



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106455998 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(21)申请号 201580028803.0

V·L·欣戈拉尼 M·沙克瑞

(22)申请日 2015.05.29

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

(30)优先权数据

代理人 杨洁

14/292,561 2014.05.30 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

(51)Int.Cl.

2016.11.30

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/033077 2015.05.29

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/184204 EN 2015.12.03

(71)申请人 微软技术许可有限责任公司

地址 美国华盛顿州

(72)发明人 G·K·贾斯提斯 R·卡尔尼克

D·C·坎菲尔德 J·M·胡德曼

G·M·R·加索韦

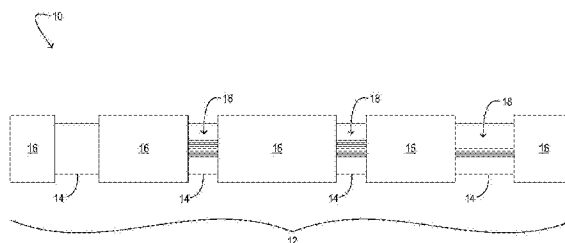
权利要求书1页 说明书9页 附图9页

(54)发明名称

光学脉搏率感测

(57)摘要

一种光学脉搏率传感器包括固定装置、光发射器、光传感器和光阻塞器。固定装置具有配置用于接触皮肤表面并包围表面的一个区域的边缘。光发射器和光传感器的每一个都耦合到该固定装置并相对于该区域放置。光阻塞器被耦合到该固定装置并被放置在光发射器和光传感器之间以遮蔽光传感器避免被光源直接照射。



1. 一种光学脉搏率传感器包括：  
固定装置，所述固定装置具有配置用于接触皮肤表面并包围该表面的区域的边缘；  
光发射器，所述光发射器耦合到所述固定装置并相对于所述区域放置；  
光传感器，所述光传感器耦合到所述固定装置并相对于所述区域放置；  
透镜，所述透镜被放置在所述光传感器之上；以及  
光阻塞器，所述光阻塞器被耦合到所述固定装置并被放置在所述光发射器和所述光传感器之间以遮蔽所述光传感器和透镜避免被所述光发射器直接照射。
2. 如权利要求1所述的光学脉搏率传感器，其特征在于，所述光发射器包括发光二极管。
3. 如权利要求1所述的光学脉搏率传感器，其特征在于，所述光发射器是耦合到所述固定装置，被相对于所述区域放置的多个光发射器之一。
4. 如权利要求1所述的光学脉搏率传感器，其特征在于，所述光传感器是光电二极管或光电晶体管。
5. 如权利要求1所述的光学脉搏率传感器，其特征在于，还包括所述边缘内的凹陷部分，所述凹陷部分减少当边缘与所述皮肤表面接触时所述区域上的接触压力。
6. 如权利要求5所述的光学脉搏率传感器，其特征在于，所述凹陷部分不接触所述皮肤表面。
7. 如权利要求1所述的光学脉搏率传感器，其特征在于，还包括放置在所述光传感器之上以限制接收到进入所述光传感器内的光的波长范围的光学滤波器。
8. 如权利要求7所述的光学脉搏率传感器，其特征在于，所述光阻塞器被配置来密封所述光学滤波器。
9. 如权利要求7所述的光学脉搏率传感器，其特征在于，所述光学滤波器是带通滤波器。
10. 如权利要求7所述的光学脉搏率传感器，其特征在于，所述光学滤波器是二向色滤波器。

## 光学脉搏率感测

### [0001] 背景

[0002] 人类对象的脉搏率的测量通常在临床环境中使用专用医疗设备完成。然而当前，存在对非临床脉搏率感测以支持例如运动和健身活动的增加的需求。结果，脉搏率传感器已被结合到向运动和健身爱好者销售的可穿戴消费类设备中。然而，在适配医疗技术以符合消费者期望中出现各种问题。一个特定问题是如何小型化脉搏率传感器使得它可被结合到想要被穿戴的设备中。另一个问题是如何限制传感器的功耗，使得脉搏率测量可跟踪长期的用户活动，诸如锻炼，而不耗尽设备的电池。第三个问题是在存在超过临床环境的噪音源的日常噪音源时如何作出可信赖的脉搏率测量。

### 发明内容

[0003] 本发明的一个实施例提供具有固定装置、光发射器、光传感器和光阻塞器的光学脉搏率传感器。固定装置包括配置用于接触皮肤表面并围绕表面的一个区域的边缘。光发射器和光传感器的每一个耦合到固定装置并相对于该区域放置。光阻塞器耦合到固定装置并被放置在光发射器和光传感器之间以遮挡光传感器以免直接被光源照亮。

[0004] 提供本发明内容是为了以简化的形式介绍将在以下详细描述中进一步描述的选择的概念。本发明内容并不旨在标识所要求保护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主题的范围。此外，所要求保护的主体不限于解决在本公开的任一部分中所提及的任何或所有缺点的实现。

### 附图说明

[0005] 图1A示意性地示出示例可穿戴电子设备的各方面。

[0006] 图1B和1C示出示例可穿戴电子设备的附加各方面。

[0007] 图2A和2B是示例可穿戴电子设备的分解视图。

[0008] 图3是示例可穿戴电子设备的一部分的分解视图。

[0009] 图4和5是示例可穿戴电子设备中的示例光学脉搏率传感器的截面图。

[0010] 图6是光学脉搏率传感器的示例光导的等距视图。

### 具体实施方式

[0011] 现在将参考以上列出的附图借助示例来描述本发明的各方面。在一个或多个图中可基本相同的组件和其它元素被同等地标识并以最小重复来描述。然而，将注意，同等地标识的各元素也可在一定程度上不同。

[0012] 本发明主要涉及可被结合到可穿戴电子设备中的光学脉搏率传感器。如以下进一步详细描述的，该传感器通过用波长被血色素强力吸收的可见光来探测佩戴者的皮肤。随着皮肤下毛细血管在心肌每次收缩时充满血液，更多的探测光被吸收，随着毛细血管在各收缩间为空，更少的探测光被吸收。因此，通过测量探测光的周期衰减，佩戴者的脉搏率可被确定。在此描述的脉搏率传感器包括改善衰减测量的信噪比、允许在缺乏控制的日常环

境中脉搏率的确定、以及使用相对弱的探测光以延长电池寿命的各种特征。

[0013] 现在将在可穿戴电子设备的上下文中描述光学脉搏率传感器。然而,应该理解,在此描述的脉搏率传感器也可被结合在其它设备中,而不偏离本公开的范围。图1A-C以一个非限制配置示出了可穿戴电子设备10的各方面。所示的设备采取复合带12的形式,其可被绕戴在手腕上。复合带12包括柔性段14和刚性段16。术语“柔性”和“刚性”应被理解为彼此相对,不需要绝对感觉。此外,柔性段可相对于一个弯曲模式和/或拉伸模式是相对柔性的,而对其它弯曲模式和扭曲模式是相对不易弯曲的。柔性段在某些示例中可以是弹性体的。在这些和其它示例中,柔性段可包括铰链并且柔性段的柔性度可至少部分地依赖于铰链。

[0014] 所示出的配置包括链接五个刚性段16的四个柔性段14。其它配置可包括更多或更少柔性段,以及更多或更少刚性段。在某些实现中,柔性段耦合在邻近的几对刚性段之间。

[0015] 可穿戴电子设备10的各种功能组件、传感器、能量存储单元等可分布在多个刚性段16之间。因此,如图1A中示意性地示出,居间的柔性段14的一个或多个可包括布置在邻近的刚性段之间、在居间柔性段内或贯通居间柔性段的一系列导体18。一系列导体可包括分配功率、接收或发送通信信号、或将来自设备的一个功能组件的控制或感测信号载至另一个的各导体。在某些实现中,一系列导体可以以柔性印刷线路组件(FPCA,参见下文)的形式提供,其也可物理地支持各种电子和/或逻辑组件。

[0016] 在一个实现中,闭合机制允许复合带12的端部容易的连接和分开,使得带子可闭合成环并戴在手腕上。在其它实现中,设备可被制造成弹性足够(可被拉开超过手并仍符合手腕)的连续环。在又一些其它实现中,更加伸长的带状可穿戴电子设备可被穿戴在用户的二头肌、腰、胸、踝、腿、头或身体其他部分上。因此,在此构想的可穿戴电子设备包括眼镜、头带、袖标、护踝带、胸带或甚至植入组织中的植入式设备。

