



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104799820 B

(45)授权公告日 2018.10.26

(21)申请号 201510197822.8

A61B 5/087(2006.01)

(22)申请日 2012.07.06

A61B 5/22(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104799820 A

(56)对比文件

(43)申请公布日 2015.07.29

US 2004/0186390 A1, 2004.09.23, 说明书第[0038]、[0041]-[0043]、[0045]、[0048]、[0050]-[0051]、[0078]-[0079]、[0097]、[0100]、[0102]、[0114]、[0122]、[0133]、[0137]、[0145]段, 图1, 图8D, 图16, 图18, 图23.

(30)优先权数据

61/505,877 2011.07.08 US

61/614,191 2012.03.22 US

US 2004/0186390 A1, 2004.09.23, 说明书第[0038]、[0042]、[0043]、[0051]、[0097]、[0100]、[0123]-[0124]、[0137]、[0149]、[0157]段, 图1, 图16.

(62)分案原申请数据

201280033971.5 2012.07.06

US 6955650 B2, 2005.10.18, 说明书第20栏, 43-47行; 第22栏, 57-60行; 第23栏, 20-55行; 第28栏, 21-35行; 第30栏, 第9-18行, 第40-45行; 附图21、附图22.

(73)专利权人 生命Q全球有限公司

地址 爱尔兰都柏林

US 6790178 B1, 2004.09.14, 说明书第16栏, 5-10行, 第18栏, 第61-65行; 第19栏, 23-24行, 42-44行, 以及附图16.

(72)发明人 L·R·奥利维尔

(74)专利代理机构 北京北翔知识产权代理有限公司 11285

代理人 杨勇 郑建晖

US 6475158 B1, 2002.11.05, 说明书第5栏, 54-65行; 第6栏第1-6行以及附图1.

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/083(2006.01)

审查员 常振楠

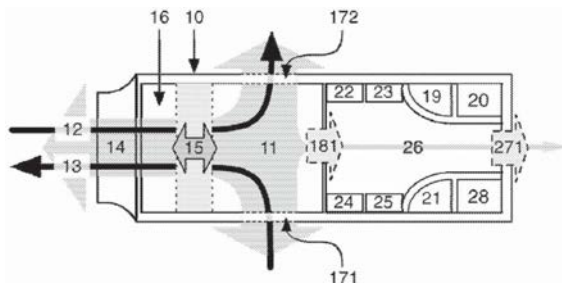
权利要求书3页 说明书22页 附图10页

(54)发明名称

用于分析对象的呼吸气体的成分的便携设备和方法

(57)摘要

本发明公开了一种用于分析对象的呼吸气体的成分的便携设备,包括:至少一个空气流导管,穿过该至少一个空气流导管,该对象能够经过该设备的体部吸入或呼出空气;至少一个采样端口;氧传感器;以及至少一个流传感器。本发明还公开了一种用于分析对象的呼吸气体的成分的方法。



CN 104799820 B

1. 一种用于分析对象的呼吸气体的成分的便携设备,其中该设备包括:
 - (a) 一个体部(10),适于被握持在该对象的手中;
 - (b) 至少一个空气流导管(16),穿过该至少一个空气流导管(16),该对象能够经过该设备的体部(10)吸入或呼出空气;
 - (c) 一个样本分析腔(26);
 - (d) 至少一个采样端口(181),穿过该至少一个采样端口(181),空气移入或移出该样本分析腔(26),其中该空气流导管(16)和该采样端口(181)的设计形成了一个双极性,该双极性创建了被动采样,使得由吸气流经该空气流导管(16)的空气(13)绕过该采样端口(181),仅有能够忽略的来自该吸气的量进入该样本分析腔(26),而由呼气流经该空气流导管(16)的空气(12)受到力的作用,造成大部分呼出的空气移动穿过该采样端口(181)并且进到该样本分析腔(26)中,从而通过由来自该空气流导管(16)和该采样端口(181)的设计的流体动力产生的双极性促成了呼出的空气到该样本分析腔(26)中的净流入;
 - (e) 一个氧传感器(22),用于测量该样本分析腔(26)内部的空气的氧浓度;以及
 - (f) 至少一个流传感器(15),用于测量经过该设备吸入或呼出的空气的流(13,12)。
2. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括一个附着的连接器(14),用于使所述空气流导管(16)延伸超过该设备的体部(10)的外周缘。
3. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括一个可移除的连接器(14),用于使所述空气流导管(16)延伸超过该设备的体部(10)的外周缘。
4. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括至少一个排放端口(271),气体穿过该至少一个排放端口移入或移出所述样本分析腔(26)。
5. 根据权利要求4所述的设备,其中跨越所述排放端口(271)的开口布置有一个单向阀(27),使得呼气的流体力造成一些呼出的空气(12)穿过所述采样端口(181)进入所述样本分析腔(26),同时迫使该样本分析腔(26)内部的一些气体穿过该单向阀(27)离开该样本分析腔(26)。
6. 根据权利要求4所述的设备,其中跨越所述采样端口(181)的开口布置有一个单向采样阀(18),使得呼气的流体力造成一些呼出的空气(12)穿过该单向采样阀(18)进入所述样本分析腔,同时迫使该样本分析腔(26)内部的一些气体穿过该排放端口(271)离开该样本分析腔(26)。
7. 根据权利要求1所述的设备,其中跨越所述采样端口(181)的开口布置有一个单向采样阀(18),使得呼气的流体力造成一些呼出的空气(12)穿过该单向采样阀(18)进入所述样本分析腔(26)。
8. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括至少一个主动采样机构,用于在呼气期间或在刚刚呼气之后将呼出的空气(12)从所述空气流导管(16)转移到所述样本分析腔(26)中。
9. 根据权利要求8所述的设备,其中所述至少一个主动采样机构选自包括如下各项的组:至少一个可控制的阀;至少一个可控制的采样泵;至少一个可控制的真空泵;以及至少一个柱塞,该柱塞能够在该样本分析腔(26)内部造成负压力。
10. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括用于迫使新鲜空气进到所述样本分析腔(26)或所述空气流导管(16)中的风扇或泵,由此使累积的采样气体、蒸气或冷凝物被动地推出该样本分析腔(26)。

11. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括用于主动地迫使累积的采样气体、蒸气或冷凝物从所述样本分析腔(26)中出去的风扇或泵,从而允许新鲜空气进入该样本分析腔(26)。

12. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括能够被打开的盖或板,用于允许新鲜空气移入所述样本分析腔(26)或空气流导管(16),而累积的采样气体、蒸气或冷凝物从该样本分析腔(26)中消散。

13. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括用于测量所述样本分析腔(26)内部的空气的二氧化碳(CO₂)浓度的二氧化碳传感器(23)。

14. 根据权利要求13所述的设备,其中该二氧化碳传感器(23)利用选自如下各项组成的组中的至少一种原理:电化学、分光光度学、色度学以及化学。

15. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括用于测量所述样本分析腔(26)内部的空气的温度的温度传感器(24)。

16. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括用于测量所述样本分析腔(26)内部的空气的湿度的湿度传感器(25)。

17. 根据权利要求1所述的设备,其中所述氧传感器(22)利用选自如下各项组成的组中的至少一种原理:电化学、分光光度学、色度学以及化学。

18. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括蒸气涤气器,用于从呼出的气体中分离出水蒸气,以确保所述样本分析腔(26)的多个传感器运行在有助于它们正确工作的湿度条件下。

19. 根据权利要求18所述的设备,其中该蒸气涤气器被安置为在所述空气流导管(16)旁、跨越所述空气流导管(16)、在可移除的连接器(14)内部、在所述采样端口(181)内部或者在所述样本分析腔(26)内部。

20. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括用于将至少一个传感器的至少一个检出信号存储或变换成对进一步处理有用的数据的至少一个部件(904)。

21. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括适合存储或执行或发送或接收至少一个数学函数的一个部件(904),用于根据至少一个检出的传感器信号生成至少一个生理参数的至少一个值。

22. 根据权利要求21所述的设备,其中该至少一个生理参数选自包括如下各项的组:呼出气体的氧含量、呼出气体的二氧化碳含量、呼吸率、分钟容量、VO₂、VCO₂、呼吸交换比、呼吸商、体脂百分比、当前身体组成、心率以及过度训练。

23. 根据权利要求21所述的设备,进一步包括适合存储由至少一个数学函数生成的数据以用于后续取回或显示的至少一个部件(904)。

24. 根据权利要求21所述的设备,进一步包括如下至少一个部件,通过该至少一个部件(904),所述至少一个生理参数被发送到待被中继到该对象的另一个设备。

25. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括至少一个光产生模块(402)和至少一个光检测模块(401),用于测量该对象的心肺概况,以获得关于该对象的心率、心率变异性、脉搏概况、左右手脉搏概况比较或呼吸率的信息。

26. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括至少两个表面电极(400),用于测量对象的生物电阻抗,用于计算其身体组成。

27. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括用于向该设备的部件提供电力的电源(19)。

28. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括用于检测如下时刻的至少一个部件,在该时刻,来自该设备中的至少一个传感器的检出信号已经足够稳定化以保证由该至少一个传感器(22,23,24,25)生成的数据将适合精确估计该对象的至少一个生理参数。

29. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括用于检测如下时刻的至少一个部件,在该时刻,该对象的呼吸循环已经稳定化到如下点,该点指示该对象已经达到适合开始或终止所述样本分析腔(26)中的气体分析的生理状态。

30. 一种用于分析对象的呼吸气体的成分的方法,其中该方法包括如下步骤:

(a) 提供一个用于分析对象的呼吸气体的具有一个体部(10)的便携设备;

(b) 在该设备的体部(10)内提供至少一个空气流导管,该对象能够经过该设备的体部(10)吸入或呼出空气;

(c) 提供一个被布置在该体部(10)内的样本分析腔(26);

(d) 提供至少一个采样端口(181),穿过所述至少一个采样端口(181),空气移入或离开该样本分析腔(26),其中该空气流导管(16)和该采样端口(181)的结合设计形成了一个双极性,该双极性创建了被动采样;

(e) 提供氧传感器(22),该氧传感器(22)用于测量该样本分析腔(26)内部的空气的氧浓度;

(f) 提供至少一个流传感器(15),该至少一个流传感器(15)用于测量经过该设备吸入或呼出的空气(13,12)的流;以及

(g) 让作为吸气的结果流经该空气流导管(16)的空气(13)绕过该采样端口(181),仅有能够忽略的量进入该样本分析腔,而使作为呼气的结果流经该空气流导管(16)的空气(12)受到力的作用,造成大部分呼出的空气移动穿过该采样端口(181)并且进到该样本分析腔(26)中,通过由来自该空气流导管(16)和该采样端口(181)的设计的流体动力产生的双极性促成了呼出的空气到该样本分析腔(26)中的净流入。

用于分析对象的呼吸气体的成分的便携设备和方法

[0001] 本申请是申请日为2012年7月6日、发明名称为“个人化营养和保健辅助物”的中国发明专利申请201280033971.5的分案申请。

[0002] 相关申请的相互引用

[0003] 本专利申请要求享有2011年7月8日提交的美国临时专利申请No.61/505,877以及2012年3月22日提交的美国临时专利申请No.61/614,191的优先权的权益,这两个美国临时专利申请都通过引用方式被整体纳入本文。

技术领域

[0004] 本发明属于健康、保健和运动表现领域,尤其关乎使用便携设备向用户提供连续的实时和长期代谢反馈。在一个实施方案中,本发明可以对这样的数据做出同步估计,以向用户提供实时的个人化的营养和/或锻炼指导,从而促进他/她进展朝向(或维持)个人健康、保健和/或运动表现目标。本发明也可以被用于为了科学和/或临床研究以及一般消费者应用的目的来应用这样的代谢、生理、情绪和/或行为数据。本发明可以采用这样的数据以通过使用社交网络和/或社交游戏环境中的个人化用户数据来激励用户实现个人健康、保健和/或运动表现目标。在一个实施方案中,所利用的测量技术可以涉及间接量热和经皮肤的分光光度测定领域。

背景技术

[0005] 工业化和技术时代的开启已经对我们每天构筑身体的人类饮食和躯体需求产生了巨大影响。代替必须消耗能量来种植自家低卡路里食物资源的是,发达国家和发展中国家的大批人现在通过超市或快餐连锁店就能得到多种柜台上的卡路里密集饮食。不仅如此,这些人之中最大比例的人大多数醒着的时间在久坐状态中度过——从事办公室工作、看电视、玩电脑游戏、阅读或社交(2010美国时间使用调查以及2007-2009加拿大健康测量调查)。

[0006] 不幸的是,人类身体不是为这样的“高卡路里摄入-低卡路里支出”生活模式设计的,并且现代社会的大量严重代谢紊乱特征(例如肥胖、糖尿病、代谢综合征、心血管疾病等)反映了现代人类的生活方式的危害。根据2009全球健康风险报告(WHO,2009),五个首要的全球致死风险之中的四个涉及代谢异常,它们是高血压(占致死的13%)、高血糖(6%)、体能活动不足(6%)以及超重或肥胖(5%)。同时,占心血管致死的大多数(61%)的八个风险因素之中的六个是现代生活方式的症候(即,高血压、高体质指数、高胆固醇、高血糖、低水果和蔬菜摄入以及体能活动不足)。尽管这些调查提供了提高人的健康和生活预期需要解决的最关键区域的清楚和简单的图景,但很少看到积极的改变。

[0007] 大部分人确实认识到定期锻炼对维持或提高他们的总体健康的重要性,但他们不能实际地看到和度量自己的行为,这阻止了他们实现个人健康目标。例如,加拿大统计局近期报告,50%的加拿大人报告他们定期每星期参与最少180-210分钟的锻炼,而实际上仅15%实现了即使每星期150分钟的最少推荐。更显著的是不能实际地看到和度量自己的营

养状况(例如,低血糖水平仅通过相当主观的眩晕、饥饿感、渴望和/或情绪波动感受来体现,而高血糖水平的指征几乎不存在)、睡眠质量或压力水平。考虑到这些缺点,大部分现代人类不能实现和维持个人健康、保健和/或运动表现目标就不足为怪了——即使他们怀着最好的意愿这样做。

[0008] 现代社会具有向那些志在提高他们的总体健康和保健的人们提供指导和支持的健身房和食疗组织。尽管大体上是成功的,但低频率的接触会面是这样商业机构的典型特点,并且会员在合约期满之后常常退回到先前的生活方式。这些团体之中几乎没有或完全没有团体有能力向会员提供关于他们朝个人饮食或健身目标做出的进展的实时激励和反馈,并且甚至更不适于向会员提供更需要的实时营养和锻炼指导和支持。

