



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109152530 B

(45) 授权公告日 2021.08.17

(21) 申请号 201780028841.5

U·L·布洛克 V·万努古帕尔

(22) 申请日 2017.05.10

(74) 专利代理机构 中国贸促会专利商标事务所
有限公司 11038

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109152530 A

代理人 刘玉洁

(43) 申请公布日 2019.01.04

(51) Int.Cl.

(30) 优先权数据
62/334,363 2016.05.10 US

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 5/024 (2006.01)

A61B 5/1455 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.11.09

(56) 对比文件

CN 105380634 A, 2016.03.09

US 2008208020 A1, 2008.08.28

US 2010317943 A1, 2010.12.16

CN 103919536 A, 2014.07.16

CN 104114089 A, 2014.10.22

US 9226669 B1, 2016.01.05

CN 105380634 A, 2016.03.09

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/US2017/032028 2017.05.10

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/197033 EN 2017.11.16

审查员 李馥然

(73) 专利权人 苹果公司
地址 美国加利福尼亚

权利要求书3页 说明书29页 附图41页

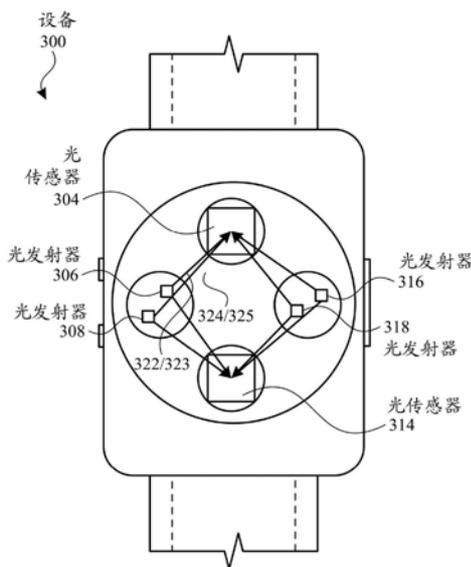
(72) 发明人 N·P·J·阿莱克 R·帕特森

(54) 发明名称

用于非脉动血液体积测量的系统和方法

(57) 摘要

本发明涉及用于确定用户的生理信号中的一个或多个生理信号的系统和方法。用户的生理信号中的一个或多个生理信号可通过测量脉动血液体积变化来确定。包括在该信号中的运动伪影可通过测量非脉动血液体积变化和调整用于说明非脉动血液信息的信号而被取消或减小。可以使用至少一组光发射器——光传感器来测量非脉动血液体积变化。所述光发射器可极为靠近(例如,小于或等于1mm)所述光传感器附近,从而限制由所述光发射器发射到血液体积的光,而不与一个或多个血管和/或动脉相互作用。在一些示例中,所述系统可进一步包括加速度计,所述加速度计被配置为测量用户的加速度,并且加速度信号可另外用于补偿运动伪影。



1. 一种电子设备,包括:
外壳,所述外壳至少部分地限定第一腔和与所述第一腔分开的第二腔;
第一光发射器,所述第一光发射器定位在所述第一腔中并且被配置为生成第一光;
第一光传感器,所述第一光传感器定位在所述第一腔中并且被配置为:
检测所述第一光的第一反射;以及
生成指示所述第一光的所述第一反射的第一信号,所述第一信号包括非脉动血液信息;
第二光发射器,所述第二光发射器定位在所述第一腔中并且被配置为生成第二光;
第二光传感器,所述第二光传感器定位在所述第二腔中并且被配置为:
检测所述第二光的第二反射;以及
生成指示所述第二光的所述第二反射的第二信号,所述第二信号包括脉动血液信息;
以及
控制器,所述控制器耦接至所述第一光传感器和所述第二光传感器,所述控制器被配置为:
接收所述第一信号和所述第二信号,以及
使用所述第一信号和所述第二信号来确定生理信号的至少一部分。
2. 根据权利要求1所述的电子设备,其中所述第一光发射器、第一光传感器、第二光发射器和第二光传感器沿着公共光轴定位。
3. 根据权利要求1所述的电子设备,其中:
所述电子设备还包括一个或多个第三光发射器,所述一个或多个第三光发射器被配置为生成第三光;
所述第二光传感器被进一步配置为:
检测所述第三光的第三反射;以及
生成指示所述第三光的所述第三反射的第三信号,所述第三信号包括脉动血液信息;
以及
所述控制器被进一步配置为接收所述第三信号并在所述生理信号的所述确定中包括所述第三信号。
4. 根据权利要求3所述的电子设备,其中所述第一光包括波长介于570nm—750nm之间的光,所述第二光包括波长介于495nm—570nm之间的光,并且所述第三光包括波长介于750nm—1400nm之间的光。
5. 根据权利要求1所述的电子设备,还包括:
隔离件,所述隔离件被配置为将所述第一光发射器与所述第一光传感器光学地隔离。
6. 根据权利要求5所述的电子设备,还包括:
窗口,所述窗口光学耦合到所述第一光发射器,其中所述隔离件的端部延伸到所述窗口的内表面,所述内表面比所述窗口的外表面更靠近所述第一光发射器。
7. 根据权利要求5所述的电子设备,还包括:
窗口,所述窗口光学耦合到所述第一光发射器,其中所述隔离件的第一端部延伸到所述窗口的外表面,所述外表面比所述窗口的内表面更远离所述第一光发射器。
8. 根据权利要求7所述的电子设备,其中所述隔离件包括连续部分,所述连续部分设置

在所述第一端部和第二端部之间,所述第二端部靠近所述第一光发射器中的至少一个第一光发射器定位。

9. 根据权利要求5所述的电子设备,还包括:

第二隔离件,其中所述隔离件的第一端部远离所述第二隔离件侧向地隔开第一距离,并且所述隔离件的第二端部远离所述第二隔离件侧向地隔开与所述第一距离不同的第二距离。

10. 根据权利要求1所述的电子设备,还包括隔离部件,所述隔离部件至少部分地定位在所述外壳内并且被配置为将所述第一腔和所述第二腔分开。

11. 根据权利要求1所述的电子设备,还包括隔离部件,所述隔离部件定位在所述第一光发射器和所述第一光传感器之间并且被配置为将所述第一光发射器和所述第一光传感器光学地隔离。

12. 根据权利要求11所述的电子设备,其中:

所述电子设备还包括窗口,所述窗口光学耦合到所述第一光发射器;以及所述隔离部件的端部延伸到所述窗口的内表面。

13. 根据权利要求11所述的电子设备,其中:

所述电子设备还包括窗口,所述窗口光学耦合到所述第一光发射器;以及所述隔离部件的端部延伸到所述窗口的外表面。

14. 根据权利要求1所述的电子设备,其中所述第一光发射器与所述第一光传感器间隔小于1mm。

15. 一种用于确定生理信号的方法,所述方法包括:

使用定位在第一腔中的第一光发射器在用户处发射第一光;

使用定位在第一腔中的第一光传感器检测所述第一光的反射;

生成指示所述第一光的所检测到的反射的第一信号,所述第一信号包括非脉动血液信息;

使用定位在第一腔中的第二光发射器在所述用户处发射第二光;

使用定位在第二腔中的第二光传感器检测所述第二光的反射;

生成指示所述第二光的所检测到的反射的第二信号,所述第二信号包括脉动血液信息;

调整所述第二信号以补偿包括在所述第一信号中的信息;以及

基于所调整的第二信号来确定所述生理信号。

16. 根据权利要求15所述的方法,其中所述第一光是在所述用户的第一部分处发射的,并且所述第二光是在所述用户的与所述第一部分不同的第二部分处发射的。

17. 根据权利要求15所述的方法,还包括:

确定包括在所述第一信号和所述第二信号中的一个或多个峰;以及

确定所述一个或多个峰的一个或多个位置,其中调整所述第二信号包括在所述一个或多个位置处缩放所述第二信号。

18. 根据权利要求15所述的方法,还包括:

检测所述用户的加速度;以及

生成指示所述加速度的第三信号,

其中调整所述第二信号进一步包括被包括在所述第三信号中的信息。

19. 根据权利要求15所述的方法, 还包括:

检测所述用户的加速度;

生成指示所述加速度的第三信号;

将所述第三信号与阈值进行比较, 其中当所述第三信号大于或等于所述阈值时在所述用户处发射所述第二光。

用于非脉动血液体积测量的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2016年5月10日提交的美国临时专利申请62/334,363的优先权,该美国临时专利申请全文以引用方式并入本文。

技术领域

[0003] 本发明整体涉及用于PPG系统的架构,并且更具体地讲,涉及能够生成包括几乎没有脉动的血液信息的信号并能够测量非脉动血液体积变化的PPG系统。

背景技术

[0004] 可由光电血管容积图(PPG)系统来确定用户的生理信号(例如,脉搏率或动脉血氧饱和度)。在基本形式中,PPG系统可采用照明用户的组织的一个或多个光源以及接收进入并探测组织的亚表层体积的光的一个或多个光检测器。光源和光检测器可与组织接触,或可远离(即,不接触)组织表面。所接收到的光可包括因与脉动血流相互作用而产生的、具有可实时调制的幅值的光,以及可对脉动组织体积进行间接采样的、具有可调制(即,“噪声”或“伪影”)和/或未调制(即,DC)的幅值的杂散的非信号光。

[0005] 尽管PPG系统通过测量脉动血流来确定用户的生理信号,但这些测量可因例如用户的运动、用户的身体内的运动(例如,可影响静脉血液体积信息的肌腱运动和/或肌肉运动)、设备的倾斜和/或拉动、环境光变化或它们的任何组合所引入的噪声而出错。虽然一些PPG系统可利用加速度计测量来校正这种噪声,但加速度计测量可被限于整体周期性运动。考虑到用户的运动可能不限于整体周期性运动,可需要能够将脉动血液体积变化与解剖结构运动区分开的PPG系统。在一些示例中,可通过测量非脉动血液体积变化来测量解剖结构运动。

发明内容

[0006] 本发明涉及用于确定用户的生理信号中的一个或多个生理信号的系统和方法。可通过测量脉动血液体积变化来确定用户的生理信号中的所述一个或多个生理信号。通过测量非脉动血液体积变化并调节该信号以说明非脉动血液信息,可以消除或减少这些信号中包括的运动伪影。可使用至少一组光发射器-光传感器来测量非脉动血液体积变化。光发射器可位于紧邻(例如,相距小于或等于1mm)光传感器的位置和/或发射特定波长(例如,大于600nm)的光,从而将光发射器所发射的光限于与静脉血液(非脉动血液)体积变化的相互作用。在一些示例中,所述系统还可包括被配置为测量用户的加速度的加速度计,并且加速度信号还可用于补偿运动伪影。

附图说明

[0007] 图1A-图1C示出了可在其中实施本公开的示例的系统

[0008] 图2A示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的顶视图,该示例性电子设备包

括用于测量用户的生理信号的光传感器和光发射器。

[0009] 图2B示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,该示例性电子设备包括用于测量用户的生理信号的光传感器和光发射器。

[0010] 图3A示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的顶视图,该示例性电子设备包括用于测量用户的生理信号的光传感器和光发射器。

[0011] 图3B示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,该示例性电子设备包括用于测量用户的生理信号的光传感器和光发射器。

[0012] 图3C示出了根据本公开的示例的示例性电路,该示例性电路耦接到光传感器和光发射器,并且用于估计用户的生理信号。

[0013] 图3D示出了根据本公开的示例的用于估计用户的生理信号的示例性过程流。

[0014] 图4A示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的顶视图,该示例性电子设备包括用于在测量用户的生理信号时所利用的噪声校正的专用传感器与光发射器组。

[0015] 图4B示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,该示例性电子设备包括用于在测量用户的生理信号时所利用的噪声校正的专用光传感器与光发射器组。

[0016] 图4C-图4D示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,这些示例性电子设备包括光学耦合到相同腔中的光发射器但由隔离件分开的光传感器。

[0017] 图5A示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的顶视图,该示例性电子设备包括用于在测量用户的生理信号时所利用的噪声校正的至少一个单独光传感器与光发射器组。

[0018] 图5B示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,该示例性电子设备包括用于在测量用户的生理信号时所利用的噪声校正的至少一个单独光传感器与光发射器组。

[0019] 图5C示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,该示例性电子设备包括光学耦合到相同腔中的光发射器但由隔离件分开的光传感器。

[0020] 图6A示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的顶视图,该示例性电子设备包括光学耦合到公共光发射器的光传感器,它们用于在测量用户的生理信号时所利用的噪声校正。

[0021] 图6B示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,该示例性电子设备包括光学耦合到公共光发射器的光传感器,它们用于在测量用户的生理信号时所利用的噪声校正。

[0022] 图6C示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,该示例性电子设备包括光学耦合到公共光发射器的光传感器,它们用于在测量用户的生理信号时所利用的噪声校正。

[0023] 图6D示出了根据本公开的示例的包括成角隔离件的示例性电子设备的剖视图。

[0024] 图7A示出了根据本公开的示例的包括至少两个不同腔的示例性电子设备的顶视图,每个腔可包括至少一个光传感器和多个光发射器。

[0025] 图7B示出了根据本公开的示例的包括至少两个不同腔的示例性电子设备的剖视图,每个腔可包括至少一个光传感器和多个光发射器。

[0026] 图7C示出了根据本公开的示例的包括至少两个不同腔的示例性电子设备的剖视

图,每个腔包括由隔离件分开的至少一个光传感器和多个光发射器。

[0027] 图8A示出了根据本公开的示例的包括至少两个不同腔的示例性电子设备的顶视图,每个腔包括至少一个光传感器和多个光发射器。

[0028] 图8B示出了根据本公开的示例的包括至少两个不同腔的示例性电子设备的剖视图,每个腔包括至少一个光传感器和多个光发射器。

[0029] 图8C示出了根据本公开的示例的包括至少两个不同腔的示例性电子设备的剖视图,每个腔包括由隔离件分开的至少一个光传感器和多个光发射器。

[0030] 图8D-图8F示出了根据本公开的示例的用于电子设备的光发射器、光传感器和隔离件的示例性配置的顶视图。

[0031] 图9A示出了根据本公开的示例的跨多个波长测量的示例性氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白吸收信号。

[0032] 图9B示出了根据本公开的示例的在包括于示例性电子设备中的所述多个光传感器处测量的示例性信号。

[0033] 图10A示出了根据本公开的示例的用于运动伪影去除的示例性电路图。

[0034] 图10B示出了根据本公开的示例的用于运动伪影去除的示例性过程。

[0035] 图11A示出了根据本公开的示例的用于运动伪影去除的示例性电路图。

[0036] 图11B示出了根据本公开的示例的用于运动伪影去除的示例性过程。

[0037] 图12A-图12C示出了根据本公开的示例的示例性测量模式。

[0038] 图13A示出了根据本公开的示例的示例性过程,该示例性过程示出了PPG系统的基于时间的操作。

[0039] 图13B示出了根据本公开的示例的示例性过程,该示例性过程示出了包括用于运动检测的光发射器-光传感器组的PPG系统的操作。

[0040] 图13C示出了根据本公开的示例的示例性过程,该示例性过程示出了包括用于运动检测的加速度计的PPG系统的操作。

[0041] 图13D示出了根据本公开的示例的示例性过程,该示例性过程示出了PPG系统的操作。

[0042] 图14示出了根据本公开的示例的计算系统的示例性框图,该计算系统包括用于测量与用户生理状态相关联的信号的光发射器和光传感器。

[0043] 图15示出了根据本公开的示例将电子设备连接到主机的示例性配置。

[0044] 图16A示出了根据本公开的示例的可穿戴设备的下侧或背部表面的透视图。

[0045] 图16B示出了与个体的皮肤表面接触的图16A的背部表面的示意性侧视图。

[0046] 图17A示出了根据本公开的示例的可穿戴设备的下侧或背部表面的另一种变型的透视图。

[0047] 图17B示出了与个体的皮肤表面接触的图17A的背部表面的示意性侧视图。

[0048] 图18A和图18B示出了根据本公开的示例的可穿戴设备的下侧或背部表面的其他变型的透视图。

[0049] 图18C示出了与个体的皮肤表面接触的图18A的背部表面的示意性侧视图。

[0050] 图19A示出了根据本公开的示例的可穿戴设备的下侧或背部表面的另一种变型的透视图。

- [0051] 图19B示出了与个体的皮肤表面接触的图19A的背部表面的示意性侧视图。
- [0052] 图20示出了突出部的一种变型的剖视图。
- [0053] 图21A示出了包括突出部和菲涅耳透镜的设备的一种变型的剖视图。
- [0054] 图21B示出了包括突出部和菲涅耳透镜的设备的另一种变型的剖视图。
- [0055] 图22A示出了包括隔离件或遮光件的突出部的一种变型的剖视图。
- [0056] 图22B示出了设备的一种变型的剖视图,该设备包括隔离件或遮光件以及设置在突出部与光发射器和光传感器之间的菲涅耳透镜。
- [0057] 图22C示出了沿可穿戴设备(例如,图22D中所描绘的设备)的一种变型的线22C-22C截取的剖视图,该可穿戴设备包括隔离件或遮光件以及设置在突出部与多个光发射器和光传感器之间的菲涅耳透镜。
- [0058] 图22D示出了包括菲涅耳透镜的一种变型的可穿戴设备的下侧的顶视图。
- [0059] 图22E示出了包括菲涅耳透镜的另一种变型的设备的下侧的顶视图。
- [0060] 图23A-图23C示出了根据本公开的示例的用于使噪声基准信道和PPG信道协同定位的光发射器的示例性配置的剖视图。

具体实施方式

[0061] 在以下对示例的描述中将引用附图,在附图中以例示的方式示出了可被实施的特定示例。应当理解,在不脱离各个示例的范围的情况下,可使用其他示例并且可作出结构性变更。

[0062] 本发明涉及用于确定用户的生理信号中的一个或多个生理信号的系统和方法。可通过测量脉动血液体积变化来确定用户的生理信号中的所述一个或多个生理信号。通过测量非脉动血液体积变化并调节该信号以考虑非脉动血液信息,可以消除或减少这些信号中包括的运动伪影。用户的更深组织由于存在例如肌肉运动、肌腱运动、非脉动血液运动或它们的组合,可更易受运动伪影的影响。用户的浅层中不存在肌肉和肌腱,因此运动伪影的效应可不太明显。在一些示例中,可使用至少一组光发射器-光传感器来测量非脉动血液体积变化。光发射器可位于紧邻(例如,相距小于或等于1mm)光传感器的位置以限制所测量的组织内的深度。可发射对氧合血红蛋白不太敏感的一个或多个波长(例如,大于600nm)的光,这可减少光与静脉血液体积变化的相互作用。在一些示例中,这些系统还可包括被配置为测量用户的加速度的加速度计,并且加速度信号还可用于补偿运动伪影。

[0063] 在该部分中描述了根据本公开的示例的方法与装置的代表性应用。提供这些示例仅是为了添加上下文并有助于理解所述示例。因此,对于本领域的技术人员而言将显而易见的是,可在没有具体细节中的一些或全部的情况下实践所述示例。在其他情况下,为了避免不必要地模糊所述示例,已详细描述熟知的处理步骤。其他应用也是可能的,使得以下示例不应被视为是限制性的。

[0064] 图1A-图1C示出了可在其中实施本公开的示例的系统。图1A示出了可包括触摸屏124的示例性移动电话136。图1B示出了可包括触摸屏126的示例性媒体播放器140。图1C示出了可包括触摸屏128并且可使用束带146附接到用户的示例性可穿戴设备144。如同将要公开的一样,图1A-图1C的系统可利用用于检测PPG信号的可重新配置的孔口和方法。

[0065] 图2A示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的顶视图,并且图2B示出了根据

本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,该示例性电子设备包括用于测量用户的生理信号的光传感器和光发射器。例如,图2A中的顶视图可被看作是图1C的可穿戴设备144的下侧。设备200可包括光传感器204、光传感器214、光发射器206和光发射器216。光传感器204可光学耦合到光发射器206。光传感器214可光学耦合到光发射器216。设备200可被定位成使得光传感器204、光传感器214、光发射器206和光发射器208邻近用户的皮肤220。例如,设备200可被保持在用户的手中或捆绑到用户的手腕,除其他可能性之外。

[0066] 光发射器206可被配置为发射光(例如,光222)。一个或多个光路的一部分可由一个或多个血管242吸收,并且一个或多个光路的一部分可反射回来以便由光传感器检测。例如,如图2B所示,(从光发射器206发射的)光222的一部分可由血管242吸收,并且光(例如,光223)的一部分可反射回来以便由光传感器204检测。光发射器206也可被配置为发射光,并且光的一部分可反射回来以便由光传感器214检测。类似地,光发射器216可被配置为朝光传感器204和光传感器214发射光。

[0067] 信号250可包括由光传感器(例如,光传感器204)检测到的所测量的总信号(即,所测量的调制光和未调制光的总和)。在一些示例中,该设备或系统可包括加速度计202。加速度计202可为能够测量加速度的任何类型的传感器。信号255可包括由加速度计202检测到的所测量的加速度信号。设备200可包括处理器或控制器209,其被配置为从信号250和信号255确定用户的生理信号。可使用任何数量的算法或简单数学函数(包括但不限于减法、乘法和/或缩放)来确定用户的生理信号。

[0068] 在一些示例中,PPG系统中包括的加速度计的能力可限于测量整体运动(例如,用户挥动自己的手),并且可能不能够测量解剖结构运动(例如,用户握紧自己的拳头)。在一些示例中,加速度计的能力可限于周期性运动伪影。因此,信号250可包括来自解剖结构运动的失真,并且该系统在确定用户的生理信号时可错误地包括这些失真(由于无法区分解剖结构运动)。解剖结构运动的示例可包括表面运动或由血液再分布所引发的运动(例如,用户运动所引起的静脉血液的增多或减少)。在一些示例中,该系统能够测量唯独的非脉动血液体积变化-其中完全依靠加速度计进行噪声校正的系统可能不能够测量非脉动血液体积变化。在一些示例中,该系统能够测量非周期性运动伪影。通过从非脉动血液体积变化测量对光信号的调制,可准确地确定运动伪影。

[0069] 图3A示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的顶视图,并且图3B示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,该示例性电子设备包括用于测量用户的生理信号的光传感器和光发射器。设备300可包括光发射器306、光发射器308、光发射器316、光发射器318、光传感器304和光传感器314。每个光发射器可光学耦合到每个光传感器。例如,光发射器306可光学耦合到光传感器304和光传感器314两者。类似地,光发射器316可光学耦合到光传感器304和光传感器314两者。设备300可被定位成使得光传感器304、光传感器314、光发射器306、光发射器308、光发射器316和光发射器318邻近用户的皮肤320。例如,设备300可被保持在用户的手中或捆绑到用户的手腕,除了其他可能性之外。

[0070] 光发射器306可被配置为发射光,并且生成由光传感器304检测的一个或多个光路以及由光传感器314检测的一个或多个光路。光发射器308也可被配置为发射光,并且生成由光传感器304检测的一个或多个光路以及由光传感器314检测的一个或多个光路。光发射器316可被配置为发射光,并且生成由光传感器304检测的一个或多个光路以及由光传感器

314检测的一个或多个光路。光发射器318也可被配置为发射光,并且生成由光传感器304检测的一个或多个光路以及由光传感器314检测的一个或多个光路。

[0071] 设备300可包括控制器309,该控制器被配置为利用来自一个或多个光路的一个或多个信号来校正来自一个或多个其他光路的一个或多个信号以确定用户的生理信号。可执行该校正以消除因例如用户的运动、用户的身体内的运动(例如,肌腱运动和/或肌肉运动)、设备的倾斜和/或拉动、环境光变化或它们的任何组合所引起的任何噪声。设备300可紧邻用户的皮肤320,并被配置为使得光发射器306、光发射器308、光发射器316和光发射器318可朝皮肤320发射光。多个血管可位于皮肤320中。例如,如图3B所示,一个或多个血管342可位于皮肤320中的一个或多个更深层诸如层346(例如,皮下组织)中,并且一个或多个小动脉334可位于皮肤320中的一个或多个更浅层诸如层345(例如,真皮组织)中。

[0072] 在一些示例中,光发射器306和光传感器304可被定位成使得光发射器306所发射的光路322可到达层346(例如,包括皮下组织的层),该层在皮肤320内的位置可深于层345(例如,包括真皮组织的层)。光322的一部分可由位于层345和层346中的一个或多个小动脉334和/或一个或多个血管342吸收,并且光(即,光323)的一部分可反射回来以便由光传感器304检测。光传感器304可生成信号350,该信号可由控制器309测量。光发射器308和光传感器304可被定位成使得光发射器308所发射的光324可对动脉血液体积变化敏感。光324的一部分可由层345中的一个或多个小动脉334吸收,并且光(即,光325)的一部分可反射回来以便由光传感器304检测。光传感器304可生成信号355,该信号可由控制器309测量。

[0073] 信号350可包括表示由光传感器304检测到的光323的所测量的总信号(即,所测量的调制光和未调制光的总和)。信号355可为表示由光传感器304检测到的光325的所测量的信号。在一些示例中,用户的运动(和/或用户的身体内的运动(例如,肌腱运动和/或肌肉运动))可使光323和光325失真,从而可改变信号350和信号355两者。由于光324可对动脉血液体积变化敏感,信号355可包括脉动血液信息和运动伪影(例如,来自深或浅组织结构的非脉动血液信息)两者。控制器309可利用算法或简单数学函数,其可应用于信号350和信号355以确定用户的生理信号(例如,图3C所示的信号360)然而,考虑到光324可由一个或多个小动脉334吸收,信号355的一部分可包括脉动血液信息。因此,信号355可不完全表示运动伪影。

[0074] 在一些示例中,来自一组或多组光发射器-光传感器的信号可用于执行其他功能。例如,光发射器308和/或光发射器316可被配置用于监测脱腕检测。在一些示例中,光发射器308和/或光发射器316可被配置为在用户可能未运动时测量背景用户的生理信号(例如,心率)。该系统可通过加速度计监测用户运动以确定用户是否正在运动。

[0075] 图3C示出了根据本公开的示例的示例性电路,该示例性电路耦接到光传感器和光发射器,并且用于估计用户的生理信号。图3D示出了根据本公开的示例的示例性对应过程流。系统300可包括光发射器306、光发射器308、光发射器316和光发射器318,它们被配置为朝用户发射光(例如,光322和光324)(过程370的步骤372)。所发射的光的一部分可朝一个或多个光传感器(例如,光传感器304和/或光传感器314)反射回来(例如,光323和光325)。光传感器304和光传感器314可被配置为响应于所检测到的反射光(例如,光323或光325)而生成多个信号350(过程370的步骤374)。系统300可包括多个滤波器310。每个滤波器310可被配置为从光传感器接收多个信号350,并且可对这些信号进行滤波(过程370的步骤376)。

多个滤波器310可为能够基于一个或多个属性来选择任何类型的滤波器,诸如能够选择频率范围的带通滤波器。在一些示例中,多个滤波器310可为自适应滤波器。从光传感器生成的所述多个信号350各自可表示所检测到的来自不同光发射器的反射光。例如,滤波器310a可接收信号350a和信号350b。信号350a和信号350b可从光传感器304生成,其中信号350a可表示所检测到的来自光发射器306的反射光,并且信号350b可表示所检测到的来自光发射器308的反射光。即,信号350a可表示信号信息,并且信号350b可表示噪声基准信道。在一些示例中,对于给定滤波器310而言,来自一个光发射器的信号可表示用户的生理信号和噪声,并且来自另一个光发射器的信号可表示噪声。例如,光发射器306可被配置为发射495nm-570nm波长范围内的光,并且信号350a可表示用户的脉动血液体积变化。光发射器308可被配置为发射750nm-1400nm波长范围内的光,并且反射光(例如,光325)可表示噪声。

[0076] 来自多个滤波器310的多个信号352可输入到控制器309中。系统300还可包括加速度计302。加速度计302可被配置为生成指示用户的加速度或整体运动的信号355(过程370的步骤378)。控制器309可接收来自多个滤波器310的多个信号352以及来自加速度计302的信号355,以使用一个或多个算法或简单数学函数来确定用户的生理信号360(过程370的步骤380)。

[0077] 图4A示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的顶视图,并且图4B示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,该示例性电子设备包括用于在测量用户的生理信号时所利用的噪声校正的专用光传感器与光发射器组。设备400可包括光发射器405、光发射器406、光发射器415和光发射器416。设备400还可包括光传感器404、光传感器407、光传感器414和光传感器417。光发射器406可被配置为朝光传感器404和光传感器414发射光。光发射器405可被配置为朝光传感器407发射光。光发射器416可被配置为朝光传感器404和光传感器414发射光。光发射器415可被配置为朝光传感器414发射光。在一些示例中,光发射器406和光发射器416可被定位成使得至光传感器404的路径长度不同于至光传感器414的路径长度。

[0078] 设备400可被配置为使得一个或多个光发射器光学耦合到一个或多个光传感器,其中一个或多个光发射器位于与一个或多个光传感器不同的腔中。例如,光发射器406可光学耦合到光传感器404,其中光发射器406可位于腔466中,并且光传感器404可位于腔464中。在一些示例中,每个腔可与不同孔口401(光在此离开和进入设备400)和/或窗口相关联。设备400也可被配置为使得一个或多个光发射器可光学耦合到一个或多个光传感器,其中一个或多个光发射器可位于与一个或多个光传感器相同的腔中。例如,光发射器405可光学耦合到光传感器407,其中这两者均可位于腔466中。在一些示例中,设备400中包括的腔可由隔离件419分开。

[0079] 在一些示例中,位于不同腔中的一组或多组光发射器-光传感器可被配置为测量脉动血液体积变化。在一些示例中,位于相同腔中的一个或多个光发射器-光传感器组可被配置为测量非脉动血液体积变化(来自浅组织结构、深组织结构或两者)和/或用作噪声基准信道。例如,包括光发射器406和光传感器404的组可被配置为对脉动血液体积变化敏感。光发射器406可发射光422。光422可入射到位于层446中的血管442,并且光的一部分可作为光423反射回来。光传感器404可测量光423并且可生成信号450,其中信号450可包括脉动血液体积变化和噪声信息两者。包括光发射器405和光传感器407的组(与包括光发射器406和

光传感器404的组相比)可对动脉血液体积变化不太敏感,并且可被配置为生成指示非脉动血液变化的信号。光发射器405可位于紧邻(例如,相距小于或等于1mm)光传感器407的位置。光发射器405可发射光426。光426的一部分可穿透皮肤420,并且光的一部分可作为光427反射回来。光传感器407可检测光427并且可生成信号455,其中信号455可包括噪声信息。光发射器405与光传感器407之间的间距可防止光426到达一个或多个深层(例如,层446)。用户的更深组织由于存在例如肌肉运动、肌腱运动、非脉动血液运动或它们的组合,可更易受运动伪影的影响。用户的浅层中不存在肌肉和肌腱,因此运动伪影的效应可不太明显。在一些示例中,可发射对氧合血红蛋白不太敏感的一个或多个波长(例如,大于600nm)的光427,这可减少光与静脉血液体积变化的相互作用。控制器409可接收信号450和信号455,并且可应用一个或多个算法来确定用户的生理信号。光传感器与光发射器之间形成的附加光路可包括在本公开的示例中,并且为清楚起见,未在该图中示出。

[0080] 图4C示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,该示例性电子设备包括光学耦合到相同腔中的光发射器但由隔离件分开的光传感器。设备400可包括隔离件421,该隔离件位于包括在相同腔(例如,腔466)中的光发射器-光传感器组之间。隔离件421可以是配置为将光发射器405与光传感器407光学隔离的任何材料。用于隔离件的示例性材料可包括但不限于碳。在一些示例中,窗口403可被配置为拒绝一个或多个光角度。在一些示例中,被拒绝的角度可包括高角度(例如,大于50度),使得从皮肤420的表面和/或从窗口403的表面反射。在一些示例中,窗口403可为菲涅耳透镜。