[0017] 如图1B和1C中所示,可穿戴电子设备10包括各种功能组件:计算系统20、显示器22、扩音器24、触觉电动机26、通信套件28,以及各种传感器。在所示实现中,功能组件被集成到刚性段16—即,显示承载器模块16A、枕垫16B、电池仓16C和16D,以及带扣16E。这一策略保护了功能组件免受物理挤压、免受过热和潮湿、以及避免被暴露于皮肤上找得到的水和物质,诸如汗、乳液、药膏等等。

[0018] 在所示的可穿戴电子设备10的构造中,复合带12的一端与另一端重叠。带扣16E被安排在复合带的重叠端部处,并且接收槽30被安排在重叠的端部。如以下进一步详细示出的,接收槽具有隐蔽齿条的特征,并且带扣包括一组棘爪来啮合该齿条特征。带扣啮合到接收槽中并向前或向后滑动以适当调节。当带扣以合适角度被推入槽中时,棘爪卡入紧紧适配的设定点。当释放按钮32被同时地挤压时,棘爪从齿条特征释放,允许复合带松开或移除。

[0019] 可穿戴电子设备10的功能组件从一个或多个能量存储单元34中汲取能量。电池(例如锂离子电池)是适合该目的的一种类型的能量存储单元。替代的能量存储单元的示例包括超级以及究极电容器。典型的能量储存单元是大小按存储容量成比例缩放的刚性结构。为了提供最小刚性体积的合适的存储容量,可使用多个离散分开的能量存储单元。这些可被安排在电池仓16C和16D中,或在复合带12的任何刚性段16中。能量存储单元和功能组件之间的电子连接通过柔性段14被布线。在某些实现中,能量存储单元具有弯曲的形状以舒适地适配围绕佩戴者的手腕或其它身体部位。

[0020] 一般而言,能量存储单元34可以是可替换的和/或可再充电的。在一些示例中,再充电能量可通过通用串行总线(USB)端口36提供,该端口包括磁性锁来可释放地固定互补的USB连接器。在其他示例中,该能量存储单元可通过无线感应或环境光充电来再充电。在又一些其他示例中,该可穿戴电子设备可包括机电部件以从用户偶然的或带目的的身体动作中对能量存储单元充电。更具体地,能量存储单元可通过集成进可穿戴电子设备10中的机电发电机来被充电。该发电机可由当用户正在移动时移动的机械电枢致动。

[0021] 在可穿戴电子设备10中,计算系统20被容纳在显示承载器模块16A中并且放置在显示器22之下。计算系统操作地耦合到显示器22、扩音器24、通信套件28,以及各种传感器。该计算系统包括数据存储机38来保持数据和指令以及逻辑机40来执行指令,

[0022] 显示器22可以是任何合适类型的显示器,诸如轻薄、低功耗发光二极管(LED)阵列或液晶显示(LCD)阵列。也可使用量子点显示技术。合适的LED阵列包括有机LED(OLED)或有源矩阵OLED阵列等等。LCD阵列可以被有源地从背后照亮。然而,某些类型的LCD阵列(例如,硅上的液晶LCOS阵列)可经由环境光从正面照亮。尽管附图示出了基本上平的显示表面,这个方面不意指为必须的,因为弯曲的显示表面也可被使用。在某些使用情形中,可穿戴电子设备10可随同显示器22被佩戴在佩戴者腕部前面,类似传统腕表。然而,将显示器置于手腕的背后可提供更大的私密性以及触摸输入的容易。为适应其中设备随同显示器被佩戴在手腕背后的使用情形,辅助显示模块42可被包括在与显示承载器模块16A相对的刚性段上。辅助显示模块可显示例如一天里的时间。

[0023] 通信套件28可包括任何适当的有线或无线通信部件。在图1B和1B中,该通信套件包括USB端口36,其可被用于在可穿戴电子设备10和其他计算机系统之间交换数据以及提供充电电源。该通信部件可进一步包括双向蓝牙、Wi-Fi、蜂窝、近场通讯和/或其他无线电设备。在一些实现中,该通信套件可包括额外的针对光学、视距(例如,红外)通信的收发机。

[0024] 在可穿戴电子设备10中,触摸屏传感器44与显示器22耦合并且被配置成接收来自用户的触摸输入。因此,在一些实现中显示器可以是触摸传感器显示器。一般而言,该触摸传感器可以是电阻式、电容式或基于光学的。按钮传感器(例如,微动开关)可被用于探测可包括摇杆的按钮46A和46B的状态。来自按钮传感器的输入可被用于执行归位键或开-关特征,控制音频音量,话筒等。

[0025] 图1B和1C示出了可穿戴电子设备10的各种其他传感器。这样的传感器包括话筒48、可见光传感器50、紫外线传感器52,以及环境温度传感器54。该话筒向可被用于测量环境声级或接收来自用户的语音命令的计算系统20提供输入。来自可见光传感器、紫外线传感器和环境温度传感器的输入可被用于评估用户所处环境的各方面。具体而言,可见光传感器可被用来感测整体光照水平,而紫外线传感器感测设备处在室内还是室外。在某些情形中,来自可见光传感器的输出可被用来自动调节显示器22的亮度水平,或改善紫外线传感器的精确度。在所示的配置中,环境温度传感器采用热敏电阻的形式,其被安排在枕垫16B的金属包围之后,接收槽30旁边。这一位置提供了通向周围空气的直接的导通路径,同时保护传感器免受潮湿和其它环境影响。

[0026] 图1B和1C示出了一对接触传感器——安排在显示承载器模块16A上的充电接触传感器56,和安排在枕垫16B上的枕垫接触传感器58。每个接触传感器在可穿戴电子设备10被戴着时接触佩戴者的皮肤。所述接触传感器可包括独立的或协作的传感器元件来提供多个

感测功能。例如,该接触传感器可提供响应于佩戴者的皮肤的电阻和/或电容的电阻和/或电容感测功能。至此,两个接触传感器例如可被配置为皮肤电反应传感器。例如,计算系统20可使用来自接触传感器的感测输入来评估该设备是否被穿戴或设备被穿戴得多紧。在所示的配置中,所述两个接触传感器之间的间隔提供用于皮肤阻抗的更准确的测量的相对长的电气路径长度。在一些示例中,接触传感器还提供该穿戴者的皮肤温度的测量。在所示的配置中,热敏电阻形式的皮肤温度传感器60被集成到充电接触传感器56中,其提供到皮肤的直接热传导路径。来自环境温度传感器54和皮肤温度传感器60的输出可被不同地应用以估计来自佩戴者身体的热通量。该度量能被使用来改善例如基于步程计的卡路里计数的精确性。除了以上描述的基于接触的皮肤传感器,各种类型的非接触皮肤传感器也可被包括。

[0027] 在所示配置中的被安排在枕垫接触传感器58内部的是光学脉搏率传感器62。该光学脉搏率传感器可包括窄带(例如,绿色)LED发射器和匹配的光电二极管来检测通过皮肤的毛细血管的脉动血流并从而提供对该穿戴者的脉搏率的测量。在某些实现中,光学脉搏率传感器还可被配置来感测佩戴者的血压。在所示的配置中,光学脉搏率传感器62和显示器22被安排在佩戴时设备的相对侧上。为了工程上便利,脉搏率传感器可替换地被直接置于显示器之后。然而,在某些实现中,当传感器与显示器分开时更好的读取被获得。

[0028] 可穿戴电子设备10还可包括诸如加速计64、陀螺仪66以及磁力计68的运动传感部件。该加速计和陀螺仪可提供沿三条正交轴的惯性数据以及关于三条轴的旋转数据,作为结合的六个自由度。该传感数据能被使用来提供例如步程计/卡路里计数功能。来自加速计和陀螺仪的数据可与来自磁力计的地磁数据结合以进一步定义按照地理方位的惯性和旋转数据。

[0029] 该可穿戴电子设备10还可包括全球定位系统(GPS)接收器70来确定穿戴者的地理位置和/或速度。在一些配置中,该GPS接收器的天线可以是相对柔性的并且延伸到柔性段14A。在图1B和1C的配置中,GPS接收器被远远移离光学脉搏率传感器62以减少来自光学脉搏率传感器的干扰。更一般地,为了工程上便利,可穿戴电子设备的各种功能组件——显示器22、计算系统20、GPS接收器70、USB端口36、话筒48、可见光传感器50、紫外光传感器52,和皮肤温度传感器60——可被置于同一刚性段,但是光学脉搏率传感器可被置于其它地方以减少其它功能组件上的干扰。

