



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106361305 A

(43)申请公布日 2017.02.01

(21)申请号 201610856171.3

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2016.09.27

(66)本国优先权数据

201610833450.8 2016.09.19 CN

(71)申请人 爱国者电子科技有限公司

地址 100085 北京市海淀区上地九街9号北
侧三层A区-9

(72)发明人 史海岩 焦健 卿高山

(74)专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司 11002

代理人 李相雨

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/026(2006.01)

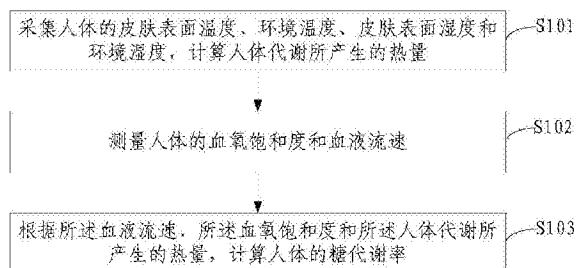
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

糖代谢率的测量方法和装置

(57)摘要

本发明涉及一种糖代谢率的测量方法和装置,该方法包括:采集人体的皮肤表面温度、环境温度、皮肤表面湿度和环境湿度,计算人体代谢所产生的热量;测量人体的血氧饱和度和血液流速;根据所述血液流速、所述血氧饱和度和所述人体代谢所产生的热量,计算人体的糖代谢率。本发明提供的测量方法,首先确定血液流速、血氧饱和度和人体代谢所产生的热量,然后根据血液流速、血氧饱和度和人体代谢所产生的热量确定糖代谢率,从而实现糖代谢率的测量。本发明提供的测量装置,通过数据采集模块采集有关参数,然后通过数据处理模块确定血液流速、血氧饱和度和人体代谢所产生的热量,再根据这三个参数值得到糖代谢率,从而实现糖代谢率的测量。



1. 一种糖代谢率的测量方法,其特征在于,包括:

采集人体的皮肤表面温度、环境温度、皮肤表面湿度和环境湿度,计算人体代谢所产生的热量;

测量人体的血氧饱和度和血液流速;

根据所述血液流速、所述血氧饱和度和所述人体代谢所产生的热量,计算人体的糖代谢率。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述测量人体的血液流速,包括:

将温度低于人体体表温度的热导体接触人体体表,检测所述热导体两端的温度变化,并根据所述温度变化,确定所述血液流速。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述测量人体的血氧饱和度,包括:

利用光学测量系统,确定血红蛋白分别对第一波长、第二波长的光的消光系数,氧合血红蛋白分别对第一波长、第二波长的光的消光系数,及人体动脉血所吸收的第一波长、第二波长的光的光强度;

根据各个消光系数和各个光强度,计算所述血氧饱和度。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,采用下式计算所述血氧饱和度:

$$O = \frac{K_{2hb} \Delta A_1 - K_{1hb} \Delta A_2}{K_{2hb} \Delta A_1 + K_{1hbO_2} \Delta A_2 - K_{2hbO_2} \Delta A_1}$$

其中,0为所述血氧饱和度, K_{1hb} 为人体血红蛋白对第一波长的光的消光系数, K_{2hb} 为人体血红蛋白对第二波长的光的消光系数, K_{1hbO_2} 为氧合血红蛋白对第一波长的光的消光系数, K_{2hbO_2} 为氧合血红蛋白对第二波长的光的消光系数, ΔA_1 为人体动脉血所吸收的第一波长的光强度, ΔA_2 为人体动脉血所吸收的第二波长的光强度。

5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述计算人体代谢所产生的热量,包括:

根据人体体表温度和人体周围的环境温度,计算对流散热和辐射散热;

根据皮肤表面湿度和环境湿度,计算人体的扩散散热和显性蒸发散热,并将所述扩散散热和所述显性蒸发散热之和作为蒸发散热;

将所述对流散热、所述辐射散热和所述蒸发散热之和作为所述人体代谢所产生的热量。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,

采用下式计算所述对流散热:

$$Q_c = h_c A^* (T_s - T_0)$$

其中, Q_c 为所述对流散热, h_c 为人体与空气的对流换热系数, A^* 为对流换热的有效散热面积, T_s 为体表平均温度, T_0 为环境温度;

和/或

采用下式计算所述辐射散热:

$$Q_r = \delta \varepsilon A^* (T_s - T_0)$$

其中, Q_r 为所述辐射散热, δ 为玻尔兹曼常数, ε 为体表黑度, T_s 为体表平均温度, T_0 为环境温度;