[0009] 讽刺的是,正是已经给我们带来这样的不健康生活方式的现象(技术)也能够为我们的一些烦恼提供解决方案:关于我们的代谢率的瞬时信息可以通过使用各种各样的代谢测量设备(例如,ReeVue和MetaCheck (Korr)、**MedGem®**和**BodyGem®**(Microlife)、Quark RMR和Fitmate (COSMED)、道格拉斯袋(Douglas Bag)、代谢腔等)来获得,而关于我们的身体组成(即,去脂体重与体脂重之比)的知识可以通过一系列现代技艺和技术(例如,同位素稀释、磁共振成像、流体静力称重、计算机断层扫描、中子激活、双能量X射线吸收法(DEXA)、BodyMetrix超声、BodPod (LMi)、Tanita、皮肤皱襞测量、BMI计算,以及使用多种方程——诸如哈里斯-本尼迪克特方程(Harris-Benedict equation)与卡奇-麦阿德方程(Katch-McArdle equation)的结合)来获得。尽管不是必然的,但对于一般健康改善本身,身体组成已经被显示为我们发展成糖尿病、高血压、高胆固醇、心血管疾病、荷尔蒙失衡等风险的重要的决定性指标,并且我们的个人身体组成的知识可以极为有助于我们关于我们的饮食和锻炼计划采取正确决定。同时,用于提供关于我们的日常卡路里支出的信息的可穿戴的能量跟踪设备(例如,Fitbit、**Bodybugg®**(BodyMedia)、Nike+FuelBand、Basis watch、MotoActv (Motorola)、myTREK (Scosche)、**Forerunner®**(Garmin)等)近期已经变得格外流行,同时存在允许我们记录和跟踪我们的近似能量支出和/或能量消耗的诸多移动电话应用(例如,Fitocracy、Runkeeper、Endomondo、Cardiotrainer、Adidas MiCoach、intelli-Diet、DailyBurn、NutriTiming等)。其他自量化设备和应用旨在跟踪睡眠模式(例如Zeo)、情绪(例如HealthyPlace、Mood 24/7)和压力水平(例如Basiswatch、Stress Tracker等)。最后,运动感测计算机游戏(例如任天堂的Wii)近期传入市场,向许多人提供了重要的动机来改善他们的个人健康水平,主要作为由将用户动作瞬时中继到游戏中的化身提供的娱乐因素的结果。

[0010] 然而,考虑所有技艺和技术,市场上仍显然缺乏能够高度精确地实时估计人的每日能量支出、能量吸收(uptake)(与摄入(intake)相对)和营养状态(即,用户在任何给定时刻正在利用哪些营养素资源作为代谢燃料)的创新产品。当前的可穿戴的实时测量设备利用能够估计实时能量支出水平的变量,诸如运动感测(加速计)、心率、皮肤电反应和皮肤温度。不幸的是,这些设备之中的大部分仅提供中等的精确度,以及非用户专用的(non-user specific)量热输出。

[0011] 在专业运动员的训练和塑造场合,这些缺点格外突出。运动员的实时生理监测和塑造对于精英运动员变得必不可少,以确保最佳表现并且保持延续成绩极限数据(envelope)和世界纪录。精英运动员的经理、教练和训练员愈发依赖前沿技术来调整和塑

造运动员,或者在竞赛时指导运动员。但在这个环境中GPS和心率监测器已经变得平凡,更多注意被放在用于综合调整、竞赛前准备(priming)和竞赛期间的营养与锻炼制度的结合上,以实现最佳表现。就此而言,不存在能够被用来优化综合调整期间、竞赛前和竞赛期间的营养与锻炼的结合的、能够提供对代谢数据的精确实时监测的技术。迄今,除了GPS和心率感测以外,视觉监测技术被最常用来提供管理运动员表现的实时数据,这些技术都没有充分满足增长的对将营养吸收和支出集成到上述方程中的需要。

[0012] 另外,上面提及的几乎所有可穿戴的创新产品都有导致对用户不提供不满意或不精确反馈的缺点,同时它们几乎都不向用户提供对用户的个人呼吸商(RQ)的实时估计。RQ值的重要性在于它能够表明身体在给定时刻为其代谢活动正在及时利用的主要能量源(即,RQ值表明,在呼吸商被测量的时刻,用户正在燃烧什么类型的能量源)。这是可能的,因为RQ值代表在燃烧过程期间消耗的每个O₂分子产生的CO₂分子的比率,并且本身反映了燃烧材料的分子结构(例如,碳水化合物比脂肪分子更氧化,从而碳水化合物的燃烧与脂肪的燃烧相比产生更高的RQ值)。实时RQ值的精确确定对遭受代谢反常的用户可以是无价的(接近0.7的RQ值常常指示着异化代谢和糖尿病,而高甘油指数膳食由接近1.0的RQ值表征)。同时,该值对仅想要维持适当的代谢动态平衡的人可以极为有用。

[0013] 人类代谢通常由范围在0.7(表征仅脂肪燃烧)至1.0(表征高氧化的碳水化合物燃烧)的RQ值表征。其他已知的RQ值包含针对乙醇燃烧(0.67)、蛋白质燃烧(0.82)、混合基质燃烧(0.85)以及油脂合成(1.0至1.2)的那些RQ值。表格1示出了从两个子组的食物成比例结合产生的能量以及对应的RQ值之间的关系:

[0014] 表格1

[0015]

饮食成分		能量 (千卡/升 O ₂)	RQ
%碳水化合物	%脂肪		
0	100	4.69	0.71
16	84	4.74	0.75
33	67	4.80	0.8
51	49	4.86	0.85
68	32	4.92	0.9
84	16	4.99	0.95
100	0	5.05	1

[0016] 通过采用用户的静息代谢参数(通过间接量热可获得)来校准测量设备,可以提高实时代谢数据(诸如实时能量支出和实时RQ)的精确度。这样的数据可以从利用用户的真实静息呼吸商(RQ)的间接量热设备获得,来确定他/她的代谢率。然而,当前市场上的所有手持/家用量热设备都利用通用的RQ值(通常是0.85),这不能提供此能力。例如,在美国专利4,917,108中,Mault描述了一种设备,其能够通过直接测量吸入的和呼出的空气中的氧的量来确定用户的氧消耗率。然而,该设计中不包含CO₂测量,并且该设备依赖推测的

(supposed)呼吸商值来计算用户的(从而是偏颇的和不精确的)代谢率。在一个改进的设计(美国专利5,179,958和6,468,222)中,Mault通过测量当红外光照射穿过吸入的和呼出的空气时红外光的吸光来确定用户的CO₂产生率。该类型的CO₂传感器具有快速响应时间,从而允许在逐呼吸(breath-by-breath)气体成分分析期间精确表征每次呼吸(即,该设备允许直接在空气流通路内部进行气体分析,并且不包括用于气体累积的采样腔,或者使用更可承受的缓慢气体分析传感器,如针对本发明的“规则间隔校准单元”(RICU)描述的,下面更详细地描述)。除了因为使用昂贵的快速响应型传感器而昂贵以外,该设备仅适合不连续的使用,并且仅能够提供关于用户在实际呼吸到该设备中期间的呼吸商或代谢率的实时反馈(这与本发明中下面描述的“连续实时监测设备”(CrtMD)形成对比)。

[0017] 相似地,用于身体组成分析的可承受的技艺提供了通用的和不精确的结果,而那些能够精确确定身体组成的技艺总是涉及昂贵、麻烦和耗时的程序,以及要求经过高度训练的技师来操作设施和分析结果的技巧。而且,精确的创新产品常常要求使用大型的、不可移动的设施(通常被安设在临床或实验室环境中),这意味着非常少的人能够经常获取关于他们的个人身体组成的准确知识。如果他/她的体重已知,人的身体组成(即,体脂百分比)也可以从他/她的静息代谢率来计算。然而,如果用户具有非典型代谢概况,则此计算可能会是错误的。因此建议根据另一个身体组成分析方法(例如生物电阻抗)来验证所算得的值。从而,如下面参照本发明描述的,间接量热计可以起到双重功能:(i)估计用户的静息代谢值——用于校准实时代谢测量设备;以及(ii)估计用户的身体组成。目前,Microlife的**MedGem®**和**BodyGem®**似乎是市场上仅有的手持间接量热计,但它们都没有利用生物电阻抗来根据静息代谢率数据增进身体组成计算。而是,这些设备在逐呼吸基础上直接在空气流通路中测量吸入的和呼出的空气的O₂浓度。为此要求使用具有快速响应时间的氧传感器(100毫秒或更短,例如薄膜荧光基氧传感器)以及通过相似地快速的超声流量计来同时测量空气流率。然而,这些快速响应传感器的成本使这些产品的价格高不可攀,并且社会的最大部分人群是不可得到的。

[0018] 近期引入的运动感测计算机游戏的流行清楚地示出了通过现实世界/虚拟世界集成来改善健康的潜力。不过,开明的健康改善和/或维持观念在该领域尚未被认识到。这些游戏之中几乎没有游戏提供详细的反馈或对玩该游戏的短期和长期益处的洞察,并且它们都没有利用用户专门实时生理或代谢参数(例如,实时呼吸商(rtRQ)、实时能量支出(rtEE)、实时能量吸收(E-uptake)和当前身体组成(CBC))来控制用户的化身或向用户的化身提供特性。尽管可得到所有这些技艺和技术,但大多数人仍无法有效控制他们自己的健康,并且不能夸大对能够精确实时反馈关于其用户的能量吸收、代谢率和营养状态的可承受的创新品的需要。

[0019] LED技术已经在降低现代生理监测设备的成本和尺寸方面发挥了相当大的重要性。关于通过使用LED技术来测量生理参数的专利文献大量存在(例如,心率(美国专利申请2006/0253010、美国专利7,470,234)、氧饱和度(美国专利2706927、美国专利4,653,498)、血红蛋白浓度(美国专利5,413,100)以及组织pH(美国专利5,813,403))。然而,它对人类代谢的应用仍是不完全的:迄今不存在能够估计实时能量吸收和/或实时代谢燃料利用的基于LED的实时生理测量设备。也不存在如下应用,其中能够通过用由标准的开路或闭路间接量热计测得的用户的静息生理参数进行校准来提高基于LED的实时量热设备的精确度。然

而,更总体而言,借助基于代谢率的绝对指征的技术(诸如本发明的间接量热计,下面更详细地描述)来校准可穿戴的生理测量设备(例如Garmin或Polar心率监测器、Fitbit等)的策略是本领域尚不知晓的。

发明内容

[0020] 在一个实施方案中,本发明通过引入能够精确实时测量、分析和监测代谢参数——包括瞬时呼吸商(RQ)——的两个新的可承受的且可集成的量热计仪表,克服了与当前的代谢测量技艺和技术关联的问题和劣势。更具体地,本发明描述了在创建可承受的、便携的、间接量热计方面有用的一种新技术,它具有如下能力:(i)估计用户的静息代谢值;以及(ii)估计用户的身体组成。本发明也描述了一种新的基于LED的实时生理测量设备,它能够估计实时能量支出、实时代谢燃料利用(即,用户的身体在给定情况正在及时利用什么类型的营养素作为代谢燃料)、实时能量吸收、睡眠跟踪、压力跟踪、情绪跟踪及类似物。本发明也包含一种新的方法,借助该方法从上述设备获得的数据被整合,以通过使用用户的静息代谢值来校准该基于LED的实时测量设备。在再另一个实施方案中,本发明也引入了一种实时用户支持系统的构思,它能够实时分析用户的营养状态、能量支出水平以及他/她朝健康、表现和/或保健目标(例如,减轻重量、提高健身水平、减少过度训练、改善睡眠质量、降低压力水平等)的进展,同时提供关于饮食和锻炼决定的实时指导。本发明可以将用户信息诸如(但不限于实时能量支出)与社交网络/游戏及其他社会交互环境集成。另外,由本发明生成的代谢和生理数据可以具有众多其他科学的和临床的相关性和应用性。本发明可以提供更多益处,与近似于许多测量的大部分现成的技术对比,可以提供要求最小用户输入的用户友好环境,同时提供最大信息输出,由此将它的使用复杂度降到绝对最小。

[0021] 本发明的第一方面可以提供一种关乎用户的总体健康、保健和/或运动表现的个性化信息系统。该信息网络被实现在个性化营养和保健辅助物(Personalized Nutritional and Wellness Assistant)中,该辅助物在一个实施方案中包括使用本发明的第二方面和第三方面(下面进一步描述)结合其他现代信息技术(例如基于网络的服务器、智能电话应用、社交网络、游戏环境等),以向用户提供关于他/她的代谢状况的实时和/或长期反馈,以及关于对维持或改善该用户的代谢状况有利的行为的实时和/或长期指导。首要的是该网络的确定实时营养状态、该用户的能量吸收和/或能量支出水平的能力,及其向该用户后续提供实时个性化营养和锻炼指导,以促进他/她在实现和维持他/她的具体健康、保健和/或运动表现目标方面的效率。该个性化营养和保健辅助物可以被设计为评估手动输入、测得的和/或算得的关于该用户的个人健康、保健和/或运动表现目标的数据,以向该用户提供他/她关于这些目标的进展的实时和长期反馈。该个性化营养和保健辅助物也可以纳入移动的或滚动的平均值以作为总体趋势指标,并且通过彩色编码向该用户传达关于他/她向他/她的目标的进展的信息。另外,该个性化营养和保健辅助物可以向该用户提供个性化的激励(motivator)和鼓励(incentive),以促进他/她关于他/她的个人健康、保健和/或运动表现目标的进展。此外,通过连续地和/或间歇地考虑到所有系统变量(即,用户输入、从本发明的第二方面和第三方面获得的数据等),该个性化营养和保健辅助物能够发现、通知和/或教育用户关于他/她的如下行为(或生理)模式,这些行为(或生理)模式触发不想要的和/或期望的生理(或行为)反应。若用户同意,该个性化营养和保健辅助物的上

述“发现”能力也可以被利用(照原样,或者与其他数据诸如地理数据(例如GPS)、行为数据(即,在线社会交互和购买行为)、遗传数据等结合),以发现适合健康风险分析、运动表现预测、个性化广告及其他应用的参数。如此,该个性化营养和保健辅助物提供了大量可以被证明对临床和/或非临床研究和/或应用非常有价值的信息。该个性化营养和保健辅助物也可以包含本发明的第二方面和第三方面(下面更详细地描述)的功能的新的和独特的维度。

[0022] 本发明的第二方面提供了一种非侵入式可穿戴设备,其能够连续、精确地测量用户的瞬时代谢状况,同时也提供更一般的特征,诸如时间输出、加速度测量、地理位置数据记录等。本发明可以采用独特的光谱和数据分析方法,以获得非常精确的实时代谢测量。本发明的第二方面具有提供关于代谢参数的24/7不中断反馈的能力,这些代谢参数先前在不使用间接量热计(即,用户必须经过它来呼吸的设备)或代谢腔的情况下是不可确定的。在这点上重要参数可以包含但不限于:实时呼吸商(rtRQ)、实时能量吸收(rtEU)和实时能量平衡(rtEB)。另外,本发明的第二方面提供了比大部分可穿戴量热设备更精确的代谢率数据(即,能量支出数据),这是因为它在直接测量RQ值方面不同于其他可穿戴的量热计设备(与利用预先确定的平均RQ值例如0.83相反)。当与数学建模和计算系统生物学联合使用时,RQ值的直接确定向本发明的第二方面提供了实时地连续确定甚至更多重要代谢参数(包括但不限于身体在给定时刻正在及时利用作为代谢燃料的营养素的类型、去脂体重(FFM)、当前身体组成(CBC)等)的能力。

