



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106793956 A

(43)申请公布日 2017.05.31

(21)申请号 201580055799.7

(22)申请日 2015.10.10

(30)优先权数据

62/063,981 2014.10.15 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.04.14

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/057756 2015.10.10

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/059528 EN 2016.04.21

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 W·H·佩特斯 T·范德萨尔

E·R·雅各布斯 G·M·费尔贝克

J·W·威克普

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

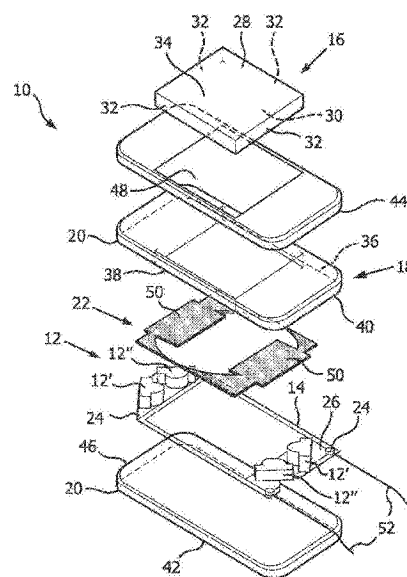
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

用于脉搏血氧测定的柔性光学源

(57)摘要

一种用于将光引导到患者的靶标的光学源(10,54),包括:至少一个光源(12,56),其被配置为发射红光和红外光。所述至少一个光源(12,56)被嵌入在柔性光导薄板(18,58)内。光分布器(16)与所述至少一个光源(12,56)被间隔开。所述光分布器(16)包括光学地耦合到所述柔性光导薄板(18,58)的发光表面(28)和至少一个光接收表面(32)。所述光分布器(16)被配置为将所发射的红光的至少部分和所发射的红外光的至少部分放出到靶标中。



1. 一种用于将光引导到患者的靶标的光学源(10、54),所述光学源包括:

至少一个光源(12、56),其被配置为发射红光和红外光,所述至少一个光源(12、56)被嵌入在柔性光导薄板(18、58)内;

柔性光分布器(16),其与所述至少一个光源(12、56)间隔开,所述光分布器(16)包括发光表面(28)和光学地耦合到所述光导薄板(18、58)的至少一个光接收表面(32),所述光分布器(16)被配置为将所发射的红光的至少部分和所发射的红外光的至少部分放出到靶标中。

2. 根据权利要求1的所述的光学源,还包括设置在所述光分布器(16)内的至少一个悬浮的反射颗粒(34),所述反射颗粒(34)的密度被配置为使得来自所述发光表面(28)的光分布具有选定的均匀性。

3. 根据权利要求1和2中的任一所述的所述的光学源,还包括能连接到所述至少一个光源(12、56)的电子器件集合(14),所述光导薄板(18、58)与所述光分布器(16)集成地形成,所述光导薄板(16、18、58)被模塑在所述电子器件集合(14)的至少部分周围。

4. 根据权利要求1-3中的任一所述的所述的光学源,还包括壳体(20、60),所述壳体被配置为围绕所述至少一个光源(12、56)、所述光分布器(16)和所述光导薄板(18、58),所述壳体(20)定义开口(48、62),所述壳体(20)被配置为反射从所述至少一个光源(12、56)发射的光,所述光分布器(16)与所述发光薄板(18、58)分离地形成。

5. 根据权利要求1-4中的任一所述的所述的光学源,其中,所述电子器件(14)、所述光导薄板(18、58)以及所述壳体(20)每个都由柔性弹性材料形成,从而为所述光学源(10、54)提供高水平的柔性。

6. 根据权利要求1-5中的任一所述的所述的光学源,还包括设置为邻近所述光分布器(16)和所述光导薄板(18)中的至少一个的背侧的光吸收材料(20),所述光吸收材料(22)被分布为使得所发射的光更加均匀。

7. 根据权利要求4-7中的任一项所述的所述的光学源,其中,所述壳体(20)包括:

基底(42),其用于支撑所述光导薄板(18、58);以及

盖(44),其覆盖所述光导薄板(18、58)的至少部分,所述盖(44)包括被配置为接收所述光分布器(16)的所述发光表面(28)的开口(48);

其中,所述光吸收材料(22)被定位在所述基底(42)上,使得所述光吸收材料(22)被设置在所述基底(42)的至少部分与所述光导薄板(18、58)的至少部分之间。

8. 根据权利要求1-8中的任一所述的所述的光学源,其中,所述光分布器(16)发光表面(28)的所述发光表面(28)具有从大约 1mm^2 到大约 1cm^2 的范围中的面积。

9. 根据权利要求1-9中的任一项所述的所述的光学源,其中,所述光分布器(16)具有从大约10微米到大约10毫米的范围中的厚度,所述光分布器(16)优选地具有渐缩的厚度,从而增加来自所述发光表面(28)的均匀性。

10. 根据权利要求1-10中的任一项所述的所述的光学源,其中,所述至少一个光源(12、56)包括LED的至少一个对,LED的所述至少一个对包括被配置为发射红光的至少一个LED(12')和被配置为发射红外光的至少一个LED(12'')。

11. 根据权利要求1-10中的任一项所述的所述的光学源,其中,所述至少一个光源(12、56)包括光纤的至少一个对,光纤的所述至少一个对包括被配置为发射红光的至少一条光纤

(56') 和被配置为发射红外光的至少一条光纤 (56'')。

12. 根据权利要求11所述的光学源, 其中, 所述至少一个光源 (12、56) 包括被定位通过发光薄板 (18、58) 和所述光分布器 (16) 中的至少一个的单条光纤 (56')。

13. 一种用于利用红光和红外光对靶标进行光照的方法, 所述方法包括:

将光学源 (10、48) 定位为至少邻近于所述靶标;

从至少一个光源 (12、56) 发射红光和红外光中的每个;

沿柔性光导薄板 (18、58) 引导所述红光的至少部分和所述红外光的至少部分; 并且

经由紧靠所述靶标的至少部分的柔性发光表面 (28) 将所述红光的至少部分和所述红外光的至少部分导向到所述靶标中。

14. 根据权利要求13所述的方法, 还包括以下中的至少一项:

经由设置在光分布器 (16) 内的至少一个反射颗粒 (34) 来反射所述红光的至少部分和所述红外光的至少部分; 并且

经由基本上围绕光分布器 (16) 的周界设置的光吸收材料 (22) 来吸收所述红光的至少部分和所述红外光的至少部分。

15. 根据权利要求13-14中的任一项所述的方法, 还包括:

将所述光导薄板 (18、58) 包围在壳体 (20、60) 内, 所述壳体 (22、60) 防止所发射的红光和红外光从其逃离, 从而将均匀光束导向出所述发光表面 (28)。