[0030] 图2A和2B以一个非限制配置示出了可穿戴电子设备10的内部结构的各方面。具体而言,图2A示出了半柔性电枢72和显示承载器74。半柔性电枢是复合带12的支柱,其支撑显示承载器模块16A、枕垫16B、和电池仓16B和16C。在一个实施例中,半柔性电枢可以是非常薄的钢带。显示承载器可以是使用塑料来二次铸型的金属框架。其可用机械紧固件被附连到半柔性电枢。在一个实现中,这些紧固件是铸型其中的铆钉特征,但螺丝或其它紧固件也可替代地被使用。显示承载器在显示承载器模块16A中提供合适的刚性以保护显示器22防止可能移出或损坏它的弯曲或扭曲瞬间。在所示出的配置中,显示承载器还围绕计算系统20位于其中的主印刷电路部件(PCA)76,并为主PCA提供装载特征。

[0031] 在某些实现中,可穿戴电子设备10包括主柔性FPCA 78,其从枕垫16B一路行进到电池仓16D。在所示出的配置中,主FPCA位于半柔性电枢72之下并组装到显示承载器的集成特征之上。在图2A的配置中,按钮46A和46B刺入显示承载器74的一侧。这些按钮被直接组装到显示承载器并由O形环密封。按钮对着安装到传感器FPCA 80的微动开关起作用。

[0032] 显示承载器模块16A还围住传感器FPCA 80。在刚性段16A的一端,并位于传感器FPCA之上是可见光传感器50、紫外光传感器52,和话筒48。聚甲基丙烯酸甲酯窗82被嵌入铸型到显示承载器模块16A的玻璃嵌入铸型(GIM)边框84中,在这些三个传感器之上。该窗口具有用于话筒的孔并且在内盖上(除了在紫外光传感器之上以外)被印有IR透明墨水。防水衬垫86被置于话筒之上,并且热塑性弹性体(TPE)防护罩围绕全部三个部件。防护罩的目的是声学上密封话筒并且使得该区域在从外面看时在装饰上更有吸引力。

[0033] 如上所述,显示承载器74可用塑料来二次铸型。该二次铸型做了几件事。首先,二次铸型提供了TPE二次铸型的设备将以化学方法绑定到的表面。第二,它创建了切断表面,使得当设备被用TPE二次铸型时,TPE将不许进入显示承载器仓。最后,PC二次铸型创建了用于附连显示承载器模块16A的上部部分的粘结区。

[0034] USB端口36的充电接触被二次铸型进塑料基底并回流焊接到主FPCA 78。主FPCA可被附连到半柔性电枢72的内表面。在所示的配置中,充电接触传感器56是框架形的并且围绕充电接触。它例如以铆钉特征被附连到显示承载器74正下方的半柔性电枢。皮肤温度传感器60(图2A或2B中未示出)被附连到充电接触传感器框架下的主FPCA,并且从框架到传感器的热传导通过传热油灰来维持。

[0035] 图2A和2B还示出了蓝牙天线88和GPS天线90,它们经由被屏蔽的连接耦合到它们各自的无线电。每个天线在显示承载器74的任一侧被附连到半柔性电枢72。在某些实施例中,半柔性电枢可用作天线的接地面。形成为FPCA并用粘合剂附连到塑料天线基底,蓝牙和GPS天线分别延伸进入柔性段14A和14D。在某些示例中,塑料天线基底在半柔性电枢和天线之间维持2毫米间隔。天线基底可通过热熔杆被附连到半柔性电枢72。TPE填料部分围绕天线基底被附连。这些TPE填料部分可防止TPE缺陷,诸如在设备正使用TPE二次铸型时“下沉”。

[0036] 还在图2A示出了附连到半柔性电枢72的内表面的金属电池仓16C和16D,使得主FPCA 78被夹在电池仓和半柔性电枢之间。电池仓具有二次铸型的边缘,该边缘和先前描述的显示承载器74塑料二次铸型作用相同。电池仓可用铸型其中的集成铆钉特征来附连。在所示的配置中,电池仓16C还包围触觉电动机26。

[0037] 如图2A所示,舱壁92被安排在并焊接到半柔性电枢72的一个端部。该特征在图3的分解视图中更详细地示出。舱壁提供了枕垫接触传感器58的附连点。半柔性电枢的另一端延伸通过电池仓16D,在那儿柔性带14C被附连。图2中为了清楚起见省略了该带,但其被示出在图1B和1C中。在一个示例中,带用电池仓中整合形成的铆钉来附连。在另一实施例中,该带的塑料端部分作为电池仓二次铸型过程的一部分被铸型其中。

[0038] 在图2A的配置中,带扣16E被附连到带14C的另一端。该带扣包括两个相对的,装载了弹簧的棘爪94,棘爪94被限制在金属片弹簧盒96中横向移动。棘爪和弹簧盒由也具有带的附连特征的带扣外壳和盖子遮蔽。两个释放钮32从带扣外壳的相对侧突出。当这些钮被同时压下时,它们将把棘爪从接收槽30的轨道中释放(如图1C所示)。

[0039] 现在转到图3,枕垫16B包括枕垫接触传感器58,其包围光学脉搏率传感器62。枕垫还包括TPE和塑料二次铸型件、内部结构枕垫容器98、和金属片或MIMS内带100。枕垫组件使用粘合剂和两个螺丝被附连到舱壁92,粘合剂用以密封防水,而两个螺丝将枕垫容器和塑料二次铸型件牢固地钳夹到舱壁。内带包括接收槽30及其隐蔽齿条的特征。在所示的配置

中,内带通过粘合剂和弹簧钢卡扣102被附连到枕垫,粘合剂用于密封防水,弹簧钢卡扣在隐蔽齿条的任一侧上被焊接到内带的内部。主FPCA 78延伸通过舱壁并进入枕垫组件,抵达枕垫接触传感器58。环境温度传感器54被附连到该FPCA并被小的塑料框架包围。框架包括热油灰来帮助维持从内带至传感器的传导路径。在传感器相对于FPCA的相对侧,泡沫弹簧(foam spring)可被用来朝着内带的内表面推动传感器、其框架、及热油灰。

[0040] 前面的附图和描述将帮助读者理解光学脉搏率传感器62——即可穿戴电子设备10的许多可能的环境之一。光学脉搏率传感器的附加方面在以下继续参考可穿戴电子设备10来描述。然而,将理解,其它完全不同的环境中的光学脉搏率传感器完全在本公开的精神和范围内。例如,在此描述的光学脉搏率传感器可被结合到耳机,诸如耳塞,或使用粘合带或完全柔性带保持在针对身体的实际上任何部分。

[0041] 如上面注意的,枕垫16B是可穿戴电子设备10的各种内部传感组件(包括光学脉搏率传感器62)的固定装置。图4提供了一个非限制性配置中的枕垫和光学脉搏率传感器的横截面视图。枕垫包括以枕垫接触传感器58形式的突出边缘。当可穿戴电子设备10正被用户佩戴时,边缘基本上贴着用户的皮肤密封,其限制环境光抵达光学脉搏率传感器的内部组件。以此方式,脉搏测量的潜在的噪音源大大地减少。将注意,枕垫接触传感器58的环境光阻挡边缘结构独立于该组件的传感器功能(见上)。其它实现可包括本身不具有感测功能的边缘。

[0042] 图5提供了枕垫16B和光学脉搏率传感器62的另一个横截面视图。如在此图中所示,枕垫接触传感器58被配置来接触可穿戴电子设备10的佩戴者的皮肤表面104,并包围那个表面的区域106。这是皮肤的通过它要测量佩戴者的脉搏率的区域。如上所述,光学脉搏率传感器62可被集成到(图1A和1B的)复合带12,其连接到枕垫并被配置来在可穿戴电子设备被佩戴时将枕垫接触传感器压向皮肤表面。

[0043] 在所示出的示例中,光学脉搏率传感器62包括耦合到枕垫16B并置于相对区域106的一对光发射器110。光传感器112也被耦合到这个固定装置并置于相对该区域。在所述的配置中,半球形透镜114被置于光传感器上以增强来自区域106的接收到光传感器的接受锥体内的光量。通过将此透镜直接放置在光传感器上——透镜具有接近地匹配光传感器的宽度和高度的直径——获得改善的收集效率。具体而言,光传感器的有效区域按照与透镜的放大相等的因子被增加。在某些示例中,透镜形成为分开铸型的部分或作为UV可固化光学粘合剂的精准小滴。在其它示例中,透镜可被铸型成光传感器的透明塑料封装。

