



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105007805 A

(43) 申请公布日 2015. 10. 28

(21) 申请号 201480009673. 1

代理人 陈晓娜

(22) 申请日 2014. 01. 21

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 5/00(2006. 01)

61/755, 319 2013. 01. 22 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 08. 20

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/012383 2014. 01. 21

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/116604 EN 2014. 07. 31

(71) 申请人 代表亚利桑那州大学行事的亚利桑

那州大学董事会

地址 美国亚利桑那州

(72) 发明人 弗朗西斯·湊乌 洗晓军

埃里卡·福尔扎尼 陶农健

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

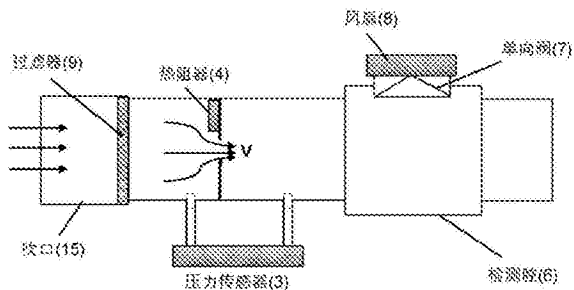
权利要求书2页 说明书15页 附图13页

(54) 发明名称

便携式新陈代谢分析系统

(57) 摘要

一种用于测量和追踪新陈代谢速率、体能活动及卡路里摄取量的系统。新陈代谢速率是以展示了以下特征的设计来测量：用于精确呼气样本收集的自适应取样机构、用于当使得精确性最大化的同时最小化背压的优化流速测量、用于可靠性能的湿度调整和水凝结减少机构，以及用于容量和湿度校正的呼气温度测量。此系统进一步包括用于确定例如相关能量消耗的体能活动的改进算法，以及用于追踪食物摄取量随着时间的变化的机构。



上视图

1. 一种用于测量及追踪新陈代谢速率的系统,包括:  
自适应采样机构,用于将呼出气体引入到流动路径;  
至少一个孔,其在所述流动路径中且具有适当的横截面面积;  
压力传感器,其具有位于所述孔的入口侧上的入口;  
校正曲线,其将所述压力传感器的输出信号和呼出容量流速联系;以及  
确定静止能量消耗的装置。
2. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述自适应演算法包括:  
预先确定个别的自然呼吸方式的装置;以及  
播放具有律动和音量的音频、或具有动作序列的视频的装置,所述音频或视频被调整到预先确定的自然呼吸方式。
3. 根据权利要求 2 所述的系统,其中所述自适应演算法还包括:  
检测呼吸方式随着时间的变化的装置;  
记忆呼吸方式随着时间的变化的装置;  
根据所述呼吸方式中的变化调整所述音频律动和音量,或视频动作序列的装置。
4. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述自适应演算法包括:  
检测呼吸方式的装置;  
记忆所述呼吸方式的装置;以及  
根据前次测量所检测的所述呼吸方式,在测量中播放具有律动和音量的音频,或具有动作序列的视频的装置。
5. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述自适应演算法包括:  
检测呼吸方式的装置;  
记忆所述呼吸方式的装置;  
检测时间间距的装置,其中所述呼吸方式是有规律的;  
在所述时间间距期间基于获得的数据确定容量流速的装置;以及  
根据前次测量所检测的所述有规律的呼吸方式,在测量中播放具有律动和音量的音频,或视频动作序列的装置。
6. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述孔具有  $4\text{mm}^2$  和  $40\text{mm}^2$  之间的横截面面积。
7. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述压力传感器的入口位于远离所述孔至少 1mm 处。
8. 根据权利要求 1 所述的系统,其中在所述压力传感器的入口的位置处的所述流动路径的所述横截面面积是至少 50% 大于所述孔的横截面面积。
9. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述压力传感器以一个定位安装,在所述定位处,压力读数是至少依赖于地球引力。
10. 根据权利要求 1 所述的系统,包括使用 Weir 方程式来确定所述静止能量消耗的装置,所述 Weir 方程式至少使用测量的呼出容量流速。
11. 根据权利要求 1 所述的系统,还包括风扇,其连接所述流动路径以吹干从设备中冷凝的水。
12. 根据权利要求 12 所述的系统,其中所述风扇通过单向阀连接到所述流动路径。
13. 根据权利要求 1 所述的系统,其中所述流动路径包括检测腔,在所述检测腔中,在

呼出气体中的至少一个气体成分被检测。

14. 根据权利要求 13 所述的系统,其中所述检测腔包括:。

至少一个光二极管;

至少一个光二极管检测器;

比色传感器盒支架;以及

比色传感器盒,其插入到所述传感器盒支架。

15. 根据权利要求 14 所述的系统,其中所述比色传感器盒包括:

固体表面;

图案结构,其在所述固体表面的至少一个区域中;

涂覆到所述区域上的感测化学物;

参考区域,其用于信号校正;

切口设计,其用于定位。

16. 根据权利要求 15 所述的系统,其中所述图案结构包括至少 81 个顶点以及介于 20um 和 200um 之间的深度。

17. 根据权利要求 14 所述的系统,其中在所述传感器盒的上表面和所述光二极管检测器的上表面之间的距离是小于 5mm。

18. 根据权利要求 13 所述的系统,其中风扇通过单向阀附着于所述检测腔。

19. 根据权利要求 1 所述的系统,还包括过滤器,其位于用户的嘴和所述流动路径的入口之间,以当允许呼气通过的同时,防止唾液进入所述流动路径。

20. 根据权利要求 1 所述的系统,还包括从用户的体能活动和所述测量的静止能量消耗来确定与体能活动相关的能量消耗的装置。

21. 根据权利要求 20 所述的系统,其中所述体能活动的至少一部分是通过语音识别演算法提供给所述设备。

22. 根据权利要求 1 所述的系统,还包括追踪相比前一天在食物和饮料摄取量的变化的装置,以及提供与所述食物和饮料摄取量变化相关的卡路里变化的装置。

23. 根据权利要求 22 所述的系统,其中用于追踪食物摄取量中的变化的所述装置包括语音识别。

24. 根据权利要求 20 所述的系统,还包括提供体能活动的持续时间与和强度的装置。

25. 根据权利要求 22 所述的系统,还包括提供多个建议给用户,以至少基于所述测量的静止能量消耗在目标日期达到目标重量的装置。

26. 根据权利要求 20 所述的系统,还包括至少基于所述测量的静止能量消耗提供体能活动的持续时间的建议的装置。

27. 根据权利要求 1 所述的系统,还包括基于用户的所述静止能量消耗和包括体重和身高的体格参数来确定归一化的静止能量消耗的装置。

28. 根据权利要求 27 所述的系统,还包括确定生理指标的装置,该生理指标通过比较用户与人群的所述测量的归一化的静止能量消耗来指示用户的健康或体质状态。

## 可携式新陈代谢分析系统

[0001] 交叉参考相关申请

[0002] 本申请要求 2013 年 1 月 22 日递交的发明名称为“一种改进可携式新陈代谢分析系统”的共同审理美国临时案申请号 61/755, 319 的在先申请优先权。引用的临时申请以引入的方式并入本文本中。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及呼吸分析器的领域, 并且更特别是改进可携式新陈代谢分析器系统, 其用于确定新陈代谢速率、能量消耗及呼吸商数, 且也提供健康生活型态的建议 / 意见。

### 背景技术

[0004] 生活方式、体重和整体健康之间存在重要联系。大量证据已示出生活方式和行为, 如饮食和身体活动, 对包括糖尿病, 高血压, 心脏疾病和癌症的许多肥胖相关的疾病的病因、预防和治疗具有显著影响。事实上, 最近的临床研究表明的是, 5-7% 的适度减重可以预防或延缓高危人群中 2 型糖尿病的发展 (Knowler WC, Barrett-Connor E, Fowler SE, Hamman RF, Lachin JM, Walker EA, 等 Reduction in the incidence of type 2 diabetes with lifestyle intervention or metformin. N Engl J Med. 2002 Feb 7 ;346(6) :393-403 ;<http://www.diabetesaustralia.com.au/PaaeFiles/783/Pnmarvpreventionauidenne.pdf>), 同时与日常体能活动相关的体重减轻, 例如走路, 已与更好的心脏健康和更长的寿命相挂钩。生理上, 当总卡路里摄入量超过总能量消耗时出现体重增加 (<http://www.fitbit.com/http://www.carefusion.com/medical-products/respiratorv/cardiopuimonarv-diagnostics/metaboic-carts-cpet-nutrition/metabolic-carts/oxvcon-mobiie.aspx>; <http://www.bodymedia.com/>, <http://www.actigraphcorp.com/>), 但是保持健康能量平衡需要方便且准确的方法, 以追踪能量消耗和卡路里摄入量。

[0005] 能量消耗: 总能量消耗 (total energy expenditure, TEE) 主要包括静止能量消耗 (resting energy expenditure, REE), 或被称为静止新陈代谢速率或简单地新陈代谢, 和与体能活动有关的能量消耗 (physical-activity-related energy expenditure, PAE)。对于每星期在运动上仅花了几小时的大多数人来说, REE 是能量消耗的最重要的部分, 占超过 80% 的 TEE。测量 REE 的其中一个最准确且最常使用的方法是间接热量分析, 间接热量分析是由美国运动医学院、美国饮食协会和世界卫生组织所建议的黄金标准方法。间接热量分析在呼吸的同时测量氧消耗和二氧化碳产生的速率。然而, 成功的和传统的间接热量分析依赖于体积大, 价格昂贵且难以操作的设备, 其限制了它在实际条件的个体 (例如, 在家庭, 工作, 或在健身房) 上的应用。现有的间接热量分析设备的有限可携式版本仍然是昂贵的, 并且其结果可能取决于操作者, 因此需要训练有素的专业人员的指导。Mault 等公开便携设备的数种设计 (美国专利号 :6, 468, 222 B1 ;4, 917, 108 ;5, 038, 792 ;5, 178, 155 ;5, 179, 958 ;及 5, 836, 300), 以基于间接热量分析来测量 REE。这些专利设有通常特定流动

设计,以用于传递用户的吸气和呼气,并包括以从呼出的气体中除去 CO<sub>2</sub> 来确定氧消耗的洗气器。Orr 等(美国专利号 6,475,158B1)公开新陈代谢分析器的设计,其包括混合腔和校正气体,以测量氧消耗。另外,Kofoed 等公开不同的流动设计,以测量流动速率,及红外线检测腔,以测量在呼出的气体中的 CO<sub>2</sub> 产生(美国专利号 5,789,660)。Tao 和 Forzani (PCT 13/493,552)公开基于比色感测技术(colorimetric sensing technology)的可携式新陈代谢分析器,以追踪 REE。然而,为了准确地确定 REE,必须开发出创新的方法来快速且准确地采集呼吸样本,精确地测量呼吸的流动速率,监控呼吸的温度,并减轻可携式装置中水冷凝的问题。

[0006] PAE 追踪传统上依靠自我报告,其是繁琐和不准确的。最近,物理传感器,例如加速计和 GPS 追踪器和心率监控器(Zhu, F. Q.、M. Bosch. 等(2010), John, D.、S. Liu. 等(2011))已被用于追踪不同的活动。每个传感器可追踪某些类型的体能活动,但不能监控所有类型的体能活动。例如,以加速计为基础的传感器不能检测体能活动,例如举重和当坐在桌子上的有关轻办公室工作的活动,以及由于有限的卫星讯号, GPS 追踪器对于室内活动无法很好地运作。有需要追踪那些不能以现有物理传感器来测量的体能活动。从每个体能活动的类型、强度和持续时间,以各种算法来确定相关的 PAE。对于给定的体能活动(例如,跑步)的类型、强度和持续时间,能量消耗随着个别的性别、体重、年龄、技能和鞋子而变化,且也随着道路和天气条件而变化。为了改进 PAE 的准确性,除了必须改进物理传感器,亦要改进可以将所测量的体能活动转换到能量消耗的演算法。

[0007] 卡路里摄取量追踪:传统的方法来估算卡路里摄取量和 TEE 是自我报告,其导致了将生活行为连系到疾病发展的重要发现。然而,研究,包括那些由 R. P. Troiano 和 P. S. Freedson 在预防医学的美国杂志, vol. 38, pp. 682-683, 2010 年 6 月,中报导,也揭示了自我报告的缺陷——明确地需要更多定量和客观的方法。为了满足这种需求,已开发监控卡路里摄取量的新设备、智能电话和网络应用程序(Zhu, F. Q, M. Bosch 等(2010))和 TEE((Kozey, S. L, K. Lyden 人(2010)), Matthews, C, K. Chen 等(2008))。示例包括从基于图像识别算法的数码照片和视频的食物消耗的记录。这些方法是有用的,但仍存有错误和可用性问题。语音识别也可用于追踪卡路里摄取量(美国专利号 US007392193B2)。然而,记录总卡路里摄取量中的每个项目是乏味的,且由于人在正确估计每个消耗项目部分,以及准确记忆并记录每一餐的能力是有限的,而存有误差。

