



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103003819 A

(43) 申请公布日 2013. 03. 27

(21) 申请号 201180035861. 8

代理人 殷瑞剑 刘春元

(22) 申请日 2011. 07. 20

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

G06F 19/00 (2006. 01)

61/367, 268 2010. 07. 23 US

A61B 5/00 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 01. 22

(86) PCT申请的申请数据

PCT/EP2011/003622 2011. 07. 20

(87) PCT申请的公布数据

W02012/010298 EN 2012. 01. 26

(71) 申请人 霍夫曼-拉罗奇有限公司

地址 瑞士巴塞尔

(72) 发明人 A. S. 索尼 A. 博克 D. L. 杜克

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

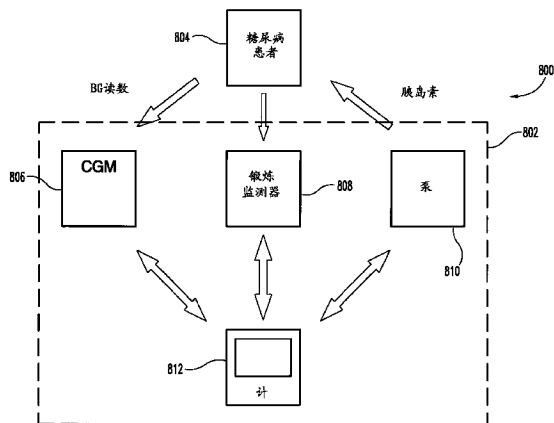
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 11 页

(54) 发明名称

考虑到身体活动对葡萄糖调节系统的影响的系统和方法

(57) 摘要

描述了一种用于对锻炼的影响进行建模的系统和技术,其减少了预测在锻炼期间锻炼对血糖水平的影响所需要的参数的数目。该锻炼模型包括容易确定的两个参数,即锻炼敏感度(K<sub>ex</sub>)和对于锻炼影响的时间常数的倒数(a<sub>ex</sub>)。一旦确定了这些参数,对锻炼的影响进行建模所需要的所有就是单个二进制输入,其被称作锻炼输入(U<sub>ex</sub>)。因此,该模型与有氧锻炼强度无关,并且不需要收集在锻炼期间的附加信息(例如心率和静脉氧气水平)的复杂性。通过不依赖于锻炼强度的这些测量,不需要附加的测量设备,这又导致更低的成本以及更多的患者舒适。



1. 一种用于考虑锻炼对血糖水平的影响的系统,包括:  
用于至少基于锻炼模型来生成针对个人的未来血糖水平的预测的计算设备,其中所述锻炼模型基于与有氧锻炼的强度无关的参数;以及  
用于至少基于来自所述锻炼模型的预测来采取行动的装置。
2. 根据权利要求 2 的系统,其中所述用于采取行动的装置包括自动化胰腺。
3. 根据任一项在前权利要求的系统,  
其中锻炼监测设备检测锻炼的发生并且被连接到所述计算设备以便向所述计算设备发送是否正由或将由所述个人进行有氧锻炼的输入信号。
4. 根据任一项在前权利要求的系统,  
其中接口设备被构造从而使得所述利用计算设备来采取行动包括通过所述接口设备向所述个人警告危险的血糖水平状况。
5. 一种考虑有氧锻炼对个人的血糖水平的影响的方法,包括:  
至少基于锻炼模型利用计算设备来生成针对所述个人的未来血糖水平的预测,其中所述锻炼模型基于与所述有氧锻炼的强度无关的参数;以及  
至少基于来自所述锻炼模型的预测利用所述计算设备来采取行动。
6. 根据权利要求 5 的方法,其中唯一的非常数且测得的参数是表明是否进行锻炼的锻炼输入。
7. 根据权利要求 5 或 6 当中的任一项的方法,其中所述锻炼模型合并了锻炼敏感度值,其代表在不考虑锻炼的强度的情况下在锻炼期间血糖水平随时间的改变。
8. 根据权利要求 5 到 7 当中的任一项的方法,其中所述锻炼模型基于以下内容来解释血糖水平的改变:所述个人在锻炼期间的血糖水平的改变幅度和锻炼影响在所述个人体内出现以及消失地有多快,以及在不考虑锻炼强度的情况下考虑到是否正在进行锻炼的锻炼输入。
9. 根据权利要求 5 到 8 当中的任一项的方法,其中所述锻炼模型基于下面的等式:

$$\frac{dS_{g,ex}}{dt} = -a_{ex}S_{g,ex} + K_{ex}a_{ex}U_{ex}$$

其中,

$S_{g,ex}$  = 锻炼葡萄糖效用;

$a_{ex}$  = 对于锻炼影响的时间常数的倒数;

$K_{ex}$  = 锻炼敏感度;以及

$U_{ex}$  = 锻炼输入。

10. 根据权利要求 5 到 9 当中的任一项的方法,其中所述锻炼模式基于下面的等式:

$$\frac{dQ}{dt} = -XQ - (S_{g,zero} + S_{g,ex})Q + U_{endo} + U_{g,gut} \frac{g \rightarrow mmol}{M}$$

其中,

$Q$  = 可接近隔室内的葡萄糖数量;

$X$  = 胰岛素作用;

$S_{g, zero}$  = 零胰岛素下的葡萄糖效用；

$S_{g, ex}$  = 锻炼葡萄糖效用；

$U_{endo}$  = 不依赖胰岛素的内源性产生；

$U_{g, gut}$  = 碳水化合物摄入速率；以及

$g \rightarrow mmol$  是将碳水化合物的克数变换成毫摩尔的恒定转换因子。

11. 根据权利要求 5 到 10 当中的任一项的方法, 还包括:

利用计算设备接收正由所述个人进行有氧锻炼的锻炼输入。

12. 根据权利要求 11 的方法, 其中所述锻炼输入是表明是否正在发生有氧锻炼的二进制类型的输入。

13. 根据权利要求 11 的方法, 其中所述接收锻炼输入包括接收来自所述个人的人工输入。

14. 根据权利要求 11 的方法, 其中所述接收锻炼输入包括接收来自锻炼监测设备的自动输入。

15. 根据权利要求 5 到 14 当中的任一项的方法, 其中所述利用计算设备采取行动包括向所述个人警告危险的血糖水平状况。

16. 根据权利要求 5 到 15 当中的任一项的方法, 其中所述利用计算设备采取行动包括提供向所述个人通知有氧锻炼对该个人的血糖水平的影响的输出。

17. 根据权利要求 5 到 16 当中的任一项的方法, 其中所述利用计算设备采取行动包括改变用于自动化胰腺的胰岛素注射筒档。

18. 根据权利要求 5 到 17 当中的任一项的方法, 其中所述利用计算设备采取行动包括执行药团计算。

19. 根据权利要求 5 到 18 当中的任一项的方法, 其中所述有氧锻炼发生在对于所述个人的最大心率的 65% 到 75% 的范围内。

20. 根据权利要求 5 到 19 当中的任一项的方法, 还包括:

实施锻炼研究以便确定用于所述锻炼模型的参数。

21. 根据权利要求 20 的方法, 其中仅锻炼研究期间的血糖浓度被用来确定用于所述锻炼模型的参数。

22. 根据权利要求 20 或 21 的方法, 其中所述锻炼研究是在医师的办公室内执行的。

23. 根据权利要求 20 或 21 的方法, 其中所述锻炼研究是在家中执行的。

24. 根据权利要求 5 到 23 当中的方法, 其中所述锻炼的持续时间不超过 90 分钟。

25. 根据权利要求 5 到 24 当中的任一项的方法, 其中所述锻炼的持续时间不超过 45 分钟。

26. 根据权利要求 5 到 25 当中的任一项的方法, 其中所述锻炼的持续时间不超过 30 分钟。

27. 根据权利要求 5 到 26 当中的任一项的方法, 其中所述计算设备包括血糖计。

28. 一种具有用于执行根据权利要求 5 到 27 当中的任一项的方法的装置的系统。

## 考虑到身体活动对葡萄糖调节系统的影响的系统和方法

### [0001] 相关申请的交叉引用

本申请要求保护 2010 年 7 月 23 日提交的美国临时申请号 No. 61/367, 268 的权益, 该申请被合并在此以作参考。

### 背景技术

[0002] 本公开内容总体上涉及一种葡萄糖调节系统的模型, 并且特别涉及一种量化身体活动对葡萄糖调节系统的影响的模型。

[0003] 糖尿病患者的血糖调节是长期关注的事情。高血糖水平(其通常被称作高血糖)可以例如导致器官受损和 / 或酮酸中毒, 这是需要立即进行医疗的危及生命的状况。另一方面, 低血糖水平(其通常被称作低血糖)可以导致失去意识或者甚至死亡。为了避免这些状况, 许多研究者尝试理解并且开发葡萄糖调节系统的模型, 从而可以采取适当的救治行动, 比如注射适当的胰岛素剂量或者摄取适当的食物。在过去 30 年的文献当中已经广泛研究了对葡萄糖调节系统的建模, 并且对葡萄糖调节系统的建模仍然是活跃的研究领域。除了改进对葡萄糖调节系统的理解之外, 这样的模型的关键目的之一是允许预测血糖浓度, 这为患有第 1 型糖尿病的患者开辟针对胰岛素注射的基于模型的推荐或控制的道路。

[0004] 所出现的一个难点在于这些模型不仅应当考虑葡萄糖与胰岛素之间的相互作用, 而是还应当包括碳水化合物摄入和身体活动的影响, 因为它们代表会改变血糖浓度的两个典型因子。具体来说, 如果忽略身体活动的影响, 则在锻炼期间发生低血糖的风险会显著增大。虽然已经广泛研究了碳水化合物摄入的影响, 但是仅仅开发出依赖于由身体活动引发的代谢改变的几种锻炼模型。但是这些模型是复杂的, 并且涉及过大从而无法进行正确的参数识别的许多模型参数。举例来说, 其他人已使用了更加复杂的模型来描述锻炼的影响, 但是不能识别出所述参数, 因为难以在临床数据中检测到建模的影响。为了评估患者所处的身体活动的状态, 其他人使用例如心率监测器之类的设备或者需要测量  $VO_2 \text{ max}$  的百分比。 $VO_2 \text{ max}$  (其也被称作最大耗氧量、最大摄氧量、峰值摄氧量或有氧代谢能力) 是一个人的身体在递增负荷锻炼过程中输送以及使用氧气的最大容量, 其反映出所述个人的体适能。该名称是从 V- 每时间单位的体积、 $O_2$ - 氧气、max- 最大值得到的。

[0005] 这就使得患者必须佩带测量设备, 从而会导致不便和附加的成本。其他人把由于锻炼引发的血糖浓度下降建模成与心率或  $VO_2 \text{ max}$  的百分比成比例。这就意味着较高的活动水平(即较高的锻炼强度)会导致较陡的下降。但是已经示出剧烈的锻炼对胰岛素释放以及其在葡萄糖调节糖尿病中所起的作用二者具有独特的影响, 如果在进行无氧锻炼则情况不是这样的。此外, 当进餐与锻炼接近时, 这些针对控制血糖水平的参数的识别变得甚至更加困难。

[0006] 因此, 在这一领域内存在对改进的需要。

### 发明内容

[0007] 这里所描述的技术和模型通过促进更好地理解身体活动对第 1 型糖尿病患者以

及其他人的血糖浓度的影响而解决了前面提到的问题以及其他问题。

[0008] 先前的模型基于血糖浓度的任何改变都与锻炼的强度有关的某种程度上的直觉假设。举例来说,与较低强度的锻炼或身体活动相比,较高强度的锻炼或身体活动预期将会更加快速地降低血糖水平。因此,先前的模型要求对于锻炼强度的可量化测量,比如心率或血氧水平。结果所得到的额外的监测设备和附加的复杂度使得在商业上极难实现或使用这样的模型。

