



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110522451 B

(45) 授权公告日 2022. 11. 08

(21) 申请号 201910743172.0

(22) 申请日 2019.08.13

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110522451 A

(43) 申请公布日 2019.12.03

(73) 专利权人 深圳市美好创亿医疗科技股份有
限公司

地址 518116 广东省深圳市龙岗区宝龙街
道宝龙六路3号新中桥工业园A栋101、
201、601B栋C栋101、201、401(在深圳
市龙岗区宝龙街道锦龙一路9号多利
工业园A栋设有经营场所从事生产经
营活动)

(72) 发明人 熊小川 李玉琴

(51) Int. Cl.

A61B 5/08 (2006.01)

A61B 5/091 (2006.01)

G01N 21/25 (2006.01)

G01N 21/3504 (2014.01)

(56) 对比文件

US 2018110957 A1,2018.04.26

US 2014023360 A1,2014.01.23

CN 104198433 A,2014.12.10

(54) 发明名称

多组分气体中CO弥散量的测量方法和系统

(57) 摘要

本发明涉及一种多组分气体中CO弥散量的
测量方法和系统。一种多组分气体中CO弥散量的
测量方法包括步骤:测定环境大气压、环境水蒸
气压及人体的吸入气容积;采用检测设备的第一
光束对标准气体进行照射,并探测第一光束的光
强变化,得到第一CO浓度和标准气体中CH₄的浓
度;采用检测设备的第二光束对标准气体进行照
射,并探测第二光束的光强变化,得到第二CO浓
度;采用第一光束对呼气进行照射,并探测第一
光束的光强变化,得到第三CO浓度和呼气中CH₄

US 6599253 B1,2003.07.29

CN 105167777 A,2015.12.23

WO 2016045000 A1,2016.03.31

CN 1598894 A,2005.03.23

TW 200814967 A,2008.04.01

US 2015233897 A1,2015.08.20

US 2003134427 A1,2003.07.17

CN 207007640 U,2018.02.13

CN 109843169 A,2019.06.04

US 2018344209 A1,2018.12.06

CN 102175634 A,2011.09.07

CN 101149341 A,2008.03.26

US 2012294876 A1,2012.11.22

EP 1764035 A2,2007.03.21

US 2017191984 A1,2017.07.06

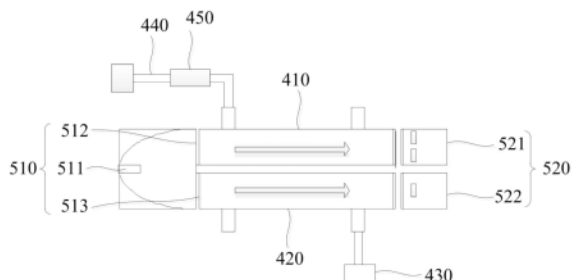
CN 101393115 A,2009.03.25

Cuneyt Yilmaz.A rebreathing method
for measuring lung volume, diffusing
capacity and cardiac output in conscious
small animals.《Respiratory physiology &
neurobiology》.2005, (续)

审查员 张晓梦

权利要求书2页 说明书8页 附图2页

的浓度;采用第二光束对呼气进行照射,并探测
第二光束的光强变化,得到第四CO浓度;按照公
式计算得到呼气中CO弥散量。上述测量方法测得
的CO弥散量的精度更高。



CN 110522451 B

[接上页]

(56) 对比文件

杜勤惠等. 一口气法和内呼吸法测定一氧化

碳弥散量的比较.《诊断学理论与实践》.2009,

1. 一种多组分气体中CO弥散量的测量方法,其特征在于,包括以下步骤:

测定环境大气压、环境水蒸气压及人体的吸入气容积;

采用检测设备的第一光束对标准气体进行照射,并探测所述第一光束的光强变化,得到所述标准气体中第一CO浓度和所述标准气体中CH₄的浓度,所述第一光束的波长范围为3000nm~4800nm;

采用所述检测设备的第二光束对所述标准气体进行照射,并探测所述第二光束的光强变化,得到所述标准气体中第二CO浓度,其中,所述第二光束的波长范围为4150nm~4350nm,所述第一CO浓度与所述第二CO浓度的差为所述标准气体中CO的浓度;

采用所述第一光束对呼气进行照射,并探测所述第一光束的光强变化,得到所述呼气中第三CO浓度和所述呼气中CH₄的浓度,其中,所述呼气为所述标准气体经所述人体吸入后屏气,再呼出的气体;

采用所述第二光束对所述呼气进行照射,并探测所述第二光束的光强变化,得到所述呼气第四CO浓度,其中,所述第三CO浓度与所述第四CO浓度的差为所述呼气中CO的浓度;

所述采用所述第一光束对呼气进行照射的步骤之前,还包括对所述呼气进行干燥的步骤;

