(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107106023 A
(43)申请公布日 2017.08.29

(21)申请号 201580062381.9

(22)申请日 2015.11.12

(30)优先权数据
14/549,167 2014.11.20 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.05.17

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2015/060273 2015.11.12

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2016/081262 EN 2016.05.26

(71)申请人 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 邬少俊 王英

(51)Int.Cl.
A61B 5/00(2006.01)
A61B 5/0205(2006.01)
A61B 5/1455(2006.01)

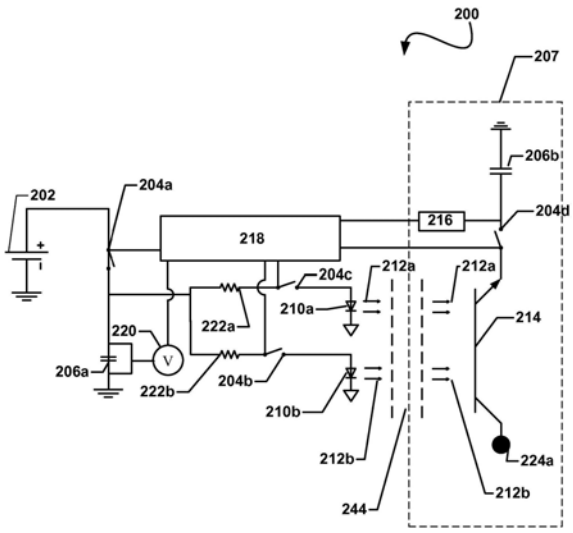
权利要求书4页 说明书12页 附图10页

(54)发明名称

允许能够确定血属性的设备的低电流操作的电路

(57)摘要

各种实施例的系统、方法和设备提供能够至少部分地基于对由接收器电路接收的光量的测量来确定血属性的设备，其中利用低电压电源给电容器充电并间歇地通过发光二极管使电容器放电而使所述接收器电路具有有限电流容量。在一些实施例中，所述设备可以是能够获取血氧读数的脉搏血氧计。在一些实施例中，所述设备可以是用于基于穿过组织的光量来确定心率的心率监测器。各种实施例可以使脉搏血氧计和/或心率监测器能够合并到小的不显眼的身体贴片中，同时使脉搏血氧计能够根据与小钮扣电池或印刷电池的功率输出相等的功率输出进行操作。



CN 107106023 A

1.一种设备,包括:

电容器,其被配置为由低电压电源充电;

至少一个发光二极管(LED),其由开关连接到所述电容器;

接收器电路,其被配置为在由所述至少一个LED发射的光穿过患者的组织之后对所述光进行测量;以及

处理器,其连接到所述开关和接收器电路,其中所述处理器被配置有处理器可执行指令以执行操作,所述操作包括:

控制所述开关以将电荷从所述电容器提供到所述至少一个LED以使所述至少一个LED发射光;

控制所述开关以将所述电容器与所述至少一个LED隔离以使所述至少一个LED在一段时间之后停止发射光;

测量由所述接收器电路在该段时间之后接收的光量;以及

至少部分地基于对由所述接收器电路接收的所述光量的测量来确定血属性。

2.如权利要求1所述的设备,其中所述处理器被配置有处理器可执行指令以执行操作,使得至少部分地基于对由所述接收器电路接收的所述光量的测量来确定血属性包括:至少部分地基于对由所述接收器电路接收的所述光量的测量来确定心率。

3.如权利要求1所述的设备,其中所述处理器被配置有处理器可执行指令以执行操作,使得至少部分地基于对由所述接收器电路接收的所述光量的测量来确定血属性包括:至少部分地基于对由所述接收器电路接收的所述光量的测量来确定血氧水平。

4.如权利要求3所述的设备,其中所述处理器被配置有处理器可执行指令以执行操作,所述操作还包括:

确定所述电容器何时由所述低电压电源充电到预定电压;以及

控制所述开关以将电荷从所述电容器提供到所述至少一个LED以响应于确定所述电容器由所述低电压电源充电到预定电压而使所述至少一个LED发射光。

5.如权利要求3所述的设备,其中所述处理器被配置有处理器可执行指令以执行操作,所述操作还包括:

确定何时到了执行测量的时间;以及

控制所述开关以将电荷从所述电容器提供到所述至少一个LED以响应于确定到了执行测量的时间而使所述至少一个LED发射光。

6.如权利要求5所述的设备,其中所述处理器被配置有处理器可执行指令以执行操作,使得:

至少部分地基于所测量的由所述接收器电路接收的光量来确定血氧水平包括:至少部分地基于所测量的由所述接收器电路接收的光量来确定血氧水平和脉搏波形测量;以及

确定何时到了执行测量的时间包括:预测所述患者的脉搏最大值和脉搏最小值中的至少一个。

7.如权利要求6所述的设备,其中所述处理器被配置有处理器可执行指令以执行操作,使得预测所述患者的脉搏最大值和脉搏最小值中的至少一个包括:

重复地控制所述开关以将电荷从所述电容器提供到所述至少一个LED以使所述至少一个LED发射光,控制所述开关以将所述电容器与所述至少一个LED隔离以使所述至少一个

LED在该段时间之后停止发射光，以及测量由所述接收器电路在该段时间之后接收的光量以便以初始采样率进行一组脉搏测量；

基于所采样的脉搏曲线的导数估计来确定所述一组脉搏测量的所采样的脉搏曲线的局部最大值；

基于所述一组脉搏测量的所采样的脉搏曲线的所确定的局部最大值来确定脉搏率和定时；以及

基于所确定的脉搏率和定时以及所确定的局部最大值来确定脉搏最大值的时间和脉搏最小值的时间。

8.如权利要求7所述的设备，其中所述处理器被配置有处理器可执行指令以执行操作，使得确定何时到了执行测量的时间包括预测所述患者的脉搏最大值和脉搏最小值中的至少一个，预测所述患者的脉搏最大值和脉搏最小值中的至少一个还包括：

确定在所确定的所述脉搏最大值的时间进行的一组脉搏测量的所采样的脉搏曲线的导数估计；以及

基于在所确定的所述脉搏最大值的时间进行的所述一组脉搏测量的所采样的脉搏曲线的所确定的导数估计来调节所确定的所述脉搏最大值的时间与所确定的所述脉搏最小值的时间之间的时间延迟。

9.如权利要求3所述的设备，其中所述至少一个LED是两个不同的LED，并且其中所述两个不同的LED各自发射不同波长的光。

10.如权利要求9所述的设备，其中所述两个LED包括一个红色LED和一个红外LED。

11.如权利要求1所述的设备，其中所述低电压源是钮扣电池或印刷电池。

12.一种测量患者的血属性的方法，包括：

利用低电压电源给电容器充电；

将所述电容器连接到被放置为将光传送到所述患者的组织中的发光二极管(LED)；

测量穿过所述患者的所述组织的光量；以及

至少部分地基于对所述光量的测量来确定血属性。

13.如权利要求12所述的方法，其中至少部分地基于对所述光量的测量来确定血属性包括：至少部分地基于对所述光量的测量来确定心率。

14.如权利要求12所述的方法，其中至少部分地基于对所述光量的测量来确定血属性包括：至少部分地基于对所述光量的测量来确定血氧水平。

15.如权利要求14所述的方法，还包括：

确定所述电容器何时由所述低电压电源充电到预定电压；

响应于确定所述电容器由所述低电压电源充电到预定电压而使所述电容器与所述低电压电源断开；以及

响应于确定所述电容器由所述低电压电源充电到预定电压而将所述电容器连接到设置成将光传送到所述患者的组织中的发光二极管(LED)。

16.如权利要求14所述的方法，还包括：

确定何时到了执行测量的时间；以及

响应于确定到了执行测量的时间而将所述电容器连接到设置成将光传送到所述患者的组织中的发光二极管(LED)。

17.如权利要求16所述的方法,其中:

至少部分地基于对所述光量的测量来确定血氧水平包括:至少部分地基于对所述光量的测量来确定血氧水平和脉搏波形测量;以及

确定何时到了执行测量的时间包括:预测所述患者的脉搏最大值和脉搏最小值中的至少一个。

18.如权利要求17所述的方法,其中预测所述患者的脉搏最大值和脉搏最小值中的至少一个包括:

重复地将电荷从所述电容器提供到所述LED以使所述LED发射光,将所述电容器与所述LED隔离以使所述LED在一段时间之后停止发射光,以及测量在该段时间之后接收的光量以便以初始采样率进行一组脉搏测量;

基于所采样的脉搏曲线的导数估计来确定所述一组脉搏测量的所采样的脉搏曲线的局部最大值;

基于所述一组脉搏测量的所采样的脉搏曲线的所确定的局部最大值来确定脉搏率和定时;以及

基于所确定的脉搏率和定时以及所确定的局部最大值来确定脉搏最大值的时间和脉搏最小值的时间。

19.如权利要求18所述的方法,其中预测所述患者的脉搏最大值和脉搏最小值中的至少一个还包括:

确定在所确定的所述脉搏最大值的时间进行的一组脉搏测量的所采样的脉搏曲线的导数估计;以及

基于在所确定的所述脉搏最大值的时间进行的所述一组脉搏测量的所采样的脉搏曲线的所确定的导数估计来调节所确定的所述脉搏最大值的时间与所确定的所述脉搏最小值的时间之间的时间延迟。

20.如权利要求12所述的方法,其中所述低电压源是钮扣电池或印刷电池。

21.一种设备,包括:

用于利用低电压电源给电容器充电的装置;

用于将所述电容器连接到设置成将光传送到所述患者的组织中的发光二极管(LED)的装置;

用于测量穿过所述患者的所述组织的光量的装置;以及

用于至少部分地基于对所述光量的测量来确定血属性的装置。

22.如权利要求21所述的设备,其中用于至少部分地基于对所述光量的测量来确定血属性的装置包括:用于至少部分地基于对所述光量的测量来确定心率的装置。

23.如权利要求21所述的设备,其中用于至少部分地基于对所述光量的测量来确定血属性的装置包括:用于至少部分地基于对所述光量的测量来确定血氧水平的装置。

24.如权利要求23所述的设备,还包括:

用于确定所述电容器何时由所述低电压电源充电到预定电压的装置;以及

用于响应于确定所述电容器由所述低电压电源充电到预定电压而将所述电容器连接到设置成将光传送到所述患者的组织中的发光二极管(LED)的装置。

25.如权利要求23所述的设备,还包括:

用于确定何时到了执行测量的时间的装置;以及

用于响应于确定到了执行测量的时间而将所述电容器连接到设置成将光传送到所述患者的组织中的发光二极管(LED)的装置。

26.如权利要求25所述的设备,其中:

用于至少部分地基于对所述光量的测量来确定血氧水平的装置包括:用于至少部分地基于对所述光量的测量来确定血氧水平和脉搏波形测量的装置;以及

用于确定何时到了执行测量的时间的装置包括:用于预测所述患者的脉搏最大值和脉搏最小值中的至少一个的装置。

27.如权利要求26所述的设备,其中用于预测所述患者的脉搏最大值和脉搏最小值中的至少一个的装置包括:

用于重复地将电荷从所述电容器提供到所述LED以使所述LED发射光、将所述电容器与所述LED隔离以使所述LED在一段时间之后停止发射光以及测量在该段时间之后接收的光量以便以初始采样率进行一组脉搏测量的装置;

用于基于所采样的脉搏曲线的导数估计来确定所述一组脉搏测量的所采样的脉搏曲线的局部最大值的装置;

用于基于所述一组脉搏测量的所采样的脉搏曲线的所确定的局部最大值来确定脉搏率和定时的装置;以及

用于基于所确定的脉搏率和定时以及所确定的局部最大值来确定脉搏最大值的时间和脉搏最小值的时间的装置。

28.如权利要求27所述的设备,其中用于预测所述患者的脉搏最大值和脉搏最小值中的至少一个的装置还包括:

用于确定在所确定的所述脉搏最大值的时间进行的一组脉搏测量的所采样的脉搏曲线的导数估计的装置;以及

用于基于在所确定的所述脉搏最大值的时间进行的所述一组脉搏测量的所采样的脉搏曲线的所确定的导数估计来调节所确定的所述脉搏最大值的时间与所确定的所述脉搏最小值的时间之间的时间延迟的装置。

29.如权利要求21所述的设备,其中所述低电压源是钮扣电池或印刷电池。

30.一种非暂时性处理器可读介质,其具有存储在其上的处理器可执行指令,所述处理器可执行指令被配置为使处理器执行操作,所述操作包括:

利用低电压电源给电容器充电;

将所述电容器连接到设置成将光传送到患者的组织中的发光二极管(LED);

测量穿过所述患者的所述组织的光量;以及

至少部分地基于对所述光量的测量来确定血属性。

允许能够确定血属性的设备的低电流操作的电路

背景技术

[0001] 利用远程监测患者状态的能力来连续监测生命体征是正在发展的领域，并且将多个测量能力合并到可由患者一次佩戴多天的单个小的不显眼的贴片(即，身体佩戴的贴片)内的能力是合乎需要的特征。一个这样的测量是常常由脉搏血氧计实现的血氧浓度。然而，当前的脉搏血氧计设计并不有利于由诸如小钮扣电池(small coin cell battery)的超低功率源来供电，并且因此不适合于合并到身体佩戴的贴片中。

发明内容

[0002] 各方面的系统、方法和设备提供能够至少部分地基于对由接收器电路接收的光量的测量来确定血属性(例如获取血氧和/或脉搏读数)同时由具有有限电流容量的电源供电的设备。各方面可使诸如脉搏血氧计或心脏监测器的设备能够合并到小的不显眼的身体贴片中，同时使所述设备能够由等效于小钮扣电池或印刷电池的电流源供电。在示例性设备中，小钮扣电池或印刷电池可以用于给电容器充电。当电容器达到预定电压时，电池/充电电路可以与电容器断开，并且电可以被允许从电容器流到发光二极管(LED)。由于LED不再需要由恒定电流驱动，因此这种技术可以消除对于恒定电流和/或在设备中的高功率源的需求。在一些示例性系统、方法和设备中，设备可以是能够进行心率测量同时由具有有限的电流容量的电源供电的心率监测器。在一些示例性系统、方法和设备中，设备可以是能够进行血氧测量同时由具有有限的电流容量的电源供电的脉搏血氧计监测器。

[0003] 在示例性设备中，光电检测器可以通过LED与电容器的放电紧密地同步。光电检测器的输出可以连接到积分电容器。就在充电电容器连接到LED以使LED导通之前，可以使积分电容器放电。当LED导通时，由LED发射的光子的一部分可以由光电检测器检测，所述光电检测器可以将这些检测到的光子转换成由积分电容器积分(即，存储)的电流。当LED截止时，设备的微处理器可以测量存储在积分电容器中的电压以确定光电检测器的输出，其可以转换成LED信号幅度或用于计算血氧浓度。最小化在使积分电容器放电与使LED导通之间的时间以及还有在使LED截止与获取积分电容器的电压读数之间的时间可以使由电路检测到的环境光量最小化并提高电路的整体性能。

[0004] 在一个方面中，电流需求进一步由进行测量以与患者的脉博周期中的期望点重合以便使电路被通电以获取样本的时间量最小化时的定时限制。为了与脉博周期同步，可以在短时间量(例如一秒)内使用LED获取多个初步样本。这些样本可以足够频繁以跨越完整的脉博周期，而不考虑患者的当前心率。在另一方面中，可以获取样本使得不在一个脉博周期内获取全组读数。在小于完整的脉博周期内获取样本可以增加得到初始读数所需的时间，同时减小在钮扣电池或印刷电池上的电流消耗。使用来自初步样本的测量，设备的微处理器可以通过观察测量值中的变化来计算患者的心率和定时。处理器可以使用所计算的值来预测随后的脉搏最大值和最小值，并激活电路以获取在脉博周期或波形中的那些点处的读数。可接着在每个随后的脉博周期或波形上获取最小数量的读数。例如，可以限制读数，使得获取刚好足够的读数以确保读数保持与脉搏波形的最大值和最小值部分的同步。如果

