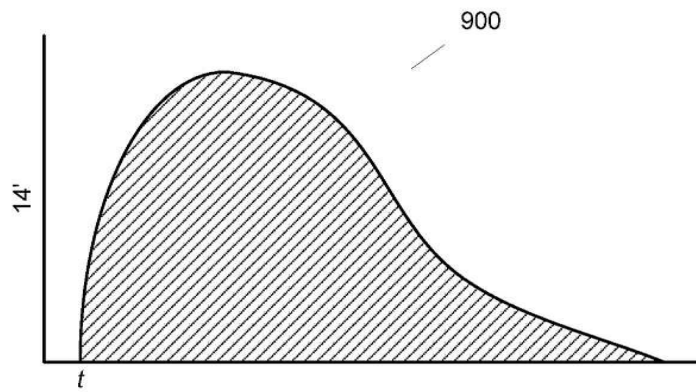
도면7



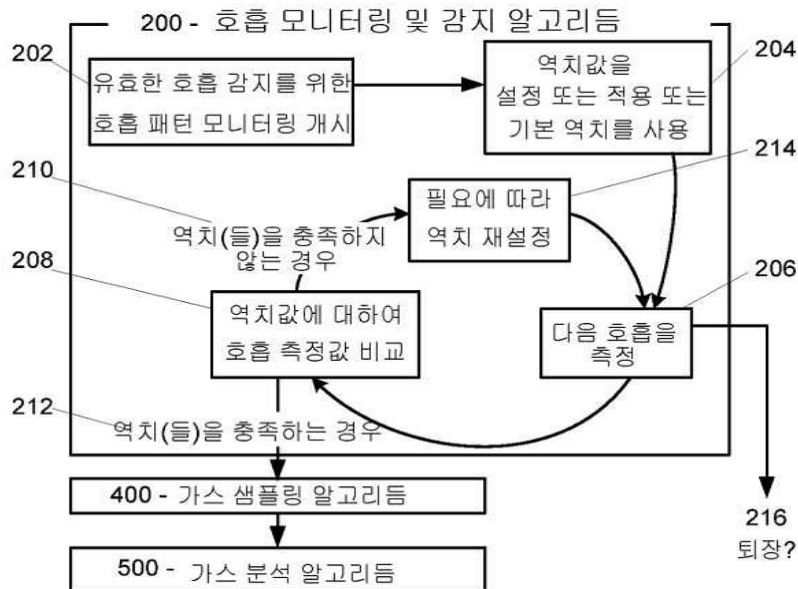
도면8



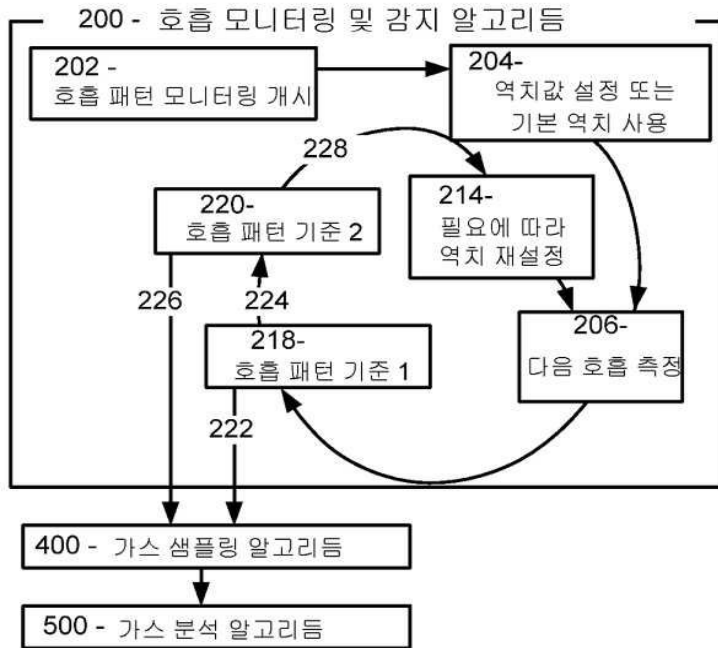
도면9



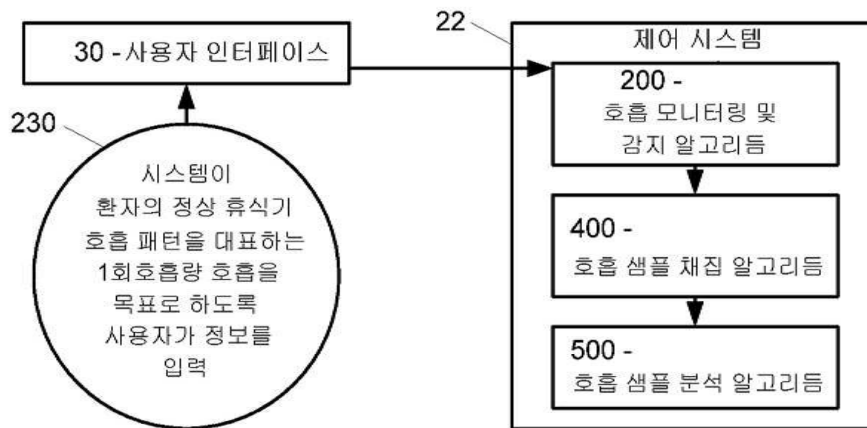
도면10



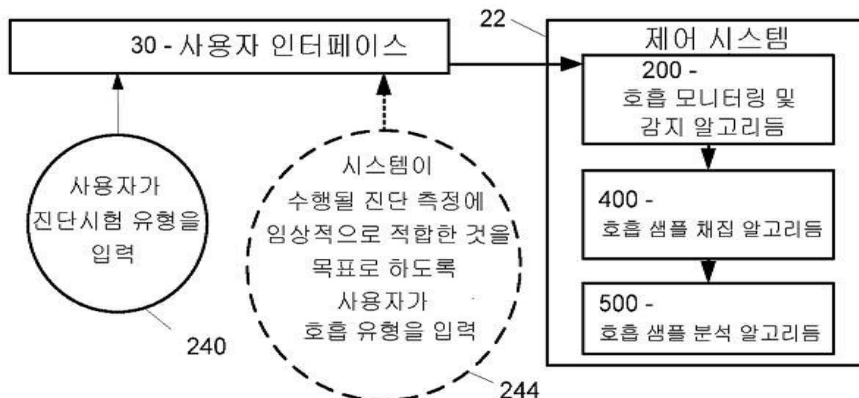
도면11



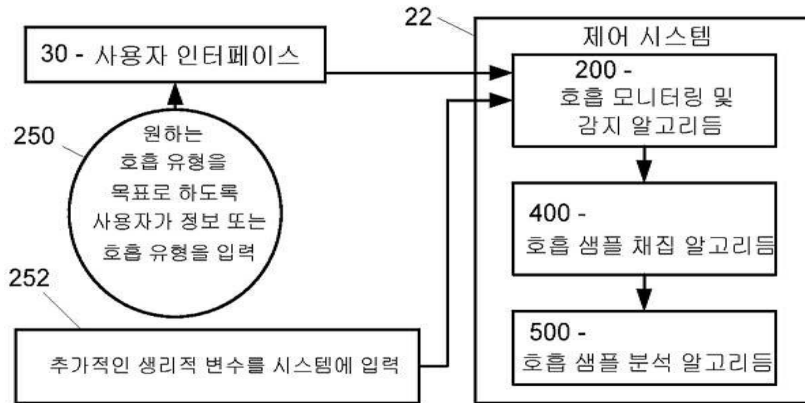
