



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111317484 A

(43)申请公布日 2020.06.23

(21)申请号 201910597753.8

(22)申请日 2019.07.03

(30)优先权数据

10-2018-0160917 2018.12.13 KR

(71)申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道

(72)发明人 崔江 裴相坤 李昭英 尹胜槿

(74)专利代理机构 中科专利商标代理有限责任  
公司 11021

代理人 李敬文

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

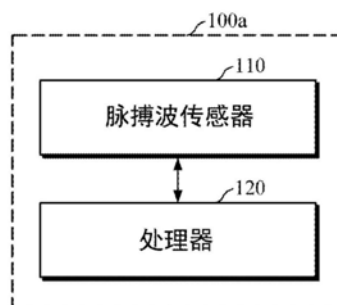
权利要求书3页 说明书11页 附图9页

(54)发明名称

用于估计血糖的装置和方法

(57)摘要

提供了用于估计血糖的装置和方法。该装置包括：脉搏波传感器，被配置为从对象获得脉搏波信号；以及处理器，被配置为从所述脉搏波信号的波形获得至少两个点，以基于所获得的至少两个点的时间值来提取特征，并基于所提取的特征来估计血糖。



1. 一种用于估计血糖的装置,所述装置包括:  
脉搏波传感器,被配置为从对象获得脉搏波信号;以及  
处理器,被配置为从所述脉搏波信号的波形获得至少两个点,以基于所获得的至少两个点的时间值来提取特征,并基于所提取的特征来估计血糖。
2. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述脉搏波传感器包括:  
至少一个光源,被配置为将至少一个波长的光发射到对象上;以及  
至少一个检测器,被配置为检测从对象散射或反射的所述至少一个波长的光。
3. 根据权利要求2所述的装置,其中,所述至少一个波长包括红色波长、绿色波长、蓝色波长和红外波长中的至少一个。
4. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述处理器还被配置为获得所述脉搏波信号的收缩间期中的第一点和所述脉搏波信号的舒张间期中的第二点。
5. 根据权利要求4所述的装置,其中,所述处理器还被配置为提取以下中的至少一个作为所述特征:所述第一点的时间值与所述第二点的时间值之间的差、和通过将所述差除以所述第一点的时间值或所述第二点的时间值所获得的时间差比。
6. 根据权利要求4所述的装置,其中,所述处理器还被配置为获得形成所述脉搏波信号的波形的脉搏波形的分量,并且基于所获得的脉搏波形的分量来获得所述第一点和所述第二点。
7. 根据权利要求6所述的装置,其中,所述处理器还被配置为从对所述脉搏波信号执行微分而获得的微分信号的波形中检测局部最小点,并且获得检测到的局部最小点的时间值和信号强度中的至少一个作为所述脉搏波形的分量。
8. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述特征包括脉搏率变异性、心率变异性、心率、脉搏率、动脉僵硬、血压、灌注指数和脉搏量中的至少一个。
9. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述处理器还被配置为通过将血糖估计模型应用于所提取的特征来估计血糖。
10. 根据权利要求1所述的装置,还包括:输出接口,被配置为提供所述处理器的处理结果。
11. 一种估计血糖的方法,所述方法包括:  
从对象获得脉搏波信号;  
从所述脉搏波信号获得至少两个点;  
基于所获得的至少两个点的时间值来提取特征;以及  
基于所提取的特征来估计血糖。
12. 根据权利要求11所述的方法,其中,获得所述至少两个点包括:获得所述脉搏波信号的收缩间期中的第一点和所述脉搏波信号的舒张间期中的第二点。
13. 根据权利要求12所述的方法,其中,提取所述特征包括提取以下中的至少一个作为所述特征:所述第一点的时间值与所述第二点的时间值之间的差、和通过将所述差除以所述第一点的时间值或所述第二点的时间值所获得的时间差比。
14. 根据权利要求12所述的方法,其中,获得所述至少两个点还包括:获得形成所述脉搏波信号的波形的脉搏波形的分量,并且基于所获得的脉搏波形的分量来获得所述第一点和所述第二点。

15. 根据权利要求14所述的方法,其中,获得所述至少两个点还包括:从对所述脉搏波信号执行微分而获得的微分信号的波形中检测局部最小点,并且获得检测到的局部最小点的时间值和信号强度中的至少一个作为所述脉搏波形的分量。

16. 一种用于估计血糖的装置,所述装置包括:

脉搏波传感器,被配置为从对象获得脉搏波信号;

代谢信息获取器,用于获得用户的代谢信息;以及

处理器,被配置为基于从脉搏波信号提取的特征来估计第一血糖值,基于所述代谢信息来估计第二血糖值,并且基于所述第一血糖值和所述第二血糖值来估计最终血糖值。

17. 根据权利要求16所述的装置,其中,所述处理器还被配置为基于所述脉搏波信号的波形的至少两个点的时间值来提取所述特征。

18. 根据权利要求16所述的装置,其中,所述处理器还被配置为:

获得所述脉搏波信号的波形的收缩间期中的第一点、和所述脉搏波信号的波形的舒张间期中的第二点;以及

提取以下中的至少一个作为所述特征:所述第一点的时间值与所述第二点的时间值之间的差、和通过将所述差除以所述第一点的时间值或所述第二点的时间值所获得的时间差比。

19. 根据权利要求18所述的装置,其中,所述处理器还被配置为获得形成所述脉搏波信号的波形的脉搏波形的分量,并且基于所获得的脉搏波形的分量来获得所述第一点和所述第二点。

20. 根据权利要求16所述的装置,其中,所述代谢信息获取器还被配置为基于传感器信息和用户输入信息中的至少一个来获得所述代谢信息,所述传感器信息是从所述脉搏波传感器、食物摄入传感器和血糖传感器中的至少一个接收的。

21. 根据权利要求20所述的装置,其中,所述代谢信息获取器还被配置为通过将所述传感器信息和所述用户输入信息中的至少一个应用于代谢模型来获得所述代谢信息。

22. 根据权利要求20所述的装置,其中,所述代谢信息包括以下中的至少一个:血糖随时间的变化率、血糖变化、和血糖变化阶段的概率或频率。

23. 根据权利要求16所述的装置,其中,所述处理器还被配置为基于由血糖传感器获得的校准血糖值和所述代谢信息来估计所述第二血糖值。

24. 根据权利要求16所述的装置,其中,所述处理器还被配置为通过将血糖估计模型应用于所述第一血糖值和所述第二血糖值来估计所述最终血糖值。

25. 根据权利要求24所述的装置,其中,所述血糖估计模型是基于加权求和、卡尔曼滤波、回归和人工智能中的至少一个来预定义的。

26. 一种估计血糖的方法,所述方法包括:

从对象获得脉搏波信号;

获得用户的代谢信息;

从所述脉搏波信号中提取特征;

基于所提取的特征来估计第一血糖值;

基于所述代谢信息来估计第二血糖值;以及

基于所述第一血糖值和所述第二血糖值来估计最终血糖值。

27. 根据权利要求26所述的方法, 其中, 提取所述特征包括:

获得所述脉搏波信号的波形的收缩间期中的第一点、和所述脉搏波信号的波形的舒张间期中的第二点; 以及

提取以下中的至少一个作为所述特征: 所述第一点的时间值与所述第二点的时间值之间的差、和通过将所述差除以所述第一点的时间值或所述第二点的时间值所获得的时间差比。

28. 根据权利要求26所述的方法, 其中, 获得所述代谢信息包括: 基于传感器信息和用户输入信息中的至少一个来获得所述代谢信息, 所述传感器信息是从所述脉搏波传感器、食物摄入传感器和血糖传感器中的至少一个接收的。

29. 根据权利要求28所述的方法, 其中, 获得所述代谢信息包括: 通过将所述传感器信息和所述用户输入信息中的至少一个应用于代谢模型来获得所述代谢信息。

30. 根据权利要求26所述的方法, 其中, 估计所述最终血糖值包括: 通过将血糖估计模型应用于所述第一血糖值和所述第二血糖值来估计所述最终血糖值。

## 用于估计血糖的装置和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2018年12月13日在韩国知识产权局递交的韩国专利申请No.10-2018-0160917的优先权,其全部内容通过引用合并于本文以用于所有目的。

### 技术领域

[0003] 根据示例实施例的装置和方法总体上涉及用于估计血糖的装置和方法,并且更具体地涉及使用脉搏波信号无创地估计血糖的技术。

### 背景技术

[0004] 糖尿病是导致各种并发症并且难以治愈的慢性疾病,因此建议糖尿病患者定期检查其血糖以预防并发症。特别地,当施用胰岛素以控制血糖时,必须密切监测血糖水平以避免低血糖并控制胰岛素剂量。手指刺穿的有创性方法通常用于测量血糖水平。然而,虽然有创性方法可以在测量中提供高可靠性,但是它可能引起疼痛和不便以及疾病感染的风险增加。最近,已经进行了研究以提供通过使用无血液采样的光谱仪来无创地测量血糖的方法。

