



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106470606 A

(43)申请公布日 2017.03.01

(21)申请号 201580036783.1

本杰明·M·唐尼

(22)申请日 2015.05.15

(74)专利代理机构 北京天昊联合知识产权代理有限公司 11112

(30)优先权数据

61/993,301 2014.05.15 US

代理人 顾丽波 李荣胜

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.01.05

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/031253 2015.05.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/176043 EN 2015.11.19

(71)申请人 钮莱恩传感器有限责任公司

地址 美国佛罗里达州

(72)发明人 迈克尔·J·福舍

乔纳森·R·莫伦霍夫

阿德里安娜·赫尔南德斯

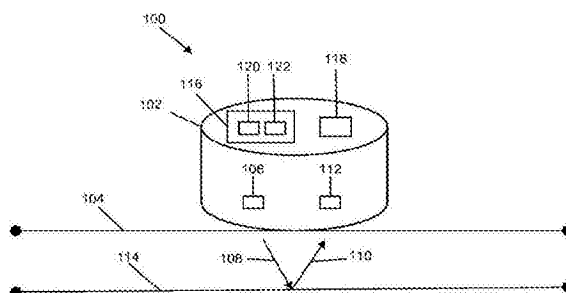
权利要求书1页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

通过在皮肤上放置单个传感器来测量血液中的氧水平的系统和方法

(57)摘要

本文公开了通过在皮肤上放置单个传感器来测量血液中的氧水平的系统和方法。根据一方面,一种方法包括:使用光发射器来产生光,并且将光引导至皮肤表面。该方法还包括:使用检测器来接收未吸收的光。此外,该方法包括:基于未吸收的光来测量血液中的氧饱和度水平。



1. 一种方法,包括:
使用光发射器来产生光,并且将光引导至皮肤表面;
使用检测器来接收未吸收的光;和
基于所述未吸收的光来测量血液中的氧饱和度水平。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述光是红光光谱和红外光光谱之一中的光。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,测量所述氧饱和度水平包括使用至少一个处理器和存储器来基于所述未吸收的光测量所述氧饱和度水平。
4. 根据权利要求1所述的方法,还包括:传输所测量的氧饱和度水平。
5. 根据权利要求4所述的方法,其中,传输所测量的氧饱和度水平包括无线地传输所测量的氧饱和度水平。
6. 根据权利要求4所述的方法,其中,传输所测量的氧饱和度水平包括经由有线连接器传输所测量的氧饱和度水平。
7. 根据权利要求1所述的方法,还包括:为所述光发射器和所述检测器供电。
8. 一种医疗装置,包括:
光发射器,其配置为产生光,并且将光引导至皮肤表面;
检测器,其配置为接收未吸收的光;以及
至少一个处理器和存储器,其配置为基于所述未吸收的光来测量血液中的氧饱和度水平。
9. 根据权利要求8所述的医疗装置,其中,所述光是红光光谱和红外光光谱之一中的光。
10. 根据权利要求8所述的医疗装置,其中,所述至少一个处理器和存储器配置为基于所述未吸收的光来测量所述氧饱和度水平。
11. 根据权利要求8所述的医疗装置,还包括:配置为传输所测量的氧饱和度水平的电路。
12. 根据权利要求11所述的医疗装置,其中,所述电路配置为无线地传输所测量的氧饱和度水平。
13. 根据权利要求11所述的医疗装置,其中,所述电路包括:有线连接器,其配置为无线地传输所测量的氧饱和度水平。
14. 根据权利要求8所述的医疗装置,还包括:电源,其配置为向所述光发射器和所述检测器供电。

通过在皮肤上放置单个传感器来测量血液中的氧水平的系统 和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2014年5月15日提交的题为“SYSTEMS AND METHODS FOR MEASUREMENT OF OXYGEN LEVELS IN THE BLOOD BY THE PLACEMENT OF A SINGLE SENSOR ON THE SKIN(通过在皮肤上放置单个传感器来测量血液中的氧水平的系统和方法)”的美国临时专利申请No.61/993,301的优先权,该申请的公开以引用方式全文并入本文中。

技术领域

[0003] 本公开涉及感测血液中的氧水平的系统和技术。更具体地,本公开涉及通过在皮肤上放置单个传感器来测量血液中的氧水平的系统和方法。

背景技术

[0004] 脉搏血氧测定法是一种用于监测患者的氧饱和度的非侵入性方法。最常见地,将传感器放置在患者身体的较薄部位(通常是指尖或耳垂)之上,或者在患者是婴儿的情况下,跨脚放置传感器。随后,具有两种波长的光通过患者到达光电检测器。测量每种波长的吸光度的改变,从而允许确定除了静脉血、皮肤、骨骼、肌肉和脂肪之外仅由脉动的动脉血所引起的吸光度。脉搏血氧测定法是一种特别方便的非侵入性测量方法。