[0009] 但是出乎意料地发现,至少在某些锻炼强度范围内,锻炼强度对由于锻炼而导致的血糖水平的改变或下降没有显著影响。因此,在该锻炼模型中预测锻炼对血糖水平的影响所需要的参数的数目被显著减少到容易确定的两个参数,即锻炼敏感度( $K_{ex}$ )和对于锻炼影响的时间常数的倒数( $a_{ex}$ )。锻炼敏感度( $K_{ex}$ )是一个人在锻炼期间的血糖水平的下降幅度,并且对于锻炼影响的时间常数的倒数( $a_{ex}$ )定义锻炼影响在所述个人体内出现和消失地有多快。可以使用在临床锻炼测试期间的简单血糖读数来确定对于个人的这些参数。一旦确定了这些参数,对锻炼的影响进行建模所需要的所有就是单个二进制输入,其被称作锻炼输入( $U_{ex}$ )。当没有锻炼被进行时,锻炼输入( $U_{ex}$ )的值为零(0),并且在锻炼期间,锻炼输入( $U_{ex}$ )的值为-1。在这个意义上,锻炼输入是所述模型唯一的非常数,即时变且所测得的参数。在更加一般的意义上,该模型与有氧锻炼强度无关,并且不需要收集在锻炼期间的附加信息(例如心率和静脉氧气水平)的复杂性。通过不依赖于锻炼强度的这些测量,不需要附加的测量设备,这又导致更低的成本以及更多的患者舒适。换句话说,这种最简方法允许在预期的锻炼期间或之前利用仅仅一个变量(即血糖测量)来对血糖水平进行建模。由于必须被考虑、测量和验证的变量较少,所以所述模型也更加可靠。

[0010] 利用该最简模型方法,可以容易地实现关于锻炼期间的未来血糖改变的预测。该最简身体活动或锻炼模型可以被合并到葡萄糖调节系统的其他现有模型中,比如那些基于胰岛素剂量和碳水化合物摄入的模型,从而促进更加全面的预测能力。合并实际锻炼模型的该更加全面的方法例如可以增强自动化胰腺(pancreases)的操作、优化胰岛素注射疗法、改进药团计算以及增强针对患者的教育工具。此外,这种建模方法可以被容易地合并到考虑例如餐食和胰岛素的影响之类的其他因素的其他模型中。

[0011] 根据此处提供的详细描述和附图,本发明的其他形式、目的、特征、方面、益处、优点和实施例将变得显而易见。

#### 附图说明

[0012] 图1示出了用在关于锻炼如何影响血糖水平的模型的一个实例中的参数的框图。

[0013] 图2示出了曲线图200,其示出了在对于一个个体患者的最大心率的近似75%下的锻炼期间的心率和血糖浓度。

[0014] 图3示出了曲线图300,其示出了锻炼导致的葡萄糖浓度下降的线性回归斜率。

[0015] 图4示出了将65%与75%锻炼强度下的斜率进行比较的箱线图。

[0016] 图5示出了将不同患者之间的斜率进行比较的箱线图。

[0017] 图6示出了曲线图,其具有上部(该上部示出了锻炼葡萄糖效用值( $S_{g,ex}$ ))和下部(该下部示出了相应的锻炼输入( $U_{ex}$ ))。

[0018] 图7示出了曲线图,其具有上部(该上部示出了葡萄糖浓度测量以及由所述锻炼

模型生成的拟合线)和下部(该下部示出了相应的锻炼输入( $U_{ex}$ ))。

[0019] 图 8 示出了利用所述锻炼模型的血糖监测系统的一个实例的框图。

[0020] 图 9 示出了用于利用所述锻炼模型监测在锻炼期间患者体内的血糖水平的技术的流程图。

[0021] 图 10 示出了经过优化的胰岛素注入简档的一个实例。

[0022] 图 11 示出了利用图 10 的经过优化的胰岛素注入简档获得的血糖简档的模拟。

### 具体实施方式

[0023] 在下面对于各实施例的详细描述中,应当理解的是,在不背离本公开内容的精神和范围的情况下可以利用其他实施例,并且可以做出逻辑、机械和电气方面的改变。

[0024] 为了方便读者,首先应当提到的是,在其中第一次引入某一元件的附图通常由相应的附图标记中的(多个)最左数位表示。举例来说,利用 100 系列的附图标记(例如 100、101、102、103 等等)标识的组件通常将是参照图 1 首次讨论的,利用 200 系列的附图标记(例如 200、201、202、203 等等)标识的组件通常将是参照图 2 首次讨论的,后面以此类推。

[0025] 正如前面所讨论的那样,已经开发了许多模型来考虑葡萄糖与胰岛素之间的相互作用以及碳水化合物摄入的影响。但是很少模型考虑锻炼的影响。举例来说,在自适应药团模式(Adaptive Bolus Pattern, ABP)情境中,已经开发出基于 Bergman 最简模型的可识别模型。其被设计成考虑餐食,但是不考虑锻炼。由于每一餐都是不同的,因此每一餐被考虑成单独的输入。对于仅一个餐食输入的模型等式如下:

$$\frac{dU_{g, gut}}{dt} = \mathcal{I}_{g, gut}$$

等式 1

$$\frac{d\mathcal{I}_{g, gut}}{dt} = -2a\mathcal{I}_{g, gut} - a^2U_{g, gut} + K_g a^2U_{CHO}$$

等式 2

$$\frac{dQ}{dt} = -XQ - S_{g, zero}Q + U_{endo} + U_{g, gut} \frac{g \rightarrow mmol}{M} \quad \text{等}$$

式 3

$$\frac{dX}{dt} = -a_x X + a_x X_1$$

等式 4

$$\frac{dX_1}{dt} = -a_x X_1 + K_x a_x \frac{U_{i, sq}}{M}$$

等式 5

其中:

Q= 可接近隔室内的葡萄糖数量 [mmol/kg]

$X$  = 胰岛素作用 [ $\text{min}^{-1}$ ]

$X_1$  = 第一隔室胰岛素作用 [ $\text{min}^{-1}$ ]

$U_{g, \text{gut}}$  = 碳水化合物摄入速率 [ $\text{g}/\text{min}$ ]

$\frac{dU_{g, \text{gut}}}{dt}$  = 碳水化合物摄入速率时间导数 [ $\text{g}/\text{min}/\text{min}$ ]

$U_{CHO}$  = 以 [ $\text{g}/\text{min}$ ] 计的碳水化合物摄取速率

$U_{i, sq}$  = 以 [ $\text{mU}/\text{min}$ ] 计的胰岛素注入速率

并且参数如下：

$M$  = 体重 [ $\text{kg}$ ]

$V_{ga}$  = 每身体质量的可接近隔室的体积 [ $\text{l}/\text{kg}$ ]

$K_g$  = 对于快餐的生物利用度 [-]

$a_g$  = 对于餐食吸收的时间常数的倒数 [ $\text{min}^{-1}$ ]

$K_x$  = 胰岛素敏感度 [ $\text{kg}/\text{mU}$ ]

$S_{g, \text{zero}}$  = 零胰岛素下的葡萄糖效用 [ $\text{min}^{-1}$ ]

$a_x$  = 胰岛素吸收 / 作用的时间常数的倒数 [ $\text{min}^{-1}$ ]

$U_{\text{endo}}$  = 不依赖胰岛素的内源性产生 [ $\text{mmol}/\text{kg}/\text{min}$ ]

$g \rightarrow \text{mmol}$  是将碳水化合物的克数转换成毫摩尔的恒定转换因子。其值为  $5.551 [\text{mmol}/\text{g}]$ 。

[0026] 当受到餐食扰动时,该特定模型可以对于 ABP 应用以必要的精度再现葡萄糖 / 胰岛素系统的行为。但是,在该实例中没有对由于锻炼导致的改变进行建模。考虑锻炼的影响的其他先前模型基于血糖浓度的任何改变都与锻炼强度有关的某种程度上的直觉假设,但是该方法需要在任何实际意义上都难以收集的复杂参数集合。

[0027] 本发明的发明人已经开发出一种使用最简方法来确定锻炼对血糖水平的影响的模型。也就是说,用于确定锻炼对血糖水平的影响的参数已经被减少到两个参数,这是基于下面的意外发现:至少在某些范围内,血糖浓度随时间的改变通常是与身体活动或锻炼的强度无关地变化的。

[0028] 图 1 示意性地表示用在该模型中的各参数的关系。图 1 总体上示出了影响血糖水平的各个参数的框图 100。这些参数当中的大多数已经关于前面描述的 ABP 模型提到过,特别是关于等式 3。如所示的那样,血糖数量 102 (Q) 经由内源性葡萄糖产生 104 ( $U_{\text{endo}}$ ) 和通过餐食的葡萄糖摄取 106 ( $U_{g, \text{gut}}$ ) 而增加。血糖数量 102 (Q) 通过下面的公式与血糖浓度 G 相关:

$G$  (以 [ $\text{mmol}/\text{l}$ ] 计) =  $Q/V_{ga}$ , 其中  $V_{ga}$  是每身体质量的可接近体积(以 [ $\text{l}/\text{kg}$ ] 计)。

[0029] 如应当认识到的那样,内源性葡萄糖产生 104 ( $U_{\text{endo}}$ ) 可以在肝脏和 / 或肌肉分解所储存的糖原(糖原分解)并且将葡萄糖释放到血流中时发生。通过餐食的葡萄糖摄取 106 ( $U_{g, \text{gut}}$ ) 在个人的身体作为摄入食物(或饮料)的结果而产生葡萄糖时发生。根据前面提到的 ABP 模型的等式 3,血糖数量 102 (Q) 可能会由于两个原因而下降。首先,存在胰岛素作用 108 (X) 引发的下降,并且其次,存在与零胰岛素下的葡萄糖效用 110 ( $S_{g, \text{zero}}$ ) 有关的下降。应当认识到,胰岛素通过特别降低血流中的葡萄糖浓度而就在餐食之后储存营养物。举例来说,胰岛素刺激肝脏和肌肉细胞以糖原的形式储存葡萄糖。通过胰岛素作用 108(X)

产生的从血流摄取的葡萄糖的该增加会减少血糖数量 102 (Q)。零胰岛素下的葡萄糖效用 110 ( $S_{g,zero}$ ) 参数代表来自血流的不依赖胰岛素的葡萄糖摄取(即没有胰岛素导致葡萄糖的摄取)。

[0030] 之前已经发现,糖尿病患者体内的血糖数量 102 (Q) 的下降是由于增加的葡萄糖摄取,而内源性葡萄糖产生 104 ( $U_{endo}$ ) 则保持相同。这通常又意味着零胰岛素下的葡萄糖效用 110 ( $S_{g,zero}$ ) 在锻炼期间增加,但是内源性葡萄糖产生 104 ( $U_{endo}$ ) 保持恒定。基于这一理解,本发明的发明人开发出一种锻炼模型,其引入一个被称作锻炼葡萄糖效用 112 ( $S_{g,ex}$ ) 的新参数。如图 1 中所示,锻炼葡萄糖效用 112 ( $S_{g,ex}$ ) 是减小血糖数量 102 (Q) 的另一个来源。与等式 3 中的胰岛素作用 108 (X) 和零胰岛素下的葡萄糖效用 110 ( $S_{g,zero}$ ) 一样,锻炼葡萄糖效用 112 ( $S_{g,ex}$ ) 参数与血糖数量 102 (Q) 成比例,如图 1 中的框 114 所表示的那样。在该锻炼模型中,等式 3 被修改成合并锻炼葡萄糖效用 112 ( $S_{g,ex}$ ) 参数。在下面的等式 6 中,已经通过以下方式将锻炼葡萄糖效用 112 ( $S_{g,ex}$ ) 参数引入到等式 3 中:

$$\frac{dQ}{dt} = -XQ - (S_{g,zero} + S_{g,ex})Q + U_{endo} + U_{g,gui} \frac{g \rightarrow mmol}{M}$$