[0008] 在集成设备中追踪能量消耗和卡路里摄取量:为了引导个人保持能量消耗和卡路里摄取量之间的健康平衡,其非常希望能在集成系统中追踪 PAE、REE 和卡路里摄取量。Mault(美国专利号 US 6,478,736 B1)公开一种系统,其以用户提供的间接热量分析、体能活动和食物消耗来追踪 REE,并从所追踪的 REE、体能活动和食物消耗来确定能量平衡。然而,追踪每个体能活动、用户每餐和每天消耗的每个食物项目对大多数人来说是困难的。

## 发明内容

[0009] 本概述以简化的形式来介绍将在以下详细描述中描述的一些概念。本概述并不旨在确认所要求保护的的主题的关键特征,也不助于确定所要求保护的的主题的范围。

[0010] 所公开的发明示出改进的装置和方法,其解决在上面描述的现有技术中尚未解决的问题。更明确地,其公开 1) 自适应取样机构,其用于准确的气体样本收集, 2) 优化的流动

速率测量设计,其用于当最大化准确性的同时最小化背压,3) 湿度调整机构和水凝结减少机构,其用于装置和方法的可靠性能,以及气体温度测量设计,其用于容量和湿度校正;4) 用于确定与体能活动有关的能量消耗的演算法,其基于 REE 测量从体能活动来确定;5) 语音识别算法的实施例,以追踪变化,而不是在卡路里摄取量中的总食物消耗;6) 以及用于建议体能活动的演算法,以基于测量的 REE 在目标日期达到目标体重。

## 附图说明

[0011] 虽然本发明的新颖特征具体阐述在所附的权利要求,就结构和内容方面,本发明以及其它目的和特征从结合以下详细描述和附图,将更好地了解和理解,其中:

[0012] 图 1A 图示出了 7 个对象在具有和不具有自适应取样机构的情况下,进行的呼吸频率检测的变化的比较。

[0013] 图 1B 示出在没有自适应取样的情况下,呼气流速相对于时间的关系。

[0014] 图 1C 示出在具有自适应取样的情况下,呼气流速相对于时间的关系。

[0015] 图 2 示出在新陈代谢分析器中流速测量的一实施例的上视图。

[0016] 图 3 示出图 2 所示的实施例的更详细上视图。

[0017] 图 4 示出通过测量穿过孔的压力差相对于容量流速来确定的实验校正曲线。

[0018] 图 5 示出流动路径的速度分布(上面)和其流线图(下面)的数值模拟。

[0019] 图 6 示出在压力传感器的入口处的不同横截面面积的流速相对于压力差校正曲线的数值模拟,但是孔的横截面面积是固定的(3mm)。

[0020] 图 7 示出压力传感器入口位于流动路径的不同位置时的流速相对于压力差校正曲线的数值模拟。

[0021] 图 8 示出归一化的背压在孔的直径上的依赖性,其中正方形和菱形分别对应到所测量的结果和伯努利方程(Bernoulli equation)的计算结果。

[0022] 图 9 示意地示出可携式新陈代谢分析器系统的流动路径结构的实施例。

[0023] 图 10A 和图 10B 示意地示出传感器盒设计的实施例。

[0024] 图 11A 至图 11D 示出代表具有不同方法的新陈代谢分析器的临床验证数据。

[0025] 图 12 为示出包括新陈代谢分析器和移动电话的系统的一个实施例的示意图。

[0026] 图 13 为示出新陈代谢分析器系统的定制应用程序部分的一个实施例的示意图。

[0027] 在附图中,相同的参考数字标识相似的组件或部件。附图中的组件的尺寸和相对位置不一定按比例绘制。例如,各种组件的形状和角度并不按比例绘制,并且其中一些组件被任意地放大和定位以提高附图的易读性。此外,所绘制的组件的具体形状不是为了传达关于特定组件的实际形状的任何信息,并且只是因为易于在附图中识别而被选择。

## 具体实施方式

[0028] 下面的公开描述了数个新陈代谢分析器的实施例,这些实施例是基于数个新陈代谢特征的检测。根据示例实施例的方法和系统的数个特征被阐述且描述在附图中。应当理解的是根据其它示例实施例的方法和系统可包括不同于附图中所示的额外流程或特征。这里所描述的示例实施例是关于可携式新陈代谢分析器系统。然而,应当了解的是这些示例是用于说明原理的目的,且本发明不限于此。另外,根据数个示例实施例的方法和系统可以

不包括附图中所示的所有特征。

[0029] 除非上下文另有要求,在整个说明书以及其后的权利要求书中,词“包括 (comprise)”及其变化,例如“包含 (comprises)”和“包括 (comprising)”是一个开放的解释,包括的含义即为“包括,但不限于”。

[0030] 参考整个说明书,“一个示例”或“示例实施例”、“一个实施例”、“实施例”或组合及/或这些术语的变化意味着描述与实施例连接的特定特征、结构或特性是包括在本发明的至少一个实施例。因此,在整个说明书的不同地方出现的词组“在一个实施例中”或“在实施例中”不一定都参考相同的实施例。另外,特定特征、结构、特性可以任何适当的方法在一个或多个实施例中进行组合。

[0031] 定义

[0032] 通常,如本文所用,当使用在取样采集或分析的上下文中的范围内时,下列术语具有以下含义:

[0033] 如本文所用,“多个”被理解成表示大于一个。例如,多个涉及至少 3、4、5、70 或更多。

[0034] 如本文所用,“移动电话”(或“手机”)具有其通常接受的含义,且包括任何可携式装置,其能够发出电话呼叫和从公共电话网接收,其中包括横跨世界的其他移动和固定电话。它还包括移动装置,其支持各种各样的其他服务,如文字信息、软件应用程序(在此也称为“应用程序”)、MMS、电子邮件、互联网接入、短距离无线通信(例如,红外和蓝牙)。

[0035] 如本文所用,“新陈代谢分析器”被理解成表示测量静止新陈代谢速率或静止能量消耗的装置。它还可以使用在非-静止条件下。

[0036] 如本文所用,“呼吸模式”被理解成表示呼气的流速(压力)的时间分布,其包括在流速或压力中的呼吸频率和幅度。

[0037] 如本文所用,“有规律的呼吸模式”被理解成表示具有在一个时间间隔内前后一致的频率和幅度的呼吸。

[0038] 如本文所用,“静止呼吸模式”被理解成表示在静止条件下的正常呼吸。

[0039] 如本文所用,“自然呼吸模式”被理解成表示在放松条件下的正常呼吸。

[0040] 如本文所用,“视频动作序列”被理解成表示包括,但不限于,视觉对象的亮度、对比、颜色和图案随着时间的变化。

[0041] 如本文所用,“孔”被理解成表示具有在流动路径中的开口的结构,以允许和调节气体流经开口。

[0042] 如本文所用,“自适应取样方法”被理解成表示一个算法,其包括特征成以检测个别的静止呼吸模式、视觉上或听觉上显示静止呼吸模式引导,以及适应个别的静止呼吸模式随着时间的可能变化。

[0043] 如本文所用,“平板电脑”具由其通常接受的含义,且包括任何移动电脑,其包括完整的移动电脑,大于移动电话或个人电子助理,且被集成到平面触摸屏并主要通过触摸该屏进行操作,例如苹果 iPad® 平板电脑。

[0044] 预先地,应当注意的是,在本文中首次描述的可携式新陈代谢分析器系统分析器系统展示了就以下方面的功能:

[0045] a) 使用自适应取样的 REE 测量,

- [0046] b) 使用流速测量的 REE 测量,
  - [0047] c) 用于补偿温度校正的 REE 测量,
  - [0048] d) 用于补偿水凝结的 REE 测量,
  - [0049] e) 使用比色传感器盒的 REE 测量,
  - [0050] f) 使用基于 MET 演算法的 REE 的 PAE 测量,
  - [0051] g) 以卡路里摄取量为基础的行为变化演算法,
  - [0052] h) 基于 REE 的体能活动时间的个人化建议, 以及
  - [0053] i) 基于 REE 测量的新陈代谢年龄。
- [0054] 这些功能将依次在下文中描述。

[0055] 现在参考图 1A 至图 1C, 其图示出了 7 个对象在具有和不具有自适应取样机构的情况下, 进行的呼吸频率检测的变化的比较。自适应取样机构示出在呼吸频率中的 3 至 12 倍的改善。图 1B 示出在没有自适应取样的情况下, 呼气流速相对于时间的关系。图 1C 示出具有自适应取样的情况下, 呼气流速相对于时间的关系。

[0056] a) REE 测量 - 自适应取样: 间接量热法通过从呼出气体测量用户的氧消耗速率和二氧化碳产生速率来确定 REE。由于 REE 是个人在静止条件下的能量消耗速率, 因此用户以有规则的且前后一致的呼吸频率和幅度 (在流速中) 正常地呼吸到间接量热法装置是非常重要的。当用户不规则地呼吸时, 试验示出测量的 REE 值偏离真实 REE。因此, 传统 REE 测量需要专业的引导且需时至少 10 分钟, 对多数个体在日常环境中执行 REE 测量造成困难。

[0057] 广泛的实验示出在静止条件下, 个人的呼吸频率会变化, 其导致在测量的 REE 值中的大变化性, 如图 1A 和图 1B 所示。本发明公开自适应取样方法, 以通过检测及学习用户的正常呼吸方式来保证呼吸样本的正确采集, 且接着适应用户的正常呼吸随着时间的可能变化 (参看图 1A 至图 1C)。

[0058] Mault (美国公开专利: 公开号 US 2004/0254501 A1) 公开一种生物反馈方法, 以帮助用户使用作为反馈的测量的新陈代谢速率来达到放松状态。然而, 现有技术的目的是使用作为反馈的 REE 来确定放松状态, 这与本发明不同。更重要地, 本自适应取样方法与生物反馈方法存在着根本上的不同, 其一般来说使用仪器来测量生理活动, 例如脑电波、心脏功能、呼吸、肌肉活动和皮肤温度, 且接着立即 '反馈' 信息给使用者, 以调整他 / 她的活动。换句话说, 在生物反馈的例子中, 用户学会适应机器, 其是与自适应取样方法相反, 自适应取样方法的机器会学习适应用户的正常行为。

[0059] 这里所公开的自适应取样方法相比生物反馈方法上具有多个好处, 其中包括 1) 用于不同个体的不同呼吸方式的调节; 2) 个人的呼吸方式随着时间的变化的调节; 3) 改进使用便利性; 及 4) 保证用户在测试期间以更自然的方式呼吸。

[0060] 在一个实施例中, 用户的自然呼吸方式 (例如频率与幅度) 首先由各种手段预先确定。音频律动和音量 (及 / 或视觉显示) 将被调整到用户的自然呼吸频率, 引导他 / 她自然地呼气到用于 REE 测量的新陈代谢分析器的吹口。为了适应用户的呼吸方式的可能变化和校正预先确定的呼吸方式的错误, 自适应取样方法记忆前次测量的呼吸方式, 及在下次测量期间调整音频及 / 或视讯引导。在自适应取样方法中的额外特征是用来确认时间间隔, 其中在测量期间呼吸方式是正常且有规则的, 以及基于在这些时间间隔期间测量的数据来确定 REE。在正常呼吸方式未被检测的情况中, 用户被指示正常地呼吸, 并持续测量,

直到找到有规则且正常的呼吸方式的时间间隔为止。

[0061] 在另一实施例中,用户被指示自然地呼吸到设备。记录第一个或数个测量的呼吸方式,并分析以提取呼吸频率和幅度。到下一次测量中调整音频律动和音量(及/或视觉显示),以匹配在第一次测量中测量得的呼吸频率和幅度,其引导他/她在他/她的第二次 REE 测量中自然地呼吸到设备。在第二次 VE 测量中的他/她的呼吸方式也被记录和记忆,以用于下一次的测量。重复这过程,直到检测到前后一致且正常的呼吸方式为止。

[0062] 此自适应取样方法示出在呼吸频率再生性中的 3 到 12 倍的改进(特别地参看图 1A),其对于新陈代谢分析器的 REE 的正确性是至关重要。一个重要的发现是,自适应取样方法不仅增加呼吸频率上的再生性,还可以增加呼气量的再生性,且因此增加能量消耗值。呼气量的更高再生性的另一结果是测量时间显著的减少,其从 10 分钟左右缩短到少于 2 分钟。这一事实增加在测试期间的整体的用户体验,并使测试能够在没有专业人员的情况下被采取。图 1D 示出在自适应取样方法下由独立用户估算的 REE 值(REEuser)及由健康专家估算相同用户的 REE 测量(REEProf)的线性相关分析。连续地进行四个测量:其中两个通过用户采用自适应取样方法,而其余两个通过健康专家。每一种的两个测量结果被平均以进行分析。0.95(SD = 0.01)及 0.9954 的平方回归系数的高相关性表示出自适应取样方法在捕捉与可再生的 VE 值相关的真正有代表性的 REE 值的能力。