[0005] 脉搏血氧计是间接监测患者的血液的氧饱和度(与直接通过血液样本测量氧饱和度相反)和皮肤中血容量的改变从而产生光电血管容积图的医疗装置。通常,其利用处理器和通过患者身体的半透明部位(通常为指尖或耳垂)而面向光电二极管的一对小发光二极管(LED)。氧合的血液或氧合的血红蛋白吸收更多的红外光,并且允许更多的红光通过。脱氧血红蛋白允许更多的红外光通过并吸收更多的红光。光电二极管测量未被吸收的透射的光的量。测量随时间波动是因为存在的动脉血的量随着每次心跳而增加。处理器通常用于基于在位于被提供为发光源的LED的对面的传感器处接收到的光来计算氧水平。

[0006] 然而,现有方法均涉及使光通过皮肤(例如,手指、脚趾、舌下袋、鼻子中的组织的中间瓣等),其中光从身体部位的一侧处开始传播,并且在该身体部位的第二侧或相对侧或表面处被接收。这些方法基于光从所选皮肤部位的一侧传播至在该皮肤部位的另一侧之上的检测器(例如,经皮)的装置来计算氧饱和度。以这种方式,必须在光源的对面放置传感器。因此,身体部位必须要足够薄才能使得光透射或通过。如果期望测量不足够薄而使得光不能透射的身体部位(例如,头、手臂、腿等)处的氧饱和度,则这些方法将提供错误的结果。

[0007] 鉴于前述情况,需要改进血液中氧水平的测量

发明内容

[0008] 提供本发明内容以便以简化形式介绍在以下具体实施方式中进一步描述的一些构思。本发明内容不旨在标识所要求保护的主题的关键特征或必要特征,也不旨在用于限制所要求保护的主题的范围。

[0009] 本文所公开的是通过在皮肤上放置单个传感器来测量血液中的氧水平的系统和方法。根据一方面,方法包括使用光发射器来产生光,并且将光引导至皮肤表面。该方法还包括使用检测器来接收未吸收的光。此外,该方法包括基于未吸收的光来测量血液中的氧饱和度水平。

附图说明

[0010] 当结合附图阅读时,将更好地理解前述发明内容和以下各实施例的详细描述。出于说明的目的,在附图中示出了示例性实施例;然而,本公开的主题不限于所公开的具体方法和手段。在附图中:

[0011] 图1是根据本公开的实施例的用于测量血液中的氧水平的示例医疗装置的示图;

[0012] 图2是根据本公开的实施例的用于测量血液中的氧水平的示例方法的流程图;

[0013] 图3是根据本公开的实施例的另一个示例医疗装置的框图;

[0014] 图4是描述在不同的光的波长下氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的吸收量的曲线图;

[0015] 图5是示出根据本公开的实施例的血液曲线中的氧水平的曲线图;并且

[0016] 图6是根据本公开的实施例的另一个示例医疗装置的示图。

具体实施方式

[0017] 具体地对本公开的主题进行描述以满足法定要求。然而,描述本身不旨在限制本专利的范围。更确切地说,发明人已经预见到还可以结合其它现有或未来的技术,以其他方式来具体化所要求保护的主体,从而包括与本文档中描述的步骤或元件类似的不同步骤或元件。此外,虽然术语“步骤”在本文中可用于意指所采用的方法的不同方面,但是,除非当明确描述了各个步骤的顺序时,否则不应当将该术语理解为暗示本文中所公开的各步骤中或之间的任何特定顺序。

[0018] 如本文中所提及的那样,术语“计算装置”应当被宽泛地解释。其能够包括任何类型的包括硬件、软件、固件等和它们的组合的装置。计算装置可包括一个或多个处理器和存储器或具有用于实施根据本公开的实施例的方法的计算机可读程序代码的其他合适的非暂时性计算机可读存储介质。在另一个示例中,计算装置可为服务器或其它计算机,并且通信地连接至其它计算装置(例如,掌上型装置或计算机)以进行数据分析。在另一个示例中,计算装置可为移动计算装置,比如但不限于智能电话、蜂窝电话、寻呼机、个人数字助理(PDA)、具有智能电话客户端的移动计算机等。在另一个示例中,计算装置可以是任何类型的可佩戴式计算机,比如具有头戴式显示器(HMD)的计算机。计算装置还可以包括任何类型的常规计算机,例如,膝上型计算机或平板计算机。典型的移动计算装置是能够使用诸如网络协议或IP和无线应用协议或WAP的协议来以无线方式发送和接收数据的支持无线数据访问的装置(例如,iPHONE®智能电话、黑莓®智能电话、NEXUS ONE™智能电话和iPAD®装置等)。这使得用户经由诸如智能电话、移动电话、寻呼机、双向无线对讲机、通讯器之类的无线装置访问信息。包括但不限于CDPD、CDMA、GSM、PDC、PHS、TDMA、FLEX、ReFLEX、iDEN、TETRA、DECT、DataTAC、Mobitex、EDGE和其它2G、3G、4G和LTE技术的许多无线网络支持无线数据访问,并且利用诸如PalmOS、EPOC、Windows CE、FLEXOS、OS/9、JavaOS、iOS和Android的许多掌上型装置操作系统来操作无线数据访问。通常,这些装置使用图形显示,并且可以在所谓的