按照公式
$$D_{LCO} = \frac{(V_I - V_D)}{t_{BH}(P_B - P_{H_2O})} \times \frac{F_{ITr}}{F_{ATr}} \times \ln \left(\frac{F_{ICO}}{F_{ACO}} \times \frac{F_{ATr}}{F_{ITr}} \right)$$
 计算得到所述呼气

中CO弥散量,其中, D_{LCO} 表示所述呼气中CO弥散量, V_I 表示所述人体的吸入气容积, V_D 表示所述检测设备的死腔体积, P_B 表示所述环境大气压, P_{H_2O} 表示所述环境水蒸气压, t_{BH} 表示所述屏气的时间, F_{ICO} 表示所述标准气体中CO的浓度, F_{ACO} 表示所述呼气中CO的浓度, F_{ITr} 表示所述标准气体中CH₄的浓度, F_{ATr} 表示所述呼气中CH₄的浓度。

2. 根据权利要求1所述的多组分气体中CO弥散量的测量方法,其特征在于,按照体积百分含量计,所述标准气体包括0.3%的CO、0.3%的CH₄、21%的O₂及78.4%的N₂。

3. 一种多组分气体中CO弥散量的测量系统,其特征在于,包括:

压力检测模块,能够测量大气压和水蒸气压;

容积检测模块,能够测量吸入气容积;

气室模块,包括主检测气室、交叉响应气室和吸气泵,所述主检测气室能够收容待测气体,所述交叉响应气室与所述主检测气室连通,所述吸气泵与所述交叉响应气室连通,所述吸气泵能够将所述主检测气室中的所述待测气体吸入所述交叉响应气室;

检测器模块,能够检测所述主检测气室内的所述待测气体中的CO浓度和CH₄浓度,及所述交叉响应气室内的所述待测气体对CO的交叉响应浓度;

所述检测器模块包括光源组件和探测器组件,所述光源组件位于所述气室模块的一侧,所述光源组件能够向所述主检测气室提供第一光束和向所述交叉响应气室提供第二光束,所述第一光束的波长范围为3000nm~4800nm,所述第二光束的波长范围为4150nm~4350nm,所述探测器组件位于所述气室模块远离所述光源组件的一侧,所述探测器组件能够探测所述主检测气室中的所述第一光束的光强变化,以得到所述主检测气室内所述待测气体中的CO浓度和CH₄浓度,及能够探测所述交叉响应气室中的所述第二光束的光强变化,以得到所述交叉响应气室内的所述待测气体对CO的响应浓度;

所述气室模块还包括进气管和干燥器,所述进气管与所述主检测气室相连通,以使所述待测气体进入所述主检测气室,所述干燥器安装在所述进气管上,以对进入所述主检测气室的所述待测气体进行干燥。

4. 根据权利要求3所述的多组分气体中CO弥散量的测量系统,其特征在于,所述光源组件包括光源、第一滤光片和第二滤光片,所述光源位于所述主检测气室和所述交叉响应气室的一侧,所述第一滤光片位于所述光源和所述主检测气室之间,所述光源能够透过所述第一滤光片向所述主检测气室提供所述第一光束,所述第二滤光片位于所述光源和所述交叉响应气室之间,所述光源能够透过所述第二滤光片向所述交叉响应气室提供所述第二光束。

5. 根据权利要求3所述的多组分气体中CO弥散量的测量系统,其特征在于,所述探测器组件包括第一探测器和第二探测器,所述第一探测器位于所述主检测气室远离光源组件的一侧,所述第一探测器能够探测所述主检测气室中的所述第一光束的光强变化,以得到所述主检测气室内所述待测气体的CO浓度和CH₄浓度,所述第二探测器位于所述交叉响应气室远离所述光源组件的一侧,所述第二探测器能够探测所述交叉响应气室中的所述第二光束的光强变化,以得到所述交叉响应气室内的所述待测气体对CO的响应浓度。

6. 根据权利要求3所述的多组分气体中CO弥散量的测量系统,其特征在于,所述主检测气室和所述交叉响应气室均为条形气室,所述主检测气室和所述交叉响应气室的延伸方向相同,且所述主检测气室和所述交叉响应气室并排设置,所述光源组件和所述探测器组件均位于所述主检测气室和所述交叉响应气室的延伸方向上。

多组分气体中CO弥散量的测量方法和系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械领域,特别是涉及一种多组分气体中CO弥散量的测量方法和系统。

背景技术

[0002] CO弥散量已经用于肺功能的辅助诊断,以判断患者的肺部健康状况。但是当前的多组分气体中CO弥散量的测量方法的精度较差,不利于肺功能疾病的诊断。

发明内容

[0003] 基于此,有必要提供一种精度较高的多组分气体中CO弥散量的测量方法。

[0004] 此外,还提供了一种多组分气体中CO弥散量的测量系统。

[0005] 一种多组分气体中CO弥散量的测量方法,包括以下步骤:

[0006] 测定环境大气压、环境水蒸气压及人体的吸入气容积;

[0007] 采用检测设备的第一光束对标准气体进行照射,并探测所述第一光束的光强变化,得到所述标准气体中第一CO浓度和所述标准气体中CH₄的浓度,所述第一光束的波长范围为3000nm~4800nm;

[0008] 采用所述检测设备的第二光束对所述标准气体进行照射,并探测所述第二光束的光强变化,得到所述标准气体中第二CO浓度,其中,所述第二光束的波长范围为4150nm~4350nm,所述第一CO浓度与所述第二CO浓度的差为所述标准气体中CO的浓度;

[0009] 采用所述第一光束对呼气进行照射,并探测所述第一光束的光强变化,得到所述呼气中第三CO浓度和所述呼气中CH₄的浓度,其中,所述呼气为所述标准气体经所述人体吸入后屏气,再呼出的气体;

[0010] 采用所述第二光束对所述呼气进行照射,并探测所述第二光束的光强变化,得到所述呼气第四CO浓度,其中,所述第三CO浓度与所述第四CO浓度的差为所述呼气中CO的浓度;

[0011] 按照
$$D_{LCO} = \frac{(V_I - V_D)}{t_{BH}(P_B - P_{H_2O})} \times \frac{F_{ITr}}{F_{ATr}} \times \ln \left(\frac{F_{ICO}}{F_{ACO}} \times \frac{F_{ATr}}{F_{ITr}} \right)$$
 公式,计算得到所述

呼气中CO弥散量,其中, D_{LCO} 表示所述呼气中CO弥散量, V_I 表示所述人体的吸入气容积, V_D 表示所述检测设备的死腔体积, P_B 表示所述环境大气压, P_{H_2O} 表示所述环境水蒸气压, t_{BH} 表示所述屏气的时间, F_{ICO} 表示所述标准气体中CO的浓度, F_{ACO} 表示所述呼气中CO的浓度, F_{ITr} 表示所述标准气体中CH₄的浓度, F_{ATr} 表示所述呼气中CH₄的浓度。

[0012] 当前的多组分气体中CO弥散量的测量原理是基于不同气体分子的近红外光谱选择吸收特性,利用气体浓度与吸收强度关系确定CO弥散量。但是由于呼出气体中含有大量CO₂,CO₂与CO均含有C-O化学键,所以CO₂会对CO的红外吸收产生交叉干扰,而使测得的CO弥散量的精度较差。上述多组分气体中CO弥散量的测量方法通过采用检测设备的第二光束对标准气体进行照射,且第二光束的波长范围为4150nm~4350nm,以使第二光束对CO₂高通,对

CO和CH₄低通,以得到呼气中的CO₂对CO的交叉响应浓度,通过数据处理得到无CO₂影响的CO弥散量。因此,上述组分气体中CO弥散量的测量方法排除了呼气中的CO₂对CO弥散量测量的交叉干扰,而使测得的CO弥散量的精度更高。

[0013] 在其中一个实施例中,按照体积百分含量计,所述标准气体包括0.3%的CO、0.3%的CH₄、21%的O₂及78.4%的N₂。

[0014] 在其中一个实施例中,所述采用所述第一光束对呼气进行照射的步骤之前,还包括对所述呼气进行干燥的步骤。

[0015] 一种多组分气体中CO弥散量的测量系统,包括:

[0016] 压力检测模块,能够测量大气压和水蒸气压;

[0017] 容积检测模块,能够测量吸入气容积;

[0018] 气室模块,包括主检测气室、交叉响应气室和吸气泵,所述主检测气室能够收容待测气体,所述交叉响应气室与所述主检测气室连通,所述吸气泵与所述交叉响应气室连通,所述吸气泵能够将所述主检测气室中的所述待测气体吸入所述交叉响应气室;

[0019] 检测器模块,能够检测所述主检测气室内的所述待测气体中的CO浓度和CH₄浓度,及所述交叉响应气室内的所述待测气体对CO的交叉响应浓度。

[0020] 在其中一个实施例中,所述检测器模块包括光源组件和探测器组件,所述光源组件位于所述气室模块的一侧,所述光源组件能够向所述主检测气室提供第一光束和向所述交叉响应气室提供第二光束,所述第一光束的波长范围为3000nm~4800nm,所述第二光束的波长范围为4150nm~4350nm,所述探测器组件位于所述气室模块远离所述光源组件的一侧,所述探测器组件能够探测所述主检测气室中的所述第一光束的光强变化,以得到所述主检测气室内所述待测气体中的CO浓度和CH₄浓度,及能够探测所述交叉响应气室中的所述第二光束的光强变化,以得到所述交叉响应气室内的所述待测气体对CO的响应浓度。