[0063] b) REE 测量 - 流速测量:呼气气体量流速(VE)的准确测量是用于准确测量 REE 的另一关键因素。一种测量 VE 的方法是和定时器一起采集已知体积容量的袋中的呼气样本。VE 由体积和由定时器所记录的计时确定。此方法测量在一个时间周期内的总呼吸量,且不提供在自适应取样方法中需要的呼吸-对-呼吸信息(即,呼吸频率)。此方法也需要使用袋子,这对用户来说是不方便的。另一方法是使用超声波技术来确定流速,且接着从流速来确定 VE。超声波流动装置是昂贵的(美国专利号 5,419,326 ;5,503,151 ;5,645,071, Hamoncort 的 5,647,370 及 Delsing 的 5,796,009),其不符合个人设备的要求。已有提出用涡轮流量计来确定流率,但它们由于惯性作用而容易出错,且在低流速下是不准确的(美国专利号 6,206,837 ;4,658,832 ;及 4,631,966)。MEMS(Micro-electro-mechanical systems, 微机电系统)为基础的压力传感器可以用于确定流速,且因此确定 VE。为了以低成本的 MEMS 压力传感器准确地测量 VE,流动通路的设计是正确的。Kofoed 和其他描述了不同压力传感器的使用,以确定临床应用的流速(美国专利号 5,789,669, PCT US 2002/0029003A1, Orr 等, PCT, US2010/0036272 A1, W. J. Sullivan, G. M. Peters, P. L. Enright, “呼吸速度描记器:理论与临床应用”,呼吸照护,7 月 1984, Vol. 29-7, pp. 736-49)。然而,对于价格合理的个人新陈代谢分析器而言,其必须能够在静止条件下,使用低成本压力传感器准确地测量相对低的流速,且因此测量相对低的压力。为了符合这个需求,必须谨慎地设计流动路径和流速测量。

[0064] 现在共同地参考图 2 和图 3,示出了新陈代谢分析器中流速测量的一个实施例的上视图。它展示具有入口(1)和出口(5)的流动路径。流动路径包括孔(2),通过这个孔,呼气从入口流到出口。流速以压力传感器(3)来确定,压力传感器的入口连接到孔(2)的入口侧且压力传感器的出口(5)连接到孔(2)的出口侧。热阻器(4)位于孔的入口侧且邻近于孔,以用于呼气温度测量。

[0065] 更具体地参考图 3,其为图 2 所示的实施例的上视图的更详细说明。它示出具有过

滤器 (9) 的吹口 (15), 其防止唾液进入入口侧上的流动路径。它也示出在孔的出口侧的检测腔 (6)。检测腔具有风扇 (8), 其通过单向阀 (7) 连接到检测腔侧。

[0066] 本文所公开的实施例提供优化的几何形状和尺寸, 以实现对于用户具有低成本压力的  $V_E$  的准确测量, 以在静止条件下测量 REE。孔将气流分离成两个部分。一个是通过吹口连接到用户的嘴, 而另一个连接到呼吸分析器其他部分, 其中压力是相同的或接近环境空气的压力。这里, 孔是系统的关键成份, 且它限定成具有开口的物体, 以让空气流通, 其中开口的大小控制孔的两侧之间的压力差和流速。压力传感器的入口连接到吹口侧, 且压力传感器的出口连接到其他侧。压力传感器以差分检测模式来操作, 由此测量入口和出口的压力差。对于给定的流动路径的几何形状, 压力差是涉及体积流速。这可以通过考虑伯努利方程而理解,

$$[0067] \quad \Delta p = \frac{1}{2} \rho v^2$$

[0068] 其中,  $p$  是压力差, 是呼气密度, 且  $v$  是孔 (在图 2 中标记为“2”) 处的流速。根据用于 REE 的 Weir 方程式 (参看方程式 4), 是呼气量流速确定 REE, 而不是流速  $v$ , 所以必须从  $v$  确定  $V_E$ , 用

$$[0069] \quad V_E = \langle v \rangle A_o, \quad (2)$$

[0070] 其中,  $\langle v \rangle$  是孔处流速的时间平均值, 且  $A_o$  是孔的横截面面积。由于  $p$ , 背压, 是测量量, 我们以  $\Delta p$  来表达  $V_E$

$$[0071] \quad V_E = (2/p)^{1/2} \langle \Delta p^{1/2} \rangle A_o. \quad (3)$$

[0072] 根据方程式 3,  $V_E$  可以从测量的  $p$  相对于时间来确定, 但这仅仅是近乎正确。在实施中, 有关于  $v$  相对于  $p$  的实验校正曲线通过在不同的  $v$  测量  $p$  来获得。知道校正曲线,  $v$  是从测量的  $p$  来确定, 且接着使用方程式 2 来通过在时间上积分  $v$  来确定  $V_E$ 。

[0073] 现在参考图 4, 示出通过测量孔的压力差相对于体积流速来确定的实验校正曲线。孔的开口的直径是 4.2mm。校正曲线示出流速上的背压的相依性。亦可使用单个入口压力传感器。在此例子中, 入口压力是参考环境压力而被测量。

[0074] 上述的分析只有在压力传感器的入口和出口的位置的横截面面积大于孔的横截面面积时才是正确的。这是因为方程式 1 假设入口的流速相比于孔的流速是大约为零, 其只有在入口的截面面积远大于孔的截面面积时才是有效的。这个结论是通过如图 5 和图 6 所示的数值模拟来证实。对于大于 90% 的准确性, 压力传感器的入口的横截面面积与孔的横截面面积的比例应该是大约大于 1.5。

[0075] 现在参考图 7, 示出压力传感器入口位于流动路径的不同位置时的流速相对于压力差校正曲线的数值模拟。最大压力读值 (最准确) 可以通过将压力传感器的入口放置在至少 1mm 远离孔且设置在装置的壁上来获得。又一要求是将压力传感器的入口大大地远离孔放置。这个要求进一步保证的是流速是接近零。类似地, 压力传感器的出口也应该大大地远离孔放置, 使得在出口的位置的流速也接近零。这个结论通过如图 7 所示的数值计算来证实。

[0076] 现在参考图 8, 示出归一化的背压在孔的直径上的依赖性, 其中正方形和菱形分别对应到所测量的结果和伯努利方程的计算结果。对于低成本压力传感器, 背压必须足够大以准确地测量。然而, 大背压对用户造成困难, 特别是儿童吹气入呼吸分析器。更重要地, 大

背压需要用户使劲地吹气入流动路径,其偏离静止条件,且因此将误差引入到测量的 REE。广泛的实验(菱形)、具有伯努利方程的计算(正方形),和背压相对于孔尺寸的数值模拟表示孔的理想直径是在 2.5 至 7mm 之间。如果孔的直径小于 2.5mm,背压会太高以致于不能够舒适地呼吸。另一方面,如果孔的直径大于 7mm,压力差会太小以致于不能够被具有低成本压力传感器所测量。这个分析是基于使用圆形孔,且另一几何形状(例如正方形)也可被使用,但孔的横截面面积必须在 5-40mm<sup>2</sup> 之间。

[0077] 低成本压力传感器典型地基于微制造的 MEMS(微机电系统)设备。已知这些设备在定位上相对于地球引力方向是敏感的。对于准确流速测量,压力传感器应被布置为最小化地球引力的影响(例如,隔膜朝向旁边)。

[0078] c) REE 测量 - 温度校正:用于从消耗的氧和产生的二氧化碳来确定 REE 的最广泛使用的方程式是 Weir 方程式,其为

$$[0079] \quad \text{REE (kCal/day)} = [0.9(\text{VO}_2) + 1.1(\text{VCO}_2)] \times 1.44, \quad (4)$$

[0080] 其中,VO<sub>2</sub>是氧消耗速率 (mL/min),且 VCO<sub>2</sub>是二氧化碳产生速率 (mL/min)。VO<sub>2</sub>和 VCO<sub>2</sub>以 V<sub>E</sub>的方式进一步表达,且由如下方式给定

$$[0081] \quad \text{VO}_2 = V_E \times (0.2093 - F_{\text{O}_2}), \quad (5)$$

$$[0082] \quad \text{VCO}_2 = V_E \times (F_{\text{CO}_2} - 0.0003), \quad (6)$$

[0083] 其中,F<sub>O<sub>2</sub></sub>和 F<sub>CO<sub>2</sub></sub>是在呼出气体中氧和二氧化碳的分数。

[0084] 需要注意的是 Weir 方程式假设 V<sub>E</sub>是在标准压力、温度和干燥条件下获得(STPD: 温度 = 0°C, 压力 = 760mmHg and 湿度 = 0%)。在实施中,这更方便的在不同条件下,例如呼气温度和湿度,来确定 V<sub>E</sub>。在本发明中,V<sub>E</sub>是在孔的尖端确定,其中压力是接近环境压力,温度是呼气温度,且湿度是饱和(冷凝)相对湿度条件(ATPS)。为了转换 V<sub>E</sub>(ATPS)到 V<sub>E</sub>(STPD),必须包括邻近于孔的温度(T)传感器。一旦邻近孔的温度被确定,邻近孔的相对湿度也基于相对湿度相对于温度的校正曲线来确定。从邻近孔的温度和相对湿度(如图 2、3 及 9 所示),可以通过施加校正因素而从 V<sub>E</sub>(ATPS) 来确定 V<sub>E</sub>(STPD)。

[0085] d) REE 测量 - 水冷凝:所公开的装置通过直接吹气到装置来测量 REE,因此唾液和水冷凝是重要的问题。过量的唾液进入装置和装置中的水冷凝会引起卫生问题,且会导致装置的故障。现有商业仪器包括特别设计的具有针对唾液的贮存器(Ross 等,US 7,108,569 B2)的吹口,及/或混合器腔,以允许气体冷却到环境温度(Orr, Kofoed, Durst, US 6,475,158 B1; Robergs 等,US2004/0176698),及/或使用全氟磺酸来移除湿度(Flanagan, PCT WO 2004/041084 A1)。

[0086] 在例如如图 3 所示的一个有用的例子中,过滤器(9)由多孔材料制成,例如尼龙网或毛毡,其被配置在吹口中,以在没有很多背压的情况下允许呼出的气体通过的同时,防止唾液进入设备。吹口的替代设计是包括至少一个单向阀,使得用户可以在呼吸分析器中呼吸,但不会从呼吸分析器吸入空气。为了进一步减少装置中的水冷凝,风扇(8)被加入到呼吸分析器,其通过位于与流动路径平行的单向阀(7)连接到主要流动路径,以避免干扰正常静止呼吸条件。在 REE 测量期间,风扇是停止的,且单向阀是关闭的。在测量之后,风扇开启且单向阀打开,以允许空气流进或流出检测腔,其帮助吹干冷凝水。但值得注意的是,虽然多数 REE 测量需要对呼吸样本进行除湿,以防止过多的水分在系统中积蓄或防止干扰传感器测量的水蒸气,目前的 REE 测量与呼吸冷凝条件是相容的。

[0087] 现在参考图 10A 和图 10B, 示出传感器盒设计的一个示例实施例。包括传感器盒 (12), 其包括多个至少 2 个感测组件 (213) 和至少 2 个参考组件 (215)。感测组件的每一个包括具有格子结构 (最好地如图 10B 所示) 的感测参考组件。

[0088] e) REE 测量 - 比色传感器盒: Tao 和 Forzani (美国公开号 20130150746 A1, 具有公开日期 2013 年 7 月 13 日, 以参考方式引入于此) 公开基于比色感测技术来测量 REE 的可携式新陈代谢分析器。在比色感测技术中的关键要求是将化学感测材料均匀地涂覆到由固体材料制成的传感器盒或芯片, 固体材料例如塑料或玻璃。通过简单地以化学溶液涂覆固体表面, 化学品的分布往往不均匀, 这是由于如“咖啡环效应 (coffee ring effect)”的影响。为了解决这个问题, 本发明通过在传感器盒表面上产生具有一定深度的有图案的结构来解决这个问题。图案的理想大小包括至少 81 个顶点和 20 至 200 微米的深度。传感器盒的特别设计包括塑料片, 在塑料片上的有图案的结构 4 个区域被产生。区域中的两个是用于氧、二氧化碳感测, 而其余的两个用于对应参考校正。