[0023] 本发明的第三方面提供了一种具有分析对象的呼吸气体的成分、流率和/或体积的能力的小型便携、非侵入式单元。尽管间接量热可以是该单元的一个目的,但它也可以包含允许测量该对象的生物电阻抗(由此能够计算该对象的身体组成)和/或心率的传感器。与大部分可比较的技术对比,本发明的第三方面的设计是紧凑的(即,足够小以被单手握持)并且允许被动气体采样(作为设计驱动的流体动力的结果)。本发明的第三方面的另一个特征是它采用了慢氧和/或二氧化碳传感器——这作为它独特的采样机构的结果。慢传感器与被动采样机构的结合使用向该单元提供了以很高的精确度但以大大降低的成本测量该对象的氧消耗率(VO_2)和二氧化碳产生率(VC0_2)的能力。另外,本发明的第三方面提供了本发明的第二方面的规则间隔校准的能力,以连续地提高规则间隔校准的读数的精确度。另外,本发明的第三方面提供了本发明的第二方面的规则间隔校准的能力,以连续地提高本发明的规则间隔校准的读数的精确度。

[0024] 本发明的第四方面提供了一种双电池系统,它具有当电池/电化学单元电池(cell)必须被更换时向本发明的第二方面的电子部件(或在本专利说明书中没有专门描述的任何其他电子设备)提供不中断的电力供应的能力。

[0025] 本发明的第五方面涉及一种方法,它使得人们能够比较由信号检测模块(即,用于自动增益/水平调节的算法)检测到的具有不同强度和/或波长和/或取向的信号,从而实现这样的信号在图形界面上的平滑和优化的图形表示。

[0026] 尽管本发明是参照多个实施方案详细描述,但应意识到,本发明不仅仅限于本文描述的实施方案,而是可以在不脱离随附权利要求中限定的本发明的范围的前提下做出多种修改。

附图说明

[0027] 现在将参照附图仅以示例方式来描述本发明的优选实施方案,附图中:

[0028] 图1是用于实时地测量和中继一个对象的生理和/或代谢参数数据的“连续实时监测设备”(CrtMD)的一个示例性实施方案的示意图。

[0029] 图2a是用于测量一个对象的生理和/或代谢参数的“规则间隔校准单元”(RICU)的一个示例性实施方案的示意图,所述RICU也用于CrtMD的规则间隔校准,所述RICU在此被描绘为带有侧涌(side stream)分析腔。

[0030] 图2b是RICU的一个实施方案的示意图,该RICU在此被描绘为带有被动采样分析腔。

[0031] 图2c是RICU的一个实施方案的示意图,该RICU在此被描绘为带有用于生物电阻抗和心率监测的传感器。

[0032] 图3是关于用来将所测得的值变换成在“连续实时监测设备”(CrtMD)上输出的有用的代谢参数的(a)设备通信和(b)计算的信息流的一个实施方案的示意图。

[0033] 图4是关于用来将“规则间隔校准单元”(RICU)测得的值变换成可以被存储在数据库上的有用的代谢参数数据的(a)设备通信和(b)计算的信息流的一个实施方案的示意图。

[0034] 图5是如下一个信息的整合的实施方案的示意图,该信息作为用来在服务器和CrtMD上计算代谢参数的函数的校准的基础。

[0035] 图6是个人化营养和保健辅助物如何从本专利的多种部件的交互中自我展现的一个实施例,所述多种部件包含(但不限于)RICU、CrtMD、智能电话和类似设备、基于服务器的网站、社交网络以及游戏环境。

[0036] 图7a是当电池/电化学单元电池必须被更换时,用来向任何电子设备的电子部件提供不中断的电力供应的双电池系统的一个实施方案的示意图。

[0037] 图7b是双电池系统的一个实施方案的示意图,其中电路连接器被布置在电池的对立两侧以及电池插槽的对立两侧,以确保对于插入电池插槽的完全非定向性。

[0038] 图8描绘了在一个实施方案中,CrtMD和RICU可以按照其来运行的一个过程。

[0039] 图9描绘了RICU的空气流导管和采样端口的设计的一个实施方案,借助它生成了用于呼出空气的被动采样的流体动力传导。

具体实施方式

[0040] 下面的详细说明和附图描述并例示了本发明的多个方面。所述说明和附图用来使得本领域技术人员能够制作和使用本发明,而不旨在以任何方式限制本发明的范围。关于所公开的方法,所呈现的步骤在本质上是示例性的,从而这些步骤的顺序不是必要的或苛求的。

[0041] 在本方法和系统被公开和描述之前,应理解,这些方法和系统不限于具体方法、具体部件或特定实施方式。也应理解,本文使用的术语仅仅是为了描述特定方面,而不旨在限制。

[0042] 如在说明书和随附的权利要求中使用的,除非上下文清楚地另有规定,否则单数形式“一(a/an)”和“该(the)”也包含复数元素。“可选的(optional)”或“可选地(optionally)”意味着后续描述的事件或境况可能出现也可能不出现,并且说明书包含所述事件或境况出现的情形以及不出现的情形。

[0043] 在本申请文本的说明书和权利要求书中,词语“包括(comprise)”及其变体诸如其在现在进行时“comprising”和第三人称单数形式“comprises”意味着“包括但不限于”,并且不旨在排除例如其他部件或步骤。“示范性(exemplary)”意味着“一个例子”,并且不旨在传递优选或理想实施方案的暗示。“诸如(such as)”不以限制性意义使用,而是用于解释性的目的。

[0044] 公开了可以被用来执行所公开的方法和系统的部件。这些及其他部件在本文中被公开,并且应理解,对于所有方法和系统,当公开了这些部件的结合、子集、交互、集群等时,尽管可能未明确地公开关于多种个体和集体结合及其置换之中每一种的具体指称,但每一种都已在本文中被具体地设想和描述。这适用于本申请的所有方面,包括但不限于所公开的方法中的步骤。因此,如果存在多种附加的步骤可以被执行,则应理解,这些附加的步骤之中每一种都可以按照任何具体实施方案或所公开的方法的一些方面的结合被执行。

[0045] 通过参照下面对本文中包含的优选实施方案和实施例的详细描述,并且参照附图及其之前和之后的描述,可以更容易地理解本方法和系统。

[0046] 如本领域技术人员将理解的,本方法和系统可以采取完全硬件实施方案的形式、完全软件实施方案的形式,或者结合软件和硬件方面的实施方案的形式。此外,本方法和系统可以采取计算机可读存储介质上的计算机程序产品的形式,该计算机程序产品具有实施在存储介质中的计算机可读程序指令(例如计算机软件)。本方法和系统也可以采取网络实施的计算机程序产品的形式。任何合适的计算机可读存储介质都可以被利用,包括硬盘、CD-ROM、光学存储设备、固态存储设备、磁性存储设备等。

[0047] 下面参照方法、系统、设施和计算机程序产品的框图和流程图来描述本方法和系统的实施方案。应理解,该框图和该流程图的每个框以及该框图和该流程图中的框的结合分别都可以通过计算机程序指令来实现。

[0048] 这些计算机程序指令也可以被存储在能够指引计算机或其他可编程数据处理设施以特定方式工作的计算机可读存储器中,以使得存储在该计算机可读存储器中的指令产生包括计算机可读指令的制品,用于实现流程框或多个框中指定的功能。该计算机程序指令也可以被加载到计算机或其他可编程数据处理设施中,以引起一系列操作性步骤在该计算机或其他可编程设施上的执行,以产生计算机实现的处理,使得在该计算机或其他可编程设施上执行的指令提供用于实现流程框或多个框中指定的功能的步骤。

[0049] 据此,该框图和该流程图的框支持用于执行指定功能的手段并结合、用于执行指定功能的步骤的结合,以及用于执行指定功能的程序指令手段。也应理解,该框图和该流程图的每个框以及该框图和该流程图中的框的结合可以通过执行指定功能或步骤的基于专用硬件的计算机系统被实现,或者通过专用硬件和计算机指令的结合被实现。

[0050] 本发明的一个实施方案使用由图7a和7b中的双电池系统供电的图1中的连续实时测量设备(Continuous Real-time Measuring Device)(CrtMD),其中图1中的CrtMD被规则间隔校准单元(Regular Interval Calibration Unit)(RICU)校准(在图2a和2b和2c以及图9中描绘)。该CrtMD和该RICU都可以被用来获得关于用户的生理数据,并且能够与如图3、图4、图5、图8中所示的其他电子设备(例如智能电话、平板电脑、个人计算机、网络服务器、其他每一种等)无线和/或有线通信,以更新图6的个人营养和保健辅助物。

[0051] 连续实时测量设备(CrtMD)

[0052] 1. 图1描绘了该CrtMD的一个示例性实施方案,其中该单元可以借助带子1捆绑到例如用户的手臂(未示出),并且测得的和/或算得的代谢数据被中继,用于在该设备自身上被显示和/或处理,或者借助有线或无线发送器4在一个或多个外部电子设备(例如智能电话、平板电脑、个人计算机、笔记本电脑和/或服务器等)上被显示和/或处理。该设备可以被捆绑到个体的身体的任何部位(包括但不限于上臂、下臂、腿和躯干,在一个实施方案中优选定位在下臂上),这允许光发射模块8和光检测模块9足够接近用户的皮肤表面,以允许生理参数的连续和准确测量。在本发明的一个实施方案中,该CrtMD包含GPS 3、加速度计(未示出)、时钟(未示出),并且利用LED 8的阵列,该LED 8的阵列产生可见光谱和/或近红外(NIR)光谱(例如光谱范围但不限于300nm到1100nm范围)的光,从而以频繁的间隔照射皮肤。所发射的光可以被用户的皮肤和下层组织(未示出)漫射,并且所反射的光被光检测模块9检测,光检测模块9包括单个光电二极管、光电二极管阵列或其他用于光检测的传感器。光电二极管检测图形可以被运算放大器9q放大,并且可以借助一个或多个处理模块7被数字化。已数字化的信号可以被用来解析生理参数,诸如(但不限于)心率、呼吸率、血红蛋白浓度、氨基酰血红蛋白(carbaminohemoglobin)浓度、氧合血红蛋白(oxyhemoglobin)浓度、氧饱和度等。在一个实施方案中,该方法被构想为涉及:

[0053] 1. 根据从安装在光电二极管阵列9上的各个光电二极管接收的频谱数据,对处于期望的波长区(诸如但不限于300nm到1100nm)中的连续波长光谱进行内插(interpolation)。

[0054] 2. 预先处理所获得的频谱数据,以提高信噪(S/N)比。优选的方法可以是低通滤波器方法,诸如萨韦池科-高雷(Savitsky-Golay)滤波器,但其他方法诸如多频谱平均(averaging)或均值中心(mean-centering)也可以被用来提高S/N比。

[0055] 3. 使用数个回归算法来构建能够使用x-y数据(其中x是光学波长或频率,且y是对应于这些波长或频率的反射强度或吸收强度)的数学模型,以根据预先处理的数据来预测生理参数。在实践中,可以获得频谱数据连同在不同生理状况下测得的生理参数(例如在静息期间或在不同水平的躯体能动(exertion)期间),并且使用回归算法诸如多元线性回归、主成分分析(PCA)、非线性迭代偏最小二乘(NIPALS)和/或偏最小二乘(PLS)回归来构建数学模型,以预测即将获得的生理参数。

[0056] 4. 验证针对每个生理参数构建的数学模型,以考察它是否对验证数据组(在不同生理状况下获得的,诸如在静息期间和在不同水平的躯体能动期间)具有预测能力。在一个实施方案中,所构建的数学模型产生大于0.96的 R^2 值($R^2 > 0.96$)是可取的。

[0057] 5. 将该数学模型保存到在线服务器和/或保存在该CrtMD的本地存储模块101上,以确保快速地将全部后续的原始光电二极管信号转换成与生理相关的数据。

[0058] 在一个实施方案中,这个方法可以仅仅被执行一次,并且可以被使用而无需事先知晓作为通过光谱测定法对生理参数量化的基础的分子机制。这提供了超越当前在用的其他频谱数据解析方法的独特优势(例如,氧合血红蛋白(HbO_2)浓度的近红外确定依赖于血红蛋白复合物内含有的氧化的血红素基团的频谱标记。因此已知通过考虑660nm和940nm频谱可以确定 HbO_2 浓度,因为针对不同 HbO_2 浓度的频谱差异在这些波长最显著)。通过克服对事先知晓这样的基础分子机制的要求,本发明的方法具有从那些未解析的频谱信号中“发现”感兴趣的生理参数的能力,因此在从频谱数据中解析生理参数的能力方面比当前方法

更全能。

[0059] 该CrtMD能够通过监测心肺系统来推知用户的情绪、睡眠和压力状态(以及可能地调节从由用户手动提供的带有情绪/压力/睡眠信息的测得数据中得出的结论)。这是可能的,因为人类的情绪和昼夜节律(即,睡眠/清醒周期)都反映在他们的实时代谢和心肺数据中。例如,睡眠由心肺活动降低(即,呼吸频率和脉搏率降低)指示,而情绪和压力水平由光电容积脉搏数据(photoplethysmographic data)的变化(例如心率变异性的变化)指示。

[0060] 该CrtMD的一个特征是它从已解析的频谱数据中提取用户的瞬时氧消耗率($\dot{V}O_2$)和瞬时二氧化碳产生率($\dot{V}CO_2$)的能力。该能力向该CrtMD提供了连续计算用户的实时呼吸商(rtrQ)的能力,该用户的实时呼吸商进而被用来确定该用户的实时能量吸收。

[0061] 下面是根据本发明的一个实施方案,从已解析的实时频谱数据中提取瞬时氧消耗率($\dot{V}O_2$)和瞬时二氧化碳产生率($\dot{V}CO_2$)所使用的数学逻辑的详细描述。该方法涉及手动指定的参数(例如年龄),以及CrtMD的初始校准(涉及使用RICU校准该CrtMD,下面进一步描述),以获得对代入函数36a至36x(函数36a至36x代表在函数35和36下层的数学逻辑)必要的静息生理参数:

[0062] 1. 用户的 $\dot{V}O_{2\max}$ 是使用Uth等人的方法根据用户的最大心率(HR_{\max})与静息心率(HR_{rest})的比被确定的。这要求使用菲克原理(Fick principle)依据心输出量(Q)以及动静脉 O_2 差($C_aO_2 - C_vO_2$)表达该用户的 $\dot{V}O_2$:

$$[0063] \quad \dot{V}O_2 = \dot{Q} \cdot (C_aO_2 - C_vO_2) \quad \dots[36a]$$

[0064] 其中心输出量(Q) = 心率(HR) × 每搏量(SV),以使得:

$$[0065] \quad \dot{V}O_2 = HR \cdot SV \cdot (C_aO_2 - C_vO_2) \quad \dots[36b]$$

[0066] 并且该公式对于静息的用户成立:

$$[0067] \quad \dot{V}O_{2\text{rest}} = HR_{\text{rest}} \cdot SV_{\text{rest}} \cdot (C_aO_2 - C_vO_2)_{\text{rest}} \quad \dots[36c]$$

[0068] 或者在最大能动时:

$$[0069] \quad \dot{V}O_{2\max} = HR_{\max} \cdot SV_{\max} \cdot (C_aO_2 - C_vO_2)_{\max} \quad \dots[36d]$$

[0070] 将上述方程结合,我们得到:

$$[0071] \quad \dot{V}O_{2\max} = \frac{HR_{\max} \cdot SV_{\max} \cdot (C_aO_2 - C_vO_2)_{\max}}{HR_{\text{rest}} \cdot SV_{\text{rest}} \cdot (C_aO_2 - C_vO_2)_{\text{rest}}} \cdot \dot{V}O_{2\text{rest}} \quad \dots[36e]$$

