



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106687038 B

(45)授权公告日 2020.02.21

(21)申请号 201580050694.2

(22)申请日 2015.07.17

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106687038 A

(43)申请公布日 2017.05.17

(30)优先权数据
62/053,483 2014.09.22 US
14/800,833 2015.07.16 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.03.20

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2015/040832 2015.07.17

(87)PCT国际申请的公布数据
W02016/048436 EN 2016.03.31

(73)专利权人 高通股份有限公司
地址 美国加利福尼亚

(72)发明人 R·S·巴拉姆 R·B·甘顿

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

代理人 张立达 王英

(51)Int.Cl.
A61B 5/11(2006.01)
A61B 5/1455(2006.01)

(56)对比文件
CN 102469957 A,2012.05.23,
US 5025791 A,1991.06.25,
US 7238159 B2,2007.07.03,
US 2013274565 A1,2013.10.17,
WO 03003914 A1,2003.01.16,
CN 102670210 A,2012.09.19,
CN 102440786 A,2012.05.09,

审查员 余红敏

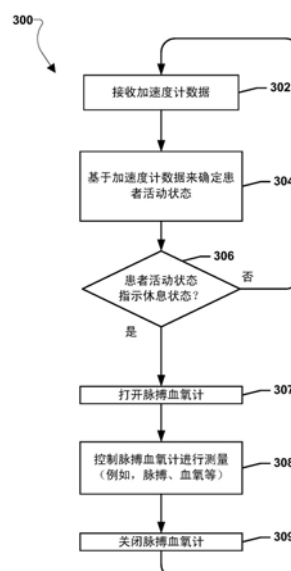
权利要求书2页 说明书11页 附图9页

(54)发明名称

具有加速度计的脉搏血氧计

(57)摘要

本申请各种实施例的系统、方法、和设备提供了一种能够基于来自加速度计的读数来获取血氧读数的脉搏血氧计。各种实施例可以提供电子贴片,所述电子贴片包括连接到处理器的脉搏血氧计和加速度计,其中,所述处理器配置有处理器可执行指令,以至少部分地基于从加速度计接收的数据来控制脉搏血氧计的操作。在各种实施例中,电子贴片还可以包括可以为脉搏血氧计供电的纽扣电池或者其它低功率电源。



1. 一种用于控制脉搏血氧计的方法,包括:
 - 重置并开始测量周期倒计时定时器;
 - 确定所述测量周期倒计时定时器是否已到期;
 - 响应于确定所述测量周期倒计时定时器已到期,重置并开始测量窗口倒计时定时器,以及从耦合到所述脉搏血氧计的加速度计接收加速度计数据;
 - 至少部分地基于所接收的加速度计数据来确定患者活动状态;
 - 确定所述测量窗口倒计时定时器是否已到期;
 - 响应于确定所述测量窗口倒计时定时器已到期,打开所述脉搏血氧计;
 - 响应于确定所述测量窗口倒计时定时器未到期,确定所述患者活动状态是否是休息状态;
 - 响应于确定所述患者活动状态是所述休息状态,打开所述脉搏血氧计;
 - 响应于打开所述脉搏血氧计,控制所述脉搏血氧计进行测量;以及
 - 响应于进行了所述脉搏血氧计测量,关闭所述脉搏血氧计。
2. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
 - 响应于确定所述患者活动状态是所述休息状态,将测量速率设置为休息状态水平;以及
 - 打开所述脉搏血氧计,以所设置的测量速率来进行测量。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述加速度计数据是加速度测量结果或中断。
4. 根据权利要求1所述的方法,还包括:
 - 在测量结果数据库中将所述患者活动状态与所述脉搏血氧计测量结果相关联。
5. 一种用于控制脉搏血氧计的设备,包括:
 - 脉搏血氧仪;
 - 加速度计,其耦合到所述脉搏血氧计;以及
 - 处理器,其耦合到所述脉搏血氧计和所述加速度计,其中,所述处理器配置有处理器可执行指令,以执行包括以下各项的操作:
 - 重置并开始测量周期倒计时定时器;
 - 确定所述测量周期倒计时定时器是否已到期;
 - 响应于确定所述测量周期倒计时定时器已到期,重置并开始测量窗口倒计时定时器,以及从所述加速度计接收加速度计数据;
 - 至少部分地基于所接收的加速度计数据来确定患者活动状态;
 - 确定所述测量窗口倒计时定时器是否已到期;
 - 响应于确定所述测量窗口倒计时定时器已到期,打开所述脉搏血氧计;
 - 响应于确定所述测量窗口倒计时定时器未到期,确定所述患者活动状态是否是休息状态;
 - 响应于确定所述患者活动状态是所述休息状态,打开所述脉搏血氧计;
 - 响应于打开所述脉搏血氧计,控制所述脉搏血氧计进行测量;以及
 - 响应于进行了所述脉搏血氧计测量,关闭所述脉搏血氧计。
6. 根据权利要求5所述的设备,其中,所述处理器配置有处理器可执行指令以执行还包括以下项的操作:

响应于确定所述患者活动状态是所述休息状态,将测量速率设置为休息状态水平;以及

打开所述脉搏血氧计,以所设置的测量速率来进行测量。

7. 根据权利要求5所述的设备,其中,所述加速度计数据是加速度测量结果或中断。

8. 根据权利要求5所述的设备,其中,所述设备是电子贴片。

9. 根据权利要求8所述的设备,其中,所述电子贴片还包括耦合到所述脉搏血氧计、加速度计、以及处理器的低功率电源。

10. 根据权利要求9所述的设备,其中,所述低功率电源是纽扣电池。

11. 根据权利要求5所述的设备,其中,所述处理器配置有处理器可执行指令以执行还包括以下项的操作:

在测量结果数据库中将所述患者活动状态与所述脉搏血氧计测量结果相关联。

12. 一种非暂时性处理器可读介质,其上存储有处理器可执行指令,所述指令被配置为使处理器执行包括以下各项的操作:

重置并开始测量周期倒计时定时器;

确定所述测量周期倒计时定时器是否已到期;

响应于确定所述测量周期倒计时定时器已到期,重置并开始测量窗口倒计时定时器,以及从耦合到脉搏血氧计的加速度计接收加速度计数据;至少部分地基于所接收的加速度计数据来确定患者活动状态;

确定所述测量窗口倒计时定时器是否已到期;

响应于确定所述测量窗口倒计时定时器已到期,打开所述脉搏血氧计;

响应于确定所述测量窗口倒计时定时器未到期,确定所述患者活动状态是否是休息状态;

响应于确定所述患者活动状态是所述休息状态,打开所述脉搏血氧计;

响应于打开所述脉搏血氧计,控制所述脉搏血氧计进行测量;以及

响应于进行了所述脉搏血氧计测量,关闭所述脉搏血氧计。

13. 如权利要求12所述的非暂时性处理器可读介质,所述指令还被配置为使处理器执行包括以下各项的操作:

在测量结果数据库中将所述患者活动状态与所述脉搏血氧计测量结果相关联。

具有加速度计的脉搏血氧计

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求2014年9月22日提交的题为“Improved Pulse Oximeter Readings With An Accelerometer”的美国临时专利申请No.62/053,483的优先权,其全部内容通过引用并入本文。

背景技术

[0003] 利用远程监测患者状态的能力来连续监测生命体征是一个不断增长的领域,并且将多种测量能力并入到可由患者一次佩戴多天的单个小型不引人注意的(unobtrusive)贴片(即,身体穿戴的贴片)中的能力是期望的特征。一种这样的测量是血氧读数,通常由脉搏血氧计进行。电流脉搏血氧计设计使用高精度的电流源(current sink)来控制由电压控制源驱动的发光二极管(LED)。患者的血氧读数可能受到患者活动水平的影响,并因此,如果在没有关于患者活动的上下文的情况下提供读数,则可以由贴片进行的测量可能是误导性的。

发明内容

[0004] 各种实施例的系统、方法和设备提供了一种能够基于来自加速度计的数据或基于由加速度计通知的数据来获取血氧读数的脉搏血氧计。各种实施例提供了一种电子贴片,其包括连接到处理器的脉搏血氧计和加速度计,其中,所述处理器配置有处理器可执行指令,以至少部分地基于来自加速度计的数据来控制脉搏血氧计的操作。在各种实施例中,电子贴片还可以包括可对脉搏血氧计供电的纽扣电池或其它低功率电源。

[0005] 在一个实施例中,可以控制脉搏血氧计以由处理器至少部分地基于从加速度计接收的测量来产生光和/或测量光。在一个实施例中,处理器可以至少部分地基于来自加速度计的测量结果确定患者的活动状态和/或休息状态,并且可以仅在休息时段期间打开脉搏血氧计以及操作脉搏血氧计,以增加氧测量和脉搏测量的准确性并降低功耗。在另外的实施例中,加速度计数据可以由处理器使用,以例如通过指示读数是否是在高患者移动或低患者移动的时段期间获取的来指示脉搏血氧计读数的准确性。