[0021] 在其中一个实施例中,所述光源组件包括光源、第一滤光片和第二滤光片,所述光源位于所述主检测气室和所述交叉响应气室的一侧,所述第一滤光片位于所述光源和所述主检测气室之间,所述光源能够透过所述第一滤光片向所述主检测气室提供所述第一光束,所述第二滤光片位于所述光源和所述交叉响应气室之间,所述光源能够透过所述第二滤光片向所述交叉响应气室提供所述第二光束。

[0022] 在其中一个实施例中,所述探测器组件包括第一探测器和第二探测器,所述第一探测器位于所述主检测气室远离光源组件的一侧,所述第一探测器能够探测所述主检测气室中的所述第一光束的光强变化,以得到所述主检测气室内所述待测气体的CO浓度和CH₄浓度,所述第二探测器位于所述交叉响应气室远离所述光源模块的一侧,所述第二探测器能够探测所述交叉响应气室中的所述第二光束的光强变化,以得到所述交叉响应气室内的所述待测气体对CO的响应浓度。

[0023] 在其中一个实施例中,所述主检测气室和所述交叉响应气室均为条形气室,所述主检测气室和所述交叉响应气室的延伸方向相同,且所述主检测气室和所述交叉响应气室并排设置,所述光源组件和所述探测器组件均位于所述主检测气室和所述交叉响应气室的延伸方向上。

[0024] 在其中一个实施例中,所述气室模块还包括进气管和干燥器,所述进气管与所述主检测气室相连通,以使所述待测气体进入所述主检测气室,所述干燥器安装在所述进气

管上,以对进入所述主检测气室的所述待测气体进行干燥。

附图说明

[0025] 图1为一实施方式的多组分气体中CO弥散量的测量系统的结构示意图;

[0026] 图2为图1所示的多组分气体中CO弥散量的测量系统的气室模块和检测器模块的结构示意图;

[0027] 图3为CO₂对CO的交叉响应数据图。

具体实施方式

[0028] 为了便于理解本发明,下面将参照相关附图对本发明进行更全面的描述。附图中给出了本发明的较佳的实施例。但是,本发明可以以许多不同的形式来实现,并不限于本文所描述的实施例。相反地,提供这些实施例的目的是使对本发明的公开内容的理解更加透彻全面。

[0029] 除非另有定义,本文所使用的所有的技术和科学术语与属于本发明的技术领域的技术人员通常理解的含义相同。本文中在本发明的说明书中所使用的术语只是为了描述具体地实施例的目的,不是旨在于限制本发明。

[0030] 符号解释:CO表示一氧化碳,CO₂表示二氧化碳,CH₄表示甲烷,C-O化学键表示碳氧化学键。

[0031] 一实施方式的多组分气体中CO弥散量的测量方法,包括以下步骤:

[0032] 步骤S110:测定环境大气压、环境水蒸气压及人体的吸入气容积。

[0033] 其中,采用压力计测量环境大气压和环境水蒸气压。

[0034] 其中,吸入气容积的测试方法为:先进行平稳潮气呼吸几个周期后彻底完全呼气至最大呼气位,然后吸入标准气体至最大吸气位,并记录吸入标准气体的体积。其中,最大呼气位与最大吸气位区间的气容积为吸入气容积,也就是吸入标准气体的体积。具体地,采用流量计记录标准气体的体积。

[0035] 步骤S120:采用检测设备的第一光束对标准气体进行照射,并探测第一光束的光强变化,得到标准气体中第一CO浓度和标准气体中CH₄的浓度。

[0036] 具体地,第一光束的波长范围为3000nm~4800nm,以使第一光束对CO、CO₂及CH₄高通。

[0037] 具体地,按照体积百分含量计,标准气体包括0.3%的CO、0.3%的CH₄、21%的O₂及78.4%的N₂。

[0038] 其中,采用CO探测器和CH₄探测器来检测第一光束的光强变化。

[0039] 步骤S130:采用检测设备的第二光束对标准气体进行照射,并探测第二光束的光强变化,得到标准气体中第二CO浓度。

[0040] 具体地,第二光束的波长范围为4150nm~4350nm,以使第二光束对CO₂高通,对CO和CH₄低通。

[0041] 其中,采用CO探测器来检测第一光束的光强变化。

[0042] 其中,第一CO浓度与第二CO浓度的差为标准气体中CO的浓度。

[0043] 步骤S140:采用第一光束对呼气进行照射,并探测第一光束的光强变化,得到呼气

中第三CO浓度和呼气中CH₄的浓度。

[0044] 其中,呼气为标准气体经人体吸入后屏气,再呼出的气体。具体地,屏气的时间为10秒。其中,屏气的目的是让标准气体有足够的时间在人体的肺部扩散达到均匀分布。

[0045] 该方法采用朗伯-比尔定律测定CO浓度,原理为:当红外光照射到CO上的时候,C和O之间就发生了少量的往返位移,简称化学键振动,从而红外光强度减弱,通过探测光强的变化来检测被测气体的浓度。