[0072] 根据Nottin等人(2002), $SV_{\max}/SV_{\text{rest}}$ 的平均值是1.28,并且在一个独立的研究中,Chapman等人(1960)报告了平均 $SV_{\max}/SV_{\text{rest}}$ 值是1.29。通过将这两个值的平均(1.285)连同在最大氧消耗时和在静息时的动静脉氧差平均比(3.4,如Chapman等人(1960)确定的)代入该方程,我们得到简化的方程:

$$[0073] \quad \dot{V}O_{2\max} = 4.37 \frac{HR_{\max}}{HR_{\text{rest}}} \cdot \dot{V}O_{2\text{rest}} \quad \dots[36f]$$

[0074] 2. 该简化的方程与一个将‘HR与 HR_{\max} 的比例’(HR/HR_{\max})关联到‘ $\dot{V}O_2$ 与 $\dot{V}O_{2\max}$ 的比例’($\dot{V}O_2/\dot{V}O_{2\max}$)的函数结合:

[0075]

$$\frac{\dot{V}O_2}{\dot{V}O_{2\max}} = f\left(\frac{HR}{HR_{\max}}\right) \quad \dots[36g]$$

[0076] 以获得合成的方程:

[0077]

$$\dot{V}O_2 = 4.37 \cdot \dot{V}O_{2\text{rest}} \cdot \frac{220 - \text{年龄}}{HR_{\text{rest}}} \cdot \left(f\left(\frac{HR}{HR_{\max}}\right)\right) \quad \dots[36h]$$

[0078] 其中 HR_{\max} 可以被替换为220-年龄(因为 HR_{\max} 可以通过使用公式220-年龄来近似)。

[0079] 3. 该函数被概括为一个式子(例如二阶多项式或其他回归方程),其中可以考虑若干个附加的静息和实时生理参数。这样的函数的一个实例可以是:

[0080]

$$\dot{V}O_2 = 4.37 \cdot \dot{V}O_{2\text{rest}} \cdot \frac{220 - \text{年龄}}{HR_{\text{rest}}} \cdot \left(a \cdot \left(\frac{HR}{220 - \text{年龄}}\right)^2 - b \cdot \frac{HR}{220 - \text{年龄}} + c\right) \quad \dots[36i]$$

[0081] 其中a、b和c是关于参数的静息和/或实时值的函数,该参数诸如是(但不限于)组织氢离子浓度(pH)、血红蛋白浓度(Hb)、呼吸率(BR)、氧饱和度(SaO_2)和氧合血红蛋白浓度(HbO_2)。这些函数可以在形式上被写成:

$$[0082] \quad a = f_1\left((pH, Hb, BR, SO_2, HbO_2)_{\text{rest}}, (pH, Hb, BR, SO_2, HbO_2)_{\text{RT}}\right) \quad \dots [36j]$$

$$[0083] \quad b = f_2\left((pH, Hb, BR, SO_2, HbO_2)_{\text{rest}}, (pH, Hb, BR, SO_2, HbO_2)_{\text{RT}}\right) \quad \dots [36k]$$

$$[0084] \quad c = f_3\left((pH, Hb, BR, SO_2, HbO_2)_{\text{rest}}, (pH, Hb, BR, SO_2, HbO_2)_{\text{RT}}\right) \quad \dots [36l]$$

[0085] 其中函数 f_1 、 f_2 和 f_3 是由一参数估计途径(例如使用神经网络)确定的。[0086] 4. 该用户的 $\dot{V}CO_2$ 可以是以与针对 $\dot{V}O_2$ 描述的相似的方式获得的。该用户的静息 $\dot{V}CO_2$ 首先依据心输出量(Q)以及动静脉 CO_2 差($C_aCO_2 - C_vCO_2$)被表达:

$$[0087] \quad \dot{V}CO_{2\text{rest}} = HR_{\text{rest}} \cdot SV_{\text{rest}} \cdot (C_aCO_2 - C_vCO_2)_{\text{rest}} \quad \dots[36m]$$

[0088] 其中心率(HR_{rest})×每搏量(SV_{rest})代替了原始公式中的心输出量(Q)。相似地,该用户的在最大能动时的 $\dot{V}CO_2$ 被表达成:

$$[0089] \quad \dot{V}CO_{2\max} = HR_{\max} \cdot SV_{\max} \cdot (C_aCO_2 - C_vCO_2)_{\max} \quad \dots[36n]$$

[0090] 并且这两个公式被结合以给出:

[0091]

$$\dot{V}CO_{2\max} = \frac{HR_{\max} \cdot SV_{\max} \cdot (C_aCO_2 - C_vCO_2)_{\max}}{HR_{\text{rest}} \cdot SV_{\text{rest}} \cdot (C_aCO_2 - C_vCO_2)_{\text{rest}}} \cdot \dot{V}CO_{2\text{rest}} \quad \dots[36o]$$

[0092] 尽管 $SV_{\max}/SV_{\text{rest}}$ 比能够如之前一样被替换成1.285,但在最大能动时和在静息时动静脉二氧化碳差的比是未知的。使用下列方法,根据在静息和最大能动时的动静脉氧差以及在静息和最大能动时的呼吸商来计算缺少的值:[0093] a. 该用户的静息呼吸商(RQ_{rest})被依据他/她在静息时的动静脉氧差和动静脉二氧化碳差写成:

$$[0094] \quad (C_aCO_2 - C\bar{v}CO_2)_{rest} = RQ_{rest} (C_aO_2 - C\bar{v}O_2)_{rest} \quad \dots[36p]$$

[0095] 它也可以被写成:

$$[0096] \quad (C_aCO_2 - C\bar{v}CO_2)_{rest} = RER_{rest} (C_aO_2 - C\bar{v}O_2)_{rest} \quad \dots[36q]$$

[0097] 因为当在静息情况下测量时,呼吸商(RQ,代表在细胞水平的气体交换)等于呼吸交换比(RER,代表肺中的气体交换)。

[0098] b.相似地,该用户在最大能动时的呼吸商(RQ_{max})被依据他/她在最大能动时的动静脉氧差和动静脉二氧化碳差写成:

$$[0099] \quad (C_aCO_2 - C\bar{v}CO_2)_{max} = RQ_{max} (C_aO_2 - C\bar{v}O_2)_{max} \quad \dots[36r]$$

[0100] 它也可以被写成:

$$[0101] \quad (C_aCO_2 - C\bar{v}CO_2)_{max} = (C_aO_2 - C\bar{v}O_2)_{max} \quad \dots[36s]$$

[0102] 因为在最大支出时的细胞呼吸商等于1(即,RQ_{max}=1)。在这个情况下,与代替以最大呼吸交换比(RER_{max})相比,优选的是使用最大呼吸商(RQ_{max}),因为最大呼吸交换比受到当该用户的代谢率提高时出现的代谢酸毒症及其他CO₂释放过程的影响。这些过程允许RER值从0.7改变到大于1.2,而RQ值保持在0.7到1.0的范围内。

[0103] c.修改的方程被代入方程36o,以获得合成的方程:

$$[0104] \quad \dot{V}CO_{2max} = \frac{HR_{max} \cdot SV_{max} \cdot (C_aO_2 - C\bar{v}O_2)_{max}}{HR_{rest} \cdot SV_{rest} \cdot RER_{rest} \cdot (C_aO_2 - C\bar{v}O_2)_{rest}} \cdot \dot{V}CO_{2rest} \quad \dots[36t]$$

[0105] 它可以被简化成:

$$[0106] \quad \dot{V}CO_{2max} = 4.37 \frac{HR_{max}}{HR_{rest} \cdot RER_{rest}} \cdot \dot{V}CO_{2rest} \quad \dots[36u]$$

[0107] 上述简化通过将SV_{max} × SV_{rest}⁻¹的文献值(1.285)、以及在最大氧消耗时和在静息时的动静脉氧差的平均比(3.4)代入方程。

[0108] 应注意,通过这个方法获得的VCO_{2max}值代表仅在细胞水平的呼吸。也应注意,超过VCO_{2max}值的VCO₂值代表作为代谢酸毒症及其他CO₂释放过程的结果的细胞呼吸以及非代谢CO₂从血红蛋白分子中的释放。

[0109] 5.接着使用与Saalasti(2003)中描述的方法相似的一个方法,得出一个多项式函数。该函数描述了pHR与‘VCO₂与VCO_{2max}的比例’(pV02)之间的关系:

$$[0110] \quad \frac{VCO_2}{VCO_{2max}} = \sum_{i=0}^n a_i \cdot \left(\frac{HR}{HR_{max}}\right)^i \quad \dots[36v]$$

[0111] 其中n是该多项式的阶。

[0112] 6.将方程36u和36v结合,并且将HR_{max}替换成220-年龄,我们得到:

[0113]

$$VCO_2 = 4.37 \cdot \frac{220 - \text{年龄}}{HR_{rest} \cdot RER_{rest}} \cdot \dot{V}CO_{2rest} \cdot \sum_{i=0}^n a_i \cdot \left(\frac{HR}{HR_{max}}\right)^i \quad \dots[36w]$$

[0114] 其中a_i是关于组织pH(pH)、血红蛋白浓度(Hb)、呼吸率(BR)、组织氧饱和度(SaO₂)

和氧合血红蛋白浓度(HbO₂)的静息值和实时值的函数,并且在形式上被写成:

$$[0115] \quad a_i = f_i((\text{pH}, \text{Hb}, \text{BR}, \text{SO}_2, \text{HbO}_2)_{\text{rest}}, (\text{pH}, \text{Hb}, \text{BR}, \text{SO}_2, \text{HbO}_2)_{\text{RT}}) \quad \dots [36x]$$

[0116] 其中 $1 \leq i \leq n$,并且函数 f_i 是通过参数估计途径(例如神经网络或遗传算法)确定的。

[0117] 图3提供了如何可以从该用户的已解析的生理参数数据和已提取的 VO_2 和 VCO_2 值中计算代谢参数的例示,所述代谢参数诸如实时呼吸商(rtRQ) 35、实时能量支出(rtEE) 36、能量吸收(EU) 37、累积能量支出(累积EE) 38、累积能量吸收(累积EU) 39以及推测的当前身体组成(CBCs) 40。然而应意识到,本发明不限于这些计算,并且其他关于用户的代谢、健康和保健的计算也被包含在本专利申请文件中。这样的函数实例包含用于计算下列参数的函数:

[0118] a. 实时呼吸商(使用实时 VO_2 值和 VCO_2 值):

$$[0119] \quad \text{rtRQ} = \frac{\text{VCO}_2}{\text{VO}_2}$$

[0120] b. 总能量支出(将实时 VO_2 值和 VCO_2 值代入简化型韦尔公式(Abbreviated Weir Formula)):

$$[0121] \quad \text{TEE} = 1.44 \cdot (3.9 \cdot \text{VO}_2 + 1.1 \cdot \text{VCO}_2)$$

[0122] c. 静息能量支出(将 $\text{VO}_{2\text{rest}}$ 和 $\text{VCO}_{2\text{rest}}$ 代入简化型韦尔公式):

$$[0123] \quad \text{REE} = 1.44 \cdot (3.9 \cdot \text{VO}_{2\text{rest}} + 1.1 \cdot \text{VCO}_{2\text{rest}})$$

[0124] d. 躯体活动能量支出:

$$[0125] \quad \text{PAEE} = \text{TEE} - \text{REE}$$

[0126] 在一个实施方案中,使用的所有函数都被存储在服务器上,而所有原始的和/或已解析的和/或本地算得的参数数据都被存储在本地存储模块101上。所有值都是有时间戳的(time-stamped),并且在一个实施方案中,最近期算得的推测的当前身体组成值(CBCs)总是代替先前保存在存储模块101上的推测的当前身体组成值(CBCs₋₁)。本地存储模块101上的数据可以借助无线发送器4或非无线通信端口(未示出)直接发送到服务器,或者通过使用智能电话或相似的中继设备以逐步方式发送到服务器。可再充电的电池和/或能量收集设备6充当用于该CrtMD的所有依赖能量的部件的电源。

[0127] 在本发明的一个实施方案中,所算得的代谢参数可以被显示在智能电话应用、平板电脑应用、网站或类似物上,连同感兴趣的已解析的生理参数数据(例如心率、呼吸率、血红蛋白氧饱和度、全血pH)。在本发明的另一个实施方案中,已解析的生理数据可以借助数字显示器(未示出)被中继到用户,该数字显示器也可以被用作到该用户的社交网络以及/或者基于网络的本地和/或社交网络游戏环境的接口。该用户的关于他/她的个人目标(涉及“营养和保健辅助物”的描述)的进展也可以由彩色灯阵列(未示出)的循序照亮来表明。

[0128] 该CrtMD的其他实施方案包含:将该CrtMD的电子器件纳入补片状形式的因素(即,能够被直接贴到用户的身体上的可重复使用或一次性的补片),或纳入织物或其他与身体具有直接接触的材料(例如正常衣服,诸如毛线衫、短裤或鞋子);通过依次给一组LED供电来允许连续测量不同波长;向服务器多步骤传输数据以及多步骤传输来自服务器的数据(例如,可穿戴的设备可以使用无线/有线通信协议26向移动电话、智能手表(例如Pebble/i'm Watch)或任何相似的设备发送原始的或已解析的频谱数据,从这里它可以使用GPRS/

EDGE/3G/4G或任何其他无线/有线形态27被发送到在线服务器);数据处理和/或显示可以出现在可穿戴的CrtMD设备上,或者出现在中介设备(诸如移动电话)上,或者出现服务器上;允许在硬件部件之间无线/有线传送数据,以及通过这些部件中的任何部件显示数据;允许信息可听见地传达到用户;允许来自用户的查询和命令口头传达到该设备,等等。

[0129] CrtMD数据处理

[0130] 在一个实施方案中,该CrtMD上的光检测模块9生成与由模块9检测到的光信号的强度成比例的电压或电流。这个信号的水平 and 幅度被作为参数馈送到一个数学函数,该数学函数计算为了创建放大所检测到的光信号所必要的具体水平和增益调节,PGA(可编程增益放大器)必须被设置在的值,从而最优地利用微控制器或ADC(模拟到数字控制器)采样的电压范围。该过程被执行一次、周期性执行或连续执行,以确保信号保持在微控制器或者模数转换器(ADC)采样范围中。通过逆转计算运算并考虑到具体缩减和增益调节,由该微控制器测得的信号可以被转换回到由光检测模块测得的初始电压或电流。继而,通过考虑到光检测模块9的感测能力、光源到光检测模块9的距离、以及生成被光检测模块9测量的光的光源的光度,该初始电压或电流可以被标准化。该标准化使得,当在光检测模块9附近发出不同强度、光度位置和波长的光时,人们能够比较由光检测模块9获得的信号。

