



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2017년01월23일
(11) 등록번호 10-1699000
(24) 등록일자 2017년01월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/097 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/087 (2006.01) G01N 33/497 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2011-7021324
(22) 출원일자(국제) 2010년02월08일
심사청구일자 2015년02월04일
(85) 번역문제출일자 2011년09월09일
(65) 공개번호 10-2011-0118816
(43) 공개일자 2011년11월01일
(86) 국제출원번호 PCT/SE2010/050146
(87) 국제공개번호 WO 2010/093317
국제공개일자 2010년08월19일
(30) 우선권주장
0900162-9 2009년02월10일 스웨덴(SE)
(56) 선행기술조사문헌
EP1688741 A
DE000004127599 A

(73) 특허권자
혹 인스트루먼트 에이비
스웨덴 에스-721 31 바스테라스 플로틸가탄 49
(72) 발명자
혹 베르틸
스웨덴 에스-723 44 바스테라스 크넥트가탄 1에프
(74) 대리인
박장원

전체 청구항 수 : 총 12 항

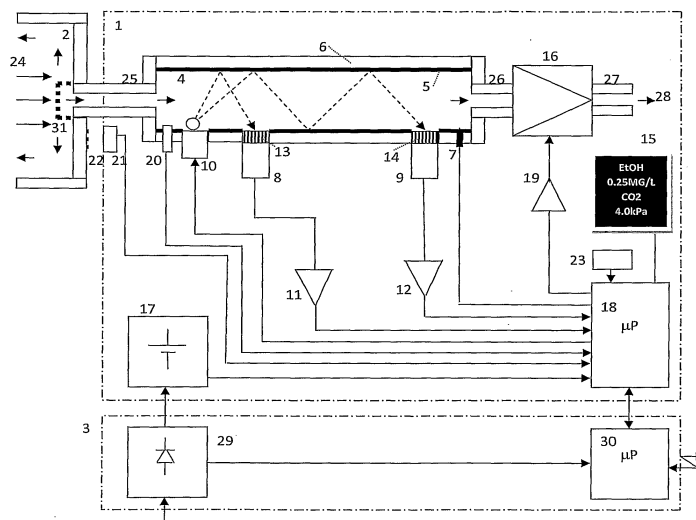
심사관 : 최석규

(54) 발명의 명칭 **호흡 분석**

(57) 요약

본 발명은 제어되는 노력성 호기(expiration)를 넘겨줄 수 없는 피검사자로부터 호흡 분석을 위한 방법 및 장치에 관한 것이다. 호흡 샘플링은 본질적으로 무접촉일 수 있으며, 주위의 공기와 혼합하는 것을 방지하는 부분적인 리플로우(reflow)를 근거로 하여 농도 보존 효과를 보이는 수용체(2)를 통한 측정 셀(4)로의 능동적인 공기 흡입에 의해 제공된다. 분석은 휘발성 유기물, 예를 들어 에틸 알코올 및 생리학적 참조물, 예를 들어 이산화탄소의 농도 판정을 포함하는, IR 분광학에 의해 수행된다. 샘플링 타이밍은 오퍼레이터로부터의 시작 명령에 의해 제어되고, 공기 흡입의 지속 기간은 측정 셀로부터의 센서 신호에 의해 제어된다. 장치는 하나의 핸드 유닛(1), 교환 가능한 수용체(2), 및 도킹 스테이션(3)을 포함한다.

대표도 - 도2



명세서

청구범위

청구항 1

호흡 분석을 위한 방법에 있어서,

호기(expired air)의 흐름을 받아들이기 위해서 피검사자(test person)의 입과 코 개구에 인접하게 배치되는, 농도 보존 효과를 가진 수용체(receptor)(2;41)의 흡입 개구(inlet opening)(24)를 통해서 측정 셀(measuring cell)(4)로의 공기 흡입(air intake)에 의해 호흡을 샘플링하는 단계와,

상기 흐름은 상기 수용체의 형상에 의해 상기 측정 셀로 이어지는 하나의 브랜치로, 그리고 상기 흡입에 역류하는 다른 브랜치로 분배되어, 입사 흐름(incident flow)이 주위의 공기와의 혼합되는 것으로부터 보호하여, 상기 농도 보존 효과가 획득되며, 그리고

상기 측정 셀에 의하여 휘발성 유기물(volatile organic substance) 및 생리학적 참조물(physiological reference substance)의 농도를 판정(determination)하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 호흡 분석 방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

오퍼레이터로부터의 호흡 샘플링을 위한 수동 시작 명령과, 공기 흡입의 지속 기간이 상기 측정 셀(4)로부터 센서 신호에 의해 제어되는 것과, 결과 표시가 샘플링 중에 또는 샘플링 완료 직후에 일어나는 것과, 그리고 샘플링 및 제로화(zeroing)에서 공기 흐름이 유기물의 분석 이전에 멈추게 되는 것을 특징으로 하는 호흡 분석 방법.

청구항 3

제1항에 있어서,

상기 샘플링은, 근소한 흐름 저항(insignificant flow resistance)에서, 초당 50 ml 및 10 ml를 각각 초과하지 않는 용량 및 공기 흐름을 포함하며,

상기 샘플링은 무접촉식(contactless)이며,

상기 공기 흡입은, 펌핑 요소(pumping element)(16)에 의해 제어되는 것을 특징으로 하는 호흡 분석 방법.

청구항 4

제1항에 있어서,

제로화 및 기능 테스트는,

자동으로 실행되며, 측정 변수의 시간 변화의 절대값, 및 수용체(2;41)의 존재에 대한 제어를 포함하는 것을 특징으로 하는 호흡 분석 방법.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 판정하는 단계는,

IR 분광 분석(spectroscopic analysis)에 의해 수행되며, 상기 샘플링된 호흡 내의 에틸 알코올 이외의 다른 휘발성 유기물의 존재를 포함하는 것을 특징으로 하는 호흡 분석 방법.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 샘플링의 타이밍은, 오퍼레이터로부터 시작 명령에 의해 제어되며, 공기 흡입의 지속 기간은 상기 측정 셀로부터의 센서 신호에 의해 제어되는 것을 특징으로 하는 호흡 분석 방법.