小型浏览器或微型浏览器上访问互联网(或其它通信网络),所述浏览器是具有小文件大小的能够适应无线网络的减少的存储约束的web浏览器。在代表性实施例中,移动装置是在作为针对GSM网络的数据技术的通用分组无线业务(GPRS)上操作的蜂窝电话或智能电话。除了常规的语音通信之外,给定的移动装置能够经由包括短信息服务(SMS)、增强型SMS(EMS)、多媒体信息(MMS)、电子邮件WAP、寻呼或者其它公知的或以后开发的无线数据格式的许多不同类型的信息传输技术来与另一个这样的装置进行通信。虽然本文中提供的许多示例可在智能电话上实现,但是该示例也可类似地在任何合适的计算装置(比如,计算机)上实现。

[0019] 如本文中所提及的那样,术语“用户接口”通常是用户通过其来与计算装置交互的系统。用户接口可以包括用于使得用户操纵计算装置的输入,并且可以包括用于使得计算装置呈现信息和/或数据、指示用户操纵的效果等的输出。计算装置上的用户接口的示例包括使得用户以键入等方式与程序或应用交互的图形用户界面(GUI)。GUI通常能够提供与基于文本的界面、键入的命令标签或文本导航截然相反的显示对象和视觉指示符来表示用户可用的信息和动作。例如,用户接口可以为显示窗口或可由计算装置的用户选择以进行交互的显示对象。显示对象能够显示在计算装置的显示屏幕上,并且能够通过用户使用用户接口来选择并与之交互。在示例中,计算机的显示器可为能够显示显示图标触摸屏。用户能够按下显示屏幕的显示了显示图标的区域来选择显示图标。在另一个示例中,用户能够使用计算装置的任何其他合适的用户接口(比如,小键盘)来选择显示图标或显示对象。例如,用户能够使用用于移动光标的轨迹球或箭头键来突出和选择显示对象。

[0020] 图1示出了根据本公开的实施例的用于测量血液中的氧水平的示例医疗装置100的示图。参照图1,根据本公开的实施例,医疗装置100包括放置在人的皮肤104的表面上上的传感器102。传感器102可以可选地被放置在皮肤104的表面附近。传感器102包括配置为大致沿由箭头108所指示的方向发射光的光发射器106。更具体地,光发射器106可产生多种波长的光。在示例中,所产生的光可在红光光谱和/或红外光光谱中。作为示例,红光具有大约650纳米(nm)的波长。然而,应注意,也可以或可选地使用波长为200nm至900nm的其它光。作为另一示例,也可以或者可选地使用具有700nm至1.8毫米(mm)的波长的红外光。多种波长的光可同时发射。光可以被引导到皮肤104并透射通过皮肤104且进入人的身体。所有光或光的一部分大致沿由箭头110所指示的方向反射。可使用各种波长的光的LED发射器来实现氧水平的适当测量。根据实施例,光发射器可包括在红光范围中的一个或多个LED以及在红外光范围中的一个或多个LED。

[0021] 传感器102可包括被定位且配置为接收反射光的检测器112。可以以某一角度引导由光发射器106产生的光,使得光从人的身体内反射并被检测器112接收。由于红外光的物理性能和穿过皮肤的能力,可期望将传感器102放置在在其中在皮肤104的外层和人的骨骼114之间存在最少组织的皮肤104的区域上。一个非限制性示例是将传感器102放置在人的前额上。传感器102可配置为测量和分析反射光,以确定人的血液中的氧饱和度水平。示例检测器包括但不限于光电检测器、PIN型二极管、光电二极管、CCD,或者可以使用其他类型的检测器;然而,检测器的操作范围可符合所使用的光发射器的波长。

[0022] 继续参照图1,传感器102可包括计算装置116和内部电源118。计算装置116和电源118可以可操作地连接至光发射器116和检测器112。电源118可为计算装置114、光发射器

106和检测器112提供电力。计算装置114可包括用于实现本文公开的功能的硬件、软件、固件或它们的组合。例如,计算装置114可包括处理器120和存储器122。在示例中,计算装置116还可被定位在传感器102的外部。计算装置116可配置为控制来自光发射器106的光的输出。计算装置116还可配置为从检测器112接收信号以分析血液的氧饱和水平和其它指标。

[0023] 图2示出了根据本公开的实施例的用于测量血液中的氧水平的示例方法200的流程图。在该示例中将该方法描述为由图1中示出的医疗装置100所实施,然而应当理解,该方法可由任何其它合适的装置来实施。此外,应注意,计算装置116可合适地配置为控制光发射器106和检测器112,以实现该方法的功能。