[0089] f) PAE 测量 - 基于 MET 演算法的 REE: 在原理中, 如果可以确定有关体能活动的能量消耗或 PAE, 接着可能通过组合 PAE 和 REE 来获得 TEE。尽管各种设备已经发展到监控各种活动, 转变记录活动到日常体能活动能量消耗, PAE, 是一个不普通的任务。这是因为对于固定量的踏步或层数的实际能量消耗取决于许多因素, 如人的体重, 性别, 年龄, 速度和本身的新陈代谢速率。众所周知的概念是基于 MET- 演算法 (Crouter 等, 美国运动医学协会, 2010 年 5 月, 42(5):1029-1037), 其以 MET 的单位量化体能活动的能量消耗, 其中 1MET 是人体的 REE。2.5MET 的能量消耗率指的是人对某个活动的能量消耗是他/她的 REE 的 2.5 倍。显然地, 此 MET 概念的准确性依赖于 REE 值的准确性。之前, MET- 演算法已被用于使用从通用方程式估计的 REE 值来确定 PAE。这些方程式基于大量人口的统计平均值 (W. D. McArdle 等“运动生理学: 能量、营养和人体机能”Lippincott Williams&Wilkins, 2007) 而开发的, 其已知是不准确的, 这是由于即使具有相同性别、相似年龄和相似体重, 这些人可具有非常不同的 REE 值, 由于例如激素、身体组成及药物的各种因素 (M. Manore, N. Mayer, and J. Thompson, “用于健康和性能的运动营养”, Human Kinetics, Champaign, IL, 2009)。另外, 人的 REE 可能会随时间变化, 特别在减重计划期间。

[0090] 在本发明中, 是将个人的所测量的 REE 用于确定 PAE, 而不是计算出来的 REE。本发明自然地追踪的体能活动的类型、强度和持续期间来确定 PAE 的算法中, 考虑到重量、年龄、性别及其他个人信息。加速计及/或其它体能活动传感器用于记录活动, 并确定活动的类型和花费在特定活动的时间。信息被实质地用于 MET 相等物的准确分配, 且使用方程式来计算 PAE,

$$[0091] \quad PAE \{kcal/day\} = \sum X_{activity} EE_i, \quad (7)$$

[0092] 其中,  $EE_i$  是由  $EE_i = MET_i \times REE$  ( $MET_i$  是活动的 MET) 给定的活动的能量消耗, 且  $X_{activity} = t_{activity}/24hrs$  是花费在由物理传感器估算的特定活动上的每日时间的分数。使用此演算法, 确定 PAE 和 TEE (图 10)。

[0093] 要注意的是对于不能以物理传感器追踪的体能活动, 可以使用语音识别方法。然而, 为了最小化用户的负担, 仅记录在体能活动中的变化, 而不是体能活动的总量。

[0094] g) 卡路里摄入量 - 行为变化演算法: 卡路里摄入量的准确追踪是困难的, 因为某种类型的食物的卡路里不仅取决于大小, 还取决于食物的配料, 由于餐厅的不同以及家庭

的不同,造成食物的卡路里不同。每餐及每天追踪食物摄取量对大多数人来说是乏味且不切实际的。代替追踪总卡路里摄取量,本发明公开一种方法,其专注于食物摄取量的变化。例如,如果用户吃完一个汉堡或喝完一罐汽水,其低于他/她的正常每日部分,将显示每年卡路里和体重减少的预计量,并出现例如预计重量减少、延长寿命及其他健康益处的鼓励信息。同样,如果用户吃完一个汉堡或喝完一罐汽水,其高于他/她的正常每日部分,将显示每年卡路里和体重增加的预计量,并出现警告信息,以劝阻用户的行为。这种方法从单一—食品项目消耗来减少用户的负担,并且更容易地使用语音识别来追踪变化。本方法的另一个好处是,提供正面行为变化的动机,并劝阻负面行为变化。本发明也允许用户设定重量目标(目标体重和目标日期),并建议为了达到目标而所需要的卡路里摄取量变化以达到目标。

[0095] h) 基于 REE 的体能活动时间的个人化建议:本发明还公开额外演算法,以建议需要达到上述目标体重的体能活动(走路、跑步等)的持续时间(例如,每日分钟)。建议是基于活动的类型,且用户的测量的 REE 具有如下方程式,

[0096] 持续时间 (min/day) =  $\{[(WT_t - WT_o) \times 3500 \text{ (kCal/lbs)}] / (\text{date}_T - \text{date}_o)\} - \text{PAE}_{\text{exclREE}} \text{ (kCal/day)} + \Delta \text{CI} \text{ (kCal/day)}\} \times (24\text{hs/day}) \times (60\text{min/h}) / \{\text{MET} \times \text{REE}\}$ , (7)

[0097] 其中,  $WT_t$  和  $WT_o$  分别是以 lbs or Kg 表示的目标和现在的体重,  $\text{date}_T$  和  $\text{date}_o$  分别是目标日期和现时日期;  $\text{PAE}_{\text{exclREE}}$  是每日体能活动能量消耗(除 REE 之外);  $\Delta \text{CI}$  是每日卡路里摄取量变化( $\Delta \text{CI}$  的负值指的是卡路里减少,而正值指的是卡路里增加); MET 是用于选择更好的活动(例如,正常走路、快走、跑步等)的新陈代谢相等物;及 REE 是个人的测量的 REE。如果  $\text{PAE}_{\text{exclREE}}$  和  $\Delta \text{CI}$  可从基于 MET 演算法——的 REE 和卡路里摄取量变化消息中得出,  $\text{PAE}_{\text{exclREE}}$  和  $\Delta \text{CI}$  是包括在时间计算中。

[0098] i) 新陈代谢年龄:本发明还公开方法和对策,以说明测量的 REE。如之前所述, REE 是身体需要维持基本新陈代谢功能的能量,例如呼吸、血液循环,大脑活动和细胞再生。对于相同性别、体重和身高的人,统计学证明 REE 随着年龄的增加而减少,这是由于新陈代谢功能的降低。通过如下方程给定的归一化的 REE

[0099] 归一化的 REE ( $\text{Kcal}/(\text{h} \times \text{m}^2)$ ) =  $\text{REE} \text{ (kCal/day)} / (24\text{h} \times \text{SBA} \text{ (m}^2\text{)})$  (8)

[0100] with  $\text{SBA} \text{ (m}^2\text{)} = (\text{身高})^{0.725} \times (\text{体重})^{0.425} \times 71.84$ , (9)

[0101] 已按性别及相关年龄段列表显示 (Fleish A., Le metabolism basal standard et sa determination au moyen du "Metabocalculator", Helv Med. Acta, 1951, 18:23)。由于在过去缺少 REE 测量工具,归一化的 REE 没有被广泛的使用。本发明使用随着时间测量的归一化的 REE,以计算用户的时间——平均归一化的 REE,其提供用户的新陈代谢年龄的估算。另外,归一化的 REE 和新陈代谢年龄是在本发明的演算法中使用,以提供特定建议来增加新陈代谢速率,及降低新陈代谢年龄。

[0102] 一个较佳的实施例包括三个主要组件,1) 新陈代谢分析器,其测量新陈代谢速率,2) 移动电话或平板电脑,其与新陈代谢分析器通讯,用于数据处理、存储和显示,及3) 云端,其与移动电话或平板电脑通讯,用于数据存储及进一步的处理。这里,新陈代谢分析器、移动电话或平板电脑和云端包括硬件以及相关的软件和/或固件。

[0103] 新陈代谢分析器组件

[0104] 现在参考图 9,示出新陈代谢分析器设备流动路径结构的侧视图的一个实施例。

示出的新陈代谢分析器设备 90 包括光源 (10)、传感器盒 (12)、光二极管 (13)、电子电路板 (14) 和电池 (15)。新陈代谢分析器 90 包括 5 个主要组件,吹口 (15)、流动路径结构 (100)、检测腔 (110)、电路板 (14)、壳体 (未示出) 和具有相关充电电路的电池 (115)。

[0105] 新陈代谢分析器中的吹口 (15) 连接到流动路径结构的一端,以允许用户吹气到流动路径结构中。在一个实施例中,吹口包括由多孔材料制成的过滤器,例如尼龙网或毛毡,以在没有产生大量的背压的情况下,防止唾液进入设备。在另一实施例中,吹口至少包括一个单向阀,使得用户可以呼气到呼吸分析器中且不会从呼吸分析器吸入气体。单向阀也帮助防止唾液进入呼吸分析器。也可使用额外的单向阀来允许用户通过吹口从环境中吸入气体。

[0106] 流动路径结构包括热阻器、特别设计的孔结构及检测腔。热阻器位于邻近于孔 (在入口侧上),其读取孔处的呼气的温度。传感器的孔与压力传感器一起测量呼气 (VE) 的流速,传感器的孔与压力传感器一起被称为气流传感器。压力传感器以差分模式操作,以允许校正由于压力偏移,例如由于定位差异的大气压力而造成的差异。特别设计的孔结构在没有使用昂贵的压力传感器或另外组件的情况下,能够进行多个敏感且准确的差分压力测量,以实现具有如由用户感觉到的最小背压的高精确流气动测量。在准确且可靠的静止新陈代谢测量和无负担的新陈代谢测量的多个关键其中之一,是允许用户自由地呼吸。就这点而言,最小背压是需要的。本发明中所公开的气流测量技术通过最大化由压力传感器所检测的差分压力信号来最小化由用户感觉到的背压,且因此允许在所公开的呼吸分析器中使用低成本能买到的压力传感器。用以解决此问题的其他实施例包括使用更敏感的压力传感器、使用多个压力传感器、或使用可以制造周期性基线测量的智能取样方案。

[0107] 检测腔 (图 3 和 9) 是封闭容积,其收容传感器盒 (12) 和由光源 (10) 及光二极管数组 (13) 组成的光学系统。光学系统在传感器盒上执行比色测试,其允许所消耗的氧速率和所产生的二氧化碳速率的确定。风扇是设计来从检测腔中移除水蒸气及水冷凝。

[0108] 电路板:安装在电路板上的是压力传感器、光二极管检测器数组、微处理器、蓝牙及多种用于以传统方式进行信号传导、处理和传输的电路组件。流动路径结构是安装在电路板的上面,使得在传感器盒上的感测组件是直接放置在光二极管数组的上面。压力传感器是安装在电路板上,但其入口和出口连接到孔的两侧。样本出口提供了以适当地排出呼气样本的方式。

[0109] 新陈代谢分析器的操作:首先将从吹口被呼出的气体引导通过孔,该气体从自适应取样机构产生,且接着引导到用于分析的检测腔。其后,呼气样本被引导离开新陈代谢分析器。在新陈代谢速率测量期间,风扇是停止且单向阀是关闭,使得环境气体不会通过风扇进入到检测腔,从而干扰器呼气样本的分析。在测量完成之后,风扇开启,由此打开单向阀以使检测腔变干。

[0110] 电池和充电电路:电池可有利地是高能量密度的锂离子电池,其可以充电电路进行再充电。电池能量准位和充电状态被监控及显示。

[0111] 壳体:由塑料或铝制成的壳体用于收容流动路径结构、检测腔、电路板、LED 显示器、开关、电池和相关充电电路。

[0112] 现在参考图 11,示出具有不同方法的新陈代谢分析器的临床验证。(A) 使用 Douglas Bag 方法的验证:由新陈代谢分析器估算的静止能量消耗 (REE) 相对于由 Douglas

参考方法估算的静止能量消耗的比较。(B) 使用参考仪器的验证：在 4 个久坐生活方式的个体中以具有 FDA 认可的商业 Oxycon 移动仪器（黑色）以及第二商用设备（基于加速度计、皮肤电导和皮肤热流动检测）估算总能量消耗 (TEE) 的比较。新陈代谢分析器与 Oxycon 移动 (FDA 认可的间接卡路里计仪器) 在 < 5% 的误差范围内（表示为差异）一致。(C) 在典型的一天中 6 个对象的日常活动分布。每个活动的能量消耗被测量且与每个活动的对应时间和频率结合起来确定 TEE。(D) 所有对象的 REE/TEE 比例, 其示出的是 REE 代表对象的 TEE 的 85% 的平均值。这个结果说明了准确估算 REE 的重要性。

[0113] 现在参考图 12, 其示出包括新陈代谢分析器和移动电话的系统的一个实施例的示意图。现在也参考图 13, 示出新陈代谢分析器系统的定制应用程序部分的一个实施例的示意图。新陈代谢分析器系统的另一主要组件是移动电话或平板电脑 (122) (参看图 12 和 13)。特别地参考图 12, 系统包括