청구항 7

측정 셀(4) 및, 호흡을 샘플링하는 중에 호기를 받아들이기 위해서 피검사자의 입과 코 쪽으로 향하는 흡입 개구(24)와 상기 측정 셀에 대한 커넥터(45)를 포함하는 상기 측정 셀에 연결된 수용체(2;41)를 포함하여 구성된 호흡 분석기에 있어서,

상기 수용체(2;41)는, 상기 흡입 개구(24)에서 받아들이는 호기 흐름(expiratory air flow)이 부분적으로는 상기 측정 셀에 흘러들어가고, 부분적으로는 상기 흡입 개구(24)에 리플로잉(reflowing)되도록 하는 기하학적 구조를 가진 컵, 깔때기 또는 스쿠프의 형상을 가지는 것을 특징으로 하는 호흡 분석기.

청구항 8

제7항에 있어서,

상기 수용체(2;41)는,

교환 가능하며, 상기 샘플링된 호흡으로부터 액체 방울들 또는 입자들의 분리를 위한 요소와 신체 부분에 고정하기 위한 기계적 지지 요소(mechanical support element)를 포함하는 것을 특징으로 하는 호흡 분석기.

청구항 9

제7항에 있어서,

상기 측정 셀(4)은,

다변수 분석을 이용한 측정 셀의 내부 용량 내의 가스의 IR 분광 분석을 위한, 광원(source), 상기 광원으로부터의 방사를 반사시키기 위한 반사 표면(reflecting surfaces), 분산 요소(dispersive element) 및 검출기(detector)를 포함하는 것을 특징으로 하는 호흡 분석기.

청구항 10

제7항에 있어서,

상기 호흡 분석기는,

단독으로 작동되는 핸드 유닛(1), 교환 가능한 수용체(2;41), 및 비활성화될 때 상기 핸드 유닛(1)의 배치를 위한 도킹 스테이션(3)을 포함하는 것을 특징으로 하는 호흡 분석기.

청구항 11

제1항에 있어서,

상기 휘발성 유기물은 에틸 알코올이고, 상기 생리학적 참조물은 이산화탄소인 것을 특징으로 하는 호흡 분석 방법.

청구항 12

제8항에 있어서,

상기 기계적 지지 요소는 코와 턱 끝에 고정되는 것을 특징으로 하는 호흡 분석기.

발명의 설명

기술 분야

본 발명은 호기(내쉬는 숨 : expired breath)에서 휘발성 물질들, 예를 들어 에틸 알코올(ethyl alcohol)의 검출을 위한 호흡 분석의 현재의 적용 가능성을 넓히는 것과 관련이 있다. 현재의 적용 가능성은 협력의 정도, 및 피검사자(test person)에 의해 요구되는 생리학적인 역량(physiological capability)들에 대하여 중대한 제한

[0001]

들을 가진다. 본 발명은 노력성 호기(forced expiration)를 제공함으로써 협조할 수 없는 개체들(persons)을 의미하는 몸을 제대로 가누지 못하는 개체들, 및 감소된 폐활량으로 육체적 또는 정신적 핸디캡을 가진 개체들로부터 호흡 분석을 가능하게 한다.