### 发明内容

[0005] 一个或多个示例实施例提供了用于以无创方式准确估计血糖的装置和方法。

[0006] 在示例实施例的一方面,提供了一种用于估计血糖的装置,该装置包括:脉搏波传感器,被配置为从对象获得脉搏波信号;以及处理器,被配置为从脉搏波信号的波形获得至少两个点,基于所获得的至少两个点的时间值来提取特征,并基于所提取的特征来估计血糖。

[0007] 脉搏波传感器可以包括:至少一个光源,被配置为将至少一个波长的光发射到对象上;以及至少一个检测器,被配置为检测从对象散射或反射的至少一个波长的光。

[0008] 至少一个波长可以包括红色波长、绿色波长、蓝色波长和红外波长中的至少一个。

[0009] 处理器可以获得脉搏波信号的收缩间期中的第一点和脉搏波信号的舒张间期中的第二点。

[0010] 处理器可以提取以下中的至少一个作为特征:第一点的时间值与第二点的时间值之间的差、和通过将差除以第一点的时间值或第二点的时间值所获得的时间差比。

[0011] 处理器可以获得形成脉搏波信号的波形的脉搏波形的分量,并且基于所获得的脉搏波形的分量来获得第一点和第二点。

[0012] 处理器可以从对脉搏波信号执行微分而获得的微分信号的波形中检测局部最小点,并且可以获得检测到的局部最小点的时间值和信号强度中的至少一个作为脉搏波形的分量。

[0013] 特征还可以包括脉搏率变异性、心率变异性、心率、脉搏率、动脉僵硬度、血压、灌注指数和脉搏量中的至少一个。

[0014] 处理器可以通过将血糖估计模型应用于所提取的特征来估计血糖。

[0015] 另外,用于估计血糖的装置还可以包括输出接口,该输出接口被配置为向用户提供处理器的处理结果。

[0016] 在示例实施例的另一方面,提供了一种估计血糖的方法,该方法包括:从对象获得脉搏波信号;从脉搏波信号获得至少两个点;基于所获得的至少两个点的时间值来提取特征;以及基于所提取的特征来估计血糖。

[0017] 获得至少两个点可以包括获得脉搏波信号的收缩间期中的第一点和脉搏波信号的舒张间期中的第二点。

[0018] 提取特征可以包括提取以下中的至少一个作为特征:第一点的时间值与第二点的时间值之间的差、和通过将差除以第一点的时间值或第二点的时间值所获得的时间差比。

[0019] 获得至少两个点可以包括:获得形成脉搏波信号的波形的脉搏波形的分量,并且基于所获得的脉搏波形的分量来获得第一点和第二点。

[0020] 获得至少两个点可以包括:从对脉搏波信号执行微分而获得的微分信号的波形中检测局部最小点,并且获得检测到的局部最小点的时间值和信号强度中的至少一个作为脉搏波形的分量。

[0021] 在示例性实施例的又一方面,提供了一种用于估计血糖的装置,该装置包括:脉搏波传感器,被配置为从对象获得脉搏波信号;代谢信息获取器,用于获得用户的代谢信息;以及处理器,被配置为:基于从脉搏波信号提取的特征来估计第一血糖值,基于代谢信息来估计第二血糖值,并且基于第一血糖值和第二血糖值来估计最终血糖值。

[0022] 处理器可以基于脉搏波信号的波形的至少两个点的时间值来提取特征。

[0023] 处理器可以获得脉搏波信号的波形的收缩间期中的第一点和脉搏波信号的波形的舒张间期中的第二点;以及可以提取以下中的至少一个作为特征:第一点的时间值与第二点的时间值之间的差、和通过将差除以第一点的时间值或第二点的时间值所获得的时间差比。

[0024] 处理器可以获得形成脉搏波信号的波形的脉搏波形的分量,并且基于所获得的脉搏波形的分量来获得第一点和第二点。

[0025] 代谢信息获取器可以基于传感器信息和用户输入信息中的至少一个来获得代谢信息,传感器信息是从脉搏波传感器、食物摄入传感器和血糖传感器中的至少一个接收的。

[0026] 代谢信息获取器可以通过将传感器信息和用户输入信息中的至少一个应用于代谢模型来获得代谢信息。

[0027] 代谢信息可以包括血糖随时间的变化率、血糖变化和血糖变化阶段的概率或频率中的至少一个。

[0028] 处理器可以基于由血糖传感器获得的校准血糖值和代谢信息来估计第二血糖值。

[0029] 处理器可以通过将血糖估计模型应用于第一血糖值和第二血糖值来估计最终血糖值。

[0030] 可以基于加权求和、卡尔曼滤波、回归和人工智能中的至少一个来预定义血糖估计模型。

[0031] 在又一方面,提供了一种估计血糖的方法,该方法包括:从对象获得脉搏波信号;获得用户的代谢信息;从脉搏波信号中提取特征;基于所提取的特征来估计第一血糖值;基于代谢信息来估计第二血糖值;以及基于第一血糖值和第二血糖值来估计最终血糖值。

[0032] 提取特征可以包括：获得脉搏波信号的波形的收缩间期中的第一点和脉搏波信号的波形的舒张间期中的第二点；以及提取特征包括提取以下中的至少一个作为特征：第一点的时间值与第二点的时间值之间的差、和通过将差除以第一点的时间值或第二点的时间值所获得的时间差比。

[0033] 获得代谢信息的步骤可以包括：基于传感器信息和用户输入信息中的至少一个来获得代谢信息，传感器信息是从脉搏波传感器、食物摄入传感器和血糖传感器中的至少一个接收的。

[0034] 获得代谢信息可以包括通过将传感器信息和用户输入信息中的至少一个应用于代谢模型来获得代谢信息。

[0035] 估计最终血糖值可以包括通过将血糖估计模型应用于第一血糖值和第二血糖值来估计最终血糖值。

### 附图说明

[0036] 通过参考附图描述某些示例实施例，上述和/或其他方案将变得更清楚，在附图中：

[0037] 图1A和图1B是示出根据示例实施例的用于估计血糖的装置的框图；

[0038] 图2A、图2B和图2C是解释用于估计血糖的提取特征的示例的图；

[0039] 图3是示出根据示例实施例的估计血糖的方法的流程图；

[0040] 图4是示出根据另一示例实施例的用于估计血糖的装置的框图；

[0041] 图5A是示出用于获得代谢信息的界面的示例的图；

[0042] 图5B和图5C是示出用于获得校准血糖值的界面的示例的图；以及

[0043] 图6是示出根据另一实施例的估计血糖的方法的流程图。

### 具体实施方式

[0044] 示例实施例的细节包括在以下详细的描述和附图中。根据参考附图详细描述以下实施例，将更清楚地理解示例实施例的各方面。贯穿附图和具体实施方式，除非另外描述，否则相同的附图标记将被理解为指代相同的元件、特征和结构。

[0045] 应当理解，虽然术语第一、第二等可以在本文用于描述各种元件，但是这些元件不应该受这些术语的限制。这些术语仅用来将元件彼此区分。除非明确指出，否则任何对单数形式的引用可以包括复数。此外，除非另有明确说明，否则诸如“包括”或“包含”的表述将被理解为意味着包含所阐述的元件，但不排除任何其他元件。并且，诸如“部件”或“模块”等的术语应该被理解为执行至少一种功能或操作并且可以体现为硬件、软件或其组合的单元。

[0046] 诸如“……中的至少一个”之类的表述在元件列表之前时修饰整个元件列表，而不是修饰列表中的单独元件。例如，表述“a、b和c中的至少一个”应该理解为仅包括a、仅包括b、仅包括c、包括a和b两者、包括a和c两者、包括b和c二者、包括a、b和c的全部、或前述示例中的任何变体。

[0047] 图1A和图1B是示出根据示例实施例的用于估计血糖的装置的框图。图2A至图2C是解释用于估计血糖的提取特征的示例的图。

[0048] 根据示例实施例的图1A中所示的血糖估计装置100a和图1B中所示的血糖估计装

置100b可以嵌入在诸如智能电话、平板个人计算机(PC)、台式计算机、膝上型计算机等的电子设备中、或者在专业医疗机构的医疗设备中。备选地,血糖估计装置100a和100b可以作为佩戴在对象上的独立设备制造,例如包括手表式可穿戴设备、手镯式可穿戴设备、腕带式可穿戴设备、戒指式可穿戴设备、眼镜式可穿戴设备、头带式可穿戴设备等在内的可穿戴设备。