患者的心率发生变化，则微处理器可以调节伴随的脉博最大值和最小值的预测定时。如果必要，处理器可以通过获取全秒值样本(full second's worth of samples)来与心率重新同步并使用那些样本来重新计算脉搏最大值和最小值的定时。

附图说明

[0005] 并入本文并构成本说明书的部分的附图示出了本公开的教导的示例性实施例，并与以上给出的概括性描述和以下给出的详细描述一起用来解释本公开的特征。

[0006] 图1是示出用于配置为使电流消耗最小化的设备(例如，脉搏血氧计或心率监测器)的第一实施例电路的电路图。

[0007] 图2是示出用于配置为使电流消耗最小化的设备(例如，脉搏血氧计或心率监测器)的第二实施例电路的电路图。

[0008] 图3是示出用于配置为使电流消耗最小化的设备(例如，脉搏血氧计或心率监测器)的第三实施例电路的电路图。

[0009] 图4是示出锁定过程和随后的脉搏测量的样本心率曲线图。

[0010] 图5A是示出用于执行锁定过程的实施例方法的过程流程图。

[0011] 图5B是示出用于基于由心率监测器接收的光量来确定心率的实施例方法的过程流程图。

[0012] 图6是示出根据实施例的采样率调节的样本心率曲线图。

[0013] 图7是示出根据实施例的另一采样率调节的样本心率曲线图。

[0014] 图8是示出实施例采样率调节过程的过程流程图。

[0015] 图9是示出包括放置在患者上的脉搏血氧计或心率监测器的实施例电子贴片的示图。

具体实施方式

[0016] 将参考附图详细地描述各种实施例。只要可能，相同的参考标记将在全部附图中用于表示相同或相似的部分。对特定例子和实施方式的参考是出于举例说明的目的，并不旨在限制本发明或权利要求的范围。

[0017] 词语“示例性”在本文中用于表示“用作例子、实例或例证”。在本文中被描述为“示例性”的任何实施方式并不一定被解释为相对于其它实施方式是优选的或有利的。

[0018] 脉搏血氧计监测在血流中的氧水平。脉搏血氧计通常通过发出两个不同波长的光穿过身体部分并测量在两个不同波长处的原始光和所接收的光的幅度上的相对差异来进行操作。例如，一个波长可以是红色的，而另一波长是红外的。具有较低水平的氧的血液可倾向于吸收较少的红外光和较多的红光。或者，具有较高水平的氧的血液可倾向于吸收较多的红外光和较少的红光。因此，适当校准的脉搏血氧计可以通过发射红色和红外波长的光并在光穿过身体部分(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。

[0019] 脉搏血氧计需要电源向光源(例如，发光二极管或LED)提供电流。一种解决方案是向LED连续地提供功率，使得它们总是导通且脉搏血氧计不断地收集数据。一个示例性设计是使用高精度电流吸收器来控制以压控源驱动的LED的脉搏血氧计。这些电流脉搏血氧计

设计通常消耗相当大量的升压功率。然而，可能不能够提供足以给脉搏血氧计的LED供电的连续功率的较低功率源可以比高功率源更廉价和更有效，并因此可以对在脉搏血氧计中使用是优选的。而且，向LED连续提供功率可能不十分适合于合并到身体佩戴的贴片中，因为高电流消耗需要与贴片形状因子不兼容的较大电池。例如，典型的LED驱动电流水平是大约10mA，而典型的钮扣电池被限于大约6mA的最大电流消耗。