[0006] 在另一实施例中,加速度计数据可以由处理器使用,以识别休息时间和/或睡眠时间,并在休息时间和/或睡眠时间期间降低脉搏血氧计的测量速率,以改善(例如,减少)电源在休息时间和/或睡眠时间期间的电源消耗。在一个实施例中,加速度计数据可以由处理器用于将血氧测量和脉搏测量定为对应于低活动和/或高(例如,峰值)活动。使贴片处理器能够识别休息和/或高(例如,峰值)活动以及能够在单个设备(例如,一个电子贴片)中测量血氧水平和脉搏可以允许显著的诊断能力。在一个实施例中,由脉搏血氧计测量的心率的增加可以由处理器用于与加速度计数据进行比较,以确定该增加是活动相关的还是压力相关的。

附图说明

[0007] 并入本文并构成本说明书的一部分的附图示出了本发明的示例性实施例，并且与上面给出的一般描述和下面给出的详细描述一起用于解释本发明的特征。

[0008] 图1是示出了包括放置在患者身上的脉搏血氧计和加速度计的实施例电子贴片的组件框图。

[0009] 图2是示出了可能适于包括在电子贴片上的脉搏血氧计和加速度计的实施例电路的电路图。

[0010] 图3是示出了用于基于由加速度计读数指示的患者活动状态来控制脉搏血氧计的实施例方法的过程流程图。

[0011] 图4是示出了用于基于加速度计读数来指示脉搏血氧计读数的准确性的实施例方法的过程流程图。

[0012] 图5是示出了用于基于由加速度计读数指示的患者活动状态来改变脉搏血氧计测量速率的实施例方法的过程流程图。

[0013] 图6是示出了用于基于加速度计读数将脉搏血氧计读数与患者活动状态对准的实施例方法的过程流程图。

[0014] 图7是示出了用于将心率增加与患者状态相关联的实施例方法的过程流程图。

[0015] 图8是示出了用于基于由加速度计读数指示的患者活动状态来控制脉搏血氧计的另一实施例方法的过程流程图。

[0016] 图9是适于与各种实施例一起使用的计算设备的组件框图。

具体实施方式

[0017] 将参照附图来详细地描述各种实施例。尽可能地，在整个附图中将使用相同的附图标记来指代相同或相似的部件。对特定示例和实现的参考是出于说明的目的，并且不旨在限制本发明或权利要求的范围。

[0018] 词语“示例性”在本文中用于表示“用作示例、实例或说明”。本文中描述为“示例性”的任何实现不必解释为优选的或比其它实现更有优势。

[0019] 本文中使用的术语“计算设备”是指蜂窝电话、智能电话、网络平板计算机、平板计算机、启用了因特网的蜂窝电话、启用了Wi-Fi的电子设备、膝上型计算机、个人计算机计算机、以及配备有至少处理器并且被配置为与本文所述的电子贴片通信的类似电子设备。

[0020] 脉搏血氧计监测血流中的氧水平。脉搏血氧计通常通过照射穿过身体部分的两种不同波长的光（例如，来自红色LED和红外LED）并测量（例如，经由光电晶体管）原始光和接收光在两个不同波长处的振幅的相对差异来进行操作。例如，一个波长可能是红色的并且另一波长可能是红外的。具有较低氧水平的血液可能倾向于吸收较少的红外光和较多的红光。或者，具有较高氧水平的血液可能倾向于吸收更多的红外光和较少的红光。因此，正确校准的脉搏血氧计可以通过发射红色和红外波长的光，并且在光穿过身体部分（例如指尖或耳垂）之后测量红光和红外光的相对量来确定氧水平。另外，对接收光的测量还可以使得能够由脉搏血氧计确定患者的心率。患者的运动可能导致由脉搏血氧计测量的血氧测量结果和心率测量结果中的降级。

[0021] 电流脉搏血氧计具有大的功率需求，并且将需要不适合在电子贴片中使用的大的

电池。因此,需要改进脉搏血氧计,以将脉搏血氧计的功率需求降低到足够低以允许纽扣电池为脉搏血氧计供电的水平,以便支持将脉搏血氧计集成到患者佩戴的电子贴片上。

[0022] 各种实施例的系统、方法、以及设备提供了一种能够基于来自加速度计的数据或者基于由加速度计通知的数据来获取血氧读数的脉搏血氧计。各种实施例提供了一种电子贴片,其包括连接到处理器的脉搏血氧计和加速度计,其中,所述处理器配置有处理器可执行指令,以至少部分地基于来自加速度计的测量结果来控制脉搏血氧计的操作。在各种实施例中,电子贴片还可以包括可以对脉搏血氧计供电的纽扣电池或者其它低功率电源。

[0023] 在一个实施例中,可以控制脉搏血氧计以由处理器至少部分地基于从加速度计接收的测量来产生光和/或测量光。在一个实施例中,处理器可以至少部分地基于来自加速度计的测量结果确定患者的活动状态和/或休息状态,并且可以仅在休息时段期间打开并操作脉搏血氧计,以增加氧测量和脉搏测量的准确性并降低功耗。休息状态和/或活动状态可以是指示患者的相对活动水平的状态。例如,处于休息状态的患者可能比处于活动状态的患者较少活动(例如,较少移动)。在各种实施例中,休息状态可以指示患者是静止的或正在移动小于表示休息状态中允许的最大运动量的门限值。高于该门限值的运动量可以指示患者处于活动状态并且不处于休息状态。以这种方式,尽管患者可能不是完全静止的,但是他或她的运动可能低于门限值,从而指示患者可能处于休息状态,而不考虑由加速度计记录的某种程度的运动。

[0024] 在额外的实施例中,加速度计数据可以由处理器使用,以例如通过指示读数是或不是在高患者移动的时段期间获取的来指示脉搏血氧计读数的准确性。在进一步的实施例中,加速度计数据可以由处理器使用,以识别休息时间和/或睡眠时间,并在休息时间和/或休眠时间期间降低脉搏血氧计的测量速率,以改善(例如,减少)电源在休息时间和/或休眠时间期间的电源消耗。在一个实施例中,数据可以由处理器用于将血氧测量和脉搏测量聚焦以对应于低活动和/或高(例如,峰值)活动。使得能够识别休息和/或高(例如,峰值)活动以及在单个设备(例如,一个电子贴片)中测量血氧水平和脉搏的能力可以允许显着的诊断能力。在一个实施例中,由脉搏血氧计测量的心率的增加可以由处理器用于与数据进行比较,以确定该增加是活动相关的还是压力相关的。

[0025] 在各种实施例中,电子贴片的处理器可以周期性地打开并操作脉搏血氧计。在一个实施例中,电子贴片的处理器可以监测定时器的状态,所述定时器例如指示在尝试脉搏血氧计测量之间要等待的最小时间段的测量周期定时器。响应于确定定时器的状态指示达到了尝试脉搏血氧计测量的时间,处理器可以至少部分地基于来自加速度计的测量结果来确定患者的活动状态和/或休息状态。响应于确定来自加速度计的测量结果指示达到了患者的休息状态,处理器可以打开并操作脉搏血氧计,以提高氧测量和脉搏测量的准确性并降低功耗。在进行了氧测量和脉搏测量之后,处理器可以关闭脉搏血氧计,并且继续监测定时器的状态以确定何时应该尝试下一次脉搏血氧计测量。在进一步的实施例中,处理器可以使用第二定时器来确定何时确定患者的活动状态和/或休息状态,所述第二定时器例如指示等待患者进入休息状态的最大时间段的窗口倒计时定时器。响应于确定第二定时器的状态指示着超过了等待尝试脉搏血氧计测量的时间,处理器可以打开并操作脉搏血氧计,而无论患者的当前状态如何。

[0026] 图1示出了包括放置在患者102身上(例如患者102的手指的皮肤表面上)的脉搏血

氧计的实施例电子贴片106。在各种实施例中,电子贴片106可以是柔性的和弹性的,使得放置电子贴片106以及从患者102移除电子贴片106不会损坏电子贴片106。电子贴片106可以包括:包括光输出电路104(例如,包括输出光的一个或多个LED的电路)和接收机电路107(例如,包括一个或多个光电晶体管的电路)的脉搏血氧计电路,其被配置为测量由光输出电路104发射的、透射通过患者的皮肤和组织的光;以及处理器108,其连接到光输出电路104和光接收机电路107,并配置具有用于控制脉搏血氧计(例如,光输出电路104和/或光接收机电路107)的操作和/或接收来自脉搏血氧计的测量结果的处理器可执行指令。在一个实施例中,处理器108还可以被配置有处理器可执行指令,以基于来自脉搏血氧计(例如,光输出电路104和/或光接收机电路)的测量结果来确定患者102的血氧水平和/脉搏。在一个实施例中,光输出电路104、光接收机电路107、和/或处理器108可以连接到低功率电源105(例如纽扣电池)。