16. 一种用于将光引导到患者的靶标的光学源, 所述光学源包括:

至少一个光源 (12、56), 其被配置为发射红光和红外光;

光导薄板 (16、18、58), 其被模塑在所述至少一个光源 (56) 的至少部分周围, 所述光导薄板 (16、18、58) 被配置为引导所发射的红光的至少部分和发射的红外光的至少部分;

包覆层 (20、60), 其被设置在所述光导薄板 (16、18、58) 的至少部分上, 所述包覆层 (20、60) 被配置为反射所发射的红光的至少部分和所发射的红外光的至少部分, 并且将所发射的红光和红外光保持在所述光导薄板 (16、18、58) 中; 以及

出口 (62), 其被设置在所述光导薄板 (16、18、58) 的不与所述包覆层 (60) 接合的部分上, 所述出口 (62) 由所述包覆层 (20、60) 的至少部分围绕, 所述出口 (62) 被配置为朝向靶标发射红光和红外光。

17. 根据权利要求16所述的光学源, 还包括至少一个悬浮的反射颗粒 (34), 所述反射颗粒设置在所述光导薄板 (16、18、58) 内, 所述反射颗粒 (34) 的密度被非均匀地分布, 使得来自所述光导薄板 (16、18、58) 的光分布是空间均匀的。

18. 根据权利要求16和17中的任一项所述的光学源, 还包括光吸收材料 (22), 所述光吸收材料被设置为邻近于所述包覆层 (20、60) 和所述光导薄板 (16、18、58) 中的至少一个, 所述光吸收材料 (22) 被分布为使得所发射的光更加均匀。

19. 根据权利要求16-18中的任一项所述的光学源, 其中, 所述光导薄板 (16、18、58) 具有小于1毫米的厚度。

20. 根据权利要求16-19中的任一项所述的光学源, 其中, 所述至少一个光源 (12、56) 包括光纤的至少一个对, 光纤的所述至少一个对包括被配置为发射红光的至少一条光纤 (56') 以及被配置为发射红外光的至少一条光纤 (56'')。

用于脉搏血氧测定的柔性光学源

技术领域

[0001] 本申请总体涉及测量患者的脉搏率和血氧饱和度 (SpO_2) 的指示。其具体结合提供脉搏血氧测定 (oximetry) 的光传感器应用。光学源包括放大的发光出口同时具有低度的厚度和高度的柔性以允许光学源关于患者的靶标组织的定位并且将尤其参考其进行描述。然而,应理解,其还应用于其他情形而不必限于上述应用。

背景技术

[0002] 脉搏血氧测定已经变为临床实践中的护理的标准。其提供关于患者的脉搏率和 SpO_2 的非常重要的信息的连续非侵入式读出。

[0003] 在脉搏血氧测定中,红光和红外光穿过组织并且由光检测器拾取。心脏脉搏率从由搏动的动脉血体积引起的搏动光信号导出。基于红色和红外信号处的脉冲幅度的比率,基于氧合血红蛋白与去氧血红蛋白之间的颜色的差异来完成氧合的测量。

[0004] 然而,测量技术的精度是有限的,其对可用靶标组织测量位点施加了限制,并且能够引起不可靠读数。存在脉搏血氧测定的四个重要限制方面:(1) 由于大的动脉或不均匀脉管床的存在的 SpO_2 读数的敏感性;适配到人体内部和外部上的窄空间中的脉搏血氧计探头的大尺寸;(3) 体积描记信号和 SpO_2 读数对传感器的接触压力的敏感性;以及(4) 由于组织上的延长接触压力点的不舒服的发生。

[0005] 首先,组织中的大的动脉或不均匀脉管的存在能够显著降低脉搏血氧测定的准确度。这些较大的脉管关于脉搏血氧计的源和探测器的确切位置很大程度上取决于传感器放置,并且还从患者到患者变化。这些因子降低脉搏血氧计的准确度和精度。当前商业传感器被应用到靠近与皮肤表面的不存在大的动脉的身体部分(例如,手指、耳垂、耳康、眼眉紧上方的区)。具有大的动脉的区(诸如太阳穴和耳道)不适于 SpO_2 测量,因为大的动脉的存在能够使脉搏血氧计的全局校准失效。

[0006] 不均匀脉管限制将粘膜组织用于脉搏血氧测定。粘膜组织缺少表皮和真皮,这是光学缺点,因为表皮和/或真皮层将在光可能遇到任何较厚血管之间将光匀化。一个非常感兴趣的粘膜位点将是鼻中隔,因为其在非常虚弱的患者中的持续灌注性质。然后,靠近于组织表面的较大动脉的存在使得测量不可靠。

[0007] 第二,薄光学源和检测器将使得脉搏血氧计能够被设置在窄空间(例如,鼻孔、眼镜的鼻垫、耳后等)中。例如,中隔和鼻孔的其他侧指间的空间能近似为2mm。

[0008] 第三, SpO_2 测量对于通过传感器到组织的施加的接触力非常敏感。光传感器需要温和地施加最小水平的压力,以针对可靠 SpO_2 测量移除静脉搏动。然而,患者移动常常导致接触压力的波动,从而导致不可靠测量结果。当前脉搏血氧计的刚度诱发接触压力对患者的移动的强敏感度。例如,中隔不能够容易地变形,同时在每个患者中,中隔可以具有不同曲率或形状。刚性光接触将使得测量结果对运动高度敏感。

[0009] 第四,当前脉搏血氧计的刚度引起患者不舒服。由于传感器的刚度,患者的组织变形,使得其均匀地触碰刚性光传感器,而不管任何组织表面不规则弯曲。然而,延长的组织

变形引起不舒服,并且在严重情况下,引起组织坏死。同样,如果组织(例如,鼻中隔)由于其刚度而不能变形,则组织与传感器之间的连接将最可能不良匹配,引起增加的压力接触和不舒服。

发明内容

[0010] 本申请提供新的并且改进的方法和系统,其克服以上问题和其他问题。

[0011] 针对大动脉问题的一种解决方案能够是使得源的面积比血管的最大尺寸大得多。由血管对主导光路径的阻挡从而被防止,因为主导光路径是空间分布的并且将总是形成在任何较大的血管周围。然而,用于脉搏血氧计的典型光源(即,LED)通常小得多(~100微米)。该问题利用放置在LED前面的刚性光扩散材料来解决,以扩大光被发射的空间区域。