[0024] 参照图2,该方法包括使用光发射器来产生光并将光引导到皮肤表面(200)。例如,图1中示出的计算装置116可配置为控制光发射器106来产生光并将光传播到皮肤104中。光通常可被引导,以沿箭头108的方向传播。光可穿透皮肤组织,直到到达骨骼114,在骨骼114中光被反射朝向检测器112。光还可以被组织朝向检测器112反射。

[0025] 图2的方法包括接收未吸收的光(202)。此外,该方法包括基于未吸收的光来测量血液中的氧饱和度水平。继续前述示例,检测器112可接收未被人的组织或骨骼114吸收的光。检测器112可产生表示所接收的光的信号。计算装置116可通信地连接至检测器112,以接收所产生的信号。此外,计算装置116可测量血液的氧饱和度水平。传感器102可进行操作以随时间连续地测量氧饱和度水平。作为替代,可在不同时间(例如,周期地)处测量氧饱和度水平。

[0026] 图3示出了根据本公开的实施例的另一个示例医疗装置100的框图。图3中示出的医疗装置100与图1中示出的医疗装置100类似,只是图3中的计算装置116和电源118位于传感器102封装的外部。计算装置116和电源118可经由合适的电缆300可操作地连接至光发射器106和检测器112。替代电缆300,计算装置116可以经由合适的无线连接(比如,通过使用BLUETOOTH®或WIFI®通信技术)可操作地连接至光发射器106和检测器112。

[0027] 在实验中,本文公开的装置具有35%-99%的外周毛细血管氧饱和度(SpO₂)测量范围。此外,已证实该装置(在75%-99%之间)具有(+/-)2%或(+/-)2bpm(每分钟心跳)的精度。

[0028] 应注意,脉搏血氧测定法的原理是基于氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的红光和红外光吸收特性的。氧合血红蛋白吸收更多的红外光并且允许更多的红光通过。脱氧(或还原)血红蛋白吸收更多的红光并且允许更多的红外光通过。红光处于600纳米(nm)至700纳米波长光带。红外光处于850nm至1000nm波长光带。图4示出了描绘在不同光波长下氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白的吸收量的曲线图。

[0029] 考虑到本文公开的装置和方法的发展,应注意,关注的是动脉血,但是在测量部位处存在恒定光吸收体。示例光吸收体包括但不限于皮肤、组织、静脉血和动脉血。然而,随着每次心跳,心脏收缩,并且存在动脉血的浪涌,这短暂地增加了穿过测量部位的动脉血容量。这会导致浪涌期间更多的光吸收量。如果将在检测器处接收到的光信号视为波形,则预期在每次心跳时存在波峰,在心跳之间存在波谷。如果从波峰处的光吸收量减去波谷处的光吸收量(其包括所有的恒定吸收体),则结果是由于仅动脉血增加的容量而产生的吸收特性。

[0030] SaO₂被定义为氧合血红蛋白水平与总血红蛋白水平(氧合的和贫氧的)的比率:

$$[0031] \quad SaO_2 = \frac{HbO_2 + \text{血红蛋白}}{\text{总血红蛋白}}$$

[0032] 身体组织根据正在通过它的血液的氧合水平而吸收不同量的光。这种特性是非线性的。上述公式是在任何给定时刻通过检测装置的存在的氧合/脱氧血红蛋白的正常比率。一旦从传感器获得读数,就随之通过系统计算作为O₂饱和度的百分比的值,所以最终用户仅看到最终的数字而无需执行计算。

[0033] 红光波长可为大约660nm,并且红外光波长可为大约880nm。在这些波长下动脉血反射的比率可与血液中氧的量成比例。

[0034] 图5示出了显示根据本公开的实施例的血液中的氧水平曲线的曲线图。该曲线显示随时间变化氧合血红蛋白的比率。该曲线用于说明人身体的循环系统如何改变氧合/脱氧血红蛋白,从而显示随温度、脉压和Ph因素的变化。可提出如下血液中氧百分比的公式:

$$[0035] \quad \%HbO_2 = -30.667 * \text{比率}^2 + 10 * \text{比率} + 102.67$$

[0036] 其中,比率是在660nm下动脉血的反射率除以在880nm下的动脉血的反射率的比率。

[0037] 可操作血氧计来测量动脉血中的血红蛋白的氧饱和度。血氧计可包括例如传感器、用于处理来自传感器的信号的微处理器单元和显示器。

[0038] 图6示出了根据本公开的实施例的另一个示例医疗装置100的示图。参照图6,医疗装置100包括贴片600,贴片600包括具有光发射器106和检测器112的传感器102。贴片600可合适地配置有用于附接到人的胸部或身体的其他合适区域的粘合剂等。装置100可包括用于合适地连接(例如,有线连接或无线连接)至传感器102以调节由检测器112输出的信号的驱动电子器件和互阻抗放大器602。此外,医疗装置100包括用于与计算装置606连接的网络模拟至数字(A/D)和数字至模拟(D/A)连接器604。计算装置可具有合适的读取器软件。连接器604可经由通用串行总线(USB)接口可操作地连接至计算装置606。可使用本文所公开的装置和系统的一些装置是充血性心力衰竭监测器、睡眠呼吸暂停监测器、紧急医疗监测器、心脏救援装置、心肺复苏装置和终端用户想要以非侵入方式来确定人体中的血液的氧合水平的其它装置。