[0081] 在一些示例中,设备400可位于紧邻(例如,相距小于5mm)或接触皮肤420的位置以有助于防止光427包括任何只反射离开皮肤420的表面和/或设备400的表面的光。这样,可更好控制光426的穿透。光发射器405和光传感器407的紧密间距可防止反射光427包括非脉动血液信息。隔离件421和/或设备400表面与皮肤420的紧邻可防止反射光427包括离开皮肤420的表面和/或设备400的表面的反射。在一些示例中,光传感器的数值孔口可被配置为防止光427包括任何只反射离开皮肤420的表面和/或设备400的表面的光。尽管图4C示出了终止于窗口403的内表面(即,离光发射器405和光传感器407最近的表面)的隔离件421,但示例可包括终止于窗口403的外表面(即,离光发射器405和光传感器407最远的表面)的隔离件421,如图4D所示。在一些示例中,隔离件421可包括多种材料,其中腔内的一种或多种材料可不同于窗口内的一种或多种材料。在一些示例中,隔离件421沿着腔和窗口可为连续的和/或相同的材料。

[0082] 图5A示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的顶视图,并且图5B示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,该示例性电子设备包括用于在测量用户的生理信号时所利用的噪声校正的至少一个单独光传感器与光发射器组。设备500可包括光发射器505、光发射器506、光发射器515和光发射器516。设备500还可包括光传感器504、光传感器507、光传感器514和光传感器517。光发射器505可被配置为朝光传感器504和光传感器514发射光。光发射器506可被配置为朝光传感器507发射光。光发射器515可被配置为朝光传感器504和光传感器514发射光。光发射器516可被配置为朝光传感器517发射光。在一些示例中,光发射器505和光发射器515可位于更接近设备500的中心的位置,而光发射器506、光传感器507、光发射器516和光发射器517可位于更接近设备500的外边缘的位置。在一些示例中,光发射器505和光发射器515可被定位成使得至光传感器504的路径长度与至光传

感器514的路径长度相同。

[0083] 设备500可被配置为使得一个或多个光发射器光学耦合到一个或多个光传感器，其中一个或多个光发射器位于与一个或多个光传感器不同的腔中。例如，光发射器505可光学耦合到光传感器504，其中光发射器505可位于腔566中，并且光传感器504可位于腔564中。在一些示例中，每个腔可与不同孔口（光在此离开和进入设备）和/或窗口相关联。设备500也可被配置为使得一个或多个光发射器光学耦合到一个或多个光传感器，其中一个或多个光发射器位于与一个或多个光传感器相同的腔中。例如，光发射器506可光学耦合到光传感器507，其中这两者均可位于腔566中。在一些示例中，设备500中包括的腔可由隔离件519分开。

[0084] 类似地，光发射器515可光学耦合到光传感器504和光传感器514，其中每个光传感器可位于与光发射器515不同的腔中。光发射器516可光学耦合到光传感器517，其中每一者可位于相同腔中。

[0085] 在一些示例中，位于不同腔中的一个或多个光发射器-光传感器组可被配置为测量脉动血液体积变化。在一些示例中，位于相同腔中的一个或多个光发射器-光传感器组可被配置为测量非脉动血液体积变化和/或用作噪声基准信道。包括光发射器515和光传感器504的组和/或包括光发射器515和光传感器514的组可被配置为测量脉动血液变化。从这些组生成的信号可包括脉动血液体积变化和噪声信息两者。包括光发射器516和光传感器517的组可被配置为测量非脉动血液变化。光发射器516可位于紧邻（例如，相距小于或等于1mm）光传感器517的位置。光发射器516与光传感器517之间的间距可防止发射光到达一个或多个小动脉534和/或一个或多个血管542，因此，相关联的信号可包括几乎没有脉动的血液信息。控制器509可接收包括脉动血液体积变化的一个或多个信号（例如，来自光传感器504的信号，诸如信号550）以及包括几乎没有脉动的血液信息的一个或多个信号（例如，来自光传感器507的信号，诸如信号555），并且可应用一个或多个算法来确定用户的生理信号。光传感器与光发射器之间形成的附加光路可包括在本公开的示例中，并且为清楚起见，未在该图中示出。

[0086] 图5C示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图，该示例性电子设备包括光学耦合到相同腔中的光发射器但由隔离件分开的光传感器。设备500还可包括隔离件521，该隔离件位于包括在相同腔中的光发射器-光传感器组之间。隔离件521可以是被配置为将光发射器506与光传感器507光学隔离的任何材料。用于隔离件的示例性材料可包括但不限于碳。在一些示例中，隔离件521可被配置为使光526聚焦和/或准直，使得光526可离开腔566和/或孔口501。在一些示例中，设备500可位于紧邻（例如，相距小于5mm）或接触皮肤520的位置以有助于防止光527包括任何只反射离开皮肤520的表面和/或设备500的表面的光。这样，可控制光526的穿透。光发射器506和光传感器507的紧密间距可防止反射光527包括非脉动血液信息。隔离件521和/或设备500与皮肤520的紧邻可防止反射光527包括从皮肤520的表面和/或设备500的表面的反射。尽管图5C示出了终止于窗口503的内表面（即，离光发射器505和光传感器507最近的表面）的隔离件521，但示例可包括终止于窗口503的外表面（即，离光发射器505和光传感器507最远的表面）的隔离件521（未示出）。在一些示例中，隔离件可包括多种材料，其中腔内的一种或多种材料可不同于窗口内的一种或多种材料。在一些示例中，隔离件沿着腔和窗口可为连续的和/或相同的材料。

[0087] 在一些示例中,光传感器507可耦接到带通滤波器和/或可被配置为仅检测光发射器506所发射的光的那些波长。这样,光传感器507可不检测从光发射器505发射的光。在一些示例中,光传感器507可被配置为检测光发射器506所发射的光的波长以及光发射器505所发射的光的波长。在一些示例中,不同波长的光可提供不同类型的信息。例如,光发射器506可发射红光(或570nm-750nm内的光),并且光发射器505可发射绿光(或495nm-570nm内的光)。光传感器507可被配置为检测红光和绿光两者,其中所检测到的红光可用于确定运动伪影,并且所检测到的绿光可用于脱腕检测。此外,光传感器504可检测从光发射器505发射的光,该光可穿过多层皮肤520和脉动血流(即,一个或多个血管542和/或一个或多个小动脉534)。

[0088] 尽管图4A和图5A示出了四个光发射器,但本公开的示例可包括任何数量的光发射器。另外,本公开的示例可包括一个或多个公共光传感器,它们可用于检测包括脉动血液信息的信号以及包括非脉动血液信息的信号。

[0089] 图6A示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的顶视图,并且图6B示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,该示例性电子设备包括光学耦合到公共光发射器的光传感器,它们用于在测量用户的生理信号时所利用的噪声校正。设备600可包括光发射器606、光发射器608、光发射器616和光发射器618。设备600还可包括光传感器604和光传感器614。光发射器606可被配置为朝光传感器604和光传感器614发射光。光发射器608也可被配置为朝光传感器604和光传感器614发射光。光发射器616可被配置为朝光传感器604和光传感器614发射光。光发射器618也可被配置为朝光传感器604和光传感器614发射光。在一些示例中,光发射器606和光发射器616可被定位成使得至光传感器604的路径长度和至光传感器614的路径长度是相同的。在一些示例中,光发射器608和光发射器618可被定位成使得至光传感器604的路径长度和至光传感器614的路径长度是相同的。在一些示例中,光发射器606和光发射器616可位于比光发射器608和光发射器618更接近设备600中心的位置。

[0090] 设备600还可包括光发射器605和光发射器615。光发射器605可位于紧邻光传感器604的位置,并且可被配置为朝该光传感器发射光。光发射器615可位于紧邻光传感器614的位置,并且可被配置为朝该光传感器发射光。光传感器604可被配置为公共光传感器,其可检测从一个或多个血管642和/或一个或多个小动脉634反射的光,其中可基于所检测到的反射光来确定脉动血液体积变化。例如,脉动血液体积变化可影响光623和光627。光623可包括来自层644和层645的信息,并且光627可包括来自层644、层645和层646的信息。光传感器604还可检测从光625反射的光,由于例如光发射器位于紧邻(例如,相距小于或等于1mm)光传感器的位置和/或发射特定波长(例如,大于600nm)的光,该反射光可对静脉血液(非脉动血液)体积变化敏感。

[0091] 在一些示例中,光发射器606和光发射器608可位于相同腔666中,并且光发射器616和光发射器618可位于相同腔中。在每个腔中,至少一个光发射器可被配置为发射与另一个光发射器不同的波长的光。可从不同波长的光中提取不同类型的信息。例如,光发射器606可被配置为发射光622。光622可经过一层或多层皮肤620,并且光的一部分可作为光623反射回来以便由光传感器604检测。光发射器608可被配置为发射光626。光626可经过一层或多层皮肤620,并且光的一部分可作为光627反射回来以便由光传感器604检测。光发射器

606与光传感器604之间的分隔距离可短于光发射器608与光传感器604之间的分隔距离。除此之外或另选地,光622可具有比光626的波长更短的波长。在一些示例中,更短的分隔距离和/或更短的波长可使得光622和光623具有比光626和光627更短的路径长度。因此,光622/623在皮肤620中穿透的深度可不及光626/627。光传感器604可生成多个信号,包括表示光623的信号652、表示光627的信号650以及表示光625的信号655。尽管图6A示出了分别位于光传感器604和光传感器614的中心中的光发射器605和光发射器615,但本公开的示例可包括分别位于相对于光传感器604和光传感器614的其他位置中(例如,一侧)的光发射器605和光发射器615。

[0092] 图6C示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,该示例性电子设备包括光学耦合到公共光发射器的光传感器,它们用于在测量用户的生理信号时所利用的噪声校正。设备600可包括位于光发射器605与光传感器604之间的隔离件617。设备600还可包括位于光发射器608与光发射器606之间的隔离件621。在一些示例中,隔离件621可被配置为防止光发射器606所发射的光与光发射器608所发射的光之间的光混合。隔离件617和隔离件621可为任何被配置用于光学隔离的材料。用于隔离件的示例性材料可包括但不限于碳。

[0093] 在一些示例中,隔离件617可被配置为使光624聚焦和/或准直,使得光624可离开腔664。在一些示例中,设备600可位于紧邻(例如,相距小于5mm)或接触皮肤420的位置以有助于防止光625包括任何只反射离开皮肤620的表面和/或设备600的表面的光。这样,可控制光624的穿透。光发射器605和光传感器604的紧密间距可防止反射光625包括脉动血液信息。隔离件617和/或设备600表面与皮肤620的紧邻可防止反射光625包括从皮肤620的表面和/或设备600的表面的反射。除此之外或另选地,隔离件621可被配置为使光622和/或光626聚焦和/或准直,使得光622和/或光626可离开腔666。光622和光626的穿透可受到控制,使得反射光623和反射光627可包括脉动血液信息。

[0094] 尽管图6C示出了终止于窗口603的内表面(即,离光发射器605、光传感器604、光发射器606和光发射器608最近的表面)的隔离件617和隔离件621,但本公开的示例可包括终止于窗口603的外表面(即,离光发射器605、光传感器604、光发射器606和光发射器608最远的表面)的隔离件617和/或隔离件621(未示出)。在一些示例中,隔离件可包括多种材料,其中腔内的一种或多种材料可不同于窗口内的一种或多种材料。在一些示例中,隔离件沿着腔和窗口可为连续的和/或相同的材料。

[0095] 图6D示出了根据本公开的示例的包括成角隔离件的示例性电子设备的剖视图。设备600可包括位于光传感器604与光发射器605之间的隔离件617。设备600还可包括位于光发射器606与光发射器608之间的隔离件621。隔离件617和/或隔离件621可与窗口603成角或非正交,并且可使光624和光626聚焦和/或准直。在一些示例中,与正交于窗口的隔离件(例如,图4D所示的隔离件421)相比,隔离件617和隔离件621可分别更大程度地引导光624和光626。在一些示例中,隔离件617和隔离件621中的一者或多者可朝(即,隔离件之间的间距可位于更接近窗口603的位置)隔离件619成角。

[0096] 图7A示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的顶视图,并且图7B示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,该示例性电子设备包括至少两个不同腔,每个腔可包括至少一个光传感器和多个光发射器。设备700可包括腔743和腔746。腔743可包括光发射器705、光发射器706、光发射器708和光传感器704。腔746可包括光发射器715、光发

射器716、光发射器718和光传感器714。设备700可被配置为使得每个光传感器可由光发射器和/或设备700的边缘围绕。例如，光传感器704可位于第一列光发射器（例如，由光发射器705、光发射器706和光发射器708形成的列）与第二列光发射器（例如，由光发射器715、光发射器716和光发射器718形成的列）之间。

[0097] 设备700可被配置为使得在每个腔中，至少一个光发射器可光学耦合到该腔中的光传感器，并且至少一个光发射器可光学耦合到另一个腔中的光传感器。多个重叠光路可以由从可与另一个腔中的光传感器光学耦合的光发射器发射的所述多个光形成。这样，多个光路可彼此“交叉”，这可增加皮肤720上可采样的位置。

[0098] 光发射器705可被配置为发射光722。光722可进入皮肤720，并且一部分可作为光723反射回来以便由光传感器714检测，该光传感器可为光学耦合到不同腔中的光发射器的光传感器。光发射器705可相对于光传感器714定位成使得可测量沿着光722/723的光路定位的皮肤720的一个或多个区域。该测量可包括因来自例如一个或多个血管742和/或一个或多个小动脉734的脉动血液体积变化而发生光学变化的光722和/或光723。

[0099] 光发射器706可被配置为发射光724。光724可进入皮肤720，并且一部分可作为光725反射回来以便由光传感器704检测，该光传感器可为光学耦合到相同腔中的光发射器的光传感器。光发射器706可位于紧邻光传感器704的位置，使得光724的穿透可限于更浅层（例如，层744和/或层745）。在一些示例中，光724可包括特定波长（例如，大于600nm），从而将光724/725限于对静脉血液（非脉动血液）体积变化敏感。

[0100] 光发射器715可被配置为发射光726。光726可进入皮肤720，并且一部分可作为光727反射回来以便由光传感器704检测，该光传感器可为光学耦合到不同腔中的光发射器的光传感器。光发射器715可相对于光传感器704定位成使得可测量沿着光726/727的光路定位的皮肤720的一个或多个区域。该测量可包括因来自例如一个或多个血管742和/或一个或多个小动脉734的脉动血液体积变化而发生光学变化的光726和/或光727。在一些示例中，光发射器715-光传感器704组可测量与光发射器705-光传感器714组所测量的皮肤720的一个或多个区域不同的皮肤720的一个或多个区域。在一些示例中，光726/727所测量的一个或多个血管742和/或一个或多个小动脉734可不同于光722/723所测量的一个或多个血管742和/或一个或多个小动脉734。在一些示例中，来自光722/723的光路可与来自光726/光727的光路交叉或相交。可基于对应光学部件的位置来调节这些光路之间的相交角，然后可调节皮肤720中的一个或多个区域的测量轮廓。

[0101] 光发射器716可被配置为发射光728。光728可进入皮肤720，并且一部分可作为光729反射回来以便由光传感器714检测，该光传感器可为光学耦合到相同腔中的光发射器的光传感器。光发射器716可位于紧邻（例如，相距小于或等于1mm）光传感器714的位置，使得光728的穿透可限于更浅层（例如，层744和/或层745）。在一些示例中，光728/729可包括特定波长（例如，大于600nm），从而限制光728/729对静脉血液（非脉动血液）体积变化的敏感性。在一些示例中，光发射器706与光传感器704之间的分隔距离可以和光发射器716与光传感器714之间的分隔距离相同。在一些示例中，光发射器706与光传感器704之间的分隔距离可不同于光发射器716与光传感器714之间的分隔距离。在一些示例中，光725可包括与光729相同的噪声伪影。在一些示例中，光725可包括与光729不同的噪声伪影。如果噪声伪影不同，则设备700可利用噪声伪影的差异来确定噪声是否来源于多个源。例如，噪声伪影的

差异可指示设备的一侧所经历且设备的另一侧未经历的倾斜和/或拉动。光传感器与光发射器之间形成的附加光路可包括在本公开的示例中,并且为清楚起见,未在该图中示出。

[0102] 图7C示出了根据本公开的示例的包括至少两个不同腔的示例性电子设备的剖视图,每个腔包括由隔离件分开的至少一个光传感器和多个光发射器。为了防止光725和/或光729包括界面处(例如,皮肤720的表面处、窗口703的表面处和/或设备700的表面处)的反射光,设备700可包括隔离件717和/或隔离件721。这样,光725和/或光729可包括与非脉动血液和/或其他噪声伪影(例如,来自设备的倾斜和/或拉动或环境光变化的噪声)相关的信息。

[0103] 图8A示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的顶视图,并且图8B示出了根据本公开的示例的示例性电子设备的剖视图,该示例性电子设备包括至少两个不同腔,每个腔包括至少一个光传感器和多个光发射器。设备800可包括腔843和腔846。腔843可包括光发射器805、光发射器806、光发射器808和光传感器804。腔846可包括光发射器815、光发射器816、光发射器818和光传感器814。设备800可被配置为使得光传感器804和光传感器814是相邻光学部件。在一些示例中,光传感器804和光传感器814可相对于设备800的中心对称地(水平地)设置在该设备上。光发射器805、光发射器806和光发射器808可位于设备800的一侧上,并且光发射器815、光发射器816和光发射器818可位于设备800的相对侧上。

[0104] 设备800可被配置为使得在每个腔中,至少一个光发射器可光学耦合到该腔中的光传感器,并且至少一个光发射器可光学耦合到另一个腔中的光传感器。多个重叠光路可以由从可与另一个腔中的光传感器光学耦合的光发射器发射的所述多个光形成。这样,多个光路可彼此“交叉”,这可增加设备800可在皮肤820内采样的位置。

[0105] 光发射器805可被配置为发射光822。光822可进入皮肤820,并且一部分可作为光823反射回来以便由光传感器814检测,该光传感器可为光学耦合到不同腔中的光发射器的光传感器。光发射器805可相对于光传感器814定位成使得可测量沿着光822/823的光路定位的皮肤820的一个或多个区域。该测量可包括因来自例如一个或多个血管842和/或一个或多个小动脉834的脉动血液体积变化而发生光学变化的光822和/或光823。

[0106] 光发射器806可被配置为发射光824。光824可进入皮肤820,并且一部分可作为光825反射回来以便由光传感器804检测,该光传感器可为光学耦合到相同腔中的光发射器的光传感器。光发射器806可位于紧邻(例如,相距小于或等于1mm)光传感器804的位置,使得光824的穿透可限于更浅层(例如,层844和/或层845)。光824/825可包括特定波长(例如,大于600nm),从而限制光824/825对静脉血液(非脉动血液)体积变化的敏感性。

[0107] 光发射器815可被配置为发射光826。光826可进入皮肤820,并且一部分可作为光827反射回来以便由光传感器804检测,该光传感器可为光学耦合到不同腔中的光发射器的光传感器。光发射器816可相对于光传感器804定位成使得可测量沿着光826/827的光路定位的皮肤820的一个或多个区域。该测量可包括因来自例如一个或多个血管842和/或一个或多个小动脉834的脉动血液体积变化而发生光学变化的光826和/或光827。在一些示例中,光发射器815-光传感器804组可测量与光发射器805-光传感器814组所测量的皮肤820的一个或多个区域不同的皮肤820的一个或多个区域。在一些示例中,光826/827所测量的一个或多个血管842和/或一个或多个小动脉834可不同于光822/823所测量的一个或多个血管842和/或一个或多个小动脉834。在一些示例中,来自光822/823的光路可与来自光

826/827的光路交叉或相交。可基于对应光学部件的位置来调节这些光路之间的相交角,然后可调节皮肤820中的一个或多个区域的测量轮廓。通过将光发射器(例如,光发射器805、光发射器806和光发射器808)定位在设备800的一侧上并且将光发射器(例如,光发射器815、光发射器816和光发射器818)定位在设备800的另一侧上,这些光路可具有相对于彼此的更大分隔距离(与例如图7B所示的光路相比)。可获得皮肤820上的测量区域的不同特征(例如,尺寸、形状和/或位置)。

[0108] 光发射器816可被配置为发射光828。光828可进入皮肤820,并且一部分可作为光829反射回来以便由光传感器814检测,该光传感器可为光学耦合到相同腔中的光发射器的光传感器。光发射器816可位于紧邻(例如,相距小于或等于1mm)光传感器814的位置,使得光828的穿透可限于更浅层(例如,层844和/或层845)。光828/829可包括特定波长(例如,大于600nm),从而限制光828/829对静脉血液(非脉动血液)体积变化的敏感性。在一些示例中,光发射器816与光传感器814之间的分隔距离可以和光发射器806与光传感器804之间的分隔距离相同。在一些示例中,光发射器816与光传感器814之间的分隔距离可不同于光发射器806与光传感器804之间的分隔距离。在一些示例中,光825可包括与光829相同的噪声伪影。在一些示例中,光825可包括与光829不同的噪声伪影。如果噪声伪影不同,则设备800可利用噪声伪影的差异来确定噪声是否来源于多个源。例如,噪声伪影的差异可指示设备的一侧所经历且另一侧未经历的倾斜和/或拉动。

[0109] 在一些示例中,该系统可被配置为具有多组光发射器-光传感器,其中光发射器和光传感器具有公共光轴。例如,光发射器806可被配置为朝光传感器814发射光。可存在多个光路。例如,一个光路可位于光发射器806与光传感器804之间,并且另一个光路可位于光发射器806与光传感器814之间。光发射器806与光传感器804之间的光路可用于噪声校正,并且光发射器806与光传感器814之间的光路可用于脉动血液信息。光传感器与光发射器之间形成的附加光路可包括在本公开的示例中,并且为清楚起见,未在该图中示出。

[0110] 图8C示出了根据本公开的示例的包括至少两个不同腔的示例性电子设备的剖视图,每个腔包括由隔离件分开的至少一个光传感器和多个光发射器。为了防止光825和/或光829包括界面处(例如,皮肤820的表面处、窗口803的表面处、设备800的表面处)的反射光,设备800可包括隔离件817和/或隔离件821。这样,光825和/或光829可包括非脉动血液信息。在一些示例中,光825和/或光829可不包括脉动血液信息。

[0111] 尽管图7A和图8A示出了被布置形成列(相对于设备700和设备800的长轴)的光发射器,但本公开的示例可包括被布置形成行的光发射器。图8D-图8E示出了根据本公开的示例的用于电子设备的光发射器、光传感器和隔离件的示例性配置的顶视图。如图8D所示,光传感器804和光传感器814可位于设备800的一侧上,并且光发射器的行(例如,由光发射器805、光发射器806和光发射器808形成的行以及由光发射器815、光发射器816和光发射器818形成的行)可位于设备800的另一侧上。光传感器及光发射器的行可由隔离件817和隔离件821分开。另外,腔843和腔846可由隔离件819分开。该配置可引起一个或多个相交光路。光传感器与光发射器之间形成的附加光路可包括在本公开的示例中,并且为清楚起见,未在该图中示出。

[0112] 如图8E所示,光传感器804和一行光发射器(例如,由光发射器815、光发射器816和光发射器818形成的行)可位于设备800的一侧上。另外,光传感器814和另一行光发射器(例

如,由光发射器805、光发射器806和光发射器808形成的行)可位于设备800的另一侧上。可通过隔离件(例如,隔离件817或隔离件821)将每行光发射器与光传感器分开。该配置可引起非重叠光路,如该图所示。光传感器与光发射器之间形成的附加光路可包括在本公开的示例中,并且为清楚起见,未在该图中示出。

[0113] 本公开的示例不限于光发射器的行,而是可包括任何配置,诸如图8F所示。例如,光发射器805和光发射器806可位于与光发射器808不同的行中。光发射器808可位于与光发射器805或光发射器806相同的列中,或可位于与光发射器805和光发射器806不同的列中。类似地,光发射器815和光发射器816可位于与光发射器818不同的行中。光发射器818可位于与光发射器815或光发射器816相同的列中,或可位于与光发射器815和光发射器818不同的列中。在一些示例中,光发射器和光传感器可相对于设备800的中心对称地定位(例如,光传感器804的位置离设备中心的距离可与光传感器814相同)。在一些示例中,光发射器和光传感器可相对于设备800的中心非对称地定位。在一些示例中,光传感器可位于比光发射器更接近设备800的边缘的位置。在一些示例中,光发射器可位于比光传感器更接近设备800的边缘的位置。光传感器与光发射器之间形成的附加光路可包括在本公开的示例中,并且为清楚起见,未在该图中示出。

[0114] 图9A示出了根据本公开的示例的跨多个波长测量的示例性氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白吸收信号。该光谱可包括多个波长范围,诸如波长范围963、波长范围964、波长范围965、波长范围966和波长范围967。信号950可包括氧合血红蛋白吸光度信号,并且信号955可包括脱氧血红蛋白吸光度信号。在该光谱中的一个或多个波长(例如,波长961)处,信号950和信号955可相交。即,信号950和信号955可具有相同或类似的吸光度值。被配置为在这一个或多个波长(例如,对应于信号的交点的波长961)处或紧邻位置内测量用户的生理信号的PPG系统可能不能够辨别所测量的相关联的反射光是来源于氧合吸光度还是来源于脱氧吸光度。

[0115] 本公开的示例可包括能够在一个或多个波长范围内测量氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白吸光度值两者的系统,其中氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白吸光度信号不相交。在一些示例中,该系统可被配置为在这些信号的吸光度值的差异大于预定阈值(例如,10%差异)的一个或多个波长处测量。在一些示例中,一个或多个所测量的波长(例如,波长962)可对应于脱氧吸光度信号中的“最小值”(即,零导数)。

[0116] 本公开的示例可包括被配置为在波长范围764(即,495nm-570nm)内发射的至少一个光发射器(例如,图2A所示的光发射器206、图3A所示的光发射器306)。本公开的示例可包括被配置为在波长范围765(即,570nm-750nm)内发射的至少一个光发射器(例如,图3A所示的光发射器308)。本公开的示例可包括被配置为在相同波长范围(例如,波长范围764、波长范围765和/或波长范围767)内发射的至少两个光发射器(例如,图3A所示的光发射器306和光发射器308)。本公开的示例可包括被配置为在波长范围966和967(即,750nm-1400nm)内发射的至少一个光发射器(例如,图3A所示的光发射器308)。

[0117] 本公开的示例可包括能够跨一系列波长或多个波长(例如,大于两个波长)发射光的系统。例如,该系统可包括被配置为在波长范围964(即,495nm-570nm)内发射光的至少一个光发射器(例如,图6A所示的光发射器606)、被配置为在波长范围966和波长范围967(即,750nm-1400nm)内发射光的至少一个光发射器(例如,图6A所示的光发射器605)、以及被配

置为在波长范围965 (即, 570nm-750nm) 内发射光的至少一个光发射器 (例如, 图6A所示的光发射器608)。在一些示例中, 一个光发射器可被配置为发射525nm, 一个光发射器可被配置为发射660nm, 并且一个光发射器可被配置为发射890nm。测量波长范围965内的反射光可产生含几乎没有脉动的血液信息的信号。测量波长范围966和波长范围967内的反射光可产生可对用户眼睛不可见的光。本公开的示例可包括这样的系统, 该系统被配置为具有能够向多个光传感器发射光的公共 (即, 共用) 光发射器, 其中至少一组光发射器-光传感器可被配置用于测量脉动血流, 并且至少一组 (相同) 光发射器-光传感器可被配置用于测量非脉动血流。

[0118] 在一些示例中, 至少两组光发射器-光传感器可被配置为测量 (例如, 光穿过) 用户皮肤的相同体积。通过测量皮肤的相同体积, 非脉动血液信息可与对应脉动血液信息准确地相关联。在一些示例中, 至少两个光发射器以及光学耦合的一个或多个检测器可沿着相同光轴定位。

[0119] 在一些示例中, 至少两组光发射器-光传感器可被配置为测量用户皮肤的不同体积。这种配置中的光学部件的位置可因例如封装的尺寸或光学部件之间的分隔距离而受限。

[0120] 图9B示出了根据本公开的示例的在包括于示例性电子设备中的所述多个光传感器处测量的示例性信号。信号950可包括脉动血液信息和噪声伪影。信号955可使用任何以上公开的示例包括噪声伪影。在一些示例中, 信号950可以是光发射器-光传感器组中的一组所生成的信号。在一些示例中, 信号955可以是光发射器-光传感器组中的另一组所生成的信号。PPG系统可包括控制器, 该控制器被配置为通过从信号950中去除噪声伪影来确定用户的生理信号。在一些示例中, 可使用信号955来确定信号950中包括的噪声伪影的至少一部分。例如, 频率971可对应于用户的生理信号 (例如, PPG) 的基频, 并且频率972可对应于用户的生理信号的谐频。控制器可被配置为确定基频和谐频, 并且可利用信号950和信号955来确定用户的生理信号。

[0121] 在一些示例中, 与一个或多个光发射器 (例如, 光发射器306和光发射器316) 相关联的信号可用于在用户运动时确定用户的生理信号。在一些示例中, 与一个或多个光发射器 (例如, 光发射器306和光发射器316) 相关联的信号可用于在用户静止时确定用户的生理信号。在一些示例中, 一个或多个信号可包括心率PPG信号。在一些示例中, 一个或多个信号可用于脱腕检测 (即, 该设备位于远离用户的远距离处)。在一些示例中, 该设备可包括检测用户的加速度的加速度计, 并且这种加速度信息还可用于消除/校正用户的生理信号中的运动伪影。在一些示例中, 光发射器和/或光传感器中的一者或多者可被禁用、断电, 或其信号可被忽略。例如, 当用户正在运动时, 光发射器308和/或光发射器316 (图3A所示) 可被断电。

[0122] 图10A示出了根据本公开的示例的用于运动伪影去除的示例性电路图, 并且图10B示出了根据本公开的示例的用于运动伪影去除的示例性过程。该系统可包括光学耦合到光传感器1004的光发射器1006以及光学耦合到光传感器1007的光发射器1005。光发射器1006可朝光传感器1004发射光 (过程1050的步骤1052)。光传感器1004可检测来自光发射器1006所发射的光的反射光, 并且可生成信号1050 (过程1050的步骤1054)。可使用FFT 1010进行信号1050的傅里叶变换 (过程1050的步骤1056)。光发射器1005可朝光传感器1007发射光

(过程1050的步骤1058)。光传感器1007可检测来自光发射器1005所发射的光的反射光,并且可生成信号1055(过程1050的步骤1060)。在一些示例中,光发射器1005可与光发射器1006同时发射光。可使用FFT 1010进行信号1055的傅里叶转换(过程1050的步骤1062)。可使用部件1011确定(过程1050的步骤1064)信号1050和信号1055中的峰值(即,“最大值”/零导数)的位置。在一些示例中,可在存在峰值的位置处缩放信号1050的值(例如,可应用高斯权重)(过程1050的步骤1066)。在一些示例中,经校正的(或经调节的)信号1050可包括来自用户的生理信号的基频和谐频的峰值。

[0123] 该系统还可包括加速度计1002。加速度计1002可测量用户的加速度(过程1050的步骤1068)。在一些示例中,加速度测量可与光传感器的光学测量同时进行。可使用FFT 1010进行加速度信号的傅里叶变换(过程1050的步骤1070)。可使用部件1011确定经校正的信号1050和加速度信号中的峰的位置(过程1050的步骤1072)。控制器1009可应用一个或多个算法和/或简单数学函数来确定用户的生理信号1060(过程1050的步骤1074)。

[0124] 图11A示出了根据本公开的示例的用于运动伪影去除的示例性电路图,并且图11B示出了根据本公开的示例的用于运动伪影去除的示例性过程。该系统可包括光学耦合到光传感器1104的光发射器1106以及光学耦合到光传感器1107的光发射器1105。光发射器1106可朝光传感器1104发射光(过程1150的步骤1152)。光传感器1104可检测来自光发射器1106所发射的光的反射光,并且可生成信号1150(过程1150的步骤1154)。可进行信号1150的傅里叶变换(过程1150的步骤1160)。

[0125] 光发射器1105可朝光传感器1107发射光(过程1150的步骤1162)。光传感器1107可检测来自光发射器1105所发射的光的反射光,并且可生成信号1155(过程1150的步骤1164)。该系统还可包括加速度计1102。加速度计1102可测量用户的加速度(过程1150的步骤1156)。在一些示例中,加速度测量可与光传感器的光学测量同时进行。可使用运动估计器1103对信号1155和加速度信号执行主分量分析(过程1150的步骤1158)。PCA 1102可被配置为利用正交变换将信号1155和加速度信号转换为三个正交分量。可使用FFT 1110进行这些正交分量的傅里叶变换(过程1150的步骤1166)。