배경 기술

- [0002] 현재 헬스 케어 시스템(health care system) 내에서 의식이 없는 환자의 알코올 농도의 판정(determination)은 많은 비용이 들며 보통 한 시간 이상이 소요되는 혈액 샘플(blood sample)들의 실험 분석(laboratory analysis)에 의해서만 수행될 수 있다. 호흡 분석은 의식이 없는 환자에게는 현실성이 없으며, 이는 최신 기술에 따른 알콜 측정기들이 0.7-1.2 리터의 샘플 용량(volume)의 노력성 호기를 포함하여 꼭 맞는 마우스피스(mouthpiece)를 이용하는 피검사자로부터 능동적인 협조를 요구하기 때문이다.
- [0003] 스웨덴의 응급 처치는 연간 대략 50,000 경우의 의식이 없는 환자들을 받아들이며, 대부분의 환자들이 발작(stroke), 간질(epilepsy), 심근 경색(cardiac infarct), 혼수상태(coma), 외상(trauma), 또는 알코올 또는 약물에 의한 중독(intoxication)을 가지고 있다. 공개된 통계에 따르면, 대략 250명의 사람이 급성 알코올 중독의 결과로서 스웨덴에서 매년 죽고 있으며, 이러한 급성 알코올 중독은 또한 가장 흔한 중독의 원인이다.
- [0004] 알코올 영향의 객관적이고 빠른 판정(determination)을 위한 방법들 및 장비의 부재는 증상들이 해석하기 어려울 때(최악의 경우에는 이것은 생사의 문제 일 수 있음), 잘못된 치료를 유발할 수 있거나 또는 어떤 치료도 하지 않게 할 수 있다. 응급 건강 관리에서 빠른 알코올 판정으로의 접근은 심근 경색, 발작, 혼수상태, 또는 외상이 더 쉽게 처리되는 알코올 중독으로 오인되는 위험을 감소시킬 것이다.
- [0005] 앰블런스 오퍼레이터들, 구조팀들, 응급 건강 센터에서의 임상의들, 및 다른 사람들은 호흡 분석을 위한 개선된 방법 및 장치에서 이익을 얻을 것이다. 애플리케이션들은 경찰, 및 음주 운전 방지를 위한 알콜잠금장치(alcolock)들에 의해 수행되는 음주 측정 검사(sobriety test)들을 포함한다. 이러한 애플리케이션들에서, 일반적으로 시간 소모적일 뿐만 아니라, 피검사자로부터의 다량의 노력이 요구되는, 폐활량(vital capacity)의 노력성 호기를 넘겨주는 것이 요구된다. 또한, 최신 기술에 따른 호흡 분석기는 일반적으로 위생적인 이유로 교체 가능한 마우스피스(mouthpiece)를 갖춘다. 피검사자는 마우스피스에 공기 밀봉(airtight seal)을 제공할 수 있는 것으로 추정된다.
- [0006] 확장되는 적용 가능성을 위한 장래의 장비 및 방법은 다음의 요건들에 직면해야할 것이다. 샘플링(sampling) 및 분석은 기본적으로 피검사자의 폐활량으로부터 독립적인 것이다. 즉, 샘플링 및 분석은 최소한의 샘플 용량 및 공급(flow)을 요구할 것이며, 자발적 및 보조 환기(assisted ventilation) 모두에 적용될 것이다. 의식이 없는 또는 장애가 있는 사람은 수동적인 호흡(passive breath)의 정상적인 값 500 ml에 비해, 상당히 감소된 일호흡량(tidal volume), 즉 각각의 호흡의 용량을 나타낼 수 있다. 또한, 쉬운 작동, 속도, 정확성, 선택성 (실제 물질들의 식별), 신뢰도, 감염(infection)에 대한 보호 및 환경 내구성에 대한 요구가 높아진다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0007] 본 발명은 앞서 나타낸 요건들을 수행한다. 샘플링이 기본적으로, 목적을 위해 설계되는 수용체를 사람의 입과 코에 가깝게 배치함으로써 신체 접촉없이, 하지만 종래 기술에 따른 마우스피스들의 경우에서 그러한 바와 같은 개구 봉인을 함이 없이 수행될 수 있다. 본 발명에 따른 수용체는 바람직하게는 상당한 저항(significant resistance)을 호흡기 기류(respiratory airflow)에 추가함이 없이, 농도 보존 효과(concentration preserving effect)를 나타낸다. 샘플 용량은 50 ml 이하, 즉 정상적인 수동 호흡의 10분의 1이다. 에틸 알코올 또는 다른 휘발성 유기물의 농도 판정은 수용체에 연결된 측정 셀에서 즉시 일어난다. 측정 셀로의 공기 흡입은 활발하게 펌프에 의하여 유리하게 수행된다.
- [0008] 수용체의 농도 보존 효과는 샘플링 때, 피검사자의 입과 코에 인접하게 유지되는 흡입 개구(inlet opening)를 포함하는 수용체의 형상에 기초한다. 흡입 개구의 면적은 전형적으로 피검사자의 입 또는 코 개구들의 횡단면보다 크다. 그럼으로써, 흡입 개구는 효과적으로 제트기형 호기 흐름(jet-like expiratory flow)을 수집할 것이다. 수용체는 바람직하게는 피검사자의 일호흡량보다 훨씬 작은 부분적으로 좁고 국한된 내부 용량을 가진, 컵, 머그(mug), 깔때기(funnel) 또는 스푼(scoop)와 같은 형태로 전형적으로 만들어진다. 입사 호기 흐름(incident expiratory flow)은 내부 용량을 채우며, 그럼으로써 이미 존재하는 주위의 공기를 배출시킨다. 흐름(flow)은 호흡 분석이 일어나는 곳인 측정 셀로 흐르는 하나의 브랜치(branch), 및 흡입 개구로 다시 보내지는

다른 브랜치로 분배된다. 이러한 재흐름 브랜치는 입사 흐름(incident flow)이 주위의 공기와 혼합되는 것을 방지하는 보호 장막(protective curtain)을 형성하며, 따라서 농도 보존 효과를 제공할 것이다. 즉, 호흡 샘플이 주위의 공기로 희석되지 않을 것이다.

[0009] 농도 보존 효과에 의해, 측정 셀 내의 물질 농도는 내부 기도(inner airway)의 농도에 근접할 것이고, 편차는 다른 에어 소스들에 비해 대수롭지 않게 고려될 것이다.

과제의 해결 수단

[0010] 본 발명의 중요한 특성은 알코올 판정과 동시에 일어나는 생리학적 참조물(physiological reference substance), 예를 들어 이산화탄소의 판정이다. 내부 기도 내의 참조물의 농도가 알려진 것으로 고려될 수 있으며, 따라서 정상적인 것보다 낮게 측정된 값은 샘플이 주위의 공기와 희석되었다는 표시이다. 정상적인 값과 관련하여 참조물의 판정은 따라서 분석의 품질 측정이다. 이산화탄소의 정상적인 분압(partial pressure)은 4.8 k 파스칼(Pa)이다. 대안적으로, 수증기가 45 mg/l의 정상적인 값을 가진 생리학적 참조로서 사용될 수 있다.

[0011] 생리학적 참조의 동시 판정은 증가된 정확성, 잘못된 네거티브 출력 위험의 최소화, 및 단순화된 작동을 의미한다. 수용체의 위치가 덜 중요하게 되고, 입 또는 코에 대한 단단한 밀봉을 위한 필요성이 제거된다. 게다가, 알코올 판독(alcohol reading)의 분명하면서도 영구적인 품질 측정 또는 다른 알려지지 않은 물질이 획득된다.

[0012] 샘플링 이전에, 측정 셀은 자동으로 제로에 맞춰지게 되며, 그 다음 레디니스 표시(readiness indication)가 뒤 따른다. 분석 결과들은 샘플링이 완료된 이후, 바람직하게는 5초 이내에 나타나게 된다. 측정 셀을 통한 공기 흐름 샘플링과 제로화(zeroing)에서만 일어나서, 측정 절차의 전체적인 작동이 제어된다. 이는 신뢰도 및 환경 내구성에 중요하다. 측정 셀이 파괴적인 환경 영향력에 노출될 위험 요소는 아주 적다.