도면12



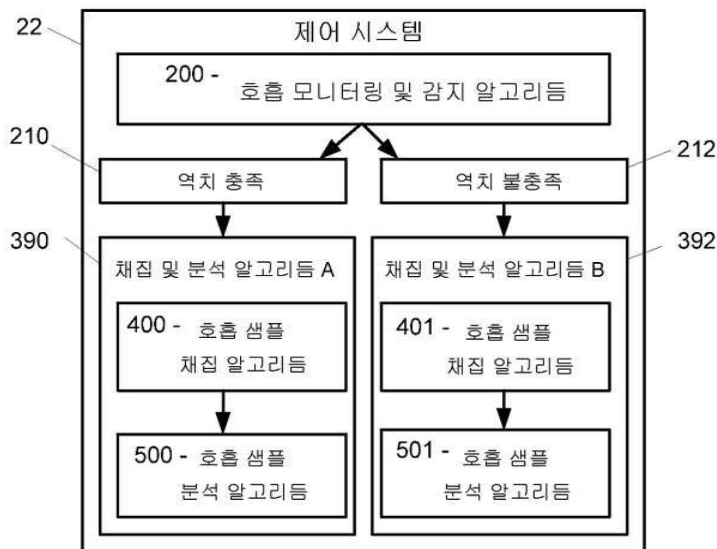
도면13



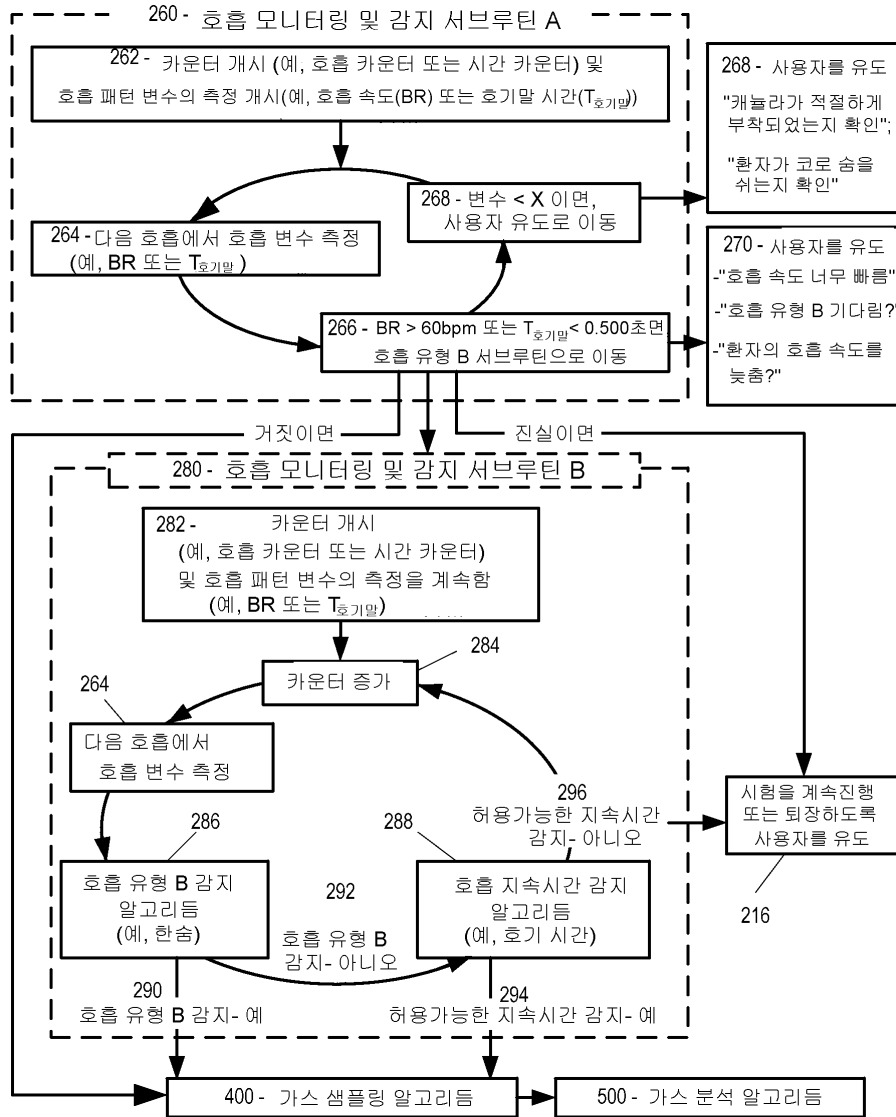
도면14



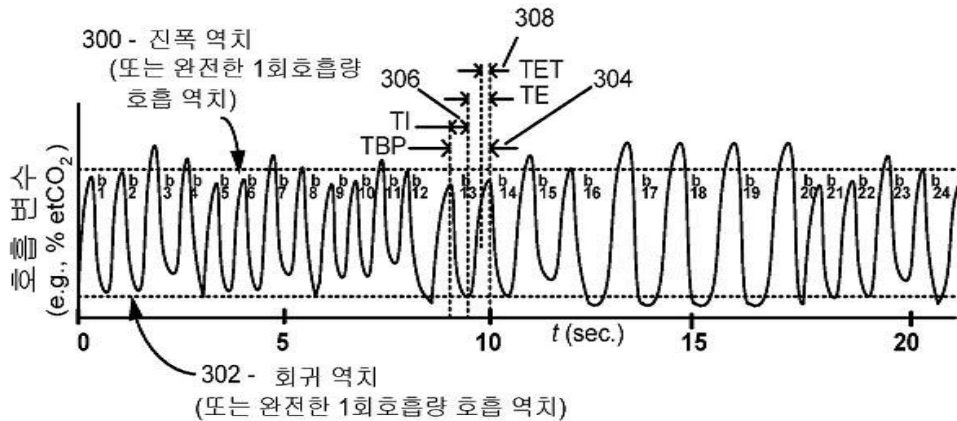
도면15



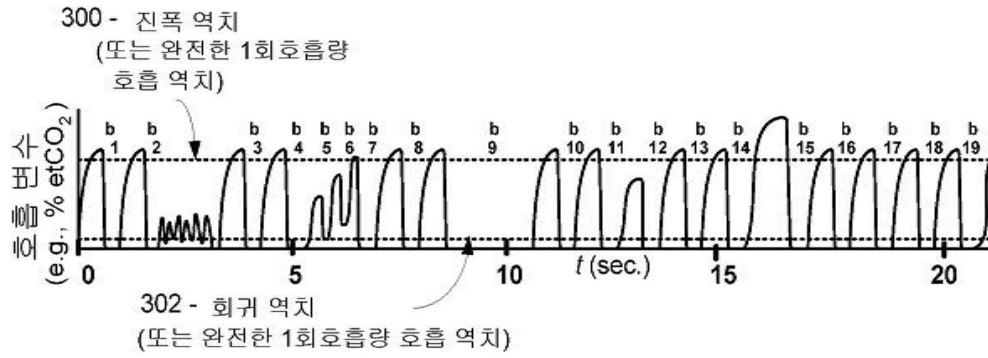
도면16



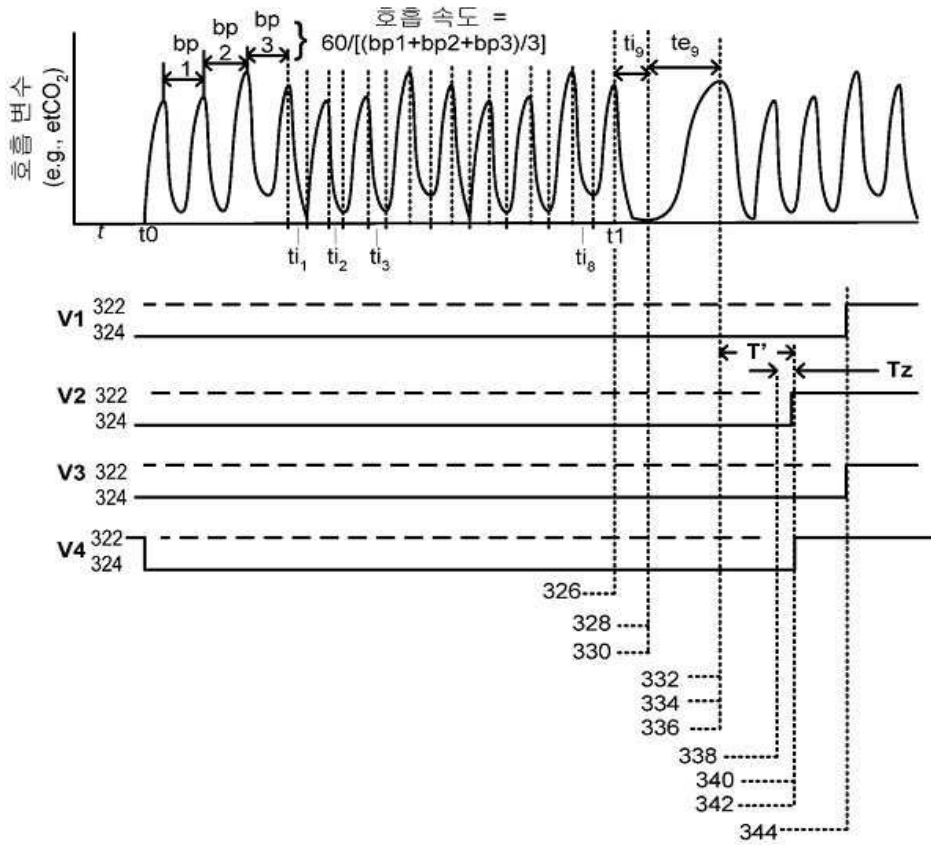
도면17