[0044] 光学脉搏率传感器62的操作原理是佩戴者血液(在皮肤表面104后流动)中的血色素对可见光的衰减。随着心肌的每次收缩,靠近皮肤表面的毛细血管被充血。随着连续收缩之间的舒张,毛细血管被部分清空。因此,皮肤和皮肤表面下的组织在收缩期间相比于在舒张期间每单位体积将包括更多血色素。组织的这个层被来自光发射器110的可见光探测。光从皮肤反射,但也穿透皮肤达相当的厚度。穿透的光受到组织中的重复的耗散,并在通过毛细血管时被血色素吸收。某些穿透的光将通过区域106被耗散出皮肤。根据比尔-朗伯定律,由于组织中血色素的变化量,该光在心肌收缩期间相比于在舒张期间将被减弱到更大程度。在光传感器112接收到的一小块光强度是周期性函数,因此,其频率等于佩戴者的脉搏率。安排在枕垫PCA 118或TDM 16A上的模数转换器将来自光传感器的输出数字化,并向计算系统20提供这样的输出,其基于光传感器的经数字化的周期性输出计算佩戴者的脉搏

率。在某些实现中,光发射器的偏置可被调制,并且锁定检测方案可被用来改善脉搏率确定中的信噪比。

[0045] 在图5所示的实现中,光学脉搏率传感器62包括边缘内的凹陷部分108,其减少在边缘与皮肤表面104接触时区域106上的接触压力。该特征可有助于避免‘漂白’效果,其中过分的接触压力阻碍了血液重新充满区域106正上方的毛细血管,导致信号减弱。这样,凹陷部分既用于通过允许血液更快地重新进入被漂白的皮肤来改善信号恢复时间,也防止基于漂白的信号丢失。以此方式,凹陷部分可使得传感器更精确,尤其是在用户剧烈锻炼使得设备在皮肤上的移动更容易发生时。在某些配置和使用情形中,凹陷部分108足够低以避免与皮肤表面104接触,从而阻止任何因漂白引起的信号减弱。在其它配置中,凹陷部分可更高,使得皮肤表面在区域106中接触,但压力更小。在又一个配置中,凹陷部分可完全忽略,使得光学脉搏率传感器轮廓基本是平的。

[0046] 如果包括边缘和凹陷部分108,其可以以任何合适方式形成。在所示的配置中,枕垫接触传感器58(边缘)在其外表面(接触佩戴者皮肤的表面)具有轻微梯级。因此,枕垫接触传感器的最外表面高于枕垫接触传感器的内表面,并且高于光学脉搏率传感器62的枕垫接触传感器所围绕的凹入的组件。

[0047] 在图5的配置中,光学脉搏率传感器62还包括光阻塞器116。光阻塞器被耦合到枕垫16B并置于光发射器110和光传感器112之间。光阻塞器的目的是遮蔽光传感器和透镜,防止被光源直接照射,用于增加的信噪比。

[0048] 为了减少光学脉搏率传感器62中的能耗,每个光发射器110可以是高效的、窄带光发射二极管(LED)。具体而言,绿色LED可被使用,其发射接近匹配血色素的最大吸收。可使用各种数量和安排的光发射器而不背离本发明的范围。所示的示例示出对称地放置在光传感器112的相对侧上的两个光发射器。

[0049] 在一个实现中,光传感器112可以是光电二极管。在其它实现中,光电晶体管或其它类型的光传感器可被使用。在图5所示的配置中,光发射器110和光传感器112被耦合到枕垫PCA 118。枕垫PCA还可包括配置用来驱动光发射器、接收来自光传感器的输出,并基于该输出生成响应于皮肤表面下血液流动的脉搏率的数据的电子元件。在其它实现中,至少某些电子元件可被放置到其它地方——例如,在显示承载器模块16A中——或分布在枕垫PCA和设备的任何其它固定装置之间。

[0050] 在图5的配置中,光学滤波器120被置于光传感器112和透镜114之上以限制接收到光传感器中的光的波长范围。在所示的配置中,光阻塞器116被定形成容纳光学滤波器。光学滤波器可被配置来发射在光发射器110的发射波段中的光,但阻挡其它波长的光,诸如可能在边缘下漏出的宽带环境光。在某些实现中,光学滤波器是具有与光发射器的发射波段匹配的通带的带通滤波器。在一个实现中,该光学滤波器可以是二向色滤波器。二向色滤波器的使用提供了超越吸收滤波器的制造优势。具体而言,二向色滤波器可使用紫外线(UV)可固化粘合剂来被附连。紫外光可通过二向色滤波器中粘合剂被施加之处而不被衰减。通过使用二向色滤波器,非常窄的通带可被实现,同时用滤波器的通带外的波长范围的光来固化。由于二向色的功能取决于气隙,与吸收滤波器相反,用通带外的光来固化是可能的。在另一个实现中,光学滤波器可以是另一类型的非吸收干涉滤波器,或全息滤波器,其除了波长还根据接收的光的角度进行区分。

[0051] 所示出的光学脉搏率传感器62还包括光导122。光导被配置来收集来自光发射器110的角度散布的发射,并将该发射朝着皮肤表面104重新导向。光导还被配置来分散该发射以基本上覆盖区域106。图6以一个非限制性配置示出了示例光导122的示例的各方面。图6的等距图是来自(图5的)枕垫PCA 118的视点。

[0052] 光导122可由诸如聚丙烯酸物等任何合适的透明聚合物制成。光导可被空气或被折射率比制造该光导的聚合物低的覆层包围。因此,光导可被配置来通过总的内部反射重新导向并分散收集的发射。通过在光导的边界表面处重复的内部反射,传播的光改变方向并发散到区域106的全部地方。具体而言,光导的边界边缘将光导向为展开到区域106的各处,未被吸收的部分将从那儿直接反射进入光传感器112。该特征增加了光学脉搏率测量的信噪比。

[0053] 在一个实现中,光阻塞器116和光导122可被形成在同一模子中,以创建在光发射器、透镜、和光传感器之上附连到PCA的外壳124。在一个配置中,外壳包括两种不同塑料。第一是在四侧包围光传感器以形成光阻塞器116的光学不透明黑塑料。外壳的其余可用透明塑料制成,从而形成光导122。在一个示例中,合成外壳用光学不透明黑胶附连到枕垫16B。在另一示例中,光学透明胶或冲切粘合剂可被使用。在这些和其它示例中,光学不透明黑胶和被应用在光阻塞器116和枕垫PCA 118之间,用于增加的光阻塞。

[0054] 在一个实现中,光学脉搏率传感器62围绕其外围被密封并牢固地附连到枕垫16B。在一个实现中,外壳124通过枕垫中的孔作为基准,并且该接合用粘合剂密封。在这个和其它实现中,来自枕垫的两个凸起或杆可延伸通过枕垫PCA 118。这些杆是后来热熔的,使得永久机械附连被实现。

[0055] 由于光学脉搏率传感器62不需要在设备经历TPE二次铸型时被安装在可穿戴电子设备10中,枕垫16B可作为分开的单元被构建并在TPE二次铸型之后在最后组装期间附连到设备。为了实现需要的电连接,主FPCA 78的延伸在二次铸型之后从设备向左延伸。该FPCA延伸穿过设备端部处枕垫组件的接合点处的孔,并通过零插入力(ZIF)连接器接入。枕垫16B的外面最终通过安装内带100来闭合。

[0056] 上述的实现不应以限制性的意义被理解,因为许多其它实现也处于本公开的精神和范围内。例如,尽管前述配置示出相对于光学脉搏率测量发生的皮肤表面安排的光发射器和光传感器两者,也设想了光发射器可被置于皮肤层的一侧(例如耳垂、手指、或鼻中隔),而光传感器被置于皮肤层的对侧。换言之,光学脉搏率测量可以是透射的而不是反射的。