[0049] 参考图1A和图1B,血糖估计装置100a和100b包括脉搏波传感器110和处理器120。

[0050] 脉搏波传感器110可以测量来自对象的脉搏波信号,包括光电容积描记(PPG)信号。脉搏波传感器110可以包括:将光发射到对象上的光源;以及检测器,当由光源发射的光从对象的身体组织(诸如皮肤或血管的表面)的散射或反射时,检测器检测散射光或反射光。

[0051] 光源可以将一种或多种不同波长的光发射到对象上。例如,不同波长可以包括蓝色波长、绿色波长、红色波长、红外波长等,但不限于此。光源可以包括发光二极管(LED)、激光二极管(LD)、荧光体等中的至少一个,但不限于此。一个或多个光源可以定位在距检测器不同的距离处。

[0052] 检测器可以包括一个或多个像素,其检测从对象的身体组织散射或反射的光并将检测到的光转换成电信号。所述一个或多个像素可以包括光电二极管、光电晶体管(PTr)、图像传感器(例如,CMOS图像传感器)等,但不限于此。

[0053] 处理器120可以从脉搏波传感器110接收脉搏波信号,并且可以基于接收到的脉搏波信号来提取用于估计血糖的特征。

[0054] 例如,处理器120可以从脉搏波信号的波形获得两个或更多个点,并且可以基于所获得的两个或更多个点的幅度信息和/或时间信息来提取用于估计血糖的特征。在这种情况下,处理器120可以从脉搏波信号的波形的收缩间期和舒张间期中的每一个获得点。例如,处理器120可以获得收缩间期的峰值和舒张间期的峰值作为用于提取特征点。这里,收缩间期可以指从脉搏波信号的起始点到重搏切迹(DN)点的间期,并且舒张间期可以指脉搏波信号的重搏切迹点之后的间期。

[0055] 参考图2A,上图示出了由脉搏波传感器110测量的脉搏波信号。如图2A所示,脉搏波信号的波形可以由多个脉搏波形21、22和23组成。通常,脉搏波信号是以下波的叠加:从心脏朝向身体的远端部分开始的传播波21,和从远端部分或血管的分支点反射并从其返回的反射波22和23。

[0056] 处理器120可以基于形成脉搏波信号的脉搏波形的分量(例如,时间和/或幅度(或信号强度)值)来获得两个或更多个点。例如,在形成脉搏波信号的脉搏波形中,处理器120可以基于与DN之前的收缩间期中出现的传播波相关联的第一脉搏波形21的分量来获得第一点P1。此外,在DN之后的舒张间期中出现的脉搏波形22和23中,处理器120可以基于形成脉搏波信号的脉搏波形中具有最高幅度的第二脉搏波形22的分量来获得第二点P2。

[0057] 图2A的下图示出了通过对脉搏波信号执行二阶微分所获得的微分信号的波形。参考图2A的下图,处理器120可以对脉搏波信号执行二阶微分,并且可以基于二阶微分信号的波形来获得形成脉搏波信号的脉搏波形的分量。例如,处理器120可以从二阶微分信号的波形检测局部最小点,并且可以基于检测到的局部最小点L1、L2和L3来获得构成的脉搏波形的分量。在这种情况下,局部最小点是指在二阶微分信号的间期中形成向下凸起形状所在

的点,该间期中观察到信号减小然后再增加超过特定点。

[0058] 例如,处理器120可以获得与二阶微分信号的第一局部最小点L1对应的脉搏波信号点P1作为与第一脉搏波形相关联的第一点,并且可以获得与二阶微分信号的第二局部最小点L2对应的脉搏波信号点P2作为与第二脉搏波形相关联的第二点。

[0059] 如上所述,处理器120可以基于从脉搏波信号获得的第一点P1的时间值T1和第二点P2的时间值T2来提取用于估计血糖的特征。例如,处理器120可以提取第一点P1的时间值T1和第二点P2的时间值T2之间的差(T2-T1)作为特征。备选地,处理器120可以提取通过将第一点P1的时间值T1与第二点P2的时间值T2之间的差(T2-T1)除以第一点P1的时间值T1而获得的时间差比(T2-T1)/T1或时间差比的百分比作为特征。然而,示例实施例中特征的确定不限于此。

[0060] 在另一示例中,处理器120可以提取各种其他类型的信息作为用于估计血压的特征。例如,处理器120还可以获得脉搏率变异性、心率变异性、心率、脉搏率、动脉僵硬度、血压、灌注指数、脉搏量等作为特征。然而,特征不限于此,并且处理器120可以基于使用安装在血糖估计装置100a和100b中或安装在外部设备中的各种传感器从用户所获得的各种生物信号来提取各种特征。

[0061] 处理器120可以通过组合所获得的信息项来获得用于估计血糖的特征。例如,参考图2B和图2C,处理器120可以通过分析从用户测量的多个波长 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$ 和 $\lambda_4$ 的脉搏波信号的NN间期T1和T2来估计脉搏率变异性(PRV)。

[0062] 当基于脉搏波信号获得了用于估计血糖的特征时,处理器120可以通过应用预定义的血糖估计模型来估计血糖。在这种情况下,血糖估计模型可以被定义为线性/非线性数学函数,其指示所获得的特征值与血糖值之间的相关性。以下等式1是简单线性函数的示例,但不限于此。

[0063] [等式1]

[0064]  $y_1 = ax_1 + b$

[0065] 此处, $x_1$ 表示所获得的特征值, $y_1$ 表示要获得的血糖值,并且a和b是通过预处理而预先计算的值。

[0066] 参考图1B,根据示例实施例的血糖估计装置100b包括输出接口130、存储器140和通信接口150。

[0067] 输出接口130可以将处理器120的处理结果输出给用户。例如,输出接口130可以通过使用显示模块(例如,显示设备)可视地输出估计的血糖值。备选地,通过使用扬声器模块(例如,扬声器)、触觉模块(例如,振动马达)等,输出接口130可以通过语音、振动、触感等以非可视方式输出值。输出接口130可以根据设置将显示区域划分为两个或更多个区域,其中输出接口130可以在第一区域中输出用于估计血糖的脉搏波信号曲线图、血糖估计结果等;并且输出接口130可以在第二区域中以曲线图等的形式输出血糖估计历史。在这种情况下,当估计的血糖值落在正常范围之外时,输出接口130可以以各种方式输出警告信息,各种方式例如是以红色等突出显示异常值,显示异常值以及正常范围,输出语音警告消息,调整振动强度等。

[0068] 处理器120可以基于血糖估计结果生成各种健康相关信息项,并且可以通过输出接口130来输出所生成的信息。例如,响应于血糖估计结果低于预定阈值(例如,70mg/dL),

处理器120可以诊断低血糖,并且可以提供健康相关信息,包括用户要做出的动作在内的健康相关信息、或者用户要服用的药物剂量的变化。

[0069] 另外,处理器120可以通过跟踪在存储器140中存储的预定时间段期间的血糖估计结果来生成各种健康指数,并且可以通过输出接口130向用户提供健康指数。

[0070] 例如,处理器120可以生成指示血糖分数或血糖代谢水平的应力分数。例如,处理器120可以通过将预定时间段期间的低血糖/高血糖的次数和/或应力次数除以数据总数来计算低血糖/高血糖频率和/或应力频率。此外,处理器120可以通过将预定时间段期间的低血糖/高血糖症的时间和/或应力时间除以总数据时间来计算低血糖/高血糖症的时段和/或应力时段。在另一示例中,与计算一起或与计算分开地,处理器120可以在预定时间段期间生成与一天中的最大葡萄糖值和最小葡萄糖值相关联的分析信息、和/或关于血糖变化和生理反应的信息等。然而,该信息仅是示例,并且处理器120可以生成各种其他健康指数。

[0071] 在这种情况下,输出接口130可以在显示器的第一区域中输出血糖分数和/或压力分数,并且可以在显示器的第二区域中输出与预定时间段期间一天中的最大葡萄糖值和最小葡萄糖值相关联的分析信息。备选地,输出接口130可以在显示器的第一区域中输出血糖分数或应力分数,并且可以在显示器的第二区域中输出关于血糖变化和生理反应的信息。然而,这仅是示例性的,并且输出接口130可以在显示器的整个区域中输出一个信息项。另外,在显示器的每个区域中输出两个信息项的同时,当用户选择任何一个信息项时,输出接口130可以通过放大信息在显示器的整个区域中输出所选择的信息。