[0012] 光照的扩大的区难以与窄空间/腔组织组合,因为扩散材料的额外层引起额外厚度。例如,如果期望传感器具有拥有10mm的直径的区的光照,则需要5mm的额外层以实现该尺寸,从而限制传感器在身体的约束空间中的传感器的应用性。克服该问题的一种方法在显示制作中已知,其中,LED被放置在平面波导的侧面,并且光被散射出波导(参见美国专利No.3871747)。然而,这样的波导并不在与人类组织的直接接触中工作良好,因为人类组织具有比空气(即,显示的向外耦合介质)更高的折射率。因此,光太快地被耦合出波导,导致光到组织中的差的向外耦合。

[0013] 光照的放大的区还难以与不均接触压力问题和患者不舒服问题组合。如果刚性光学源被放大,则组织变形的程度也将成比例地增加。如果组织几何结构并不互补传感器的几何结构,则存在对应用的压力的敏感性和患者和传感器运动的风险。传感器也将非常不舒服,因为不均匀应用的压力。例如,对着弯曲鼻中隔按压的固体平面结构对于患者将感受高度不舒服。

[0014] 根据一个方面,提供了一种用于将光引导到患者的靶标的光学源。所述光学源包括:至少一个光源,其被配置为发射红光和红外光。所述至少一个光源被嵌入在柔性光导薄板内。光分布器与所述至少一个光源间隔开。所述光分布器包括光学地耦合到所述柔性光导薄板的发光表面和至少一个光接收表面。所述光分布器被配置为将所发射的红光的至少部分和所发射的红外光的至少部分放出到靶标中。

[0015] 根据另一方面,一种用于利用红光和红外光对靶标进行光照的方法,包括所述方法包括将光学源定位为至少邻近于所述靶标。从至少一个光学源发射红光和红外光中的每个。沿柔性光导薄板引导所述红光的至少部分和所述红外光的至少部分。经由紧靠所述靶标的至少部分的柔性发光表面将所述红光的至少部分和所述红外光的至少部分引导到所述靶标中。

[0016] 根据另一方面,提供了一种用于将光引导到患者的靶标的光学源。所述光学源包括:至少一个光源,其被配置为发射红光和红外光。光导薄板被模塑于所述至少一个光源的至少部分周围。所述光导薄板被配置为引导发射的红光的至少部分和发射的红外光的至少部分。包覆层被设置在所述光导薄板的至少部分上,所述包覆层被配置为反射所发射的红光的至少部分和所发射的红外光的至少部分,并且在所述光导薄板中保留所发射的红光和红外光。出口被设置在所述光导薄板的不与所述包覆层接合的部分上。所述出口由所述包覆层的至少部分围绕。所述开口被配置为朝向靶标发射红光和红外光。

[0017] 一个优点在于在靶标组织中存在大动脉和/或不均匀脉管时提供脉搏率和 SpO_2 的准确读数。

[0018] 另一优点在于在窄靶标组织中放置脉搏血氧计。

[0019] 另一优点在于关于弯曲靶标组织放置脉搏血氧计。

[0020] 另一优点在于增加的患者舒适性。

[0021] 本领域普通技术人员在阅读和理解了以下详细描述后将意识到本发明的另外的优点。

附图说明

[0022] 本申请可以采取各种部件和各部件的布置的形式,并且可以采取各种步骤和各步骤安排的形式。附图仅处于图示优选实施例的目的,并且不应被解释为限制本发明。

[0023] 图1图示了邻近靶标组织定位的光学源。

[0024] 图2是与脉搏血氧计一起使用的图1的光学源的分解图示;

[0025] 图3是在组装配置中的图2的光学源的透视视图;

[0026] 图4是沿图3中的线4-4所取的截面视图;

[0027] 图5A-5D是与脉搏血氧计一起使用的光学源的备选实施例的图示;并且

[0028] 图6是图示从光学源的靶标组织的光的引导的示范性流程图。

具体实施方式

[0029] 本申请涉及用于脉搏血氧计1的光学源10的系统和方法。参考图1,光学源10被配置为与被定位在靶标组织上或靶标组织附近的脉搏血氧计1的光接收设备11一起使用。如本文图示的,术语“靶标组织”涉及任何期望靶标组织例如,(中隔、鼻外部、鼻内部、鼻孔内部、手指、耳垂、耳鼓(ear concha)、耳后方、耳内、眼眉上方的区、眼眶中、食道、口腔黏膜、颅骨、前额上等)。光学源10(并且任选地,光接收设备11)是空间延伸、薄和柔性的。光学源10(并且任选地,光接收设备11)的空间延伸的维度允许脉搏血氧计在不均匀和大的搏动动脉的存在下获得指示患者的生命体征(例如,脉搏率、 SpO_2 等)的准确读数,同时减少使用期间的潜在位移的可能性。光学源10(并且任选地,光接收设备11)的小的厚度使得脉搏血氧计能够在靶标组织的约束边界中。光学源10的柔性使得脉搏血氧计能够在弯曲靶标组织中,并且帮助避免压力点和不舒服。光学源10(并且任选地,光接收设备11)的柔性也实现每个患者上的均匀、最小压力接触,以测量 SpO_2 值。如本文使用的,术语“柔性”和其变型指代具有相对于中隔和光学源10(并且任选地,光接收设备11)被配置为对着其设置的其他组织的低硬度值的元件或结构的特性。

[0030] 参考图2,一个实施例的光学源10包括至少一个光源12、电子器件14的集合、柔性光分布器16、柔性光导薄板18、柔性壳体20以及柔性光吸收材料22。所述至少一个光源12被配置为发射红光和红外光。在一个范例中,所述至少一个光源12能够包括LED的至少一个对,其被配置为发射红光的第一LED 12'和被配置为发射红外光的第二LED 12"。如图2所示,至少一个光源12包括第一LED 12'和第二LED 12"的两个对。将意识到,光学源10能够包括相等数量的第一LED 12'和第二LED 12"。图示的实施例中的第一LED 12'和第二LED 12"被布置在基本矩形配置中。然而,第一LED 12'和第二LED 12"能够被布置在不同配置(例

如,圆形)中。

[0031] 至少一个第二光源12可操作地连接到电子器件14的集合。电子器件14提供用于光学源10的电路部件(例如,电路板、接触线等)。如图2所示,第一LED 12' 被定位为邻近电子器件14的第一端24处的第二LED 12"。然而,将意识到,第一LED 12' 能够被定位在电子器件14的第一端24处,并且第二LED 12"能够被定位在电子器件14的第二端26处。电子器件14包括由柔性材料(例如,聚醚、酮醚、聚酰亚胺、透明传导聚酯、薄金属等)制成的电子电路,从而允许光学源10适应于靶标组织的弯曲。