[0126] 可使用部件1111确定来自这两个FFT 1110的信号中的峰值的位置(过程1150的步骤1168)。在一些示例中,可确定信号1150中的一个或多个步态频率。在一个或多个步态频率下,这些信号可发生衰减。控制器1009可被配置为应用一个或多个算法和/或简单数学函数来确定用户的生理信号1160(过程1150的步骤1170)。

[0127] 在一个或多个以上公开的系统,光发射器-光传感器组可串行地或并行地(即,同时地)操作。图12A-图12C示出了根据本公开的示例的示例性测量模式。PPG系统可包括光发射器1206、光发射器1208、光发射器1216、光发射器1218、光传感器1204和光传感器1214。

[0128] 如图12A所示,该系统可被配置为循环通过这些组。在时间 t_0 与 t_1 之间,光发射器1206可激活/接通。光传感器1204可测量来自光发射器1206的反射光,之后是光传感器1214测量来自光发射器1206的反射光。在时间 t_1 与时间 t_2 之间,光发射器1208可激活/接通。光传感器1204可测量来自光发射器1208的反射光,之后是光传感器1214测量来自光发射器1208的反射光。在时间 t_2 与时间 t_3 之间,光发射器1216可激活/接通。光传感器1204可测量来自光发射器1216的反射光,之后是光传感器1214测量来自光发射器1216的反射光。在时间 t_3 与时间 t_4 之间,光发射器1218可激活/接通。光传感器1204可测量来自光发射器1218的

反射光,之后是光传感器1214测量来自光发射器1218的反射光。在时间 t_4 与时间 t_5 之间,该系统可被配置用于脱腕检测。在一些示例中,可重复该循环。在一些示例中,后续循环可具有不同次序。

[0129] 该系统还可包括光发射器1205和光发射器1215。如图12B所示,这些测量可包括在所有其他光发射器的操作之后的时间段内这些附加光发射器的操作。在时间 t_4 与时间 t_5 之间,光发射器1205可激活/接通。光传感器1204可测量来自光发射器1205的反射光,之后是光传感器1214测量来自光发射器1205的反射光。在时间 t_5 与时间 t_6 之间,光发射器1215可激活/接通。光传感器1204可测量来自光发射器1215的反射光,之后是光传感器1214测量来自光发射器1215的反射光。在时间 t_6 与时间 t_7 之间,该系统可被配置用于脱腕检测。在一些示例中,可重复该循环。在一些示例中,后续循环可具有不同次序。

[0130] 在一些示例中,两个或更多个测量可同时操作。如图12C所示,第一测量和第二测量可在时间 t_0 与 t_1 之间同时操作。第一测量可包括在光传感器1204测量反射光且光传感器1214测量反射光时激活/接通的光发射器1206。第二测量可包括在光传感器1207测量反射光且光传感器1217测量反射光时激活/接通的光发射器1205。在一些示例中,这些测量可交错操作(即,一个测量的开始可从另一个测量的开始延迟)。在一些示例中,时间段可包括具有不同组光发射器-光传感器(例如,光发射器1208、光传感器1204和光传感器1214)的第一测量,而第二测量可为相同的(例如,光发射器1205、光传感器1207和光传感器1217),如时间 t_1 与 t_2 之间所示。在一些示例中,时间段可包括具有相同组光发射器-光传感器(例如,光发射器1206、光传感器1204和光传感器1214)的第一测量,如时间 t_2 与 t_3 之间所示。在一些示例中,时间段可包括同时操作的超过两个测量。例如,可同时进行所有测量(未示出)。在一些示例中,可在各测量之间的任何时间或与各测量同时进行脱腕检测。

[0131] 图13A示出了根据本公开的示例的示例性过程,该示例性过程示出了PPG系统的基于时间的操作。第一光发射器可朝第一光传感器发射光(过程1300的步骤1302)。第一光传感器可生成指示从第一光发射器的反射的第一信号(过程1300的步骤1304)。第二光发射器可朝第二光传感器发射光(过程1300的步骤1306)。第二光传感器可生成指示从第二光发射器的反射的第二信号(过程1300的步骤1308)。在一些示例中,第一光发射器可与第二光发射器同时操作。在一些示例中,第一光发射器可在第二光发射器之前操作。在一些示例中,第二光发射器可在第一光发射器之前操作。可将第二信号与阈值进行比较(过程1300的步骤1310),并且控制器可确定是否应执行噪声校正(过程1300的步骤1312)。如果要执行噪声校正,则可使用第二信号校正或调节第一信号(过程1300的步骤1314)。可应用一个或多个算法来确定用户的一个或多个生理信号(过程1300的步骤1316)。

[0132] 图13B示出了根据本公开的示例的示例性过程,该示例性过程示出了包括用于运动检测的光发射器-光传感器组的PPG系统的操作。第一光发射器可朝第一光传感器发射光(过程1330的步骤1332)。第一光传感器可生成指示从第一光发射器的反射的第一信号(过程1330的步骤1334)。第二光发射器可朝第二光传感器发射光(过程1330的步骤1336)。第二光传感器可生成指示从第二光发射器的反射的第二信号(过程1330的步骤1338)。加速度计可检测用户的加速度并且生成加速度信号(过程1330的步骤1344)。可将加速度信号与阈值进行比较(过程1330的步骤1346)。控制器可确定是否应执行基于光学的噪声校正(过程1330的步骤1348),并且如果是这样,则可使用第二信号校正或调节第一信号(过程1330的

步骤1340)。如果不是这样,则控制器可确定是否应执行基于加速度的噪声校正(过程1330的步骤1350)。如果是这样,可使用加速度信号校正或调节第一信号(过程1330的步骤1342)。可应用一个或多个算法来确定用户的一个或多个生理信号(过程1330的步骤1352)。

[0133] 图13C示出了根据本公开的示例的示例性过程,该示例性过程示出了包括用于运动检测的加速度计的PPG系统的操作。第一光发射器可朝第一光传感器发射光(过程1360的步骤1362)。第一光传感器可生成指示从第一光发射器的反射的第一信号(过程1360的步骤1364)。加速器可检测用户的运动并且生成加速度信号(过程1360的步骤1366)。控制器可确定用户是否正在运动(过程1360的步骤1368)。如果用户正在运动,则第二光发射器可朝第二光传感器发射光(过程1360的步骤1370)。第二光传感器可检测反射光并且生成第二信号(过程1330的步骤1372)。在一些示例中,第二光传感器可保持非激活状态直到加速度计检测到用户运动。可使用第二信号校正或调节第一信号(过程1330的步骤1374)。控制器可应用一个或多个算法来确定用户的一个或多个生理信号(过程1330的步骤1376)。

[0134] 图13D示出了根据本公开的示例的示例性过程,该示例性过程示出了PPG系统的操作。加速度计可检测用户运动(过程1380的步骤1382)。如果检测到用户运动,则第一光发射器可朝第一光传感器发射光(过程1380的步骤1384)。第一光传感器可生成指示从第一光发射器的反射的第一信号(过程1380的步骤1386)。第二光发射器可朝第二光传感器发射光(过程1380的步骤1388)。第二光传感器可生成指示从第二光发射器的反射的第二信号(过程1380的步骤1390)。可使用第二信号校正或调节第一信号(过程1380的步骤1392)。如果未检测到用户运动,则第三光发射器可朝第一光传感器发射光(过程1380的步骤1394)。第一光传感器可生成指示从第三光发射器的反射的第三信号(过程1380的步骤1396)。控制器可应用一个或多个算法来确定用户的一个或多个生理信号(过程1380的步骤1398)。

[0135] 图14示出了根据本公开的示例的计算系统的示例性框图,该计算系统包括用于测量与用户生理状态相关联的信号的光发射器和光传感器。计算系统1400可对应于图1A-图1C所示的计算设备中的任一个。计算系统1400可包括处理器1410,该处理器被配置为执行指令并且执行与计算系统1400相关联的操作。例如,使用从存储器检索的指令,处理器1410可控制计算系统1400的部件之间的输入和输出数据的接收和操作。处理器1410可以是单芯片处理器,或者可以多个部件实现。

[0136] 在一些示例中,处理器1410与操作系统一起可操作以执行计算机代码并生成和使用数据。计算机代码和数据可驻留在可操作地耦接到处理器1410的程序存储块1402内。程序存储块1402通常可提供用于保持由计算系统1400使用的数据的位置。程序存储块1402可以是任何非暂态计算机可读存储介质,并且可存储例如与由一个或多个光传感器诸如光传感器1404测量的PPG信号和灌注指数值相关的历史和/或模式数据。以举例的方式,程序存储块1402可包括只读存储器(ROM) 1418、随机存取存储器(RAM) 1422、硬盘驱动器1408等。计算机代码和数据还可驻留在可移动存储介质上,并且在需要时加载或安装到计算系统1400上。可移动存储介质包括例如CD-ROM、DVD-ROM、通用串行总线(USB)、安全数字(SD)、致密闪存(CF)、内存棒、多媒体卡(MMC)和网络部件。

[0137] 计算系统1400还可包括可操作地耦接到处理器1410的输入/输出(I/O)控制器1412,或者其可为独立部件,如图所示。I/O控制器1412可被配置为控制与一个或多个I/O设备的交互。I/O控制器1412可通过在处理器1410与希望与处理器1410通信的I/O设备之间交

换数据来操作。I/O设备和I/O控制器1412可通过数据链路进行通信。数据链路可以是单向链路或双向链路。在一些情况下,可通过无线连接将I/O设备连接到I/O控制器1412。以举例的方式,数据链路可对应于PS/2、USB、Firewire、IR、RF、蓝牙等。

[0138] 计算系统1400可包括可操作地耦接到处理器1410的显示设备1424。显示设备1424可为独立部件(外围设备),或者可与处理器1410和程序存储块1402集成以形成台式计算机(例如,一体机)、膝上型计算机、手持式或平板计算设备等。显示设备1424可被配置为向用户显示图形用户界面(GUI),该图形用户界面可能包括指针或光标以及其他信息。以举例的方式,显示设备1424可为任何类型的显示器,包括液晶显示器(LCD)、电致发光显示器(ELD)、场发射显示器(FED)、发光二极管显示器(LED)、有机发光二极管显示器(OLED)等。

[0139] 显示设备1424可耦接到可耦接至处理器1410的显示控制器1426。处理器1410可将原始数据发送至显示控制器1426,并且显示控制器1426可向显示设备1424发送信号。数据可包括显示设备1424中的多个像素的电压电平以投射图像。在一些示例中,处理器1410可被配置为处理原始数据。

[0140] 计算系统1400还可包括可操作地耦接到处理器1410的触摸屏1430。触摸屏1430可以是感测设备1432和显示设备1424的组合,其中感测设备1432可以是定位在显示设备1424前面或与显示设备1424集成的透明面板。在一些情况下,触摸屏1430可识别触摸以及触摸在其表面上的位置和量值。触摸屏1430可将触摸报告到处理器1410,并且处理器1410可根据其编程来解释触摸。例如,处理器1410可根据特定触摸来执行轻击和事件手势解析并且可发起设备的唤醒或对一个或多个部件的供电。

[0141] 触摸屏1430可耦接到触摸控制器1440,该触摸控制器可从触摸屏1430获取数据并且可向处理器1410提供所获取的数据。在一些情况下,触摸控制器1440可被配置为将原始数据发送到处理器1410,并且处理器1410可处理原始数据。例如,处理器1410可从触摸控制器1440接收数据并且可确定如何解释数据。数据可包括触摸以及施加的压力的坐标。在一些示例中,触摸控制器1440可被配置为处理原始数据自身。即,触摸控制器1440可从位于感测设备1432上的感测点1434读取信号并可将这些信号转化为处理器1410可理解的数据。

[0142] 触摸控制器1440可包括一个或多个微控制器诸如微控制器1442,每个微控制器可监测一个或多个感测点1434。微控制器1442可例如对应于专用集成电路(ASIC),其与固件配合以监测来自感测设备1432的信号,处理所监测的信号,并向处理器1410报告此信息。

[0143] 一个或两个显示控制器1426和触摸控制器1440可执行滤波和/或转换过程。可以实施滤波过程以减少繁忙的数据流以防止处理器1410被过度加载有冗余或非必需的数据。在向处理器1410发送或报告之前,可实施转换过程以调整原始数据。

[0144] 在一些示例中,感测设备1432可基于电容。在两个导电构件彼此接近而未实际接触时,它们的电场可进行交互以形成电容。第一导电构件可为感测点1434中的一者或多者,并且第二导电构件可以是对象1490,诸如手指。当对象1490接近触摸屏1430的表面时,电容可在对象1490和紧邻对象1490的一个或多个感测点1434之间形成。通过检测感测点1434的每一个处的电容的变化,并且注意到感测点1434的位置,触摸控制器1440可识别多个对象,并且确定对象1490跨触摸屏1430移动时对象1490的位置、压力、方向、速度和加速度。例如,触摸控制器1440可确定感测触摸是否为手指、轻击或覆盖表面的对象。

[0145] 感测设备1432可基于自电容或互电容。在自电容中,感测点1434中的每一个可由

单独充电的电极提供。当对象1490接近触摸屏1430的表面时,对象可电容耦合到紧邻对象1490的那些电极,从而从电极窃取电荷。每个电极中的电荷的量可由触摸控制器1440测量,以确定一个或多个对象在触摸触摸屏1430或悬停在触摸屏1430上时的位置。在互电容中,感测设备1432可包括空间分离的线或导线的两层网格(未示出),但其他配置也是可能的。上层可包括行中的线,而下层可包括列中的线(例如,正交的)。感测点1434可在行和列的交点处提供。在操作期间,可按行充电,并且电荷可从行电容耦合到列。当对象1490接近触摸屏1430的表面时,对象1490可电容耦合到紧邻对象1490的行,从而减小行和列之间的电荷耦合。每一列中的电荷的量可通过触摸控制器1440来测量,以确定在触摸触摸屏1430时多个对象的位置。

[0146] 计算系统1400还可包括一个或多个光发射器,诸如光发射器1406,以及一个或多个光传感器,诸如靠近用户皮肤1420的光传感器1404。光发射器1406可被配置为生成光,并且光传感器1404可被配置为测量由用户的皮肤1420、血管和/或血液反射或吸收的光。设备1400可包括多组光发射器-光传感器。光发射器-光传感器组中的至少一组可被配置为测量脉动血液,并且光发射器-光传感器组中的至少一组可被配置为测量非脉动血液。在一些示例中,设备1400可包括加速度计(未示出)。光传感器1404可将测量的原始数据发送到处理器1410,并且处理器1410可执行噪声和/或伪影消除以确定PPG信号和/或灌注指数。处理器1410可基于应用、用户皮肤类型和使用条件动态地激活光发射器和/或光传感器,并且动态地重新配置孔口属性。在一些示例中,例如,一些光发射器和/或光传感器可被激活,而其他光发射器和/或光传感器可被去激活以节省电力。在一些示例中,处理器1410可将原始数据和/或处理过的信息存储在ROM 1418或RAM 1422中以用于历史跟踪或用于未来诊断目的。

[0147] 在一些示例中,光传感器可测量光信息,并且处理器可从反射或吸收的光确定PPG信号和/或灌注指数。也可在该设备上执行光信息的处理。在一些示例中,不需要在该设备自身上执行光信息的处理。图15示出了根据本公开的示例将电子设备连接到主机的示例性配置。主机1510可为设备1500外部的任何设备,包括但不限于图1A-图1C所示的任何系统或服务器。设备1500可通过通信链路1520连接到主机1510。通信链路1520可为任何连接,包括但不限于无线连接和有线连接。示例性无线连接包括Wi-Fi、蓝牙、无线直连和红外线。示例性有线连接包括通用串行总线(USB)、FireWire、Thunderbolt或需要物理电缆的任何连接。

[0148] 在操作中,不同于处理来自设备1500自身上的光传感器的光信息,设备1500可将光传感器测量的原始数据1530通过通信链路1520发送到主机1510。主机1510可接收原始数据1530,并且主机1510可处理光信息。处理光信息可包括消除或减少由于伪影而产生的任何噪声和确定生理信号诸如用户的心率。主机1510可包括算法或校准过程,以考虑影响PPG信号和灌注指数的用户特征中的差异。另外,主机1510可包括用于跟踪用于诊断目的的PPG信号和灌注指数历史的存储装置或存储器。主机1510可将经处理的结果1540或相关信息发送回设备1500。基于处理结果1540,设备1500可相应地通知用户或调整其操作。通过卸载光信息的处理和/或存储,设备1500可节省空间和功率——这使设备1500能够保持小型且便携,因为在设备上可释放处理逻辑部件原本需要的空间。

[0149] 本发明公开了一种电子设备。该电子设备可包括:一个或多个第一光发射器,所述一个或多个第一光发射器被配置为生成第一光;一个或多个第一光传感器,所述一个或多个第一光传感器被配置为检测第一光的反射并且被配置为生成指示第一光的反射的第一

信号,该第一信号包括非脉动血液信息;以及耦接到所述一个或多个第一光传感器的逻辑部件,该逻辑部件被配置为:接收第一信号,并且从第一信号确定生理信号的至少一部分。除此之外或另选地,在一些示例中,该设备还可包括:一个或多个第二光传感器,所述一个或多个第二光传感器被配置为检测第二光的反射并被配置为生成指示第二光的反射的第二信号,该第二光由所述一个或多个第一光发射器生成并且该第二信号包括脉动血液信息,其中逻辑部件进一步耦接到所述一个或多个第二光传感器,并且进一步被配置为接收第二信号并在生理信号的确定中包括第二信号。除此之外或另选地,在一些示例中,所述一个或多个第一光发射器、一个或多个第一光传感器和一个或多个第二光传感器沿着公共光轴定位。除此之外或另选地,在一些示例中,该设备还包括:被配置为生成第二光的一个或多个第二光发射器,其中所述一个或多个第一光传感器进一步被配置为生成指示第二光的反射的第二信号,该第二信号包括脉动血液信息,其中逻辑部件进一步被配置为接收第二信号并在生理信号的确定中包括第二信号。除此之外或另选地,在一些示例中,所述一个或多个第一光发射器、一个或多个第一光传感器和一个或多个第二光发射器沿着公共光轴定位。除此之外或另选地,在一些示例中,该设备还包括:被配置为生成第二光的一个或多个第二光发射器;以及一个或多个第二光传感器,所述一个或多个第二光传感器被配置为检测第二光的反射并被配置为生成指示第二光的反射的第二信号,该第二信号包括脉动血液信息,其中逻辑部件进一步耦接到所述一个或多个第二光传感器,并且进一步被配置为接收第二信号并在生理信号的确定中包括第二信号。除此之外或另选地,在一些示例中,所述一个或多个第二光发射器和所述一个或多个第二光传感器位于不同腔中。除此之外或另选地,在一些示例中,第二光包括波长在570nm-750nm之间的光。除此之外或另选地,在一些示例中,第二光包括波长在495nm-570nm之间的光。除此之外或另选地,在一些示例中,第一光和第二光相交。除此之外或另选地,在一些示例中,该设备还包括:被配置为生成第三光的一个或多个第三光发射器,其中所述一个或多个第二光传感器进一步被配置为检测第三光的反射并被配置为生成指示第三光的反射的第三信号,该第三信号包括脉动血液信息,其中逻辑部件进一步被配置为接收第三信号并在生理信号的确定中包括第三信号。除此之外或另选地,在一些示例中,第一光包括波长在570nm-750nm之间的光,第二光包括波长在495nm-570nm之间的光,并且第三光包括波长在750nm-1400nm之间的光。除此之外或另选地,在一些示例中,所述一个或多个第一光发射器和所述一个或多个第一光传感器位于相同腔中。除此之外或另选地,在一些示例中,第一光包括波长在495nm-570nm之间的光。除此之外或另选地,在一些示例中,所述一个或多个第一光发射器中的至少一者与所述一个或多个第一光传感器中的至少一者间隔小于1mm。除此之外或另选地,在一些示例中,该设备还包括:隔离件,该隔离件被配置为将所述一个或多个第一光发射器中的至少一者与所述一个或多个第一光传感器中的至少一者光学隔离。除此之外或另选地,在一些示例中,该设备还包括:光学耦合到所述一个或多个第一光发射器中的至少一者的窗口,其中隔离件的一端接触窗口的内表面,该内表面位于比窗口的外表面更接近所述一个或多个第一光发射器的位置。除此之外或另选地,在一些示例中,该设备还包括:光学耦合到所述一个或多个第一光发射器中的至少一个第一光发射器的窗口,其中隔离件的第一端部接触窗口的外表面,该外表面位于比窗口的内表面更远离所述一个或多个第一光发射器的位置。除此之外或另选地,在一些示例中,隔离件包括设置在第一端部与第二端部之间的连续部分,该第二

端部位于靠近所述一个或多个第一光发射器中的至少一者的位置。除此之外或另选地,在一些示例中,隔离件包括:设置在第一端部与第三端部之间的第一部分,该第三端部位于窗口的内表面处;以及设置在第三端部与第二端部之间的第二部分,该第二端部位于靠近所述一个或多个第一光发射器中的至少一个第一光发射器的位置。除此之外或另选地,在一些示例中,该设备还包括:第二隔离件,其中隔离件的第一端部远离第二隔离件侧向间隔第一距离,并且隔离件的第二端部远离第二隔离件侧向间隔与第一距离不同的第二距离。

[0150] 公开了一种用于确定生理信号的方法。该方法可包括:在用户处发射第一光;检测第一光的反射;生成指示所检测到的第一光的反射的第一信号,该第一信号包括非脉动血液信息;在用户处发射第二光;检测第二光的反射;生成指示所检测到的第二光的反射的第二信号,该第二信号包括脉动血液信息;调节第二信号以补偿第一信号中包括的信息;以及基于经调节的第二信号来确定生理信号。除此之外或另选地,在一些示例中,在用户的第一部分处发射第一光,并且在用户的不同于第一部分的第二部分处发射第二光。除此之外或另选地,在一些示例中,在用户的第一部分处发射第一光和第二光。除此之外或另选地,在一些示例中,该方法还包括:确定第一信号和第二信号中包括的一个或多个峰;以及确定所述一个或多个峰的一个或多个位置,其中调节第二信号包括在所述一个或多个位置处缩放第二信号。除此之外或另选地,在一些示例中,该方法还包括:检测用户的加速度;以及生成指示加速度的第三信号,其中调节第二信号还包括第三信号中包括的信息。除此之外或另选地,在一些示例中,该方法还包括:检测用户的加速度;生成指示加速度的第三信号;将第三信号与阈值进行比较,其中当第三信号大于或等于该阈值时,在用户处发射第二光。

[0151] 一个或多个光发射器和一个或多个光传感器可被定位成使得其一个或多个照明场和一个或多个视场分别从设备外壳的背部表面延伸。在一些变型中,设备外壳的背部表面(例如,可穿戴设备的下侧)的至少一部分可在个体佩戴时接触皮肤。该设备的背部表面可包括一个或多个突出部或凸起区域,它们的尺寸和形状可任选地被设定为当该设备由个体佩戴(例如,附接到手腕、手臂、胸部、腿部等)时,促进皮肤接触和/或向皮肤施加压力以便促进非脉动血液远离处于一个或多个光发射器和一个或多个光传感器的一个或多个照明场和/或一个或多个视场之内或附近的皮肤区域运动。由于非脉动血流可为脉动血液测量中的运动伪影的重要因素,因此减少该区域中的非脉动血流可有助于改善脉动血液的光学测量。

[0152] 在一些变型中,这些突出部可具有在该设备由个体佩戴时向皮肤施加压力的一个或多个曲面或轮廓。例如,所述一个或多个突出部可包括可为凸形、和/或凹形、和/或在一些区域中为凸形且在其他区域中为凹形的一个或多个曲面或轮廓。在一些变型中,所述一个或多个突出部的凸形区域可设置在一个或多个光发射器和/或一个或多个光传感器的光路上方。在其他变型中,所述一个或多个突出部的凹形区域可设置在一个或多个光发射器和/或一个或多个光传感器的光路上方。所述一个或多个突出部可包括透明和/或不透明的区域。位于一个或多个光发射器和一个或多个光传感器的照明场和/或视场(即,光学路径或光路)之内的一个或多个突出部的区域可为透明或半透明的,而突出部的其他区域可为不透明的。例如,一个或多个突出部可设置在一个或多个光发射器和/或一个或多个光传感器的光路内。背部表面(即,该设备的下侧)可包括外壳中与一个或多个光发射器和/或一个或多个光传感器的照明场和/或视场对准的开口或窗口,以及设置在该开口上方或之内的

光学透明盖结构。例如,其内驻留有一个或多个光发射器和/或一个或多个光传感器的腔可包括开口或窗口。盖结构可相对于外壳表面齐平,或可为凹形或凸形。在一些变型中,突出部可包括凸形盖结构。一些突出部或盖结构可包括如本文所述延伸穿过突出部的厚度的遮光件或隔离件。隔离件可阻挡或防止来自遮光件一侧的光干扰来自遮光件另一侧的光。在一些变型中,隔离件可从腔内连续延伸穿过突出部的厚度。隔离件可为延伸穿过腔和突出部的单个部件,或可由连接在一起的一个或多个隔离件区段构成。隔离件可大致平行于发射器或检测器的光路。腔的光学开口或窗口的尺寸和形状可与一个或多个光发射器和/或一个或多个光传感器的照明场和/或视场的尺寸和形状相对应。另选地或除此之外,光学开口或窗口的直径可从约1mm至约20mm变化,例如为约3mm、约4mm、约5mm、约6mm、约8mm、约10mm、约12mm、约15mm等,例如为约5.4mm、约6.4mm。

[0153] 腕戴式设备的一些变型可具有包括突出部的外壳,该突出部环绕和/或至少部分围绕和/或包封其内设置有一个或多个光发射器和/或一个或多个光传感器的一个或多个腔的一个或多个光学开口或者一个或多个窗口。该突出部可不位于一个或多个光发射器和/或一个或多个光传感器的光路中。图16A-图16B中描绘了突出部的一种变型,其至少部分地围绕设备的一个或多个腔的所述一个或多个光学开口。图16A描绘了腕戴式设备(诸如图1A-图1C中所描绘的任何设备)的背部表面1600,以及至少部分地围绕该设备的腔的光学开口1604的突出部1602。一个或多个光学部件(例如,一个或多个光发射器、一个或多个光传感器或它们的组合)可位于该设备的外壳内并与对应腔的光学开口1604对准。透明或半透明盖结构可设置在每个光学开口或腔上方或之内。突出部1602可为环形的,其可为开环或闭环。在再其他变型中,突出部可为弧形的。由突出部1602围绕的下侧或背部表面1600的包封区域1606可具有凸曲率(如图16B中所描绘),或可具有凹曲率。在再其他变型中,包封区域1606可不具有任何曲面,并且可为基本上平坦的。如图16A中所描绘,突出部1602可围绕所有光学开口1604和对应腔,但应当理解,突出部1602可能围绕开口和对应腔的子组。例如,一些设备可包括围绕第一组腔的第一突出部以及围绕第二组腔的第二突出部。设备可包括两个或更多个突出部,它们可不围绕或包封任何腔,而是可跨越该设备的外壳的长度或宽度。图16B描绘了在附接到个体的皮肤1608时具有环形突出部1602的背部表面1600的侧视图。在该示例中,突出部1602可施加围绕光学窗口1604以环形集中的压力。即,突出部1602下方的皮肤区域可比区域1606或光学开口1604下方的皮肤区域移位得更多(即,经受更大水平的压力)。与位于光学开口和/或对应腔正下方的皮肤相比,围绕光学开口和/或对应腔的突出部可使围绕光学开口和/或对应腔的皮肤经受更大水平的压力。如先前所述,设置在对应于每个光学开口1604的每个腔内的光学部件可包括一个或多个光发射器、一个或多个光传感器、或一个或多个光发射器与一个或多个光传感器的组合,如上所述。盖结构可各自包括从腔延伸穿过盖结构的厚度的隔离件。

[0154] 在一些变型中,设备的下侧或背部表面可包括突出部,该突出部包括从外壳的表面延伸的凸起区域。其内有一个或多个光发射器和/或一个或多个光传感器的腔及其对应光学开口可位于该突出部上。例如,该突出部可形成从外壳的表面延伸的平台,并且光学开口和/或对应腔可位于该平台的表面上。该平台可在背部表面的区域的相当大部分上方或跨背部表面的区域的相当大部分延伸(例如,该平台的表面积可占整个背部表面的表面积的约30%、或约40%、或约50%、或约60%、或更多)。例如,该平台的表面积可与下侧或背部

表面的表面积大约相同(例如,覆盖整个背部表面),或该平台的表面积可比背部表面的表面积小约20%、小约30%、小约40%、小约50%。图17A-图17B中示出了设备的一种变型,其具有包括突出部或凸起区域的背部表面,该突出部或凸起区域从背部表面且跨背部表面延伸。下侧或背部表面1700可包括突出部1702,该突出部包括相对于背部表面1700的其他区域1706凸起的表面。该设备可包括四个光学开口1704,这四个光学开口对应于位于突出部1702的凸起表面上的四个腔。接触皮肤的突出部1702的表面可为平坦的(即,没有任何曲面),或可具有凸曲面,如图17A和图17B中所描绘。设置在光学开口1704上方或之内的盖结构可与突出部1702的表面齐平,或可从突出部1702的表面更进一步突出。图17B描绘了在附接到个体的皮肤1708时背部表面1700的侧视图。相比于与背部表面1700的非凸起区域1706接触的皮肤,与突出部1702接触的皮肤区域可经受更大水平的压力,如图17B中的箭头示意性地表示。即,光学开口正下方和附近的皮肤区域可经受增大的压力水平。虽然突出部1702被描绘为具有圆形形状,但应当理解,该突出部可能具有任何形状(例如,椭圆形、卵圆形、矩形等)。在其他变型中,背部表面可包括与光学开口协同定位的两个或更多个凸起区域或突出部。例如,背部表面可包括第一半圆形突出部和第二半圆形突出部,该第一半圆形突出部在背部表面的包括腔的第一子组和/或对应光学开口的部分上方延伸,并且该第二半圆形突出部在背部表面的包括腔的第二子组和/或对应光学开口的部分上方延伸。如先前所述,设置在每个光学开口1704对应的每个腔内的光学部件可包括一个或多个光发射器、一个或多个光传感器、或一个或多个光发射器与一个或多个光传感器的组合,如上所述。盖结构可各自包括从腔延伸穿过盖结构的厚度的隔离件。

[0155] 在一些变型中,可穿戴设备的背部表面可类似于以上所述且图17A和图17B中所描绘的一个或多个突出部,然而,一个或多个突出部可包括腔的光学开口或窗口可位于其内的一个或多个凹进区域。设置在每个光学窗口上方的盖结构的表面可设定在每个凹口内,使得盖结构表面既不与突出部的表面齐平,也不延伸超过突出部的表面。图18A中描绘了一种变型。如此处所描绘,可穿戴设备的背部表面1800可包括突出部1802,该突出部包括各自位于光学开口或窗口1804上方的凹口(即,凹进区域)1803。即,一个或多个光发射器和/或一个或多个光传感器位于其内的腔自身可位于突出部的凹口内。位于每个光学开口上方的盖结构的高度可不超过每个凹口1803的深度。图18C描绘了在接触个体的皮肤1808时背部表面1800的侧视图。相比于与光学开口1804的凹进区域1803和/或盖结构接触的皮肤区域,与在凹进区域1803或光学窗口1804之间或在这些凹进区域之外(例如,在突出部1802的外边缘或周边周围或附近)的突出部1802的区域1805接触的皮肤区域可经受更高水平的压力。例如,可经受增大的压力水平的皮肤区域由图18C中的箭头表示。突出部1802的表面积可类似于背部表面1800的表面积(如图18A中所描绘),或可小于背部表面1810的表面积(如图18B中所描绘)。如此处所描绘,突出部1812可包括设置在光学开口或窗口1814上方的凹口1813,如先前所述。突出部1812的表面积可比背部表面1810的表面积小约20%、小约30%、小约40%、小约50%。相比于与突出部1812接触的皮肤区域,接触围绕突出部1812的背部表面的区域1816、或接触突出部1812的凹进区域1813的皮肤区域可经受减小水平的压力。如先前所述,设置在每个光学开口1804、1814对应的腔内的光学部件可包括一个或多个光发射器、一个或多个光传感器、或一个或多个光发射器与一个或多个光传感器的组合。盖结构可各自包括从腔延伸穿过盖结构的厚度的隔离件。