和/或

采用下式计算人体的扩散散热：

$$Q_{\text{dif}} = r_m (P^* - P_a)$$

其中， Q_{dif} 为扩散散热， r 为水的汽化潜热， m 为皮肤渗透系数， P^* 为皮肤表面温度下空气中水蒸气的饱和分压力， P_a 为环境空气中的水蒸气分压力；

和/或

采用下式计算人体的显性蒸发散热：

$$Q_{\text{rsw}} = W_{\text{rsw}} 16.7 h_c (P^* - P_a \phi_a)$$

其中， Q_{rsw} 为显性蒸发散热， W_{rsw} 为皮肤表面湿度， h_c 为人体与空气的对流换热系数， P^* 为皮肤表面温度下空气中水蒸气的饱和分压力， P_a 为环境空气中的水蒸气分压力， ϕ_a 为环境湿度。

7. 一种糖代谢率的测量装置，其特征在于，包括：数据采集模块、与所述数据采集模块连接的数据处理模块和与所述数据处理模块连接的数据传输模块，其中：

所述数据采集模块包括分别用于采集皮肤表面温度、环境温度、皮肤表面湿度、环境湿度及与人体皮肤接触的热导体的两端温度的传感器，及用于测量血氧饱和度的光学检测系统；

所述数据处理模块用于根据传感器检测到的皮肤表面温度、环境温度、皮肤表面湿度和环境湿度，确定人体代谢所产生的热量；根据人体皮肤接触的热导体的两端的温度和皮肤表面温度，确定人体的血液流速；及根据人体代谢所产生的热量、血液流速和血氧饱和度，确定人体糖代谢率；

所述数据传输模块，用于将所述人体糖代谢率输出。

8. 根据权利要求7所述的装置，其特征在于，还包括具有开口的壳体，所述数据采集模块、数据处理模块和数据传输模块均设置在壳体的内部；所述壳体在开口处的内腔壁形成测量部位容纳腔。

9. 根据权利要求7所述的装置，其特征在于，所述数据采集模块包括热敏电阻、热导体、湿度测量腔、温度传感器和/或红外辐射温度计，其中所述热导体与所述热敏电阻连接。

10. 根据权利要求7所述的装置，其特征在于，所述数据传输模块包括无线网络传输模块和/或数据接口模块，所述无线网络传输模块包括WiFi传输模块或蓝牙传输模块，所述数据接口模块为USB数据接口模块。

糖代谢率的测量方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及技术领域,尤其是涉及一种糖代谢率的测量方法和装置。

背景技术

[0002] 物质代谢与能量代谢时刻在机体内进行着,两者相辅相成,维持机体的生理节律。代谢过程中的诸多规律已被人类发现、证明和应用,同时更具吸引力的是对未知的探索。

[0003] 生理学家定义过一个“基础代谢率”的概念,它指的是“人体在静息状态下,不受肌肉活动、环境温度、食物及精神紧张等影响时,单位时间和单位表面积所消耗的能量值”。并且已经被证实的是:对于同一类人群,如性别、身高、体重和健康水平等体征相同的人群,基础代谢率是一致的。

[0004] 基于代谢能量守恒定律,在基础代谢的环境下(静息状态,不受肌肉活动、环境温度、食物及精神紧张等影响),某一特定人群的基础代谢率(即消耗的能量值)与体内各种能量物质代谢产生的能量相等(单位时间、单位皮肤面积);同时,因为环境条件既定,则机体内不同能量物质代谢产生的能量占比是固定的,即可知葡萄糖代谢所产生的能量值理论上是既定的。从医学、生理学中可以获悉糖代谢是一个复杂的过程,掌握各种人群糖代谢率的标准值以及偏离规律。但是,目前还没有一种糖代谢的测量方法。

发明内容

[0005] 针对以上缺陷,本发明提供一种糖代谢率的测量方法和装置,便于检测糖代谢率。

[0006] 第一方面,本发明提供的糖代谢率的测量方法包括:

[0007] 采集人体的皮肤表面温度、环境温度、皮肤表面湿度和环境湿度,计算人体代谢所产生的热量;

[0008] 测量人体的血氧饱和度和血液流速;

[0009] 根据所述血液流速、所述血氧饱和度和所述人体代谢所产生的热量,计算人体的糖代谢率。

[0010] 可选的,所述测量人体的血液流速,包括:

[0011] 将温度低于人体体表温度的热导体接触人体体表,检测所述热导体两端的温度变化,并根据所述温度变化,确定所述血液流速。

[0012] 可选的,所述测量人体的血氧饱和度,包括:

[0013] 利用光学测量系统,确定血红蛋白分别对第一波长、第二波长的光的消光系数,氧合血红蛋白分别对第一波长、第二波长的光的消光系数,及人体动脉血所吸收的第一波长、第二波长的光的光强度;

[0014] 根据各个消光系数和各个光强度,计算所述血氧饱和度。

[0015] 可选的,采用下式计算所述血氧饱和度:

$$[0016] \quad O = \frac{K_{2hb} \Delta A_1 - K_{1hb} \Delta A_2}{K_{2hb} \Delta A_1 + K_{1hbO_2} \Delta A_2 - K_{2hbO_2} \Delta A_1}$$

[0017] 其中, O 为所述血氧饱和度, K_{1hb} 为人体血红蛋白对第一波长的光的消光系数, K_{2hb} 为人体血红蛋白对第二波长的光的消光系数, K_{1hbO_2} 为氧合血红蛋白对第一波长的光的消光系数, K_{2hbO_2} 为氧合血红蛋白对第二波长的光的消光系数, ΔA_1 为人体动脉血所吸收的第一波长的光强度, ΔA_2 为人体动脉血所吸收的第二波长的光强度。

[0018] 可选的,所述计算人体代谢所产生的热量,包括:

[0019] 根据人体体表温度和人体周围的环境温度,计算对流散热和辐射散热;

[0020] 根据皮肤表面湿度和环境湿度,计算人体的扩散散热和显性蒸发散热,并将所述扩散散热和所述显性蒸发散热之和作为蒸发散热;

[0021] 将所述对流散热、所述辐射散热和所述蒸发散热之和作为所述人体代谢所产生的热量。

[0022] 可选的,采用下式计算所述对流散热:

$$[0023] \quad Q_c = h_c A^* (T_s - T_0)$$

[0024] 其中, Q_c 为所述对流散热, h_c 为人体与空气的对流换热系数, A^* 为对流换热的有效散热面积, T_s 为体表平均温度, T_0 为环境温度;

[0025] 和/或

[0026] 采用下式计算所述辐射散热:

$$[0027] \quad Q_r = \delta \varepsilon A^* (T_s - T_0)$$

[0028] 其中, Q_r 为所述辐射散热, δ 为玻尔兹曼常数, ε 为体表黑度, T_s 为体表平均温度, T_0 为环境温度;

[0029] 和/或

[0030] 采用下式计算人体的扩散散热:

$$[0031] \quad Q_{dif} = r m (P^* - P_a)$$

[0032] 其中, Q_{dif} 为扩散散热, r 为水的汽化潜热, m 为皮肤渗透系数, P^* 为皮肤表面温度下空气中水蒸气的饱和分压力, P_a 为环境空气中的水蒸气分压力;

[0033] 和/或

[0034] 采用下式计算人体的显性蒸发散热:

$$[0035] \quad Q_{rs} = W_{rs} 16.7 h_c (P^* - P_a \phi_a)$$

[0036] 其中, Q_{rs} 为显性蒸发散热, W_{rs} 为皮肤表面湿度, h_c 为人体与空气的对流换热系数, P^* 为皮肤表面温度下空气中水蒸气的饱和分压力, P_a 为环境空气中的水蒸气分压力, ϕ_a 为环境湿度。

[0037] 第二方面,本发明提供的糖代谢率的测量装置包括:

[0038] 数据采集模块、与所述数据采集模块连接的数据处理模块和与所述数据处理模块连接的数据传输模块,其中:

[0039] 所述数据采集模块包括分别用于采集皮肤表面温度、环境温度、皮肤表面湿度、环境湿度及与人体皮肤接触的热导体的两端温度的传感器,及用于测量血氧饱和度的光学检测系统;

[0040] 所述数据处理模块用于根据传感器检测到的皮肤表面温度、环境温度、皮肤表面湿度和环境湿度,确定人体代谢所产生的热量;根据人体皮肤接触的热导体的两端的温度和皮肤表面温度,确定人体的血液流速;及根据人体代谢所产生的热量、血液流速和血氧饱

和度,确定人体糖代谢率;