[0027] 在一个实施例中,电子贴片106还可以包括连接到处理器108和低功率电源105的至少一个加速度计115。处理器108可以从加速度计115接收加速度测量结果,并且可以配置有处理器可执行指令以打开和/或关闭加速度计115并且至少部分地基于从加速度计115接收的测量结果来控制脉搏血氧计(例如,光输出电路104和/或光接收机电路107)的操作。在各种实施例中,一旦贴片被激活或上电/通电,加速度计115就可以保持打开,并且持续性地从低功率电源105汲取(draw)电流。相比于脉搏血氧计(例如,光输出电路104和/或光接收机电路107)汲取的电流量,加速度计115可能汲取相对较小的电流量。尽管加速度计115可以持续性地操作,但处理器108可以间歇地打开和关闭脉搏血氧计(例如,光输出电路104和/或光接收机电路107),以相比于使脉搏血氧计(例如,光输出电路104和/或光接收机电路107)持续性地打开相比较,减少从低功率电源汲取的电流总量。例如,加速度计115可以在低功率模式下汲取0.5微安的电流,而脉搏血氧计(例如,光输出电路104和/或光接收机电路107)可以汲取20毫安的电流。在这样的示例性电子贴片106中,仅间歇地打开脉搏血氧计(例如,光输出电路104和/或光接收机电路107),例如仅在患者处于休息状态时打开从而测量结果将是准确的,与在脉搏血氧计始终打开的情况下低功率电源105可能达到的使用时长(life)相比,可以延长低功率电源105(例如纽扣电池)的使用时长。

[0028] 加速度计数据可以由加速度计115提供的经采样的加速度测量结果或从加速度计115接收的指示着加速度计检测到满足或超过门限的加速度事件(例如,峰值加速度事件)的中断。当加速度计数据是由加速度计115提供的经采样的加速度测量结果时,处理器108可以分析该加速度测量结果并且基于接收的加速度数据进行确定。当加速度计数据是由加速度计115以信号形式发送的中断时,处理器108可以分析所述以信号形式发送的中断,并且基于接收的中断的类型来做出确定。从加速度计115接收中断可以由处理器108接收和处理加速度测量结果的低功率替代。

[0029] 电子贴片106还可以包括收发机116,其连接到天线以及处理器108和低功率电源105。以这种方式,经由收发机116和天线,处理器108可以与诸如智能电话等远程设备建立无线连接(例如蓝牙®连接),并且可以与远程设备交换数据。收发机116仅用作适于在各种实施例中使用的一种类型的无线连接设备的示例,在其它配置中,针对电子贴片106的各种不同使用情况所需,接收机和/或发射机可以单独地或结合地代替收发机116来提供到处理器108的发送和/或接收能力。

[0030] 图2是示出了用于包括加速度计230的脉搏血氧计的实施例电路200的电路图。在一个实施例中,电路200可以集成到由患者佩戴的电子贴片中,所述电子贴片例如上述电子贴片106。低压电源可为处理器218供电,或者处理器可以由单独的电源(未示出)供电。当开关204a闭合时,低电压源202为电容器206a供电。只要开关204a可以电隔离低电压源202和开关204a,则该开关可以位于包含低电压源202和开关204a的环路上的任何地方。处理器218可以控制开关204a何时打开或闭合。例如,处理器218可以闭合开关204a以允许电容器206a收集电荷。电容器206a上的电荷可以经由已知的关系对应于跨越电容器206a的电压。跨越电容器206a的电压可以由电压表220监测。电压表220可以将测量的电压报告给处理器218。

[0031] 当跨越电容器206a的电压达到预定极限时,处理器218可以在适当时间打开开关204a以向光输出电路203提供功率以使光输出电路203产生光。作为示例,光输出电路203可以包括开关204b和204c以及红色LED 210a和红外LED 210b。处理器218可以闭合开关204b、204c以允许电荷从电容器206a流到红色LED 210a和红外LED 210b。开关204b和204c可以连续地闭合以快速连续地测量不同的波长吸收率。开关204b、204c可以在电容器充电时保持开路以防止低电压源202上的不必要的泄漏(drain)。电阻器222a、222b可以与红色LED 210a和红外LED 210b串联连接,以控制通过每个LED 210a、210b的电流。电阻器222a、222b可以具有彼此相同或不同的电阻。电阻器222a、222b可以对来自电容器206a的电流的分配提供更大的控制,从而有助于消除对更高的电流电源的需要。在一个实施例中,开关204b、204c可以被处理器218闭合,以在一段时间内从电容器206a向红色LED 210a和红外LED 210b提供电荷,以分别使LED 210a和210b发射红光212a和红外光212b。在该时间段之后,开关204b、204c可以被微处理器218开路,以将LED 210a和210b与电容器206a隔离,以停止从电容器206a向LED 210a和210b提供电荷,并且停止LED 210a和210b分别发射红光212a和红外光212b。以这种方式,可以从红色LED 210a和红外LED 210b产生光突发,并且可以通过仅在一段时间内打开红色LED 210a和红外LED 210b来最小化电路200的电流汲取。

[0032] 当足够的电流通过红色LED 210a和红外LED 210b时,它们分别发射红光212a和红外光212b。光212a、212b通过身体部分244(例如指尖或耳垂)传播。由身体部分244吸收的光的量可以取决于采样时血液中氧的量和身体部分244中的血量。具体地,具有相对大量的氧的身体部分244可能趋向于吸收更多的红外光212b和更少的红光212a。具有相对少量氧的身体部分244可能趋于吸收较少的红外光212b和较多的红光212a。在穿过身体部分244之后,红光212a和红外光212b可以被光接收机电路207的光电检测器214(例如光电晶体管或光传感器)吸收,所述光接收机电路207包括光电检测器214、开关204d、电容器206b和A/D转换器216。对检测到的光信号的绝对振幅以及检测到的红光212a和检测到的红外光212b的相对振幅的分析可以揭示血液的各种性质,诸如脉搏简档(profile)和血液中氧的量。

[0033] 光电检测器214可以由电压源224a供电。处理器218可以控制开关204d。当开关204d开路时,电流可能不从光电检测器214流出,并且可能不收集数据。当开关204d闭合时,光电检测器214可以将数据传输到微处理器218。微处理器可以使开关204d的开路和闭合与开关204a、204b、204c同步,使得开关204d仅在光电检测器214拦截到光212a、212b时闭合。当光电检测器没有接收到有用数据时,可以通过使开关204d开路来进一步减小功率需求。当开关204d闭合时,电流可以从光电检测器214流到电容器206b,并且在A/D转换器216的输

入端处存储在电容器206b中。A/D转换器216可以测量电容器206b处的电压并将数据传送到微处理器218。在一个实施例中,红色LED 210a和红外LED 210b的开启周期可以通过微处理器218与开关204d的开路和闭合同步。微处理器218可以闭合开关204d,以刚好在红色LED 210a和红外LED 210b通过对电容器206a放电而被打开之前开始对其接收信号进行积分,并且可以控制A/D转换器216一旦红色LED 210a和红外LED 210b关闭就进行电压测量。在一个实施例中,光电检测器214可以是单个器件,并且可以包括针对使用中的每个波长的光而单独调谐的两个单独的检测器。A/D转换器216的数字输出可以是光接收机电路207的输出,该输出可以由处理器218分析作为血氧水平的测量结果。

[0034] 在一个实施例中,处理器218还可以连接到加速度计230,并且可以从加速度计230接收加速度测量结果,并且可以配置有处理器可执行指令,以控制开关204a、204b、204c、和/或204d的操作,来至少部分地基于从加速度计230接收的测量结果分别打开和/或关闭光输出电路203和/或光接收机电路207。以这种方式,处理器218可以至少部分地基于从加速度计230接收到的测量结果,打开和/或关闭光输出电路203并且控制其产生光,和/或可以打开和/或关闭光接收机电路207并且控制其接收和测量光。例如,处理器218可以配置有处理器可执行指令,以至少部分地基于来自加速度计230的测量结果来确定患者的活动状态和/或休息状态,并且可以仅在休息时段期间操作光输出电路203和/或光接收机电路207,以提高氧测量和脉搏测量的准确性并降低功耗。在额外的实施例中,加速度计230测量结果可以由处理器218用来指示脉搏血氧计读数的准确性,例如通过指示读数是或不是在患者高度移动的时段期间获取的。

[0035] 在进一步的实施例中,处理器218可以使用加速度计230测量来识别休息时间和/或睡眠时间,并在休息时间和/或睡眠时间期间降低脉搏血氧计的测量速率,以改善(例如,减少)低功率电源202在休息时间和/或睡眠时间期间的消耗。