[0156] 在一些变型中,可穿戴设备的下侧或背部表面可包括设置在一个或多个光发射器和/或一个或多个光传感器的光路中的突出部。在此类变型中,这些突出部可为光学透明或半透明的。例如,可穿戴设备的背部表面可包括一个或多个腔,每个腔具有对应光学开口以及位于每个光学开口上方的突出部。在一些变型中,设置在每个光学开口上方的盖结构自身可为突出部,其在位于一个或多个光发射器和/或检测器的光路下方的皮肤区域上直接施加更高压力的焦点区域。换句话讲,可经受增大水平的压力的一个或多个皮肤区域可与一个或多个光发射器的一个或多个照明场和/或一个或多个光传感器的一个或多个视场协同定位(不同于例如向位于发射器和/或检测器的一个或多个照明场和/或一个或多个视场之间的皮肤施加增大压力的焦点区域的突出部,诸如图18C中所描绘)。图19A-图19B中描绘了设备的一种变型,其具有包括设置在一个或多个光发射器和/或一个或多个光传感器的一个或多个光路内的突出部的下侧或背部表面。背部表面1900可包括一个或多个光学开口或窗口1904以及设置在对应腔的每个光学开口1904上方的凸形盖结构或突出部1902。突出部1902可包含光学透明或半透明的材料,诸如丙烯酸、玻璃等。图19B描绘了在该设备由个体佩戴并且背部表面1900抵靠个体的皮肤1908定位时该背部表面的侧视图。如此处所描绘,与位于背部表面1900的非突出部分1906下方的皮肤区域相比,位于突出部1902下方的皮肤区域(其由图19B中的箭头示意性地表示)可经受增大水平的压力。突出部1902的曲率半径在突出部的整个表面中可为一致的(即,突出部的曲率接近球体的曲率),或可改变(即,突出部的曲率可类似于卵形体的曲率)。如先前所述,设置在对应于每个光学开口1904的每个腔内的光学部件可包括一个或多个光发射器、一个或多个光传感器、或一个或多个光发射器与一个或多个光传感器的组合,如上所述。盖结构可各自包括从腔延伸穿过盖结构的厚度的隔离件。

[0157] 可穿戴设备的背部表面的一个或多个突出部的高度和/或曲率可根据实现个体皮肤中的所需接触和/或压力分布的需要来改变。图20描绘了与图19A和图19B中所描绘的突出部类似的突出部的各种突出部表面几何形状的示例(但此类尺寸和几何形状可适用于此前所述的任何突出部和/或光学窗口盖结构)。图20描绘了可穿戴设备的下侧或背部表面2000,其包括位于腔2006的光学开口或窗口2004上方的突出部2002。在一些变型中,该突出部可包括设置在光学开口上方的盖结构。突出部2002可具有约0.3mm至约2mm的高度2003,例如为约0.5mm、或约0.9mm、约1.1mm、约1.3mm等。突出部2002的曲率半径可为约2.5mm至约8.5mm,例如为约3.23mm、约3.43mm、约4.25mm、约4.47mm、约6.5mm、约7.47mm等。突出部2002的基部的宽度2005可跨越光学开口2004的宽度,或可小于光学开口的宽度。在一些变型中,宽度2005可为约3mm至约10mm,例如为约3.5mm、约4.6mm、约5.4mm、约6mm、约7.3mm、约8.8mm等。

[0158] 在一些变型中,盖结构和/或突出部可包括菲涅耳透镜或类似的光学部件。由于可穿戴设备可包括若干光学部件和相关联的布线,因此可能希望遮蔽这些部件并防止内部部件被用户眼睛看到。除了遮蔽内部部件之外,还可能希望从光发射器发射的光保持其光学功率、收集效率、光束形状和收集面积,以使得光的强度不受影响。为了遮蔽内部部件,一个或多个透镜(诸如菲涅耳透镜)可位于突出部中,和/或位于突出部与盖结构之间,和/或位于盖结构中,和/或位于外壳材料的厚度内,和/或位于外壳的下方(例如,在外壳所包封的体积内)。例如,菲涅耳透镜2102可位于突出部2100与光发射器2106之间,该光发射器位于

腔2110内,如图21A所示。在该变型中,菲涅耳透镜2102可位于腔2110的光学开口2104上方,即,从设备外壳2103的表面2101延伸。菲涅耳透镜707可具有两个区域:光学中心2109和装饰区2111。光学中心2109可设置在与光发射器2106基本上相同的区域或位置中以使发射光准直为更小光束尺寸。装饰区2111可位于光学中心2109之外的区域中。装饰区2111可包括脊,这些脊可有助于遮蔽下层内部部件。任选地,设置在与光发射器2106相同的腔2110内的光传感器2108可由相同或不同菲涅耳透镜覆盖,这些菲涅耳透镜可具有或不具有光学中心(即,大面积光传感器可为大面积光电二极管,其可不需要光场的成形,可不需要具有光学中心的菲涅耳透镜,而是可使用具有包括被配置用于装饰区的脊的一个或多个区域的菲涅耳透镜)。菲涅耳透镜2102的脊形状可改变以有助于促进遮蔽,尤其是在装饰区中。例如,深而尖的锯齿图案可用于高遮蔽需要。其他类型的脊形状可包括倒圆的柱形脊、非对称形状和波浪形状(即,移进和移出的脊)。除此之外或另选地,菲涅耳透镜2102可用于光准直。通过使光准直,可提高光信号效率。在没有透镜或类似准直光学元件的情况下,发射器光可以以远离光传感器的角度导向并且可损失。除此之外或另选地,光可以以朝向光传感器的角度导向,但该角度可较浅。菲涅耳透镜2102可将原本可损失或以浅角度进入组织中的光重新导向到特定方向。这种重新导向的光可被收集而不会损失,和/或可消除杂散非信号光,从而提高光信号效率。在一些示例中,另选地或除此之外,漫射剂可用于菲涅耳透镜。漫射剂可围绕、触摸和/或覆盖光发射器的一个或多个部件。在一些示例中,漫射剂可为封装管芯或部件和/或引线键合的树脂或环氧树脂。漫射剂可用于调节从光发射器发射的光的角度。通过缩小所发射的光的光束,可由透镜和/或窗口收集更多光,从而产生光传感器所检测的更大量的光。

[0159] 在图21B中所描绘的另一种变型中,菲涅耳透镜2122可位于突出部2120与光发射器2126之间,该光发射器位于腔2130内。在该变型中,菲涅耳透镜2122可位于腔2130的光学开口2124内,即,在设备外壳2123的厚度内。任选地腔2130内可存在光传感器2128。菲涅耳透镜2122可具有任何上述特征,并且可具有或不具有位于光发射器2126和/或光传感器2128上方的光学中心(图21B中的变型使用不具有光学中心的菲涅耳透镜)。

[0160] 如上所指示,突出部的一些变型可包括延伸穿过突出部的整个厚度的隔离件,其中该隔离件被配置为将突出部一侧上的光学部件的光路与另一侧分开。该隔离件可从腔内延伸穿过腔并穿过突出部的厚度。图22A描绘了可穿戴设备的下侧或背部表面2200的一种变型,其包括设置在腔2206的光学开口2204上方的突出部2202,其中突出部2202包括延伸穿过突出部厚度的隔离件或遮光件2203。在该示例中,隔离件2203从腔2206内部延伸到突出部2202并穿过该突出部。虽然隔离件2203被描绘为基本上垂直于腔的基部,但应当理解,隔离件2203可相对于腔的基部成一定角度。第一光学部件2208(例如,光发射器或光传感器)可位于腔的一侧上,并且第二光学部件2210(例如,光传感器或光发射器)可位于腔的另一侧上,使得隔离件2203将突出部和腔内的这些第一光学部件和第二光学部件的光路分开。隔离件2203可类似于先前所述的任何隔离件变型。图22B描绘了可穿戴设备的下侧或背部表面2220的另一种变型,其包括设置在腔2226的光学开口2224上方的突出部2222,其中突出部2222包括延伸穿过突出部厚度的隔离件或遮光件2223。在该变型中,菲涅耳透镜组件2225可位于光学开口和/或腔2226内(例如,作为外壳的厚度的一部分和/或位于外壳所包封的体积内)。另选地或除此之外,菲涅耳透镜组件可位于突出部2222内,如先前所述。菲

涅耳透镜组件2225可包括各自耦接到隔离件2223一侧的第一菲涅耳透镜和第二菲涅耳透镜。第一菲涅耳透镜和第二菲涅耳透镜可被制造为两个单独和/或独立菲涅耳透镜,然后附接到隔离件2223。另选地,第一菲涅耳透镜和第二菲涅耳透镜可被制造为单个菲涅耳透镜,然后切成两个部件并附接到隔离件2223。菲涅耳透镜组件的一个或多个菲涅耳透镜可具有先前所述的任何透镜特征。

[0161] 在可穿戴设备的一些变型中,可存在相同腔中的两个或更多个光发射器以及设置在突出部与光发射器之间的一个或多个菲涅耳透镜。对于腔内的每个光发射器而言,菲涅耳透镜都可包括一个光学中心。图22C描绘了可穿戴设备2230,该可穿戴设备包括位于腔2234内的三个光发射器2232a,b,c,以及设置在光发射器2232a,b,c与盖结构和/或突出部2238之间的菲涅耳透镜2236,该盖结构和/或突出部位于腔2234的开口上方。在该示例中,可存在设置在光发射器的相同腔中的光传感器2240,以及在光传感器与光发射器之间提供遮光件的隔离件2242。光发射器2232a、2232b、2232c可共线地布置,或可以以任何图案相对于彼此偏移。在一些变型中,特定波长的光发射器可位于比其他光发射器更接近光传感器的位置。例如,红光和/或红外光发射器可比绿光发射器更紧邻光传感器。图22D是图22D的设备的腔2234的顶视图。菲涅耳透镜2236可包括三个光学中心2237a、2237b、2237c,它们各自位于对应光发射器2232a、2232b、2232c上方(例如,与之对准)。从该设备的下侧上方看到的脊图案可看起来具有三组同心环或螺旋、或者多个同心弧和/或合并弧。在一些变型中,在这些光发射器不共线地布置的情况下,菲涅耳透镜的光学中心可相对于彼此偏移。另选地,菲涅耳透镜可不具有位于任何光发射器(和/或光传感器)上方的任何光学中心。图22E描绘了与图22D类似的可穿戴设备的腔的示例,但其中菲涅耳透镜不具有位于光发射器上方(例如,与之对准)的光学中心。从该设备的下侧上方看到的菲涅耳透镜2250的脊图案可看起来具有弧形边缘。在一些变型中,没有任何光学中心的菲涅耳透镜可具有多个同心半圆、部分截断的圆(例如,具有一个、两个、三个、四个或更多个截断的侧面)、同心弧等外观。如果需要,脊图案形状、尺寸、边缘密度等可与图22C和图22D中所描绘的那些不同。

[0162] 如果需要,上述突出部的任何数量、尺寸、形状/几何形状等可应用于本文所述的任何设备。

[0163] 如上所讨论,可通过使用噪声基准信道(例如,包括红光或红外光发射器)来执行噪声校正以校正或调节PPG信道(例如,包括绿光发射器)所测量的信号。在一些情况下,与噪声基准信道相关联的光学衰减系数可小于与PPG信道相关联的光学衰减系数。因此,与来自PPG信道的光相比,来自噪声基准的光可更深地穿越到用户的组织中,即使光发射器与光源之间的分隔距离相同。在光穿越得更深的情况下,噪声基准信道在用户组织中的感测体积可不同于PPG信道的感测体积,从而可能降低噪声校正的有效性。一种增强噪声校正的有效性的方式可以是用于噪声基准信道的光发射器和光传感器配置为具有比用于PPG信道的光发射器和光传感器更短的分隔距离。在一些情况下,不同的分隔距离可使得光学部件占用设备背面的更大区域,从而可产生更大的窗口。

[0164] 另一种增强噪声校正的有效性的方式可以是使噪声基准信道和PPG信道协同定位。图23A-图23C示出了根据本公开的示例的用于使噪声基准信道和PPG信道协同定位的光发射器的示例性配置的剖视图。在一些示例中,光发射器可被配置为具有不同光发射角,如图23A所示。设备2300可包括光发射器2305、光发射器2306和光传感器2304。光发射器2305

和光发射器2306可被协同定位成使得光发射器2305与光传感器2304之间的分隔距离相对于光发射器2306与光传感器2304之间的分隔距离可基本上相同(例如,在10%差异之内)。例如,光发射器2305可位于紧邻(例如,相距小于或等于1mm)光发射器2306的位置。在一些示例中,光传感器2304可位于与光发射器2305和光发射器2306不同的腔中,由隔离件2319分开。在一些示例中,位于不同腔中的一个或多个光发射器-光传感器组可被配置为测量脉动血液体积变化。在一些示例中,位于相同腔中的一个或多个光发射器-光传感器组可被配置为测量非脉动血液体积变化(来自浅组织结构、深组织结构或两者)和/或用作噪声基准信道。例如,包括光发射器2306和光传感器2304的组可被配置为对脉动血液体积变化敏感。包括光发射器2305和光传感器2304的组(与包括光发射器2306和光传感器2305的组相比)可对动脉血液体积变化不太敏感,并且可被配置为生成指示非脉动血液变化(例如,噪声)的信号。

[0165] 光发射器2305可被配置为朝皮肤2320且沿光传感器2304的方向发射光,而光发射器2306可被配置为朝2320且远离光传感器2304的方向发射光。这样,光发射器2306所发射的光可探测皮肤2320的更深处,并且光发射器2305所发射的光可探测皮肤2320的更浅处。例如,可通过将光发射器2305和光发射器2306的光发射角配置为不同的,来实现该穿透深度。这些光发射角可被配置为使得来自光发射器2305和光发射器2306两者的光入射到相同位置2301并且穿透皮肤2320中相同体积的组织。因此,设备2300可包括被配置为测量类似光学感测体积的多个信道,即使多个信道的衰减系数不同且面积约束减少。在一些变型中,PPG信道中包括的光发射器(例如,光发射器2306)可位于比噪声基准信道中包括的光发射器(例如,光发射器2305)更接近光传感器2304的位置。控制器2309可接收信号2350和信号2355,并且可应用一个或多个算法来确定用户的生理信号。尽管该图示出了光发射器所发射的单个光线,但本公开的示例可包括光发射器所发射的多个光线;为清楚起见,示出了单个光线。

[0166] 在一些示例中,该设备可包括用于改变不同光发射器的穿透深度的一个或多个反射壁,如图23B所示。该设备可包括反射壁2315。光发射器2306所发射的光的至少一部分可朝光传感器2304导向并且可反射离开反射壁2315。光发射器2305所发射的光的一部分可远离光传感器2304导向并且可反射离开反射壁2315。两个光线均可入射到相同位置2301和/或皮肤2320中相同体积的组织。

[0167] 在一些示例中,该设备可包括用于改变光发射器所发射的光的角度的一个或多个菲涅耳透镜,如图23C所示。该设备可包括菲涅耳透镜2322。在一些示例中,光发射器2305和光发射器2306所发射的光可包括菲涅耳透镜2322的表面上的相同入射角。菲涅耳透镜可被配置为改变这些光束的入射角。例如,菲涅耳透镜2322可将发射器2306所发射的光朝一个方向重新导向,并且可将光发射器2306所发射的光朝另一个方向重新导向。在一些示例中,光离开菲涅耳透镜2322的角度可介于30-60°之间。来源于光发射器2306的光的角度可与来源于光发射器2305的光相同或不同。两个光线均可入射到相同位置2301和/或皮肤2320中相同体积的组织。

[0168] 虽然参照附图对公开的示例进行了全面的描述,但应注意,各种变化和修改对于本领域内的技术人员而言将变得显而易见。应当理解,此类变化和修改被认为包括在由所附权利要求所限定的所公开的示例的范围内。