等式 6

其中:

$S_{g,ex}$  = 锻炼葡萄糖效用 [ $\text{min}^{-1}$ ]。

[0031] 在开发所述模型的过程中,进行了临床研究以便找到导致锻炼葡萄糖效用 112 ( $S_{g,ex}$ ) 因子(factor)改变的变量。在一个实例中,对 12 名患者进行了临床研究。所述患者在第一天进入医院并且开始测量。在第二天,在 16h00 (即下午四点) 进行 30 分钟的最大心率的 65% 的强度下的测力计训练。胰岛素管理照常由患者进行。在第三天,在相同时间(即下午四点) 安排另一训练并且具有相同的持续时间(即 30 分钟),但是所述训练是在最大心率的 75% 的强度下进行的。在这种情况下,胰岛素管理再次由患者适配,并且餐食没有被标准化但是在大多数情况下也被记录。

[0032] 锻炼可以被大致划分成两种生理模式:有氧锻炼,其常常被称作中等强度锻炼;以及无氧锻炼,其常常被称作高强度锻炼。这两种模式定义了两个锻炼强度区域。举例来说,其中发生有氧锻炼的强度区域可以被定义为在最大有氧容量( $VO_2 \text{ max}$ ) 的 50%-85% 的范围中,或者在心率储备的 50%-85% 的范围中,或者最大心率的 60% 到 90%。最大心率可以通过单凭经验的方法被计算为:

最大心率 = 220 - 年龄

心率储备可以被计算为:

心率储备 = 最大心率 - 静态心率

其中,静态心率是静止状态下的心率,即没有在进行任何锻炼时的心率。

[0033] 对于前面描述的临床研究,锻炼强度处于 65% 和 75% 之间,从而其落在有氧类别内。如下面将解释的那样,已经从所述临床研究推断出锻炼强度在该范围内没有起到相关的作用。另一方面,如果进行无氧锻炼,则人体的反应与有氧锻炼相比完全不同。在无氧锻炼的情况下,血糖浓度倾向于增加,这与其中血糖水平倾向于变得较低的中等强度或有氧锻炼相对。对于开发该锻炼模型临床研究,锻炼持续时间是大约 30 和 45 分钟。在锻炼了大约 90 分钟之后,由于肝糖原储备耗尽,因此生理过程会发生改变。但是,普通人锻炼超

过 90 分钟是相当不常见的。因此,下面的锻炼模型总体上将集中于有氧锻炼或者持续时间不超过 90 分钟的活动。

[0034] 结果所得的数据被用来找出血糖浓度下降与哪些参数有关。首先在经验方面测试了几种假设,随后在统计方面测试了几种假设。图 2 示出了曲线图 200 的一个实例,其中图示了作为一个个体患者的最大心率的 75% 的强度下的锻炼的结果的血糖浓度下降。从图 2 中可以看到,血糖浓度的下降开始并且结束于小的延迟,并且所述下降在锻炼期间看起来是线性的。图 3 示出了曲线图 300,其图示了由于锻炼导致的葡萄糖浓度的下降的线性性质,并且更具体来说其示出了所述线性下降的斜率。利用线性回归,通过各葡萄糖测量点拟合出一条直线。如前所述,在锻炼开始的时间与葡萄糖浓度开始下降的时间之间存在延迟。由于该热身或延迟阶段,对于该实例中的葡萄糖浓度下降的斜率是基于在锻炼开始之后的 10 分钟收集的葡萄糖测量来计算的。所述斜率还是基于 40 分钟的时段计算的,这是因为锻炼的影响倾向于持续比锻炼本身更久。

[0035] 测试了几个因子以便确定其是否影响了由于有氧锻炼而导致的线性葡萄糖下降的斜率。举例来说,如前所述,先前认为血糖浓度的下降与身体活动的强度有关。但是,意外地发现有氧身体活动的强度不会影响由于身体活动而导致的葡萄糖浓度下降的斜率。举例来说,图 4 示出了将 65% 和 75% 强度下的斜率均值进行比较的箱线图 400。可以看出,箱线图 400 示出所述斜率均值对于两个强度几乎是相同的。这又暗示着至少对于该锻炼强度的范围来说,血糖浓度的下降与锻炼强度无关。通过了正态性测试,从而表明该数据可以被视为正态分布。此外,统计测试示出所述两个锻炼强度下的斜率均值在统计上是相同的或者不可区分。

[0036] 患者变化性是被分析来看其是否影响葡萄糖浓度降低的斜率的另一个因子。发现所述斜率强烈地依赖于个体患者。先前的研究表明,涉及进餐的行为对于每一位患者是不同的。这导致涉及身体活动的行为也是这样的假定。考虑到锻炼的强度没有影响,则假定对于每一位患者具有两个等效测量。图 5 中的箱线图 500 示出了患者之间的各个斜率的变化性,其证实了所述假设。方差分析(ANOVA)测试示出对于每一位患者而言斜率在统计上显著不同,其中 p 值为 0.0115 (低于 0.05 的值被视为显著)。对于患者的该依赖性意味着需要对于每一个人估计模型参数。

[0037] 测试了若干个其他因素以便得到它们对斜率的影响,但是它们都没有给出任何统计上的结论性结果。所考虑的因素包括性别、年龄、身体质量指数(BMI)、胰岛素水平和血糖水平。为了将所述模型保持简单,只保留了显著影响,其是患者变化性和锻炼的存在。

[0038] 锻炼模型是基于这些观察而设计的。根据这些观察,确定了预测锻炼对血糖水平的影响所需要的参数的数目被显著减少。所述模型的该简单性允许对于真实世界的情况考虑锻炼的影响。一旦确定了个人的参数(即由于锻炼而导致的葡萄糖浓度下降的斜率和锻炼影响的延迟),所述个人就仅仅必须完成 0 或 1 的二进制锻炼输入( $U_{ex}$ ),这取决于该患者处于静止还是正在锻炼,以便考虑静止或锻炼的影响。这一精致的模型是前面讨论的发现的直接结果,即某些活动水平内的血糖下降与锻炼强度无关。

[0039] 再次如前面在对于图 1 和等式 6 的讨论中所提到的那样,该锻炼输入的影响被建模为零胰岛素下的葡萄糖效用或不依赖胰岛素的葡萄糖摄取 110 ( $S_{g, zero}$ ) 的增加,这取决于所使用的胰岛素-葡萄糖模型。再次地,锻炼葡萄糖效用 112 ( $S_{g, ex}$ ) 是减少血糖数量 102

(Q) 的另一个来源,并与等式 3 中的零胰岛素下的葡萄糖效用 110 ( $S_{g, zero}$ ) 参数一样,锻炼葡萄糖效用 112 ( $S_{g, ex}$ ) 参数与血糖数量 102 (Q) 成比例。如前所述,等式 3 被修改成合并锻炼葡萄糖效用 112 ( $S_{g, ex}$ ) 因子,这是通过将其建模为锻炼引发的零胰岛素下的葡萄糖效用 110 ( $S_{g, zero}$ ) 的增加而实现的。当不存在锻炼的影响时,锻炼葡萄糖效用 112 ( $S_{g, ex}$ ) 因子应当为零,并且在相对的情况下应当取正值。锻炼输入 ( $U_{ex}$ ) 考虑这一点。此外,锻炼对减小血糖浓度 (Q) 的影响不是瞬时的,并且因此在该模型中还考虑对于锻炼葡萄糖效用 112 ( $S_{g, ex}$ ) 参数的时间常数。因此,在下面的等式中可以考虑锻炼葡萄糖效用 112 ( $S_{g, ex}$ ) 的改变和延迟:

$$\frac{dS_{g, ex}}{dt} = -a_{ex} S_{g, ex} + K_{ex} a_{ex} U_{ex} \quad \text{等式 7}$$

其中:

$S_{g, ex}$  = 锻炼葡萄糖效用 [ $\text{min}^{-1}$ ]

$a_{ex}$  = 对于锻炼影响的时间常数的倒数 [ $\text{min}^{-1}$ ]

$K_{ex}$  = 锻炼敏感度 [ $\text{min}^{-1}$ ]

$U_{ex}$  = 锻炼输入 [-]。

[0040] 锻炼敏感度 ( $K_{ex}$ ) 定义对于一个人的锻炼期间的血糖水平的下降幅度,并且对于锻炼影响的时间常数的倒数 ( $a_{ex}$ ) 定义锻炼影响在所述个人体内出现及消失地有多快。可以使用以临床或家庭为基础的锻炼测试期间的简单血糖读数来确定对于一个人的这些参数。一旦确定了这些参数,对锻炼的影响进行建模所需要的所有就是单个二进制锻炼输入 ( $U_{ex}$ )。再次地,当没有锻炼被进行时,锻炼输入 ( $U_{ex}$ ) 的值为零 (0),并且在锻炼期间,锻炼输入 ( $U_{ex}$ ) 的值为 -1。该结果所得的模型与有氧锻炼强度无关,并且不需要收集在锻炼期间的附加信息(例如心率、血压或静脉氧气水平)的复杂性。通过不依赖于锻炼强度的这些测量,不需要附加的测量设备,这又导致更低的成本以及更多的患者舒适。在这个意义上,为了考虑有氧锻炼对一个人的血糖水平的影响,锻炼输入是所述模型的唯一非常数且所测得的参数。可以利用锻炼监测设备来监测锻炼输入。举例来说,可以以使得患者可以例如通过按下血糖计或其他设备上的按钮或其他输入来简单地设定锻炼输入 ( $U_{ex}$ ) 来实现锻炼监测设备。但是,锻炼监测设备还可以被实现为使得还可以通过能够检测身体活动的改变的医疗设备来自动设定该锻炼输入 ( $U_{ex}$ ),比如通过计步器、心率监测器等等。以心率监测器为例,如果心率低于给定界限,则患者处于静止,并且锻炼输入 ( $U_{ex}$ ) 被设定到零 (0)。另一方面,当心率较高时,患者被视为有身体活动,并且锻炼输入 ( $U_{ex}$ ) 被设定到 -1。

[0041] 图 6 示出了提供对于该锻炼模型的行为的一个实例的曲线图 600。在所示出的该实例中,对于患者的锻炼强度是其最大心率的 65%。可以看到,曲线图 600 的上部 602 示出了随着时间的锻炼葡萄糖效用 ( $S_{g, ex}$ ) 因子的值,并且下部 604 示出了相应的锻炼输入 ( $U_{ex}$ )。

[0042] 通过利用临床数据识别出模型参数来测试该锻炼模型。所述锻炼模型对于几乎所有患者都示出良好的拟合能力。图 7 中的曲线图 700 示出了锻炼模型如何拟合到实际血糖读数的一个实例。在该实例中,对于患者的锻炼强度是其最大心率的 65%。曲线图 700 具有上部 702 (其示出了葡萄糖浓度测量连同由所述锻炼模型生成的拟合线)和下部 704 (其示出了相应的锻炼输入 ( $U_{ex}$ ))。可以看到,在锻炼开始之后(这由曲线图 700 的下部 704 中的锻炼输入 ( $U_{ex}$ ) 等于 -1 表明),所述拟合线在上部 702 中按照总体上线性的方式倾斜,从而对