[0013] 적외선(Infrared : IR) 분광법(spectroscopy)이 알려지지 않은 것과 참조 물질들 모두를 위한 측정 원리로서 바람직하게는 사용된다. 측정 셀은 선택된 전송 대역에 대한 밴드 패스 필터들로 IR 검출기들을 히팅(hitting)하는 광대역 IR 에미터로부터 복사(radiation)에 의해 강한 광선이 투과된다. 에틸 알코올은 바람직하게는 제로화에서 청정한(clean) 공기로 측정되는 참조 레벨에 비해 파장대 3.3-3.5 μm에 있는 감소한 투과율(transmittance)로서 검출된다. 이산화탄소는 전달의 해당하는 딥(dip), 또는 4.2-4.3 μm에 있는 흡수 피크(absorption peak)와 2.5-2.8 μm에 있는 물을 가진다.

[0014] 정확성의 요건들을 충족시키기 위해서, 측정 셀은 IR 방사를 위한 긴 전송 경로를 가져야 한다. 작은 전체 물리적인 크기의 상충하는 요건은 다중 오목 거울들의 배열을 이용함으로써 극복할 수 있다.

[0015] IR 분광학에 의하여, 실제 파장대에서 모든 물질들을 흡수 피크들로 식별하고 수량화하는 것 모두가 가능하다. IR 분광학은 신뢰도에 관해서는 다른 센서 원리 분광학에 비해 근본적인 장점을 가진다. 모든 측정 경우에, 이전 측정들과 비교함으로써 기준선의 안정도를 평가할 수 있다. 그럼으로써, IR 광원, 반사 표면들, 필터들, 및 검출기들의 시간이 지나감에 따른 변화들의 전체 제어(full control)가 획득될 수 있다. 더욱이, 방법의 민감성은 촉매 작용(catalysis)에 근거한 센서들과는 대조적으로, 기본적으로 시간에 독립적(time independent)이다. 주기적인 캘리브레이션을 위한 요구가 따라서 제거된다.

[0016] 본 발명의 상세한 특징들은 도면들과 관련하여 다음의 텍스트에서 설명될 것이다.

도면의 간단한 설명

[0017] 도 1은 본 발명에 따른 방법의 실시예의 요소(element)들의 플로우 차트를 도시한다.

도 2는 본 발명에 따른 장치의 바람직한 실시예의 블록 다이어그램을 도시한다.

도 3은 본 발명에 따른 수용체 및 관련한 공기 흐름들의 바람직한 실시예를 도식적으로 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0018] 도 1의 플로우 차트는 10 개의 여러 가지 상태들을 도시하며, 각각의 상태는 박스로 나타낸다. 10 개의 상태들은 2 개의 카테고리들로 나뉘며, "UD"로 표시되는 하나는 실제 호흡 분석에 대하여 액티브 상태들(active states)을 나타내지만, "D"는 오퍼레이션의 경우들 사이에 패시브 상태들(passive states)이다. 약어들은 "언도킹된(undocked)" 및 "도킹된(docked)"을 나타낸다. 본 발명에 따른 호흡 분석기는 핸드헬드 유닛을 위한 도킹 스테이션을 포함한다. 액티브 상태들에서, 핸드헬드 유닛은 언도킹되며, 그리고 그 반대의 경우도 가능하다.