[0046] 但由于呼出气体中含有大量的CO₂,CO₂与CO均含有C-O化学键,且标准气体中CO的浓度仅为0.3%,浓度较低,所以比较容易受到呼气中CO₂的交叉干扰。

[0047] 其中,第三CO浓度包含CO₂对CO交叉响应浓度。

[0048] 其中,采用CO探测器和CH₄探测器来检测第二光束的光强变化。

[0049] 需要说明的是,采用第一光束对呼气进行照射的步骤之前,还包括对呼气进行干燥的步骤,以去除呼气中的水分。

[0050] 步骤S150:采用第二光束对呼气进行照射,并探测第二光束的光强变化,得到呼气中第四CO浓度。

[0051] 其中,呼气中第四CO浓度为呼气中CO₂对CO的交叉响应浓度。

[0052] 其中,第三CO浓度与第四CO浓度的差为呼气中CO的浓度,以排除CO₂对CO的交叉干扰。

[0053] 其中,采用CO探测器来检测第二光束的光强变化。

[0054] 步骤S160:按照
$$D_{LCO} = \frac{(V_I - V_D)}{t_{BH}(P_B - P_{H_2O})} \times \frac{F_{ITr}}{F_{ATr}} \times \ln\left(\frac{F_{ICO}}{F_{ACO}} \times \frac{F_{ATr}}{F_{ITr}}\right)$$
公式,计算得到呼气中CO弥散量。

[0055] 其中,D_{LCO}表示呼气中CO弥散量,V_I表示人体的吸入气容积,V_D表示检测设备的死腔体积,其中,检测设备的死腔体积V_D为常数。

[0056] P_B表示环境大气压,P_{H₂O}表示环境水蒸气压,t_{BH}表示屏气的时间,F_{ICO}表示标准气体中CO的浓度,F_{ACO}表示呼气中CO的浓度,即弥散终了时呼出肺泡气中CO的浓度。

[0057] F_{ITr}表示标准气体中CH₄的浓度,F_{ATr}表示呼气中CH₄的浓度,即弥散终了时呼出肺泡气中CH₄的浓度。

[0058] 上述多组分气体中CO弥散量的测量方法至少具有如下优点:

[0059] 当前的多组分气体中CO弥散量的测量原理是基于不同气体分子的近红外光谱选择吸收特性,利用气体浓度与吸收强度关系(朗伯-比尔Lambert-Beer定律)确定CO弥散量。但是由于呼出气体中含有大量CO₂,CO₂与CO均含有C-O化学键,所以CO₂会对CO的红外吸收产生交叉干扰,而使测得的CO弥散量的精度较差。上述多组分气体中CO弥散量的测量方法通过采用检测设备的第二光束对标准气体进行照射,且第二光束的波长范围为4150nm~4350nm,以使第二光束对CO₂高通,对CO和CH₄低通,以得到呼气中的CO₂对CO的交叉响应浓度,通过数据处理得到无CO₂影响的CO弥散量。因此,上述组分气体中CO弥散量的测量方法排除了呼气中的CO₂对CO弥散量测量的交叉干扰,而使测得的CO弥散量的精度更高。

[0060] 一实施方式的多组分气体中CO弥散量的测量系统20,能够用于辅助诊断、定量评价和随访累计肺间质的疾病。其中,测量系统20应用了非分散红外技术(NDIR)。具体地,测量系统20包括压力检测模块200、容积检测模块300、气室模块400及检测器模块500。

[0061] 压力检测模块200能够测量环境大气压和环境水蒸气压。具体地,压力检测模块为压力表。

[0062] 容积检测模块300能够测量人体的吸入气容积。

[0063] 具体地,容积检测模块300包括呼吸手柄和流量计。

[0064] 呼吸手柄能够传送气体。其中,呼气能够在呼吸手柄内流通。具体地,呼吸手柄为管状结构。

[0065] 流量计安装呼吸手柄上,流量计能够检测呼吸手柄中的气体流量。具体地,流量计为压差流量计。

[0066] 其中,吸入气容积的测试方法为:先进行平稳潮气呼吸几个周期后彻底完全呼气至最大呼气位,然后通过呼吸手柄吸入标准气体至最大吸气位,并采用流量计记录吸入标准气体的体积,即吸入气容积。

[0067] 气室模块400包括主检测气室410、交叉响应气室420和吸气泵430。主检测气室410能够收容待测气体,交叉响应气室420与主检测气室410连通,吸气泵430与交叉响应气室420连通,吸气泵430能够将主检测气室410中的待测气体吸入交叉响应气室420。具体地,吸气泵430的负压为10kPa。进一步地,待测气体在气室模块400中的流速为400mL/min~500mL/min。更进一步地,待测气体的流速为450mL/min。