应于由锻炼导致的血糖浓度的下降。从曲线图 700 应当认识到,所述模型在对由于锻炼导致的血糖浓度减小进行建模方面示出良好的能力。

[0043] 该模型可以被用在依赖于血糖浓度的动态模型的所有产品和方法中。由于其使得现有模型完整,因此其使用范围得到扩展。举例来说,该锻炼模型可以被使用在自动化胰腺(automated pancreas, AP)中。实际上,用于自动化胰腺的大多数近来的闭环算法都依赖于模型预测。如果将要在商业上实现这样的算法,则完成这些预测是必需的。这里所描述的锻炼模型有助于提供该完整算法。在另一个实例中,所述模型可以用于胰岛素注射优化。优化用于胰岛素泵的胰岛素注射简档(profile)允许患者具有更好的血糖控制。该模型还可以被使用在基于模型的药团计算器中。在给出药团推荐时,可以考虑计划的锻炼活动期,从而减小低血糖的风险。其还可以被用于教育工具。向患者示出锻炼对其血糖水平的影响如何可能是对于进行更多锻炼的激励,同时意识到潜在的风险,并且因此可以提高生活质量。此外还设想到,该模型可以与锻炼指示器相结合地使用,从而在开始有氧锻炼之前为患者给出关于他或她必须注意哪些事项的建议(即食用碳水化合物、调节其胰岛素药物)。应当认识到,该模型也可以被用于其他情况。

[0044] 现在将首先参照图 8 描述将该模型用于自动化胰腺系统的一个实例。图 8 包括利用上文描述的锻炼模型的血糖监测系统 800 的框图。在该系统 800 中,自动化胰腺系统 802 监测并控制糖尿病患者 804 的血糖水平。自动化胰腺系统 802 包括连续葡萄糖监测器(CGM) 806、锻炼监测器 808、胰岛素泵 810 以及血糖计 812。该连续葡萄糖监测器 806 从患者 804 连续地监测血糖读数,并且该连续葡萄糖监测器 806 将所述血糖读数传送到该计 812 以进行分析。虽然所示出的自动化胰腺系统 802 使用连续葡萄糖监测器,但是应当认识到,也可以使用离散类型(例如手指棒类型)的葡萄糖监测器以及其他类型的葡萄糖监测器。锻炼监测器 808 被用来确定患者 804 是否正在进行有氧锻炼。该锻炼监测器 808 例如可以包括心率监测器,其监测患者的心率从而一旦心率超出阈值水平就检测到有氧活动。当然,可以使用其他设备来检测有氧活动。对于该锻炼模型,锻炼监测器 808 只需要传送表明患者是否正在进行有氧活动的二进制信号(即对于锻炼输入  $U_{ex}$  的 0 或 1)。但是,为了其他目的,锻炼监测器 808 可以向该计 812 传送附加的生理数据。举例来说,锻炼监测器 808 可以传送患者 804 的心电图,从而医师可以监测患者 804 的总体健康。在另一个实例中,锻炼监测器 808 向该计 812 传送未经处理的锻炼数据,并且该计 812 确定患者 804 是否正在进行有氧锻炼。在其他变型中,可以去除锻炼监测器 808,从而使得糖尿病患者 802 (或其他某人)通过该计 812 人工地表明是否正在进行锻炼。基于来自该计 812 的指令,胰岛素泵 810 向患者递送适当的胰岛素数量。

[0045] 在图 8 的系统 800 中,血糖计 812 处理一种与其他葡萄糖控制模型(比如先前描述的 ABP 模型)相结合地合并所述锻炼模型的算法,以便控制通过胰岛素泵 810 向患者 804 递送胰岛素。该计 812 包括通常会在血糖计和其他类型的监测设备中找到的组件,比如一个或多个处理器、存储器、显示器、扬声器、输入设备和输出设备。利用前面讨论的模型的该计 812 的处理器能够预测未来的血糖水平,并且如果需要的话在预测会发生潜在成问题的血糖水平(例如低血糖)时采取校正行动,比如增加胰岛素剂量和 / 或向患者 804 提出警告。在其他实例中,该计 812 可以被其他计算设备替代,比如个人计算机、医疗设备和 / 或智能电话,这里只是给出几个例子。在所示出的实施例,自动化胰腺系统的各个组件被图示为

单独的组件,但是应当认识到,这些组件当中的一项或更多项可以被合并在一起从而形成单个单元。

[0046] 图 9 示出了利用上文讨论的锻炼模型监测在锻炼期间患者体内的血糖水平的技术的流程图 900。出于解释的目的,将参照图 8 中示出的监测系统 800 描述流程图 900 中的技术,但是应当认识到其可以被其他系统所利用。可以看到,流程图 900 包括若干个部分,包括锻炼之前输入部分 902、锻炼之前分析部分 904、锻炼部分 906、回顾分析部分 908 和建议部分 910。

[0047] 在锻炼之前输入部分 902 中,将患者数据 912、过去或历史数据 914 和当前血糖数据 916 输入到血糖计 812 中。患者数据例如可以包括生命统计量、所消耗的碳水化合物等等。过去数据可以包括用于计算锻炼葡萄糖效用 112 ( $S_{g,ex}$ ) 的因子。为了利用锻炼模型,对于个体患者 804 确定等式 7 的锻炼敏感度 ( $K_{ex}$ ) 和时间常数的倒数 ( $a_{ex}$ ),从而可以对锻炼葡萄糖效用 112 ( $S_{g,ex}$ ) 因子(等式 6)进行建模。可以通过进行有氧锻炼测试来确定这些因子,在有氧锻炼中,按照前面对于所述临床研究所描述的方式,诸如通过连续葡萄糖监测器 806 来周期性地读取血糖值。随后由该计 812 或计算机通过线性回归或其他技术来确定这些因子。虽然这些初始参数可以在医生的办公室中确定,但是考虑到只需要血糖数据,因此也可以在家中或别处进行这些初始设定测试。在这种情况下,该计 812 可以包括通过用于初始化锻炼模型的初始测试过程对患者 804 进行引导的脚本。举例来说,该计 812 可以指示患者在锻炼之前摄入(或不摄入)特定的碳水化合物数量,并且随后在其跑步机上跑步 30 分钟,从而使得患者的心率处在有氧锻炼心率范围内。在锻炼期间,该计 812 可以通过连续葡萄糖监测器 806 (或其他类型的葡萄糖监测器)来监测葡萄糖水平并且通过锻炼监测器 808 来监测患者的生命统计量,以便确保正确地执行测试。

[0048] 在执行了设立的测试之后,血糖计 812 按照前面参照图 3 到 7 所描述的方式确定锻炼效用 ( $S_{g,ex}$ ) 因子。结果所到的锻炼模型可以被合并到其他模型中,比如上文讨论的 ABP 模型,所述其他模型合并了例如碳水化合物消耗量和胰岛素剂量之类的其他因子。等式 6 仅仅是该组合的模型方法的一个实例,但是可以设想到,锻炼模型可以被合并到其他模型中。在有氧锻炼或其他身体活动之前,该计 812 在阶段 918 中(锻炼之前分析部分 904)基于所计算的模型连同部分 902 中的其他数据收集(比如血糖数据 916)生成预测。如果预测到潜在的危险状况(比如低血糖),则该计 812 在阶段 920 中提供警告,这例如是通过接口设备显示向用户警告所述潜在危险状况的消息而实现的。此外,如果需要的话,该计 812 在阶段 922 中提供针对采取校正行动的推荐,比如推荐特定餐食以便避免低血糖。在另一个实例中,调节胰岛素泵 810 的注入简档,以避免任何成问题的葡萄糖水平。所述接口设备可以是显示器、二极管或二极管阵列、扬声器或者能够向所涉及的人员传送消息的另外的设备。

[0049] 在附图中没有示出的另一个实施例中,作为对于检测锻炼阶段 926 的添加或替代,输入部分 902 包括锻炼输入。为了执行该锻炼输入,所述系统包括连接到锻炼监测器 808 的输入设备,从而使得患者自己可以对自动化胰腺系统 802 (即针对预期锻炼的系统)进行编程。因此,自动化胰腺系统 802 可以基于考虑到预期锻炼所预测的血糖水平来调节胰岛素递送。所述输入设备可以是按钮、触敏显示器或者能够处理来自所涉及的人员的输入的任何其他设备。

[0050] 在锻炼部分 906 中,锻炼监测器 808 在阶段 924 中监测患者的活动,比如其心率和

/或加速度,从而血糖计 812 能够在阶段 926 中自动检测锻炼的发起。再次地,应当认识到,用户可以通过按下该计 812 上的按钮以及/或者按照某种其他方式与该计 812 进行接合来人工表明锻炼的开始。该连续葡萄糖监测器 806 在阶段 928 中向该计提供葡萄糖测量,并且基于这些测量以及其他数据,在阶段 930 中按照类似于前面参照阶段 918 所描述的一个的方式利用上文描述的锻炼模型预测未来的血糖水平。如果该计 812 预测到潜在的问题(比如低血糖),则该计在阶段 920 中提供警告以及在阶段 922 中提供推荐的校正行动过程。举例来说,可以调节胰岛素泵 810 的胰岛素注入简档。在锻炼之后,该计 812 可以在阶段 932 中执行回顾分析,以便验证所述模型并且重新估计参数。

[0051] 如前面所提到的那样,所述锻炼模型可以帮助优化胰岛素注射或注入简档。对于胰岛素泵优化胰岛素注射简档以及在其他情况下允许患者具有更好的血糖控制。图 10 示出了至少部分地基于上文讨论的锻炼模型优化的胰岛素注入简档 1000 的一个实例。图 11 示出了与恒定胰岛素简档相比利用图 10 的经过优化的胰岛素简档获得的血糖简档的模拟 1100。如图所示,在锻炼期间,血糖浓度对于两个简档都会下降。但是,图 7 的经过优化的胰岛素简档避免了低血糖事件,而恒定胰岛素注入简档则下降到低血糖界限以下。

[0052] 应当认识到,这里所使用的术语“锻炼”意图涵盖广阔范围的身体活动,并且不限于在体育馆或临床设置中进行的锻炼。所述锻炼不仅包括传统的锻炼,比如跑步、游泳、步行、骑自行车、划船、柔软体操等等,而且还可以包括会提高心率的其他形式的身体活动,比如攀登、挖掘、园艺、建造,以及/或者工作活动,这里仅仅举出几个例子。

[0053] 已经通过参照其具体实施例详细描述了本公开内容,将会认识到在不背离所附权利要求书中限定的本公开内容的范围的情况下可能有修改和变型。更具体来说,虽然本公开内容的一些方面在这里被标识为优选的或特别有利的,但是可以设想的是,本公开内容不一定受限于本公开内容的这些优选方面。

[0054] 下面将出于说明性目的描述一些实施例:

1. 一种量化有氧锻炼对个人的血糖水平的影响的方法,包括:至少基于锻炼模型利用计算设备来生成针对所述个人的未来血糖水平的预测,其中所述锻炼模型基于与有氧锻炼的强度无关的参数;以及至少基于来自所述锻炼模型的预测来利用计算设备采取行动。

[0055] 2. 根据任一个在前实施例的方法,其中所述锻炼模型合并了锻炼敏感度值,其代表在不考虑锻炼的强度的情况下在锻炼的期间血糖水平随时间的改变。

[0056] 3. 根据任一个在前实施例的方法,其中所述锻炼模型基于以下内容来解释血糖水平的改变:所述个人在锻炼期间的血糖水平的改变幅度和锻炼影响在所述个人体内出现以及消失地有多快,以及在不考虑锻炼的强度的情况下考虑到是否正在进行锻炼的锻炼输入。

[0057] 4. 根据任一个在前实施例的方法,其中所述锻炼模型基于下面的等式:

$$\frac{dS_{g,ex}}{dt} = -a_{ex}S_{g,ex} + K_{ex}a_{ex}U_{ex}$$

其中, $S_{g,ex}$ =锻炼葡萄糖效用; $a_{ex}$ =对于锻炼影响的时间常数的倒数; $K_{ex}$ =锻炼敏感度;并且 $U_{ex}$ =锻炼输入。

[0058] 5. 根据任一个在前实施例的方法,其中,所述锻炼模式基于下面的等式:

$$\frac{dQ}{dt} = -XQ - (S_{g,zero} + S_{g,ex})Q + U_{endo} + U_{g,gut} \frac{g \rightarrow mmol}{M}$$