- [0019] 본 발명에 따른 전형적인 절차에서, 시그니처 "ON"으로 나타낸, 도킹 스테이션으로부터 핸드 유닛을 이동시킴으로써, 장치는 비활성화된 것으로부터 액티브 상태 카테고리로 전환된다. 그 후, 측정 셀의 자동 제로화 및 기능 테스트가 상태 "0"에서 일어나며, 핸드 유닛의 디스플레이는 도 1에 나타낸 바와 같이 시그니처 "... "에 의해, 대기 조건을 나타낸다.
- [0020] 제로화에서, 주위의 공기가 측정 셀로 펌핑되고, 측정 셀의 제로 레벨은 따라서 유기물들 및 이산화탄소 모두가 기본적으로 제로인, 존재하는 공기 조성물에 있어서의 주위의 공기와 관련될 것이다. 기능 테스트는 측정 변수들의 절대값과 관련되며, 이러한 측정 변수들에서 베이스라인 드리프트(baseline drift)뿐만 아니라 이전의 측정으로부터의 편차는 승인되어야 하는 특정 허용 오차를 이내에 있을 것이다. 그렇지 않으면 에러 표시가 뒤따를 것이다.
- [0021] 제로화가 수행되었을 때, 준비 표시(ready indication)가 시그니처 "!"에 의해 제공되고, 샘플링("X")이 시작한다. 오퍼레이터는 그 후 피검사자의 입과 코에 인접하게 수용체 및 핸드 유닛을 배치시키고, 시작 버튼을 누름으로써 샘플링을 시작한다. 그 후, 공기가 측정 셀을 통하여 수용체를 통해서 펌핑된다. 샘플링 및 펌핑은 특정 CO₂ 농도에 도달될때까지 또는 더 오래 지속된다. 오퍼레이터는 또한 수동으로 샘플링을 정지하는 것을 선택할 수 있다. 바람직하게는, 샘플링, 분석 및 신호 표현이 실시간으로 일어난다.
- [0022] 분석 상태("Z")는 여러 가지 시그니처들 "... " 및 "□"로 나타낸 샘플링 동시에 또는 조금 후에 일어날 수 있다. 그 후, 분석 결과들은 도표로, 수치적으로 또는 다른 형식으로 디스플레이 상에 표시된다.
- [0023] 결과 표시 이후에, 오퍼레이터는 핸드 유닛을 도킹 스테이션에 반환하는 것 또는 새로운 측정("N")을 수행하는 것을 선택할 수 있는데, 이에 의해 절차는 제로잉로부터 추가적인 것으로 반복된다. 도킹에서, 수행되는 더 광범위한 기능 테스트("ST")가 핸드 유닛("RC")의 배터리의 충전과 함께 수행된다. 마지막으로, 장치는 수면 상태(sleeping state)("S/B")로 전환된다.
- [0024] 도 2는 본 발명에 따른 장치의 바람직한 실시예의 블록 다이어그램을 도시한다. 기본적으로 장치는 3개의 교환 가능한 유닛들, 즉, 수용체(2), 핸드 유닛(1) 및 도킹 스테이션(3)으로 구성된다. 핸드 유닛(1)으로부터 수용체(2)의 교체는 위생적인 이유들 및 전염에 대한 보호의 요건에 대한 동기를 부여하게 된다. 수용체(2)는 피검사자의 입과 코에 가까운 수용체의 위치에서 쉽게 오염될 수 있으며, 따라서 다른 피검사자로부터의 샘플링 이전에 교환되거나 세정되어야 할 것이다. 도킹 스테이션(3)에 대하여 핸드 유닛(1)의 교체는 핸드 유닛이 시간 소모적인 기능 테스트들없이 수면 상태에서부터 빠르게 취할 수 있다는 사실에 의해 동기를 부여하게 된다. 신뢰할 수 있는 전압 공급의 요건은 다른 이유이다.
- [0025] 수용체(2)는 전형적으로 피검사자의 입 및 코 개구들보다 큰 넓은 흡입 개구(24)를 가진, 컵, 머그, 깔때기 또는 스쿠프와 같은 형태로 만들어지고, 샘플링에서 개구쪽으로 향하게 될 때 전형적으로 분출물(jet)을 형성하는 호기 흐름(expiratory air flow)을 효과적으로 받아들일 것이다. 흡기 흐름(inspiratory air flow)은 한편으로는, 더 휘어진 경로들을 취할 수 있다.
- [0026] 수용체(2)의 형상은 실제 애플리케이션에 따라, 10-100 ml일 수 있는 내부 용량을 정의한다. 또한, 핸드 유닛(1) 및 그것의 측정 셀(4)에 연결되는 더 작은 내부 개구가 있다. 바람직하게는, 또한, 액체 방울(liquid drop)들 및 입자들의 분리를 위한 요소(31)가 있다. 또한, 수용체(2)는 잠정적으로 신체 부분, 예를 들어 코와 턱 끝에 고정을 위한 기계적 지지부(mechanical support element)를 포함한다. 수용체(2)는 또한, 보조 호흡을 위한 얼굴 마스크 또는 다른 보조물들에 연결하기 위한 수단을 포함할 수 있다. 이러한 구현들의 세부사항들은 도 2에 포함되지 않는다.
- [0027] 수용체(2)의 흡입 개구(24)는 전형적인 피검사자의 코와 입 개구들의 해당하는 면적들보다 더 큰 단면적을 가진다. 우수한 마진을 가진 피검사자의 입 또는 코로부터 제트기형 공기 스트림(jet-like air stream)이 본질적으로 손실없이, 그리고 정확한 위치 제어를 요구함이 없이 수용체(2)의 내부 벽에서 받아들여질 것이다. 입사 공기 흐름(incident air flow)이 오른쪽 방향을 나타내는 3개의 화살표로 도 2에 도시된다. 분출물이 수용체(2)의 내부 벽을 때릴 때, 분출물은 수용체(2)의 내부 개구를 통해서 측정 셀을 통과하는 하나의 브랜치, 및 우선 중앙으로부터 이동하고 그 이후에 입사 흐름과 비교하여 반대 흐름이 생기게 하는 확장하는 다른 브랜치로 분배될 것이다. 흐름 반사(flow reflection) 또는 재흐름(reflow)은 추가 방사적인 확장을 적어도 부분적으로 방지하는 수용체의 측벽에서 나온다. 재흐름은 이전에 언급된 이유, 호흡 샘플이 주위의 공기와 혼합되는 것으로부터 보호하는 것에 의한 농도 보존 효과이다.
- [0028] 핸드 유닛(1)은 측정 셀의 내부 용량 내의 가스의 IR 분광 분석을 위해 설계된 측정 셀(4)을 포함한다. IR 광원

(10)에서, 전자기 방사(electromagnetic radiation)는 흑체 방사(black body radiation)를 통해 전형적으로 2-6 μm 인 비교적 넓은 파장대로 방사된다. 바람직하게는, IR 광원은 시스템의 베이스라인 드리프트를 방지하기 위해서 2 Hz 또는 그보다 높은 반복 주파수로 변조된다. 측정 셀(4)은 0.98 또는 그보다 높은 반사 계수를 가진 금 또는 알루미늄의 고도로 반사 표면들을 가진 몰드형 벽들(6)에 의해 둘러싸인다. 표면들에 초점을 맞추는 것에 대한 다중 반사들에 의해, 큰 조리개(aperture)와 긴 광로(optical path)에 대한 요구는 측정 셀(4)의 작은 물리적인 치수들과 결합될 수 있다. 전형적인 외부의 치수들은 5 ml의 내부 용량을 가진, 40 x 50 x 5 mm 이다.

[0029] IR 검출기들(8, 9)은 IR 광원(10)로부터 방사를 받아들이기 위해서 적절한 위치들에 설치된다. 검출기(8)는 바람직하게는 IR 광원(10)에 대한 짧은 광로로 배치되며, 4.2-4.3 μm 인 CO₂의 흡수대(absorption band)에 적응되고, 대안적으로 2.5-2.8 μm 인 수증기에 적응된다. 검출기의 앞 부분에 정확하게 이러한 파장대에 적응되는 밴드 패스 형식의 간섭 필터(13)가 있다. 상응하게, 검출기(9)는 유기물들, 예를 들어 파장대 3.3-3.5 μm 인 에틸 알코올의 검출에 적응되며, 따라서 간섭 필터(14)를 이용하는 긴 광로와 함께 배치된다. 20 cm의 광로, 0.02 mg/l의 분해능(resolution)으로 에틸 알코올이 획득된다. 더 높은 분해능은 광로를 증가시킴으로써 획득될 수 있으며, 대안적으로, 검출기(9) 및 낮은 잡음을 가진 증폭기(12)를 이용함으로써 획득될 수 있다.