[0020] 各种实施例包括能够基于低电压和/或电流电源(例如，钮扣电池或印刷电池)来进行操作的设备，其可以是脉搏血氧计或心率监测器。钮扣电池或印刷电池可以是不能供应高连续电流的低电流电源。例如，与可以连续供应0.5电流(即，电池额定容量的0.5倍，使得70mA电池可以供应35mA两个小时)的锂离子电池相比，钮扣电池只可以在短时间内供应相对小的电流(通常在几秒内供应大约6mA)。各种实施例的系统、方法和设备提供能够进行心率测量同时由具有有限电流容量的电源(例如，钮扣电池或印刷电池)供电的心率监测器。

[0021] 各种实施例的系统、方法和设备包括诸如能够获取血氧读数的脉搏血氧计或能够监测心跳的心率监测器的设备，其中在消耗有限电流的同时进行测量。各种实施例可以使设备(例如，脉搏血氧计)能够合并到小的不显眼的身体贴片中，同时使设备能够在等效于小钮扣电池或印刷电池的电压和电流约束内操作。在实施例脉搏血氧计中，小钮扣电池或印刷电池可以给电容器充电(在本文中有时被称为“充电电容器”)。当充电电容器达到预定电压时，它可以(例如，经由开关)与电池/充电电路断开，并(例如，经由开关)连接到LED，使得所存储的电荷可以从电容器流过LED，使其短暂地照亮。充电电容器可在连接到LED之前与电池/充电电路断开。为了测量氧浓度，可以通过使用光电检测器以将光子转换成电流来测量通过患者的组织透射的光。在实施例中，可以使用第二电容器(在本文中有时被称为“积分电容器”)在LED照明期间对光电检测器的输出进行累积或积分。因此，使用在充电电容器中存储的功率周期性地激活照明LED，并同时使用耦合到积分电容器的光电检测器进行测量。由于LED不再需要由恒定电流驱动，因此这种技术可消除对于恒定电流和/或脉搏血氧计中的高功率源的需求。此外，周期性操作减小从电池消耗的功率量，在由电池供电时延长电路的操作寿命。另外，在较长的时间内消耗较低的电流增加很多电池的功率效率，进一步有助于使钮扣电池或印刷电池成为脉搏血氧计的可行电源。

[0022] 在实施例脉搏血氧计中，由光电检测器对光进行的测量也可以与LED的闪光且因此与充电电容器与LED的连接紧密同步。例如，光电检测器可以连接到积分电容器以刚好在LED发光之前开始其输出信号的积分。然后，光电检测器可以与积分电容器断开以刚好在LED截止之前停止积分。脉搏血氧计的微处理器可以控制将充电电容器连接到LED并将积分电容器连接到光电检测器的开关的致动。微处理器可以通过测量积分电容器的电压来测量光电检测器的输出。在实施例中，积分电容器的电压可转换成LED信号幅度。限制光电检测器测量输入的时间可以使环境光检测最小化，导致更准确的测量。

[0023] 在实施例中，可以通过使所进行的测量最小化来进一步限制由脉搏血氧计消耗的电流。这可以通过使测量与患者的脉搏周期(也被称为脉搏波形)同步且只在特定的兴趣点处，例如在最大血流的点(“脉搏最大值”)处和在最小血流的点(“脉搏最小值”)处，进行测量来实现。为了实现这样的同步，脉搏血氧计的处理器可以执行同步例程，其中在短时间段(例如1秒)内获取多个初步样本。所述短时间段(例如1秒)可以是被选择来增加至少一个全

脉搏周期将出现同时获取多个初步样本的可能性的时长。可以足够频繁地进行采取以提供脉搏周期的足够的分辨率而不考虑患者的心率。脉搏血氧计的微处理器可以使用在初步样本中收集的测量来计算心率并检测脉搏最大值的定时。使用该信息，处理器可以预测随后的最大值和最小值将何时出现并相应地安排测量。可接着为每个随后的脉搏使用最小数量的读数，例如刚好在脉搏最大值和脉搏最小值处获取的读数。可以限制读数，以便获取刚好足够的读数以确保处理器可以调节读数的定时，由此它们保持与脉搏最大值和最小值的同步。如果失去同步，则微处理器可以例如通过获取全秒值样来与心率重新同步，并重新计算所预测的最大值和最小值。