[0032] 柔性光分布器16被配置为发送和散射从至少一个光源12朝向组织发射的红光和红外光中的每个。光分布器16将来自至少一个光源12的发射的红光和红外光向外耦合,作为弥散光的均匀源,如下面更详细描述。光分布器16具有发光表面28、部分反射表面30以及至少一个光透射表面32,其例如与光导薄板18光学连接。反射颗粒34例如(TiO_2 颗粒)悬浮在光分布器16中。反射颗粒34能够是微米颗粒或纳米颗粒。例如,每个反射颗粒34能够具有从大约0.2微米到10微米的范围的直径。在一个范例中,光分布器16能够被配置使得反射颗粒34空间变化,具有更远离至少一个光源12的较高密度和更靠近至少一个光源的较低密度,形成光反射梯度,从而创建从发光表面28起具有选定的均匀性的光分布。

[0033] 光分布器16具有从大约10微米到大约2毫米的范围的厚度。在一个范例中,光分布器16具有大约10毫米的厚度。光分布器16具有大约 1cm^2 的表面积;尽管光分布器能够具有大约 1mm^2 的表面积。光分布器16被图示为正方形;然而,其他形状是可能的(例如,矩形、圆形、椭圆、n边形)。在一些范例中,光分布器16能够具有渐缩的配置,从而增加向外耦合光的均匀性。在备选实施例中,部分反射层30能够被粗糙化为包括孔或微凹的阵列,其填充有相比于光导薄板18的材料(例如,树脂)具有不同的折射率的弹性材料,以实现均匀光学耦合。

[0034] 光导薄板18被配置为传导从至少一个光源12发射的红光和红外光,并且充当至少一个光源12与光分布器16之间的光导。光导薄板18由弹性体(例如,硅胶)制成。光导薄板18模塑于至少一个光源12与电子器件14周围,使得至少一个光源和电子器件嵌入在光导薄板内。如图2所示,光导薄板18完全包围所述至少一个光源12和所述电子器件14。在一个范例中,光分布器16和光导薄板18是两个分离的元件,其中,光导薄板18光学耦合到光分布器16的紧靠边缘,在另一范例中,光分布器16和光导薄板18集成地形成在一起。在一些实例中,光学耦合胶(未示出)被用于改进与靶标组织的光学耦合。一旦被模塑,电子器件14的第一端26就被封装在光导薄板18的第一端38中,并且电子器件的第二端28就被封装在光导薄板的第二端40中。光导薄板18具有与光分布器16大约相同的厚度。将意识到,光导薄板18的厚度能够变化,以增加从光分布器16向外耦合的光的均匀性。例如,光导薄板18的厚度能够在其邻近至少一个光源12的第一端38和第二端40中的一个或两者处减小。

[0035] 柔性壳体20被配置为支持和支撑至少一个光源12、电子器件14、光分布器16、光导薄板18以及光吸收材料22。光导薄板18被覆盖有白覆盖材料36(例如,具有高密度 TiO_2 纳米颗粒的硅胶),其反射(即,阻挡)发射的红光和红外光。白覆盖材料36也不透明以确保红光和红外光被散射到光从其朝向靶标材料均匀地散射的光分布器16的方向中。在一个范例中,白覆盖材料36阻挡从至少一个光源12到靶标组织的任何直接光路径,从而增加光学源10的几何均匀性。通过保持发射的红光和红外光在光导薄板18内,直到发送到光分布器16中,来自发光表面28的向外耦合的光是均匀的。

[0036] 壳体20包括基底42和互补的盖44。基底42和盖44均有柔性不透明弹性体材料(例如,具有高密度TiO₂纳米颗粒的硅胶)制成,以用于定位邻近弯曲靶标组织的光学源10。基底42和盖44具有大约2cm的长度和大约1cm的宽度。将意识到,基底42和盖44能够具有任意适当的尺度,以定位邻近窄和/或弯曲靶标组织的光学源10。基底42包括沿着其周界延伸的侧壁46。侧壁46包围光导薄板18。盖44包括开口或出口48。开口48具有对应于光分布器16的长度和宽度的长度和宽度。壳体20具有发射内部表面以将红光和红外光反射回到光导薄板18和光分布器16内。在一个实施例中,壳体20是薄包覆层,例如箔或喷绘。

[0037] 光吸收材料20被配置为吸收散射的红光的至少部分和散射的红外光的至少部分。光吸收材料22由柔性材料制成,其吸收红光和红外光两者(例如,黑)。光吸收材料22紧靠光分布器16和光导材料18的下表面的部分。光吸收材料22被整形为改进从光分布器16的发光表面28发射的红光和红外光的均匀性。因为更多光趋于邻近于边缘并且在更靠近至少一个光源12的区域中被发射,因此光吸收材料22实质上围绕光分布器16的周长。光吸收材料22具有邻近至少一个光源12的至少一个延长的区50,以用于吸收从其发射的红光和红外光的部分。光导薄板18能够被模塑到光吸收材料22。备选地,盖44能够在光分布器16下方的区中并且光导薄板18的邻近边缘被着色(例如,喷绘)。在另一实施例中,光分布器16和光导薄板18的下侧利用光吸收材料或颗粒的图案选择性变暗或灌注。

[0038] 参考图3,现在将描述光学源10的组件。一个或多个导线52被连接到电子器件14。至少一个光源12可操作地连接到电子器件14(例如,通过焊接或焊合)。光导薄板18被模塑在至少一个光源12、电子器件14、光分布器16的至少部分和光吸收材料22周围。在一个实施例中,光导薄板18被放置在壳体20的基底部分42内,并且盖44然后与基底42接合。在一个范例中,盖44是与基底42卡扣。在另一范例中,盖44和基底42通过夹钳、磁体、钩等连接在一起。在另一实施例中,基底42和盖44是整体包覆层。当盖44连接到基底42时,开口48围绕发光表面28的周界。在一个范例中,发光表面28和盖44合作,以形成光学源10的平坦表面。在另一实施例中,光导薄板18被形成有助于光分布器16的开口(未示出)并且然后,光分布器被插入以光耦合胶(未示出)或开口中的其他耦合剂。

[0039] 一旦被组装,一个实施例中,光学源10可以具有大约2cm的长度、大约1cm的宽度和大约0.5-1mm的厚度。光学源10的相同厚度有利地允许光学源被定位在窄靶标组织内。将意识到,光学源10的尺度能够变化,使得光学源能够被定位在任何其他期望靶标组织中。在一些实例中,开口48居中定位在盖44中。例如,开口48的宽度跨盖44的宽度,并且开口的长度将盖划分为两个相等的不透明部分。将意识到,开口48能够被定位为偏移盖44的中心。在另一实施例中,光分布器16和光导薄板18被模塑为一体的构造。反射颗粒34优选地设置为远离至少一个光源12和邻近开口48的中心。