[0030] 본 발명에 따른 바람직한 실시예에서, 샘플링 및 제로잉에서 측정 셀로의 공기 유입을 중단할 수 있다. 샘플링에서, CO₂ 농도가 어떤 임계 값에 도달했을 때, 측정 셀로의 공기 유입 중단이 일어날 수 있다. 흐름의 부재는 측정 셀(4) 내의 공기 이동에 의해 일어나는 방해들과 잡음을 최소화할 것이다. 그럼으로써, 휘발성 유기물들의 관정을 위한 최대의 분해능이 획득될 수 있다.

[0031] 유기물들의 식별을 위한 요구가 있을 때, 검출기(9)는 파장대 3.0 내지 3.6 μm 에 있는 필터들(14)의 다중 세트를 포함할 수 있다. 이 범위 내에 있는 신호들의 상대적인 부분들을 분석함으로써, 유기물들의 분자 구조가 흡수 피크의 개별적으로 서로 다른 미세 구조를 생기게 한다는 사실로 인해, 개별 물질들을 식별할 수 있다.

[0032] 필터들(13, 14)은 대안적인 실시예에서 다변수 분석을 위한 다른 분산 요소들(dispersive elements), 예를 들어 낮은 제조 비용으로 인해 유리할 수 있는 회절 격자(diffraction grating)들에 의해 대체될 수 있다.

[0033] 수용체(2)를 통해 측정 셀(4)을 관통하는 호흡 샘플의 전달이 바람직하게는 주위의 공기에 대해 배출 개구(outlet opening)(28)를 향하는 배관(25, 26, 27)을 통해서 펌프(16)에 의해 능동적으로 수행된다. 펌프(16)는 예를 들어, 임베디드된 역행방지 밸브(nonreturn valve)들에 의해 활성화되지 않을 때 유리하게 닫힌다. 펌프(16)는 막(membrane), 원심분리기(centrifuge) 또는 톱니바퀴들과 연동하거나 이들을 이용할 수 있다. 전형적으로, 체적 유량(volume flow)은 초당 1-10 ml이다. 측정 셀로의 공기 흐름은 장치가 수면(sleeping) 또는 저장 상태에 있을 때, 환경적인 영향으로부터 측정 셀(4)을 보호하기 위해서 바람직하게는 제로화 및 샘플링 동안에 제외된 전체 시간에서 닫혀있을 수 있다.

[0034] 측정 셀은 바람직하게는 가열 장치(heating arrangement)(7)를 포함하며, 가열 장치에 의해서 반사 표면들(5)이 몸체 온도 또는 그보다 높게 가열된다. 장치(7)의 목적은 반사 표면들 상에서 물방울들의 응결을 방지하는 것이다. 바람직하게는, 압력 변환기(pressure transducer)(20)가 펌프의 활성화에 기인하는 압력 강하(pressure drop)를 모니터링하기 위해 사용된다. 따라서, 수용체(2)가 정확하게 연결되는지 아닌지를 검출할 수 있다. 대안적으로, 전용 센서 장치(21, 22)가 수용체(2)의 존재를 확인 및 검출하기 위해 사용된다.

[0035] IR-검출기들(8, 9), 압력 변환기(20), 센서(21) 및 시작 버튼(23)으로부터의 신호들은 증폭기들(11, 12)을 통해서 마이크로프로세서(18)에 이르게 되며, 마이크로프로세서(18)에서 신호 처리가 도 1의 플로우 차트에서 설명된 패턴에 의해 통제되는 미리 프로그램된 시퀀스를 따라 일어난다. 마이크로프로세서(18)는 아날로그-디지털 변환을 수행하며, IR 광원(10), 가열 장치(7), 버퍼 스테이지(19)를 통한 펌프(16), 및 디스플레이(15)에 제어 신호들을 보내는 능력을 가진다.

[0036] 디스플레이(15)는 분석 결과들에 대한 정보를 표시하며, 또한 바람직하게는 적합하지 않은 조명 상태들 및 시야 각(observation angle)들에서도 보일 수 있는 그래픽, 색상 또는 영숫자 문자(alphanumeric character)들을 통해 시스템의 다양한 상태들을 표시한다.

[0037] 핸드 유닛(1)은 재충전가능 배터리(rechargeable battery)(17)에 의해 동력이 공급되며, 핸드 유닛(1)의 상태는 디스플레이(15) 상에서 기호로 도시된다. 핸드 유닛(1)이 도킹 스테이션(3)에 연결될 때, 배터리(17)는 자동으로 파워 유닛(power unit)(29)에 연결되며, 파워 유닛(29)은 메인 또는 다른 소스들을 통해서 다음 도킹 때까지 요구되는 수의 호흡 분석들을 다루기 위해 필요한 에너지를 배터리(7)에 공급할 것이다. 도킹에서, 마이크로프로

로세서(18)와 도킹 스테이션에 있는 다른 마이크로프로세서(30) 사이에 연결이 확립된다. 그 후, 더 대규모의 기능 제어가 핸드 유닛의 로컬 메모리에 저장된 정보의 백업을 제공하는 데이터 통신과 함께 수행된다.