[0131] 双电池系统

[0132] 图7a和图7b代表双电池系统的两个实施方案,该双电池系统可以被用来当电池/电化学单元电池必须被更换时向该CrtMD(或本专利未覆盖的任何其他电子设备)的电子部件提供不中断的电力供应。该系统可以包括具有正接触点203和负接触点202的电池插槽201,正接触点203和负接触点202被布置为使得能够在不中断电化学电路的情况下将耗尽的电池204更换成已充电的电池200。在本发明的一个实施方案中,已充电的电池200被用来将耗尽的电池204推出电池插槽201,如图7a(A和B)以及图7b(C)中描绘的。在图7b(C)的实施方案中,电池插槽201在插槽壁的相对两侧含有正接触点203,并且/或者在插槽壁的相对两侧含有负接触点202。该电池自身(c)可以具有一个或多个正端子(200b或204b)以及一个或多个负端子(200a或204a),只要它们被布置为使得它们确保在将耗尽的电池推出电池插槽201时、在造成耗尽的电池断开电路之前与电池插槽201内部的至少一个负接触点202以及至少一个正接触点203接触。在本发明的另一个实施方案中,该电池插槽含有仅一个正接触点203和一个负接触点202,而被设计为与该插槽一起使用的电池/电化学单元电池含有至少两个正端子(200b或204b)和至少两个负端子(200a或204a),它们被布置为使得它们确保在用已充电的替代品200将耗尽的电池推出电池插槽201时、在造成耗尽的电池断开电路之前与电池插槽201内部的至少一个负接触点202和至少一个正接触点203接触。在本发明的再一个实施方案中,该插槽可以含有仅三个接触点(即,(i)两个正203和一个负202,或者(ii)一个正203和两个负202),而该电池/电化学单元电池自身含有互补的端子组(即,(i)一个正(200b或204b)和两个负(200a或204a),或者(ii)两个正(200b或204b)和一个负(200a或204a))。相似地,这些端子和接触点可以被布置为使得它们确保在用已充电的替代品200更换耗尽的电池/电化学单元电池204时不中断的电路。

[0133] 规则间隔校准单元(RICU)

[0134] 该规则间隔单元(RICU)包括便携和手持间接量热设备,该量热设备具有获得对象(即,人类、动物、植物或任何其他生物体,或者涉及呼吸或燃烧的过程)的代谢参数的能力。

通过分析在采样腔26中的吸入的空气和/或呼出的空气的成分,该RICU可以确定用户的重要生理参数,诸如二氧化碳产生率($CO_2\text{prod}$)和氧消耗率($O_2\text{cons}$)。在图2b的优选实施方案中,呼出的空气样本通过采样端口181被从空气流路径11被动地转移到采样腔26中。在图2a的另一个实施方案中,吸入和/或呼出的空气样本通过采样阀18被从空气流路径11周期性地转移到采样腔26中。

[0135] 图2b提供了该RICU的一个实施方案的示意图,其中该设备包含具有空心内部16的便携主体10,一个空气流路径11沿着该空心内部16在入口171(它可以潜在地同时用作出口)、出口172(它可以潜在地同时用作入口、或者一起被省略)、连接器14以及被动采样端口181之间延伸,被动采样端口181允许空气进入采样腔26,空气可以通过排放端口271从采样腔26被动地或主动地离开(例如通过借助风扇或排放泵的被迫通风)。连接器14附接至便携主体10,以支持对象的鼻子和/或嘴巴(未示出)到该设备的接触,并且被设计为允许吸入和/或呼出的空气的完全体积被传递到该设备中,并且沿着空气流路径11,没有因泄漏而导致的损失。连接器14可以是可拆卸的,或者是该设备的主体10的一部分。这样的连接器是广为人知的,从而在这里将不再描述它们的设计和功。流量计15被安装为跨越空气流路径11,并且被设置为连续测量吸气(MV_{inh} ,以每时间单位的体积为量度)和/或呼气(MV_{exh} ,以每时间单位的体积为量度)的持续时间、呼吸周期的持续时间,以及吸入的空气流13和/或呼出的空气流12的流率。在一个实施方案中,每次呼气都造成呼出的空气12被动地经由采样端口181进入采样腔。被动采样是借助下列手段实现的:(i)安置在采样端口181和/或排放端口271中的止回阀(未示出);(ii)利用在采样端口181和/或排放端口271处使用流体动力而非使用机械装置的阀(例如Gamboa、Bardell和Tesla阀);以及/或者(iii)将空气流导管(air flow conduit)设计为使得它生成这样的流体动力,该流体动力形成了一个双极性(diodicity),该双极性促成呼出的空气到采样腔26中的净流入(net inflow)。

[0136] 图2a提供了规则间隔校准单元(RICU)的一个替代实施方案的示意图,其中空气样本借助主动采样被从主空气流涌(stream)转移出。该设备包含带有空气流导管16的便携主体10,空气流路径11沿着该空气流导管16在连接器14和通气孔(vent hole)17之间延伸。该设备也包含采样腔26,空气样本借助采样阀18被引导进入采样腔26,以获得代表吸入的空气13和/或呼出的空气12的气体成分的空气样本。连接器14附接至便携主体10,以支持对象的鼻子和/或嘴巴(未示出)到该设备的接触。和前面一样,连接器14被设计为允许吸入和/或呼出的空气的完全体积被传递到该设备中,并且沿着空气流路径11,没有因泄漏而导致的损失。相似地,连接器14可以是可拆卸的,或者是该设备的主体10的一部分。如在图2b中,流量计15被安装为跨越空气流路径11,并且被设置为连续测量吸气(MV_{inh} ,以每时间单位的体积为量度)和/或呼气(MV_{exh} ,以每时间单位的体积为量度)的持续时间、呼吸周期的持续时间,以及吸入的空气流13和/或呼出的空气流12的流率。在这个实施方案中,采样过程可以在单个采样事件中被执行,或者可以在吸气和/或呼气期间被重复若干次,以确保样本代表吸入和/或呼出的空气。来自传感器22、23、24和/或25的信号可以被用来确定呼吸周期何时已经足够稳定化以终止采样过程。通过借助机械或电子控制机构(未示出)打开排放阀27,空气样本可以从该采样腔中被释放。

[0137] 不论采样方法如何,该采样腔配备有能够测量内部空气的 O_2 含量22、和/或 CO_2 含量23、和/或温度24和/或压力25的传感器。该 O_2 和/或 CO_2 传感器可以基于如下原理:电化学(例

如电化学单元电池)；分光光度学(例如非分散红外(NDIR)CO₂传感器)；比色法(例如当CO₂与溴酚蓝(bromophenol blue)反应时出现的蓝色变色)；或者任何其他足够敏感以提供精确结果的方法。应意识到,本发明包含使用能够对指定的测量参数的任何组合进行测量的任何组合式传感器。而且本发明不必然要求使用流量计15、O₂传感器22、CO₂传感器23、温度计24和压力传感器25,而是可以仅仅利用从中选择的少数几个来获得对计算未知值有用的数据。相似地,这些值中的一些可以是假定的(assumed)而非测得的,例如环境压力、温度和/或湿度。在本发明的另一个实施方案中,通过降低空气样本中的水蒸气的量,提高气体成分测量的准确度。在这样的实施方案中,该设备包含水蒸气涤气器(scrubber)(未示出),其布置为在空气流路径11旁或跨越空气流路径11,在嘴头件(mouth piece)14内部、在采样阀18内部或在采样腔26内部。温度传感器(未示出)也可以被布置为邻近空气流路径11或在空气流路径11内部,以使得能够测量会影响流测量的准确度的本地温度变化。

[0138] 图9描绘了该RICU的空气流导管和采样端口的设计,借助于此,呼出的空气12可以作为由该设计生成的流体动力的结果被被动地采样到样本分析腔26中。在这个实施方案中,空气流导管16和采样端口181的设计形成了双极性,该双极性促成了呼出的空气12到样本分析腔26中的净流入,而作为吸气13的结果流动通过空气流导管的空气将绕过采样端口181,仅有可忽略的量进入样本分析腔26。在这里描绘的实施方案中,流量计15和关联的限流器900的放置进一步增强了由该设计生成的流体动力,由此增强了在采样端口181处形成的双极性,该双极性促成呼出的空气12到样本分析腔26中的净流入。

[0139] 图9a描绘了穿过如下部件的air的比较体积:连接器900、用于允许空气进到空气流导管171中或从空气流导管171中出来的第一端口、空气流导管16、采样端口181、排放端口271、以及用于允许空气进到空气流导管172中或从空气流导管172中出来的端口,其中箭头的粗度代表在呼气12时流经该系统的air的比较体积。

[0140] 图9b描绘了穿过如下部件的air的比较体积:连接器900、用于允许空气进到空气流导管171中或从空气流导管171中出来的第一端口、空气流导管16、采样端口181、排放端口271、以及用于允许空气进到空气流导管172中或从空气流导管172中出来的端口,其中箭头的粗度代表在吸气13时流经该系统的air的比较体积。

[0141] 尽管对于呼出气体的被动采样不是至关重要的,但这个图中描绘的实施方案进一步包括:手持主体10;用于使样本分析腔901排放的风扇或泵;用于向该设备的电子部件(包括那些用于生成、接收、发送或存储数据904的部件)供电的电源19;用于测量该样本分析腔外部的环境压力903的传感器;以及能够测量样本分析腔26内部的air的O₂含量22、CO₂含量23、温度24、湿度25或压力902的传感器。

[0142] 无论实施方案如何,该RICU中的所有机械和电子零部件都可以由内部和/或外部电源19供电。在一个实施方案中(无论采样方法如何),该RICU包含用于处理从流量计15、O₂传感器22、CO₂传感器23、温度计24和压力传感器25获得的原始信号的处理模块20。在这样的实施方案中,处理模块20可以能够使用存储在本地存储单元21的一组函数,根据所处理的信息来计算相关代谢参数,并且原始信号数据连同所有测得的和算得的值都被存储在本地存储单元21上。借助无线发送器28或非无线通信端口(未示出),数据可以被发送到智能电话和/或服务器和/或相似的具有合适能力的设备。如图2c中例示的,该RICU也可以包含用于测量生物电阻抗的表面电极400和相位敏感电子器件405,其中该电极被布置为使得用

户必须将他/她的手指放在它们上才能使用该设备来进行呼吸分析。另外,该RICU可以包含用于测量心率的光源402和光检测传感器401,其中这些部件402和401同样被布置为使得用户必须将他/她的手指放在它们上才能使用该设备来进行呼吸分析。在这个实施方案中,心率数据是通过将光源402引导到对象的皮肤上来获得的,光源402产生在可见和/或近红外(NIR)频谱(例如处于但不限于300nm到1100nm的范围的光谱)的光。所发射的光被用户的皮肤和下层组织(未示出)漫射,并且所反射的光被光检测模块401检测到,光检测模块401可以是单个光电二极管、光电二极管阵列或任何其他用于光检测的传感器。光电二极管检测图形被运算放大器放大,并且借助一个或多个处理模块被数字化。数字化的信号被用来解析生理参数,诸如(但不限于)心率和/或呼吸率。

[0143] 图4例示了RICU处理模块20和/或服务器如何可以利用来自RICU传感器15、22、23、24、25的已处理的信号(即, MV_{inh} 、 $\%O_{2inh}$ 、 $\%CO_{2inh}$ 、 $\%O_{2exh}$ 和 $\%CO_{2exh}$)使用函数46-51来计算二氧化碳产生率(CO_{2prod})和氧消耗率(O_{2cons}):

$$[0144] \quad O_{2cons} = MV_{inh} \times \%O_{2inh} - MV_{exh} \times \%O_{2exh} \quad \dots [46], [49], [51]$$

$$[0145] \quad CO_{2prod} = MV_{inh} \times \%CO_{2exh} - MV_{exh} \times \%CO_{2inh} \quad \dots [47], [48], [50]$$

[0146] 由本发明测得的二氧化碳产生率(CO_{2prod})和氧消耗率(O_{2cons})提供了对用户的实际静息RQ的非常好的近似,这是因为采样腔的体积反映了当在标准温度和压力测量时该采样腔中的分子的数目。根据这些值计算用户的静息呼吸商(RQ):

$$[0147] \quad RQ = CO_{2prod} / O_{2cons} \quad \dots [55]$$

[0148] 此后,可以使用来自Blanc, S.等人(1998)的方程来计算由用户产生的能量的量(Q):

$$[0149] \quad Q = RQ \times 1.331 + 3.692 \quad \dots [60]$$

[0150] 继而可以通过将对象的能量产生能力(Q,以用户在静息时消耗每升氧产生的千卡为量度)乘以每天消耗的氧的量(S,以升为量度)来确定静息代谢率(RMR,以千卡每天为量度):

$$[0151] \quad RMR = Q \times S \quad \dots [62]$$

[0152] 并且使用卡奇-麦阿德(Katch-McArdle)方程和所算得的静息代谢率(RMR),则可确定对象的去脂体重(FFM):

$$[0153] \quad FFM = (RMR - 370) / 21.6 \quad \dots [64]$$

[0154] 通过将FFM与该用户的重量结合,可以确定他/她/它的体脂百分比:

$$[0155] \quad \%体脂 = 100 \times (\text{总重量} - FFM) / \text{总重量} \quad \dots [66]$$

[0156] 如果是在静息时测得的,并且假定该用户没有非典型代谢概况,则这个值可模拟该用户的当前身体组成(CBC)。作为用于该设备的一个可选的内部控制,用户的参数也可以借助生物电阻抗来确定,并且由此测得的值(例如,%体脂、FFM和/或CBC)也可以被用作到该模型的输入。

[0157] 使用RICU来校准CrtMD

[0158] 图5和图8描绘了根据一个实施方案的可以通过用该RICU规则(例如每星期或每月)校准来提高该CrtMD的准确度的过程。通过在静息时(即,在早晨刚刚醒来之后)使用这两个设备,校准该CrtMD是可能的,并且在一个实施方案中可以要求将所有先前存储的和近期测得的数据发送到服务器以更新其数据库(过程28-30和43-45)。该服务器继而将使用函

数46-66,利用从该RICU获得的最近期的数据(例如直接测得的静息 VO_2 (VO_{2rest}) 和静息 VCO_2 (VCO_{2rest}) 值)来计算用户的静息呼吸商(RQ_{rest})和实际当前身体组成(CBC)。该服务器也将使用简化型韦尔公式计算用户的静息能量消耗(REE):

$$[0159] \quad REE = 1.44 \cdot (3.9 \cdot VO_{2rest} + 1.1 \cdot VCO_{2rest})$$

[0160] 它也可以依据 VO_{2rest} 和 RQ_{rest} 被写成:

$$[0161] \quad REE = 1.44 \cdot (3.9 \cdot VO_{2rest} + 1.1 \cdot (RQ_{rest} \cdot VO_{2rest}))$$