[0114] 定制应用程序 (图 12 上标记的 127) 用来执行如参考图 13 指示的一些有用的任务。

[0115] 第一, 应用程序允许与装置 (121) 通讯, 例如从装置接收数据、与装置的有效蓝牙配对、报告装置和移动电话或平板电脑之间的状态等。

[0116] 第二, 应用程序执行分析、组织结果、处理数据、估算进程、储存及取回数据 (318)。

[0117] 第三, 应用程序允许用户通过由 GUI (319) 所指示的界面与应用程序接合, 以提供一种方式来输入用户的信息、目标、产生数据传输的决策, 接收信息 / 建议, 在数据库中执行搜索, 得到图形化显示等。不像某些用户界面, 此特定实施例由语音识别组件组成, 以允许用户口头地输入信息。语音解码器程序将语音转换成文本, 其中搜索引擎功能自动地提取卡路里减少 (或增加) 的量, 卡路里减少的量预先从已建成的在线数据库确定。

[0118] 第四, 应用程序包括咨询中心 (317), 咨询中心产生用于体重管理、新陈代谢速率、运动、饮食摄取量和体重增加 / 减少目标的指导意见及建议。

[0119] 第五, 应用程序也作用成体能活动服务器 (320), 其中体能活动监控器是类似于如上所述的新陈代谢分析计设备进行服务。这在体重和新陈代谢测量中特别有用, 并且成体能活动服务器被视为新陈代谢分析器系统中不可分割的部分。体能活动监控器 (323) 可以为分离的实体, 其类似于新陈代谢分析器设备, 或其可以是单独的应用程序, 或现有应用程序中不可缺少的部分。将应用程序作为物理监控器的应用, 利用人在口袋里携带智能手机的普遍习惯, 从而有助于保证总能量消耗 (TEE) 的估算的准确数据。一个这类实施例可以使用移动电话的两个内建的传感器: 第一, 3-D 加速器, 以从日常转变运动活动, 例如走路和跑步, 来监控能量消耗; 第二, 压力传感器, 适于作为高度计, 以测量爬升活动 (例如, 楼梯或登山健行)。这些传感器将不仅提供能量消耗资料, 还提供踏步数量和爬升准位 (层), 以鼓励用户走路或走楼梯。接着, 将使用体能活动传感器数组的数据与基于 REE-MET 概念的能量消耗演算法一起来计算能量消耗。

[0120] 第六, 应用程序作为无线通信 (321) 的网络服务器。除了通过蓝牙无线连接到设备及 / 或其它体式活动传感器的能力, 应用程序允许移动电话以无线方式连接到互联网或云端, 且最终与远程服务器通讯, 其据此依次可重新传送到另一台服务器、网站、数据库、电子邮件、文字信息。

[0121] 第七, 应用程序具有自适应取样 (322) 组件, 其有助于引导用户自然且舒适呼吸,

以获得可再生且准确的基础新陈代谢速率。该方法由用于自然且有规律的呼吸的音乐引导组成,并以对象首次的呼吸周期进入设备开始。分析最先的两个呼吸周期的算法用于确定呼吸频率。在呼吸频率被确定之后,与对象呼吸频率匹配的律动以音乐音调 / 进展图形被播放或示出。所有需要的过程是实时执行,并适于整个试验中,且给定的音乐 / 图形 / 机械振动的进度是根据用户的实际呼吸频率来修改。

[0122] 第八,应用程序具有基于 REE 测量的演算法,其有助于引导用户执行体能活动时间以符合目标(例如,目标体重和目标日期)。如果信息是可用的,则演算法考虑使用通过物理传感器从用户上记录的体能活动,和以应用程序记录的卡路里摄取量的减少或增加。所有需要的过程以立即反馈形式给予用户。

[0123] 整个系统的操作

[0124] 首先,设备和移动电话或平板电脑被启动。如果需要连接至其他操作设备,则也将它们启动。其后,启动在移动电话或平板电脑上用于新陈代谢分析器的定制应用程序。设备和移动电话或平板电脑应该在连接之前通过蓝牙进行配对,且连接可在应用程序被启动之后进行,在该点,开始呼吸试验。用户通过设备的吹口吹气,且采集呼气样本,并执行热量分析。当用户开始呼气到设备时,音乐 / 图形以一种节奏被播放 / 示出,该节奏旨在潜意识地引导用户自然且舒适的呼吸,以改进测试的再生性和准确性。

[0125] 测试结果将被传送、处理和显示在移动电话或平板电脑。另外,用户也可使用历史、具体指定他们的体重管理、新陈代谢目标、使用咨询中心,其中鼓励及 / 或意见被提供来帮助用户实现他们的个人目标。用户将进一步具有选择,以传送他们的数据到医疗保健 / 健身专家或上传他们的进展到社交网站。另外,如果其他体能活动模块是可用的,用户也可使用该信息,或通过相同的应用程序和该应用程序连接到该信息,一旦连接到体能活动监控器(无论是在另一个应用程序或其他物理设备的形式),就能够自动上传体能活动数据,以用于咨询中心来更准确地估算能量平衡。此外,用户将能够估算特定活动的时间估计(例如正常走路、快走、跑步等),以基于他们的 REE 测量,达到具体的目标体重和日期,和 PAE 的有用信息和饮食卡路里变化。

[0126] 本发明已经在此描述得相当详细以符合专利法规,并提供本领域技术人员所需要应用本发明的新颖原理的信息,并构造和使用这种示例性和必要的专门组件。然而,可以理解的是,本发明可以通过不同的设备和装置执行,以及进行各种修改,不论是对设备细节和操作程序的各种修改,都可以在不脱离本发明的真实精神和范围的情况下实现。

[0127] 参考文献

[0128] 以下刊物都通过引用并入本文。

[0129] 互联网网站:

[0130] 1. <http://www.fitbit.com/>

[0131] 2.

[0132] <http://www.carefusion.com/medical---products/respiratory//cardio---pulmonary---diagnostics/metabolic---carts---cept---nutrition/metabolic---carts/oxycon---mobile.aspx>

[0133] 3. <http://www.bodymedia.com/>

[0134] 4. <http://www.acrigraphcrop.com/>

- [0135] 5.
- [0136] <http://www.diabetesaustralia.com.au/PageFiles/763/Primarypreventionguideline.pdf>
- [0137] 美国专利文件
- [0138] 1. Mault 等, 专利号 US 6, 468, 222 B1 公告于 2002 年 10 月 22 日 ;
- [0139] 2. Mault, 专利号 US 4, 917, 108 公告于 1990 年 4 月 17 日 ;
- [0140] 3. Mault, 专利号 US 5, 038, 792 公告于 1991 年 8 月 13 日 ;
- [0141] 4. Mault, 专利号 US 5, 178, 155 公告于 1993 年 1 月 12 日 ;
- [0142] 5. Mault, 专利号 US 5, 179, 958 公告于 1993 年 1 月 19 日 ;
- [0143] 6. Mault, 专利号 US 5, 836, 300 公告于 1998 年 11 月 17 日 ;
- [0144] 7. Mault, 专利号 US 7392193 公告于 2008 年 6 月 24 日 ;
- [0145] 8. Mault, 专利号 US 6, 478, 736 B1 公告于 2002 年 11 月 12 日 ;
- [0146] 9. Mault, 美国专利公开号 US 2004/0254501 A1 公开于 December 16, 2004 ;
- [0147] 10. Harnoncourt, 专利号 US 5, 419, 326 公告于 1995 年 5 月 30 日 ;
- [0148] 11. Harnoncourt 等, 专利号 US 5, 503, 151 公告于 1996 年 4 月 2 日 ;
- [0149] 12. Harnoncourt 等, 专利号 US 5, 645, 071 公告于 1997 年 7 月 8 日 ;
- [0150] 13. Harnoncourt, 专利号 US 5, 647, 370 公告于 1997 年 7 月 5 日 ;
- [0151] 14. Delsing, 专利号 US 5, 796, 009 公告于 1998 年 8 月 18 日 ;
- [0152] 15. Brugnoli, 专利号 US 6, 206, 837 公告于 2001 年 3 月 27 日 ;
- [0153] 16. Brugnoli, 专利号 US 4, 658, 832 公告于 1987 年 4 月 21 日 ;
- [0154] 17. Brugnoli, 专利号 US 4, 631, 966 公告于 1986 年 12 月 30 日 ;
- [0155] 18. Kofoed, Orr, Rich, 专利号 US 5, 789, 660 公告于 1998 年 8 月 4 日 ;
- [0156] 19. Orr 等, 美国专利公开号 US2010/0036272 A1 公开于 February 11, 2010 年 2 月 11 日 ;
- [0157] 20. Mace 等, 美国专利公开号 US2002/0029003 A1 公开于 March 7, 2002 年 3 月 7 日 ;
- [0158] 21. W. J. Sullivan, G. M. Peters, P. L. Enright, " Pneumotachographs :
- [0159] Theory and Clinical Application", respiratory Care, July 1984, Vol.
- [0160] 529-7, pp. 736-49
- [0161] 22. Orr, Kofoed, Durst, 美国专利号 6, 475, 158 B1 公告于 2002 年 11 月 5 日 ;
- [0162] 23. Conradie, Du Preez PTC, WO 2010/143027 A1 公开于 2010 年 12 月 16 日 ;
- [0163] 24. Ross 等, 专利号 US 7, 108, 659 B2 公告于 2006 年 9 月 19 日 ;
- [0164] 25. Robergs 等, 美国专利公开号 US2004/0176698 公开于 2004 年 9 月 9 日 ;
- [0165] 26. Flanagan, PCT 公开号 No. WO 2004/041084 A1 公开于 2004 年 5 月 21 日 ;
- [0166] 27. Kofoed-Orr 等
- [0167] 28. Knowler WC, Barrett-Connor E, Fowler SE, Hamman RF, Lachin JM, Walker EA, 等 Reduction in the incidence of type 2 diabetes with lifestyle intervention or metformin. N Engl J Med. 2002 Feb 7 ;346(6) :393-403.
- [0168] 29. Scott E. Crouter, J Erin Kuffel. 2 Jere D o Haas, 3 Edward A. Frongilla4

and David R. Bassett Jr., A Refined 2-Regression Model for the ActiGraph Accelerometer, *Med Sci Sports Exerc.* 2010 May ;42(5) :1029-1037

[0169] 30. W.D. McArdle, et al., " Exercise Physiology :Energy, Nutrition, & Human Performance, " Lippincott Williams&Wilkins, 2007

[0170] 31. M. Manore, N. Mayer, and J. Thompson, " Sport Nutrition for Health and Performance, " Human Kinetics, Champaign, IL, 2009

[0171] 32. Fleish A., Le metabolisme basal standard et sa détermination au moyen du i. " Metabocalculator" , *Helv Med. Acta*, 1951, 18 :23)