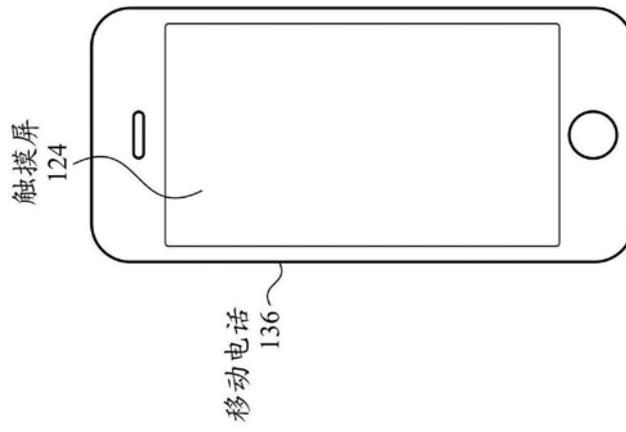


图1A

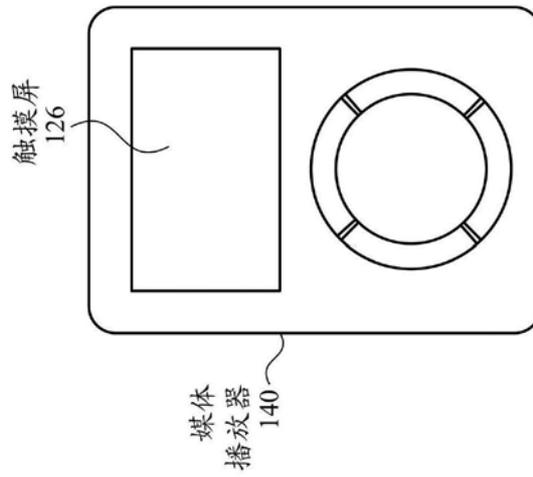


图1B

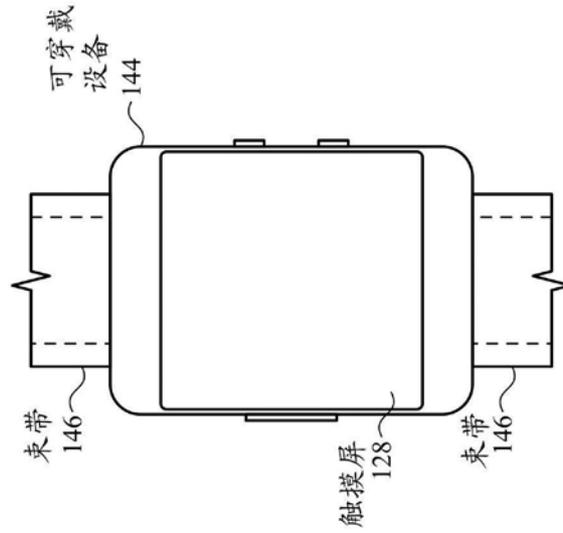


图1C

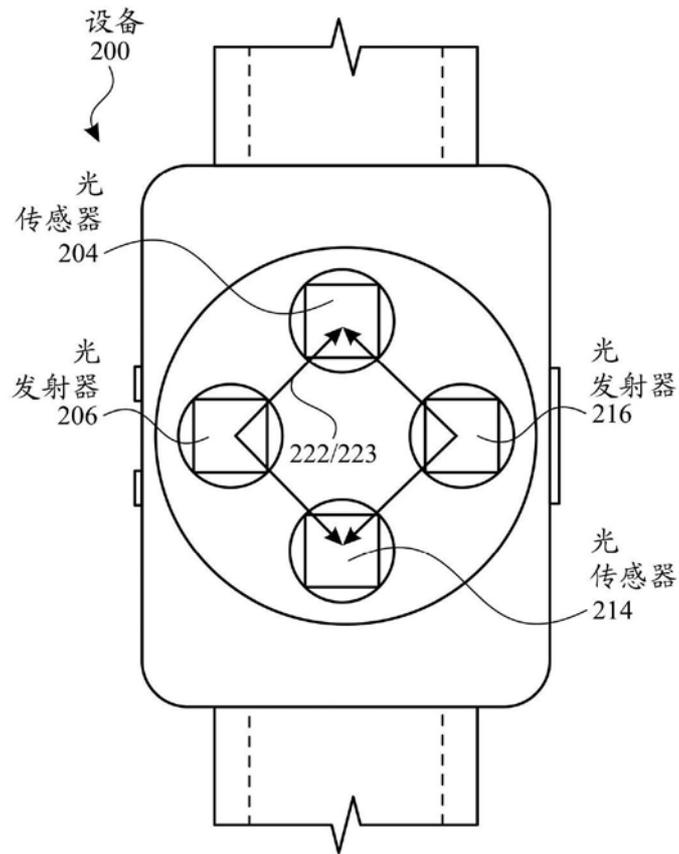


图2A

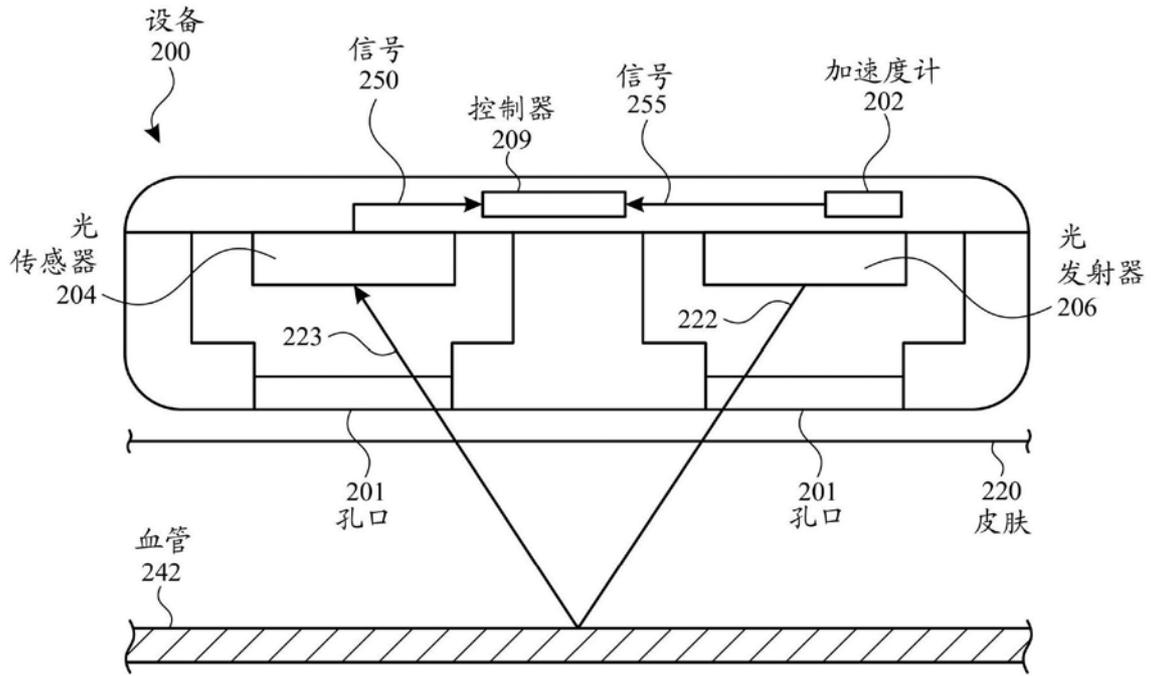


图2B

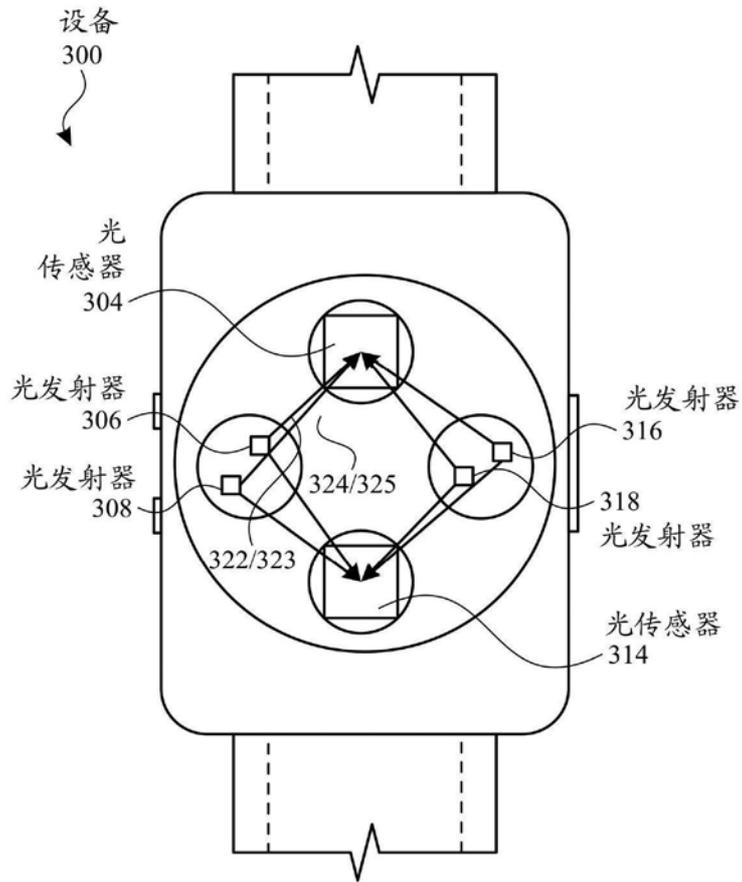


图3A

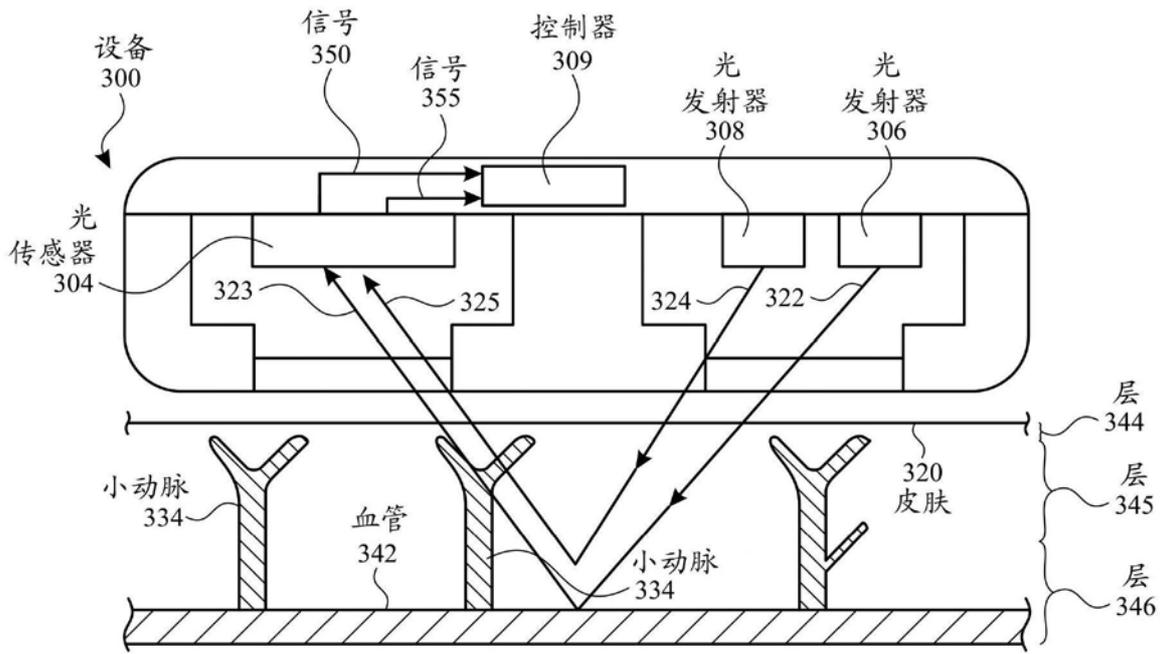


图3B

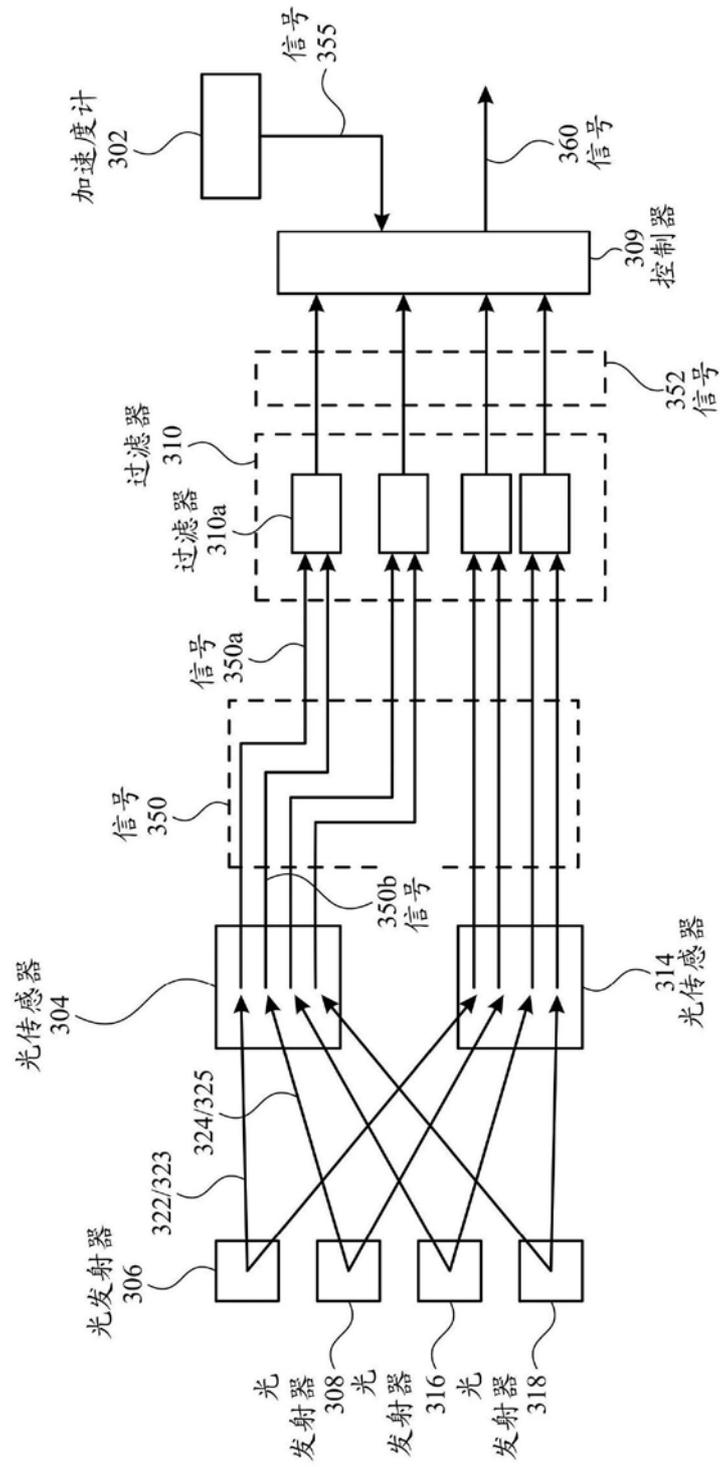


图3C

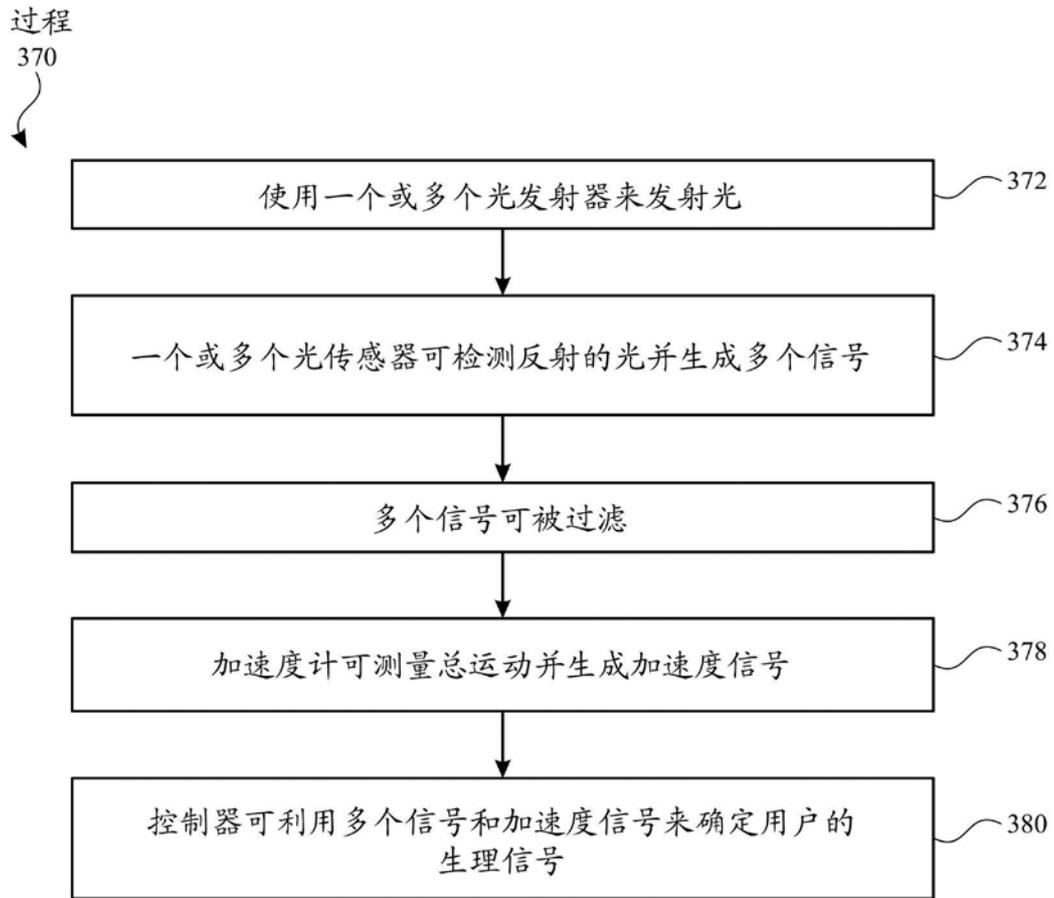


图3D

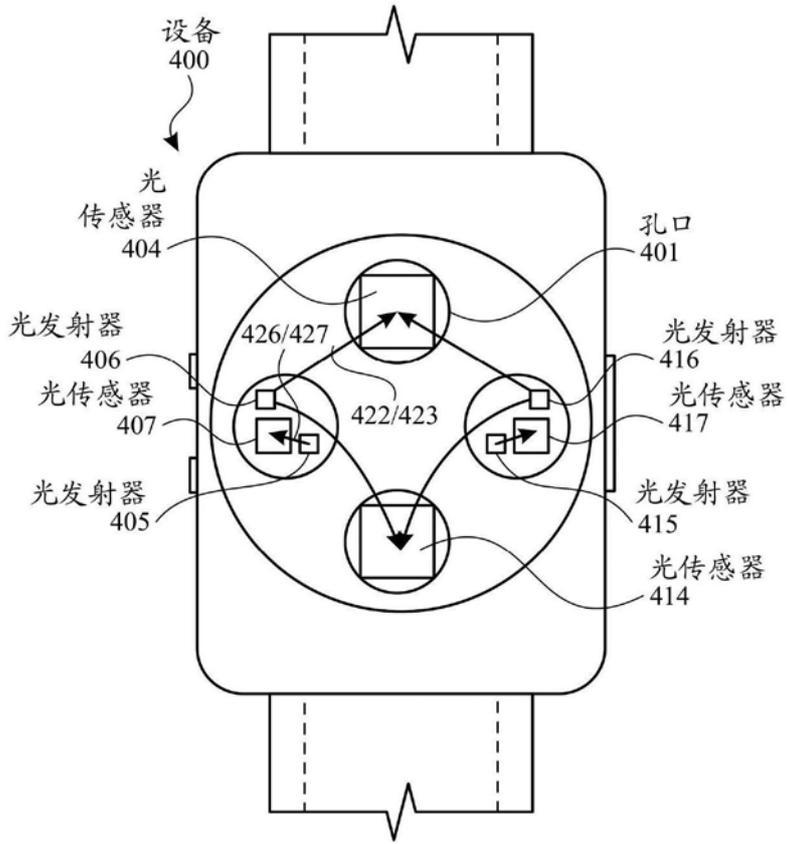


图4A

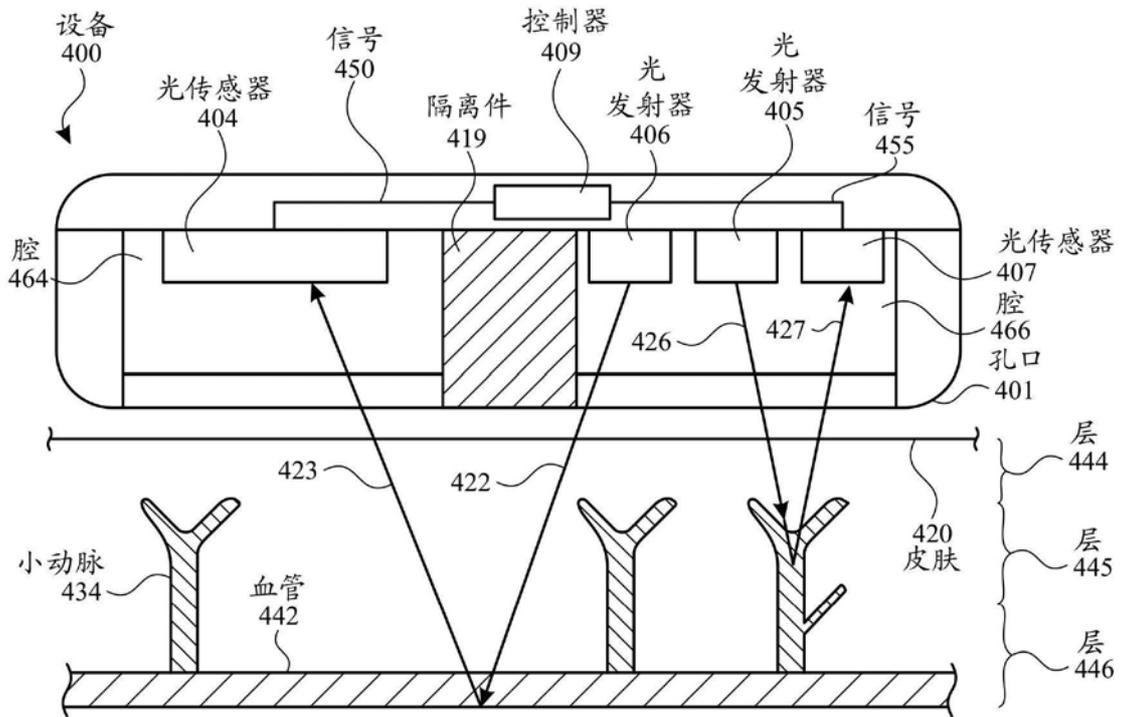


图4B

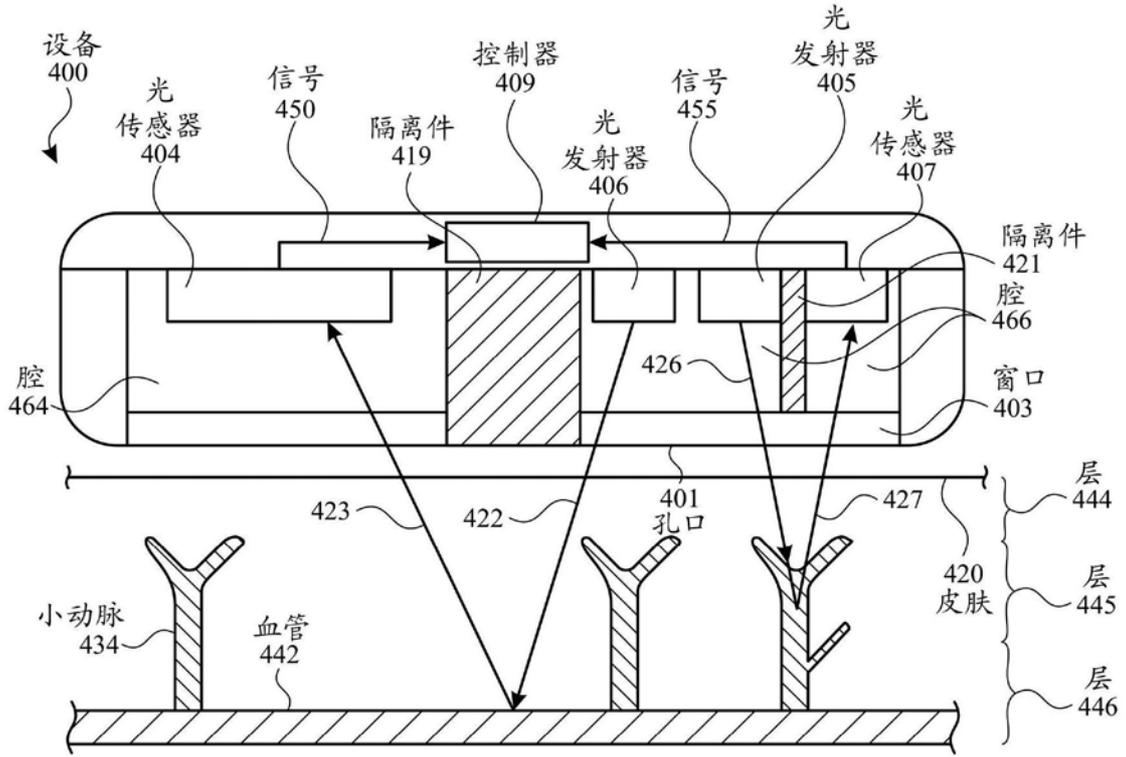


图4C

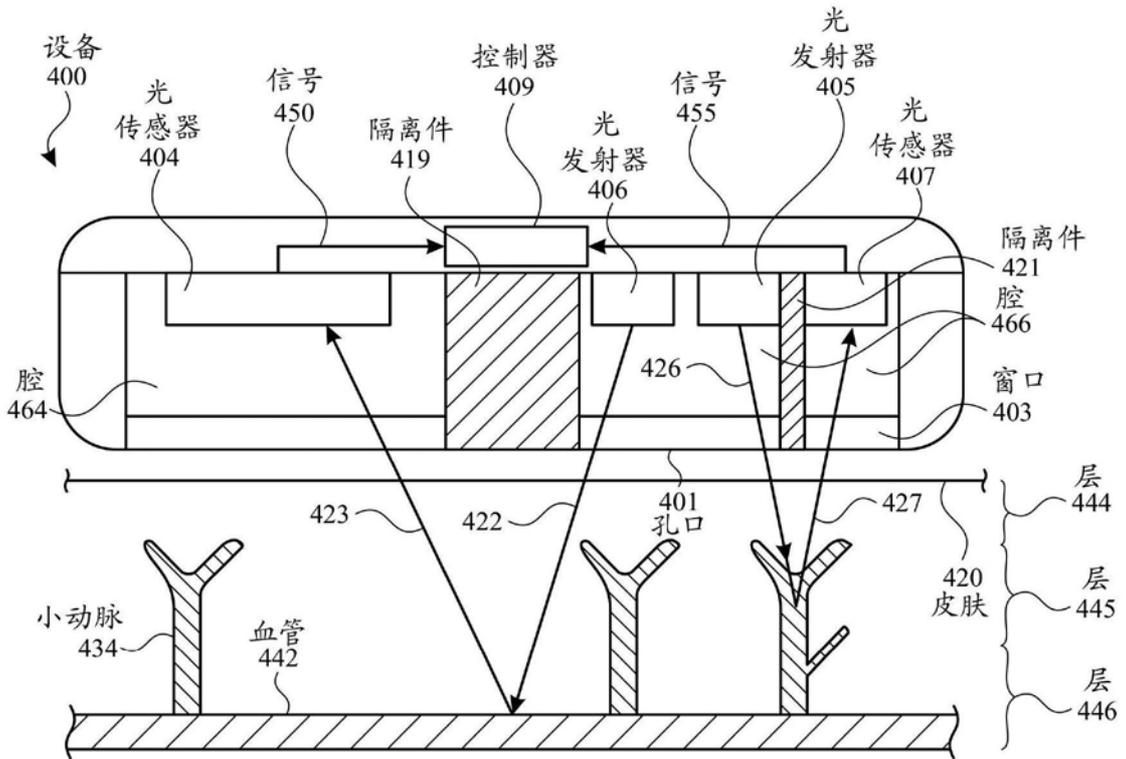


图4D

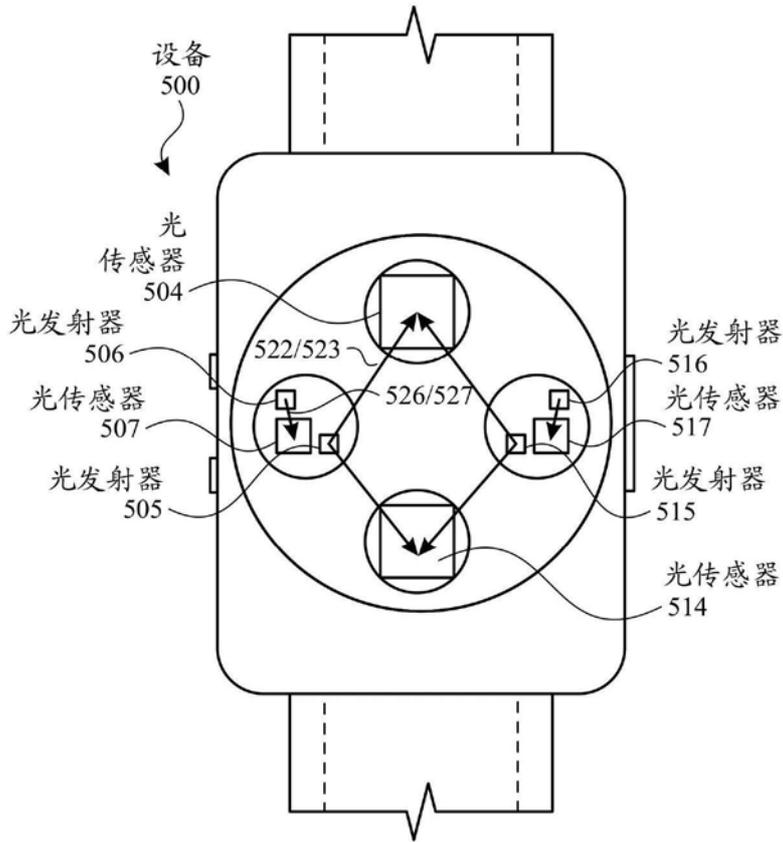


图5A

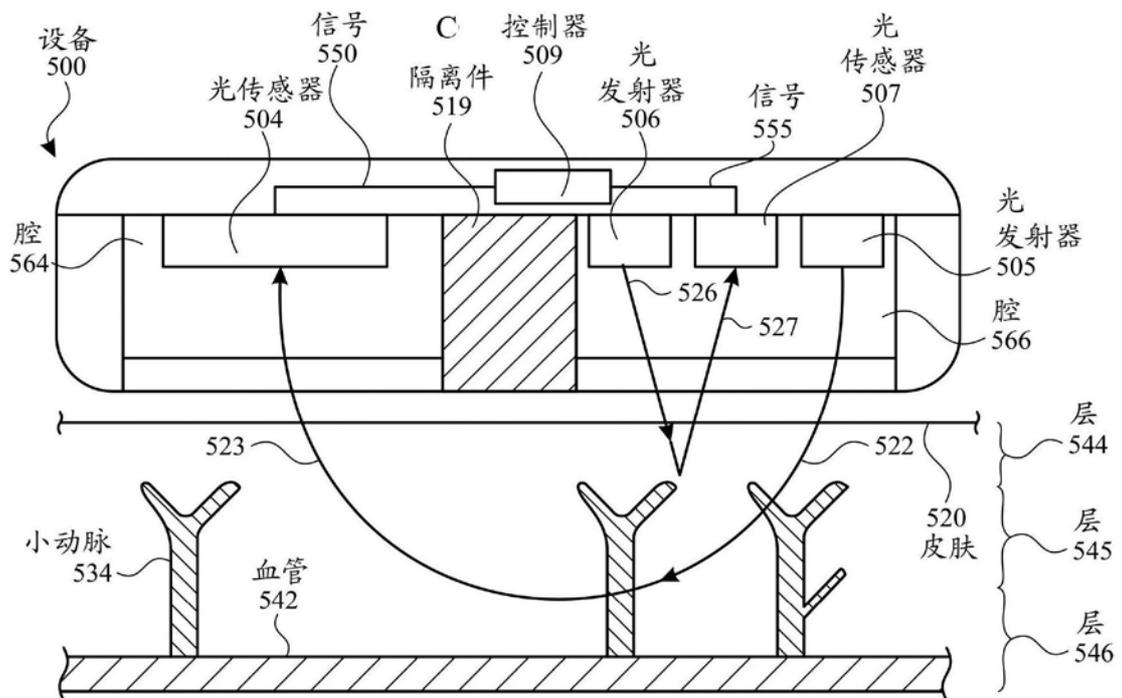


图5B

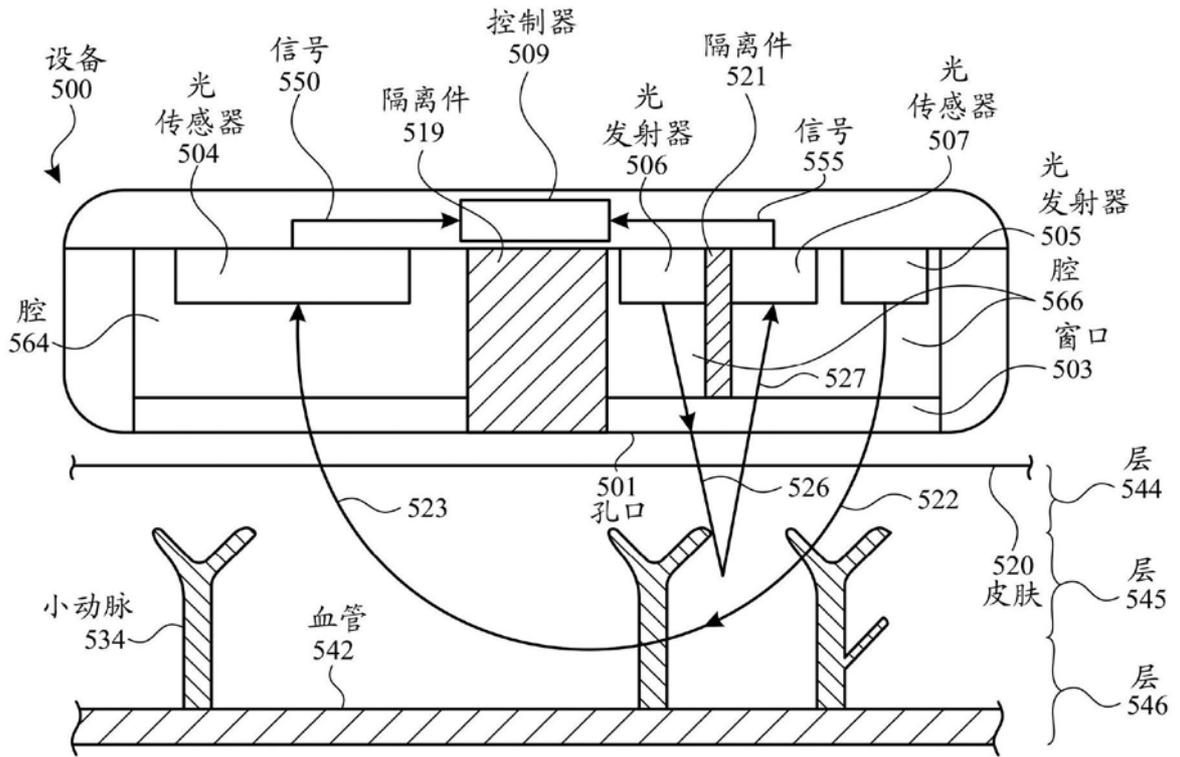