[0039] 所使用的公式是用于人的标准模型,并且该公式考虑脉压、血液pH和温度因素的各种改变。如图5中的曲线图中所示,比率是由检测器112所确定的红光发射器反射的量除以红外光发射器反射的量。当比率由0向2移动时,%SpO₂的量由100%向0%移动。

[0040] 本文所述的各种技术可以用硬件或软件或在适当的情况下用二者的组合来实现。因此,所公开的实施例的方法和设备或它们的某些方面或部分可采取在有形介质(比如,软盘、CD-ROM、硬盘驱动器或任何其它机器可读存储介质)中所体现的程序代码(即,指令)的形式,其中,当程序代码被加载到机器(比如,计算机)中并由机器执行时,该机器变为用于实践本公开的主题的设备。在可编程计算机上执行程序代码的情况下,该计算机通常可以包括处理器、可由处理器读取的存储介质(包括易失性和非易失性存储器和/或存储元件)、至少一个输入装置和至少一个输出装置。可以以高级程序语言或面向对象的编程语言来实现一个或多个程序,从而与计算机系统通信。然而,如果需要的话可以以汇编语言或机器语言来实现该程序。在任何情况下,该语言可为编译语言或解释语言,并且可与硬件实现相结合。

[0041] 所述方法和设备还可以以通过某些传输介质(比如,通过电线或电缆、通过光纤或经由任何其它传输形式)传输的程序代码的形式来实现,其中,当程序代码被接收并被加载到机器(比如,EPROM、门阵列、可编程逻辑装置(PLD)、客户计算机、录像机等)中且通过机器执行该程序代码时,该机器变为用于实践本公开的主题的设备。当在通用处理器上实现时,程序代码与处理器相结合从而提供操作来执行本公开的主题的处理的独特设备。

[0042] 可以以任何适当组合方式将一个实施例或方面的特征与任何其它实施例或方面的特征相结合。例如,方法方面或实施例的任何单独或共同特征可应用于实施例的设备、系统、产品或组件方面,反之亦然。

[0043] 虽然已经结合各附图的各实施例描述了实施例,但是应当理解,在不脱离本发明的情况下,可使用其它类似的实施例或可在不偏离所述实施例的情况下对所述实施例进行修改和添加,以用于执行相同的功能。因此,所公开的实施例不应限于任何单个实施例,而是应当在根据所附权利要求的广度和范围内进行解释。