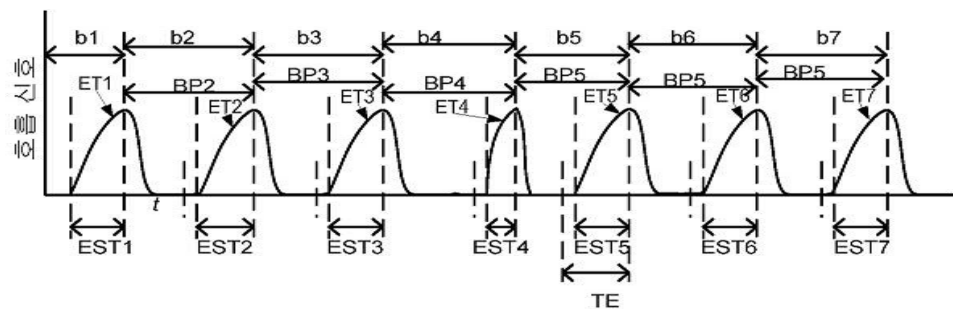
도면18



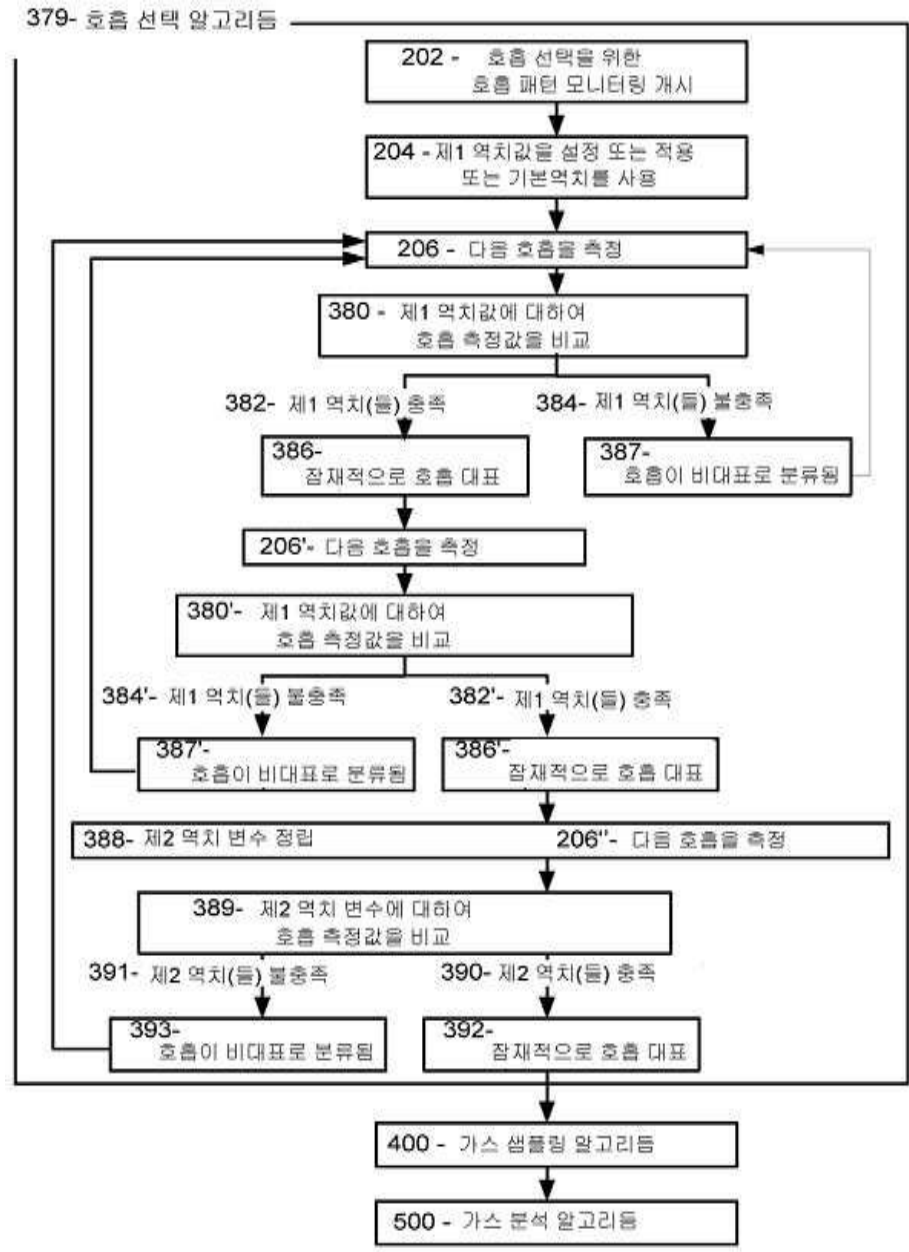
도면19



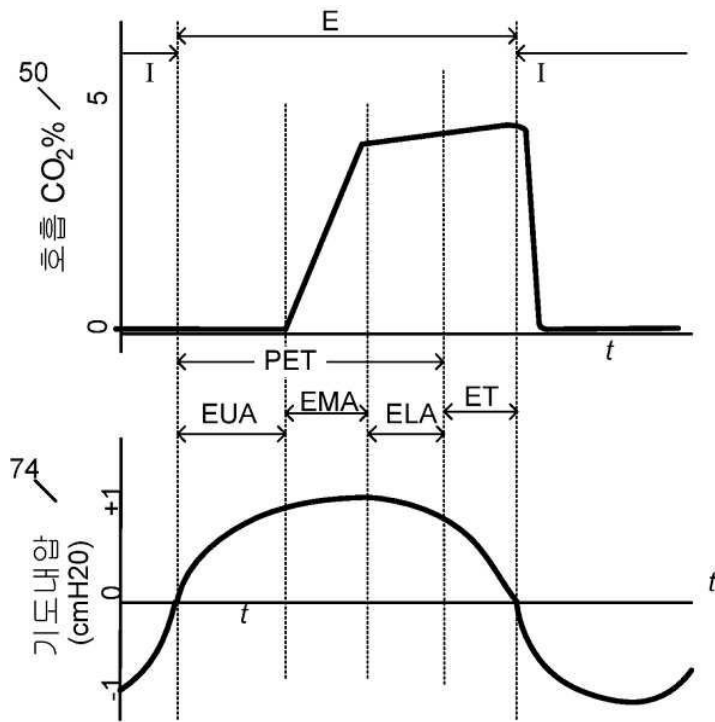
도면20



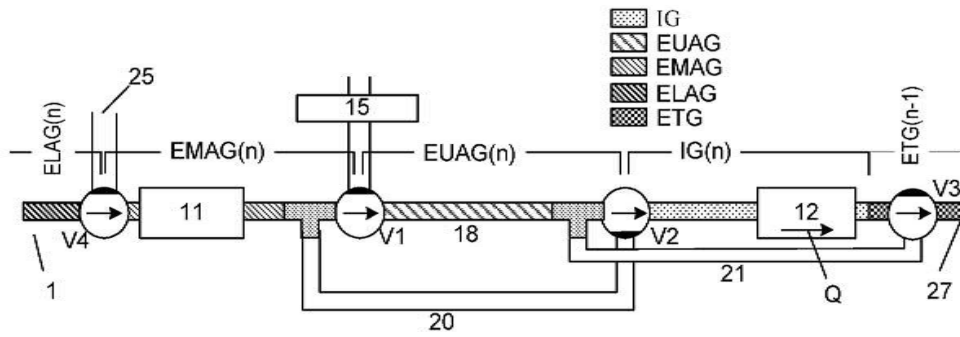
도면21



도면22



도면23



| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 呼吸选择用于发明的名称解析 | | |