[0036] 在一个实施例中,加速度计230测量结果可以由处理器218用来将血氧测量结果和脉搏测量结果定为对应于低活动和/或高(例如,峰值)活动。使得能够识别休息和/或高(例如,峰值)活动以及在单个设备(例如,一个电子贴片)中测量血氧水平和脉搏的能力可以允许显著的诊断能力。单个贴片的设计方案可以被配置为在本文描述的实施例的各种组合中进行操作,并且因此基于与诊断目的相关的每个患者的诊断需求而被定制用于特定需要。在一个实施例中,由脉搏血氧计测量的心率的增加或血氧水平的变化可以由处理器218用于与加速度计数据进行比较,以确定这些变化是与活动相关还是与压力相关。

[0037] 收发机232还可以连接到天线233和处理器218。以这种方式,经由收发机232和天线233,处理器218可以与远程设备(例如智能电话)建立无线连接,例如蓝牙连接,并且可以与远程设备交换数据。

[0038] 图3示出了用于基于由加速度计读数指示的患者活动状态来控制脉搏血氧计的实施例方法300。在一个实施例中,方法300的操作可以由包括脉搏血氧计和加速度计的电子贴片(例如上述贴片106)的处理器执行。在框302中,处理器可以从连接到处理器的加速度计接收加速度计数据。加速度计数据可以由加速度计提供的经采样的加速度测量结果或是从加速度计接收的指示着由加速度计检测到满足或超过门限的加速度事件(例如,峰值加速度事件)的中断。当加速度计数据是由加速度计提供的经采样的加速度测量结果时,处理器可以分析加速度测量结果并且基于接收到的加速度数据来做出确定。当加速度计数据

是由加速度计以信号形式发送的中断时,处理器可以分析该以信号形式发送的中断并且基于接收的中断的类型来做出确定。在框304中,处理器可以基于接收的加速度计数据来确定患者活动状态。例如,处理器可以基于接收的加速度计数据来确定患者的活动状态是休息的还是活动的(例如,当加速度计数据是加速度测量结果时,通过分析该加速度测量结果来确定患者的活动状态是休息的还是活动的,当加速度计数据是中断时,通过分析该中断来确定该中断是否以信号形式指示与休息或活动状态相关的加速度水平等)。可以基于接收的加速度测量结果(例如,加速度数据和/或中断信号),通过将接收的加速度测量结果与和休息状态和/或活动状态相关联的门限值进行比较来确定休息状态和/或活动状态。例如,虽然可能针对患者指示了一些加速度(例如,患者可能不完全静止),但是该加速度水平可能低于针对休息状态的门限值,并且仍然可以将患者的活动状态确定为休息状态。

[0039] 在确定框306中,处理器可以确定患者的活动状态是否指示休息状态。响应于确定患者的活动状态没有被指示为休息状态(即,确定框306=“否”),处理器可以在框302中继续接收加速度计数据。以这种方式,当患者处于活动状态时可以不激活脉搏血氧计,从而减少了脉搏血氧计的错误测量的机会并且减少了电源的消耗,这是因为当测量可能是错误的时,脉搏血氧计可能不被激活。

[0040] 响应于确定患者活动状态确实指示休息状态(即,确定框306=“是”),处理器可以在框307中打开脉搏血氧计。以此方式,当患者活动状态基于加速度计数据被指示为休息状态时,脉搏血氧计可以保持关闭,并仅从电源(例如纽扣电池)汲取电流。在框308中,处理器可以控制脉搏血氧计进行测量,例如脉搏速率测量、血氧测量等。以这种方式,脉搏血氧计可以仅在患者处于休息状态时被激活,并且脉搏血氧计测量结果更可能是准确的,由此通过限制脉搏血氧计活动来节省功率。在框309中,处理器可以关闭脉搏血氧计并通过接收另一加速度计数据块302来以循环方式执行方法300的操作。以这种方式,一旦进行了脉搏血氧计测量,则可以关闭脉搏血氧计以节省功率。

[0041] 图4示出了用于基于加速度计读数来指示脉搏血氧计读数的准确性的实施例方法400。在一个实施例中,方法400的操作可以由包括脉搏血氧计和加速度计的电子贴片(例如上述贴片106)的处理器来执行。如上所述,在框302中,处理器可以接收加速度计数据,并且在框304中,处理器可以基于接收的加速度计数据来确定患者活动状态。如上所述,在框308中,处理器可以控制脉搏血氧计进行测量,例如脉搏速率测量、血氧测量等。

[0042] 在框402中,处理器可以利用脉搏血氧计测量结果来指示患者活动状态。例如,所确定的患者活动状态(例如休息或活动状态)可以与存储器中的脉搏血氧计测量结果(例如测量结果数据库)相关联。在利用脉搏血氧计测量结果来指示患者活动状态时,处理器可以通过返回执行框302中的操作来循环地重复方法400。

[0043] 图5示出了用于基于由加速度计读数指示的患者活动状态来改变脉搏血氧计测量速率的实施例方法500。在一个实施例中,方法500的操作可以由包括脉搏血氧计和加速度计的电子贴片(例如上述贴片106)的处理器来执行。在框502中,处理器可以控制脉搏血氧计以测量速率进行测量,例如脉搏速率测量、血氧测量等。例如,测量速率可以是在存储器中指示的可变值(举例来说,采样速率,例如每分钟的测量),并且处理器可以根据测量速率来周期性地激活脉搏血氧计。如上所述,在框302中,处理器可以接收加速度计数据,并且在框304中,处理器可以基于接收的加速度计数据来确定患者活动状态。

[0044] 如上所述,在确定框306中,处理器可以确定患者活动状态是否是休息状态。响应于确定患者活动状态不是休息状态(即,确定框306=“否”),处理器可以在框504中将测量速率设置为默认水平。例如,默认水平可以是相对较高的测量速率,例如高采样速率。以这种方式,当患者不休息时,可以使用较高的相对采样率来更频繁地激活脉搏血氧计。处理器可以返回执行框502中的操作以将脉搏血氧计控制在默认水平的测量速率。

[0045] 响应于确定患者处于休息状态(即,确定框306=“是”),处理器可以在框506中将测量速率设置为休息水平。例如,休息水平可以是相对较低的测量速率,例如低采样速率。以这种方式,当患者休息时,脉搏血氧计可以获取较少的样本,节省电池电量。处理器可以返回执行框502中的操作以将脉搏血氧计控制在休息状态水平的测量速率。

[0046] 图6示出了用于基于加速度计读数将脉搏血氧计读数与患者活动状态对准的实施例方法600。在一个实施例中,方法600的操作可以由包括脉搏血氧计和加速度计的电子贴片(例如上述贴片106)的处理器执行。如上所述,在框302中,处理器可以接收加速度计数据,并且在框304中,处理器可以基于接收的加速度计数据确定患者活动状态。

[0047] 在确定框602中,处理器可以确定患者活动状态是否满足脉搏血氧计测量条件。在一个实施例中,患者活动状态可以与进行脉搏血氧计测量的指令相关。作为示例,进入休息状态的患者可能与进行脉搏血氧计测量相关,进入高活动状态的患者可能与进行脉搏血氧计测量相关,和/或达到最大或峰值活动率的患者可能是与进行脉搏血氧计测量相关。响应于确定患者活动状态不满足脉搏血氧计测量条件(即,确定框602=“否”),处理器可以执行框302中的操作,如上所述。响应于确定患者活动状态满足脉搏血氧计测量条件(即,确定框602=“是”),处理器可以控制脉搏血氧计在框308中进行测量,如上所述。

[0048] 图7示出了用于将心率增加与患者状态相关联的实施例方法700。在实施例中,方法700的操作可以由包括脉搏血氧计和加速度计的电子贴片(例如上述贴片106)的处理器执行。如上所述,在框308中,处理器可以控制脉搏血氧计进行测量,例如脉搏速率测量、血氧测量等。在框702中,处理器可以确定患者的脉搏速率是否已经增加。响应于确定脉搏速率尚未增加(即,确定框702=“否”),处理器可返回到执行框308中的操作。

[0049] 响应于确定脉搏率已经增加(即,确定框702=“是”),如上所述,处理器可以在框302中接收加速度计数据,并且在框304中基于所接收的加速度计数据来确定患者活动状态。

[0050] 在确定框704中,处理器可以确定患者的活动状态是否指示活动的状态。响应于确定患者活动状态不是活动的状态(即,确定框704=“否”),处理器可以在框706中指示脉搏速率增加是由压力引起的,并且返回到框308中控制脉搏血氧计。响应于确定患者处于活动的状态(即,确定框704=“是”),处理器可以指示脉搏率增加是由框708中的患者活动引起的,并返回到框308中控制脉搏血氧计。