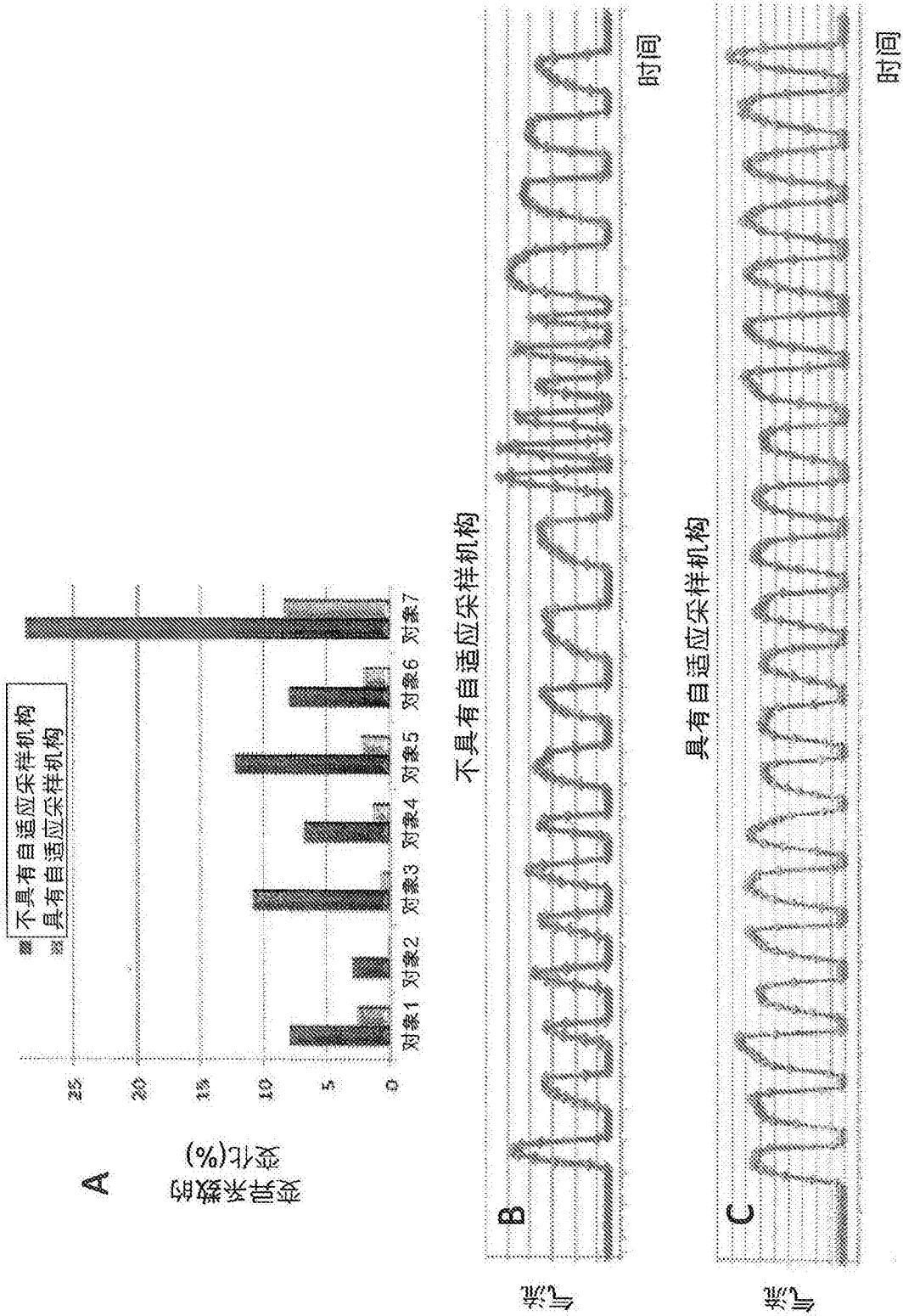


图 1

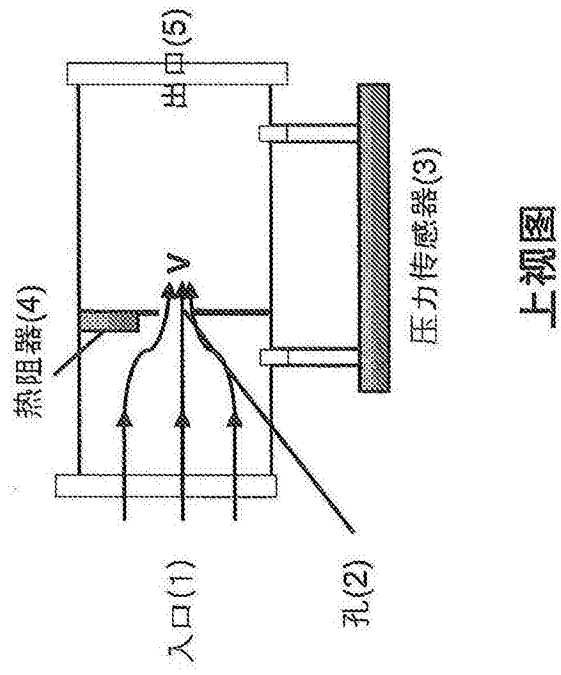
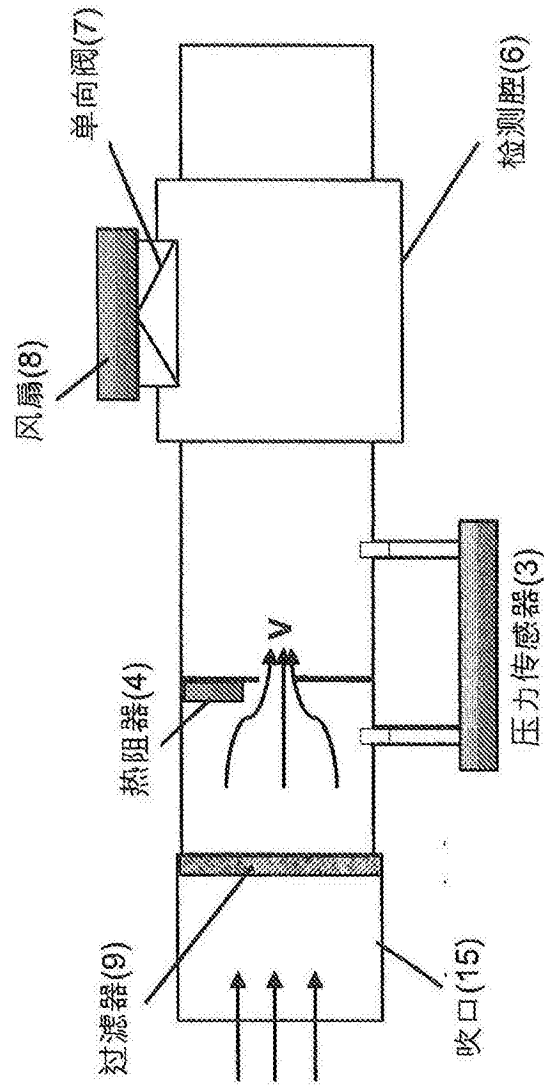