[0068] 进一步地,主检测气室410和交叉响应气室420均为条形气室,主检测气室410和交叉响应气室420的延伸方向相同,且主检测气室410和交叉响应气室420并排设置。

[0069] 更进一步地,主检测气室410和交叉响应气室420的长度和截面尺寸均相同。

[0070] 检测器模块500能够检测主检测气室410内的待测气体中的CO浓度和CH₄浓度,及交叉响应气室420内的待测气体对CO的交叉响应浓度。具体地,检测器模块500包括光源511组件510和探测器组件520。

[0071] 光源511组件510位于气室模块400的一侧,光源组件510能够向主检测气室410提供第一光束和向交叉响应气室420提供第二光束,第一光束的波长范围为3000nm~4800nm,第二光束的波长范围为4150nm~4350nm。进一步地,光源组件510位于主检测气室410和交叉响应气室420的延伸方向上。具体地,光源组件510包括光源511、第一滤光片512和第二滤光片513。

[0072] 光源511位于主检测气室410和交叉响应气室420的一侧。具体地,光源511为热辐射式光源511。更具体地,光源511为红外光源。其中,光源511发出的红外光的波长范围为0.2 μ m~20 μ m。另外,采用红外光源测定CO弥散量具有响应时间快,非接触,安全卫生的优点。

[0073] 第一滤光片512位于光源511和主检测气室410之间,光源511能够透过第一滤光片512向主检测气室410提供第一光束。具体地,第一滤光片512为宽带滤光片。

[0074] 第二滤光片513位于光源511和交叉响应气室420之间,光源511能够透过第二滤光片513向交叉响应气室420提供第二光束。具体地,第二滤光片513为窄带滤光片。其中,第二滤光片513通过镀膜工艺过滤掉不需要的波长范围的红外光,以使滤光片的高通波长透过率大于80%。

[0075] 在一实施例中,光源511周围设有弧形的反光板,以使得到的第一光束和第二光束均为平行光。进一步地,第一光束和第二光束的传播方向与主检测气室410和交叉响应气室420的延伸方向相同。

[0076] 探测器组件520位于气室模块400远离光源组件510的一侧,探测器组件520能够探测主检测气室410中的第一光束的光强变化,以得到主检测气室410内待测气体的CO浓度和CH₄浓度,及能够探测交叉响应气室420中的第二光束的光强变化,以得到交叉响应气室420内的待测气体对CO的响应浓度。进一步地,探测器组件520位于主检测气室410和交叉响应气室420的延伸方向上。具体地,探测器组件520包括第一探测器521和第二探测器522。

[0077] 第一探测器521位于主检测气室410远离光源组件510的一侧,第一探测器521能够探测主检测气室410中的第一光束的光强变化,以得到主检测气室410内待测气体的CO浓度和CH₄浓度。进一步地,第一探测器521具有CO窗口检测通道和CH₄窗口检测通道。具体地,第一探测器521为双通道探测器。更具体地,第一探测器521为热式探测器。

[0078] 其中,第一探测器521具有温度补偿,以防止主检测气室410周围环境温度的突变导致探测器温度敏感元件剧烈变化。

[0079] 第二探测器522位于交叉响应气室420远离光源511模块的一侧,第二探测器522能够探测交叉响应气室420中的第二光束的光强变化,以得到交叉响应气室420内的待测气体对CO的响应浓度。进一步地,第二探测器522具有CO窗口检测通道。更进一步地,第二探测器522的CO窗口检测通道与第一探测器的CO窗口检测通道的结构相同。具体地,第二探测器522为单通道探测器。更具体地,第二探测器522为热式探测器。

[0080] 其中,第二探测器522具有温度补偿,以防止交叉响应气室420周围环境温度的突变导致探测器温度敏感元件剧烈变化。

[0081] 需要说明的是,气室模块400还包括进气管440和干燥器450,进气管440与主检测气室410相连通,以使待测气体进入主检测气室410,干燥器450安装在进气管440上,以对进入主检测气室410的待测气体进行干燥,以去除待测气体中的水蒸气。

[0082] 上述多组分气体中CO弥散量的测量系统20的工作原理为:

[0083] 测量系统校准,采用压力检测模块200测量环境大气压和环境水蒸气压,再采用容积检测模块300测量待测人体的吸入气容积;

[0084] 待测人体平静呼吸,深呼气至残气位(RV),然后迅速最大吸气吸入标准气体至TLC位,再屏气10s,均匀中速彻底呼气2s~4s,其中,进气管440与待测人体口腔连通,吸气泵430将口腔内的标准气体依次吸入主检测气室410和交叉响应气室420,得到标准气体中CO的浓度和CH₄浓度;同时,吸气泵430将口腔内的呼气依次吸入主检测气室410和交叉响应气室420,得到呼气中CO的浓度、CH₄浓度以及CO₂对CO的交叉响应浓度,通过数据处理,根据公式计算得到无CO₂影响的CO弥散量。