[0051] 图8示出了用于基于由加速度计读数指示的患者活动状态来控制脉搏血氧计的实施例方法800。在一个实施例中,方法800的操作可以由包括脉搏血氧计和加速度计的电子贴片(例如上述贴片106)的处理器来执行。在框802中,处理器可以被通电。例如,可以将电子贴片可以从包装中移除并将其应用于患者,导致该电子贴片的处理器被通电。

[0052] 在框804中,处理器可以重置和开始测量周期倒计时定时器。测量周期倒计时定时器可以是由处理器监测的倒计时定时器,其可以被设置为在执行脉搏血氧计测量之间要等

待的最小时间。可以将在执行脉搏血氧计测量之间要等待的最小时间设置为任何时间值，例如小于30分钟、30分钟、大于30分钟等，并且可以基于患者医疗状况或任何其他因素而变化。

[0053] 在确定框806中，处理器可以确定测量周期倒计时定时器是否已到期。响应于确定测量周期倒计时定时器尚未到期（即，确定框806=“是”），处理器可继续监测测量周期倒计时定时器的状态，并继续在确定框806中确定测量周期倒计时定时器是否已到期。

[0054] 响应于确定测量时段倒计时定时器已到期（即，确定框806=“是”），处理器可以在框808中重置并启动测量窗口倒计时定时器。测量窗口倒计时定时器可以是由处理器监测的倒计时定时器，其可以被设置为等待患者进入休息状态以执行脉搏血氧计测量的最大时间。测量窗口倒计时定时器可以提供在患者休息状态期间尝试进行更准确的脉搏血氧计测量的最大等待时间。在测量窗口倒计时定时器到期之后，处理器可以默认进行脉搏血氧计测量，而无论当前患者活动状态如何。以这种方式，无论患者活动状态如何，在不进行脉搏血氧计测量读数的情况下，可能不会超过等于测量周期倒定时器加上测量窗口倒计时定时器的总时间段。可以将在患者休息状态期间尝试进行更准确的脉搏血氧计测量的最大等待时间设置为任何时间值，例如小于10分钟、10分钟、大于10分钟等，并且可以基于患者医疗条件或任何其他因素而变化。在等待时间之后，处理器将默认进行脉搏血氧计测量，无论当前患者活动状态如何。

[0055] 在框302和框304中，处理器可以执行上面参考图3描述的方法300中的相同编号的框的操作，以接收加速度计数据并确定患者活动状态。在确定框808中，处理器可以确定测量窗口倒计时定时器是否已经到期。响应于确定测量窗口倒计时定时器尚未到期（即，确定框808=“否”），处理器可以在确定框306中确定患者活动状态是否指示休息状态，如上文参考图3所描述的。

[0056] 响应于确定患者不处于休息状态（即，确定框306=“否”），处理器可以在框302中再次接收加速度计数据，并且在框304中确定患者活动状态。

[0057] 响应于确定患者处于休息状态（即，确定框306=“是”），或响应于确定测量窗口倒计时定时器已经到期（即，确定框808=“是”），处理器可以在框307中打开脉搏血氧计，在框308中进行测量，并且在框309中关闭脉搏血氧计，如参考图3所描述的。以这种方式，当患者活动状态是休息状态、或者超过最大等待时间而无论患者活动状态如何时，可以激活脉搏血氧计以进行测量，从而通过在测量可能是准确的时或需要打开脉搏血氧计以免错过测量窗口时仅打开脉搏血氧计进行测量来节省电池使用时长。在框402中，处理器可以利用脉搏血氧计测量结果来指示患者活动状态，如参考图4所描述的。处理器可以通过在框804中重置并启动测量周期倒计时定时器来循环地执行方法800。以这种方式，脉搏血氧计可以仅周期性地打开以进行测量，并从而节省电池使用时长。

[0058] 实施例贴片可以被配置为向各种计算设备中的任一个发送数据。例如，图9示出了适用于各种实施例的计算设备900。计算设备900可以交换来自上述电子贴片的数据，并且可以执行上述方法300、400、500、600、700、和/或800的操作中的一个或多个。例如，可以将加速度计和/或脉搏血氧计测量值发送到计算设备900，并且可以将脉搏血氧计控制信号从计算设备900发送到电子贴片。

[0059] 在各种实施例中，计算设备900可以包括耦合到触摸屏控制器804和内部存储器

902的处理器901。处理器901可以是指定用于一般或特定处理任务的一个或多个多核IC。内部存储器902可以是易失性或非易失性存储器,并且还可以是安全的和/或加密的存储器、或不安全的和/或未加密的存储器、或其任意组合。触摸屏控制器904和处理器901还可以耦合到触摸屏面板912,所述触摸屏面板912例如电阻感测触摸屏、电容感测触摸屏、红外感测触摸屏等。计算设备900可以具有彼此耦合和/或耦合到处理器901的一个或多个无线信号收发机908(例如, Peanut®、Bluetooth®、Zigbee®、Wi-Fi、RF、蜂窝等)和天线910,以用于发送和接收。收发机908和天线910可以与上述电路一起使用以实现各种无线传输协议栈和接口。计算设备900可以包括蜂窝网络无线调制解调器芯片916,其使得能够经由蜂窝网络(例如eMBMS网络)进行通信,并且耦合到处理器。计算设备900可以包括耦合到处理器901的外围设备连接接口918。外围设备连接接口918可以被单独配置为接受一种类型的连接,或者被配置为接受各种类型的物理和通信连接,无论是公共的还是专有的,例如USB、FireWire、Thunderbolt或PCIe。外围设备连接接口918还可以耦合到类似配置的外围设备连接端口(未示出)。计算设备900还可以包括用于提供音频输出的扬声器914。计算设备900还可以包括由塑料、金属或材料的组合构成的壳体920,以用于容纳本文中所讨论的所有或一些组件。计算设备900可以包括耦合到处理器901的电源922,其例如一次性或可充电电池。可充电电池还可以耦合到外围设备连接端口以从计算设备900外部的源接收充电电流。

[0060] 适于在各种实施例中使用的计算设备的处理器可以是任何可编程微处理器、微计算机或多个处理器芯片或芯片,其可以由软件指令(应用)配置以执行各种功能(包括如上所述的各种实施例的功能)。在各种设备中,可以提供多个处理器,诸如专用于无线通信功能的一个处理器和专用于运行其他应用的一个处理器。通常,在软件被访问并加载到处理器之前其可以存储在内部存储器中。处理器可以包括足以存储应用软件指令的内部存储器。在许多设备中,内部存储器可以是易失性或非易失性存储器(例如闪存)或两者的混合。出于本说明书的目的,对存储器的一般引用是指可由处理器访问的存储器,包括插入到各种设备中的内部存储器或可移动存储器以及处理器内的存储器。

[0061] 此外,本领域技术人员将理解,上述方法描述和过程流程图仅是作为说明性示例而被提供的,并且不旨在要求或暗示各种实施例的步骤必须以所呈现的顺序来执行。如本领域技术人员将理解的,前述实施例中的步骤的顺序可以以任何顺序来执行。诸如“之后”、“随后”、“下一个”等词语并不旨在限制步骤的顺序;这些词语仅用于贯穿对方法的描述来引导读者。此外,以单数形式对权利要求要素的任何引用(例如,使用冠词“一”、“一个”或“所述”),不应被解释为将该要素限制为单数。

[0062] 结合本文中公开的实施例来描述的各种示例性的逻辑框、模块、电路和算法步骤均可以实现成电子硬件、计算机软件或二者的组合。为了清楚地表示硬件和软件之间的这种可交换性,上面对各种示例性的组件、框、模块、电路和步骤均围绕其功能进行了总体描述。至于这种功能是实现成硬件还是实现成软件,取决于具体的应用和对整个系统所施加的设计约束条件。熟练的技术人员可以针对每个具体应用,以变通的方式实现所描述的功能,但是,这种实现决策不应解释为导致背离实施例的保护范围。

[0063] 可以利用被设计为执行本文中所描述功能的通用处理器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)或其它可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件或者其任意组合,来实现或执行结合本文公开的实施例所描述

的、用于实现各种示例性逻辑单元、逻辑框、模块和电路的硬件。通用处理器可以是微处理器,或者,该处理器也可以是任何常规的处理器、控制器、微控制器或者状态机。处理器还可以实现为计算设备的组合,例如,DSP和微处理器的组合、多个微处理器、一个或多个微处理器与DSP内核的结合,或者任何其它此种结构。或者,一些步骤或方法可以由特定于给定功能的电路来执行。