[0041] 所述数据传输模块,用于将所述人体糖代谢率输出。

[0042] 可选的,所述装置还包括具有开口的壳体,所述数据采集模块、数据处理模块和数据传输模块均设置在壳体的内部;所述壳体在开口处的内腔壁形成测量部位容纳腔。

[0043] 可选的,所述数据采集模块包括热敏电阻、热导体、湿度测量腔、温度传感器和/或红外辐射温度计,其中所述热导体与所述热敏电阻连接。

[0044] 可选的,所述数据传输模块包括无线网络传输模块和/或数据接口模块,所述无线网络传输模块包括WiFi传输模块或蓝牙传输模块,所述数据接口模块为USB数据接口模块。

[0045] 本发明提供的糖代谢率的测量方法和装置,首先确定血液流速、血氧饱和度和人体代谢所产生的热量,然后根据血液流速、血氧饱和度和人体代谢所产生的热量确定糖代谢率,从而实现糖代谢率的测量。

附图说明

[0046] 为了更清楚地说明本公开实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本公开的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些图获得其他的附图。

[0047] 图1示出了本发明一实施例中糖代谢率的测量方法的流程示意图;

[0048] 图2示出了计算糖代谢率所需的参数示意图;

[0049] 图3示出了探测头的结构示意图;

[0050] 图4示出了本发明一实施例中糖代谢率的测量装置的示意图;

[0051] 图5示出了血糖值和糖代谢率之间的曲线关系图。

具体实施方式

[0052] 下面将结合本公开实施例中的附图,对本公开实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本公开中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本公开保护的范围。

[0053] 本发明提供一种糖代谢率的测量方法,如图1和2所示,该方法包括:

[0054] S101、采集人体的皮肤表面温度、环境温度、皮肤表面湿度和环境湿度,计算人体代谢所产生的热量;

[0055] S102、测量人体的血氧饱和度和血液流速;

[0056] S103、根据所述血液流速、所述血氧饱和度和所述人体代谢所产生的热量,计算人体的糖代谢率。

[0057] 可理解的是,S101和S102之间没有先后顺序。

[0058] 可理解的是,糖代谢率是指单位时间、单位皮肤表面积内,由葡萄糖代谢所产生的能量值,单位是KJ/h/m²(千焦/每小时/每平方米)。在排除肌肉活动、环境温度、食物及精神紧张等情况下,糖代谢率直接受到血糖浓度、血液流速和血氧饱和度的影响,即可将糖代谢率视作血糖浓度、血液流速和血氧饱和度的函数,可用下式表示:

[0059] $H = f_1(G, BF, O)$

[0060] 其中, H 为糖代谢率, G 为血糖浓度, BF 为血液流速; O 为血氧饱和度。

[0061] 根据代谢热整合法可知, 人体代谢产生的热量是血糖浓度、血液流速和血氧饱和度的函数:

[0062] $Q = f_2(G, BF, O)$, 即可知 $G = f_3(Q, BF, O)$

[0063] 式中: Q 为人体代谢产生的热量, G 为血糖浓度; BF 为血液流速, O 为血氧饱和度。

[0064] 将上式代入糖代谢率的函数式中, 可得 $H = f_4(Q, BF, O)$ 。

[0065] 本发明提供的糖代谢率的测量方法, 首先确定血液流速、血氧饱和度和人体代谢所产生的热量, 然后根据血液流速、血氧饱和度和人体代谢所产生的热量确定糖代谢率, 从而实现糖代谢率的测量。

[0066] 在具体实施时, 可以采用以下方法计算人体的血液流速:

[0067] 将温度低于人体体表温度的热导体接触人体体表, 检测所述热导体两端的温度变化, 并根据所述温度变化, 确定所述血液流速。

[0068] 可理解的是, 在将一个温度低于人体体表温度的热导体接触人体体表后, 由于存在温度差, 体表与导热体之间会产生热传递, 从而使体表温度发生改变。导热体两端的温度也会发生变化, 其变化量依赖于从体表到导热体的热传递量, 而体表到导热体的热传递量取决于毛细血管中的血液流速。因此, 通过测量导热体两端温度变化, 就可以推算出血液流速。

[0069] 在具体实施时, 可以采用以下方法计算血氧饱和度, 包括:

[0070] 利用光学测量系统, 确定血红蛋白分别对第一波长、第二波长的光的消光系数, 氧合血红蛋白分别对第一波长、第二波长的光的消光系数, 及人体动脉血所吸收的第一波长、第二波长的光的光强度;