[0072] 存储器140可以存储处理器120的处理结果。此外,存储器140可以存储估计血糖所需的各种类型的参考信息。例如,参考信息可以包括用户特征信息,诸如用户的年龄、性别、健康状况等。另外,参考信息可以包括参考血糖值、血糖估计模型、血糖估计间期等,但不限于此。

[0073] 在此情况下,存储器140可以包括以下存储介质中的至少一个:闪存型存储器、硬盘型存储器、多媒体卡微型存储器、卡型存储器(例如,SD存储器、XD存储器等)、随机存取存储器(RAM)、静态随机存取存储器(SRAM)、只读存储器(ROM)、电可擦除可编程只读存储器(EEPROM)、可编程只读存储器(PROM)、磁存储器、磁盘和光盘等,但不限于此。

[0074] 通信接口150可以在处理器120的控制下使用有线和/或无线通信技术与外部设备160通信,以发送和接收各种数据。例如,通信接口150可以将血糖估计结果发送到外部设备160。此外,通信接口150可以从外部设备160接收估计血糖所需的各种类型的参考信息。例如,通信接口150可以从用于测量血糖的外部设备接收参考血糖值等,该外部设备是有创性/微创性/无创性设备。在这种情况下,外部设备160的示例可以包括用于测量血糖的外部设备(该外部设备是有创性/微创性/无创性设备)、以及信息处理设备(诸如智能电话、平板电脑、台式计算机、膝上型计算机等)。

[0075] 在这种情况下,通信技术的示例可以包括蓝牙通信、蓝牙低功耗(BLE)通信、近场通信(NFC)、WLAN通信、Zigbee通信、红外数据协会(IrDA)通信、Wi-Fi直连(WFD)通信、超宽带(UWB)通信、Ant+通信、WIFI通信、射频识别(RFID)通信、3G通信、4G通信、5G通信等。然而,这仅是示例性的而非旨在限制性的。

[0076] 图3是示出根据示例实施例的估计血糖的方法的流程图。图3的血糖估计方法可以由根据图1A和图1B的实施例的血糖估计装置100a和100b执行,下面将简要描述以避免冗

余。

[0077] 在310,响应于用于估计血糖的请求,血糖估计装置可以测量来自对象的脉搏波信号。在这种情况下,可以从用户或外部设备接收用于估计血糖的请求,或者可以以预定的血糖估计间期生成用于估计血糖的请求。血糖估计装置可以包括:一个或多个光源,其将光发射到对象上以测量包括PPG信号的脉搏波信号;以及检测器,检测从对象散射或反射的光。

[0078] 在320,血糖估计装置可以从脉搏波信号获得两个或更多个点,以提取用于估计血糖的特征。例如,血糖估计装置可以获得收缩间期的峰值和舒张间期的峰值作为用于提取特征的点。例如,血糖估计装置可以基于形成脉搏波信号的脉搏波形的分量来获得收缩期间的峰值和舒张期间的峰值。在这种情况下,血糖估计装置可以从对脉搏波信号执行二阶微分而获得的二阶微分信号中检测局部最小点,并且可以获得每个局部最小点的时间值和幅度值作为每个脉搏波形的分量。换句话说,血糖估计装置可以获得与二阶微分信号的传播波相关联的第一脉搏波形分量对应(即,与第一局部最小点的时间值对应)的脉搏波信号点作为收缩间期的点。类似地,血糖值估计装置可以获得与反射波相关联的脉搏波形分量中通常具有最高幅度的第二脉搏波形对应(即,与第二局部最小点的时间值对应)的脉搏波信号点作为舒张间期的点。

[0079] 随后,在330,血糖估计装置可以基于在脉搏波信号的两个或更多个点处获得的时间信息和/或幅度信息来提取特征。例如,血糖估计装置可以提取在舒张间期中获得的时间值与在收缩间期中获得的时间值之间的差作为特征。在另一示例中,血糖估计装置可以提取通过将舒张间期的时间值和收缩间期的时间值之间的差除以收缩间期的时间值而获得的时间差比或时间差比的百分比作为特征。然而,特征不限于此,并且血糖估计装置还可以获得诸如脉搏率变异性、心率变异性、心率、脉搏率、动脉僵硬、血压、灌注指数、脉搏量等信息。并且可以组合所获得的信息项以获得新特征。

[0080] 接下来,在提取了特征时,在340,血糖估计装置可以通过应用血糖估计模型来估计血糖。血糖估计模型可以是线性/非线性函数,其指示特征值与血糖值之间的相关性,但不限于此。

[0081] 在350,血糖估计装置可以输出血糖估计结果,并且可以将结果提供给用户。例如,血糖估计装置可以使用诸如显示器等的视觉输出设备通过各种视觉方法输出血糖估计结果。备选地,血糖值估计装置可以使用扬声器和/或触觉模块通过语音、触感、振动等的非可视方法输出血糖估计结果。此外,血糖估计装置可以基于估计的血糖值来确定用户的健康状况,并且可以基于该确定来提供警告或响应动作。

[0082] 图4是示出根据另一实施例的用于估计血糖的装置的框图。图5A是示出用于获得代谢信息的界面的示例的图。图5B和图5C是示出用于获得校准血糖值的界面的示例的图。

[0083] 参照图4,根据示例实施例的血糖估计装置400包括脉搏波传感器410、代谢信息获取器420和处理器430;并且取决于实施例,还可以包括输出接口440、存储器450和通信接口460。

[0084] 脉搏波传感器410可以测量来自对象的脉搏波信号,并且可以包括将光发射到对象上的一个或多个光源、以及检测从对象散射或反射的光的检测器。

[0085] 代谢信息获取器420可以收集影响血糖的因素,例如,包括消耗食物的食物摄入信息、食物摄入量、食物摄入时间和包括胰岛素注射、运动、睡眠等的时间在内的活动信息,并

且代谢信息获取器420可以基于所收集的信息来获得代谢信息。食物摄入信息和活动信息仅是示例,信息不限于此。

[0086] 例如,如图5A所示,代谢信息获取器420可以在安装有血糖估计装置400的电子设备50的显示器52上输出用于从用户接收食物摄入信息的输入的接口,并且可以获得用户输入的食物摄入信息。此外,代谢信息获取器420可以输出用于收集用户的活动信息的界面,并且可以从用户接收活动信息。

[0087] 在另一示例中,代谢信息获取器420可以使用食物摄入传感器来获得食物摄入信息。在这种情况下,食物摄入传感器是通过识别用户的食物摄入而生成食物摄入传感器信息的传感器,并且可以安装在血糖估计装置400中,或者可以制造为要附着或佩戴在身体的一部分上的单独的硬件设备。

[0088] 例如,食物摄入传感器120可以包括:佩戴在用户耳朵上的传感器,以识别用户在消耗食物时产生的声音;陀螺仪传感器,佩戴在用户的手腕上以识别手臂的运动;识别胸部或呼吸运动的传感器;用于捕获用户消耗的食物图像的传感器;压电传感器,其识别用户的吞咽动作或用户喉咙中的肌肉运动。另外,食物摄入传感器120可以包括摄像机模块,其获得与用户的食物摄入相关联的图像信息等。然而,食物摄入传感器120不限于此。

[0089] 在从食物摄入传感器120接收到食物摄入传感器信息(诸如食物摄入的声音、所捕获的食物图像、所识别的吞咽动作信息、所识别的手臂的运动信息等)时,代谢信息获取器420可以分析所接收的食物摄入传感器信息,以获得食物摄入信息,诸如用户消耗的食物类型和量、和/或食物摄入时间。

[0090] 在另一示例中,代谢信息获取器420可以通过分析从有创式和/或微创式或无创式血糖传感器接收的连续血糖测量值来获得斜率变化,并且可以基于所获得的斜率变化来获得食物摄入信息。例如,在预定时间段上连续血糖测量值中血糖水平的斜率突然改变的情况下,代谢信息获取器420可以确定斜率突然改变的点,作为用户的食物摄入时间。此外,代谢信息获取器420可以使用模型来根据血糖的变化估计食物类型或食物摄入量,该模型是针对每个用户预定义的并且表示血糖变化与食物信息之间的相关性。

[0091] 然而,代谢信息获取器420不限于这些示例,并且可以通过使用由脉搏波传感器410测量的脉搏波信号的特征的斜率变化,或者通过组合由上述各种方法获得的信息项,来识别食物摄入信息和/或活动信息。

[0092] 在如上所述获得了食物摄入信息和/或活动信息时,代谢信息获取器420可以通过使用预定义的状态空间代谢模型来获得代谢信息。在这种情况下,代谢信息可以包括血糖变化、血糖随时间的变化率、和血糖变化阶段的概率或频率,但不限于此。