[0064] 各种实施例中的功能可以以硬件、软件、固件或其任意组合来实现。如果以软件来实现,则可以将所述功能可以作为一个或多个处理器可执行指令或代码存储在非暂时性计算机可读介质或非暂时性处理器可读介质上。本文所公开的方法或算法的步骤可以体现在可以驻留在非暂时性计算机可读或处理器可读存储介质上的处理器可执行软件模块中。非暂时性计算机可读或处理器可读存储介质可以是可由计算机或处理器访问的任何存储介质。通过示例而非限制的方式,这种非暂时性计算机可读或处理器可读介质可以包括RAM、ROM、EEPROM、闪存、CD-ROM或其他光盘存储器、磁盘存储器或其他磁存储设备、或者可以用于以指令或数据结构形式存储期望的程序代码并且可以由计算机访问的任何其它介质。如本文中所使用的,磁盘和光盘包括压缩光盘(CD)、激光光盘、光盘、数字通用光盘(DVD)、软盘和蓝光光盘,其中磁盘通常磁性地复制数据,而光盘则使用激光来光学地复制数据。上述的组合也包括在非暂时性计算机可读和处理器可读介质的范围内。另外,方法或算法的操作可以作为代码和/或指令的一个或任何组合或集合驻留在非暂时性处理器可读介质和/或计算机可读介质上,可以将其并入计算机程序产品。

[0065] 为使本领域任何技术人员能够进行或使用本发明,提供对所公开的实施例的先前描述。对于本领域技术人员而言,对这些实施例的各种修改将是显而易见的,并且在不脱离本发明的精神或范围的情况下,本文定义的一般原理可以应用于其他实施例。因此,本发明并不旨在限于本文中所显示的实施例,而是要符合与所附权利要求以及本文公开的原理和新颖性特征相一致的最宽范围。