图 2



上视图

图 3

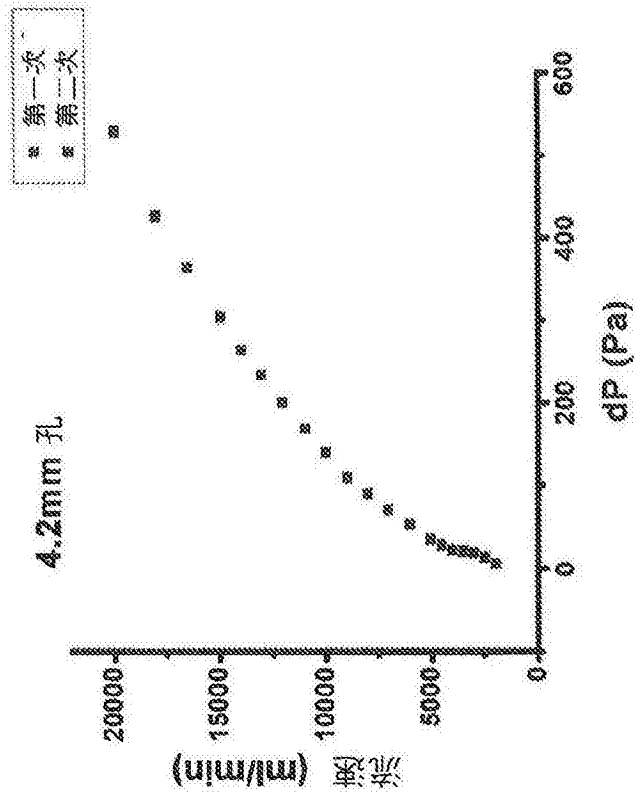


图 4

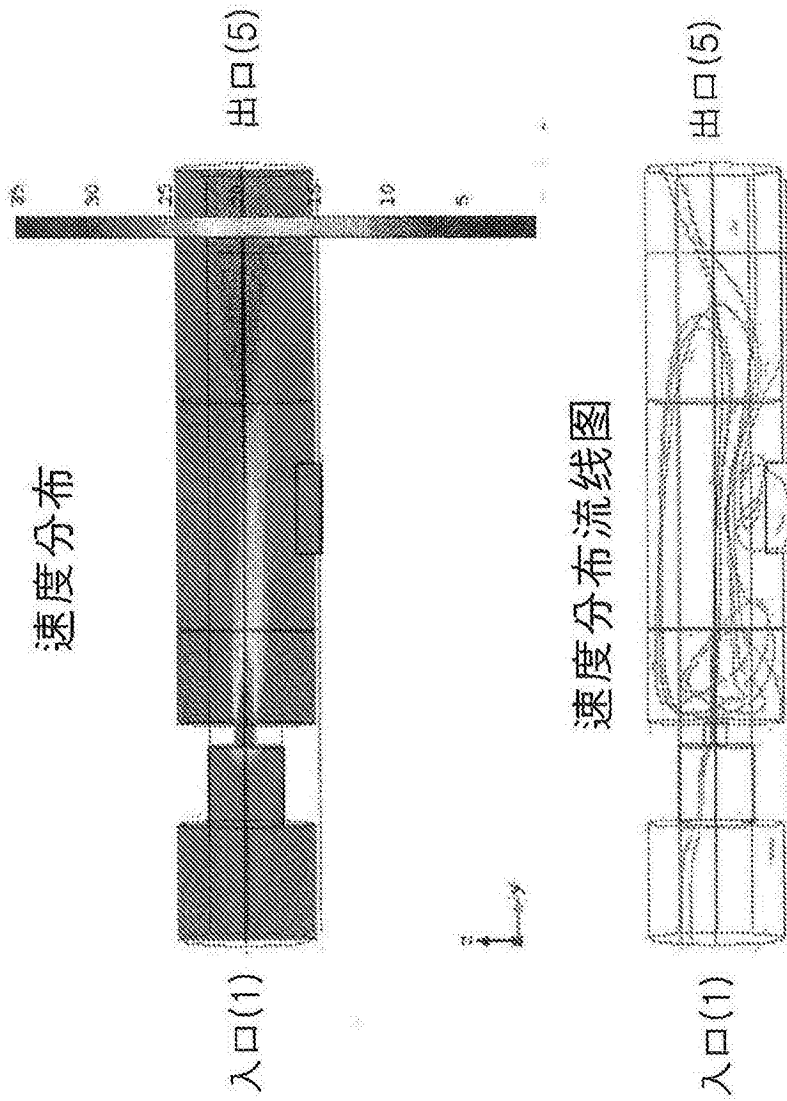


图 5

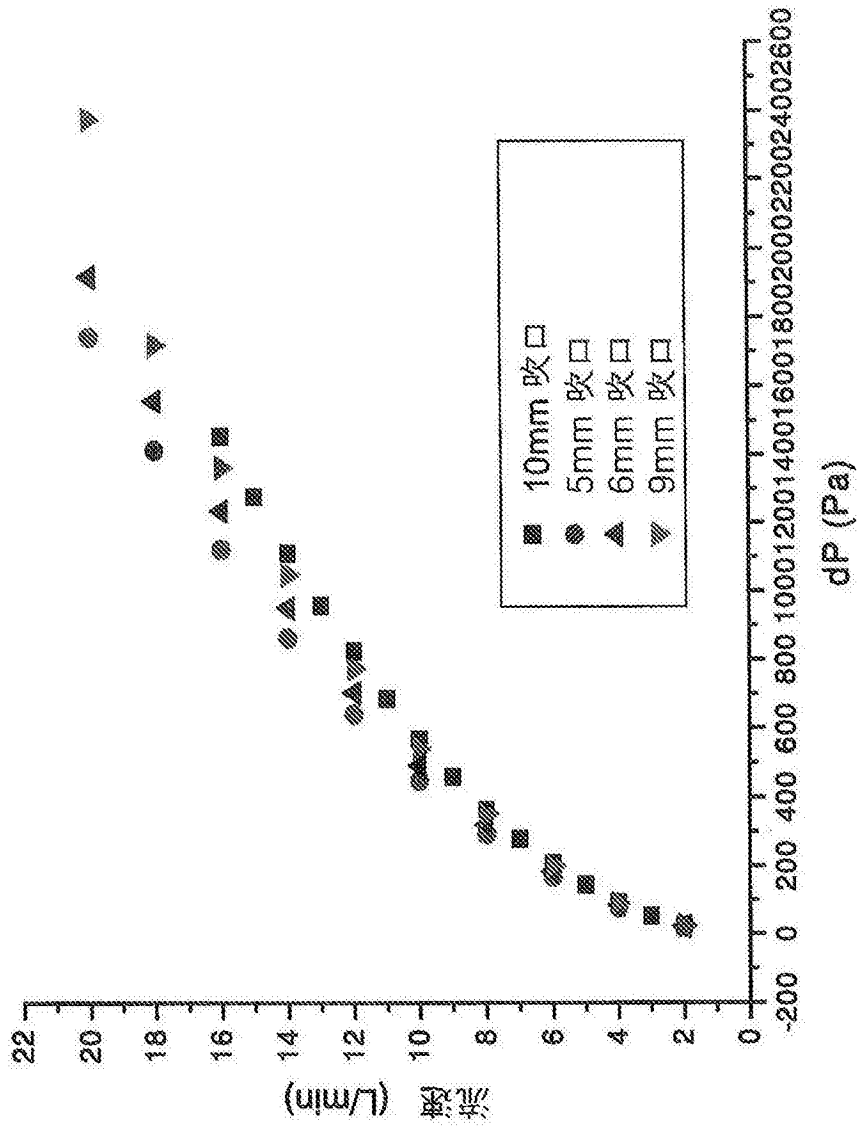


图 6

### 压力读数位置的影响

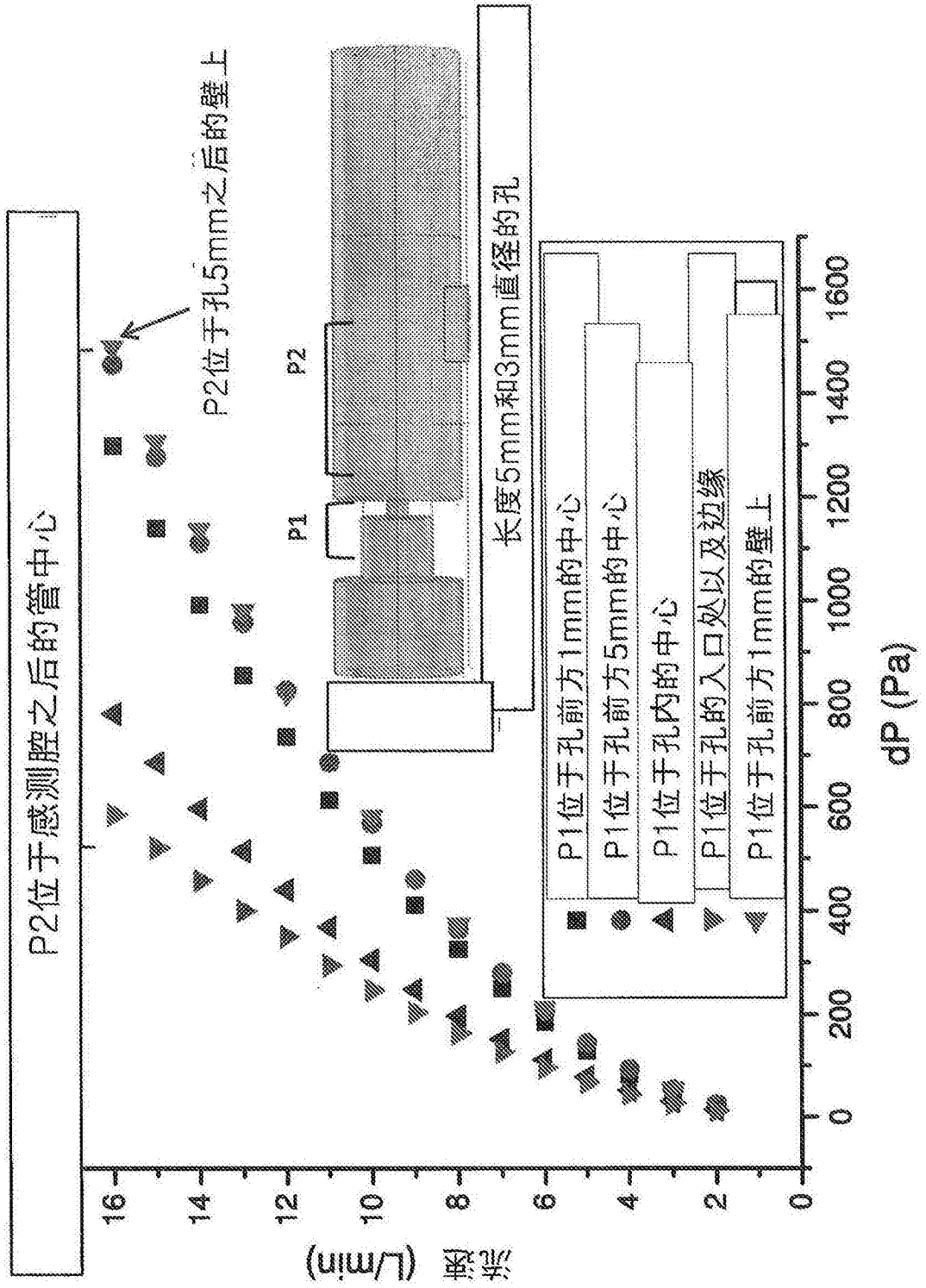


图 7

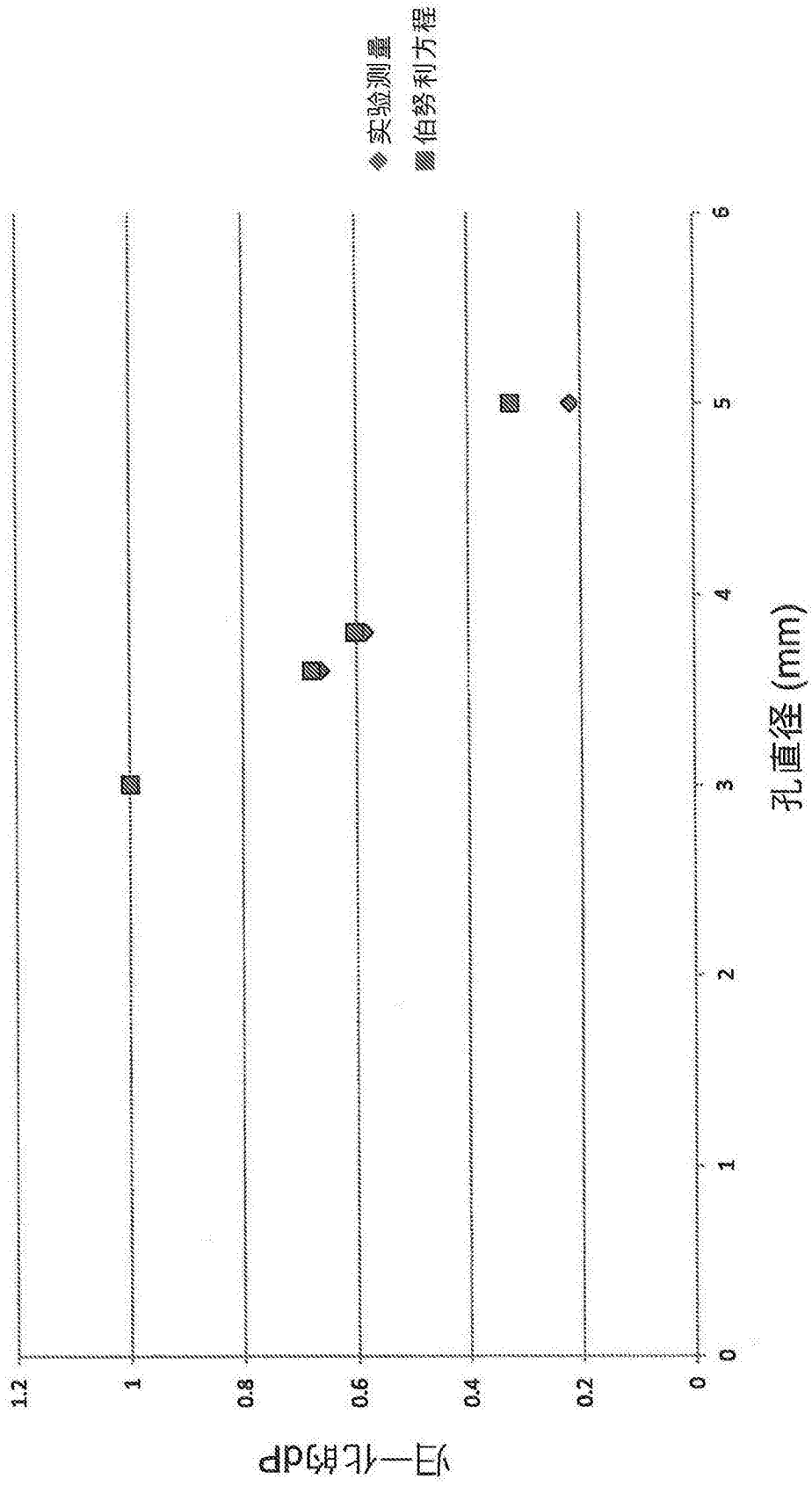


图 8

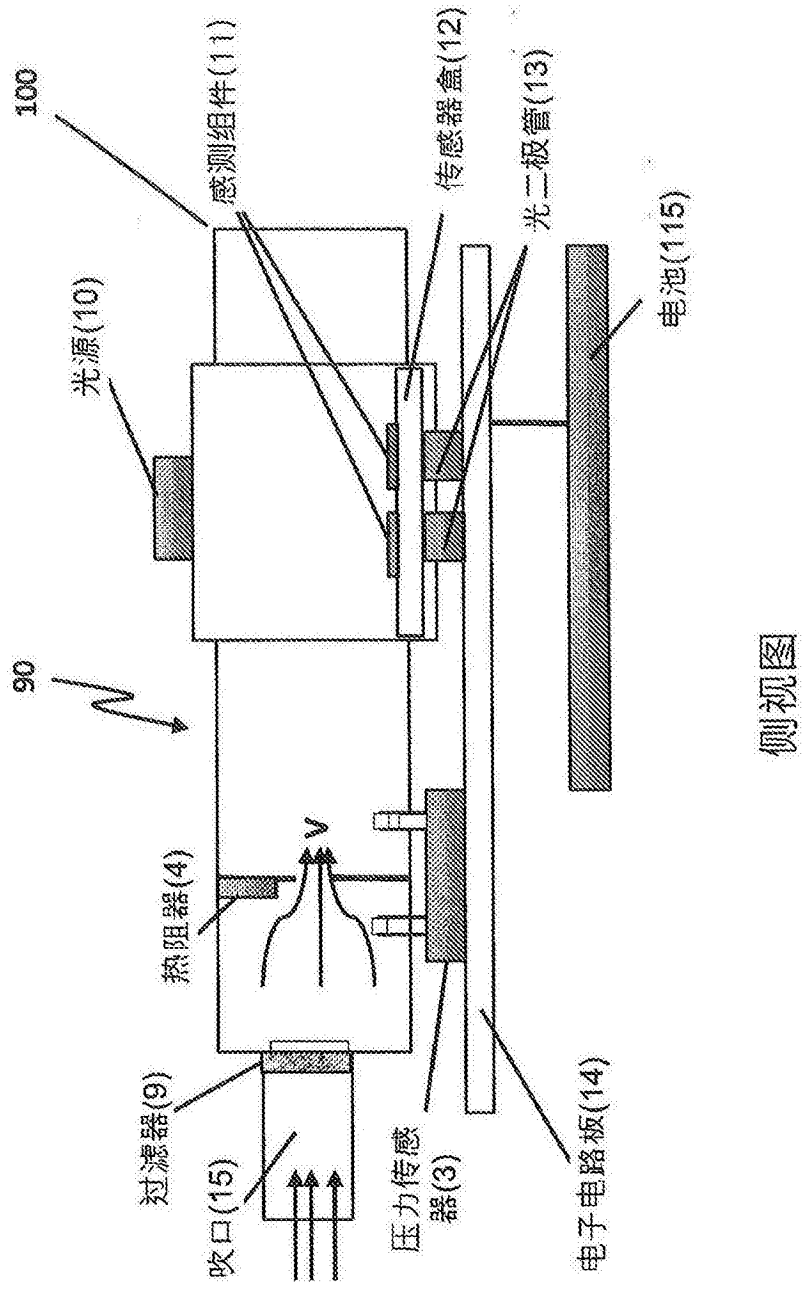


图 9

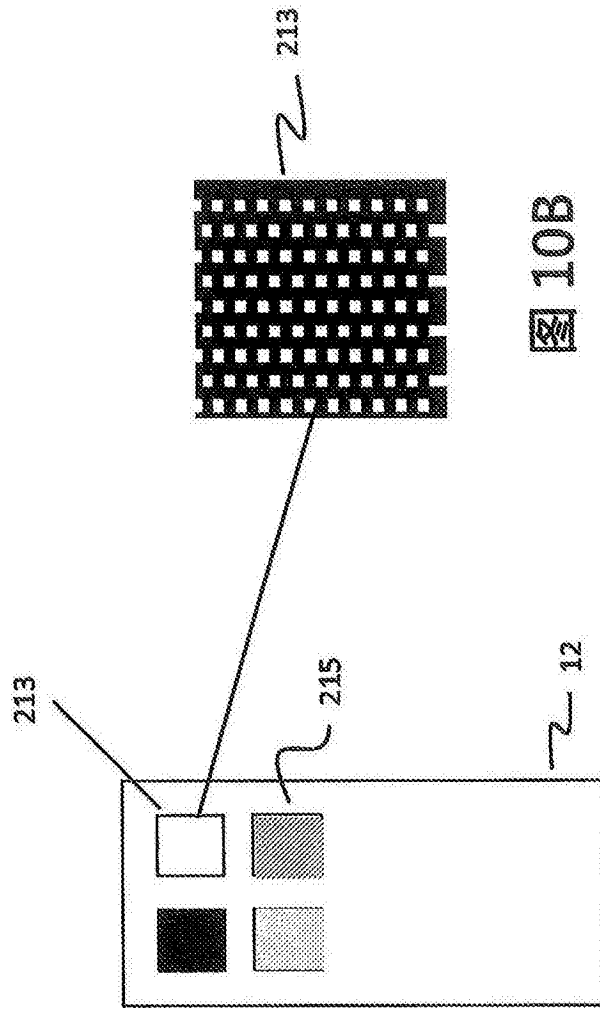


图 10A

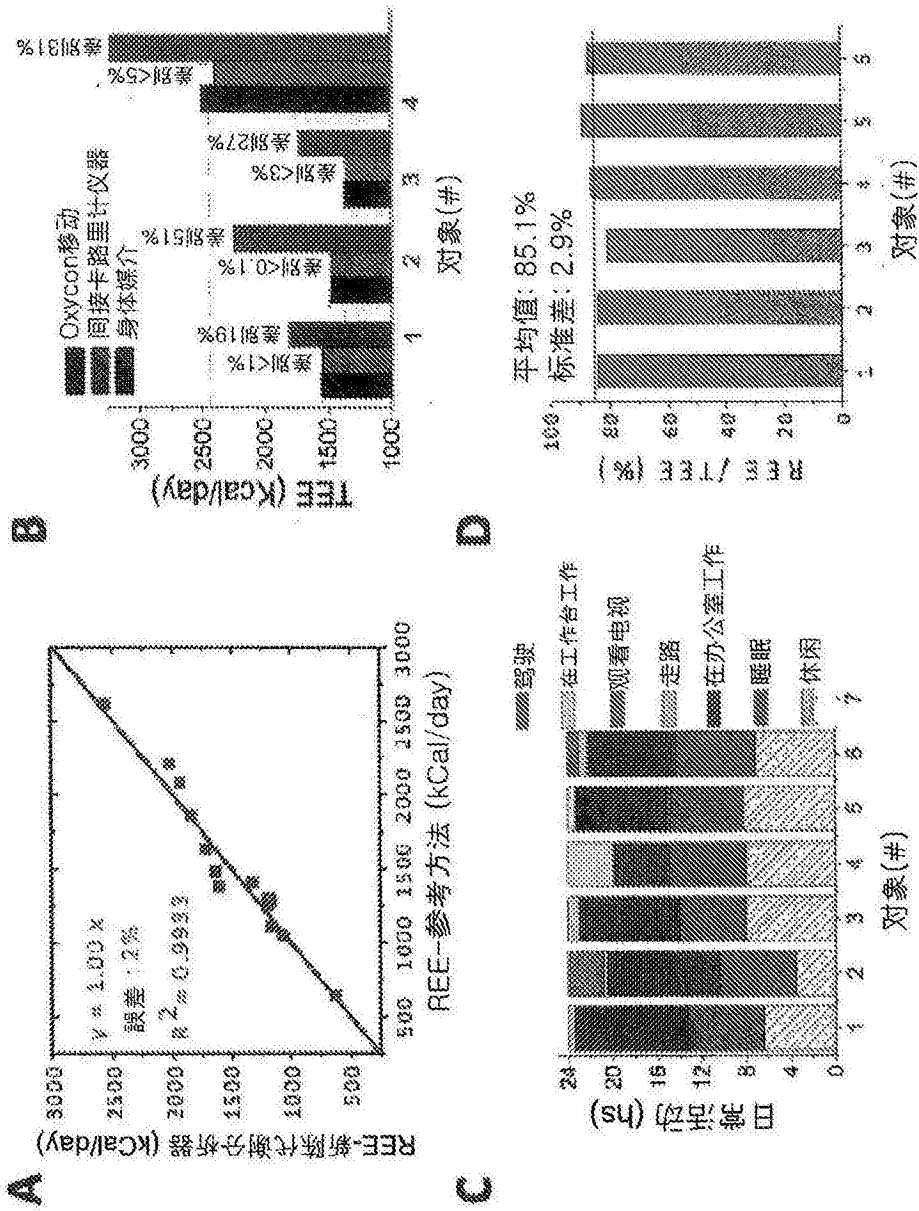


图 11

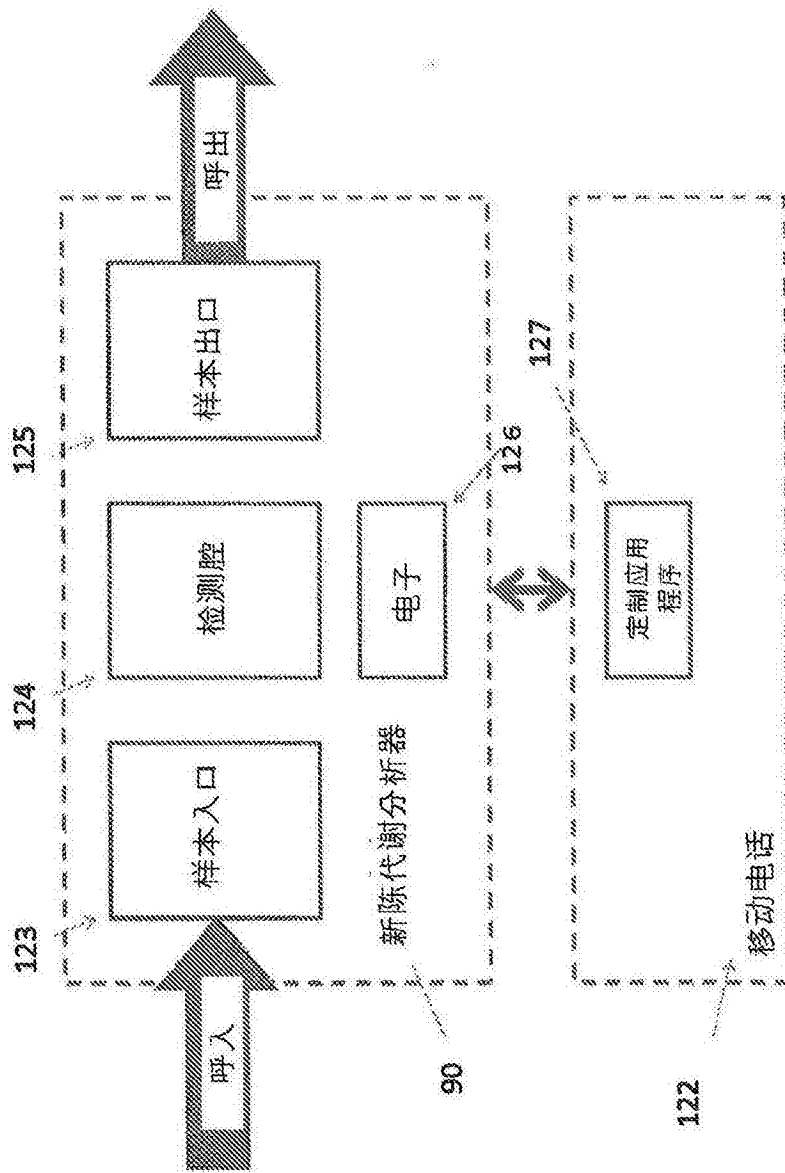


图 12

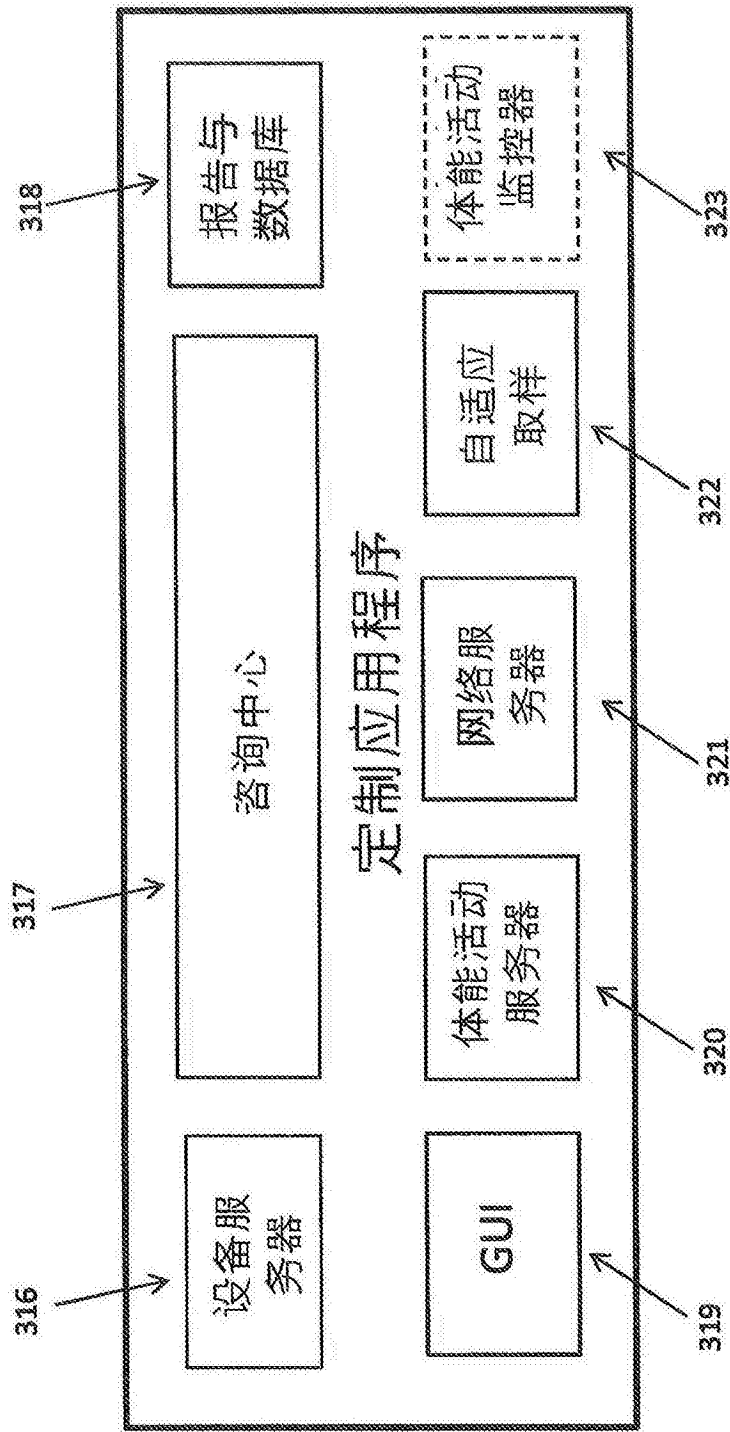
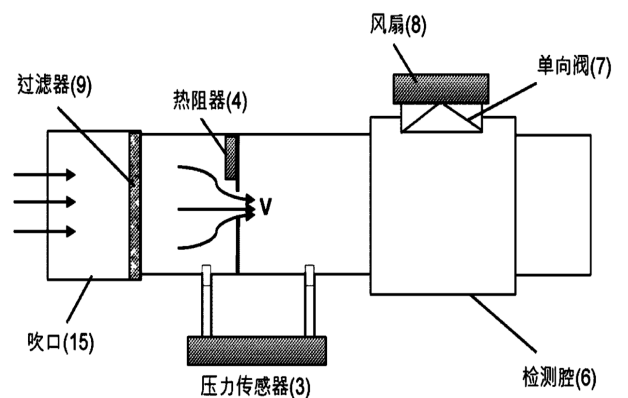


图 13

专利名称(译)	可便携式新陈代谢分析系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN105007805A</a>	公开(公告)日	2015-10-28