[0038] 도 2의 다양한 컴포넌트들 및 블록들은 그들의 물리적인 크기에 따라 그려진 것이 아님에 주목해야 한다. 핸드 유닛(1)은 바람직하게는 단순한 사용의 요구를 충족시키기 위해서 500 ml 이하의 용량을 가진다. 핸드 유닛(1)은 시작 버튼(23)만이 유닛을 작동시키기 위해 요구된다는 사실에 의해 가능하게 되는 한 손 사용을 위해 바람직하게는 설계된다. 프리세팅(presetting), 프로그래밍, 캘리브레이션(calibration) 및 다른 조정(adjustment)들은 바람직하게는, 유닛이 도킹 상태에 있을 때 수행되며 컴퓨터에 연결된다.

[0039] 도 3은 본 발명에 따른 수용체의 바람직한 실시예를 도식적으로 도시한다. 본 실시예에서, 수용체는 하나의 내부 흡입 채널 및 역류 방향(reverse flow direction)을 가진 하나의 외부 배출 채널로 동축으로 나뉜다.

[0040] 입 또는 코 개구(40)로부터, 호기의 흐름이 오른쪽 방향을 나타내는 3개의 화살표로서 도시된다. 수용체(41)는 필연적으로 코/입 개구(40) 또는 임의의 다른 신체 부분을 터치함이 없이, 코/입 개구(40)에 인접하고 코/입 개구(40)로부터 비교적 가까운 거리에 배치되었다. 수용체(41)는 입/코 개구(40) 쪽을 향하는 개구와 함께 특정 용량을 정의하는 외벽(outer wall)(42)을 가지며, 그것의 크기는 원하는 샘플 용량을 초과하지 않는다. 또한, 수용체(41)는 외벽(42)과 마찬가지로 그 자신을 입/코 개구(40) 쪽으로 오픈하는 내벽(inner wall)(43)을 포함한다. 내벽(43)의 개구는 바람직하게는 외벽(42)의 개구에 의해 전체가 둘러싸인 영역을 가진다. 벽들(42 및 43)은 도면에 도시되지 않으며 최소한의 유동 저항(flow resistance)을 가진, 핀들로 서로에 대해 또는 상응하게 고정된다. 입/코 개구(40)에서 볼 때, 수용체(41)는 두 개의 동심원의 개구(concentric opening)들을 가진다. 벽들(42 및 43)이 원형의 단면으로 그려졌던 것은 선호도 없이 설계의 예시들로서 보여져야 한다. 다른 형상들이 가능하며, 유리할 수도 있다.

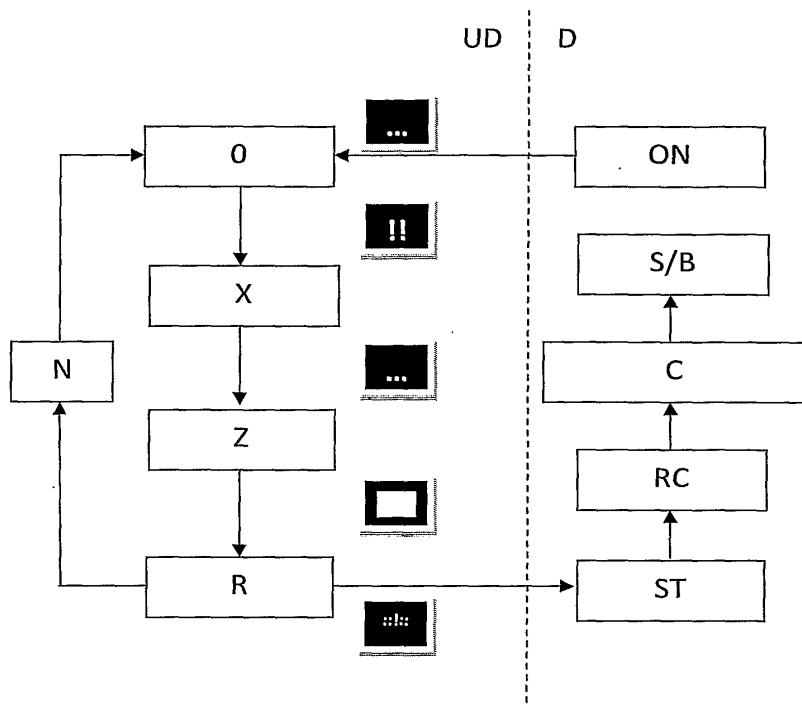
[0041] 수용체(41)의 개구(47)는 바람직하게 설계되어, 이에 따라 개구(47)는 입/코 개구(40)를 우연히 차단하지 않으며, 그럼으로써 피검사자가 호흡하는 것을 막는다. 벽들(42 및 43)은 바람직하게는 그 목적 때문에 적어도 1cm²의 전체 단면적을 갖는 하나 또는 몇몇 사이드 홀(side hole)(48)들을 갖춘다. 수용체(41)의 대칭 축들을 따라, 장치의 측정 셀 쪽으로의 연결(45)을 가진 수신관(receiving tube)(44)이 있다.

[0042] 입/코 개구(40)로부터의 호흡 공기는 내벽(43)의 개구(47)를 관통하여 입사되며, 그 후 측정 셀 쪽으로 수신관(44)을 통하는 하나의 브랜치, 및 외벽(42)의 곡률을 따르는 다른 브랜치로 분배되며, 외벽(42)의 형상은 입사 공기 흐름에 반대 방향으로 공기 흐름을 뒤쪽으로 이끈다. 내벽(43)은 외벽(42)의 곡률과 결합하여, 회오리 형성 및 난기류를 막는다. 개구(47) 및 중간 공기층(intermediate air layer)(46)은 내부 및 반대 흐름 방향들을 가진 외부 흐름 채널을 정의한다.