图5C

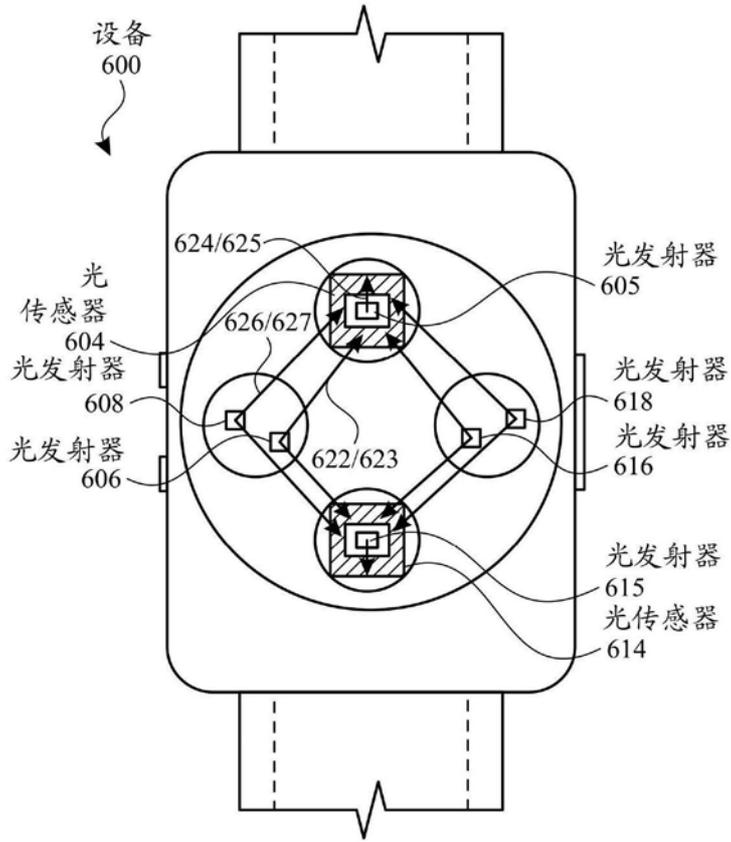


图6A

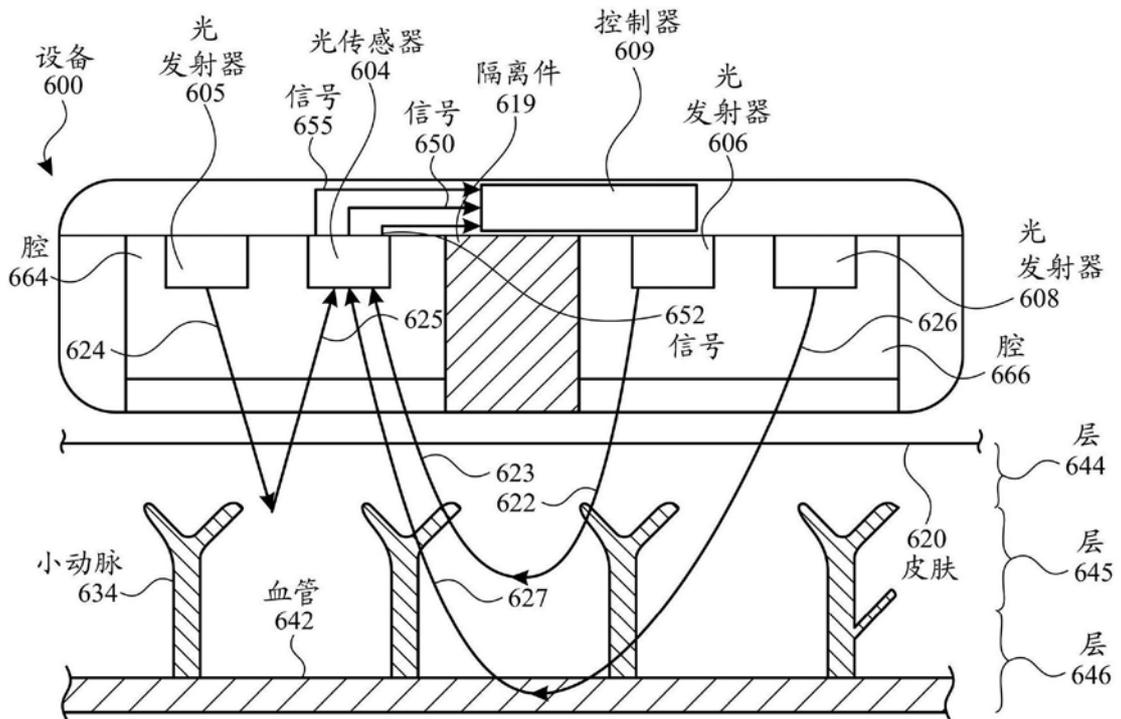


图6B

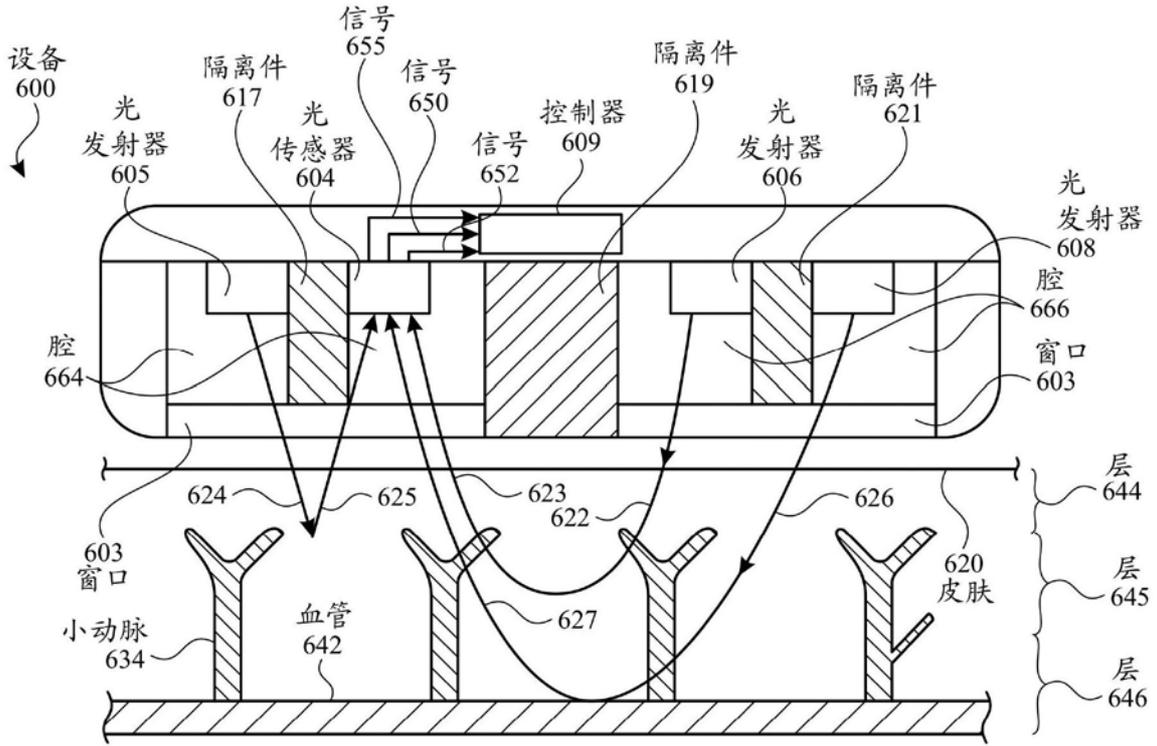


图6C

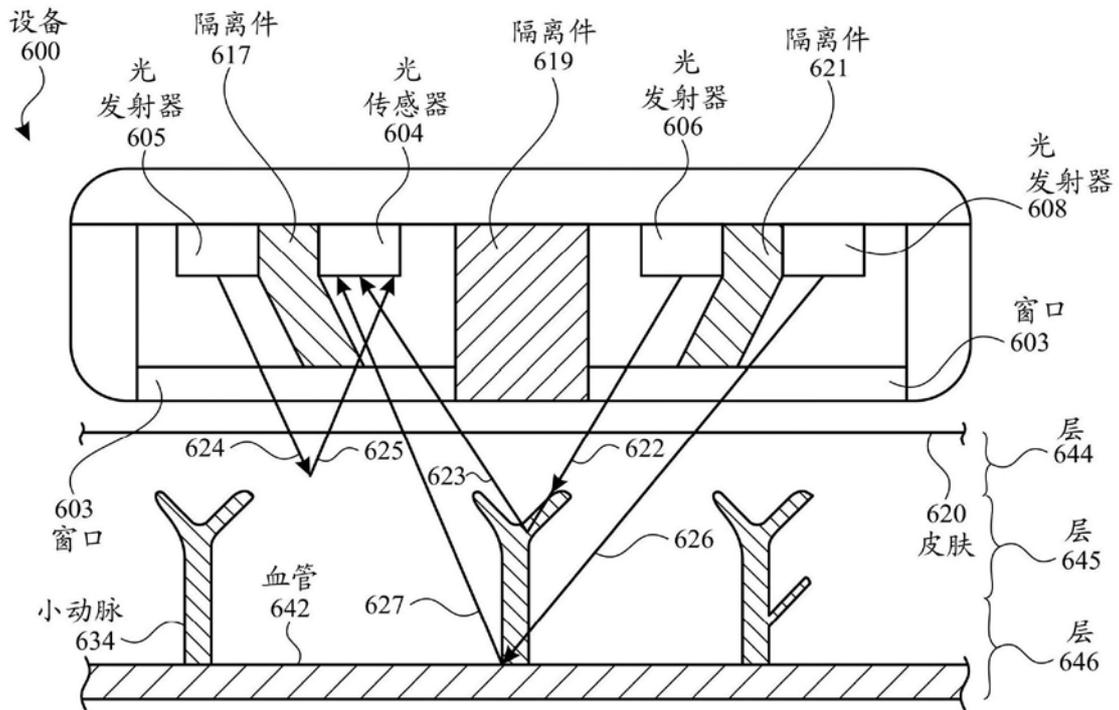


图6D

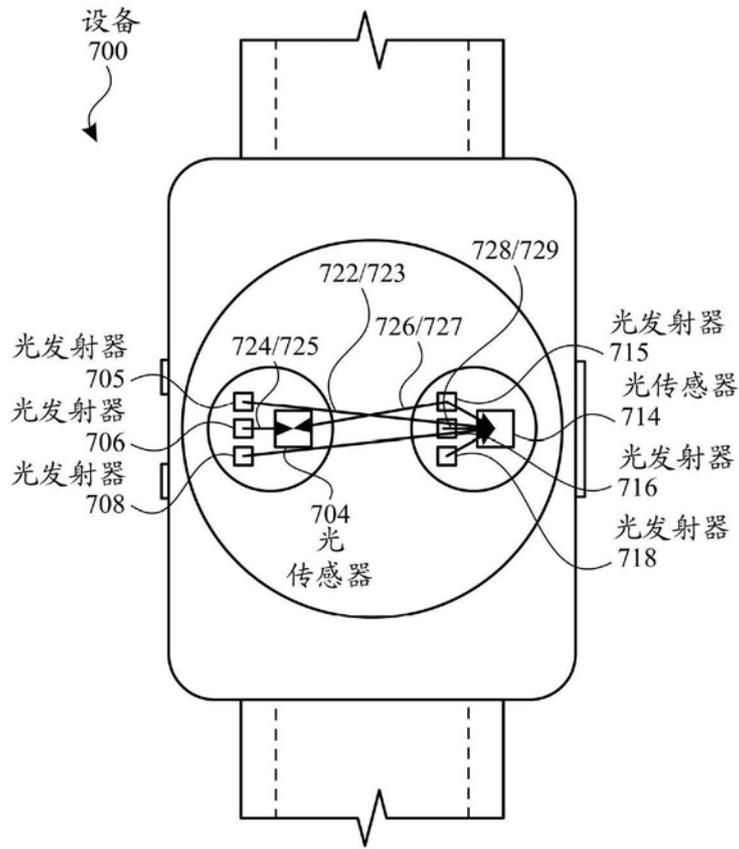


图7A

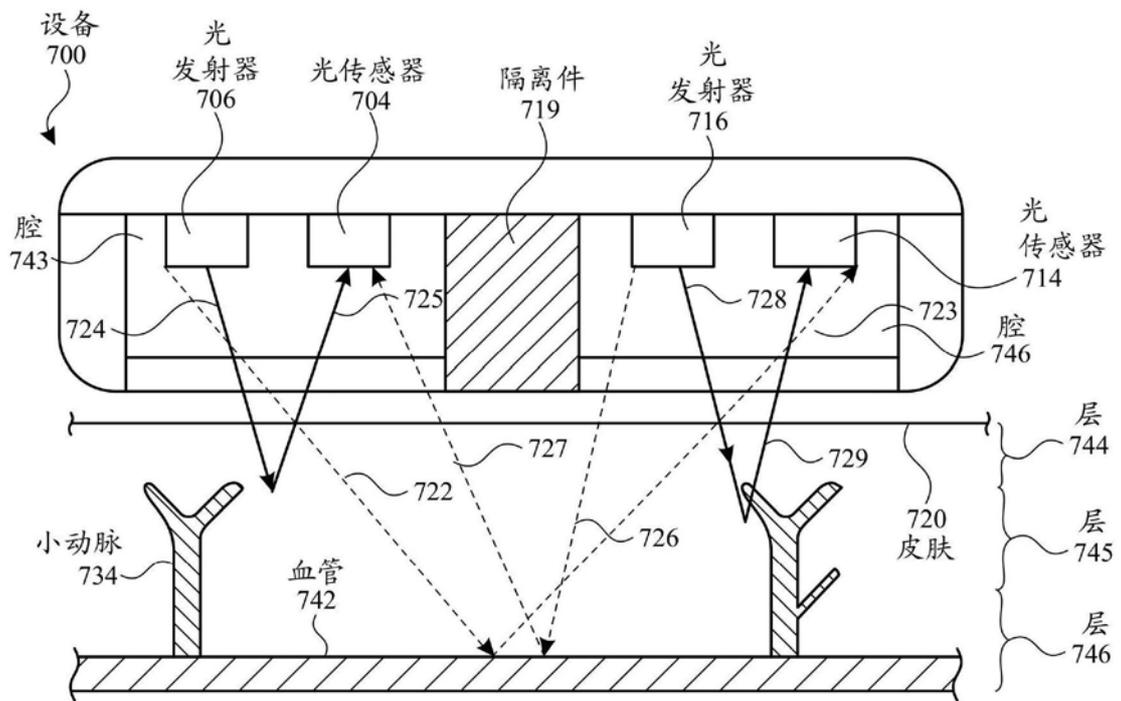


图7B

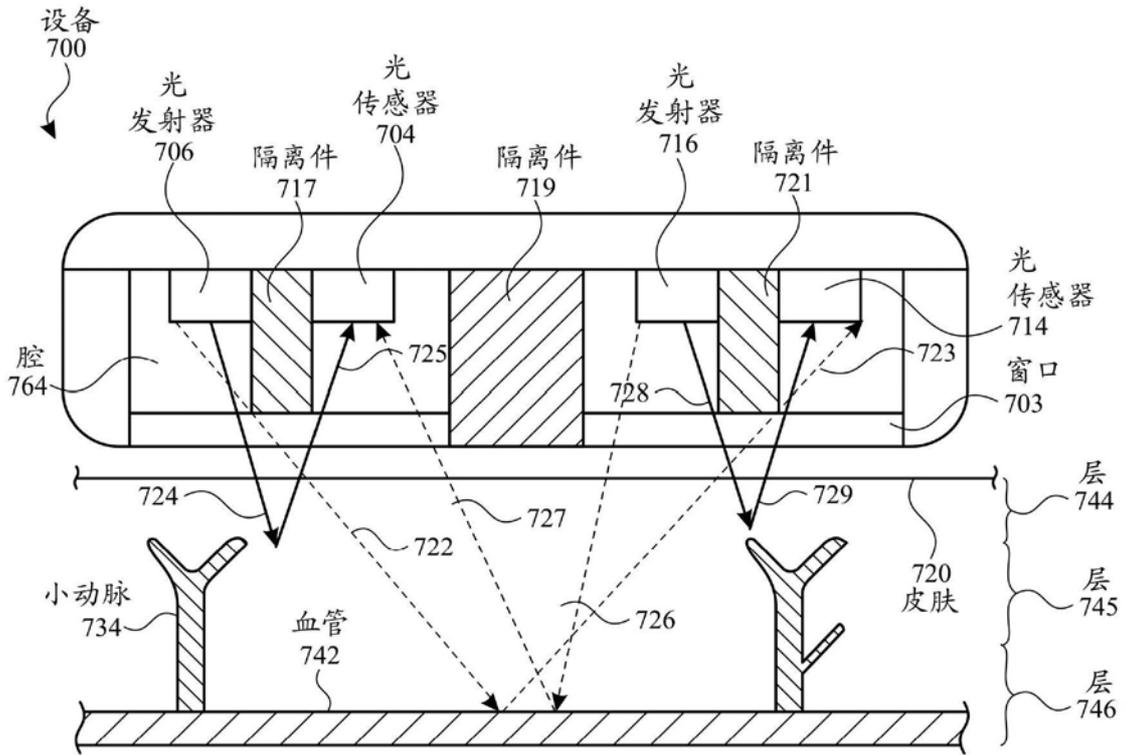


图7C

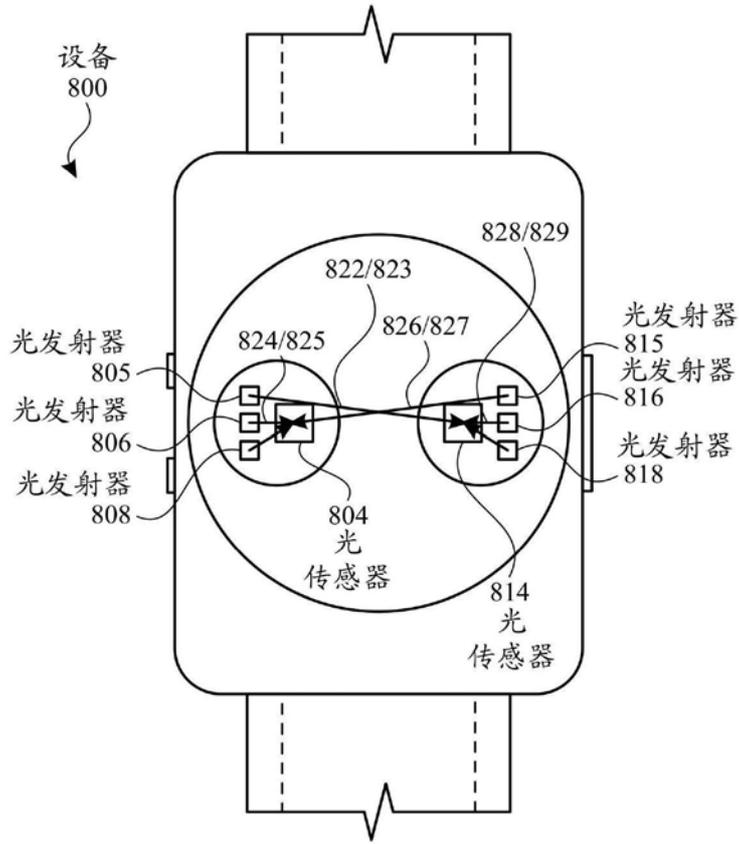


图8A

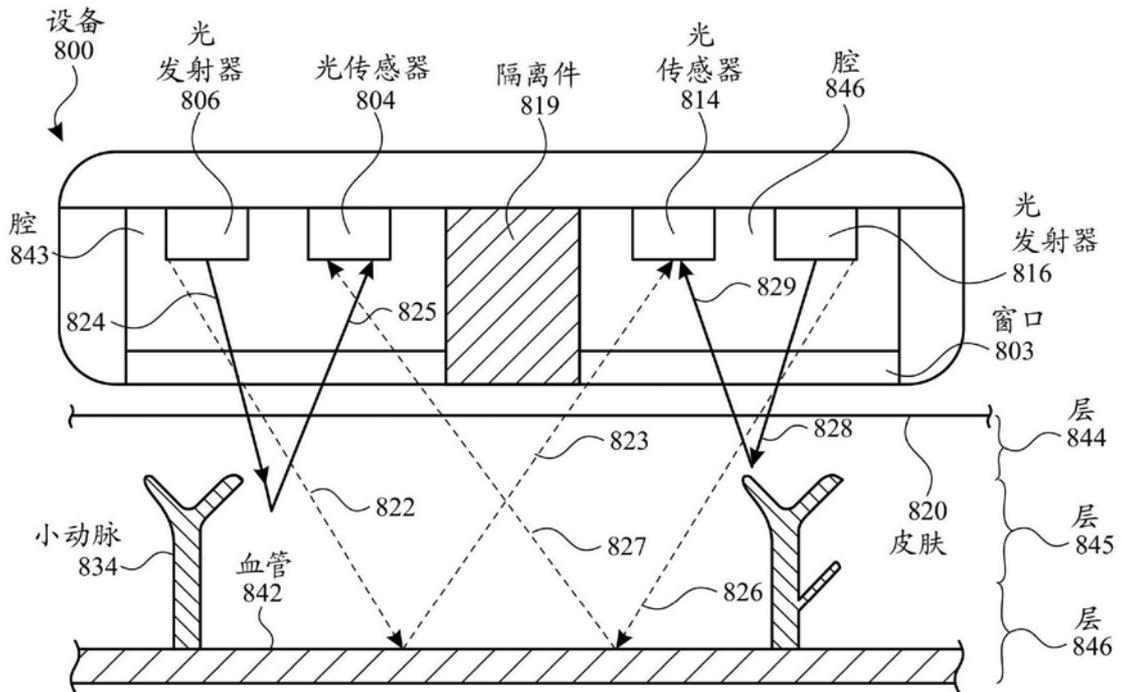


图8B

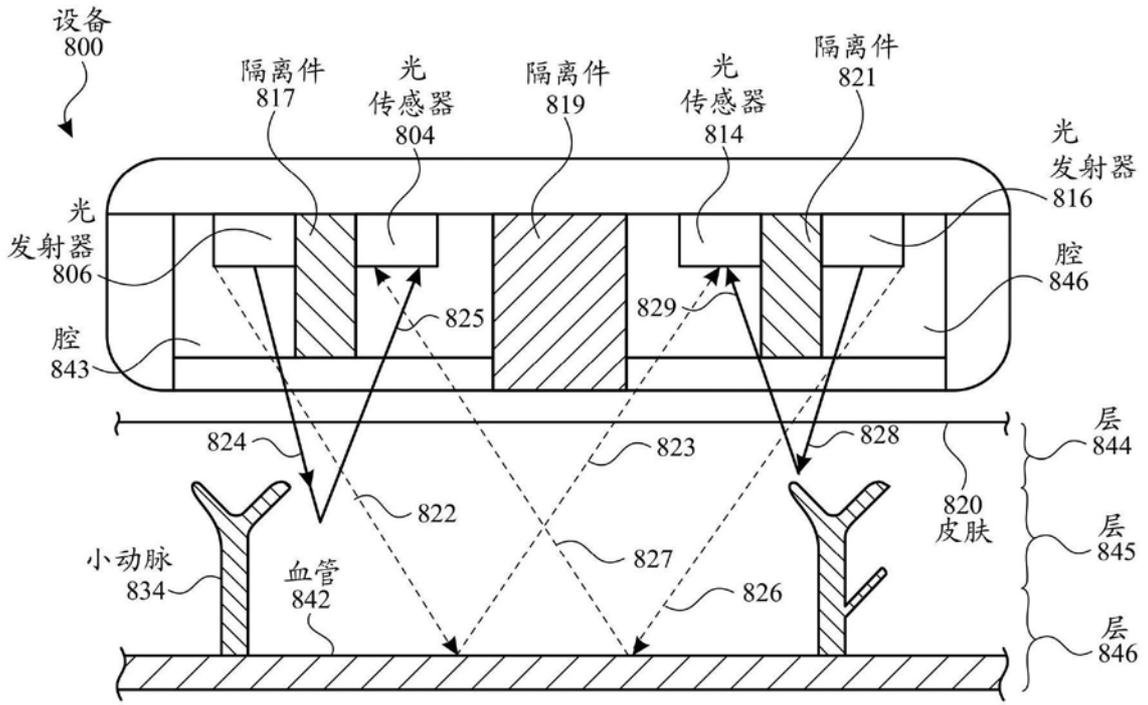


图8C

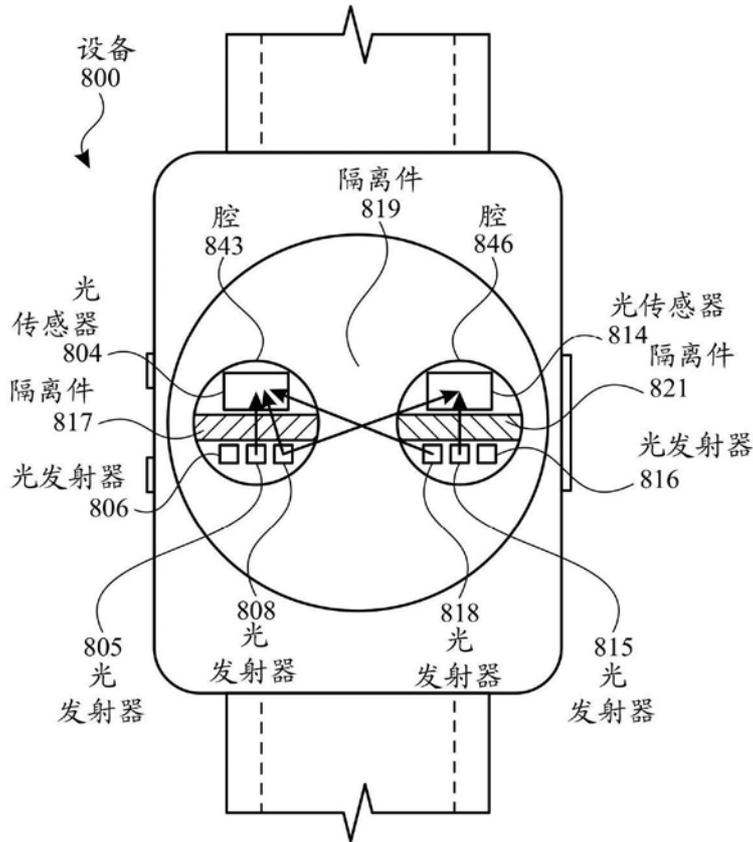


图8D

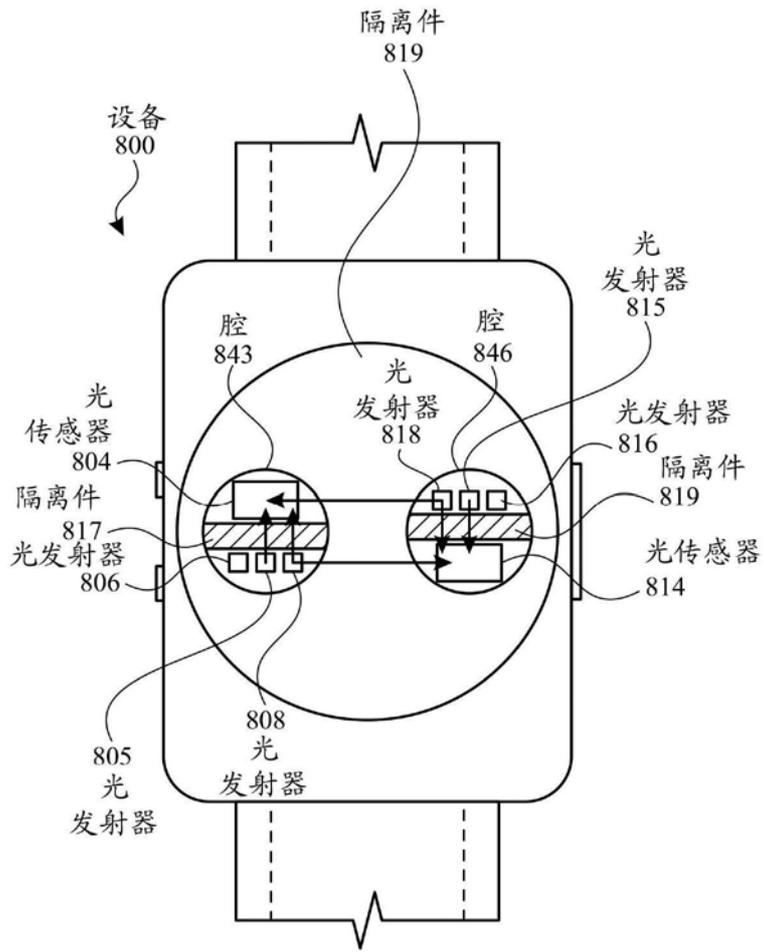


图8E

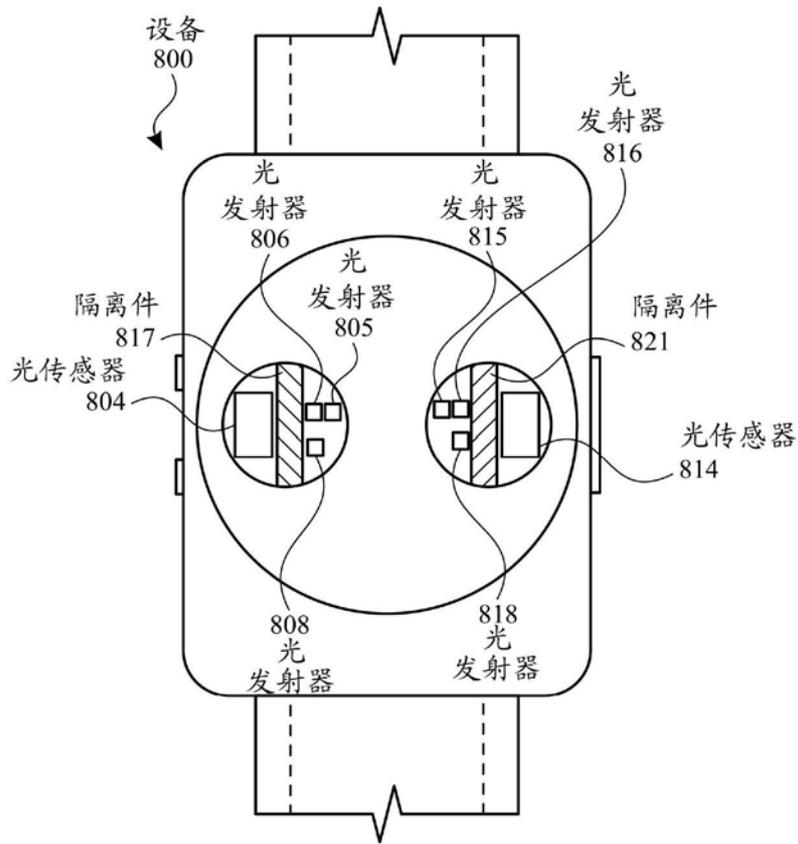


图8F

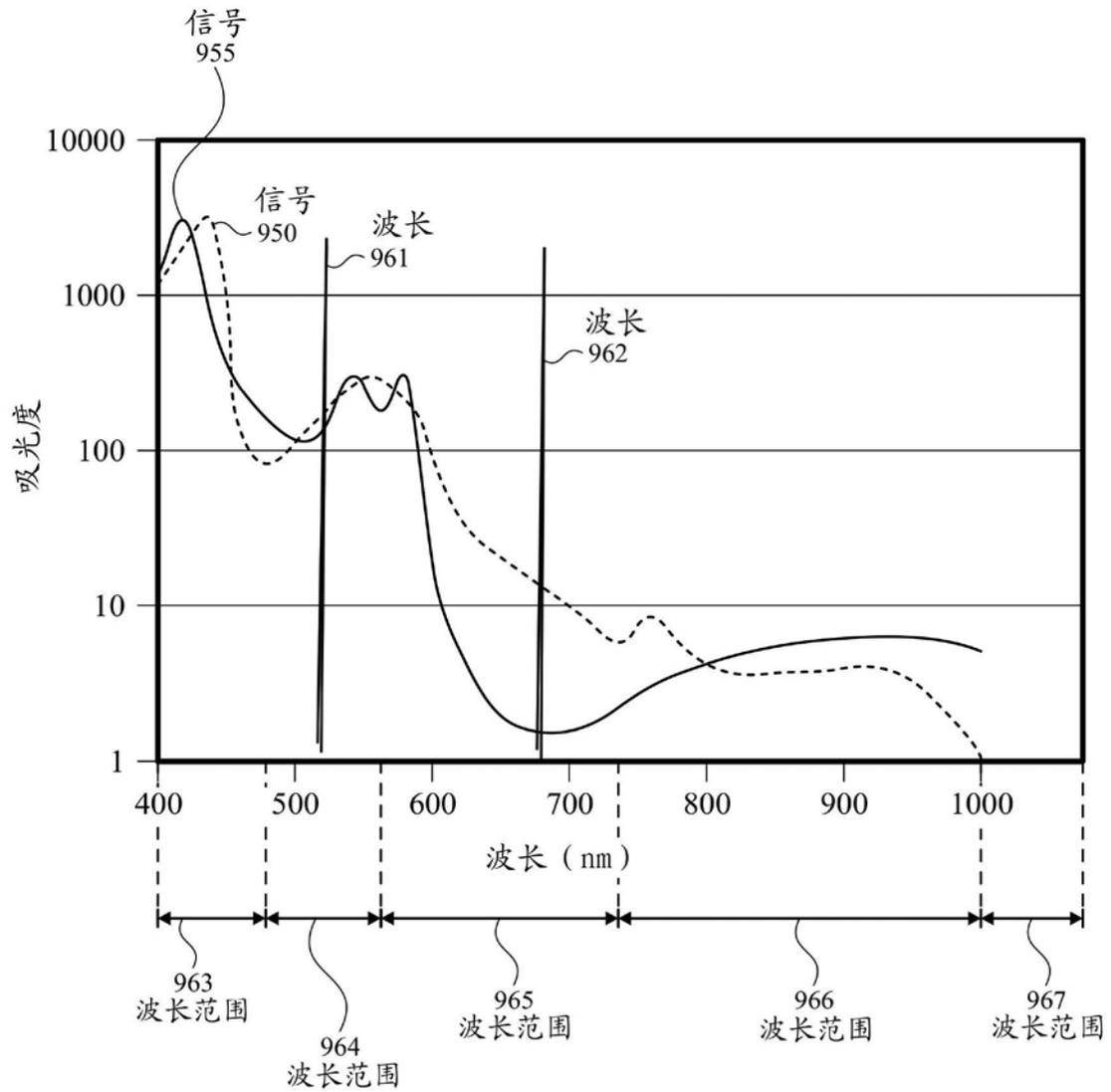


图9A

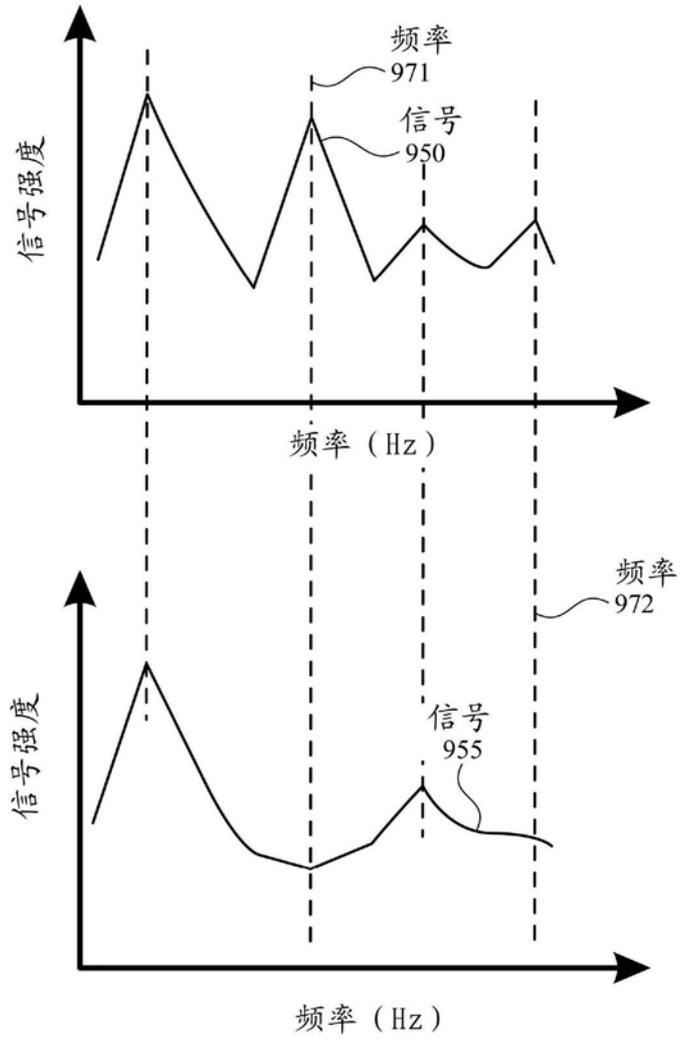


图9B

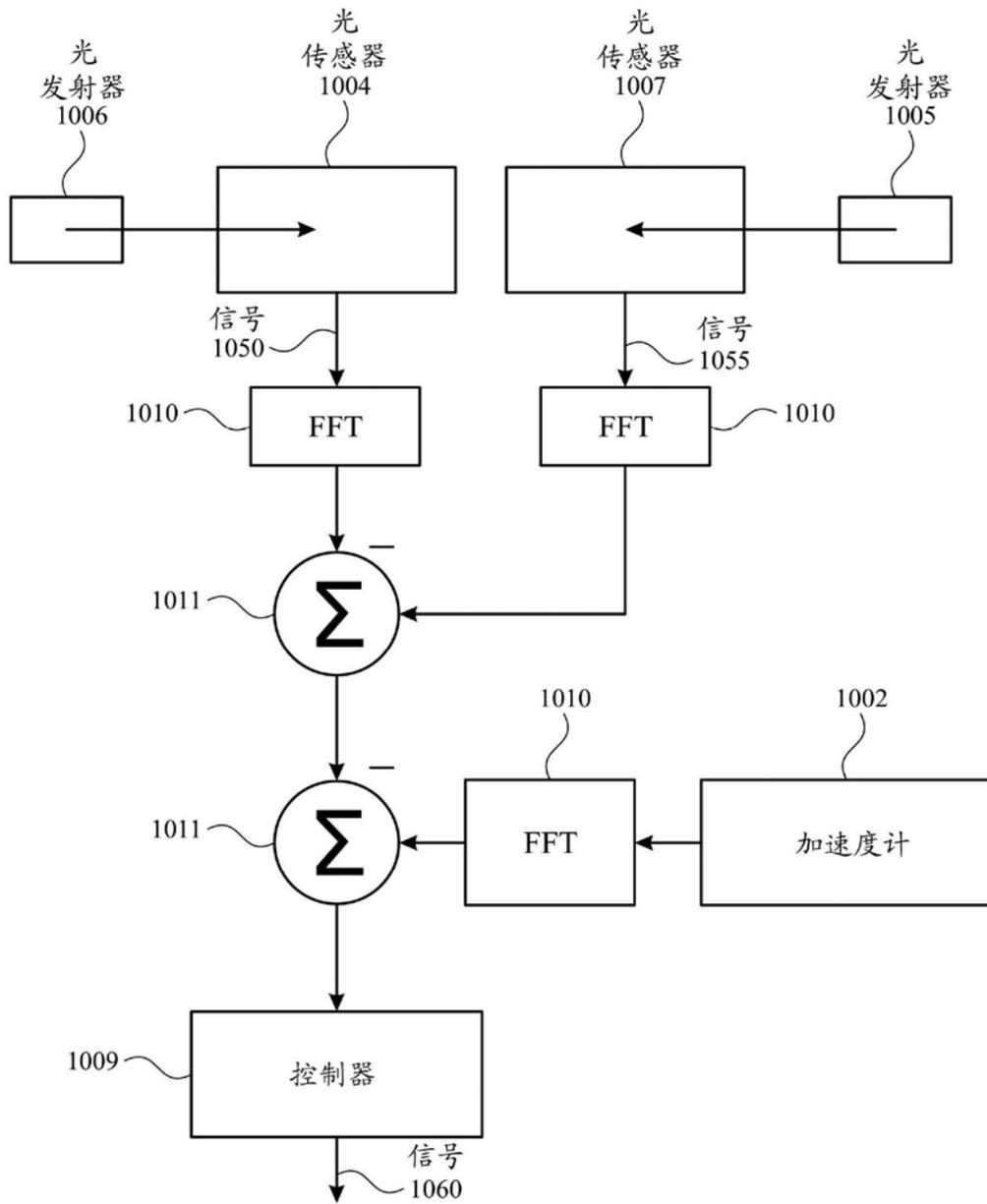