[0071] 根据各个消光系数和各个光强度, 计算所述血氧饱和度。

[0072] 其中, 可以采用下式计算所述血氧饱和度:

$$[0073] \quad O = \frac{K_{2hb} \Delta A_1 - K_{1hb} \Delta A_2}{K_{2hb} \Delta A_1 + K_{1hbO_2} \Delta A_2 - K_{2hbO_2} \Delta A_1}$$

[0074] 其中, O 为所述血氧饱和度, K_{1hb} 为人体血红蛋白对第一波长的光的消光系数, K_{2hb} 为人体血红蛋白对第二波长的光的消光系数, K_{1hbO_2} 为氧合血红蛋白对第一波长的光的消光系数, K_{2hbO_2} 为氧合血红蛋白对第二波长的光的消光系数, ΔA_1 为人体动脉血所吸收的第一波长的光强度, ΔA_2 为人体动脉血所吸收的第二波长的光强度。

[0075] 当然, 也可以采用下式计算血氧饱和度:

$$[0076] \quad O = \frac{C_{hbo_2}}{C_{hbo_2} + C_{hb}}$$

[0077] 其中, C_{hbo_2} 为氧合血红蛋白的浓度, C_{hb} 为血红蛋白的浓度。

[0078] 在具体实施时, 人体代谢所产生的热量可以是对流热量、辐射热量和蒸发热量, 即人体局部组织代谢能量结构主要包括对流、辐射和蒸发三个部分。

[0079] 依据热力学第一定律建立的人体热平衡方程如下:

$$[0080] \quad S = M \pm E - (\pm W) \pm R \pm C$$

[0081] 式中： S 为人体贮热率（热量增加为正）， M 为代谢率（恒为正）， E 为蒸发散热（失热为负）， W 为做功率（对外做功为正）， R 、 C 分别为表面辐射和对流散热（获得热量为正）；由于测量环境人体静息状态下进行，所以方程中的 $S=0$ ， $W=0$ ；通过测量人体局部组织的热量 E 、 R 、 C 的值，即可得到人体局部的代谢率。故可以采用以下方法计算人体代谢所产生的热量：

[0082] 根据人体体表温度和人体周围的环境温度，计算对流散热和辐射散热；

[0083] 根据皮肤表面湿度和环境湿度，计算人体的扩散散热和显性蒸发散热，并将所述扩散散热和所述显性蒸发散热之和作为蒸发散热；

[0084] 将所述对流散热、所述辐射散热和所述蒸发散热之和作为所述人体代谢所产生的热量。

[0085] 在进行有关参数测量时，可以根据各个传感器的特征及测试要求，将温度传感器、湿度传感器、辐射传感器分别焊接于集成传感器相应位置。为保证准确性，人体需处于静息状态下，室内环境温度保持在 25°C 。

[0086] 其中，可以由温度传感器获取人体指表温度、周围环境温度，然后采用下式计算所述对流散热：

$$[0087] \quad Q_c = h_c A^* (T_s - T_0)$$

[0088] 式中， Q_c 为所述对流散热， h_c 为人体与空气的对流换热系数， A^* 为对流换热的有效散热面积， T_s 为体表平均温度， T_0 为环境温度。

[0089] 其中，可以由辐射传感器获取指标辐射温度、背景辐射温度，然后采用下式计算所述辐射散热：

$$[0090] \quad Q_r = \delta \varepsilon A^* (T_s - T_0)$$

[0091] 式中， Q_r 为所述辐射散热， δ 为玻尔兹曼常数， ε 为体表黑度， T_s 为体表平均温度， T_0 为环境温度。其中，玻尔兹曼常数 δ 为人体有效辐射表面积，人体暴露于空气中的皮肤总面积。

[0092] 蒸发散热包括直接发生在皮肤表面上的水气扩散（隐形）出汗散热和显性出汗蒸发散热两种。

[0093] 其中，直接发生在皮肤表面上的水气扩散（隐形）出汗散热，即扩散散热，可以采用下式计算人体的扩散散热：

$$[0094] \quad Q_{dif} = r m (P^* - P_a)$$

[0095] 式中， Q_{dif} 为扩散散热， r 为水的汽化潜热， m 为皮肤渗透系数， P^* 为皮肤表面温度下空气中水蒸气的饱和分压力， P_a 为环境空气中的水蒸气分压力。