[0057] 计算系统20经由本文所述的传感功能被配置成获取关于可穿戴电子设备10的该穿戴者的各种形式的信息。必须怀着对该穿戴者的隐私的最大的尊敬来获取及使用这样的信息。因此,在该穿戴者的选择参与的约束下该传感功能可被实施。在其中个人数据在设备上被收集并且为了处理而传输至远程系统的实现中,该数据可被匿名。在其他示例中,个人数据可被限于该可穿戴电子设备,并且只有非个人的汇总数据传输至该远程系统。

[0058] 应该理解,此处所述的配置和方法在本质上是示例性的,并且这些具体实现或示例不应被认为是局限性的,因为多个变体是可能的。在此描述的具体的例程或方法可代表一个或多个处理策略。由此,所示出或所描述的各个动作可以按所示出或所描述次序执行、按其他次序执行、并行地执行、或者被省略。

[0059] 本公开的主题包括各种过程、系统和配置、此处所公开的其他特征、功能、动作、和/或特性、以及其任何和全部等效方案的所有新颖和非显而易见的组合和子组合。

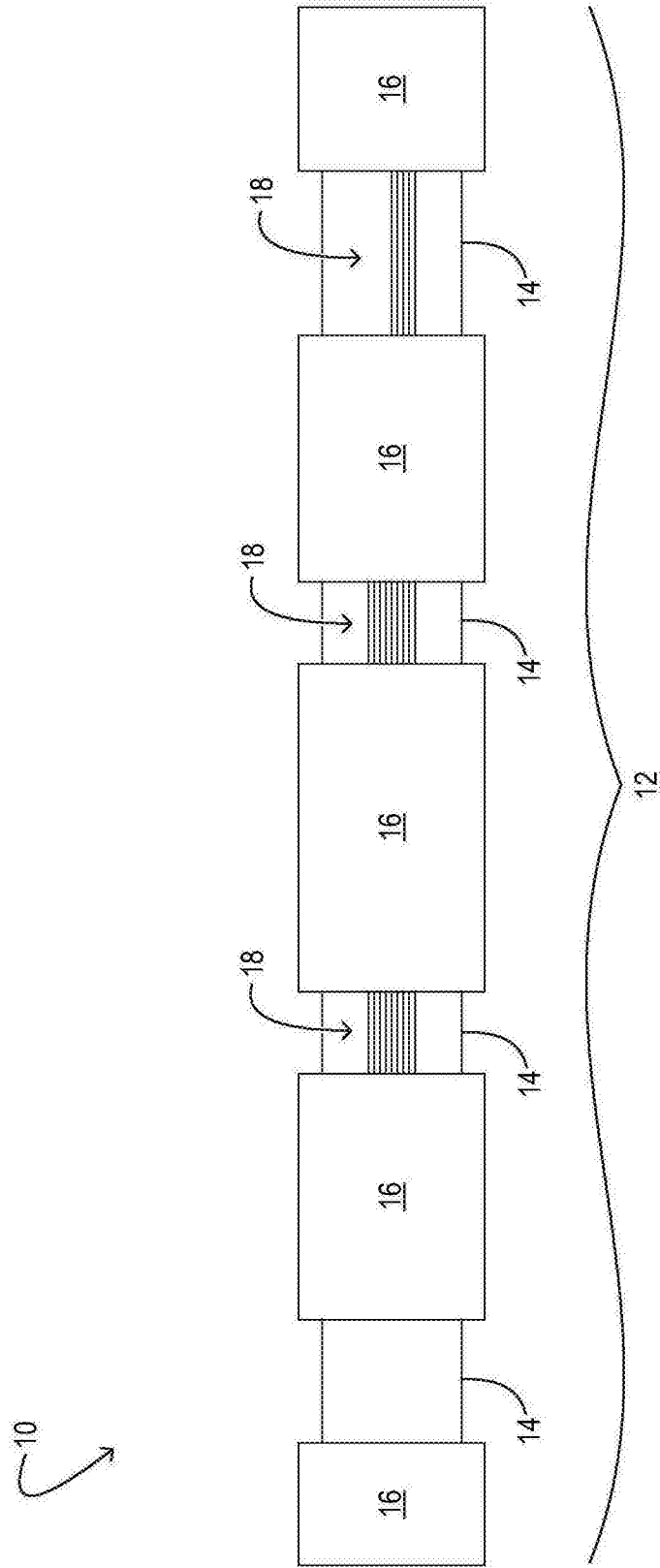


图1A

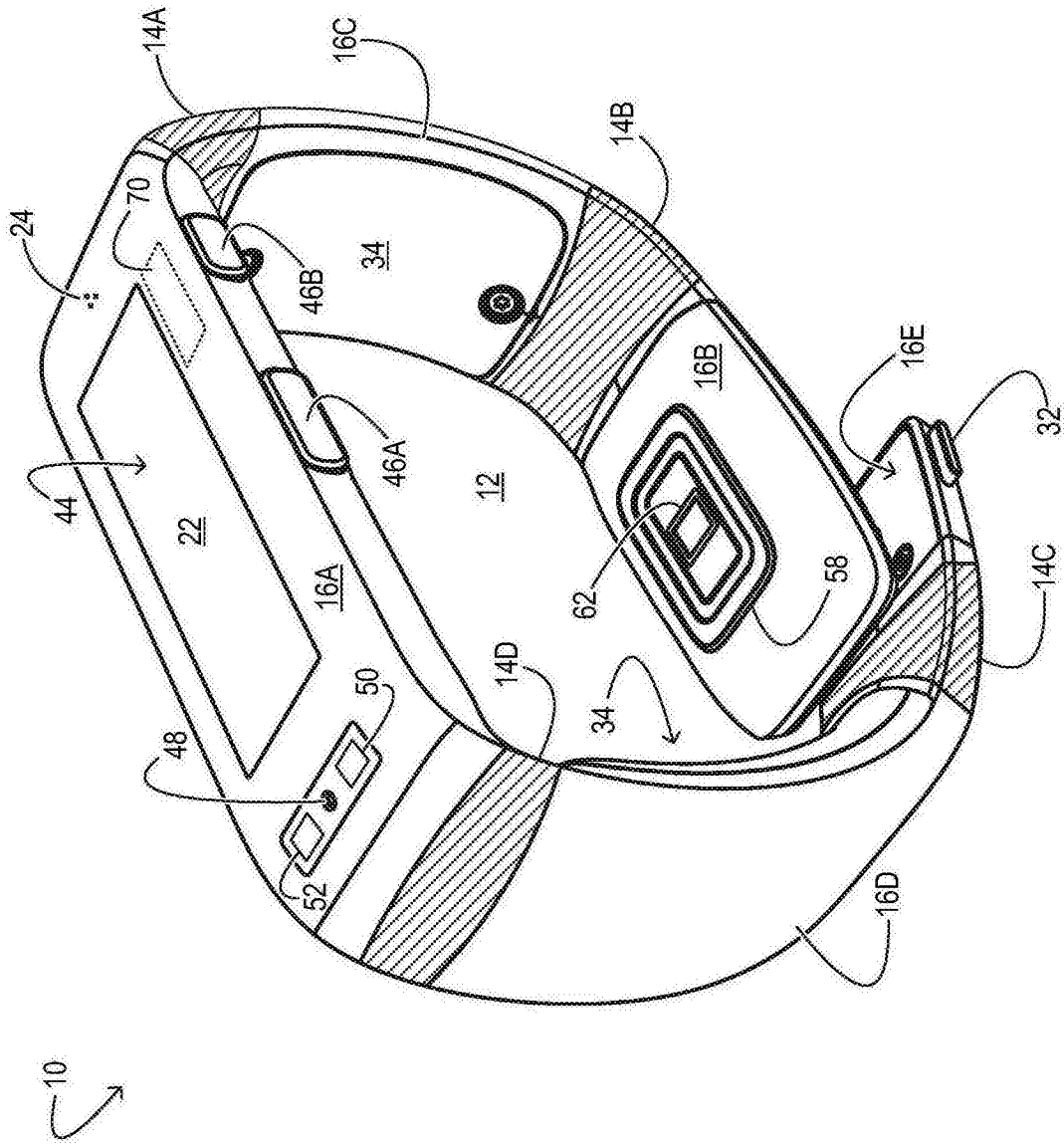


图1B

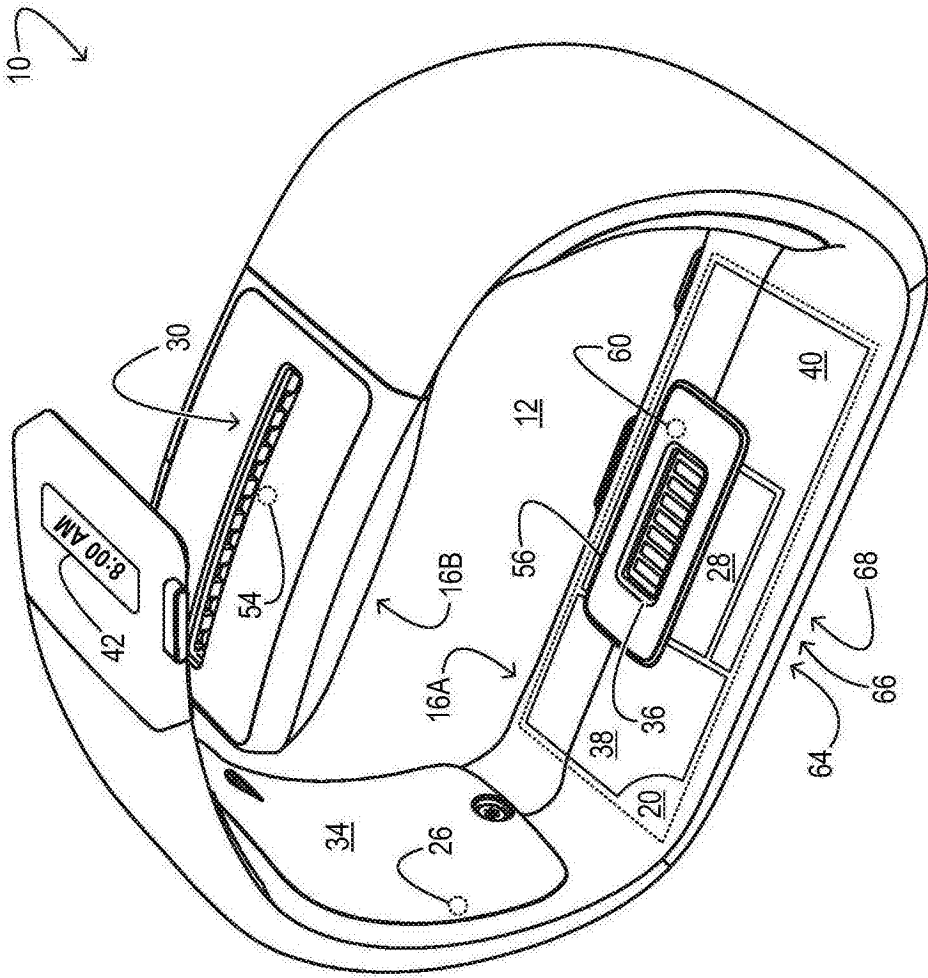


图1C

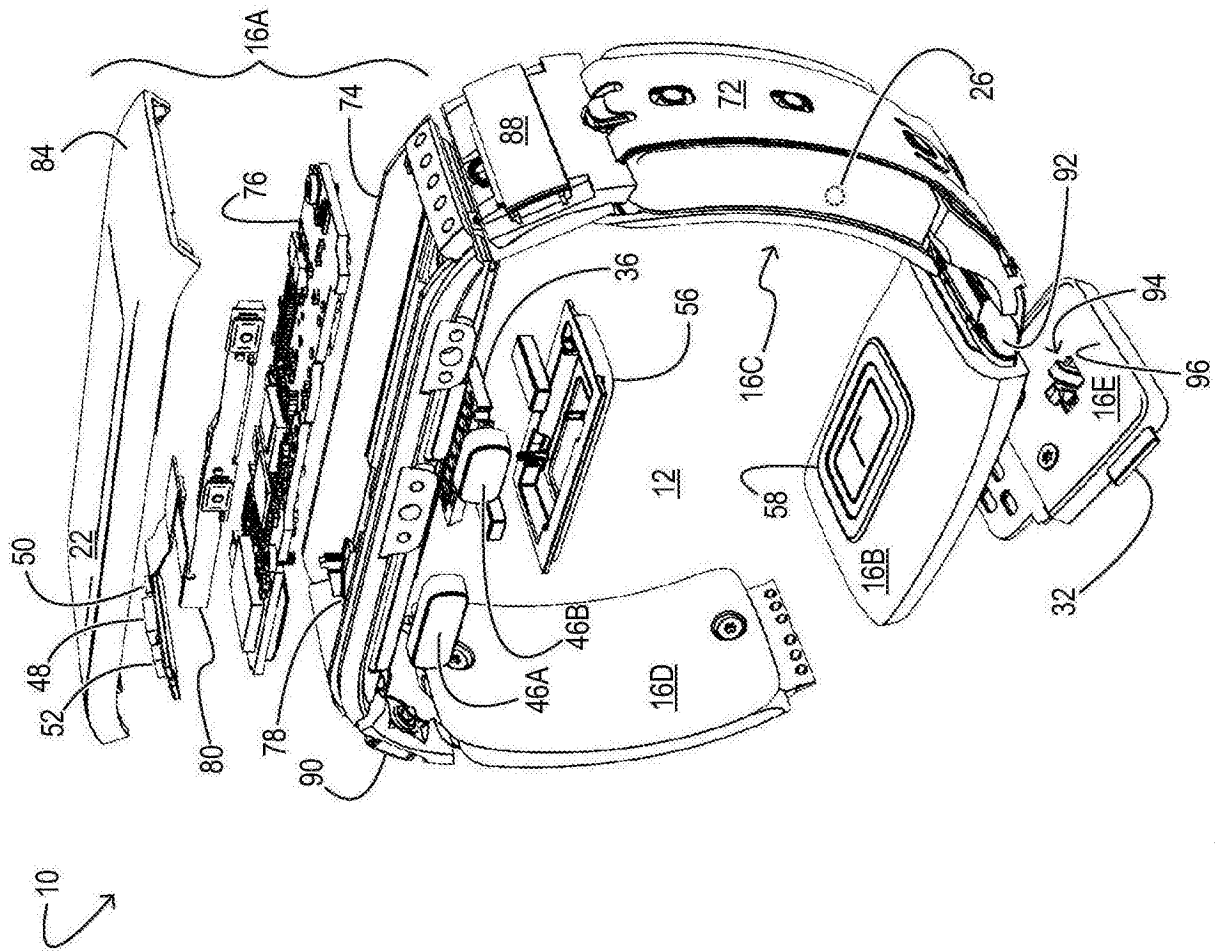


图2A

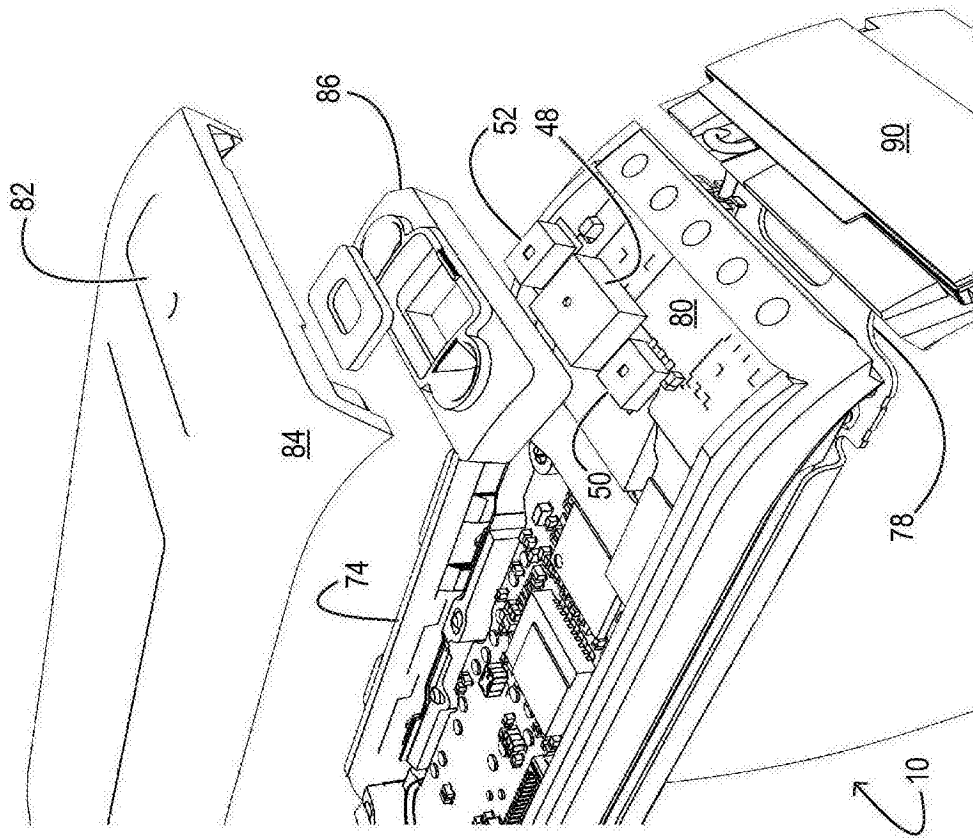


图2B

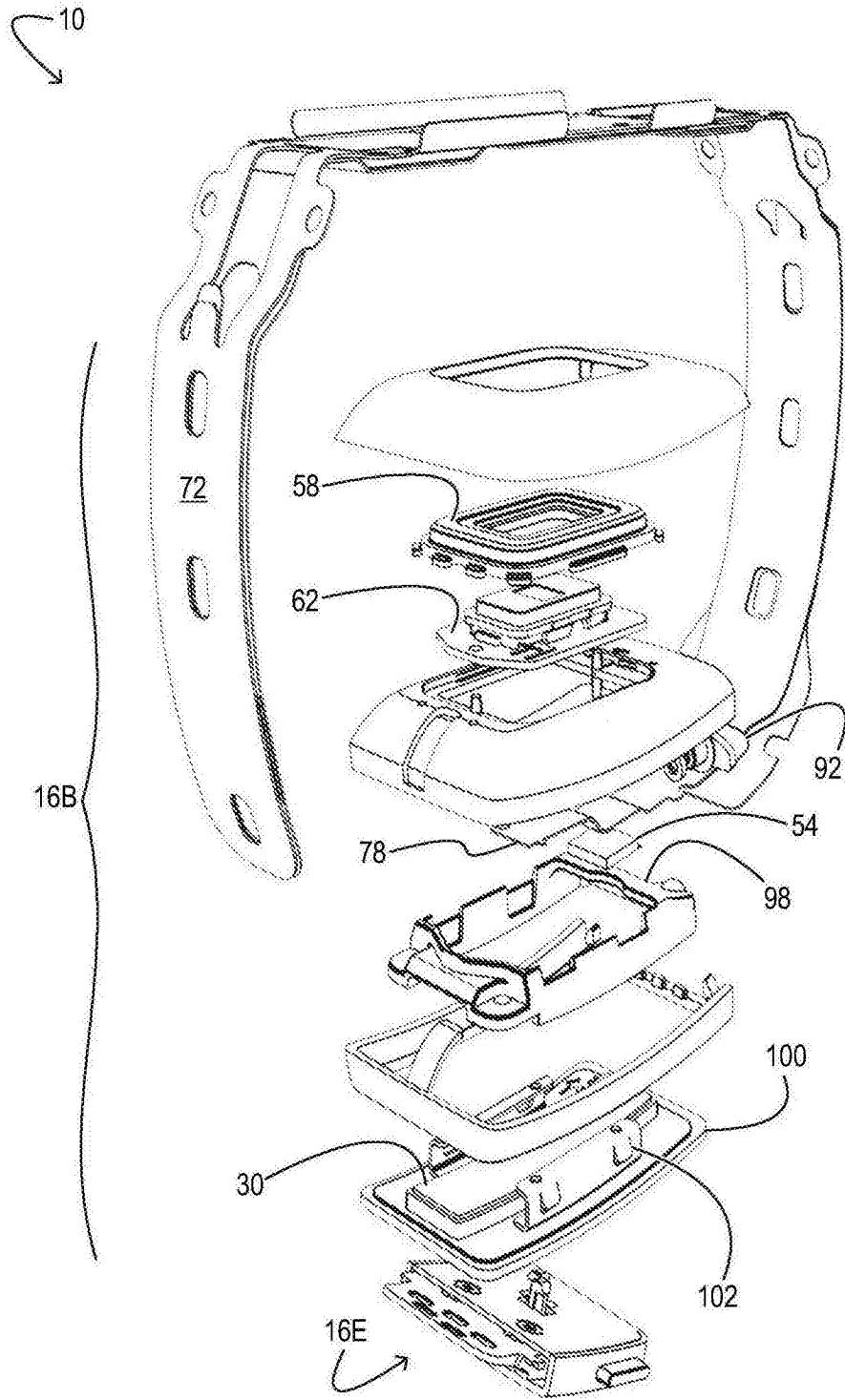


图3

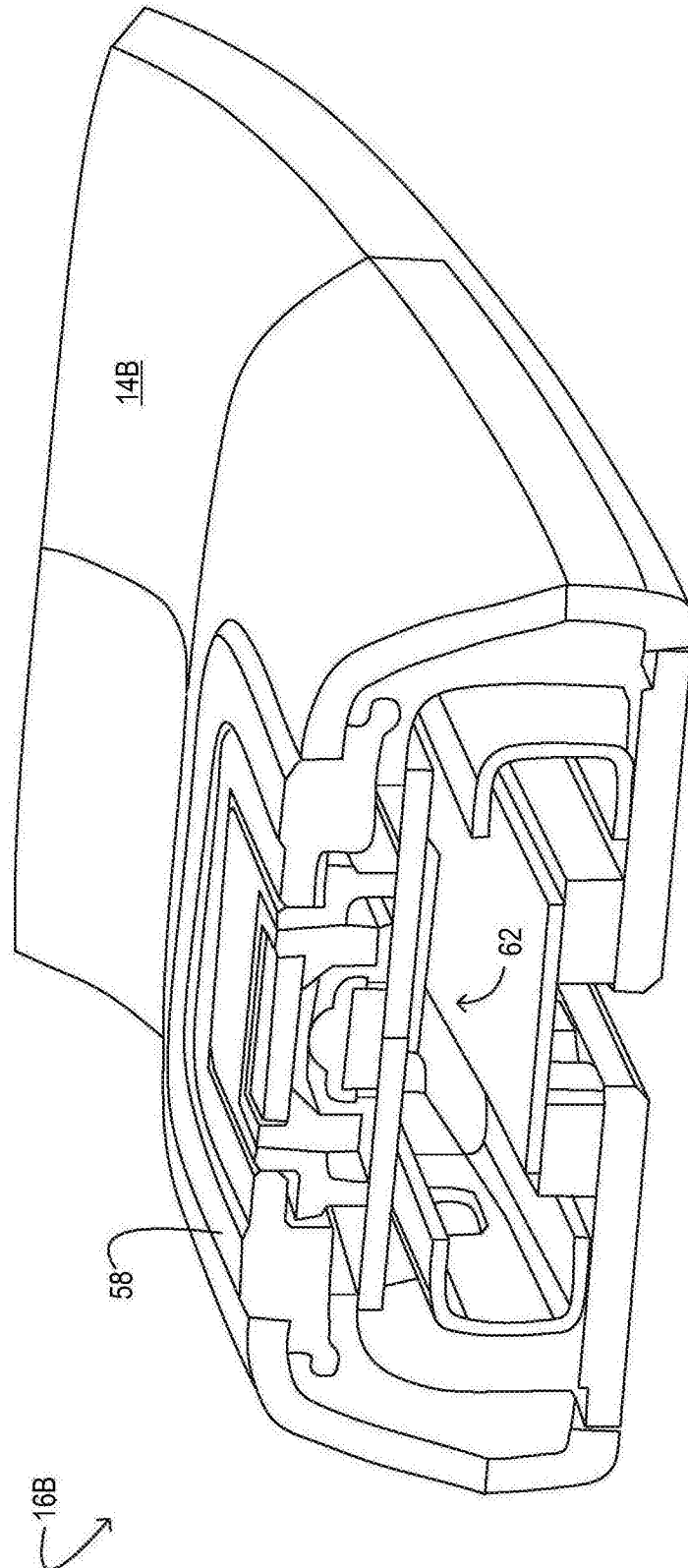


图4

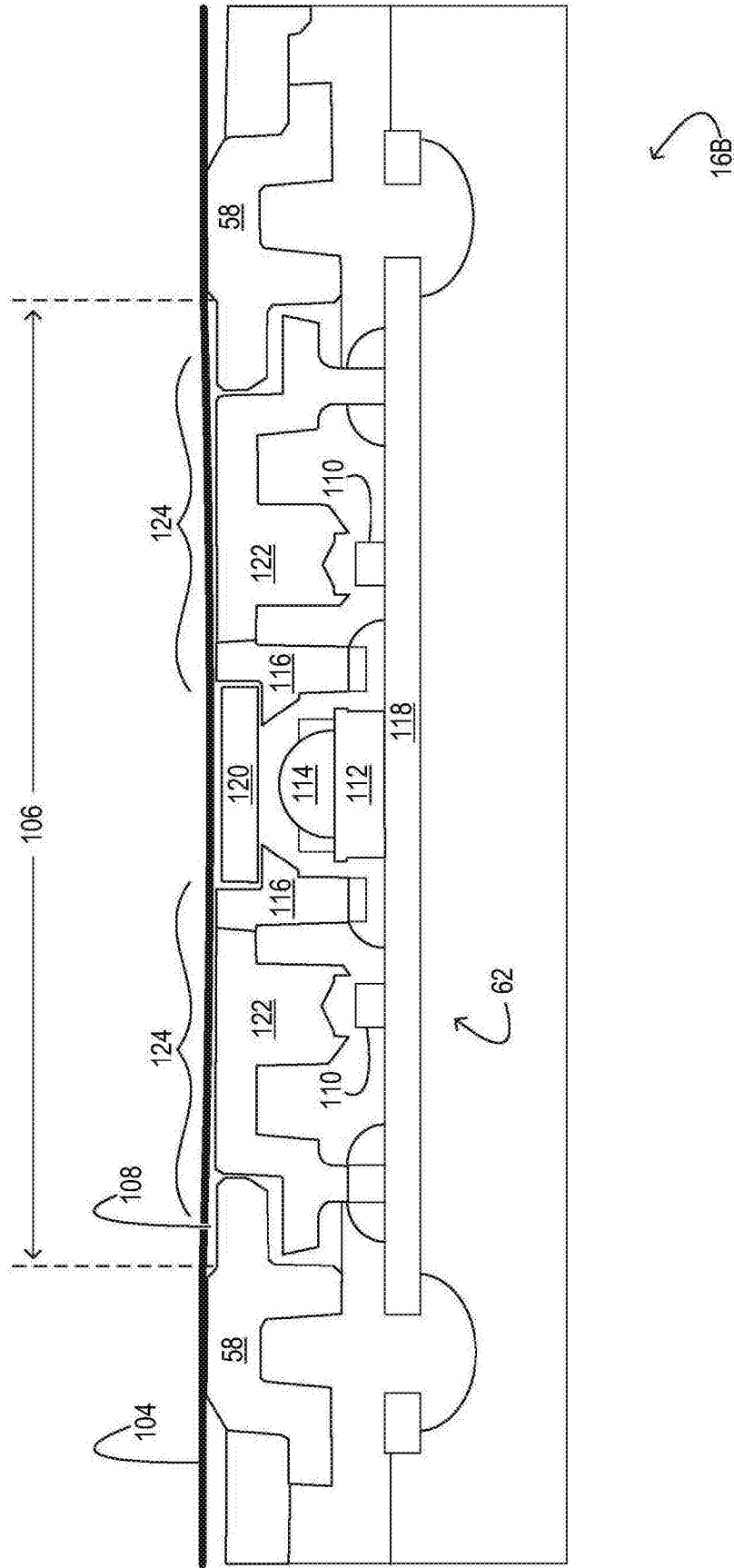


图5