图10A

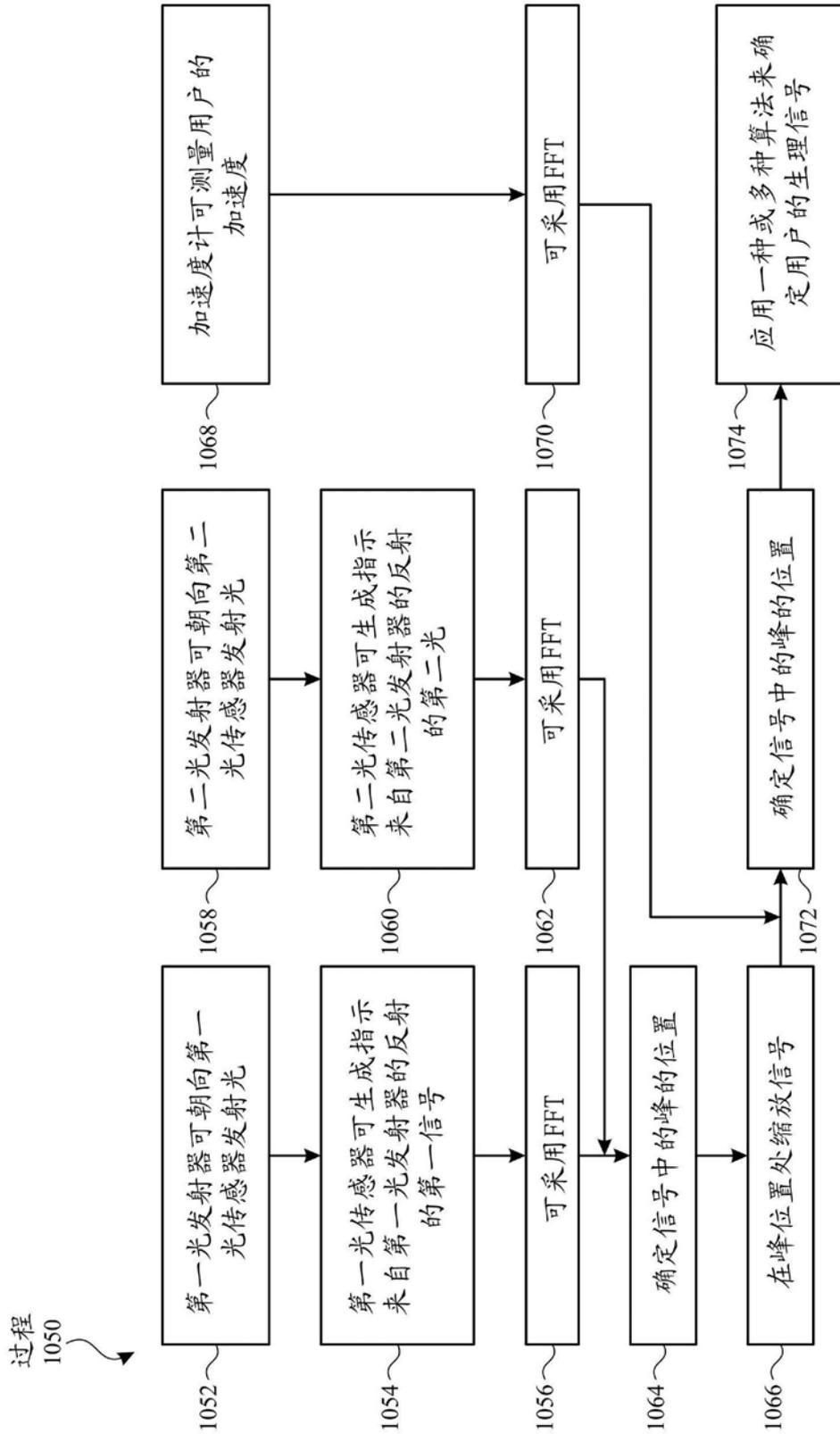


图10B

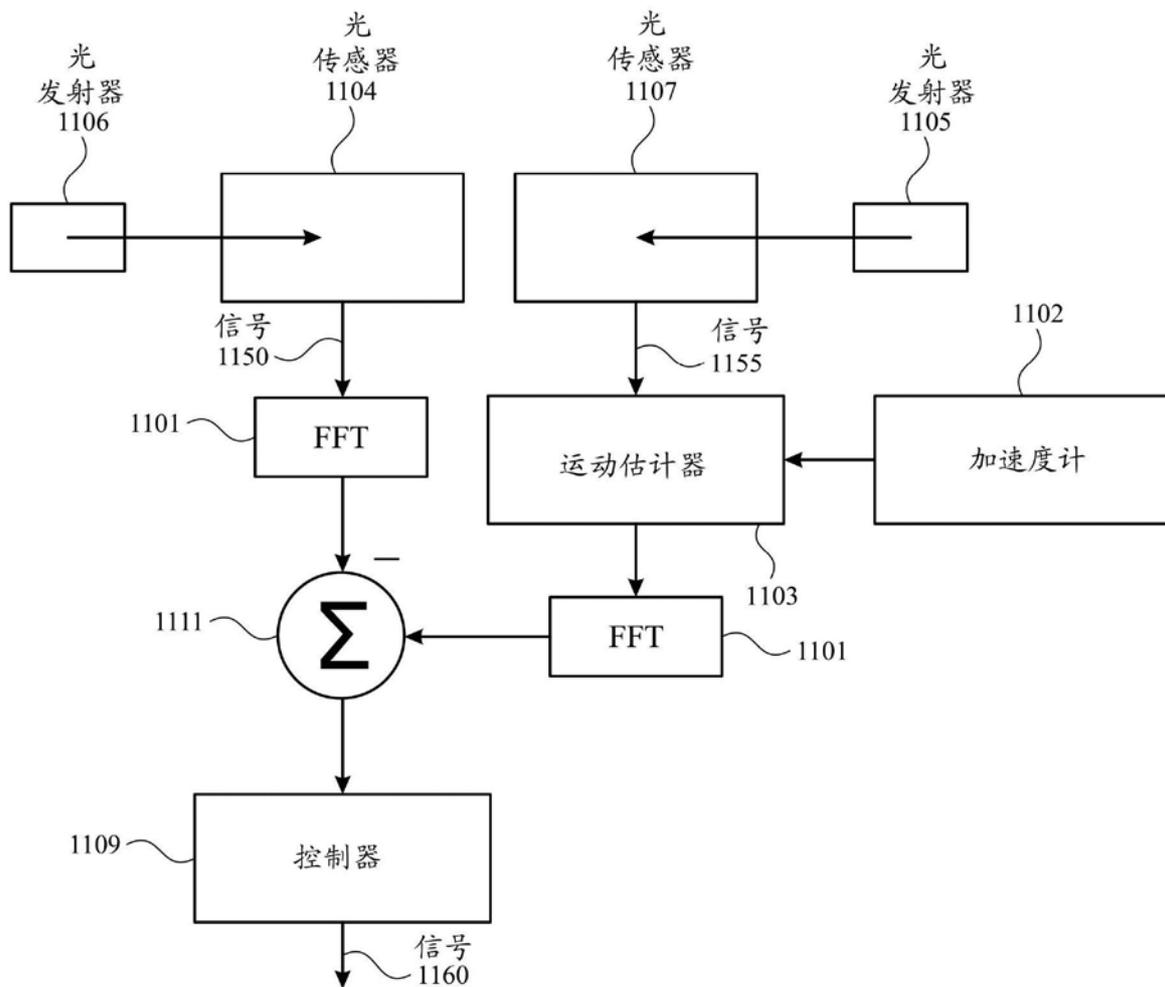


图11A

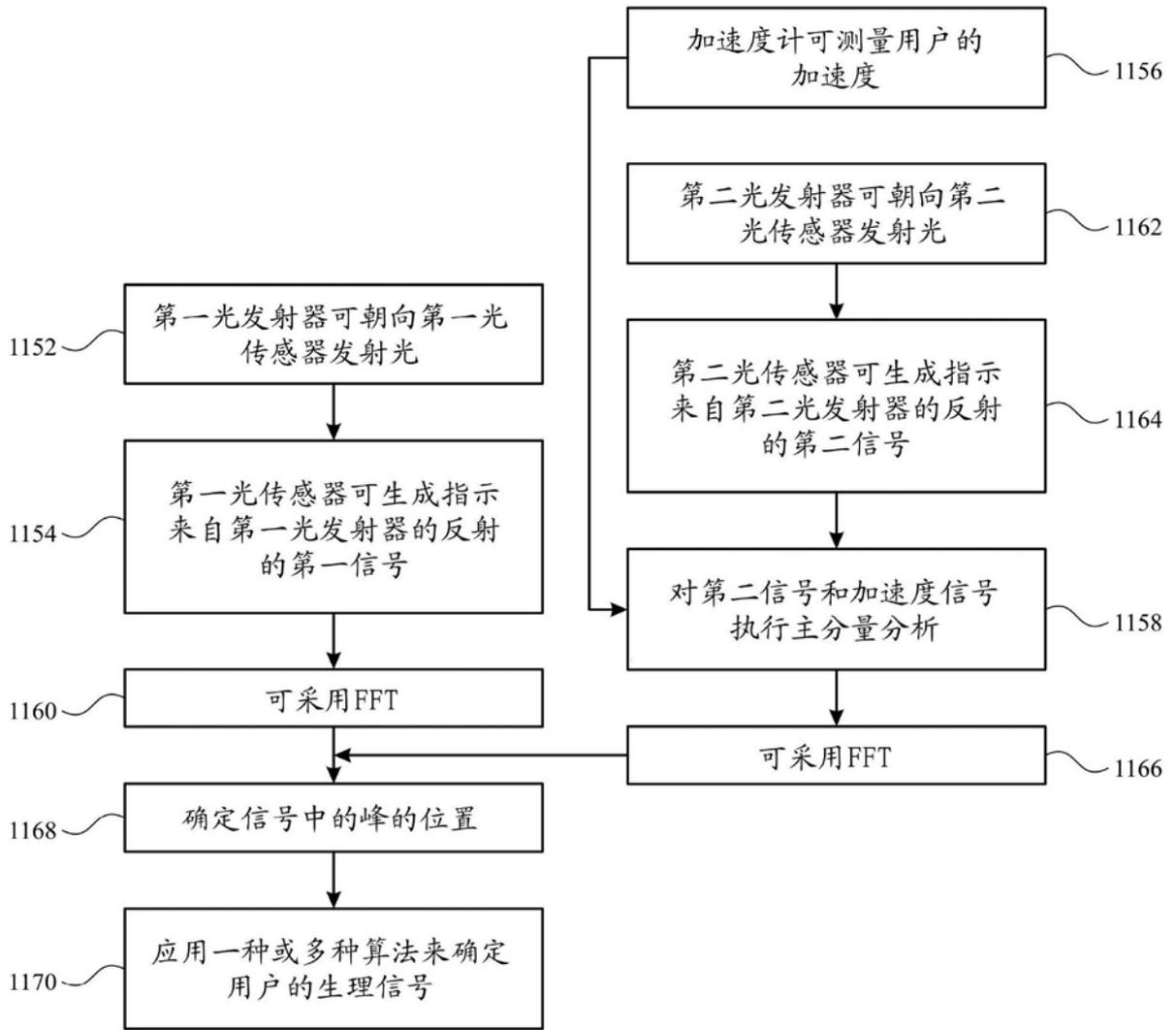


图11B

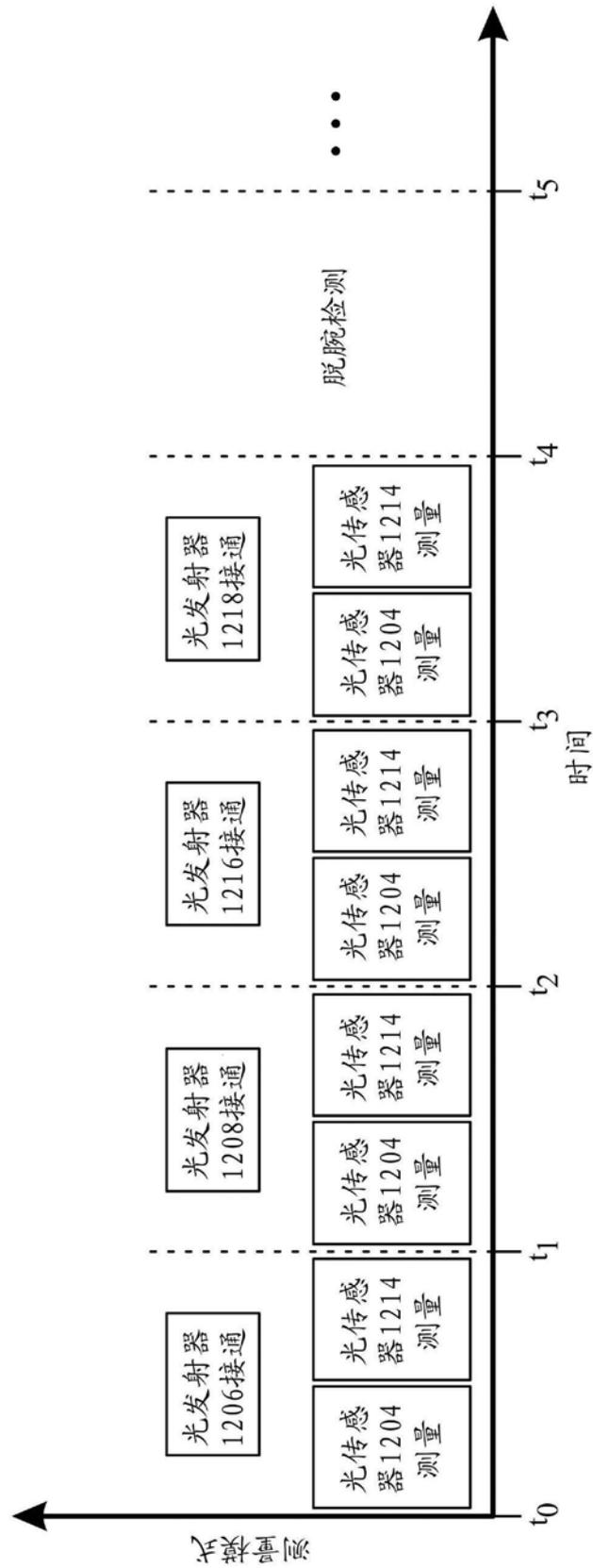


图12A

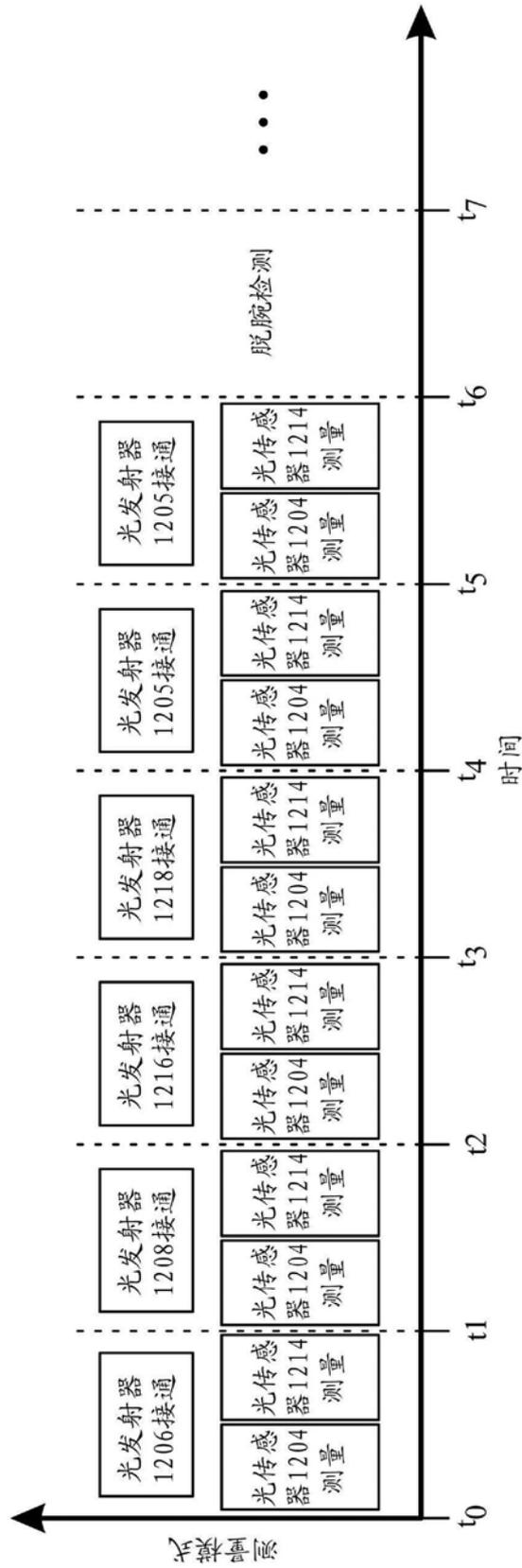


图12B

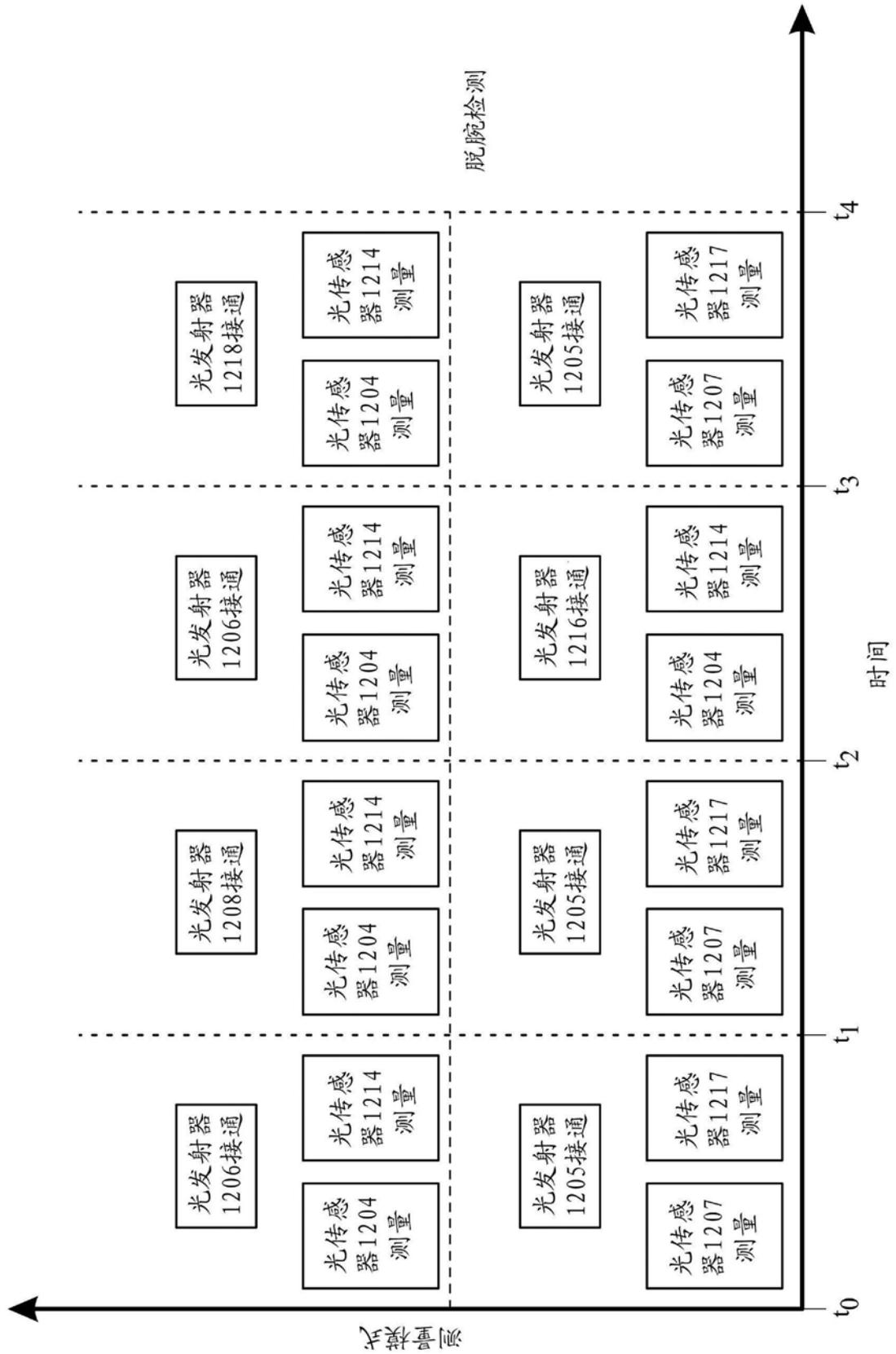


图12C

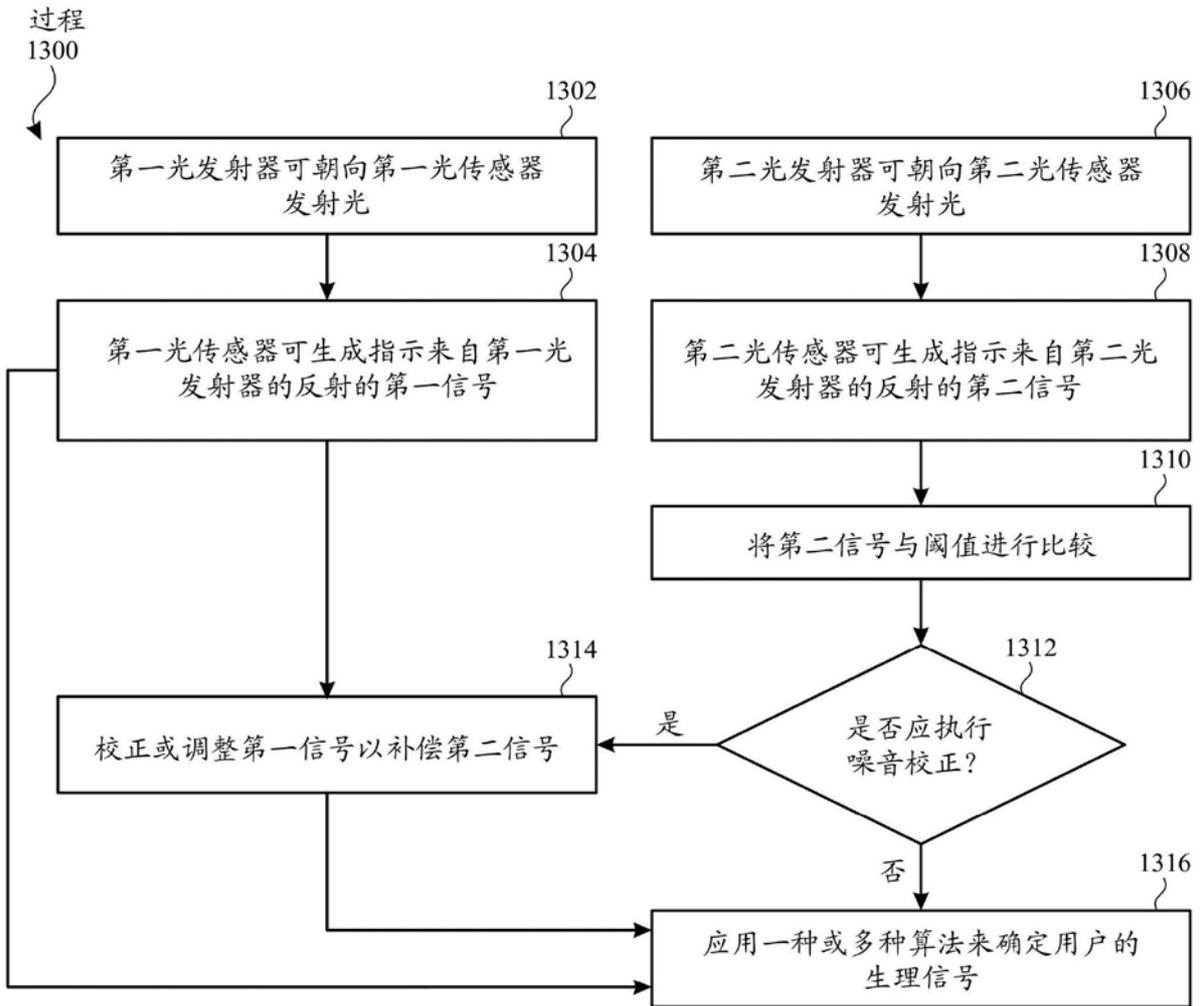


图13A

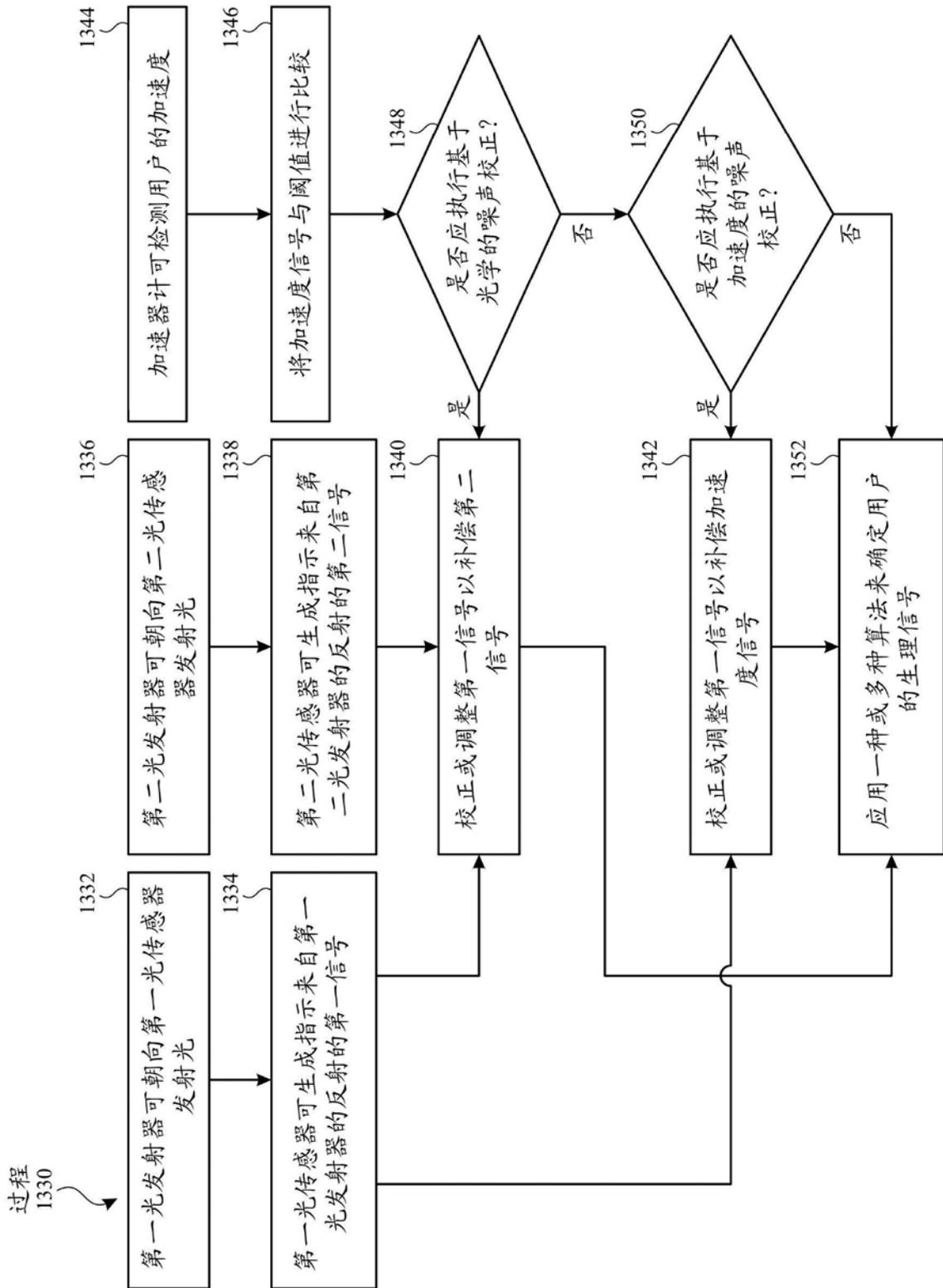


图13B

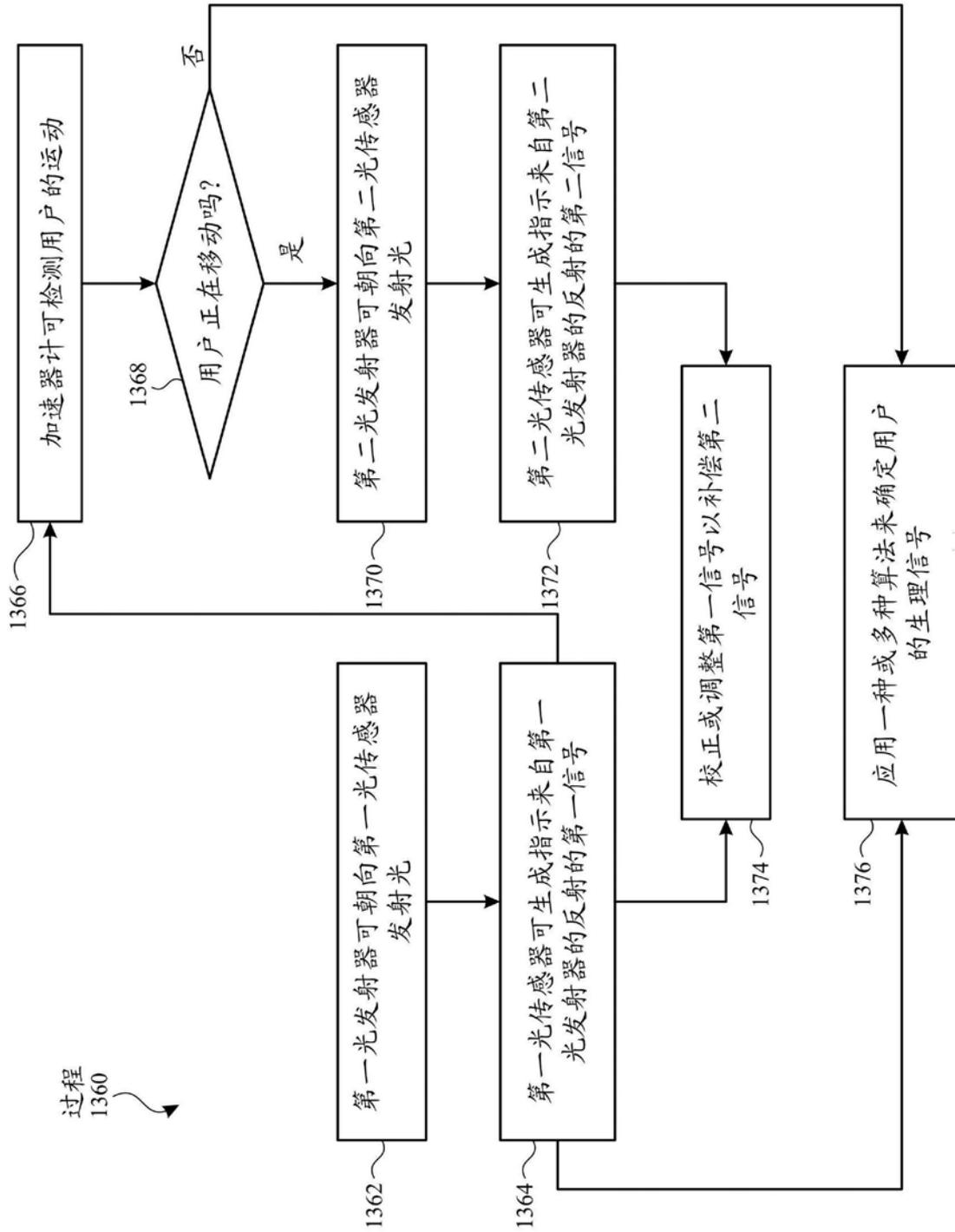


图13C

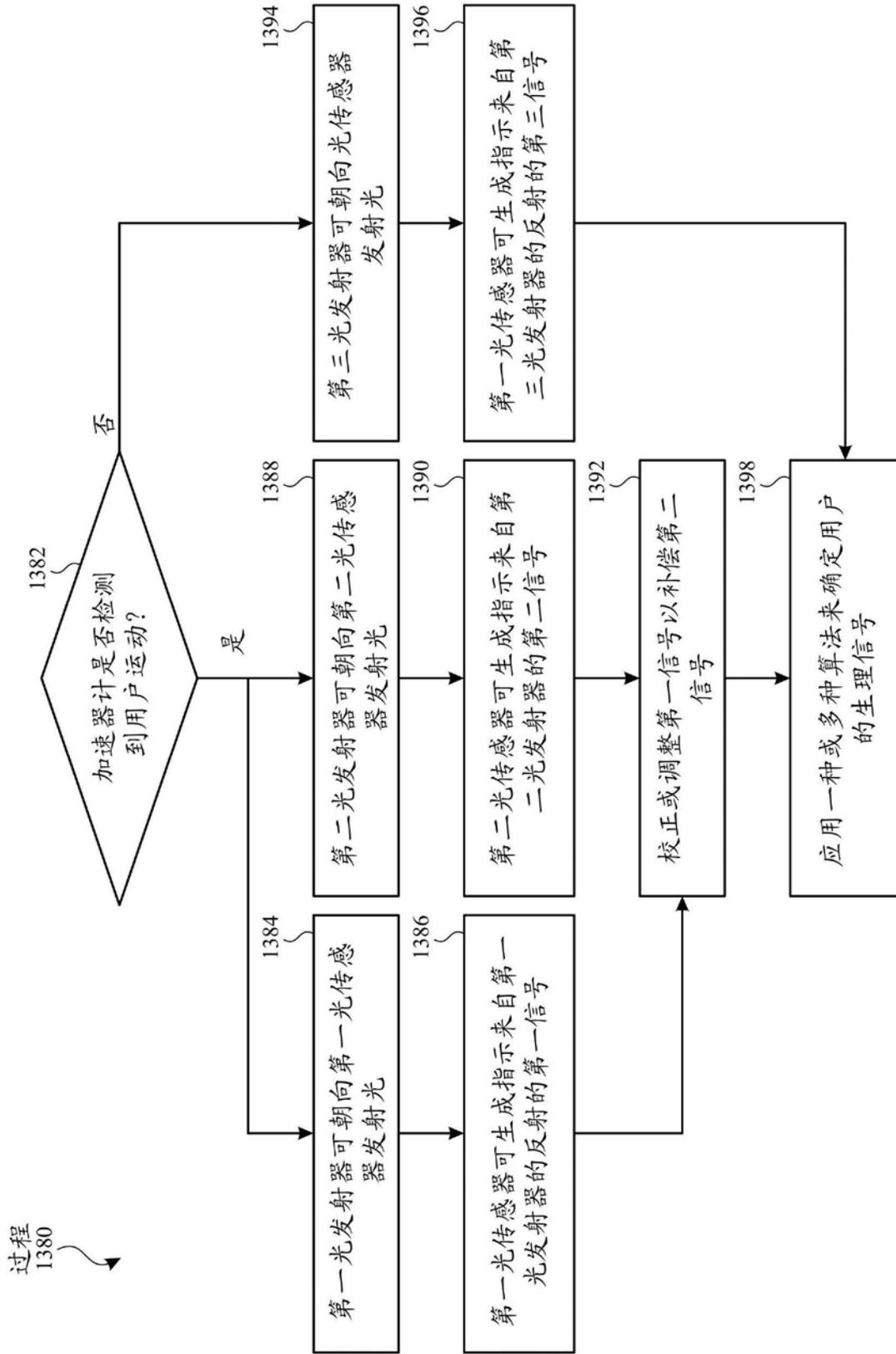


图13D

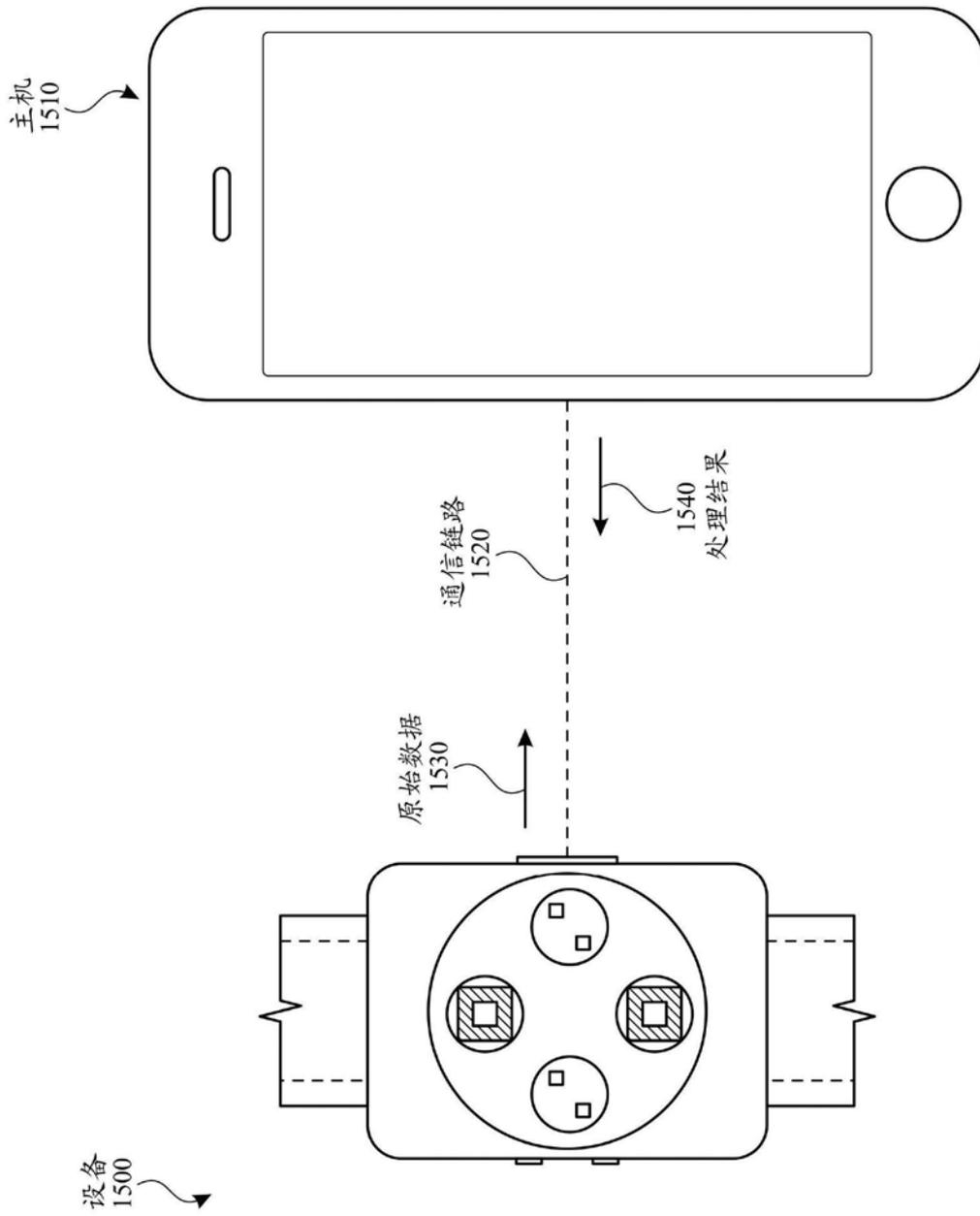


图15

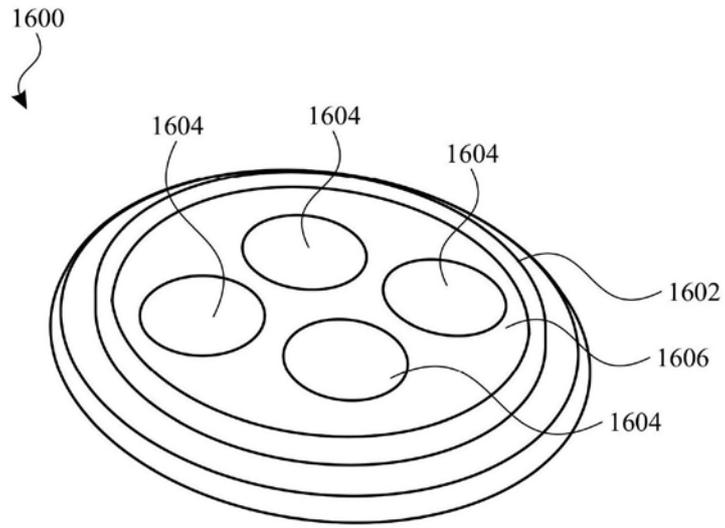


图16A

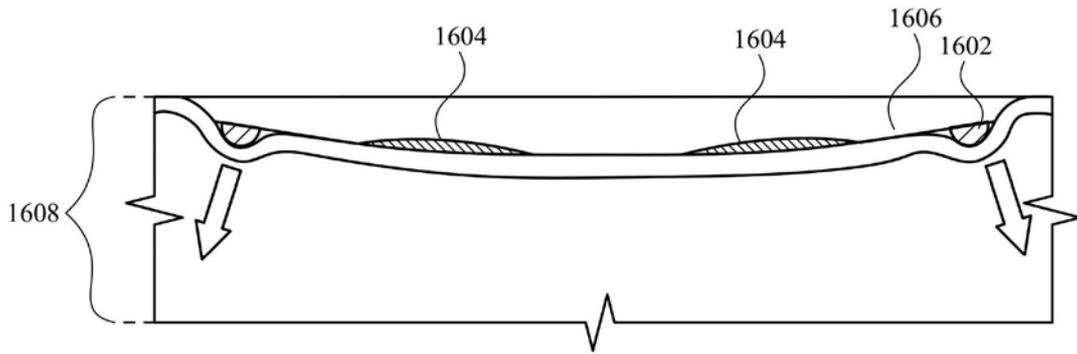


图16B

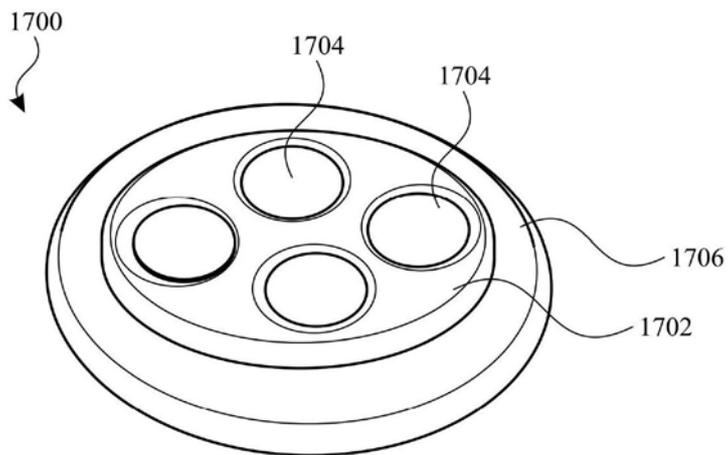


图17A

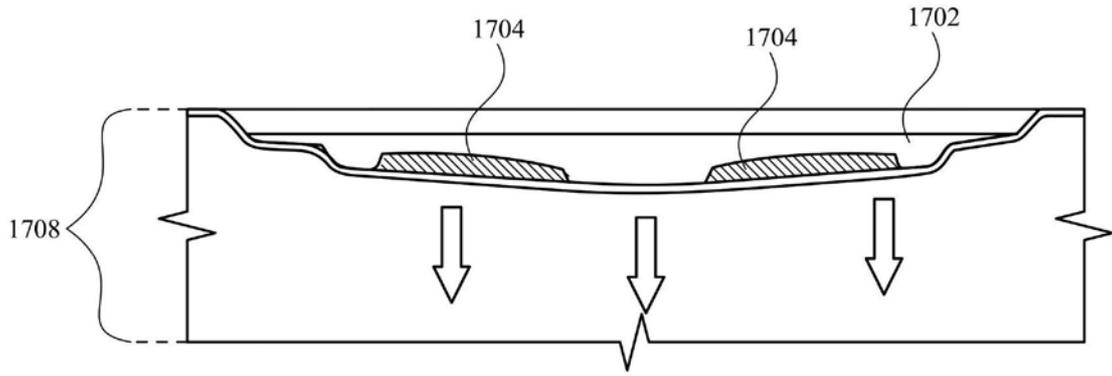


图17B