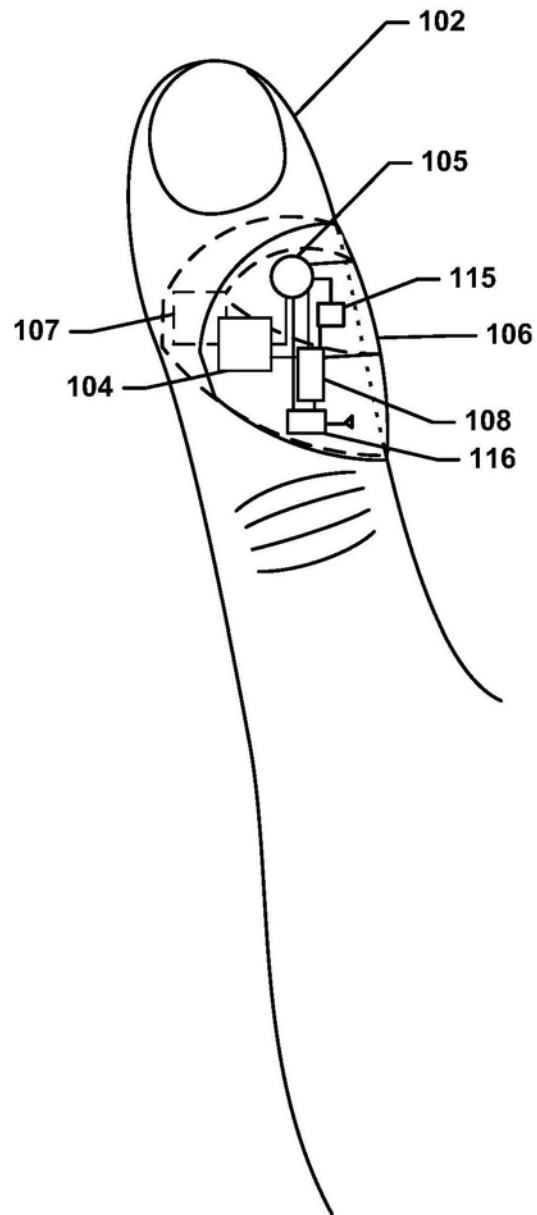


图1

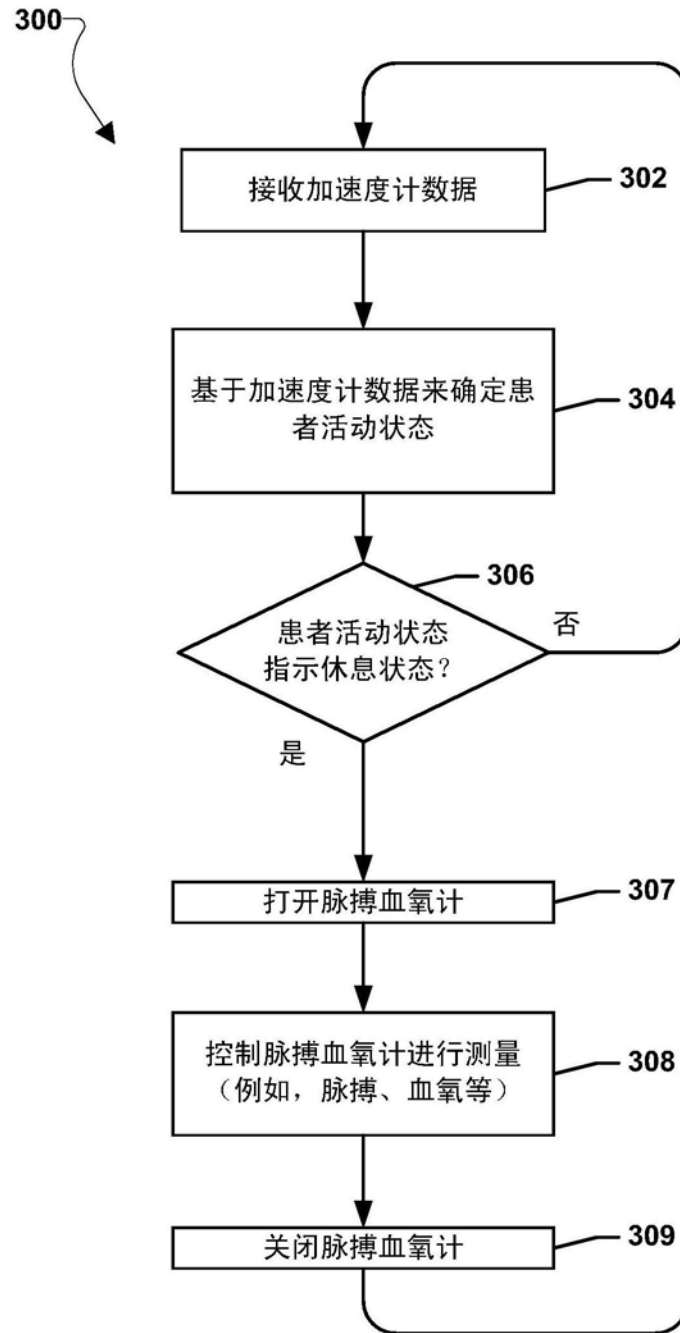


图3

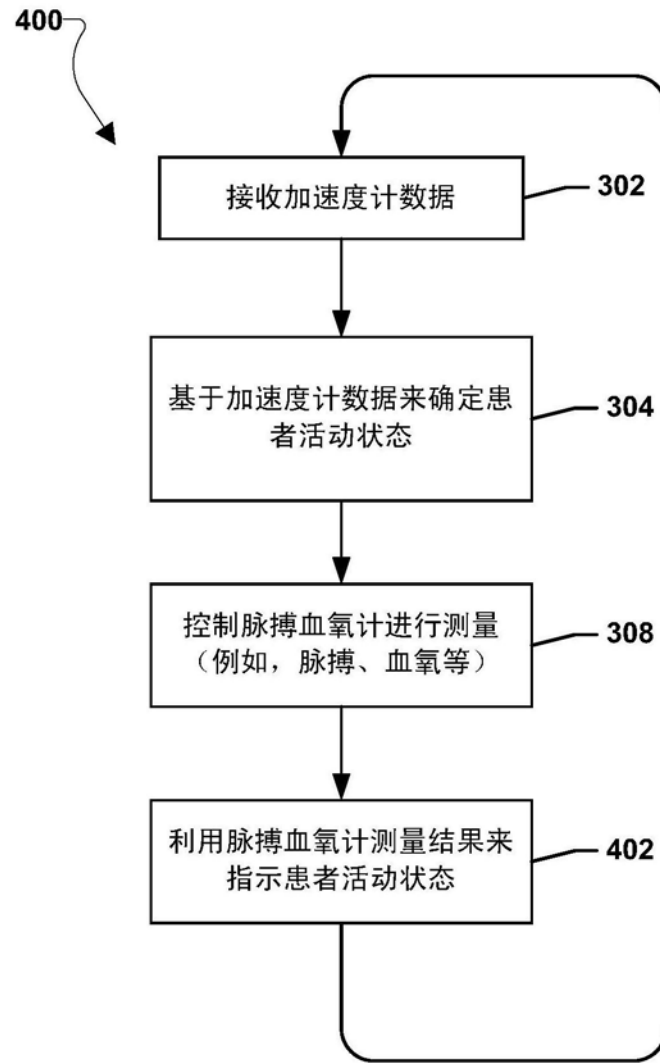


图4

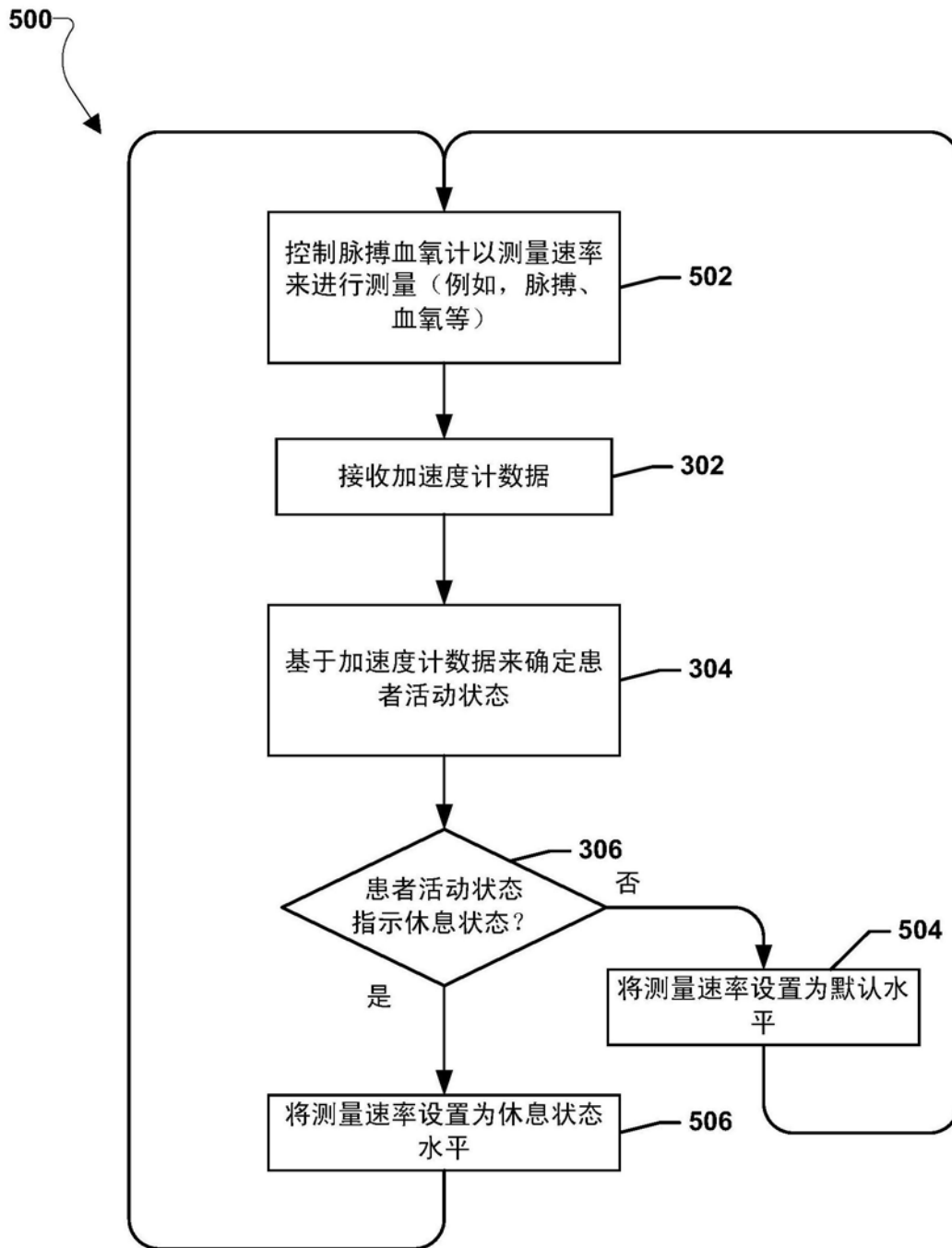


图5