[0093] 例如,通过应用根据身体器官之间的与血糖相关的物质转移的生理代谢模型,代谢信息获取器420可以获得血糖变化或血糖随时间的变化率。例如,可以根据身体器官(例如,胃、肠等)之间的物质转移将血糖代谢制定为线性或非线性等式来定义代谢模型。可以针对每个用户,通过建模各种因素对代谢模型进行个性化,这些因素与身体中物质的吸收、物质的分布、诸如肝脏和胃的器官的代谢、排泄等相关联。然而,代谢模型不限于此,并且可以以血糖数据库的形式来预定义,该血糖数据库表示代谢模型信息项(例如食物摄入信息和/或活动信息)之间的相关性、血糖随时间的置信区间、血糖变化阶段的概率或频率等。

[0094] 一旦脉搏波传感器410测量到脉搏波信号,则处理器430可以从脉搏波信号中获得

用于估计血糖的特征。例如,如上所述,处理器430可以获得收缩间期的峰值点处的时间值与舒张间期的峰值点处的时间值之间的差、或者通过将该差除以收缩间期的峰值点处的时间值所获得的时间差比作为特征。在这种情况下,处理器430可以从二阶微分信号中检测局部最小点,该二阶微分信号是通过脉搏波信号执行二阶微分而获得的,并且处理器430可以基于形成脉搏波信号的每个组成脉搏波形的分量来获得收缩间期的峰值点和舒张间期的峰值点。然而,这些特征仅是示例,并且还可以获得各种其他特征。

[0095] 在从脉搏波信号获得了特征时,处理器430可以通过应用第一血糖估计模型来获得第一估计血糖值。例如,第一血糖估计模型可以被定义为线性函数,其表示如上面的等式1所示的特征值和血糖值之间的相关性,但不限于此。

[0096] 此外,一旦代谢信息获取器420获得了代谢信息,处理器430可以通过应用第二血糖估计模型来获得第二估计血糖值。可以通过使用代谢信息和校准血糖值将第二血糖估计模型定义为线性或非线性函数。在这种情况下,校准血糖值可以指通过在校准时间(例如,在空腹时)使用用于测量血糖的有创式和/或微创式装置所测量的血糖值。以下等式2是简单线性等式的示例,但不限于此。

[0097] [等式2]

$$[0098] \quad y_2 = \alpha x_2 + \beta$$

[0099] 这里, $y_2$ 表示基于代谢信息所获得的第二估计血糖值; $x_2$ 表示代谢信息,例如,与校准时间相比在测量时间的血糖变化;并且 $\alpha$ 和 $\beta$ 表示通过预处理而预定义的系数。在这种情况下, $\beta$ 可以是通过在校准时间(例如,在空腹时)使用用于测量血糖的有创式/微创式装置所测量的校准血糖值。

[0100] 在估计出使用脉搏波信号所获得的第一估计血糖值和使用代谢信息所获得的第二估计血糖值时,处理器430可以基于第一血糖值、第二血糖值和最终血糖估计模型来估计最终血糖值。可以基于加权求和、卡尔曼滤波器、回归、人工智能等来预定义最终血糖估计模型。例如,处理器430可以通过使用如以下等式3所示的基于加权求和而定义的最终血糖估计模型来估计最终血糖值。

[0101] [等式3]

$$[0102] \quad y = \omega_1 y_1 + \omega_2 y_2$$

[0103] 此处, $y_1$ 和 $y_2$ 分别表示第一血糖值和第二血糖值; $y$ 表示最终血糖值;并且 $\omega_1$ 和 $\omega_2$ 表示分别应用于第一血糖值和第二血液的加权值,其中应用于血糖值的加权值可以为每个用户不同地定义。例如,在通过使用特定用户的脉搏波信号获得的血糖值比通过使用代谢信息获得的血糖值相对更准确(即,更接近于有创地测量的实际血糖值)的情况下,可以将要应用于第一血糖值的加权值设置为比要应用于该用户的第二血糖值的加权值高的值。

[0104] 另外,可以通过进一步考虑在校准时间测量的校准血糖值来定义最终血糖估计模型,如以下等式4所示。然而,最终血糖估计模型不限于此,并且可以定义为各种其他修改模型。

[0105] [等式4]

$$[0106] \quad y = \omega_1 y_1 + \omega_2 y_2 + \omega_3 y_3$$

[0107] 此处, $y_1$ 、 $y_2$ 和 $y_3$ 分别表示第一血糖值、第二血糖值和校准血糖值; $y$ 表示最终血糖值;并且 $\omega_1$ 、 $\omega_2$ 、和 $\omega_3$ 分别表示要应用于第一血糖值、第二血糖值和校准血糖值的加权值。

[0108] 此外,处理器430可以基于血糖估计结果来确定是否校准血糖估计模型。例如,在估计出最终血糖值时,处理器430可以检查校准条件,并且响应于最终血糖值满足校准条件,处理器430可以校准血糖估计模型。例如,校准条件可以定义为在各种情况下得到满足,例如在预定时间段期间估计的血糖值落在正常范围之外的总次数大于或等于阈值的情况、估计的血糖值连续落在正常范围之外的次数大于或等于阈值的情况、或者估计的血糖值偏离正常范围超过预定阈值的情况。

[0109] 参考图5B,响应于满足校准条件,处理器430可以控制通信接口460连接到外部血糖测量设备55,并且可以控制输出接口440在显示器52上输出表示已经与血糖测量设备55连接的视觉信息53。在这种情况下,视觉信息可以包括视觉对象,例如血糖测量设备55的图像和/或测量的血糖值。

[0110] 参考图5C,在不可能连接到外部血糖测量设备的情况下,或者响应于用户的请求,处理器430可以在电子设备50的显示器52上输出用于直接从用户接收校准血糖值的界面。

[0111] 在如上所述接收到校准血糖值的输入时,处理器430可以基于输入的校准血糖值校准血糖估计模型。

[0112] 另外,如上所述,输出接口440可以通过各种视觉或非视觉方法输出处理器430的处理结果和由脉搏波传感器410或代谢信息获取器420获得的各种类型的信息。此外,输出接口440可以输出用于从用户接收食物摄入信息或校准血糖值的界面。在通信接口460连接到外部设备470的情况下,输出接口440可以输出连接状态、从外部设备470接收的信息等。

[0113] 存储器450可以存储各种信息,例如由脉搏波传感器410测量的脉搏波信号,由代谢信息获取器420获得的食物摄入信息、活动信息和代谢信息,和/或处理器430的处理结果。此外,存储器450可以存储要用于估计血糖的各种类型的参考信息,例如,第一血糖估计模型、第二血糖估计模型和第三血糖估计模型。另外,存储器450可以存储校准血糖值或用户的个人信息。然而,存储器450不限于此,并且可以存储各种其他类型的信息。

[0114] 通信接口460可以通过使用通信技术发送和接收各种类型的信息,与各种外部设备(包括外部血糖测量设备)通信。例如,通信接口460可以将处理器430的血糖估计结果发送给用户的具有相对高的计算性能的信息处理设备,例如台式计算机或膝上型计算机,以用于监视用户的综合健康管理。备选地,通信接口460可以从外部设备接收血糖估计模型,该外部设备基于多个用户的信息生成血糖估计模型。

[0115] 图6是示出根据另一实施例的估计血糖的方法的流程图。图6的血糖估计方法可以由图4的血糖估计装置400执行,这下面将简要描述以避免冗余。

[0116] 在611,血糖估计装置400可以测量来自对象的脉搏波信号,并且在612,可以基于两个或更多个点处的时间信息来从测量的脉搏波信号中提取特征。例如,血糖估计装置400可以基于脉搏波信号的收缩间期的峰值和舒张间期的峰值的时间值来提取特征。

[0117] 在613,血糖估计装置400可以基于提取的特征来估计第一血糖值。例如,血糖估计装置400可以通过将提取的特征值输入到预定义的第一血糖估计模型来获得第一血糖值。

[0118] 随后,在621,血糖估计装置400可以通过使用代谢模型获得用户的代谢信息,并且在622,可以基于所获得的代谢信息来估计第二血糖值。例如,血糖估计装置400可以收集在预定时间段期间与用户消耗的食物相关联的食物摄入信息、或者用户的活动信息,并且可以基于所收集的食物摄入信息和/或活动信息来获得代谢信息。在这种情况下,可以在操作

611至613期间、之前或之后执行操作621和622。

[0119] 接下来,在631,血糖估计装置400可以基于第一血糖值和第二血糖值来估计最终血糖值。在这种情况下,血糖估计装置400可以通过使用由上面的等式3或4表示的预定义的最终血糖估计模型来估计最终血糖值。