[0040] 光学源10还具有高度的柔性。有利地,电子器件14、光分布器16、光导薄板18、壳体20以及光吸收材料20由具有低硬度和刚度的弹性材料(例如,硅胶)制成;但是能够使用另一弹性材料。光学源10的柔性允许光学源符合其遇到的人类身体的任何形状或轮廓,从而确保与靶标组织的最优接触同时使与靶标组织的接触压力均匀化。在大约15毫米的跨度上测量的0.005N/mm到0.5N/mm的硬度产生好的结果。硬度能够由硅胶的选择和柔性电子结构的厚度来定制。此外,光学源10的融合减少靶标组织上的接触压力,从而增加患者的舒适度。

[0041] 参考图4,光学源10被配置为将光引导到靶标组织中。光导薄板18完全被包围在壳体20内。光分布器16基本上居于壳体20内。光分布器16的发光表面20是具有盖44的顶部表面的大致平面。包括第一LED 12' 和第二LED 12"的第一对被定位在壳体20的第一端40处,并且包括第一LED 12' 和第二LED 12"的第二对被定位在壳体的第二端42处。围绕第一LED 12' 的光导薄板18形成在LED和光分布器16之间。

[0042] 当红光和红外光从第一LED 12' 和第二LED 12"发射时,光导薄板18通常在发光方向上引导光,所述发光方向基本上平行于发光表面28(图1所示)。如图4所示,发光方向是水平方向。发射的红光的至少部分和发射的红外光的至少部分接触光导薄板18。在接触时光导薄板18通常使光偏转离开壳体20并且基本上进入发光方向中(示出为光射线2)。红光的一部分和红外光的一部分由光吸收材料22吸收(示出为光射线3)。例如,光吸收材料22被定位在光分布器16下方,使得均匀光束从发光表面发射。通过光吸收材料22的吸收的光并不接触光分布器16的光透射表面32。未被吸收的红光的部分和红外光的部分接触光透射表面32并且进入光分布器16(例如,光射线1和2)。将意识到,由光分布器16接收的光已经由光导薄板18偏转。光由薄的多个光透射表面32接收,以照射光分布器16。由光分布器16接收的光接触定位在其内的反射颗粒34。反射颗粒34将光重新引导在基本上垂直于发光方向的耦合方向上。如图4所示,耦合方向是垂直方向。红光和红外光朝向靶标组织向外耦合,以由脉搏血氧计1(参加图11)的光接收设备11接收。有利地,在红光和红外光的方向上的垂直变化增加朝向靶标组织的向外耦合的光的均匀性。

[0043] 参考图5A-5D,与脉搏血氧计的光接收结构(未示出)一起使用的光学源54被提供用于测量指示患者脉搏率和 SpO_2 的信息。除非下面指定,光学源54的元件被配置为基本上类似于上面描述的光学源10的元件。为了方便,省略光学源10与光学源54之间共同的元件的重复描述。

[0044] 光学源54包括至少一个光源56、光导薄板58、包覆层60以及出口或开口62。在一个范例中,至少一个光源56能够包括光纤的至少一个对,其具有被配置为发射红光的第一光纤56' 和被配置为发射红外光的第二光纤56"。备选地,至少一个光源56能够被配置为发射红光和红外光中的每个的单条光纤。如图5A和5B所述,至少一个光源56包括第一光纤56' 和第二光纤56"的一个对。将意识到,光学源54包括任何数量的第一光纤56' 和第二光纤56"的一个对。光纤56' 和56"包括粗糙化部分64以朝向出口62发射红光和红外光。例如,粗糙化部分64由喷砂形成。粗糙化部分的硬度朝向光纤56' 和56"的端部增加,以确保沿光纤的长度的均匀光强度。参考图5C和5D,光学源54包括具有粗糙化部分64的单条光纤56', 其被引导通过光分布器16的部分。通过将光纤56' 引导通过光分布器58,向外耦合的光的均匀性增加。

[0045] 返回参考图5A和5B,光导薄板58被模塑在光纤56' 和56"周围,使得光纤嵌入在光导薄板的部分中。在该实施例中,上面描述的光分布器16与光导薄板58集成地形成。换言之,光导薄板58包括光分布器16和发光薄板58(上面描述的)的特性。优选地,光导薄板58(如光分布器16)具有在大约15毫米的跨度上测量的小于0.5N/mm的硬度。如图5A和5B所示,光纤56' 和56"被设置在光导薄板58的第一端66处。光导薄板58由具有低刚度值的弹性材料(例如,硅胶)形成,从而提供具有高柔性水平的光学源54。光导薄板58是透明的以用于引导朝向靶标组织的发射的红光和红外光。光导薄板58具有大约2cm的长度和大约1cm的宽度。

光导薄板58具有大约10微米到大约2毫米的厚度。光导薄板58的厚度能够变化(例如,在至少一个光源56的位置处),以增加向外耦合的光的强度。在备选实施例中,光导薄板58能够包括嵌入在其中的扩散介质,诸如发射颗粒34,以用于发射的红光和红外光的均匀向外耦合。

[0046] 光导薄板58被包覆有包覆层60,其由非透明扩散或反射材料制成并且能够包括反射颗粒(例如, TiO_2),以用于扩散地反射发射的红光和发射的红外光。包覆层60基本上围绕光导薄板58,除了包括出口62的光导薄板的部分。换种说法,出口62被定义为不由包覆层60围绕的光导薄板58的部分。

[0047] 出口62被配置为将发射的光放出到靶标组织中。如图5A和5B所示,出口62被定位在光导薄板58的相对第二端68。出口62是圆形的;然而,出口能够具有任何合期望的形状。出口62例如具有大约9mm的直径。然而,将意识到,出口62能够具有任何适当的尺寸,以从光分布器朝向靶标组织反射光。

[0048] 当红光和红外光从光纤56'和56''发射时,发射的光在发光方向上被引导朝向出口62(在图5A和5B中图示为垂直方向)。发射的光的部分接触包覆层60,其将光通常漫反射到发光方向上。当发射的红光和红外光到达出口62时,包覆层60不存在以发射光。因此,光被从光导薄板58发射出,进入到紧靠靶标组织和光接收设备(未示出)中。

[0049] 参考图6,描述了朝向患者的靶标组织引导光的方法70。方法70包括以下步骤:提供光学源(步骤72);将光学源定位为至少邻近于,或接触靶标组织(步骤74);从光学源发射光(步骤76);反射发射的光的至少部分(步骤78);吸收反射的光的至少部分(步骤80);将反射的光与反射颗粒接合(步骤82);并且将光放出到靶标组织中(步骤84)。

[0050] 在步骤72处,提供光学源10、54。光学源10、54如上所述地被配置并且组装。在一个范例中,至少一个光源12、56、光分布器16、光导薄板18、58、以及壳体20或包覆层60均由具有低刚度值的弹性材料制成,从而提供具有高柔性水平的设备。在另一范例中,光分布器16具有符合靶标组织(例如,从大约 1mm^2 到大约 1cm^2 的范围)并且包括大约1毫米(例如,大约10微米到大约2毫米)的厚度的区。