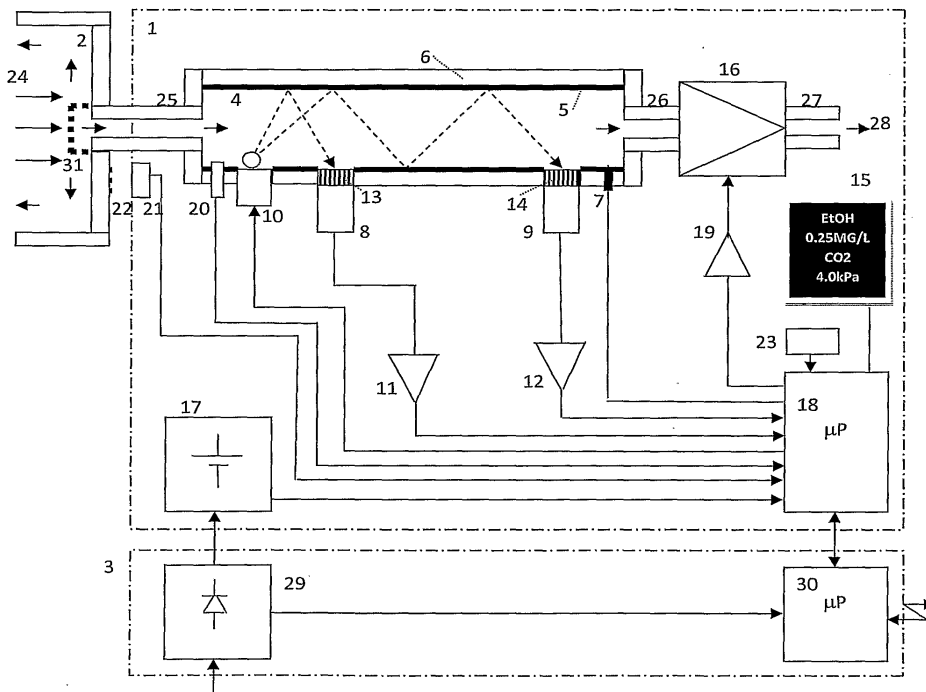
[0043] 본 발명에 따른 방법 및 장치는 아래 설명되는 특허 청구 범위들의 체계 내의 많은 방식으로 변화될 수 있다.

도면

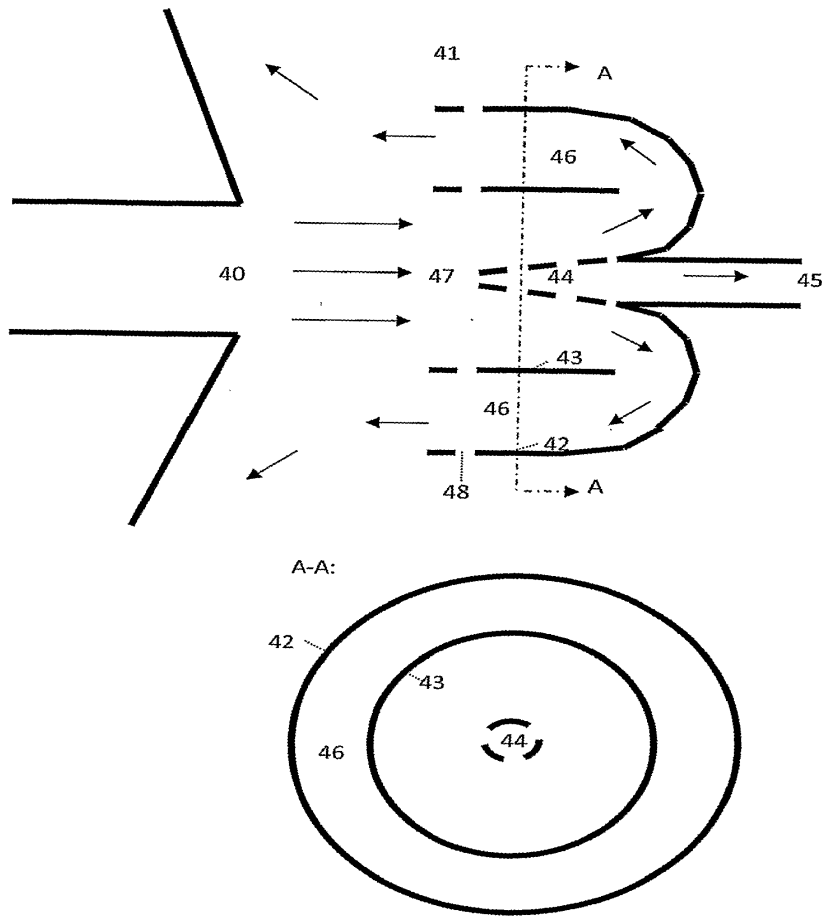
도면1



도면2



도면3



专利名称(译)	呼吸分析		
公开(公告)号	KR101699000B1	公开(公告)日	2017-01-23
申请号	KR1020117021324	申请日	2010-02-08
[标]申请(专利权)人(译)	霍克INSTR		
申请(专利权)人(译)	如果仪表AB		
当前申请(专利权)人(译)	如果仪表AB		
[标]发明人	HOEK BERTIL		
发明人	혹베르틸		
IPC分类号	A61B5/097 A61B5/00 A61B5/087 G01N33/497		
CPC分类号	A61B5/097 G01N33/497 A61B5/087 A61B5/4818 A61B5/0059 G01N33/4972		
代理人(译)	박장원		
优先权	0900162 2009-02-10 SE		
其他公开文献	KR1020110118816A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种用于呼吸分析的方法和装置，该方法和装置来自不能通过控制呼气呼气的受试者。呼吸采样可以是本质上非接触的，并且可以基于通过受体2主动回流到测量池4，其具有基于部分回流的浓度保持效果以防止与环境空气混合。它由吸气提供。该分析通过IR光谱法进行，包括测定挥发性有机物的浓度，例如乙醇和生理参考物，例如二氧化碳。采样定时由来自操作者的启动命令控制，并且吸气的持续时间由来自测量单元1的传感器信号控制。该装置包括一个手持单元1，可更换的接收器2和对接站3。