[0096] 其中，可以采用下式计算人体的显性蒸发散热：

$$[0097] \quad Q_{rs} = W_{rs} 16.7 h_c (P^* - P_a \phi_a)$$

[0098] 式中， Q_{rs} 为显性蒸发散热， W_{rs} 为皮肤表面湿度， h_c 为人体与空气的对流换热系数， P^* 为皮肤表面温度下空气中水蒸气的饱和分压力， P_a 为环境空气中的水蒸气分压力， ϕ_a 为环境湿度。

[0099] 可见，蒸发散热为： $Q_e = Q_{dif} + Q_{rs}$ 。

[0100] 在具体实施例中，若以人体的某个局部例如手指头作为测试的对象，则，由上述计算过程可以得到人体的手指头的代谢产生的热量 Q ：

$$[0101] \quad Q = Q_c + Q_r + Q_e$$

[0102] 将该公式 $Q=Q_c+Q_r+Q_e$ 、血液流速BF、血氧饱和度O和血液流速BF的数值结合公式： $H=f_4(Q,BF,O)$ 中，可以得出本发明的糖代谢率。

[0103] 本发明还提供一种糖代谢率的测量装置，该装置包括数据采集模块、与所述数据采集模块连接的数据处理模块和与所述数据处理模块连接的数据传输模块，其中：

[0104] 所述数据采集模块包括分别用于采集皮肤表面温度、环境温度、皮肤表面湿度、环境湿度及与人体皮肤接触的热导体的两端温度的传感器，及用于测量血氧饱和度的光学检测系统；

[0105] 所述数据处理模块用于根据传感器检测到的皮肤表面温度、环境温度、皮肤表面湿度和环境湿度，确定人体代谢所产生的热量；根据人体皮肤接触的热导体的两端的温度和皮肤表面温度，确定人体的血液流速；及根据人体代谢所产生的热量、血液流速和血氧饱和度，确定人体糖代谢率。

[0106] 所述数据传输模块，用于将所述人体糖代谢率输出。

[0107] 其中，所述数据采集模块可以包括温度传感器、红外传感器、湿度传感器、用于检测消光系数、光强度的光学检测系统。

[0108] 当然，数据采集模块还可以包括前放和滤波电路、AD转换器等，数据处理模块用于数据处理、记录和显示等。

[0109] 在具体实施时，各个传感器可以焊接集成在一起，成为探测头，例如由底座、外套、1个红外传感器、3个热敏电阻、2个湿度传感器和1根金属棒组成，用于测量辐射、对流、蒸发散热、血液流速等。如图3所示，集成在一起的有湿度测量腔1、作为热导体的金属棒3、热敏电阻4、温度传感器5、红外传感器2、光电二极管6、发光二极管7等，图中的标记8为测量部位-手指。

[0110] 在具体实施时，如图4所示，本发明提供的装置还包括具有开口的壳体9，所述数据采集模块、数据处理模块和数据传输模块均设置在壳体的内部；所述壳体在开口处的内腔壁形成测量部位容纳腔10。

[0111] 在具体实施时，数据处理模块根据各个传感器采集到的数据分别计算出辐射散热、对流散热、蒸发散热、血液流速以及血氧饱和度的各数值，然后由数据处理模块对这些数值进行归一化后，利用偏最小二乘回归分析处理，得到实际的糖代谢率。

[0112] 在具体实施时，所述数据传输模块包括无线网络传输模块和/或数据接口模块，所述无线网络传输模块包括WiFi传输模块或蓝牙传输模块，所述数据接口模块为USB数据接口模块。

[0113] 在环境为25℃下，选定7名志愿者得到检测结果，且与血糖浓度数据进行对比测试，试验数据及散点图分布如下：

[0114] 表1血糖值和糖代谢率的对应关系表

[0115]

序号	血糖值	糖代谢率
志愿者1	6.8	122.49
志愿者2	7.1	130.6
志愿者3	7.2	139.57
志愿者4	7.8	151.21

志愿者5	8	162.33
志愿者6	8.1	170.59
志愿者7	8.2	184.63

[0116] 如图5所示,从上述已知的测试结果初步分析,血糖浓度和糖代谢率的数值关系。

[0117] 本发明的说明书中,说明了大量具体细节。然而,能够理解,本发明的实施例可以在没有这些具体细节的情况下实践。在一些实例中,并未详细示出公知的方法、结构和技术,以便不模糊对本说明书的理解。

[0118] 以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解;其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