[0051] 在步骤74处,光学源10/54被按压以接触靶标组织(例如,在中隔的部分上)。然而,将意识到,光学源10/54能够被定位在任何适当组织上或附近。在一些实例中,定位设备(未示出),诸如球囊、夹钳或者粘合剂,能够与光学源10、54接合以至少临时对着靶标组织定位光学源。

[0052] 在步骤76处,光从至少一个光源12/56发射。所述至少一个光源12包括发射红光的第一LED 12' (或第一光纤56') 和发射红外光的第二LED12'' (或者第二光纤56'')。所述至少一个光源12、56被安装在壳体(或者包覆层60)内,使得从其发射的一些红光和红外光在基本上平行于光分布器16的发光表面28的发光方向上行进。发射的红光和红外光由光导薄板18、58引导朝向光分布器16。

[0053] 在步骤78处,发射的红光的至少部分和发射的红外光的至少部分由光导薄板18、58反射。光导薄板18、58的白覆盖材料36防止发射的光离开壳体20(或包覆层60)的通过。相反地,光导薄板18、58反射离开壳体20(或包覆层60)的发射的光。发射的光在由光导薄板18、58对光的反射之后连续总体朝向光分布器16移动。

[0054] 在步骤80处,发射的光的至少部分被吸收。在一个范例中,光吸收材料22吸收发射

的光,而不管吸收的光是否已经由光导薄板18、58反射。光吸收材料22吸收发射的光的至少部分以提供离开光分布器16的发光表面28的均匀光束。

[0055] 在步骤82处,由光分布器16接收光的部分。未由光吸收材料22吸收的发射的光的部分遇到光分布器16的光透射表面32。将意识到,由光分布器16接收的光的部分已经由光导薄板18、58反射。光由薄的多个光接触表面32接收,以照射光分布器16。

[0056] 在步骤84处,光朝向靶标组织被偏折。一旦光已经由光分布器16接收,光与包含在光分布器内的反射颗粒34相互作用。反射颗粒34将光偏折到朝向靶标组织的向外耦合方向上。红光和红外光的向外耦合垂直于发光方向。一旦光被引导到靶标组织,光由光接收结构(未示出)接收,从而允许脉搏血氧计测量指示患者的脉搏率和 SpO_2 的信息。

[0057] 已经参考优选实施例描述了本发明。他人在阅读和理解了上述描述后可以做出修改和变化。本发明旨在被解释为包括所有这些修改和变化,只要其进入本发明或其等价方案的范围内。