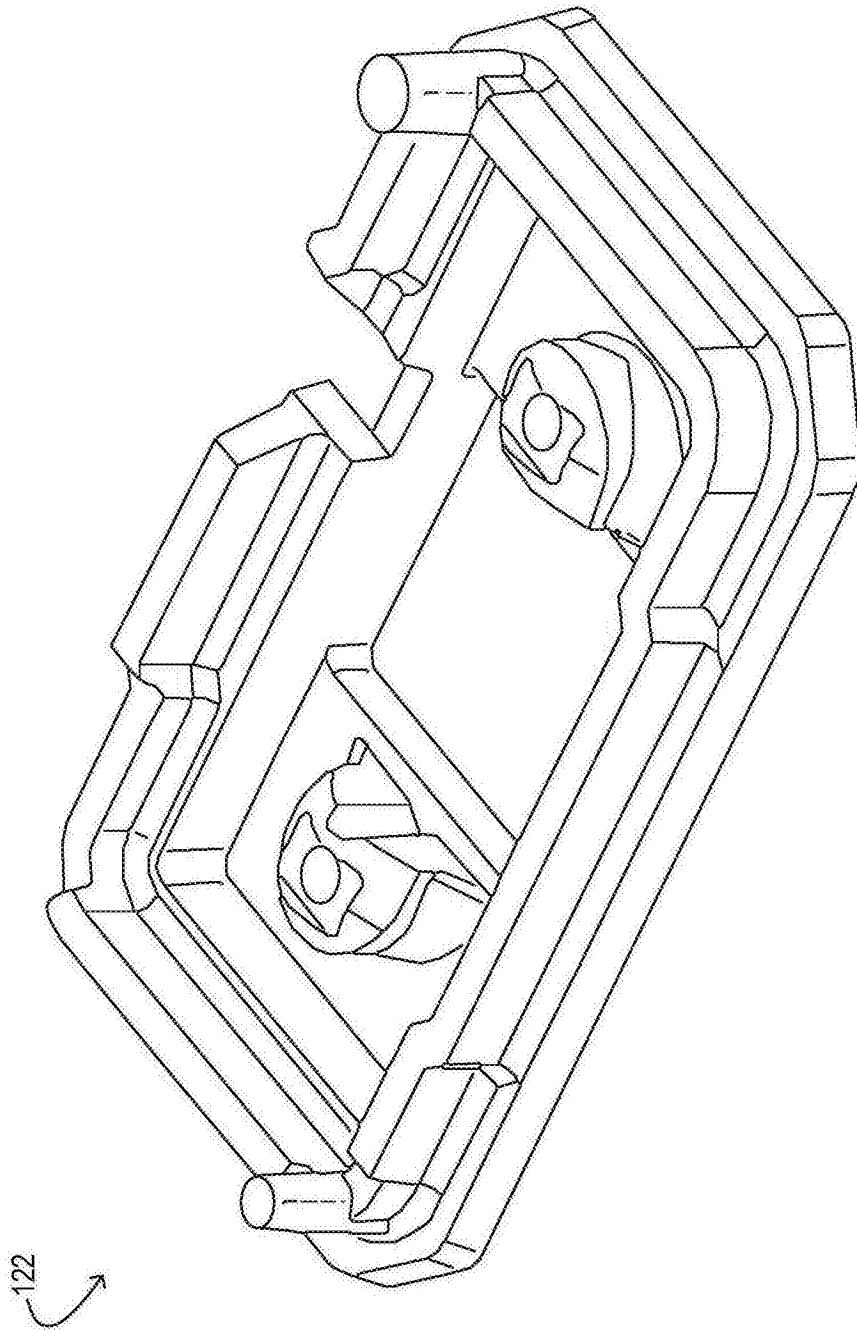


图6

专利名称(译)	光学脉搏率感测		
公开(公告)号	<a href="#">CN106455998A</a>	公开(公告)日	2017-02-22
申请号	CN201580028803.0	申请日	2015-05-29
[标]申请(专利权)人(译)	微软技术授权有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	微软技术许可有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	微软技术许可有限责任公司		
[标]发明人	R 卡尔尼克 DC坎菲尔德 JM胡德曼 G M R 加索韦 M沙克瑞		
发明人	G·K·贾斯提斯 R·卡尔尼克 D·C·坎菲尔德 J·M·胡德曼 G·M·R·加索韦 V·L·欣戈拉尼 M·沙克瑞		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024		
CPC分类号	A61B5/02427 A61B5/02438 A61B5/681 A61B5/6824 A61B5/6831 A61B5/6844 A61B5/7225 A61B2560/0406 A61B2562/164 A61B2562/185		
代理人(译)	杨洁		
优先权	14/292561 2014-05-30 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种光学脉搏率传感器包括固定装置、光发射器、光传感器和光阻塞器。固定装置具有配置用于接触皮肤表面并包围表面的一个区域的边缘。光发射器和光传感器的每一个都耦合到该固定装置并相对于该区域放置。光阻塞器被耦合到该固定装置并被放置在光发射器和光传感器之间以遮蔽光传感器避免被光源直接照射。