其中： $Q$  = 可接近隔室内的葡萄糖数量； $X$  = 胰岛素作用； $S_{g,zero}$  = 零胰岛素下的葡萄糖效用； $S_{g,ex}$  = 锻炼葡萄糖效用； $U_{endo}$  = 不依赖胰岛素的内源性产生； $U_{g,gut}$  = 碳水化合物摄入速率；并且  $g \rightarrow mmol$  是将碳水化合物的克数变换成毫摩尔的恒定转换因子。

[0059] 6. 根据任一个在前实施例的方法，还包括：

利用计算设备接收表明正由或者将由所述个人进行有氧锻炼的锻炼输入。

[0060] 7. 根据实施例 6 的方法，其中所述锻炼输入是表明是否正在发生有氧锻炼的二进制类型的输入。

[0061] 8. 根据实施例 6 的方法，其中所述接收锻炼输入包括接收来自所述个人的人工输入。

[0062] 9. 根据实施例 6 的方法，其中所述接收锻炼输入包括接收来自锻炼监测设备的自动输入。

[0063] 10. 根据任一个在前实施例的方法，其中所述利用计算设备采取行动包括向所述个人警告危险的血糖水平状况。

[0064] 11. 根据任一个在前实施例的方法，其中所述利用计算设备采取行动包括提供向所述个人通知有氧锻炼对所述个人的血糖水平的影响的输出。

[0065] 12. 根据任一个在前实施例的方法，其中所述利用计算设备采取行动包括改变对于自动化胰腺的胰岛素注射简档。

[0066] 13. 根据任一个在前实施例的方法，其中所述利用计算设备采取行动包括执行药团计算。

[0067] 14. 根据任一个在前实施例的方法，其中所述有氧锻炼发生在所述个人的最大心率的有氧锻炼的范围内。

[0068] 15. 根据任一个在前实施例的方法，还包括：实施锻炼研究以便确定用于锻炼模型的参数。

[0069] 16. 根据实施例 15 的方法，其中仅锻炼研究期间的血糖浓度被用来确定用于锻炼模型的参数。

[0070] 17. 根据实施例 15 或 16 的方法，其中所述锻炼研究是在医师的办公室内执行的。

[0071] 18. 根据实施例 15 或 16 的方法，其中所述锻炼研究是在家中执行的。

[0072] 19. 根据任一个在前实施例的方法，其中所述锻炼的持续时间不超过 90 分钟。

[0073] 20. 根据任一个在前实施例的方法，其中所述锻炼的持续时间不超过 45 分钟。

[0074] 21. 根据任一个在前实施例的方法，其中所述锻炼的持续时间不超过 30 分钟。

[0075] 22. 根据任一个在前实施例的方法，其中，所述计算设备包括血糖计。

[0076] 23. 一种用于执行根据任一个在前实施例的方法的系统。

[0077] 24. 一种用于量化锻炼对血糖水平影响的系统，包括：用于至少基于锻炼模型来生成针对个人的未来血糖水平的预测的装置，其中所述锻炼模型基于与有氧锻炼的强度无关的参数；以及用于至少基于来自所述锻炼模型的预测来采取行动的装置。

[0078] 25. 根据实施例 24 的系统，其中所述用于采取行动的装置包括自动化胰腺。

[0079] 26. 一种考虑有氧锻炼对个人的血糖水平的影响的方法,包括:

至少基于锻炼模型利用计算设备来生成针对所述个人的未来血糖水平的预测,其中所述锻炼模型基于各参数,其中唯一的非常数且测得的参数是表明是否进行锻炼的锻炼输入;以及

至少基于来自所述锻炼模型的预测利用计算设备来采取行动。

[0080] 27. 根据实施例 26 的方法,其中所述模型的唯一测得的变量是葡萄糖值。

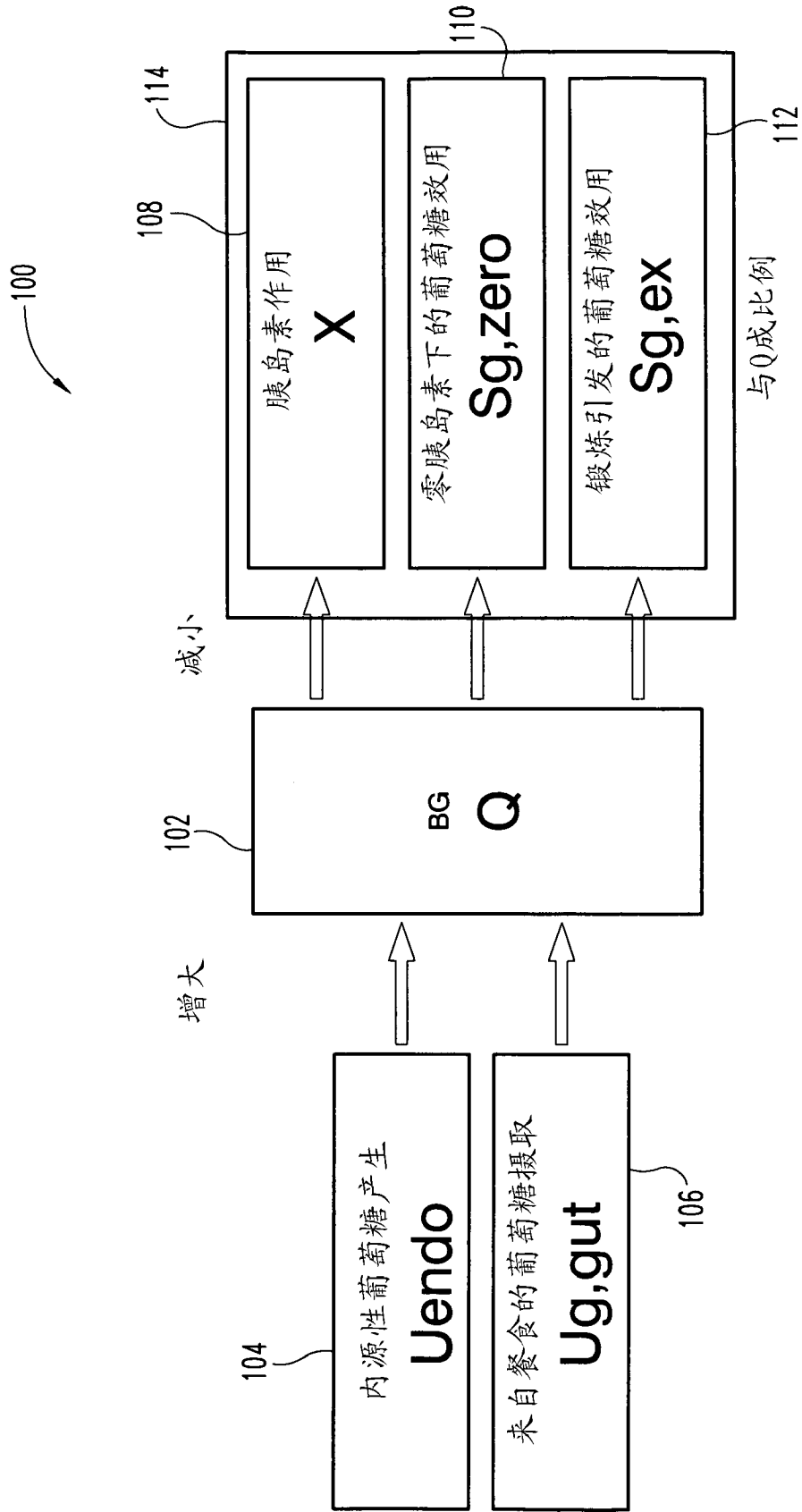


图 1

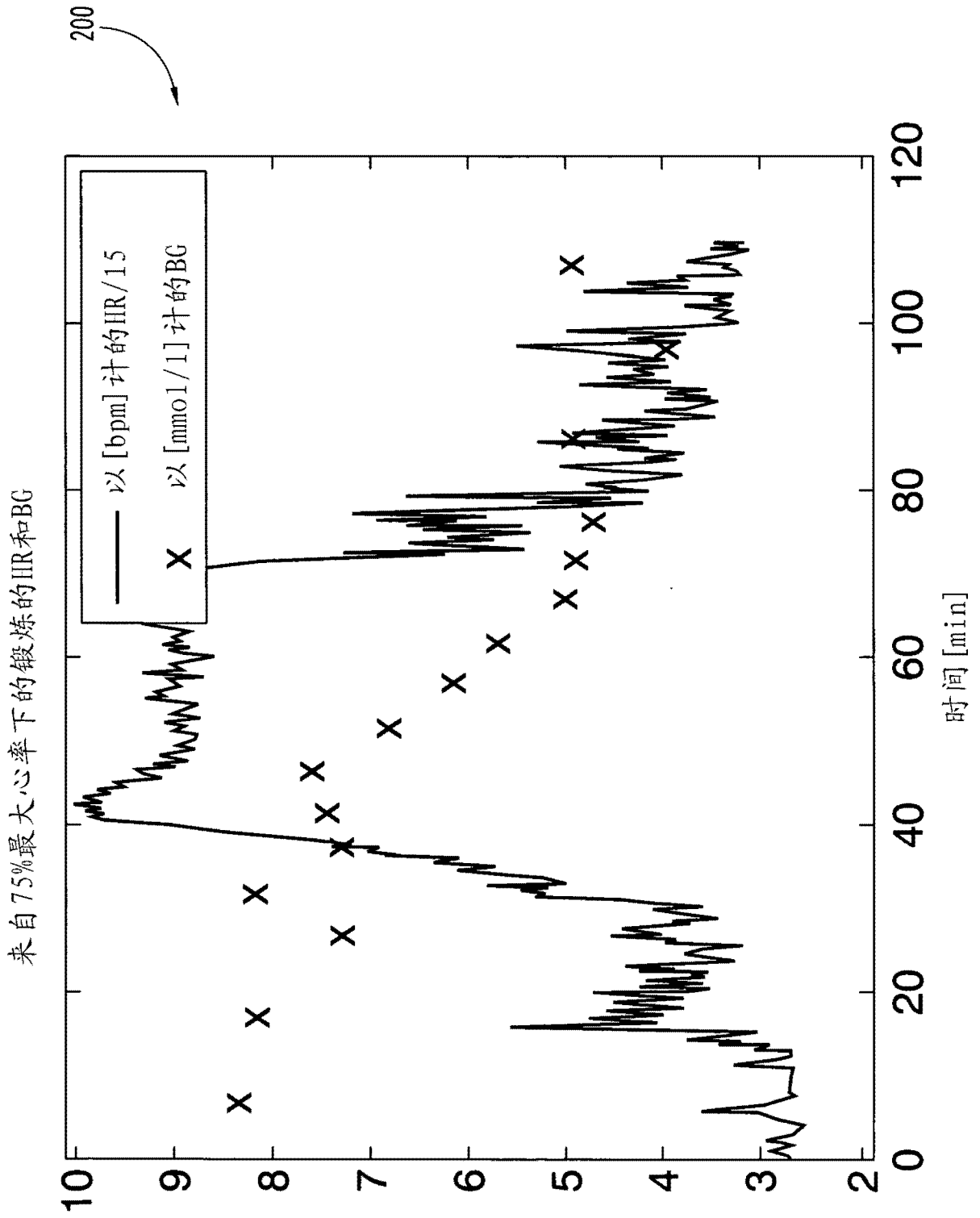


图 2

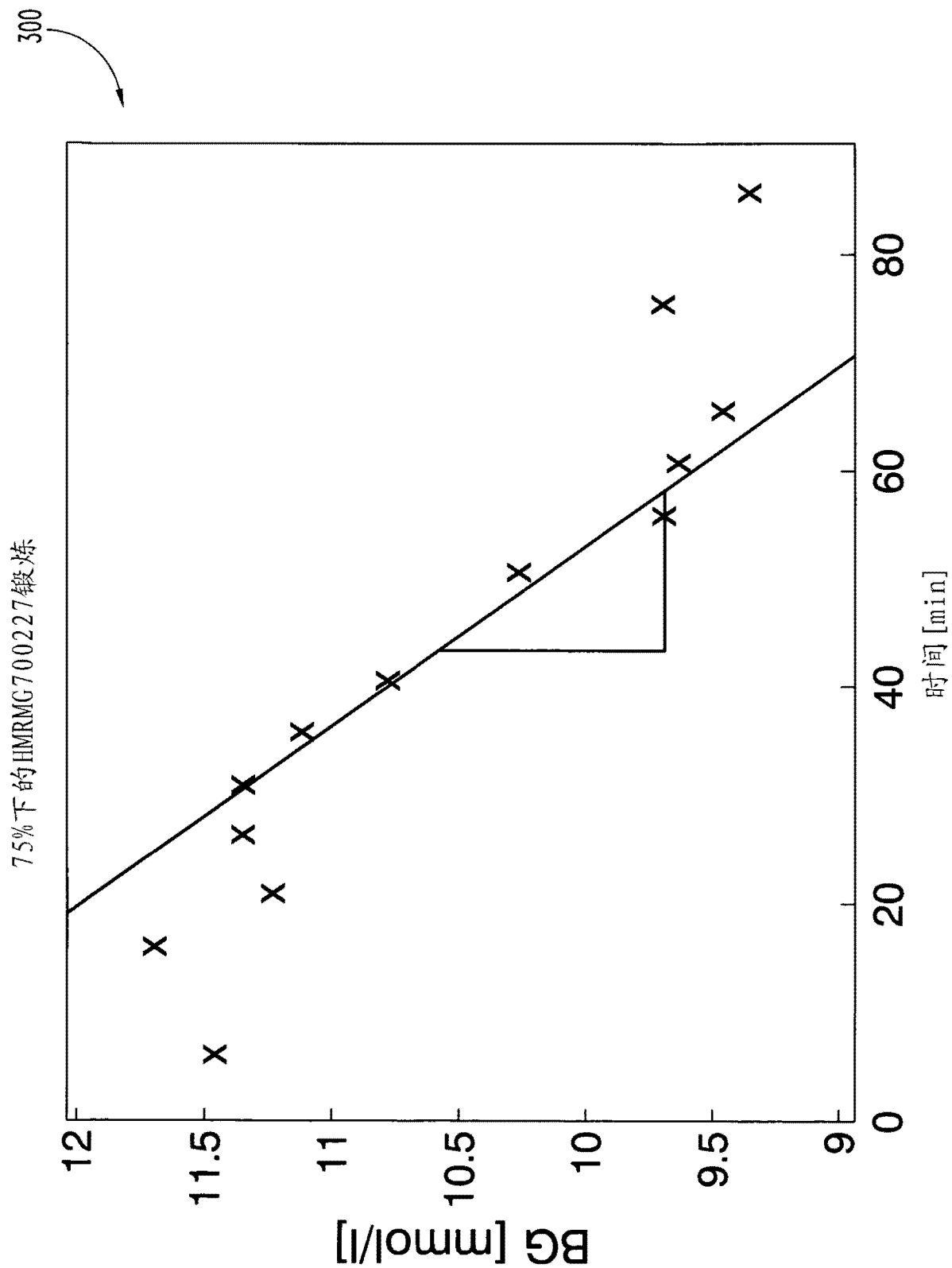


图 3

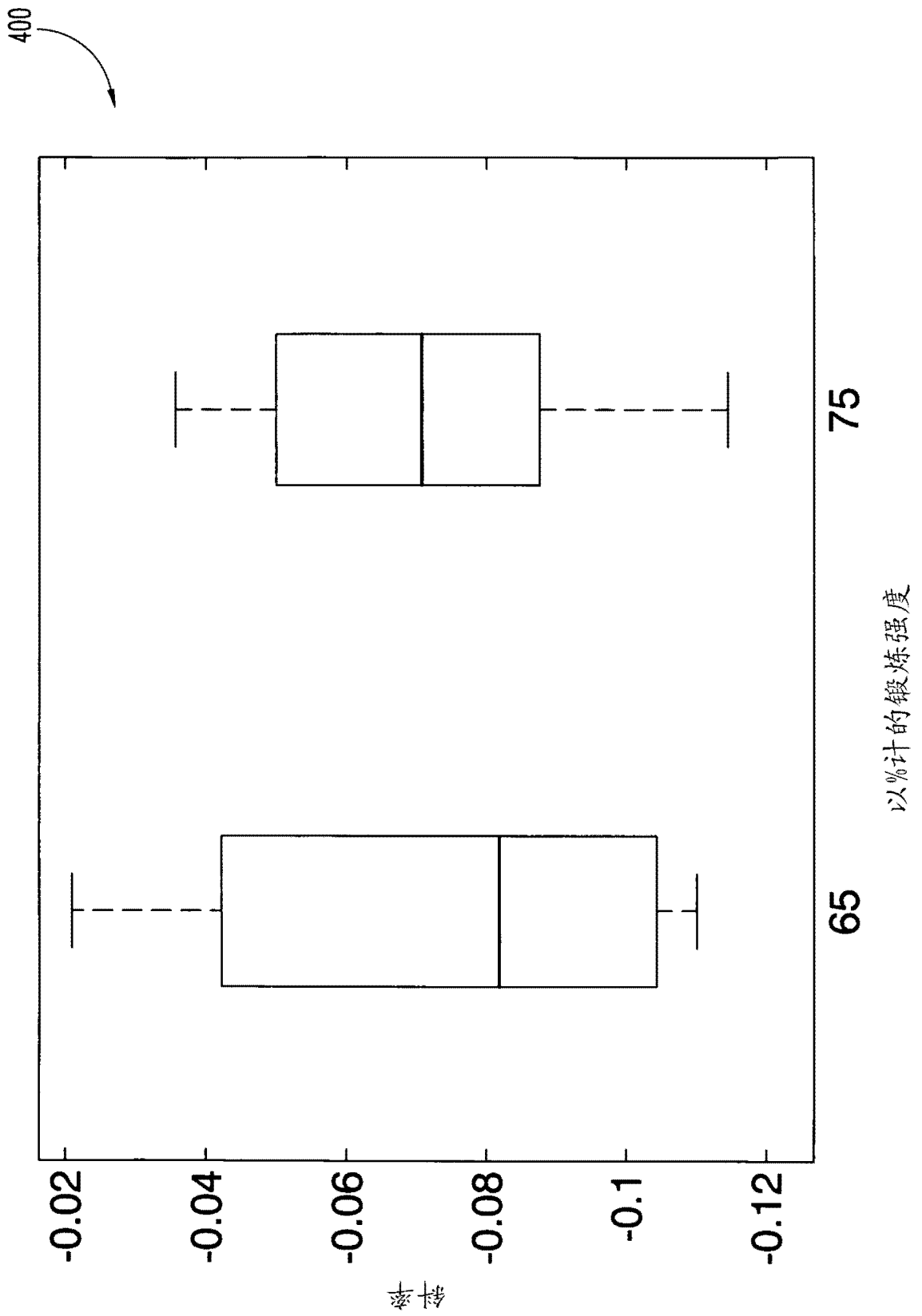
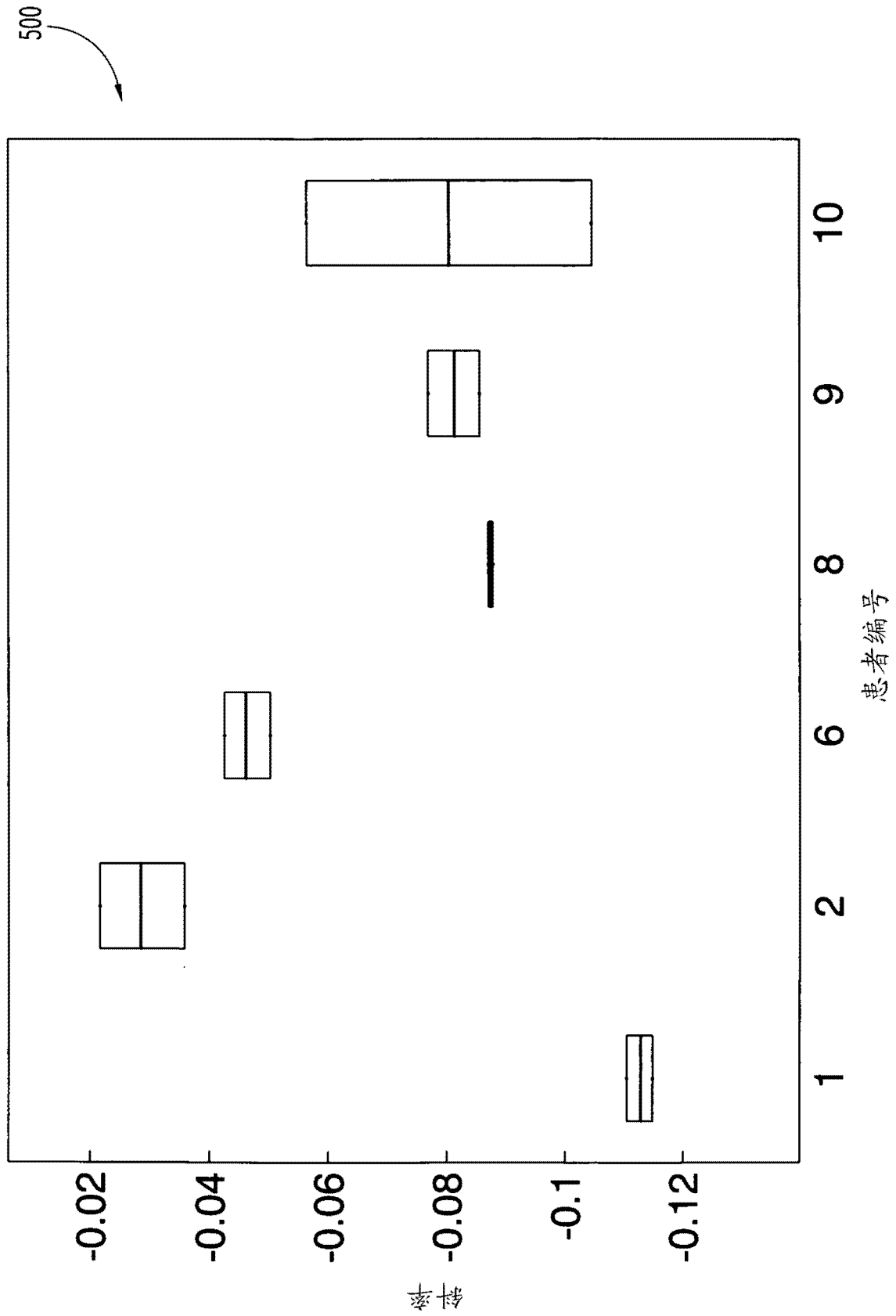