[0120] 在632,血糖估计装置可以输出血糖估计结果并为用户提供结果。例如,血糖估计装置可以使用诸如显示模块等的视觉输出设备通过各种视觉方法来输出血糖估计结果。备选地,血糖估计装置可以使用扬声器模块和/或触觉模块通过语音、触感、振动等,通过非可视方法向用户提供血糖估计结果。此外,血糖估计装置可以基于估计的血糖值来确定用户的健康状况,并且可以基于该确定来为用户提供警告或响应动作。

[0121] 根据示例实施例,除了使用PPG信号估计的血糖值之外,通过进一步考虑使用代谢模型估计的血糖值,用于估计血糖的装置可以获得更准确的血糖估计值。

[0122] 示例实施例可以被实现为写在计算机可读记录介质上的计算机可读代码。计算机可读记录介质可以是以计算机可读方式存储数据的任何类型的记录设备。

[0123] 计算机可读记录介质的示例包括ROM、RAM、CD-ROM、磁带、软盘、光学数据存储器和载波(例如,通过因特网的数据传输)。计算机可读记录介质也可以分布在与网络相连的多个计算机系统上,使得按照分散方式写入并执行计算机可读代码。本领域的普通技术人员可以容易地推导出实现示例实施例所需的功能程序、代码和代码段。

[0124] 根据示例实施例,本文所述的组件、元件、模块或单元中的至少一个可被体现为执行上述各个功能的各种硬件、软件和/或固件结构。例如,这些组件、元件或单元中的至少一个可以使用直接电路结构,诸如存储器、处理器、逻辑电路、查找表等,其可以通过一个或多个微处理器或其他控制装置的控制来执行各个功能。此外,这些组件、元件或单元中的至少一个可以由包含用于执行特定逻辑功能的一个或多个可执行指令并由一个或多个微处理器或其他控制装置执行的模块、程序或一部分代码具体实现。此外,这些组件、元件或单元中的至少一个还可以包括诸如执行各个功能的中央处理单元(CPU)之类的处理器、微处理器等,或者由其实现。这些组件、元件或单元中的两个或更多个可以组合成执行所组合的两个或更多个组件、元件或单元的所有操作或功能的一个单个组件、元件或单元。此外,这些组件、元件或单元中的至少一个的至少部分功能可以由这些组件、元件或单元中的另一个执行。此外,尽管在框图中未示出总线,然而组件、元件或单元之间的通信可以通过总线来执行。上述示例实施例的功能方案可以被实现为在一个或多个处理器上执行的算法。此外,被呈现为方框的组件、元件或单元或处理步骤可以将任意数量的相关技术用于电子配置、信号处理和/或控制、数据处理等。

[0125] 虽然上面已经描述了一些示例实施例,但是本公开的范围不限于此,并且本领域普通技术人员对所附权利要求中限定的概念所做出的各种修改和改进应当被理解为落入本公开的范围。