[0162] 其中 VO_{2rest} =氧消耗(毫升/分钟), VCO_{2rest} =二氧化碳产生(毫升/分钟), RQ_{rest} =呼吸商= VCO_{2rest}/VO_{2rest} ,且 REE =静息能量消耗(千卡/天)。同时,该服务器将使用从该CrtMD获得的最新近的数据组来计算最新近的推测的当前身体组成(CBCs),使用函数 $f(x)_{n-1}$ 、 $f(y)_{n-1}$ 、 $f(z)_{n-1}$ 和 $f(w)_{n-1}$ (对应于存储在该CrtMD的本地存储模块101上的函数35、36、37和41)。该校准方法的第一步骤发生,此时实际CBC值(从重量和RICU数据算得)被与推测的CBC值(CBCs,根据CrtMD传感器数据算得)比较69,并且差异被用来修整函数更新器71,以优化函数 $f(z)_{n-1}$ 和 $f(w)_{n-1}$,用于未来计算CBCs。在一个平行过程中,CrtMD和RICU数据被结合72,以修整第二函数更新器,以优化函数 $f(x)_{n-1}$ 和 $f(y)_{n-1}$,用于未来计算CBCs。过程74例示了改进的函数 $f(x)$ 、 $f(y)$ 、 $f(z)$ 和 $f(w)$ 如何被用来更新服务器数据库,而过程75和77例示了如何能够更新在智能电话应用上和/或该CrtMD的存储模块101上的过时的(outdated)函数35、36、37和41(对应于该服务器上的函数 $f(x)_{n-1}$ 、 $f(y)_{n-1}$ 、 $f(z)_{n-1}$ 和 $f(w)_{n-1}$),如果事实上这些函数被存储在这些设备自身。相似地,过程67、76和77例示了最新近的实际CBC值如何被用来更新服务器数据库,并且替换CrtMD存储模块101上最近存储的推测的CBCs值(CBCs-1)。更新的函数和值可以经由无线接收机5或非无线通信端口(未示出)被从该服务器发送到该设备。

[0163] 应意识到,尽管RICU和CrtMD设备已经被设计为互补的,但也预想到采用与由该RICU提供的数据相似的任何数据(例如 VO_2 、 VCO_2 、CBC、%BF等)来校准该CrtMD。而且,借助从该RICU和/或该CrtMD获得的数据,也可以执行任何其他测量设备(例如Polar心率监测器、Garmin手表、Fitbit、BodyMedia Fit等)的校准。

[0164] 也应意识到,该RICU可以被设计为用于单用户或多用户目的(在这种情况下,该设备会包含医疗等级过滤器和可移除的嘴头件)。

[0165] 图8描绘了:CrtMD和RICU可以建立对象身体(未示出)的多种生理和代谢参数的过程;间接量热计(例如该RICU)可以被用来校准该CrtMD的过程;以及多种身体参数的直接测量值可以被用来修整如下数学模型的过程,该数学模型提供由该CrtMD或个人化营养和保健辅助物中继到用户的信息。

[0166] 在这个图中,至少一个光源被用来照亮对象的皮肤和下层组织801,而至少一个光检测器接收从对象的皮肤和下层组织反射的波长802。所反射的波长被该光检测器转换成模拟信号,并且继而可以用作到模拟-数字转换器(ADC)的输入803。该ADC可以将该模拟信号转换804成数字值,该数字值可以随后被用作一个或多个数学公式的输入805,通过该一个或多个数学公式可以计算806多种分子(例如血红蛋白、氨甲酰血红蛋白、氧合血红蛋白等)的浓度。所算得的分子浓度继而可以用作到更多数学公式的输入807,通过该更多数学公式可以计算808、809、829生理参数诸如心率(HR)、呼吸率(BR)和氧饱和度(SpO_2)。替代地,所算得的分子浓度可以用作到数学模型的输入810,通过该数学模型可以解析811对象

的氧消耗率 (VO_2) 和二氧化碳产生率 ($VC0_2$)。为了验证这些数学模型的精确度,该CrtMD可以与间接量热计(例如该RICU)同时使用。由该CrtMD测得的 VO_2 和 $VC0_2$ 值继而可以被与由间接量热计(例如该RICU)测得813的 VO_2 和 $VC0_2$ 值比较812。只要在所算得的和所测得的 VO_2 和 $VC0_2$ 值之间出现差异,所测得的 VO_2 和 $VC0_2$ 值就可以被用来修整816该数学模型,使得它们随着时间而变得更加个人化(更精确),因此上述过程被认为是对该CrtMD的校准过程。从已校准的CrtMD获得817的已校准的 VO_2 和 $VC0_2$ 值可以随后用作到至少一个数学公式中的输入818,借助该至少一个数学公式可以计算若干代谢参数(例如静息代谢率(RMR)、去脂体重(FFM)和当前身体组成(CBC))。也可以根据从在静息时使用的间接量热计(诸如RICU)获得815的 VO_2 和 $VC0_2$ 值来计算814这些参数。同时,经校准的 VO_2 和 $VC0_2$ 值可以被用作到至少一个数学模型中的输入,通过该至少一个数学模型可以计算819实时呼吸商(RQ)和/或能量支出(EE,即,燃烧的卡路里),而这些值可以进而用作到至少一个数学模型中的输入,通过该至少一个数学模型,食物商(FQ)可以被计算820。相似地,可以使用至少一个数学模型821从FQ计算能量吸收(EU,即,从内脏吸收到身体中的卡路里)。所算得的能量吸收值和能量支出值可以随后被用作到简单数学公式中的输入,以计算822该对象的能量平衡(EB)。所算得的能量平衡值可以进而用作到至少一个数学模型中的输入,通过该至少一个数学模型可以针对一个限定的时间跨度预测823对象的重量减少/增加。相似地,所算得的能量平衡值可以用作到至少一个数学模型中的输入,通过该至少一个数学模型可以针对一个限定的时间跨度预测826对象的身体组成。

[0167] 从其他精确和值得信赖的测量设备(例如另一类型的间接量热计、身体阻抗测量设备、体重计等)或食物日志(其中提供了食物消耗的食物量和消耗的食物的大分子组成)获得的值可以被用来验证用于执行过程819、820、821、823和826的数学模型之中的至少一个数学模型的精确度。这可以通过将所算得的值(例如预测的重量、或预测的身体组成)与所测得的值(例如由体重计测得的重量、或者由生物电阻抗测量设备测得的身体组成)比较来做出。只要在所算得的值与所测得的值之间出现差异,所测得的值就可以被用来修整825、828至少一个数学模型,以使得它随着时间变得更个人化(更精确)。注意,由于该RICU可以被用来为静息时的对象计算身体组成,因此当在静息时同时使用该RICU和该CrtMD时,这个值可以被用作该校准过程中的第二校准层级(tier)。此外,可以在该过程期间的任何阶段引入诸如年龄、性别、种族、基因标记等信息,以确定至少一个新参数的值,或者使模型参数化更精确(即,修整至少一个数学模型)。

[0168] 个人化营养和保健辅助物

[0169] 本发明的一个重要方面是一种补充了本发明的CrtMD和RICU的使用的支持性信息系统(此后被称为“个人化营养和保健辅助物”)。该个人化营养和保健辅助物代表所有原始的、所测得的和所算得的数据,以及它们在任何当前或未来的能够进行数据变换和/或信息显示的电子设备(例如CrtMD、RICU、智能电话、平板电脑、个人计算机、笔记本计算机、服务器等)之间的传输。该个人化营养和保健辅助物也可以包含与用户的代谢评估相关的手动输入(例如用户的身高、体重和年龄),以及用户的个人健康、保健和/或运动表现目标。

[0170] 该个人化营养和保健辅助物通过利用感测设备(诸如但不限于CrtMD和RICU)的输出作为到被设计为描述计算机模拟的生物学系统的数学模型中的输入变量和/或参数,提出了在计算系统生物学领域(一种集成了多反应(multi-reaction)生物学系统和数学模型

的科学领域)的新的和独特的实施方式。在一个实施方案中,该数学模型可以包括常微分方程或偏微分方程,但该模型也可以用其他离散公式、统计公式和随机公式来构造。无论所使用的方法如何,这些数学模型都可以使用变量(即,模型实体不保持恒定——例如温度、呼吸率、心率、酶率、平衡驱动反应)和参数(即,描述作为该模型的一部分以及使得该模型中的变量能够随着时间而变化的实体的属性的值)。在一个典型的情形中,来自对象的传感器数据将被无线地(例如经由智能电话)或者非无线地发送到服务器(或任何其他能够计算的设备),在这里它将用作到描述这个对象在酶水平、组织水平、器官水平和/或整个身体水平的生理和/或躯体特征的数学模型和/或系统模型的计算平台的输入变量和/或参数。在纳入了这些传感器数据的情况下,这些模型继而可以生成输出变量和/或参数,该输出变量和/或参数可以被存储在服务器上和/或被从服务器发送到一个不同的位置(即,传感器设备、智能电话、平板电脑、其他服务器等)。在一个替代实施方案中,传感器数据将不被发送到远程计算机系统,而是将在该测量设备自身的处理模块上被本地分析。这个方法的一个应用例如会是使用从该RICU和该CrtMD获得的数据作为到代谢数学模型的针对变量和/或参数的输入,以预测和/或分析若干个系统变量和参数,诸如但不限于:计划的重量减少、计划的体脂、计划的能量吸收、能量平衡、锻炼后过量氧消耗、 VO_2 、 $VC0_2$ 、呼吸交换比、呼吸商、总能量支出、静息能量支出、躯体活动能量支出等。

[0171] 该个人化营养和保健辅助物的最基础的功能是以若干方式并且在多种设备上向用户提供预测、跟踪、计算、分析和显示与他/她的保健和生活方式相关的参数的手段。该个人化营养和保健辅助物也能够用户在用户关于若干与保健相关的因素(例如是否减少重量、如何改善健身、决定饮食类型、知晓哪种锻炼和运动程序将帮助达到个人健康目标等)的决策过程中辅助他/她。在一个实施方案中,该个人化营养和保健辅助物能够通过使用响应于用户的连续测得的和算得的生理和代谢参数的激励式反馈环(motivational feedback loop),来指导和激励它的用户朝改善的健康、保健和/或运动表现前进。在这样的实施方案中,通过改变供给用户的激励的侧重点(focus)、频率和类型,该激励式反馈环的效能可以在连续基础上改进。适于这样的改进的一个遗传算法途径的一般化描述会如下:

[0172] 1. 用户数据库被划分成子群(subgroups)(随机地、或根据用户类型),其中每个子群具有足够的大小以执行统计学分析。

[0173] 2. 每个子群都被暴露给来自该个人化营养和保健辅助物的激励式反馈,但反馈在类型、时间选择、风格和侧重点方面不同。

[0174] 3. 每个子群达到它的多种用户指定目标的效能都提供了对传送给用户的激励式消息的有效性的指示(即,优化算法——例如遗传算法或进化策略——的适应度函数,,其使用消费者顺应性、消费者满意和消费者目标成就作为变量)。

[0175] 4. 显示最大总体改善的子群被认为是从个人化营养和保健辅助物接收了最有效的激励式反馈的子群。

[0176] 5. 提供给最优表现子群的激励式反馈的类型、时间选择、频率、风格和侧重点被组对,并且衍生特性被分派给具有特定用户类型的所有子群(或完全用户基础)。该循环被重复,直到子群表现之间的所有可辨别的差别最小化。

[0177] 6. 统计学分析(例如聚类分析)可以被用来识别良好地响应于一般集合的激励式提示(prompt)和数据参数的用户类型。

[0178] 7. 新用户可以根据他们的个人体型被指派用户类型,从而立即受益于最可能对他们有益的激励式提示和数据风格(以及其他参数)。

[0179] 8. 特定用户的激励式提示风格可以是精细调节的,或是用上述优化算法的进一步循环被改变。

[0180] 9. 通过将新的激励手段(例如从科学著作中发现的)连续引入当前激励框架中并且允许它们与现有框架竞争,来确保排除疲劳和无效的激励式策略。该循环可以是连续的并且可以利用人工智能方法来执行自动化的改善循环。

[0181] 因为个体的身体中的流体平衡变化,体重具有波动的自然趋势。这可以造成突然的可测量的重量变化,该变化不反映个体在朝他/她的目标进展时的身体组织重量的实际变化。为了防止用户因不合理的重量波动失去动力,该个人化营养和保健辅助物可以采用规则移动或滚动平均来指示重量变化的趋势。该移动或滚动平均用作总体趋势指标,并且向用户通知他/她朝他/她的目标的进展,例如通过当用户的重量在该移动或滚动平均趋势线上方或下方波动时对移动平均与重量输入曲线(未平均的重量曲线)之间的区域进行彩色编码(color coding)。在本发明的一个实施方案中,只要用户针对他/她的目标做出负向进展,该区域就被设成红色,并且只要用户针对他/她的目标做出正向进展,该区域就被设成绿色。然而应意识到,本发明的范围不限于仅仅使用红色和绿色,而是可以利用被认为适于针对用户的目标的正向和/或负向和/或中立进展进行指示的任何颜色方案或视觉提示。

[0182] 作为该CrtMD监测用户的实时呼吸商的独特能力的结果,该个人化营养和保健辅助物具有向用户提供关于他/她的当前营养状态(即,在任何给定时刻该用户正在利用的资源中有多少用于进行代谢能量产生)、能量吸收水平(即,在给定时间框架内消耗的卡路里的量)、能量支出水平、和能量平衡的连续实时反馈的能力。可以按照用户的保健目标来识别能量平衡区,并且该个人化营养和保健辅助物可以被编排为只要该用户违反了他/她的个人能量平衡边界就向用户提供警告信号、和/或提供激励式反馈以帮助该用户留在指定边界内。因此,该个人化营养和保健辅助物也可以向用户提供关于在任何给定时间要吃的最合适食物源的瞬时建议。

[0183] 该个人化营养和保健辅助物也能够发现和教育用户他/她的如下行为模式,这些行为模式触发不想要的和/或期望的生理反应(例如,当用户前一晚吃了碳水化合物密集餐食时,他/她可能总是感到“疲劳”。这对用户可能不总是明显的,但该个人化营养和保健辅助物会能够通过连续地和/或间歇地考虑所有系统变量(即,用户输入、CrtMD数据和RICU数据)“发现”这些隐藏的模式)。通过将该个人化营养和保健辅助物的上述“发现”能力与地理数据(例如GPS)、行为数据(即,在线社会交互和购买行为)、第三方设备/服务(例如Facebook™或foursquare)和情绪数据集成,用户反馈可以被定制得更个人化,并且用于其它目的(例如健康风险分析、运动表现和/或定向广告)的重要参数可以被识别。

[0184] 在一个实施方案中,该个人化营养和保健辅助物能够使用用户的个人生理和/或代谢数据来控制基于网络的本地和/或社交网络游戏环境中的化身。在又一个优选实施方案中,该个人化营养和保健辅助物可以被用来链接到用户的社交网络(例如Facebook™、Twitter或任何相似的当前和未来的网络),以使得能够通过本发明描述的任意技术在用户之间实现社会关联和交互。

[0185] 除了上述特征以外,该个人化营养和保健辅助物也可以包含含有三类功能的功能

商店：(i) 免费功能、(ii) 付费功能和 (iii) 订阅功能。对于苹果的应用商店和安卓的应用，可以发布具有默认的一组功能的设备，而附加的功能可以从该功能商店下载。通过使得经由API访问从该设备组获得的数据，将鼓励第三方功能开发。