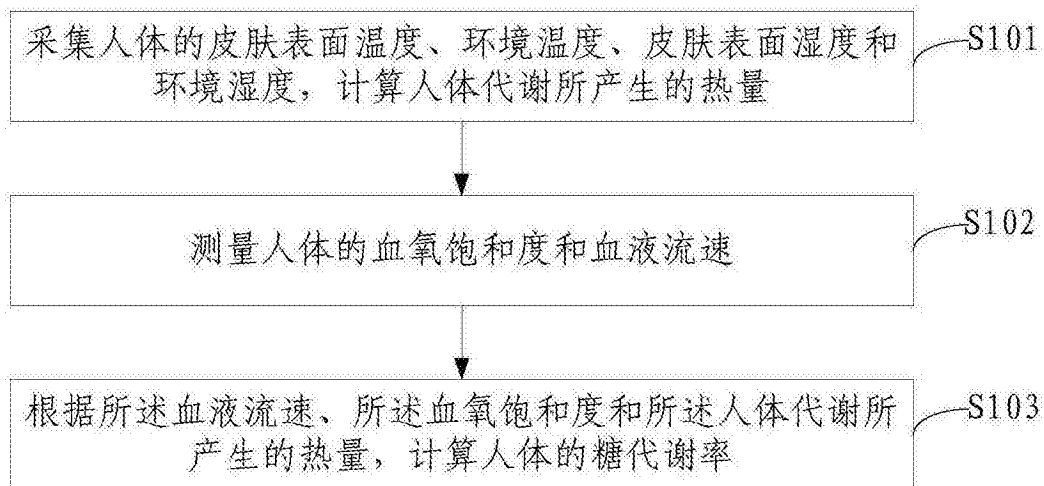


图1

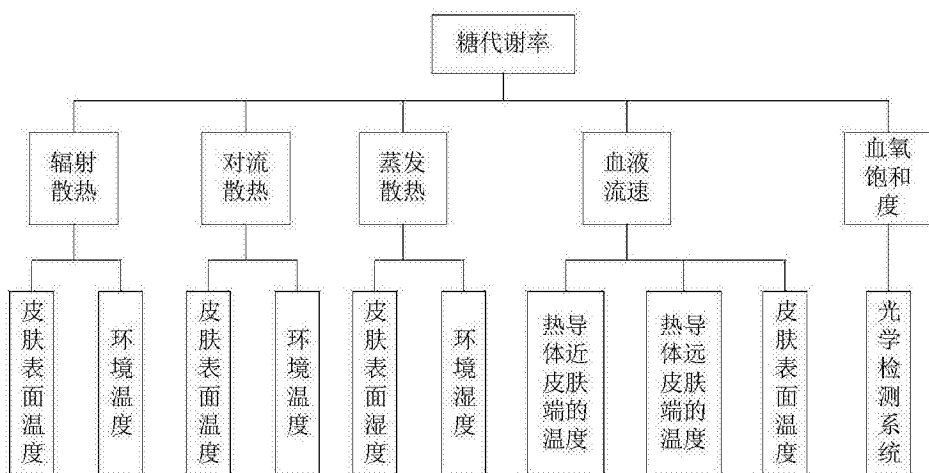


图2

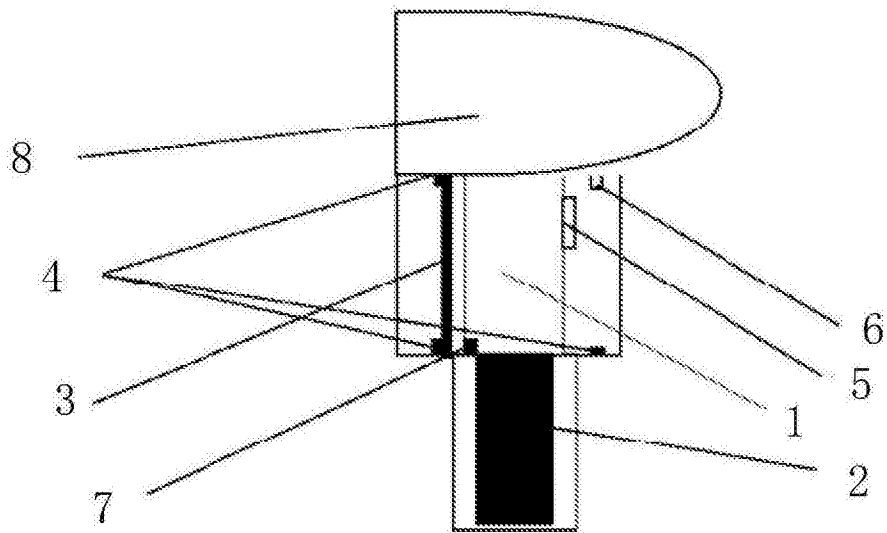


图3

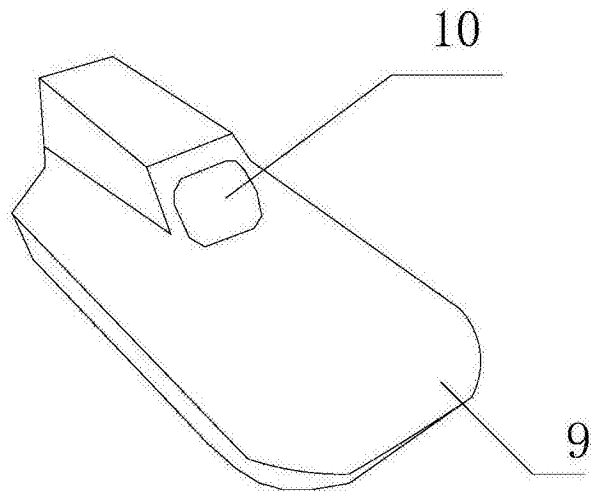


图4

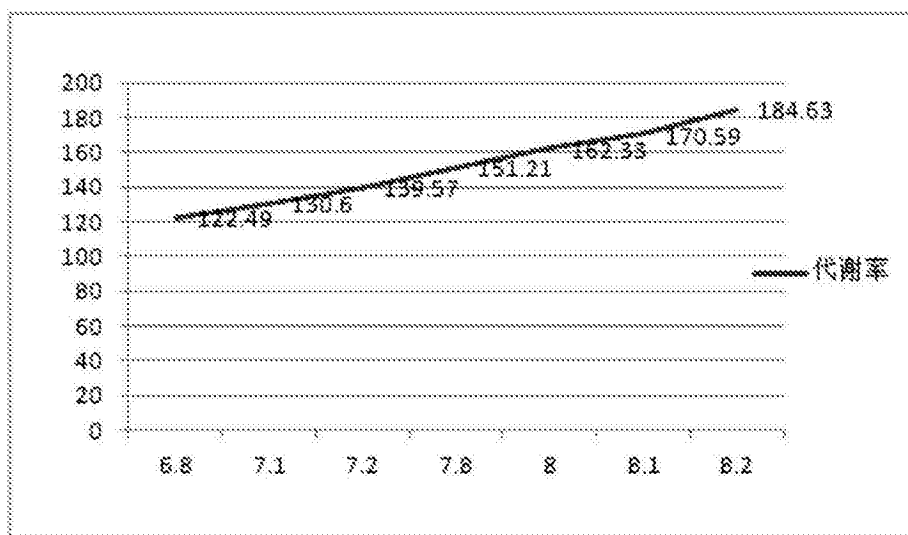


图5

专利名称(译)	糖代谢率的测量方法和装置		
公开(公告)号	CN106361305A	公开(公告)日	2017-02-01
申请号	CN201610856171.3	申请日	2016-09-27
[标]申请(专利权)人(译)	爱国者电子科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	爱国者电子科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	爱国者电子科技有限公司		
[标]发明人	史海岩 焦健 卿高山		
发明人	史海岩 焦健 卿高山		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/1455 A61B5/026 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/0015 A61B5/0261 A61B5/14532 A61B5/14551 A61B5/4866		
代理人(译)	李相雨		
优先权	201610833450.8 2016-09-19 CN		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种糖代谢率的测量方法和装置，该方法包括：采集人体的皮肤表面温度、环境温度、皮肤表面湿度和环境湿度，计算人体代谢所产生的热量；测量人体的血氧饱和度和血液流速；根据所述血液流速、所述血氧饱和度和所述人体代谢所产生的热量，计算人体的糖代谢率。本发明提供的测量方法，首先确定血液流速、血氧饱和度和人体代谢所产生的热量，然后根据血液流速、血氧饱和度和人体代谢所产生的热量确定糖代谢率，从而实现糖代谢率的测量。本发明提供的测量装置，通过数据采集模块采集有关参数，然后通过数据处理模块确定血液流速、血氧饱和度和人体代谢所产生的热量，再根据这三个参数值得到糖代谢率，从而实现糖代谢率的测量。