| 公开(公告)号 | KR1020150104607A | 公开(公告)日 | 2015-09-15 |
| 申请号 | KR1020157021302 | 申请日 | 2014-01-08 |
| [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 | WONDKA ANTHONY D 원드카앤써니디 BHATNAGAR ANISH 바트나가애니쉬 GILBERT SCOTT J 길버트스캇제이 | | |
| 发明人 | 원드카,앤써니디. 바트나가,애니쉬 길버트,스캇제이. | | |
| IPC分类号 | A61B5/0205 A61B5/00 A61B5/01 A61B5/029 A61B5/08 A61B5/087 A61B5/091 A61B5/145 | | |
| CPC分类号 | A61B5/01 A61B5/02055 A61B5/0816 A61B5/082 A61B5/087 A61B5/091 A61B5/7203 A61B5/7221 A61B5/7275 A61B5/7285 A61B2560/0223 G16H10/40 G16H40/63 G16H50/20 | | |
| 代理人(译) | PARK , JANG WON | | |
| 优先权 | 61/750305 2013-01-08 US | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

本发明提供了一种用于从人的呼吸的期望部分获得和分析气体样本的方法，同时考虑到在呼吸的期望部分难以捕获气体样本的不规则，临时或其他困难的呼吸模式。和一个系统。该技术可以提供对合适的气体样品（例如终止气体）以及最终捕获的样品的更可靠，准确和准确的分析。