[0085] 其中,屏气的目的是让标准气体有足够的时间在肺部扩散达到均匀分布。中速彻底呼气2s~4s为实时采样时间,采样过程中为了使采样气体稳定需要均匀呼气,但是最终由泵吸的方式控制采样气体匀速进入气室,测试并记录CO在呼气过程中各时刻的浓度。

[0086] 上述多组分气体中CO弥散量的测量系统20至少具有如下优点:

[0087] 1) 针对弥散测试中CO₂对CO浓度测试存在交叉干扰的问题,上述多组分气体中CO弥散量的测量系统20设置了交叉响应气室420,该交叉感应气室与主检测检测气室呈串联连接,被测呼出气体首先通过主检测气室410,然后通过交叉感应气室,该交叉感应气室中的第二光束对CO₂的中心波长高通,其他频谱低通,因而交叉感应气室测得CO浓度为CO₂对CO交叉响应浓度,以对主检测气室410内CO浓度进行修正,而使测得的CO弥散量的精度更

高。

[0088] 2) 上述多组分气体中CO弥散量的测量系统20的主检测气室410和交叉响应气室420采用同一光源511,同时,被检测气体通过泵吸的方式依次通过主检测气室410和交叉响应气室420,使被测气体在主检测气室410和交叉响应气室420中的测试几乎无时间延迟且被测气体的流速相同,而使测得的CO弥散量更加准确。

[0089] 3) 第二探测器522的CO窗口检测通道与第一探测器521的CO窗口检测通道的结构相同,以提高CO弥散量的检测精度。

[0090] 4) 上述多组分气体中CO弥散量的测量系统20具有实时监测的优点。

[0091] 测试:

[0092] 对CO探测器进行预热,直至温度稳定,其中,CO探测器为NDIR探测器;采用纯氮气对CO探测器进行零点定标;然后使用CO探测器分别对10000ppm的CO₂和990000ppm的N₂的混合气、20000ppm的CO₂和980000ppm的N₂的混合气、30000ppm的CO₂和970000ppm的N₂的混合气、40000ppm的CO₂和960000ppm的N₂的混合气、50000ppm的CO₂和950000ppm的N₂的混合气、60000ppm的CO₂和940000ppm的N₂的混合气、70000ppm的CO₂和930000ppm的N₂的混合气进行检测,并记录检测数据,然后绘制CO₂与CO的交叉响应数据图,具体如图3所示。

[0093] 从图3可以看出,随着混合气中CO₂浓度的提高,CO探测器得到的CO响应值(即浓度)也随着提高,说明CO₂对CO的检测确实存在交叉响应,即在采用非分散红外技术检测CO的浓度时,CO₂中的C-O确实会对CO的浓度检测产生干扰。

[0094] 以下为具体实施例部分:

[0095] 实施例1

[0096] 本实施例的CO浓度的检测步骤如下:

[0097] 1) 采用第一光束对验证气体进行照射,并使用CO探测器进行检测,得到第一CO浓度,其中,第一光束的波长范围为3000nm~4800nm,按照体积百分含量计,验证气体包括0.3%的CO、5%的CO₂及94.7%的N₂。

[0098] 2) 采用第二光束对验证气体进行照射,得到第二CO浓度,其中,第二光束的波长范围为4150nm~4350nm。

[0099] 3) 将第一CO浓度与第二CO浓度做差,得到验证气体中CO的浓度,结果如表1所示。

[0100] 对比例1

[0101] 本对比例中的CO浓度的检测步骤如下:

[0102] 1) 采用第一光束对验证气体进行照射,并使用CO探测器进行检测,得到验证气体中CO的浓度,结果如表1所示,其中,第一光束的波长范围为3000nm~4800nm,按照体积百分含量计,验证气体包括0.3%的CO、5%的CO₂及94.7%的N₂。

[0103] 表 1

[0104]

	验证气体中CO的标准浓度	验证气体中CO的测试浓度	误差
实施例1	0.3%	0.305%	1.67%
对比例1	0.3%	0.311%	3.67%

[0105] 从表1可以看出,与对比例1相比,采用实施例1的方法测得的CO浓度的误差降低了2%,说明采用实施例1的方法测得的CO浓度的精度更高,进一步说明采用实施例1的方法测得的CO弥散量的精度更高。

[0106] 以上所述实施例的各技术特征可以进行任意的组合,为使描述简洁,未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述,然而,只要这些技术特征的组合不存在矛盾,都应当认为是本说明书记载的范围。

[0107] 以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本发明的保护范围。因此,发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。