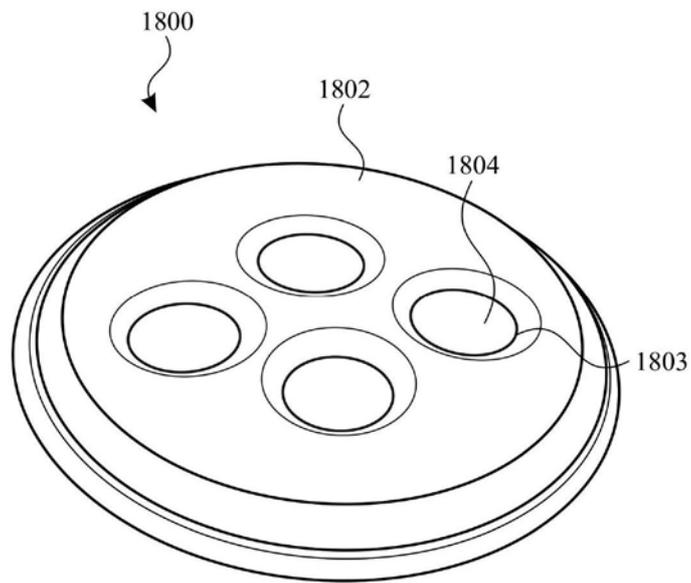


图18A

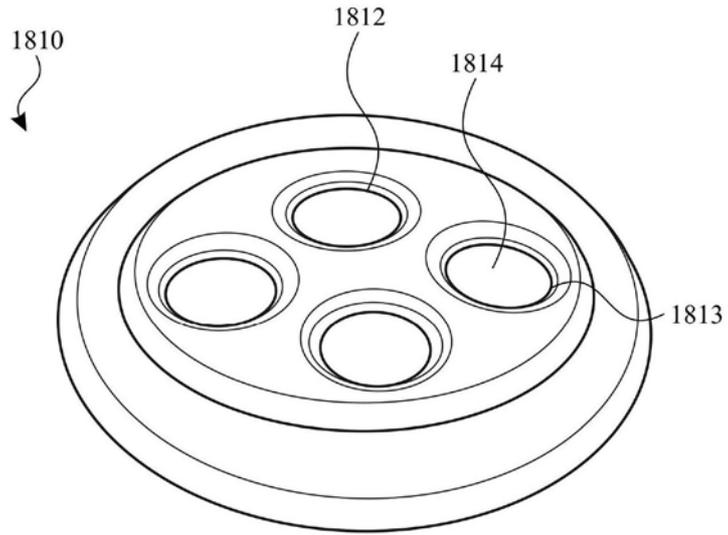


图18B

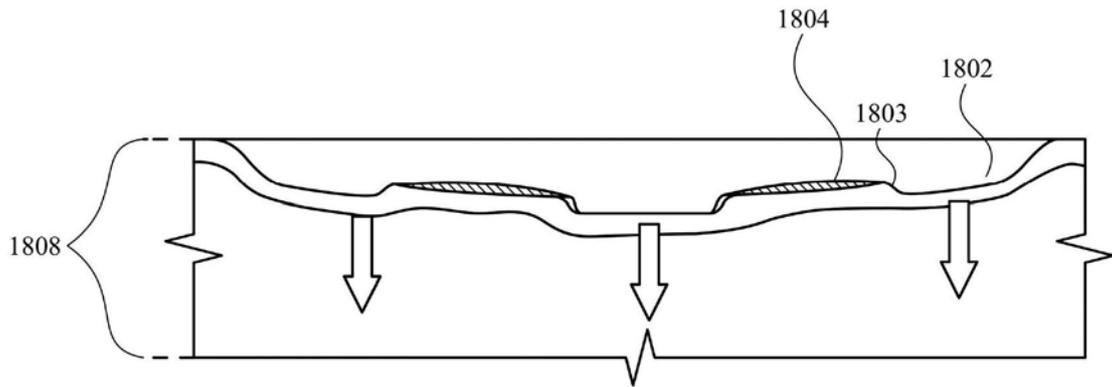


图18C

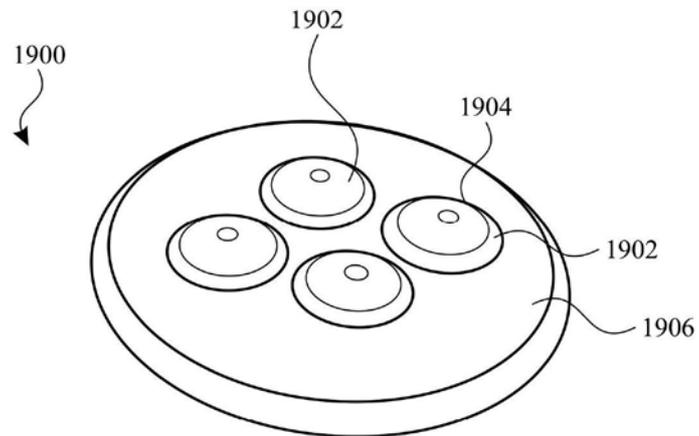


图19A

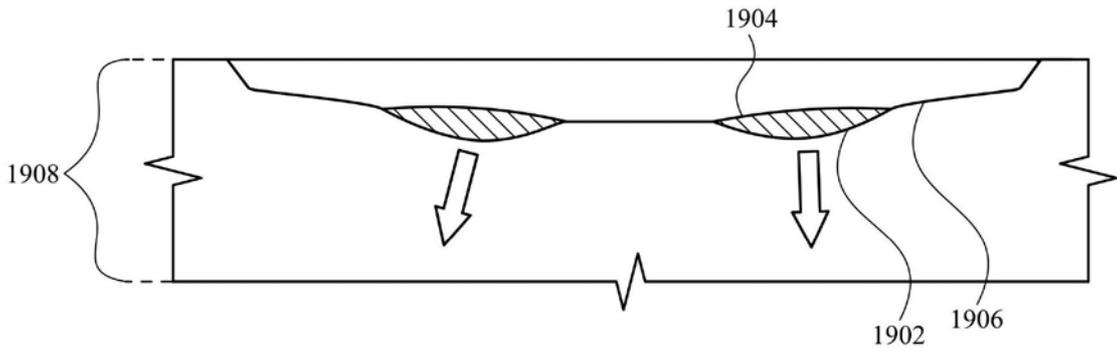


图19B

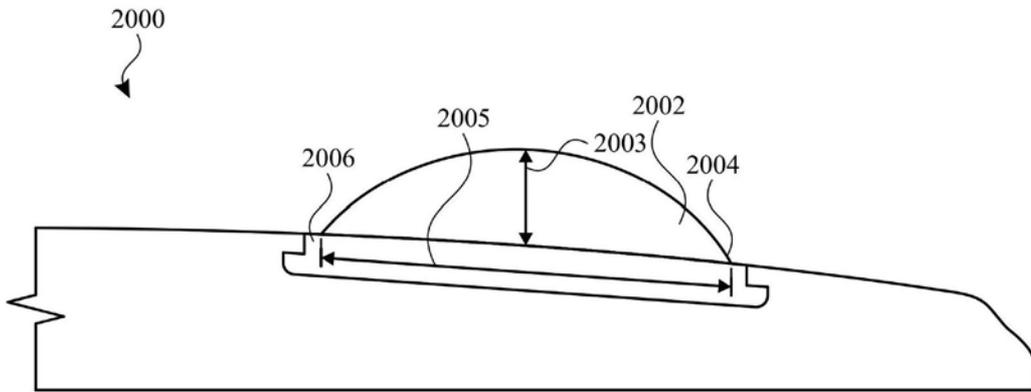


图20

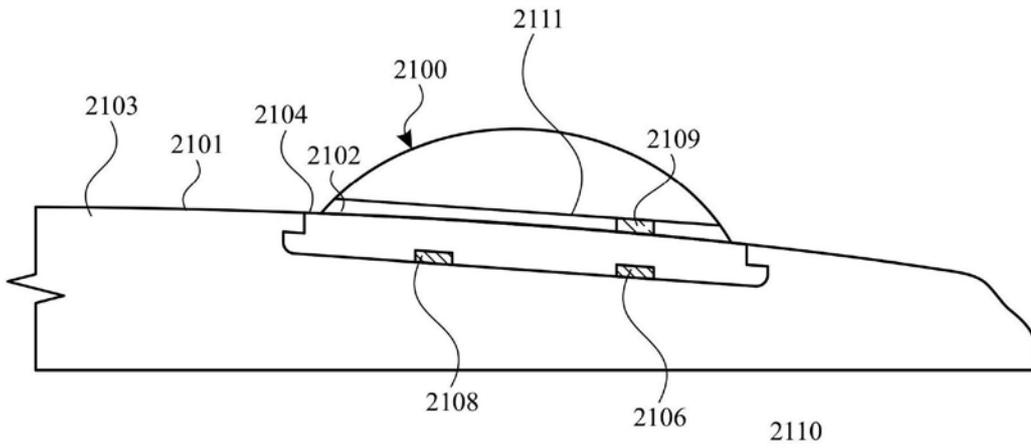


图21A

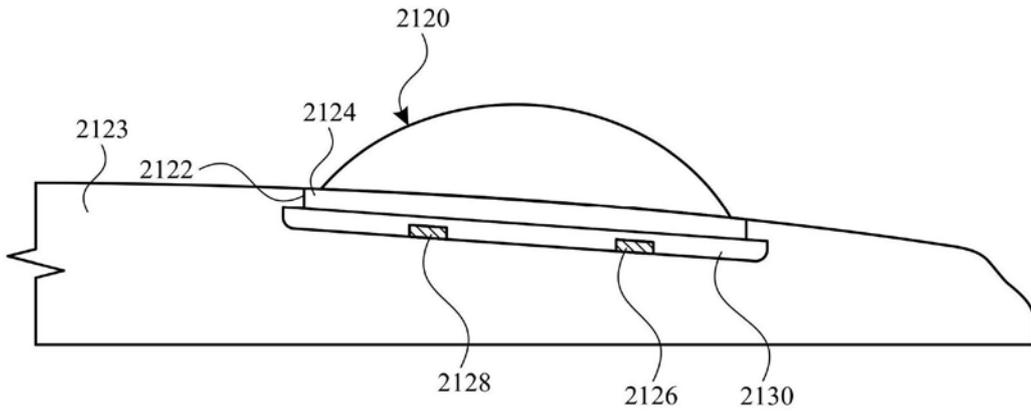


图21B

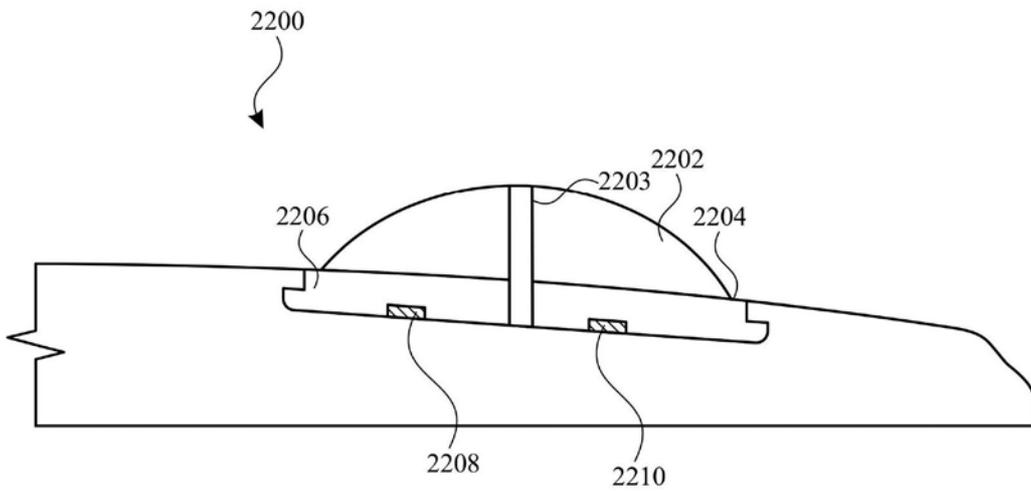


图22A

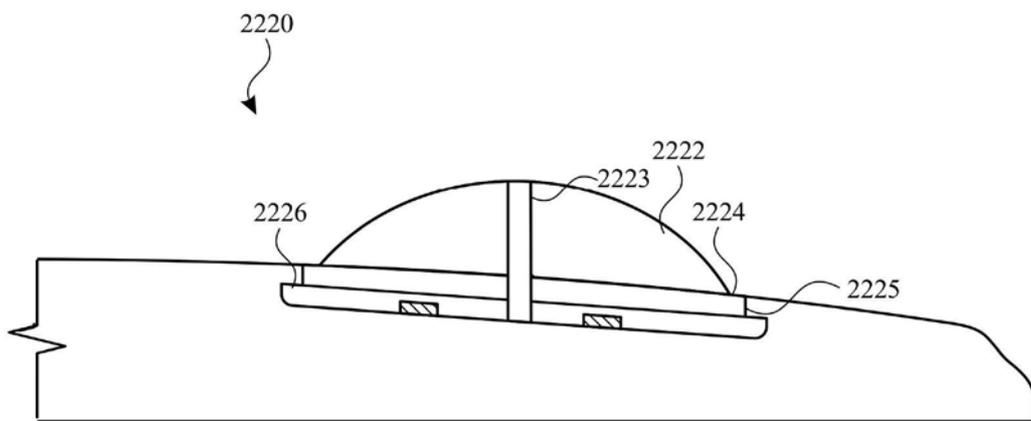


图22B

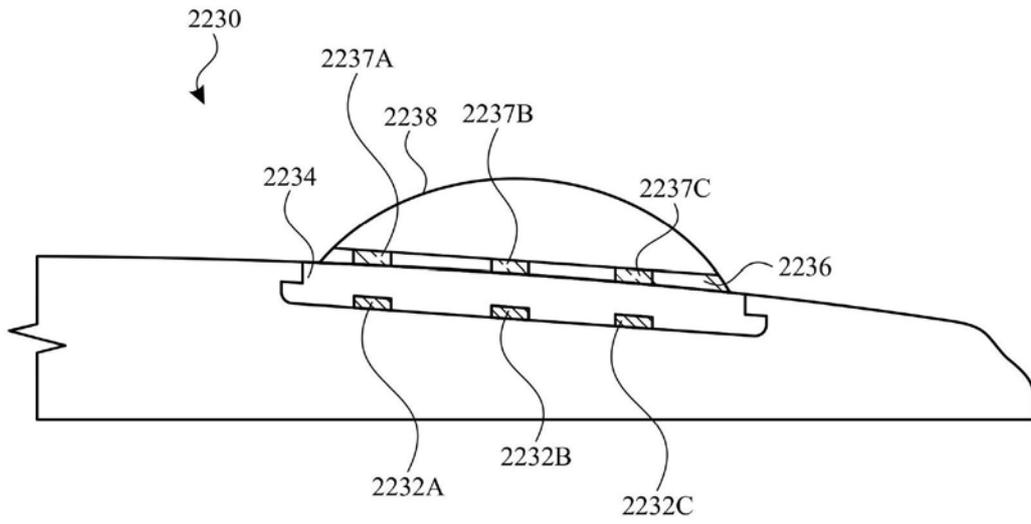


图22C

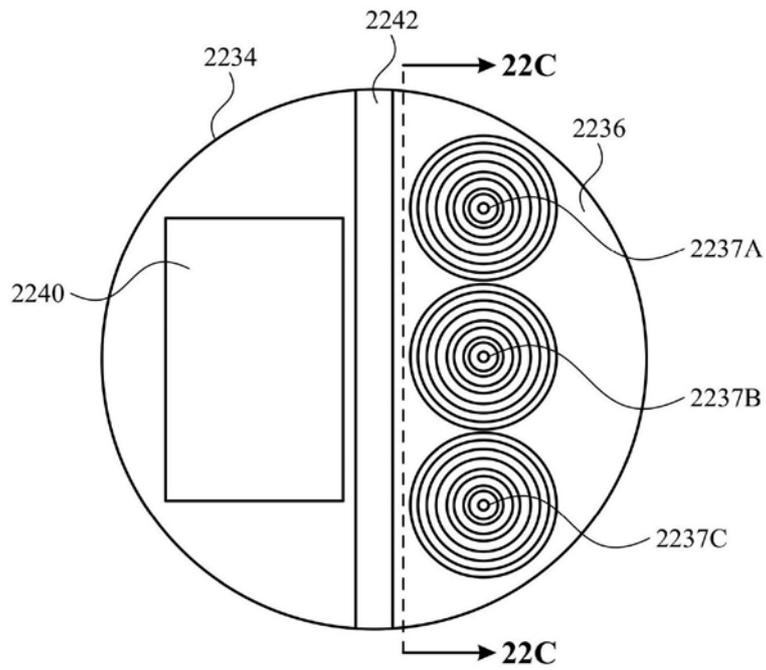


图22D

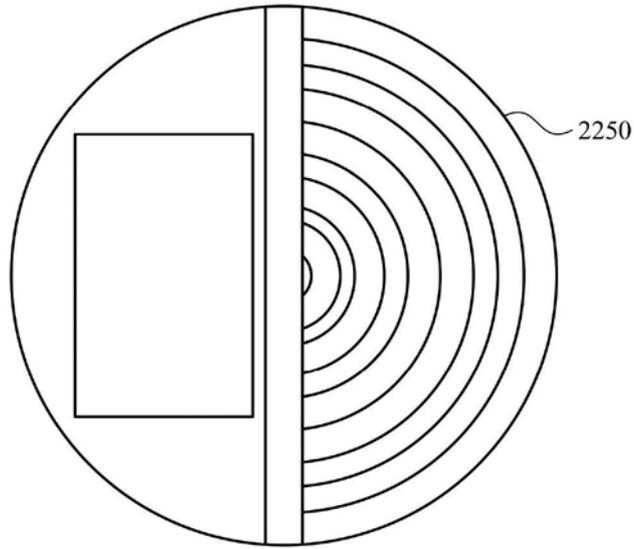


图22E

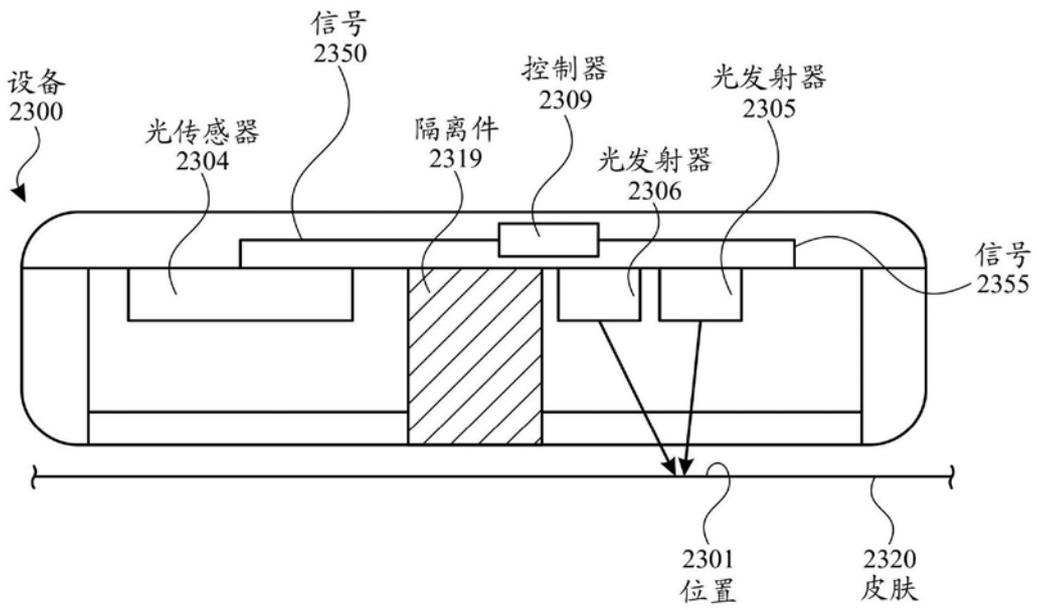


图23A

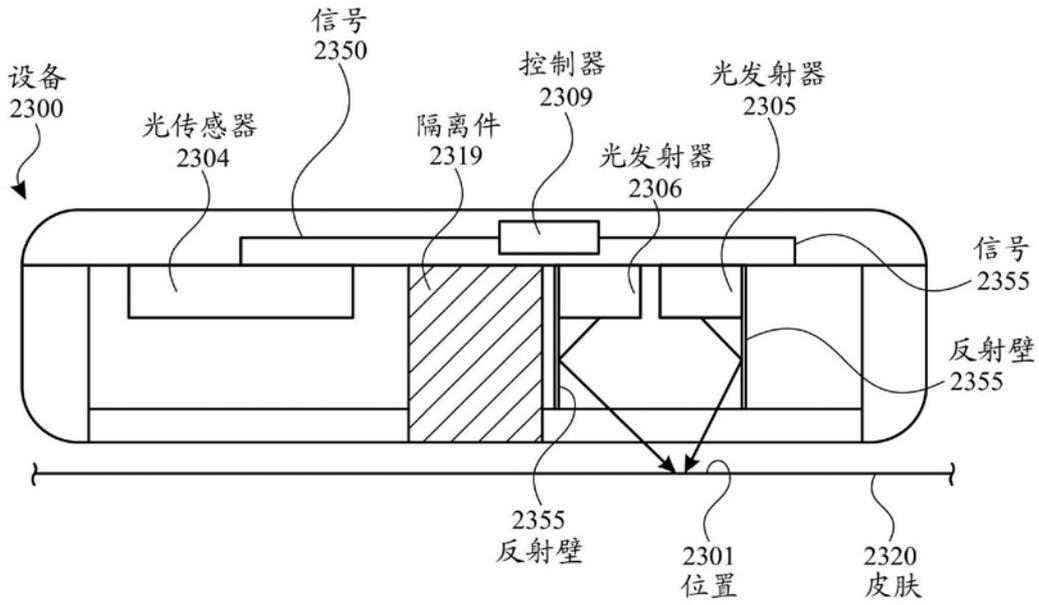


图23B

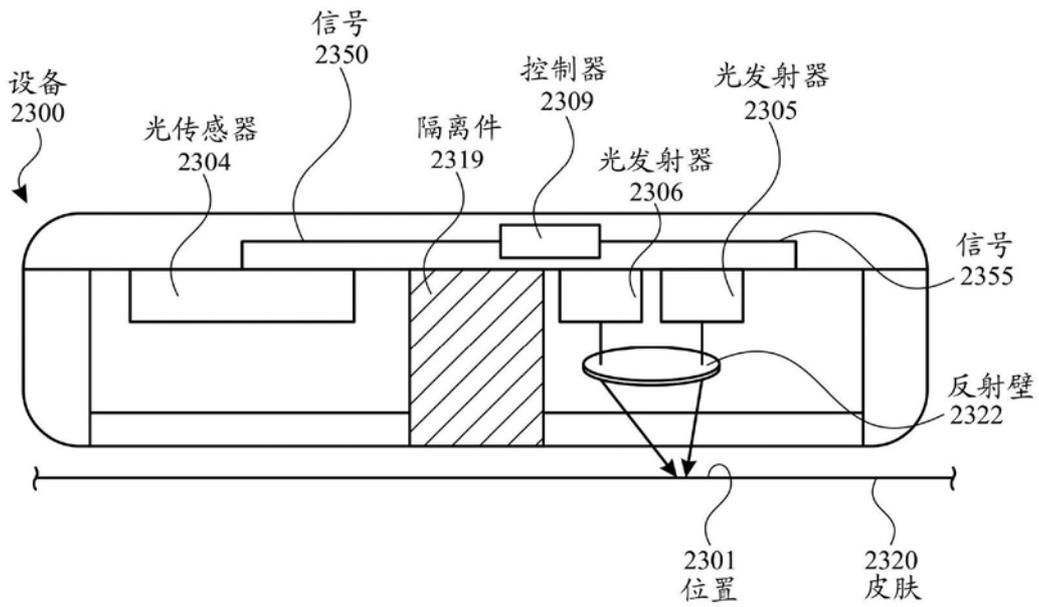


图23C