申请号	CN201480009673.1	申请日	2014-01-21
[标]申请(专利权)人(译)	代表亚利桑那州大学行事的亚利桑那州大学董事会		
申请(专利权)人(译)	代表亚利桑那州大学行事的亚利桑那州大学董事会		
当前申请(专利权)人(译)	代表亚利桑那州大学行事的亚利桑那州大学董事会		
[标]发明人	弗朗西斯·湊乌 冼晓军 埃里卡·福尔扎尼 陶农健		
发明人	弗朗西斯·湊乌 冼晓军 埃里卡·福尔扎尼 陶农健		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0482 A61B5/083 A61B5/087 A61B5/7405 G01N33/497 A61B5/0816		
代理人(译)	陈晓娜		
优先权	61/755319 2013-01-22 US		
其他公开文献	CN105007805B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种用于测量和追踪新陈代谢速率、体能活动及卡路里摄取量的系统。新陈代谢速率是以展示了以下特征的设计来测量：用于精确呼气样本收集的自适应取样机构、用于当使得精确性最大化的同时最小化背压的优化流速测量、用于可靠性能的湿度调整和水凝结减少机构，以及用于容量和湿度校正的呼气温度测量。此系统进一步包括用于确定例如相关能量消耗的体能活动的改进算法，以及用于追踪食物摄取量随着时间的变化的机构。



上视图