20

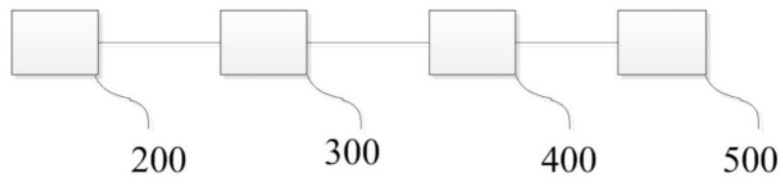


图1

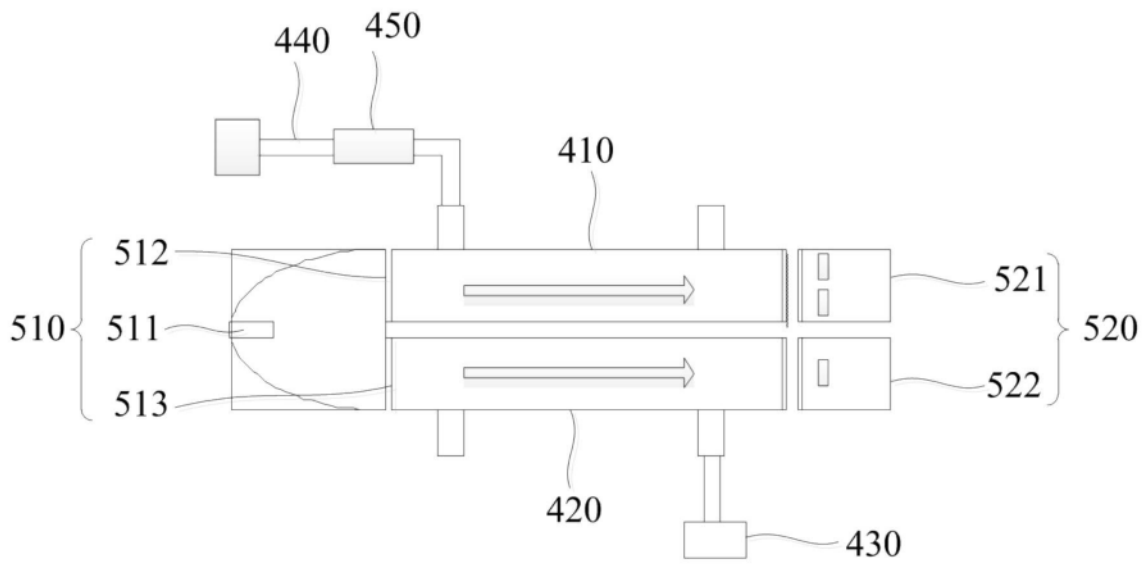


图2

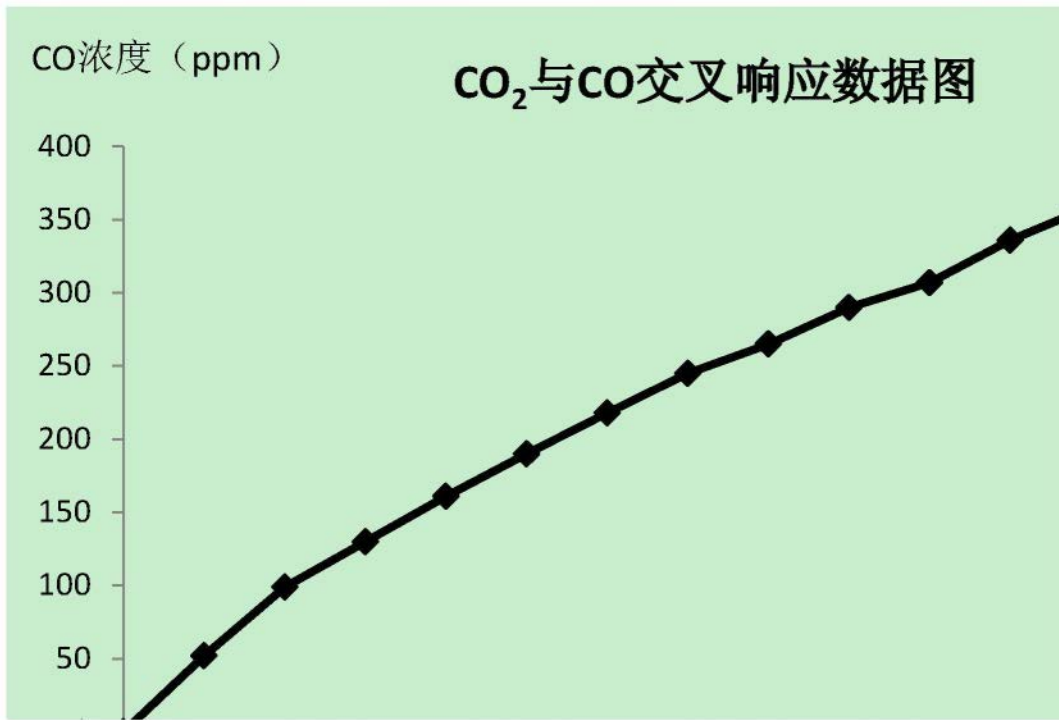


图3