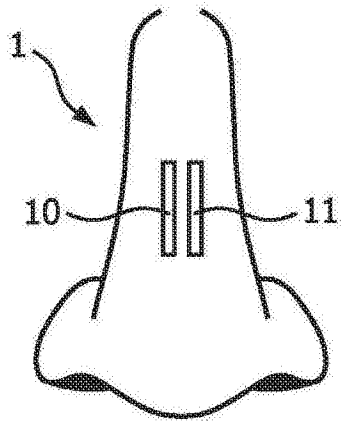


图1

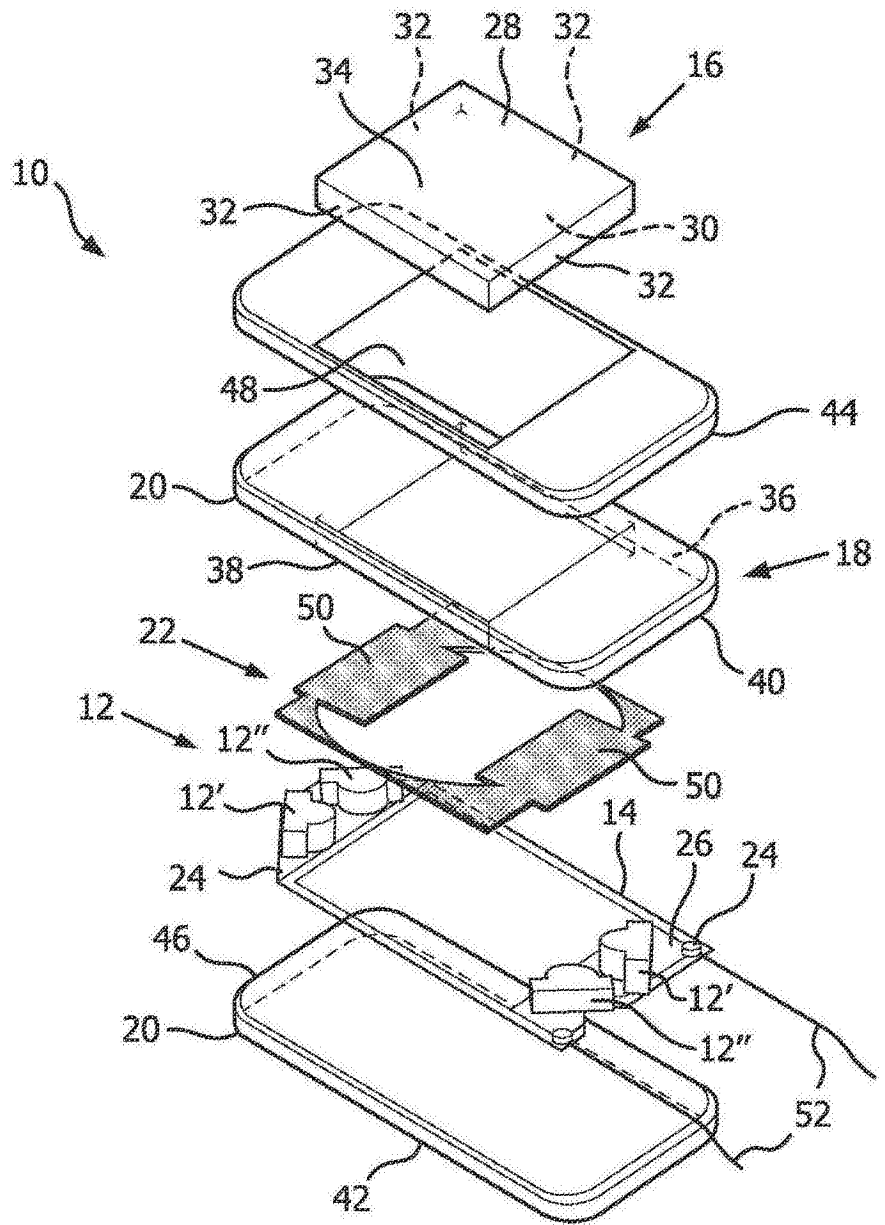


图2

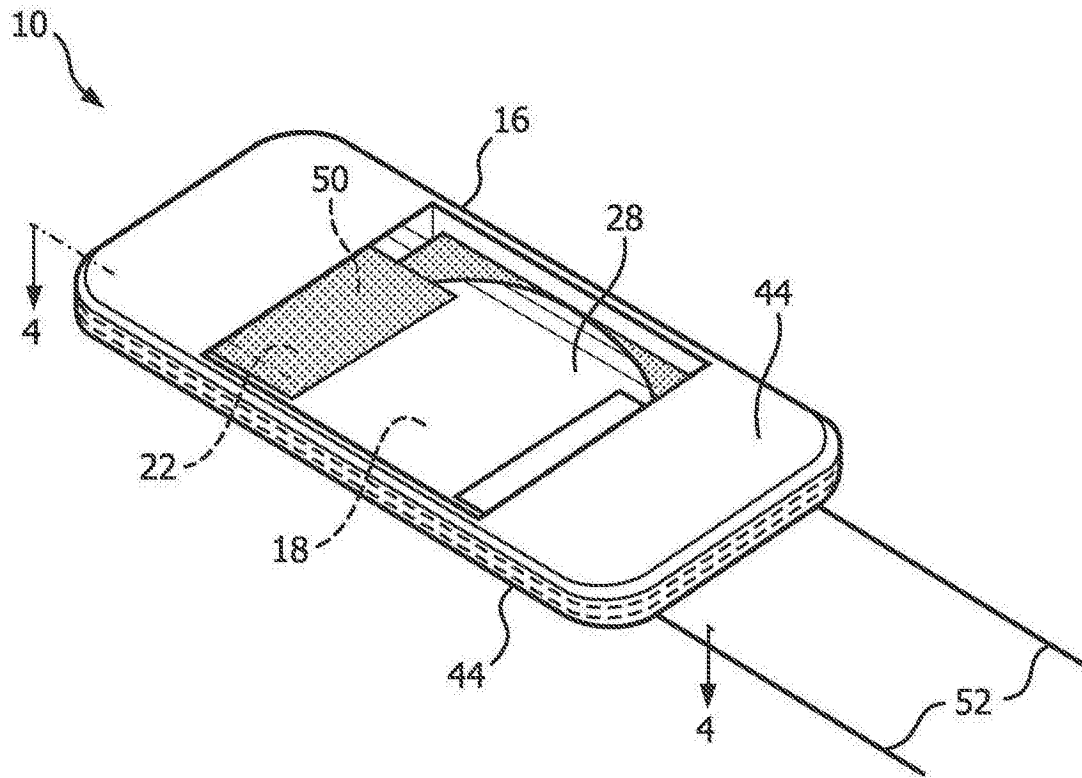


图3

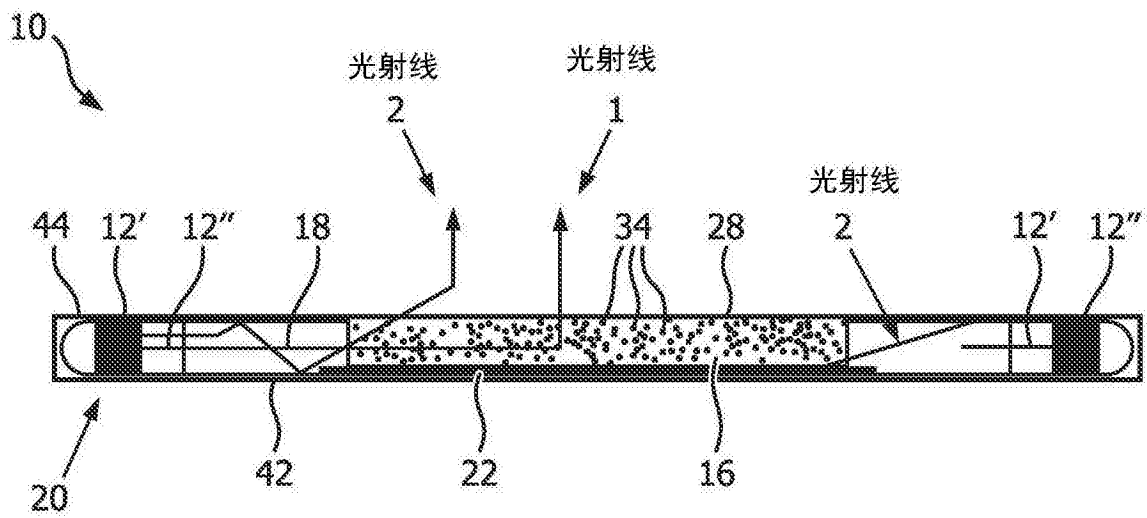


图4

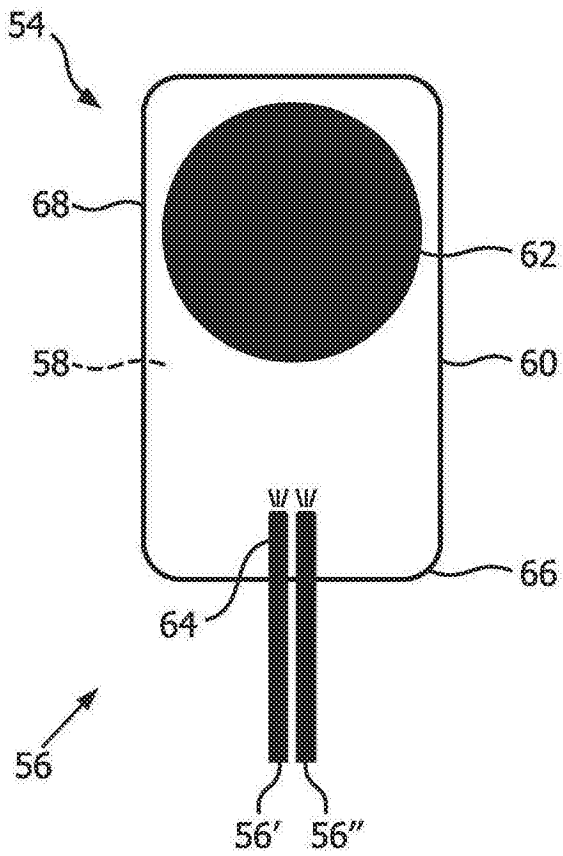


图5A

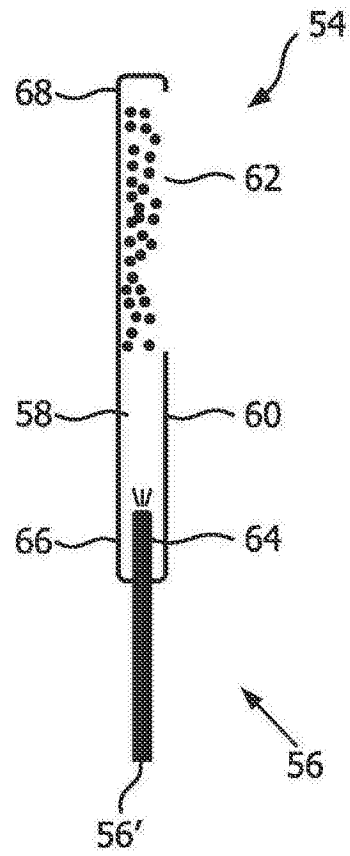


图5B

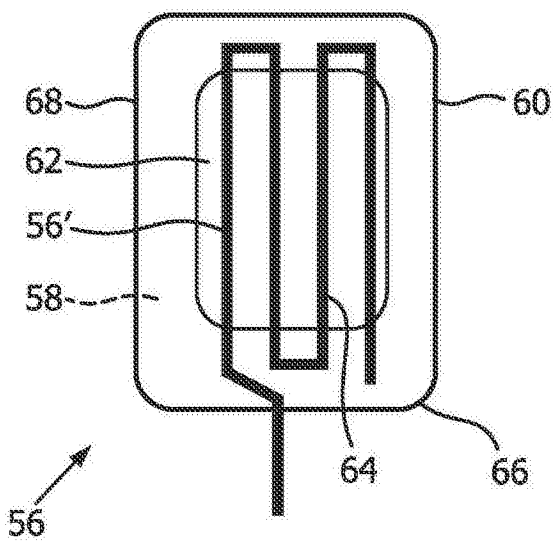


图5C

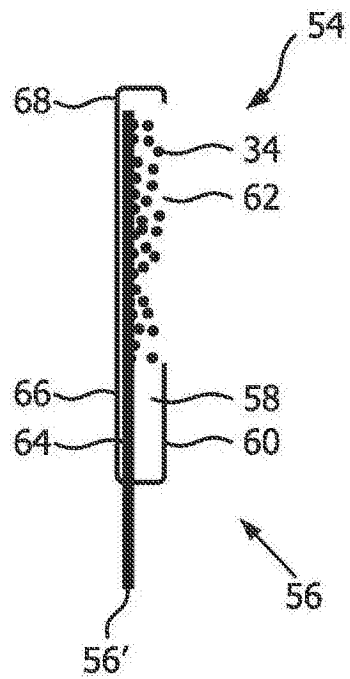


图5D

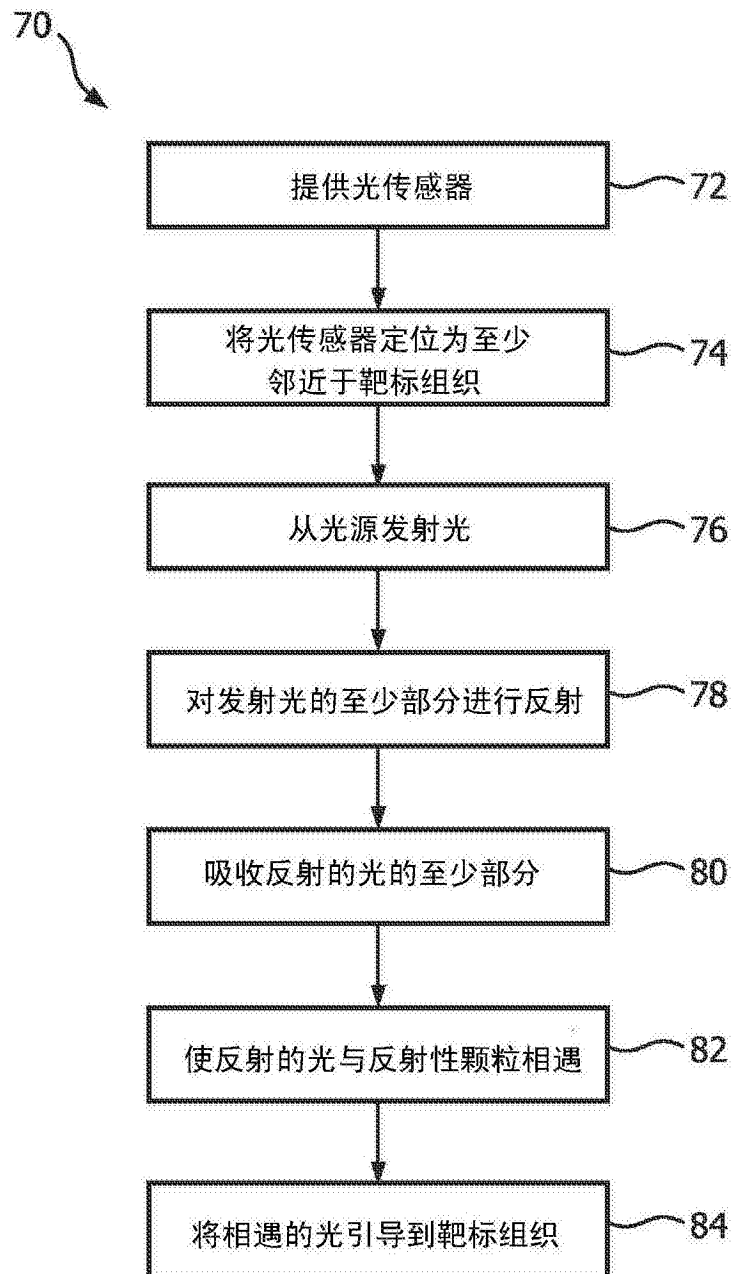


图6

专利名称(译)	用于脉搏血氧测定的柔性光学源		
公开(公告)号	CN106793956A	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201580055799.7	申请日	2015-10-10
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	WH佩特斯 T 范德萨尔 ER雅各布斯 G M 费尔贝克 JW威克普		
发明人	W·H·佩特斯 T·范德萨尔 E·R·雅各布斯 G·M·费尔贝克 J·W·威克普		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/024 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/02433 A61B5/02438 A61B5/14552 A61B5/6833 A61B2560/0412 A61B2562/146 A61B2562/164		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	62/063981 2014-10-15 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于将光引导到患者的靶标的光学源(10、54)，包括：至少一个光源(12、56)，其被配置为发射红光和红外光。所述至少一个光源(12、56)被嵌入在柔性光导薄板(18、58)内。光分布器(16)与所述至少一个光源(12、56)被间隔开。所述光分布器(16)包括光学地耦合到所述柔性光导薄板(18、58)的发光表面(28)和至少一个光接收表面(32)。所述光分布器(16)被配置为将所发射的紅光的至少部分和所发射的红外光的至少部分放出到靶标中。