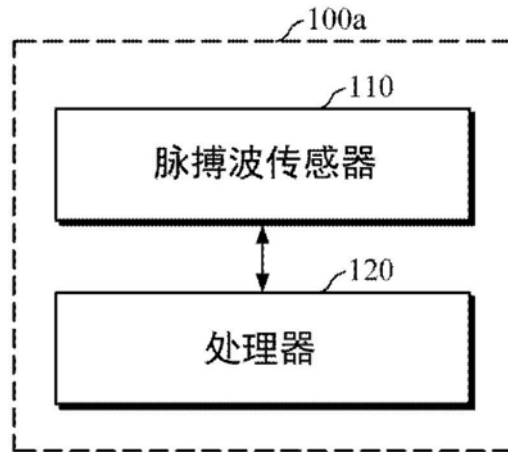


图1A

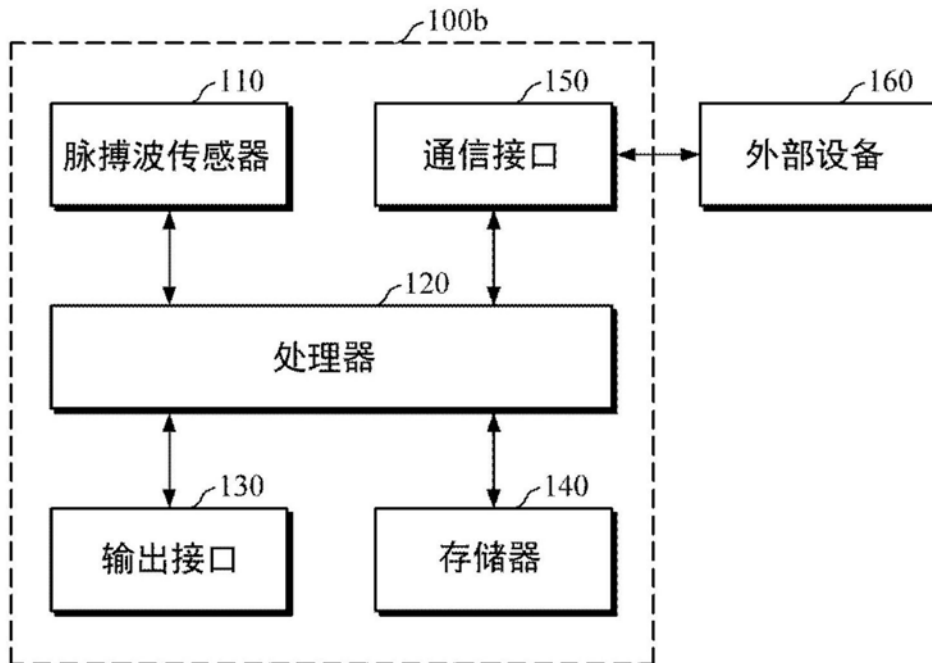


图1B

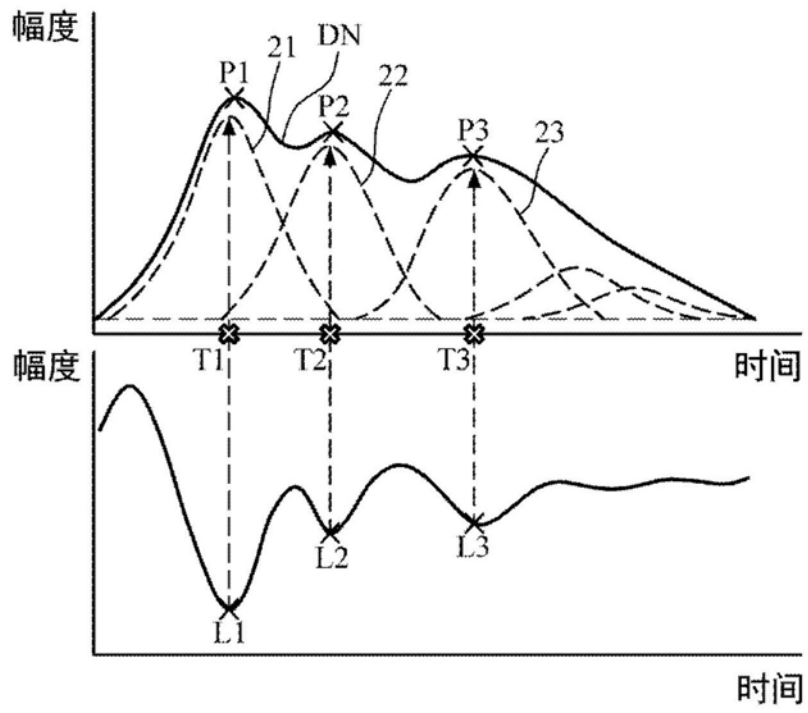


图2A

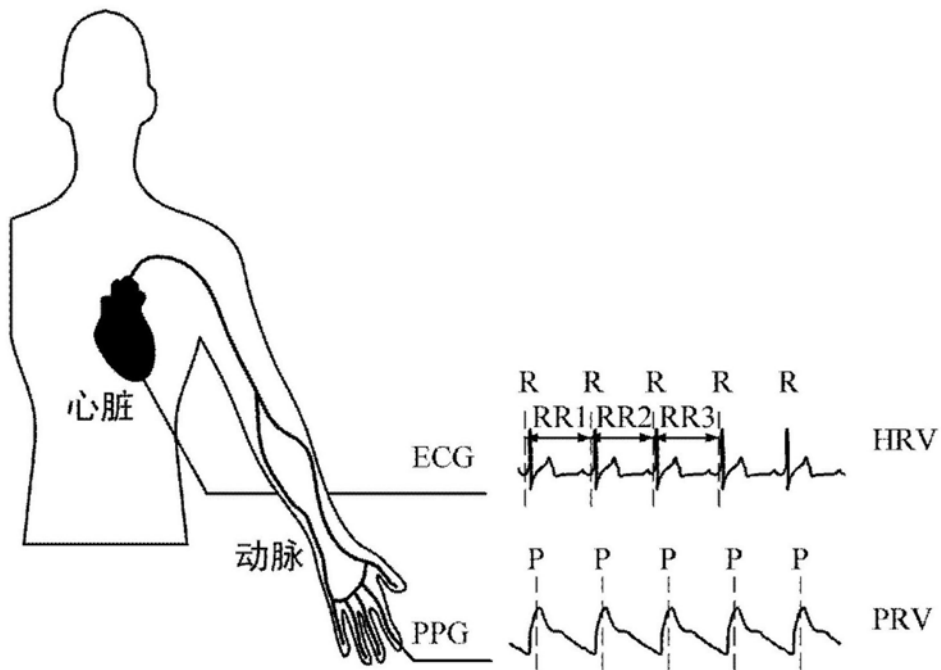


图2B

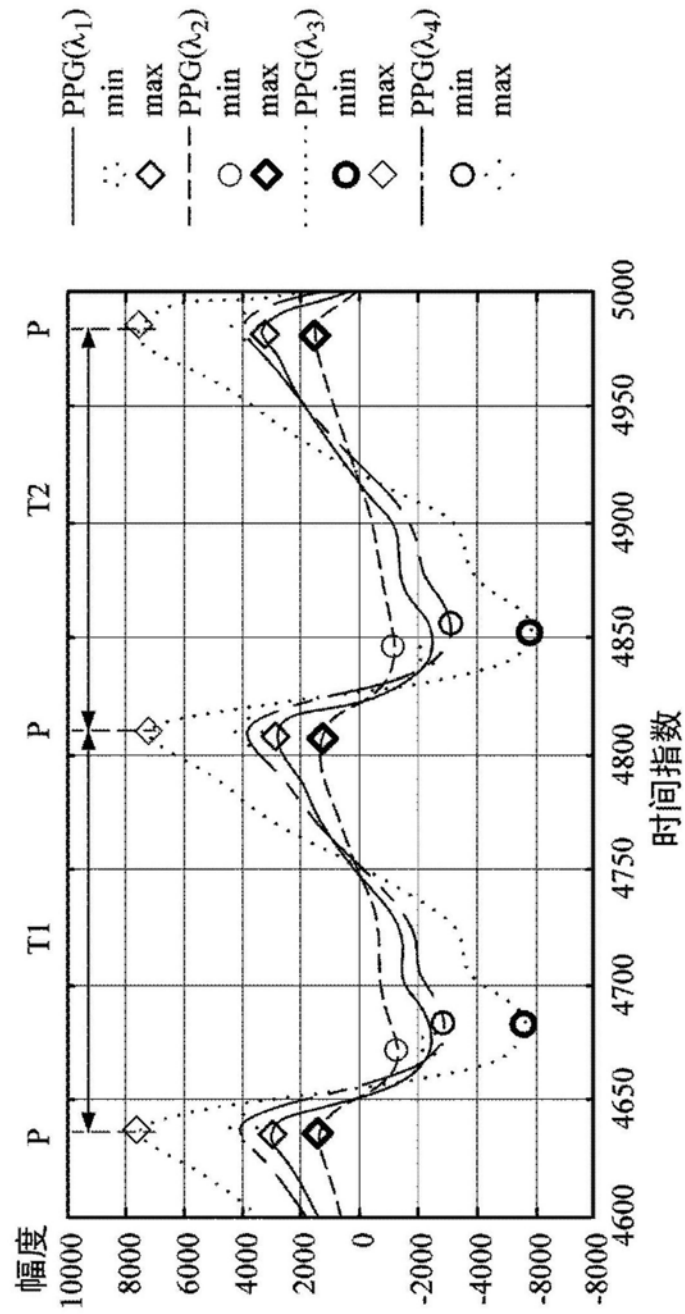


图2C

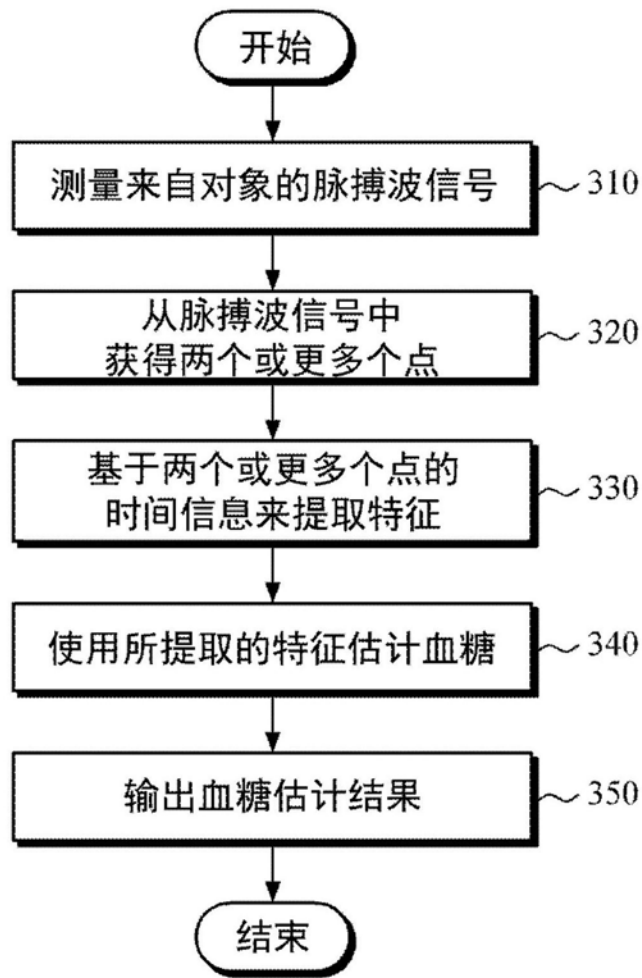


图3

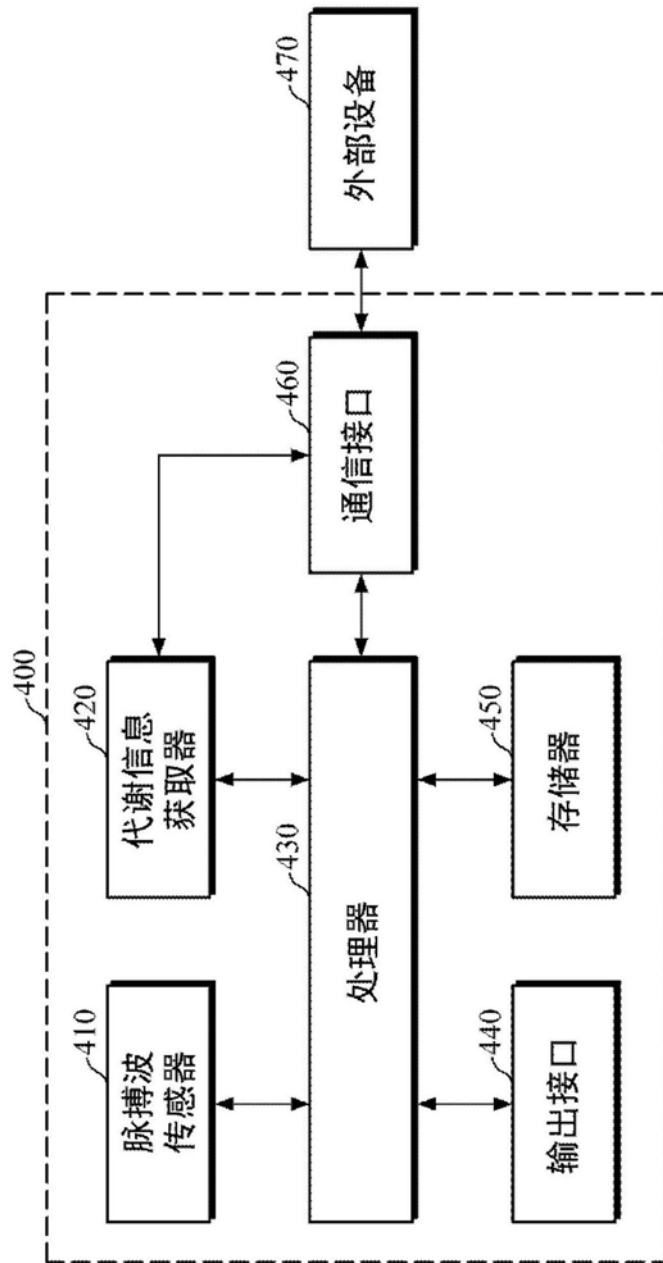


图4



图5A

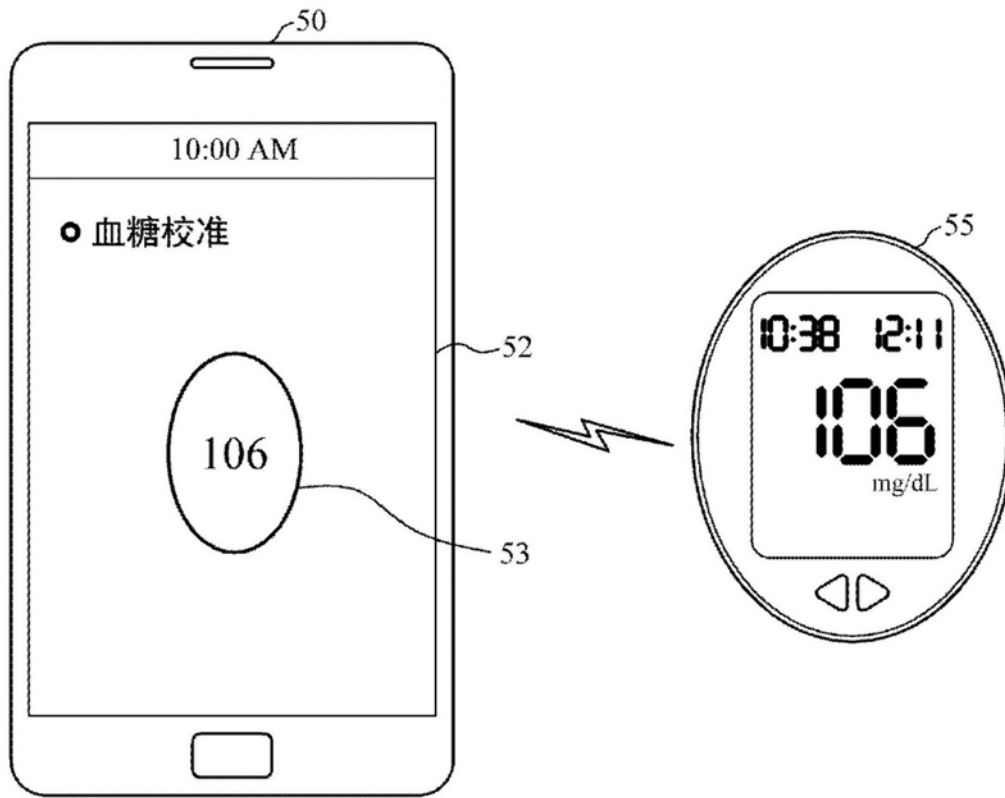


图5B

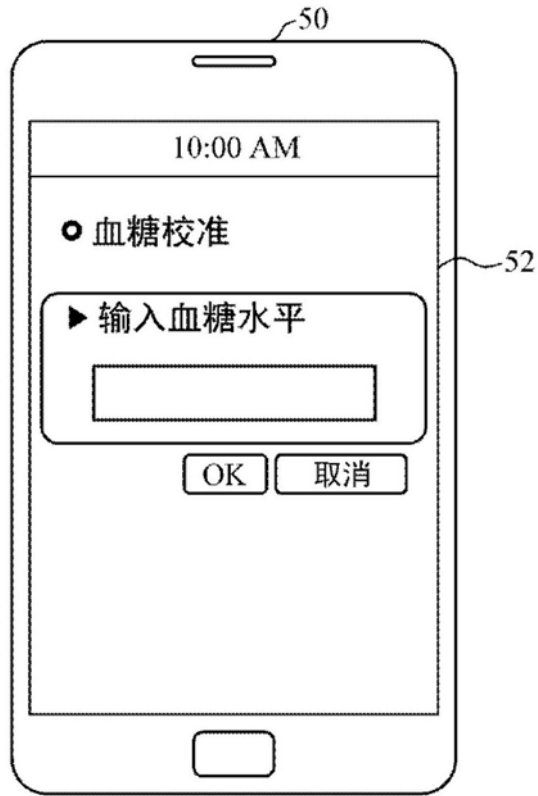


图5C

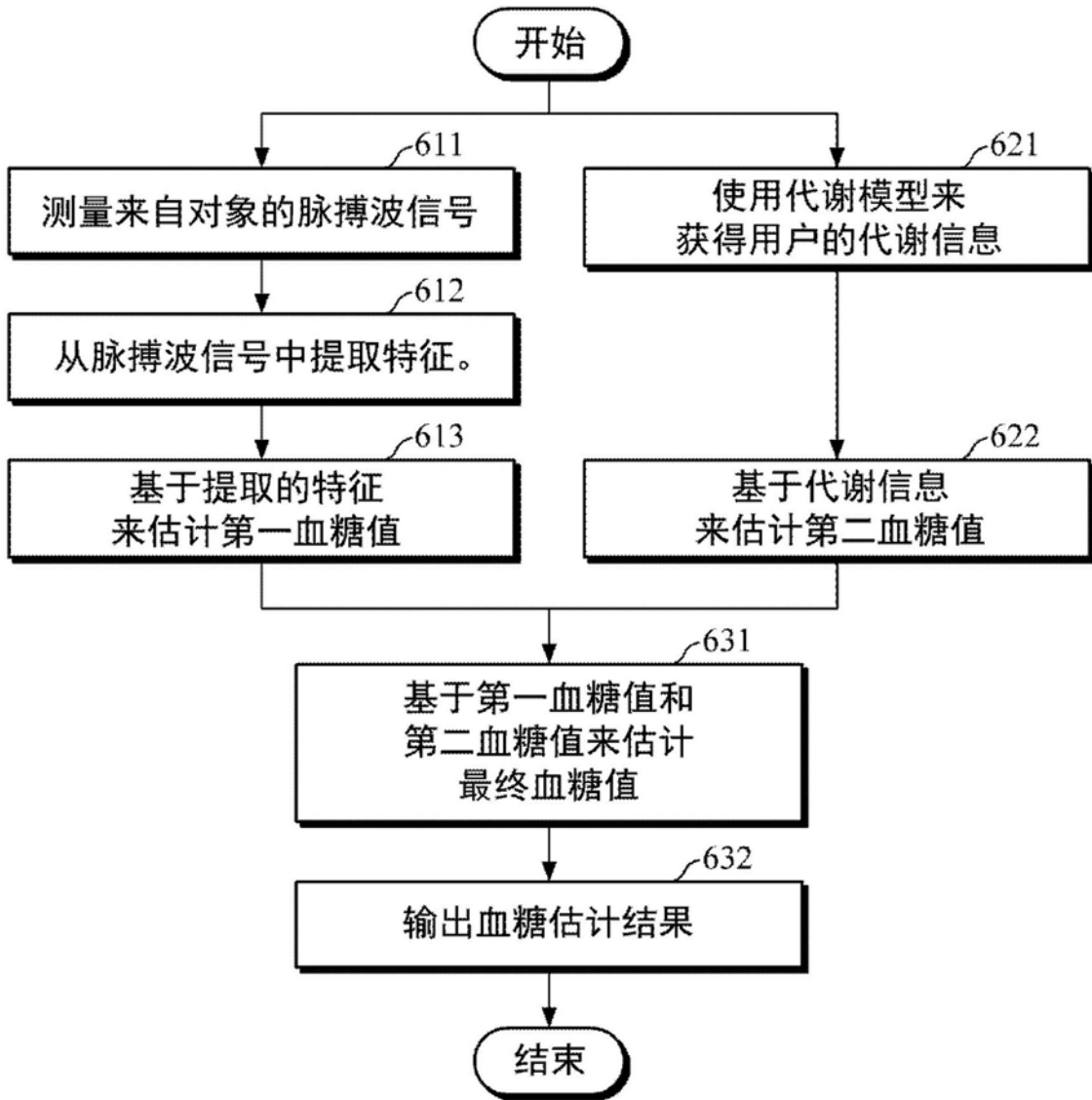


图6

专利名称(译)	用于估计血糖的装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN111317484A</a>	公开(公告)日	2020-06-23
申请号	CN201910597753.8	申请日	2019-07-03
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	崔江 裴相坤 李昭英 尹胜槿		
发明人	崔江 裴相坤 李昭英 尹胜槿		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/0205 A61B5/00		
代理人(译)	李敬文		
优先权	1020180160917 2018-12-13 KR		
外部链接	<a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供了用于估计血糖的装置和方法。该装置包括：脉搏波传感器，被配置为从对象获得脉搏波信号；以及处理器，被配置为从所述脉搏波信号的波形获得至少两个点，以基于所获得的至少两个点的时间值来提取特征，并基于所提取的特征来估计血糖。