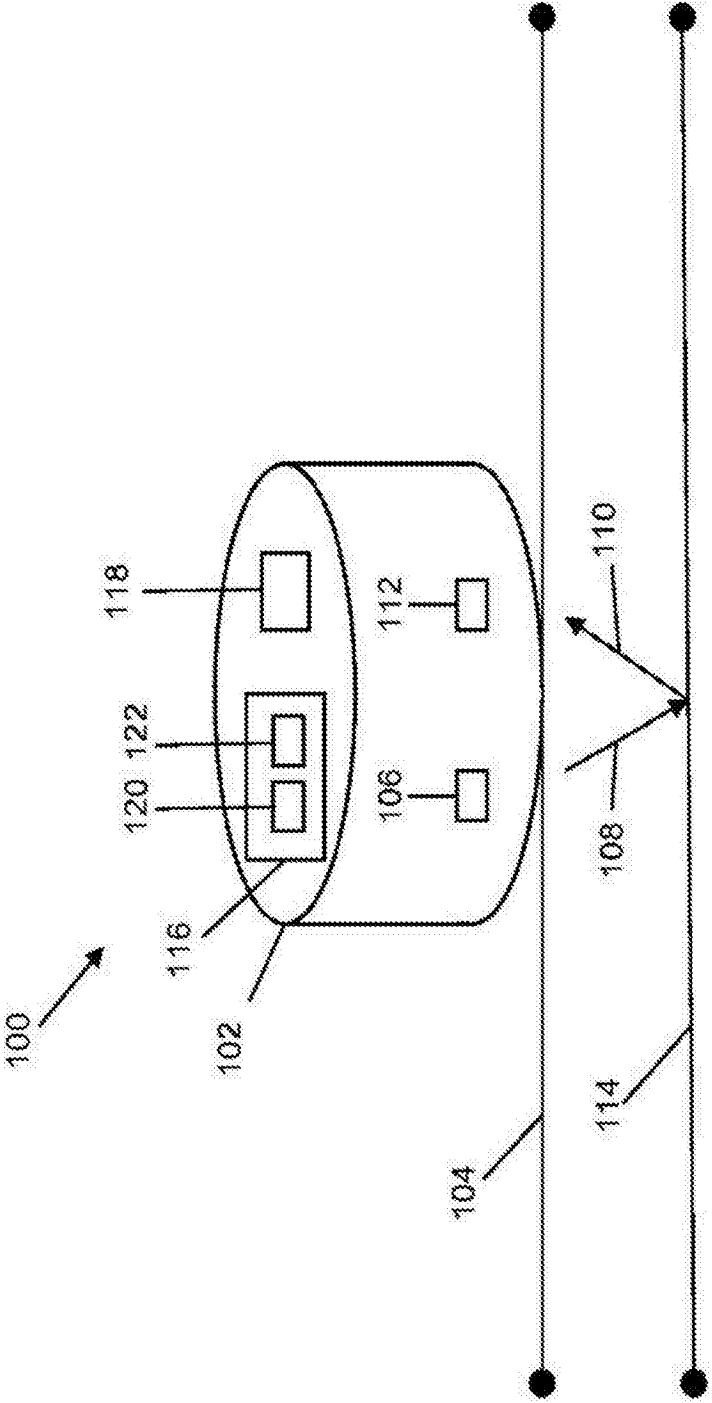


图1

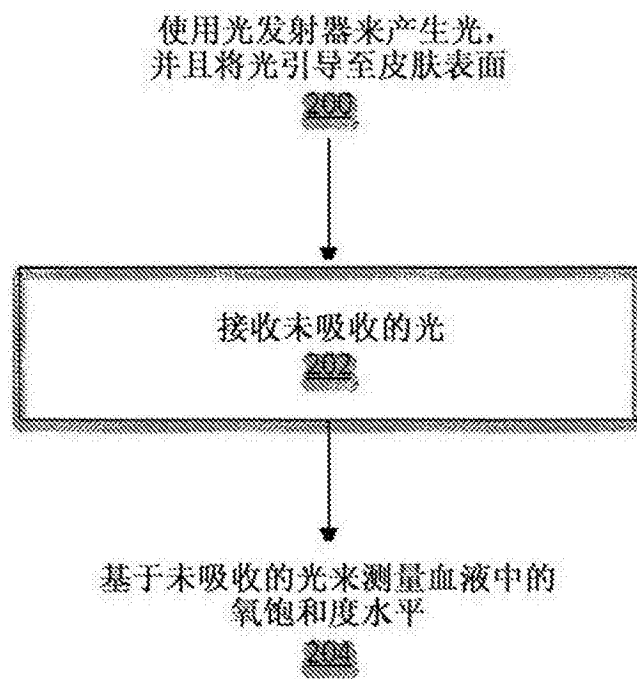


图2

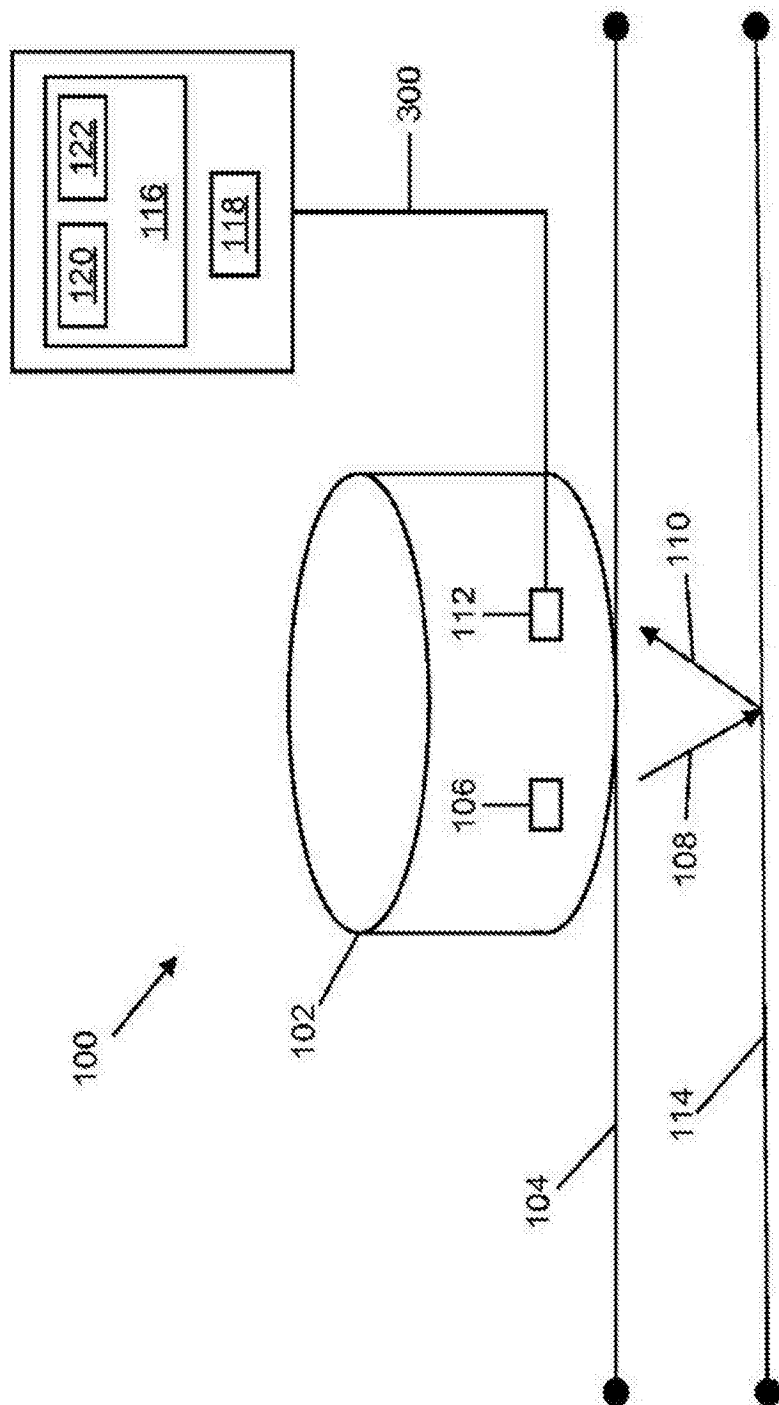


图3

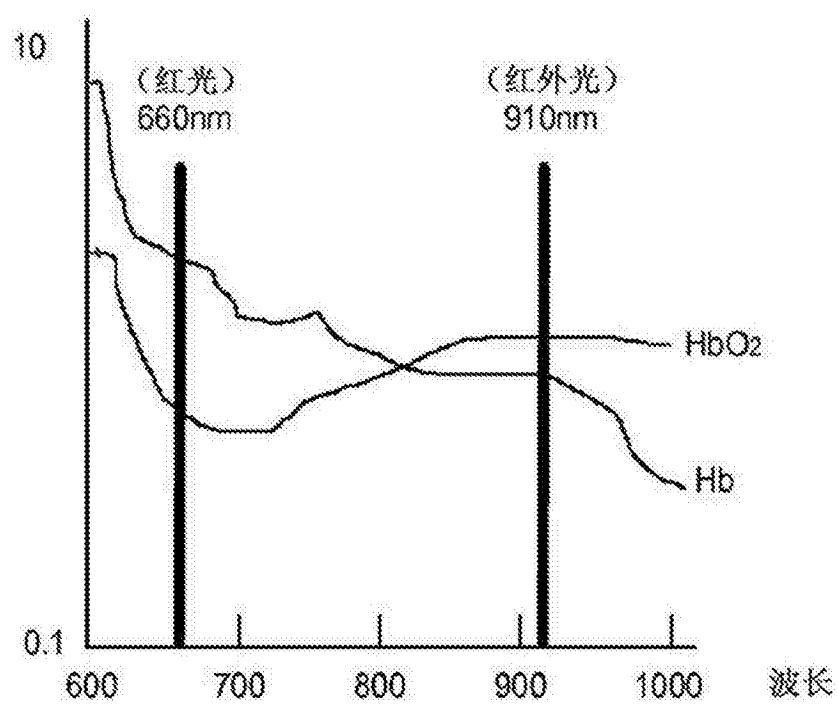


图4

计算血液中的氧水平

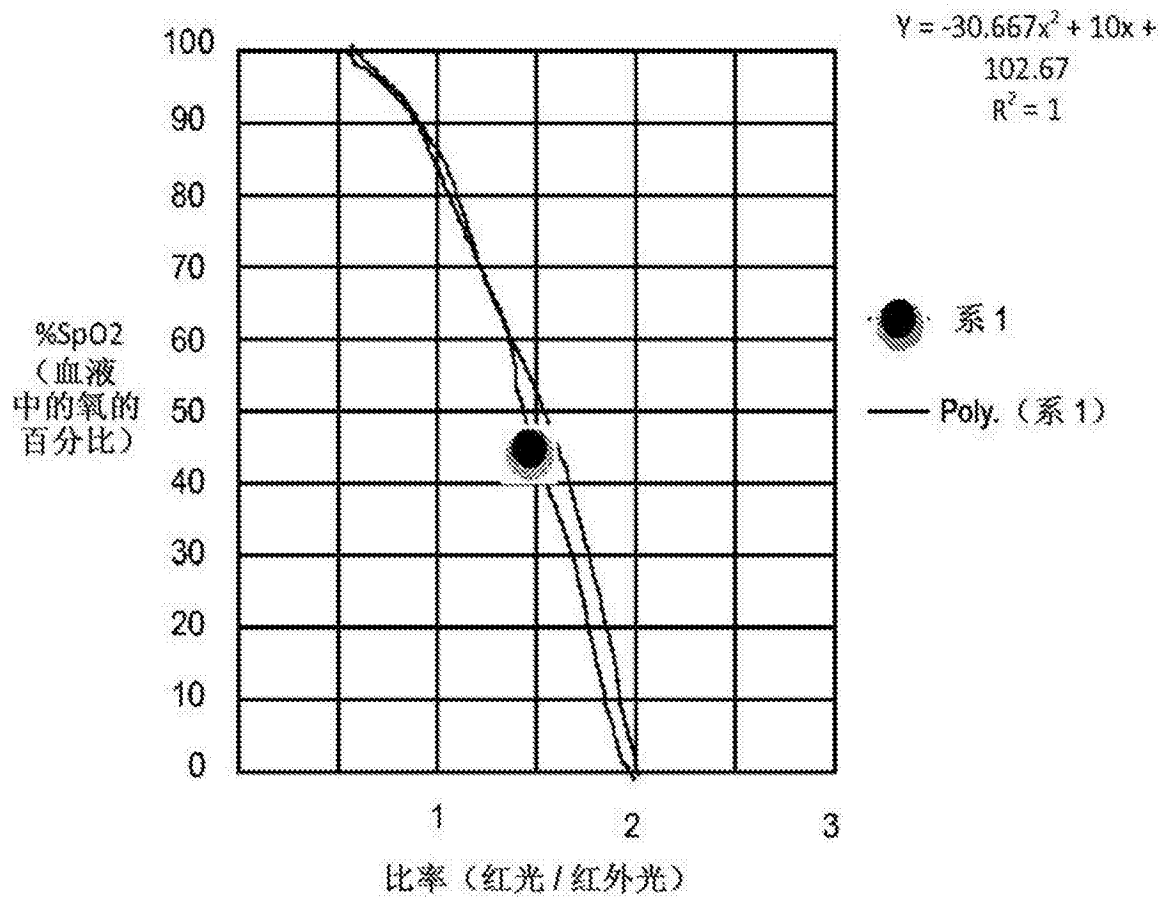


图5

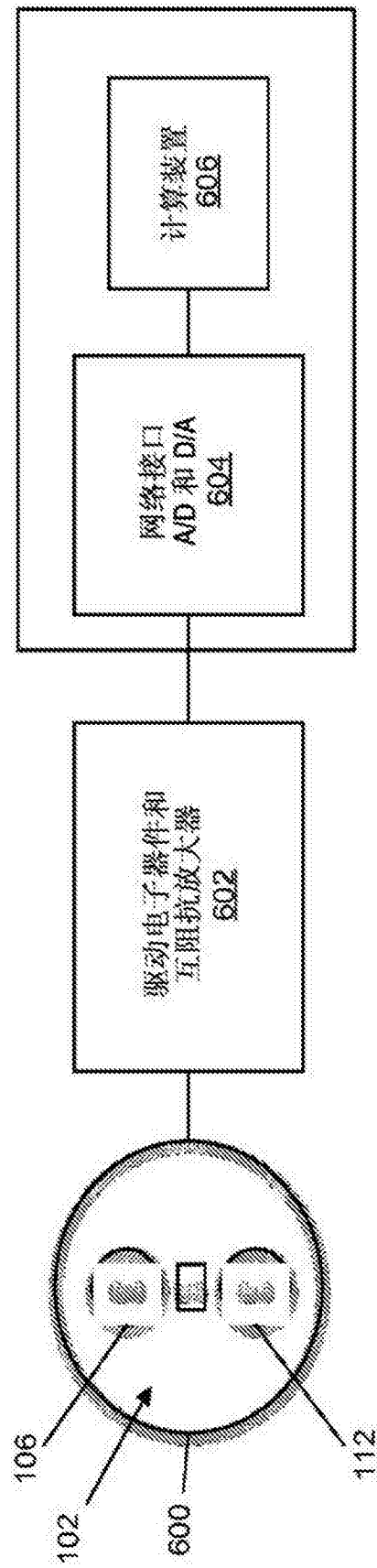


图6

专利名称(译)	通过在皮肤上放置单个传感器来测量血液中的氧水平的系统和方法		
公开(公告)号	CN106470606A	公开(公告)日	2017-03-01
申请号	CN201580036783.1	申请日	2015-05-15
[标]申请(专利权)人(译)	钮莱恩传感器有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	钮莱恩传感器有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	钮莱恩传感器有限责任公司		
[标]发明人	迈克尔 J 福舍 乔纳森 R 莫伦霍夫 阿德里安娜赫尔南德斯 本杰明 M 唐尼		
发明人	迈克尔·J·福舍 乔纳森·R·莫伦霍夫 阿德里安娜·赫尔南德斯 本杰明·M·唐尼		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/0022 A61B5/0075 A61B5/7435		
代理人(译)	李荣胜		
优先权	61/993301 2014-05-15 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本文公开了通过在皮肤上放置单个传感器来测量血液中的氧水平的系统和方法。根据一方面，一种方法包括：使用光发射器来产生光，并且将光引导至皮肤表面。该方法还包括：使用检测器来接收未吸收的光。此外，该方法包括：基于未吸收的光来测量血液中的氧饱和度水平。