图 4



500

图 5

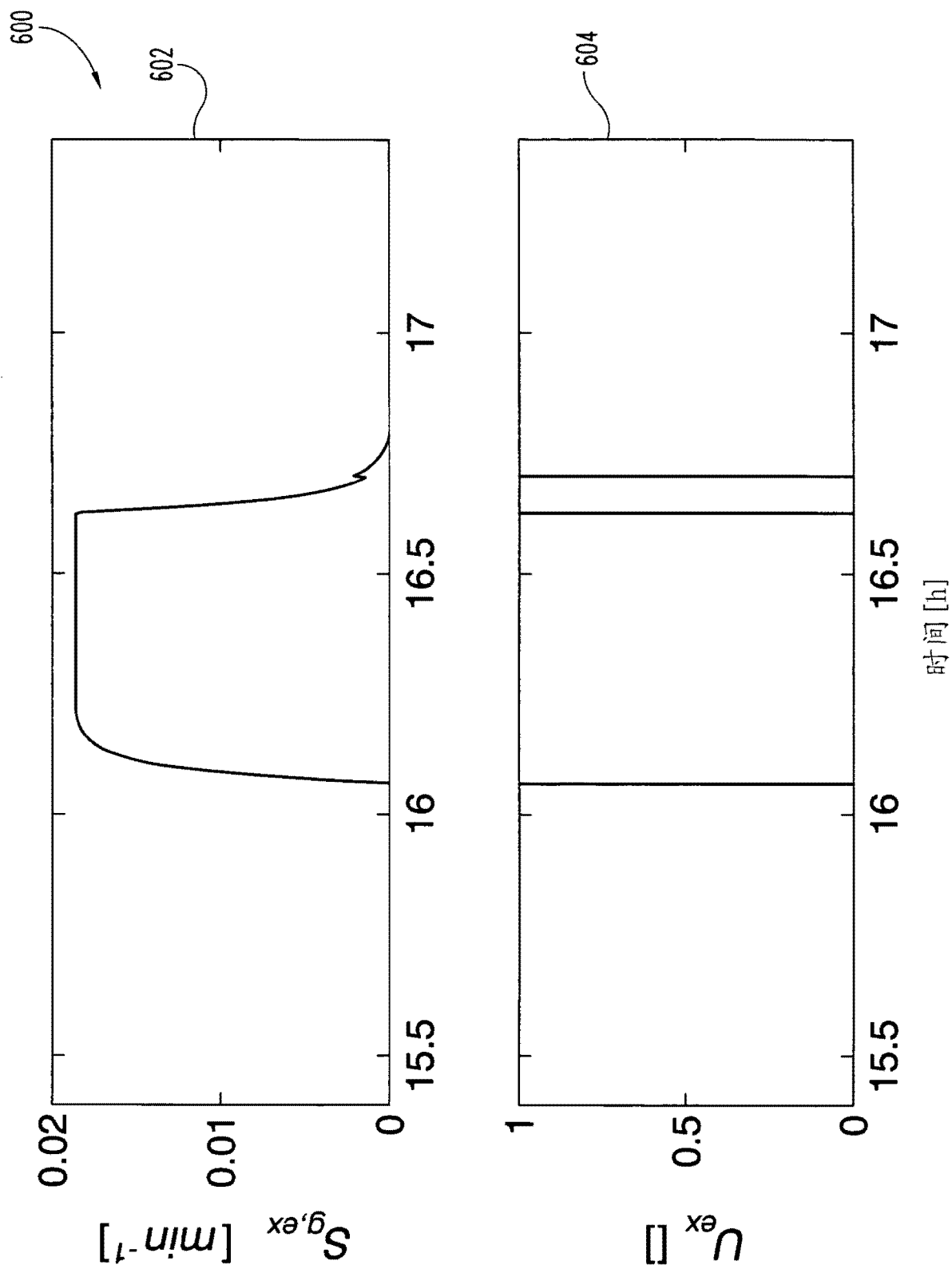


图 6

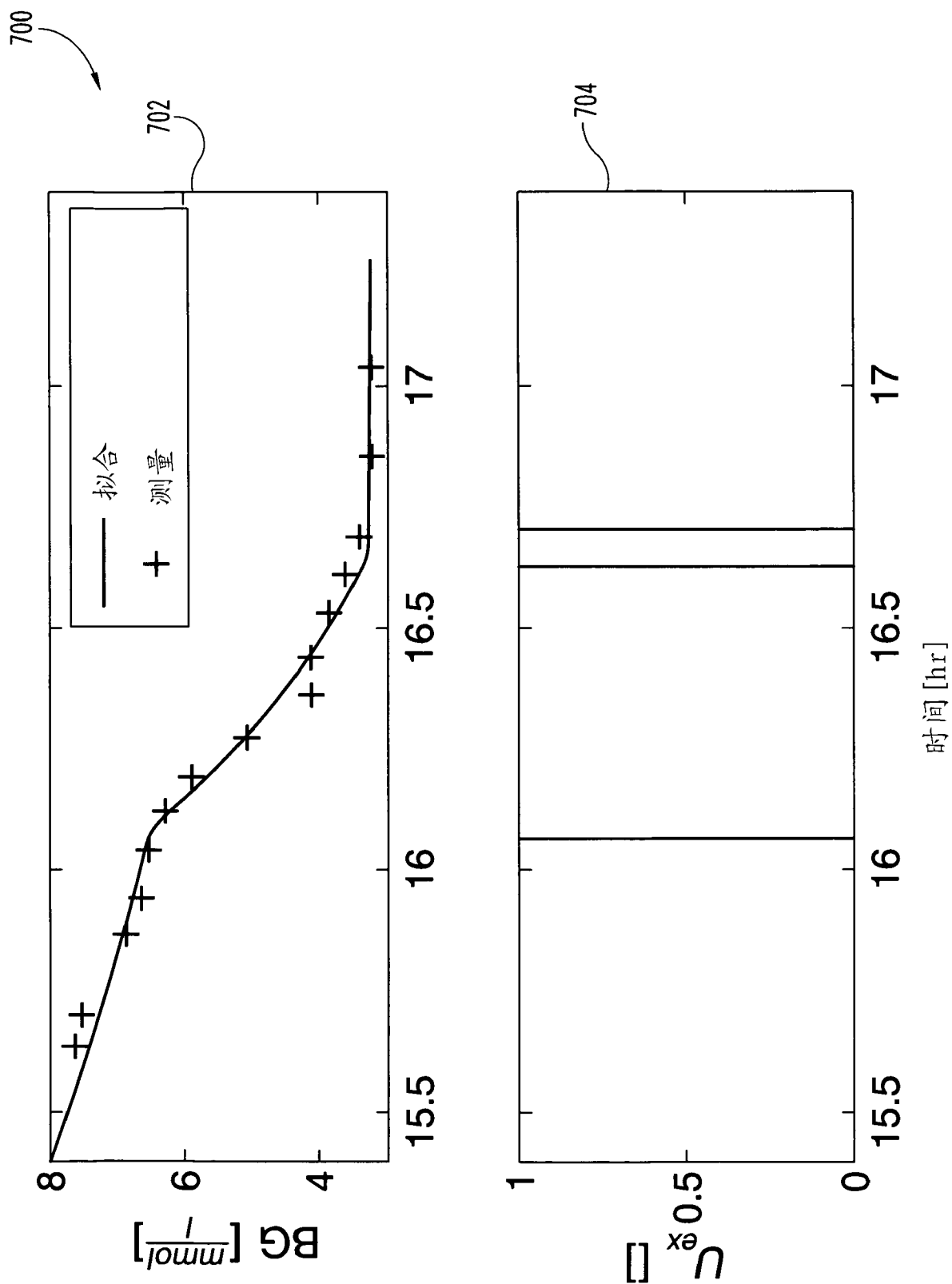


图 7

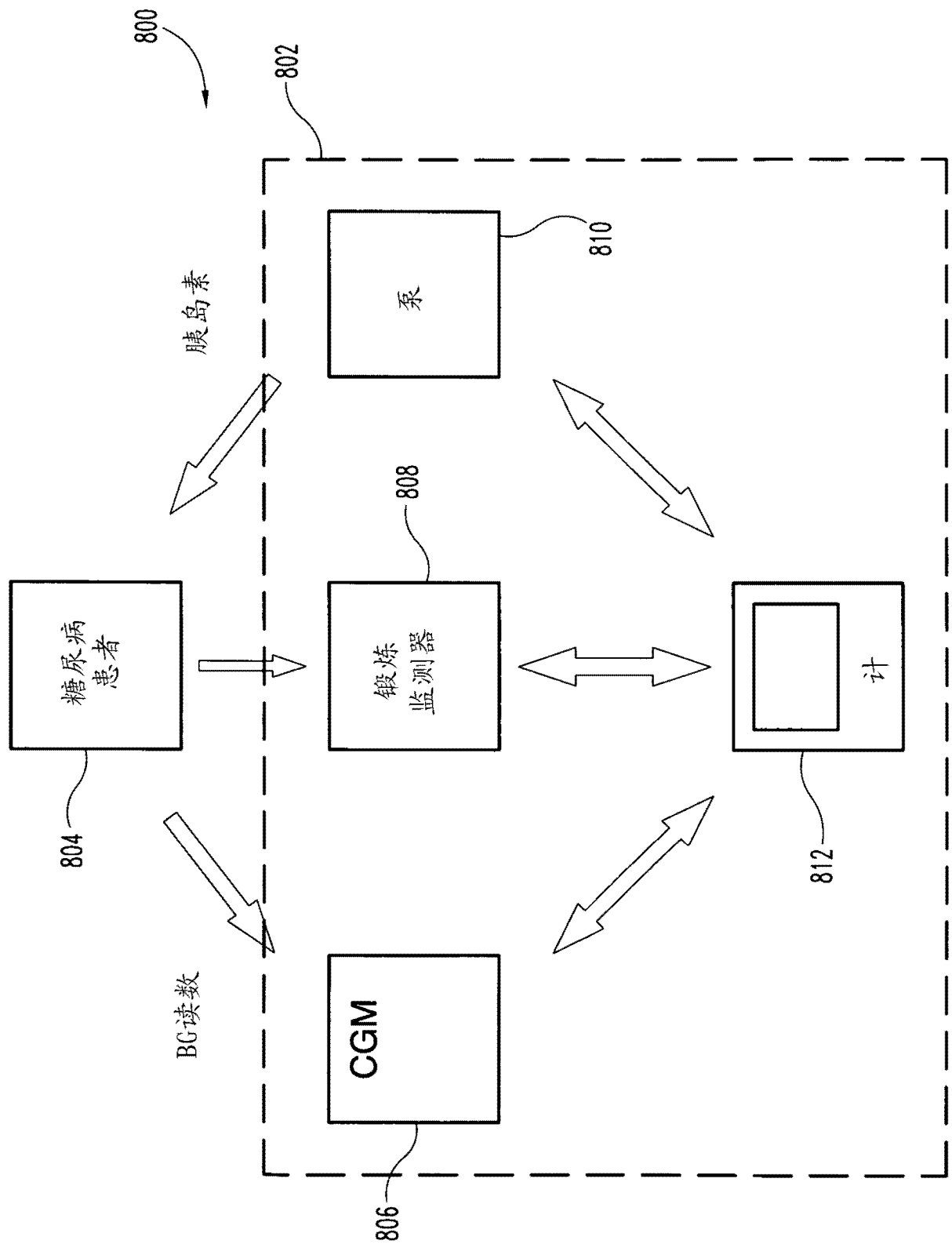


图 8

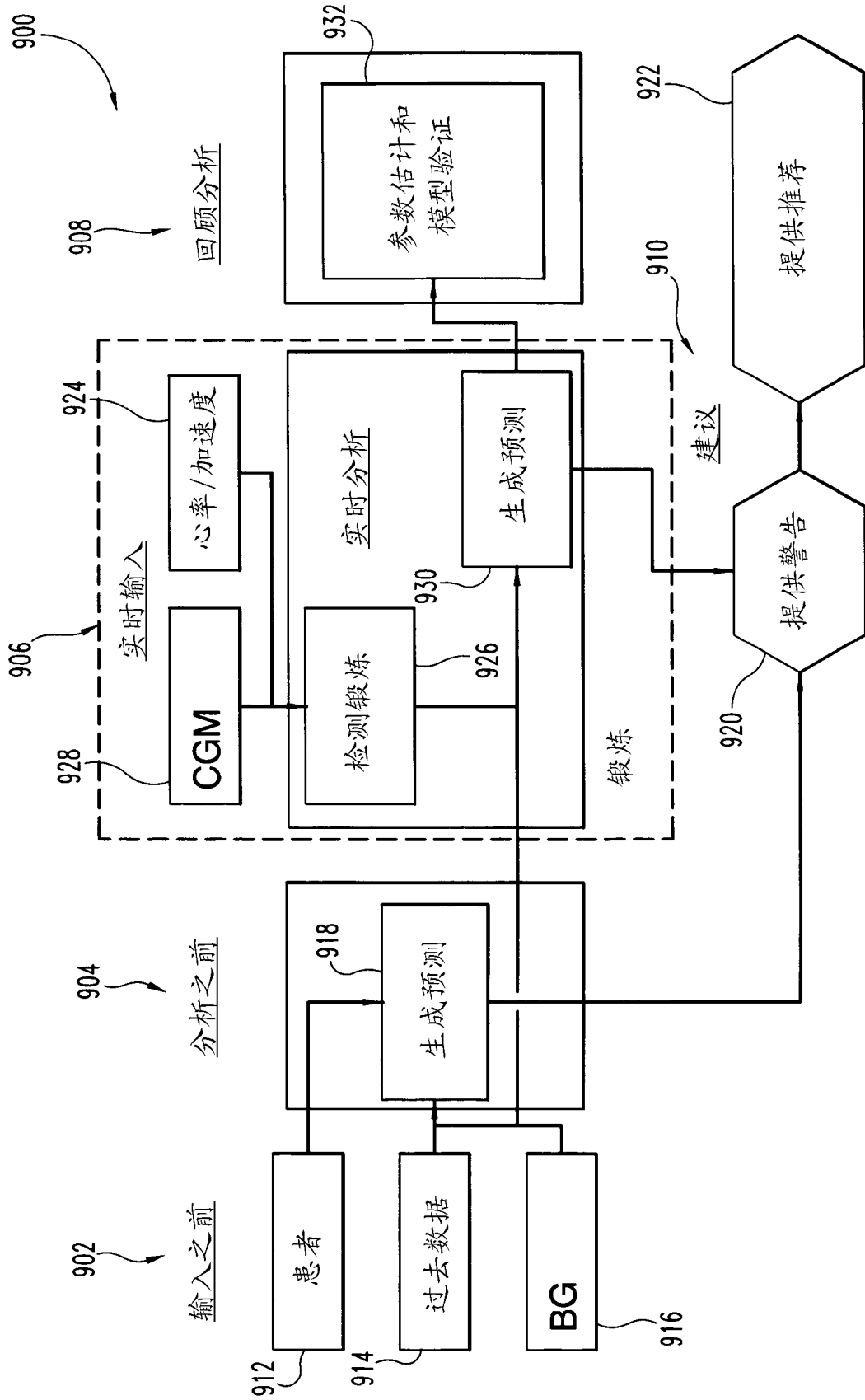


图 9

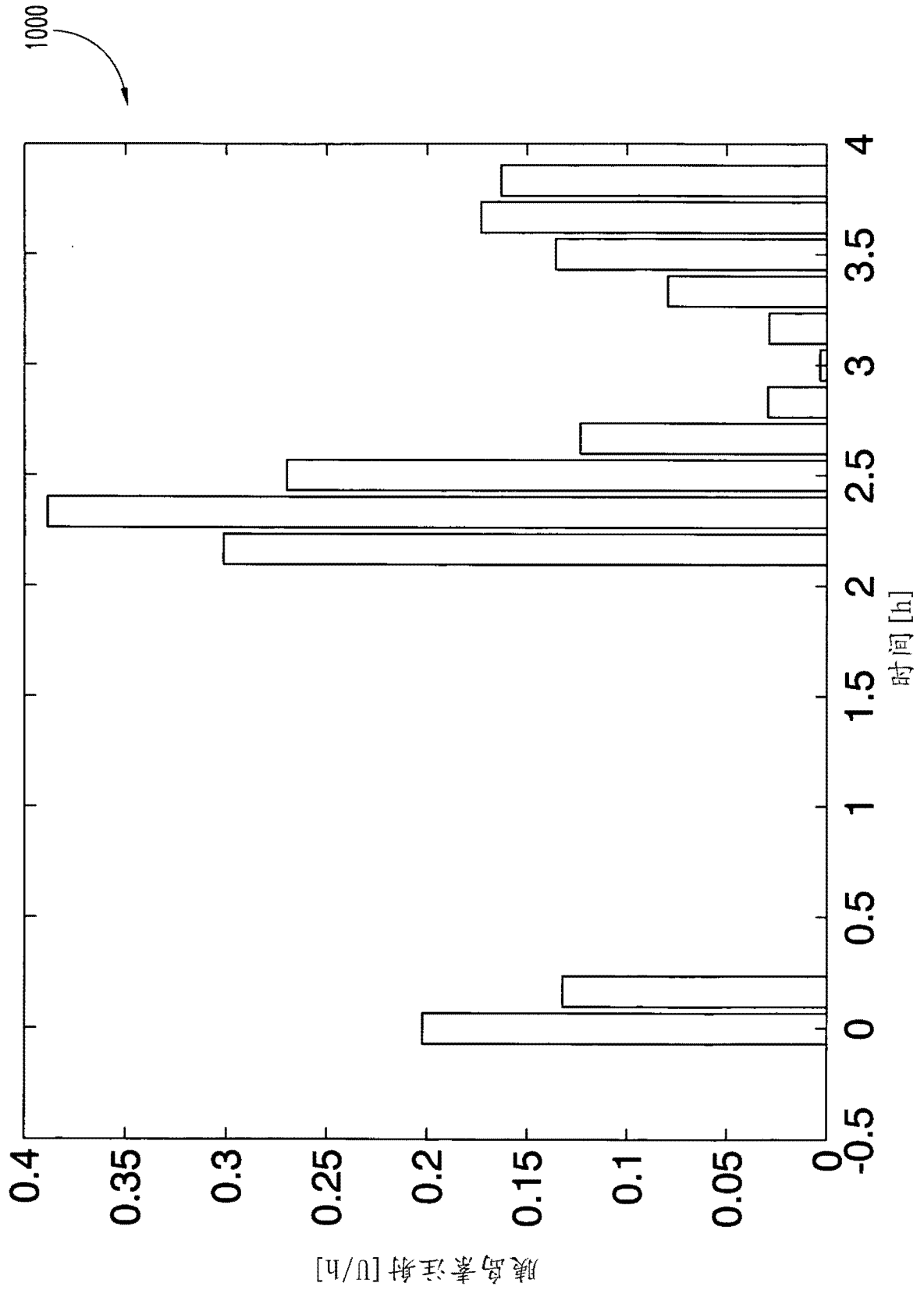


图 10

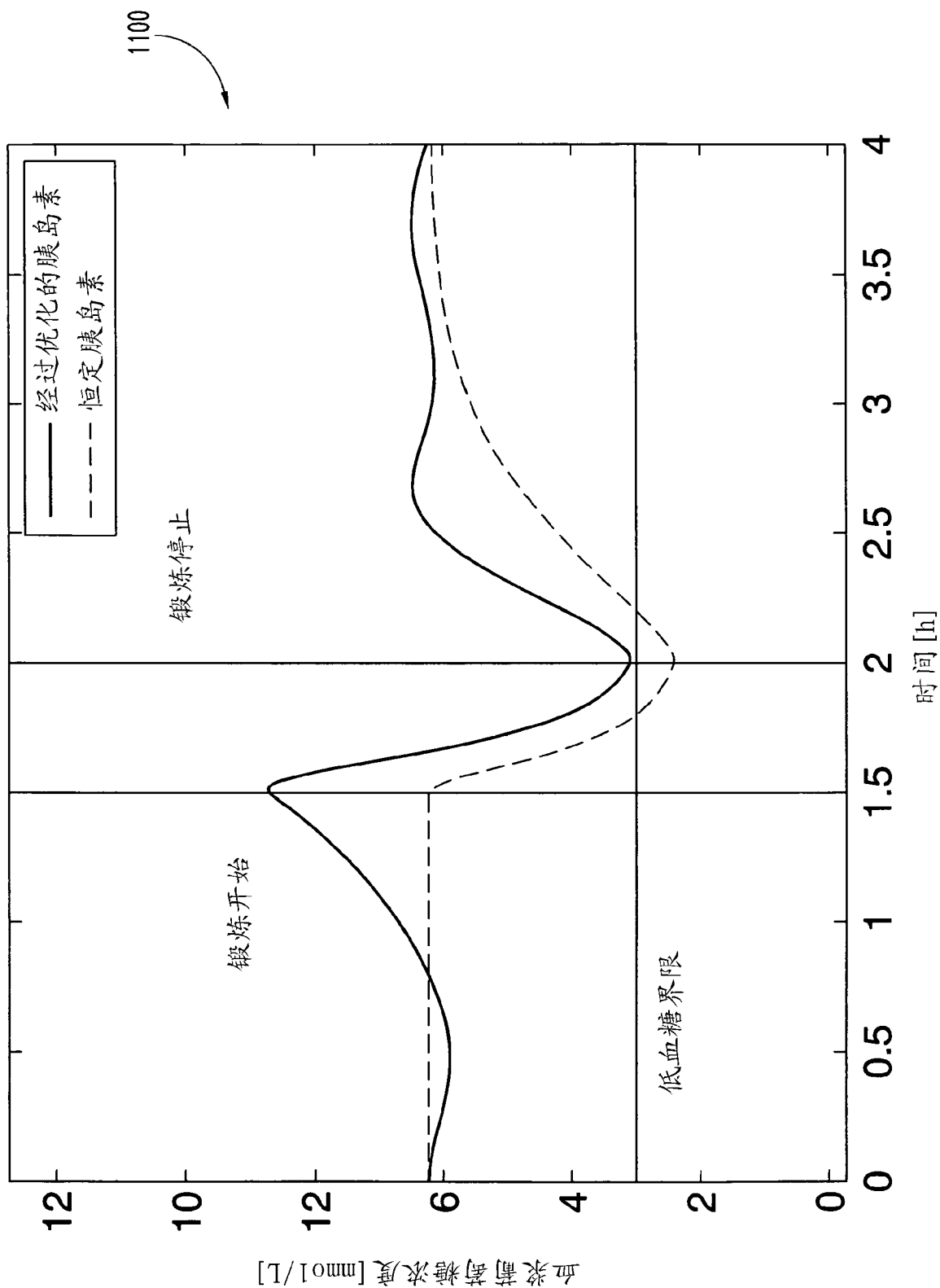


图 11

专利名称(译)	考虑到身体活动对葡萄糖调节系统的影响的系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN103003819A</a>	公开(公告)日	2013-03-27
申请号	CN201180035861.8	申请日	2011-07-20
申请(专利权)人(译)	霍夫曼-拉罗奇有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	霍夫曼-拉罗奇有限公司		
[标]发明人	A S 索尼 A 博克 D L 杜克		
发明人	A.S.索尼 A.博克 D.L.杜克		
IPC分类号	G06F19/00 A61B5/00		
CPC分类号	G06F19/3456 A61B5/00 G06F19/3437 G06F19/3481 A61B2505/09 A61B5/14532 A61B5/1118 G06F19/00 G16H20/17 G16H20/30 G16H50/20 G16H50/50 G09B19/00 G09B23/28		
代理人(译)	刘春元		
优先权	61/367268 2010-07-23 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

描述了一种用于对锻炼的影响进行建模的系统和技术，其减少了预测在锻炼期间锻炼对血糖水平的影响所需要的参数的数目。该锻炼模型包括容易确定的两个参数，即锻炼敏感度 (  $K_{ex}$  ) 和对于锻炼影响的时间常数的倒数 (  $a_{ex}$  )。一旦确定了这些参数，对锻炼的影响进行建模所需要的所有就是单个二进制输入，其被称作锻炼输入 (  $U_{ex}$  )。因此，该模型与有氧锻炼强度无关，并且不需要收集在锻炼期间的附加信息 ( 例如心率和静脉氧气水平 ) 的复杂性。通过不依赖于锻炼强度的这些测量，不需要附加的测量设备，这又导致更低的成本以及更多的患者舒适。