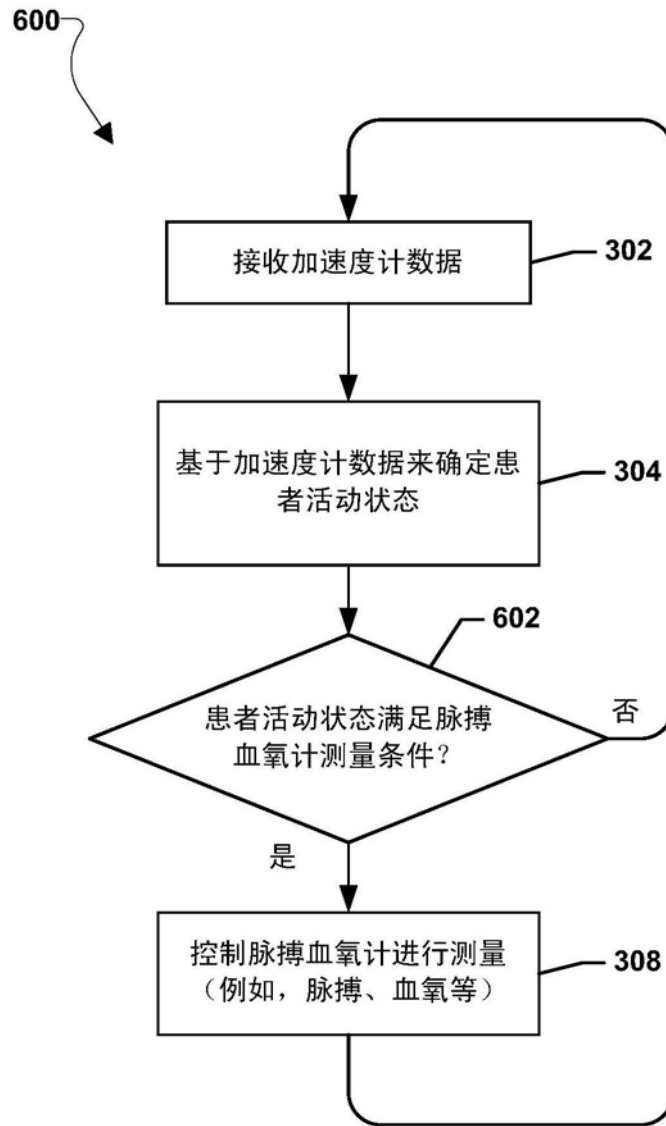


图6

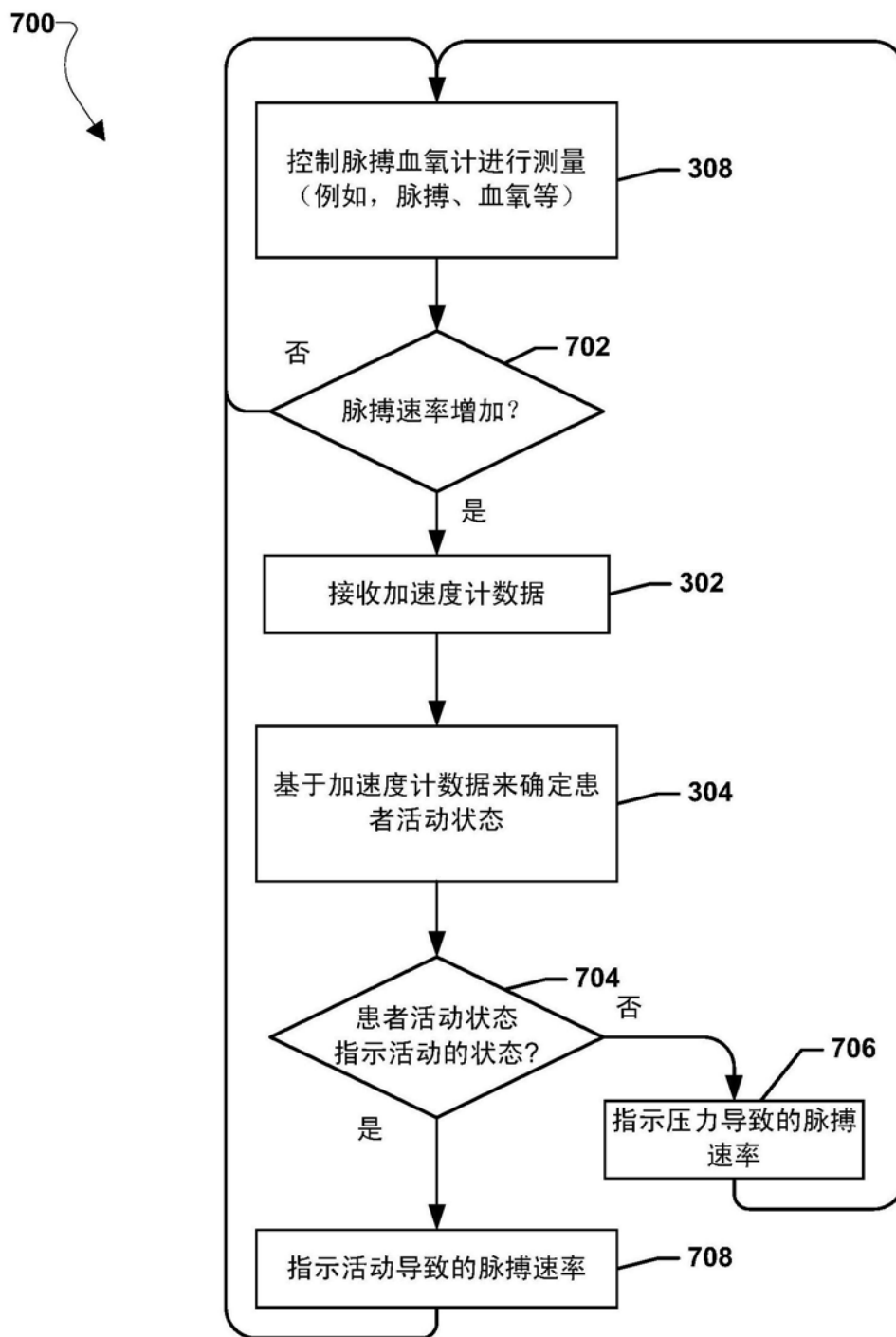


图7

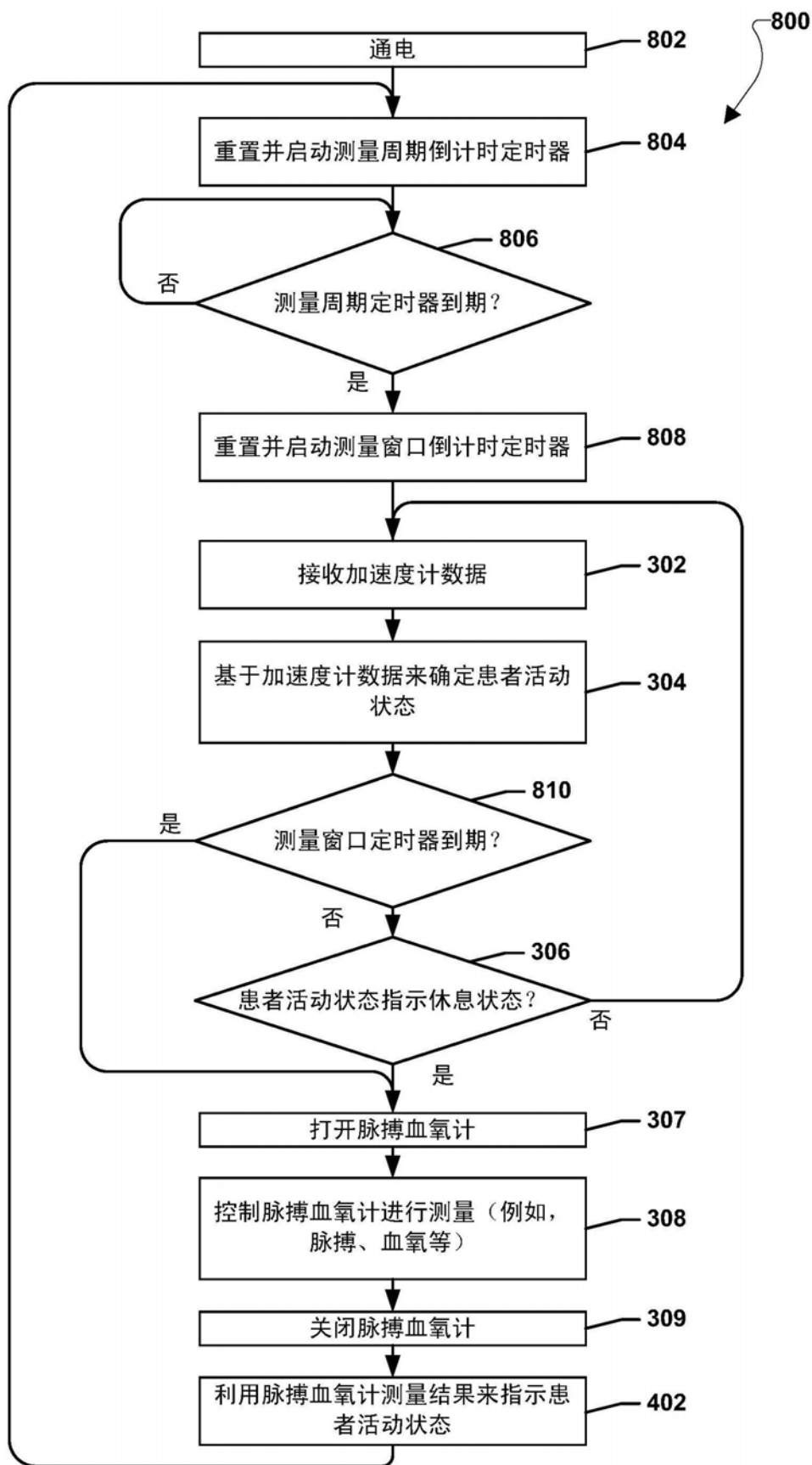


图8

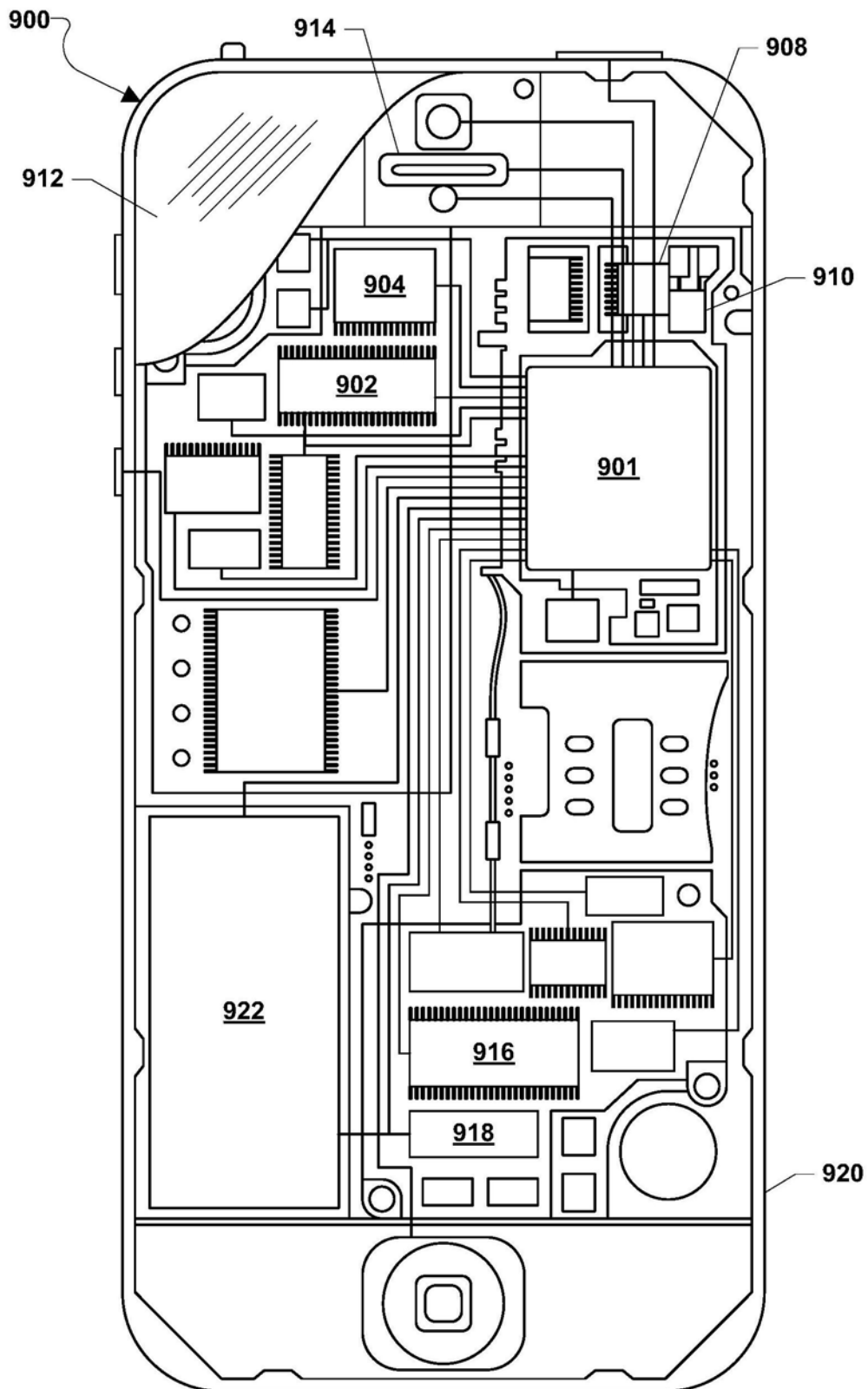


图9