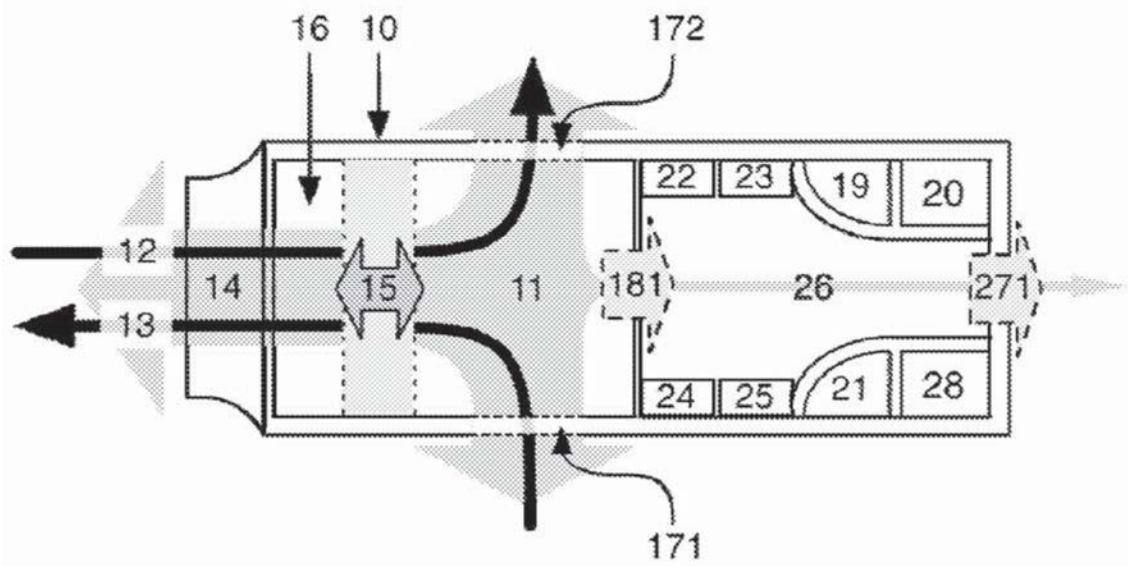


图2b

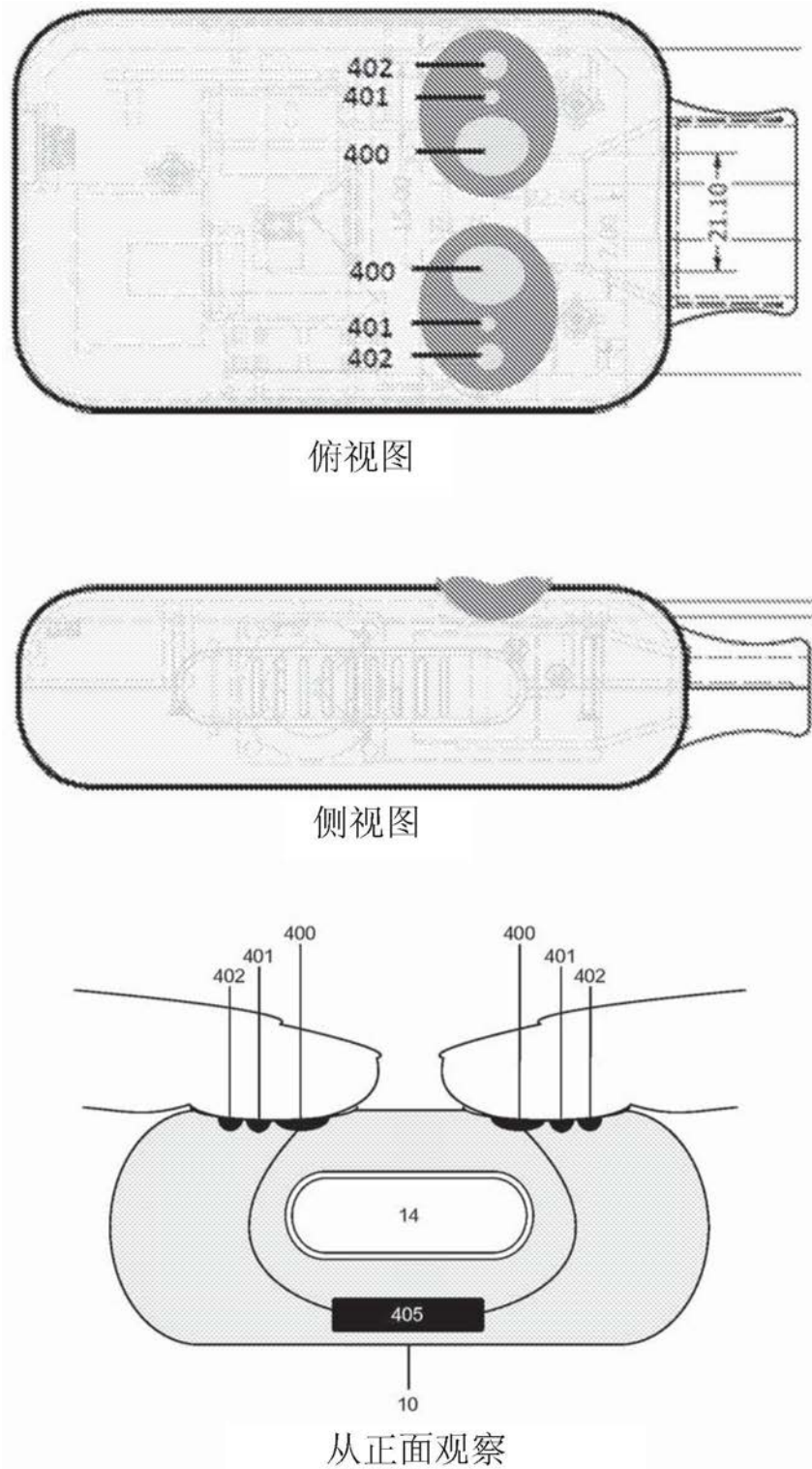


图2c

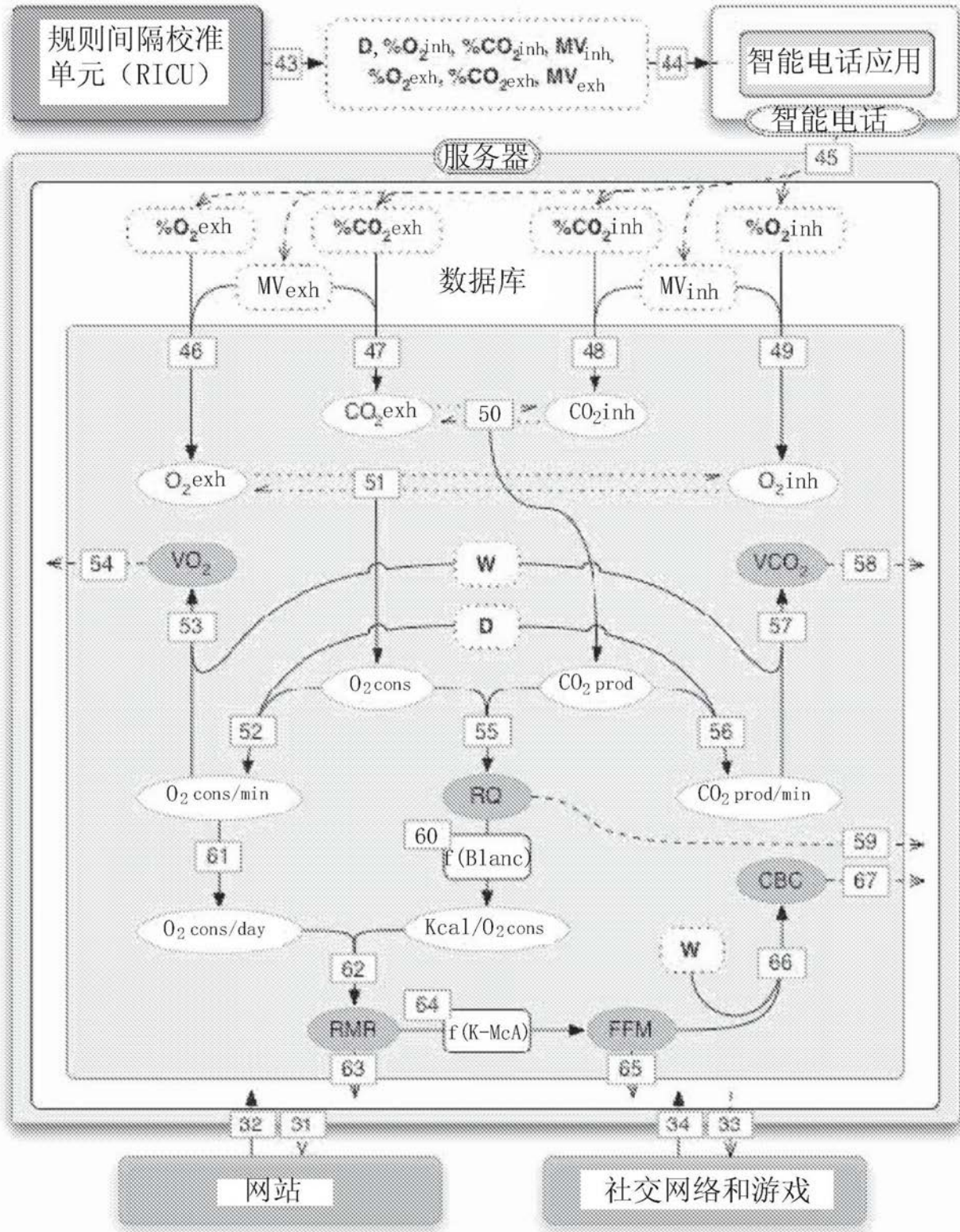


图4

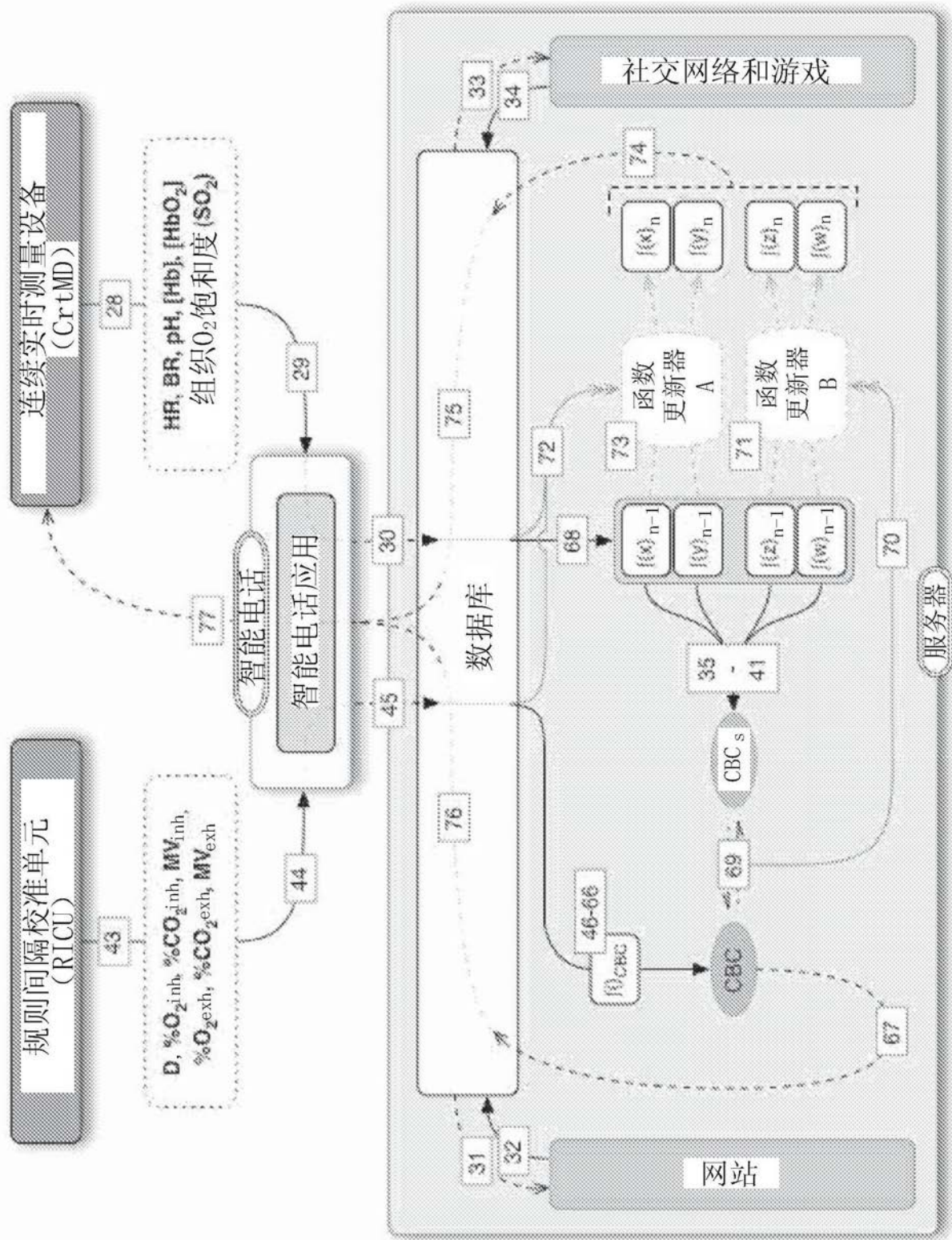


图5

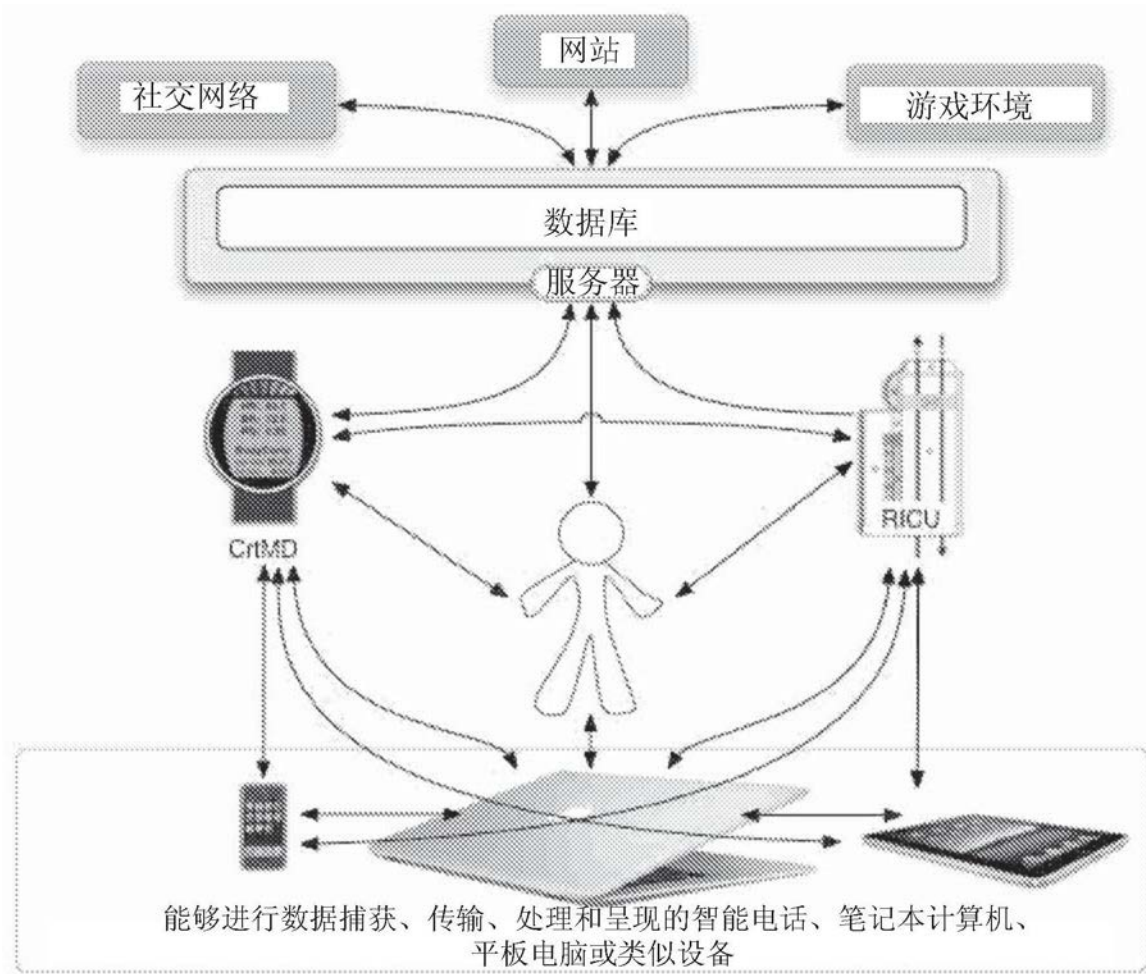


图6

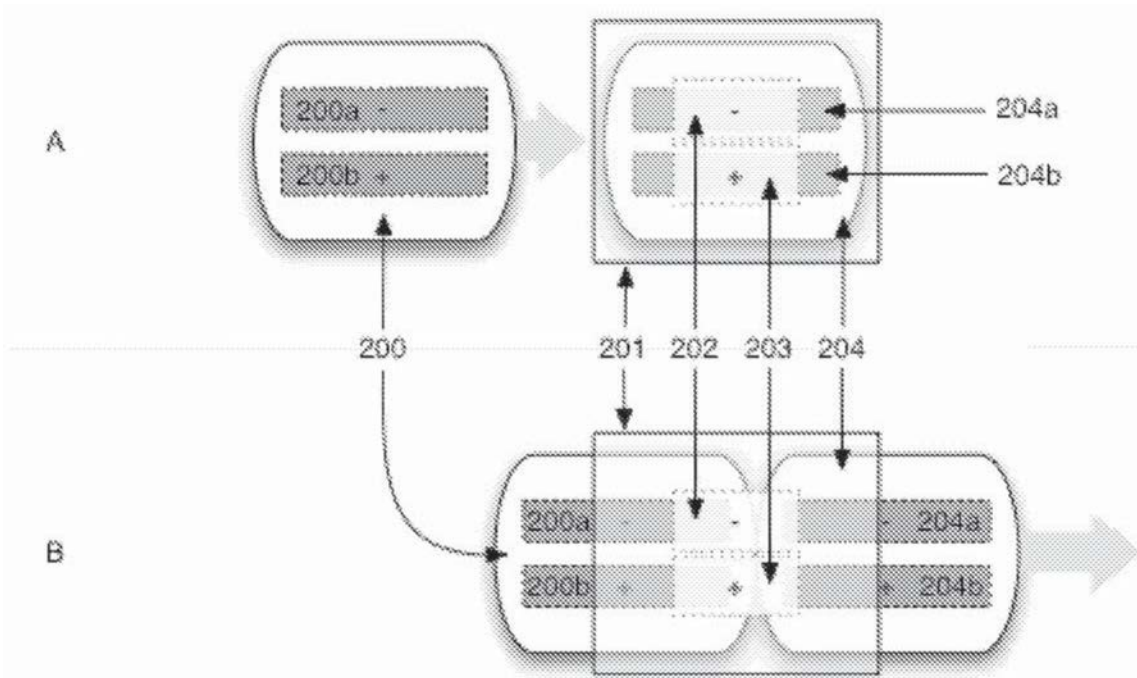


图7a

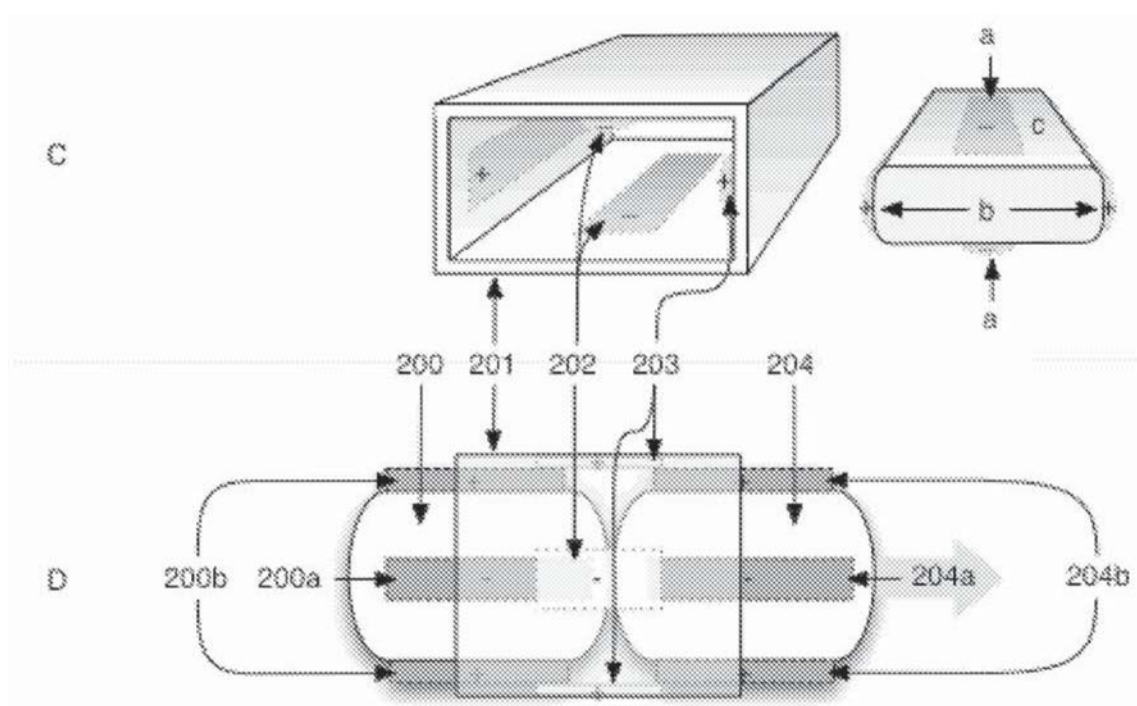
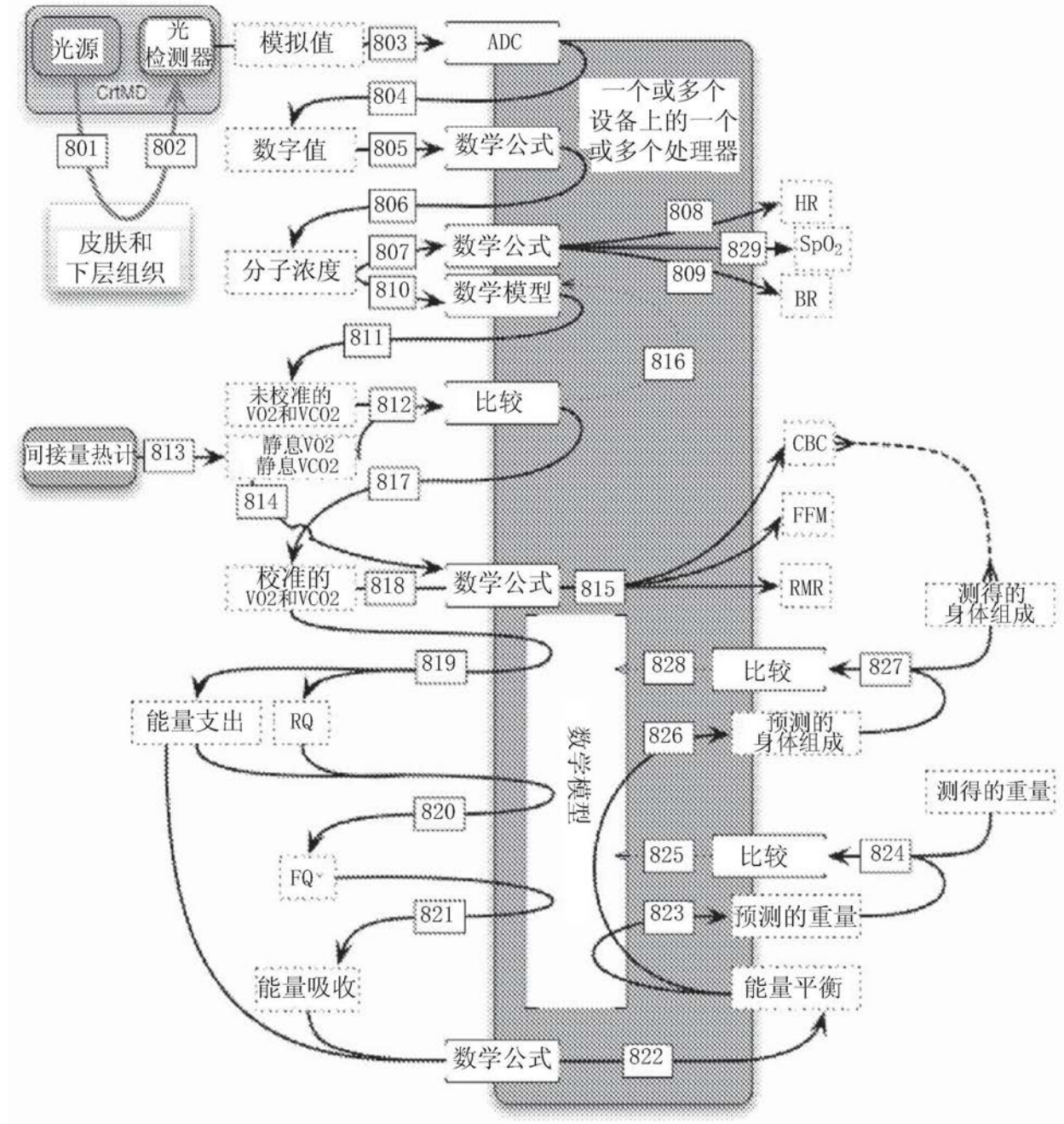


图7b



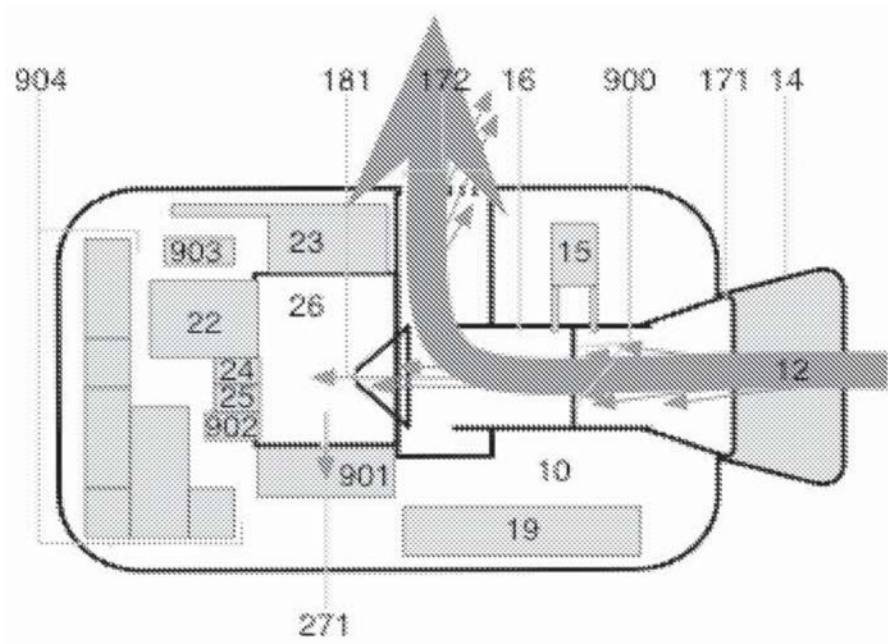


图9a:由呼气生成的空气流动力

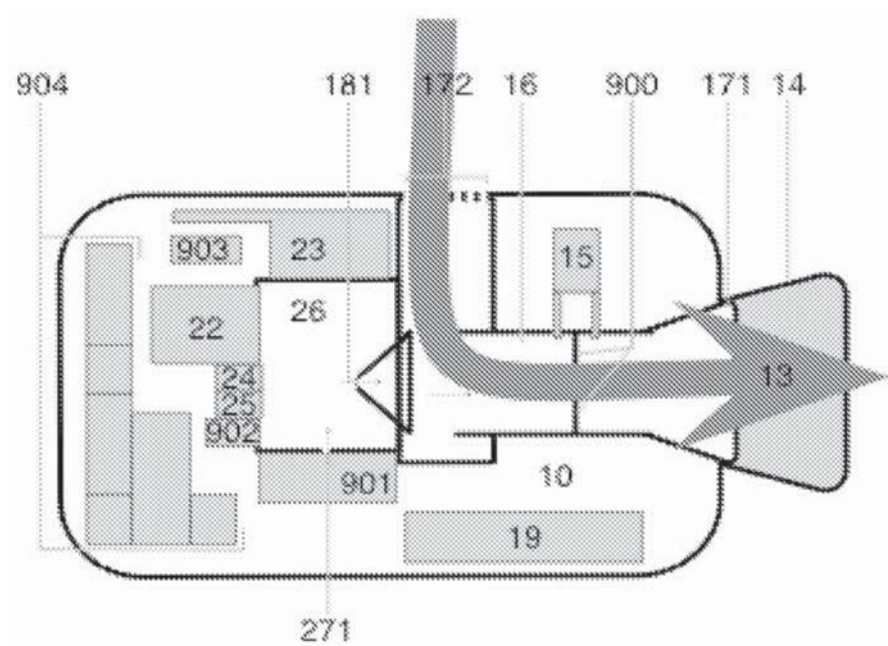


图9b:由吸气生成的空气流动力

专利名称(译)	用于分析对象的呼吸气体的成分的便携设备和方法		
公开(公告)号	CN104799820B	公开(公告)日	2018-10-26
申请号	CN201510197822.8	申请日	2012-07-06
[标]申请(专利权)人(译)	全球营养保健公司		
申请(专利权)人(译)	全球营养保健公司		
当前申请(专利权)人(译)	生命Q全球有限公司		
[标]发明人	LR奥利维尔		
发明人	L·R·奥利维尔		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/083 A61B5/087 A61B5/22		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 G01N1/2205 A61B5/0022 A61B5/0082 A61B5/02438 A61B5/053 A61B5/082 A61B5/0833 A61B5/0836 A61B5/087 A61B5/14551 A61B5/222 G06Q50/22 H02J9/06 G16H20/30 G16H20/60 G16H50/30 Y02A90/22 A61B5/4869 A61B5/7235 A61B2503/10 A61B2560/0214 A61B2560/0223 A61B2560/0431 G06F19/00		
代理人(译)	杨勇		
优先权	61/505877 2011-07-08 US 61/614191 2012-03-22 US		
其他公开文献	CN104799820A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种用于分析对象的呼吸气体的成分的便携设备，包括：至少一个空气流导管，穿过该至少一个空气流导管，该对象能够经过该设备的体部吸入或呼出空气；至少一个采样端口；氧传感器；以及至少一个流传感器。本发明还公开了一种用于分析对象的呼吸气体的成分的方法。