[0024] 在实施例中，可以执行同步而不在一个脉搏周期内获取全组读数。脉搏血氧计的微处理器可以最初对波形进行二次采样并调节定时，直到其锁定到脉搏波形上为止。与在一个脉搏周期内获取全组读数比较，这种类型的同步可能花费更长的时间来得到初始读数。然而，不在一个脉搏周期内获取全组读数的同步可以提供如下优点：从低电流电源(例如，钮扣电池或印刷电池)消耗较少的峰值功率。在实施例中，可紧挨着获取一些读数(例如，两个或更多个读数)以便能够观察波形的斜率并且估计心率。然后，可以调节测量的定时以锁定到脉搏或心跳周期/波形的最大值和最小值上。

[0025] 低电压电源独自可能不能够向标准光源(例如，LED)连续提供足够的电流。各种实施例利用脉搏血氧计来处理低电压电源的这个特征，在所述脉搏血氧计中光源由电容器供电，所述电容器由电源充电。电容器可以耦合到光源以便间歇地发射光(且脉搏血氧计可收集数据)。通过避免在低电压电源上的不断消耗，实施例脉冲血氧计可完全基于低电压电源(例如，钮扣电池或印刷电池)来进行操作。

[0026] 图1是示出用于配置为使电路100的电流消耗最小化的设备(例如，脉搏血氧计或心率监测器)的实施例电路100的电路图。在实施例中，电路100可以集成到由患者佩戴的电子贴片中。低电压源102(例如，钮扣电池或印刷电池)可以通过压控元件104a连接到充电电容器106a。压控元件104a可控制低电压源102何时给充电电容器106a充电。本领域技术人员将认识到，压控元件104a可以是能够交替地使充电电容器106a与低电压源102电隔离以及使充电电容器106a与低电压源102电连接的任何类型的可控部件。例如，压控元件104a可以是开关、电压调节器、场效应晶体管(FET)、开关模式电源(SMPS)等。优选地，压控元件104a可以能够使充电电容器106a电隔离，使得当LED 110导通时，没有另外的电荷从低电压源102泄漏到充电电容器106a上。

[0027] 充电电容器106a也可以通过压控元件104b连接到LED 110。压控元件104b可以是能够交替地使充电电容器106a与LED 110电隔离以及使充电电容器106a与LED 110电连接的任何类型的可控部件，例如晶体管、场效应晶体管(FET)、开关等。

[0028] 在实施例中，低电压源102可以供应恒定的电压。对于充分恒定的电压供应，可以不需要电容器上的电压调节器。然而，由一些电压源(例如，电池)供应的电压可能随着时间的流逝而减小。为了补偿由低电压源102输出的变化的电压，可能期望测量充电电容器106a上的电压或利用调节器(例如，低压差调节器或升压调节器)而独立于电压源102的变化的电压输出将电容器充电到恒定的电压。可以经由微处理器来控制压控元件104a以改变充电电容器106a上的电荷量。通用输入/输出108a(GPIO)可以调和微处理器与压控元件104a之间的通信。例如，GPIO 108a上的输入可以控制压控元件104a打开以使充电电容器106a与低

电压源102隔离以及控制其闭合以将电荷从低电压源102提供到充电电容器106a。

[0029] 与LED直接且持续连接的低电压源102可以本身不供应给LED供电所需的电压。因此，不是维持低电压源102与LED 110之间的持续链接，而是压控元件104a可以保持闭合，直到低电压源102将充电电容器106a充电到预定量的电压为止。当充电电容器106a已经被充电到预定量时，压控元件104a可以打开，同时压控元件104b闭合，这可以使低电压源102与充电电容器106a电隔离同时将充电电容器106a电连接到LED 110。低电压源102与充电电容器106a的隔离可以确保当测量电路107测量光时在低电压电源102上没有额外的负载，从而消除噪声源。可以经由微处理器来控制压控元件104b以使压控元件104a的打开与压控元件104b的闭合同步，反之亦然。GPIO 108b可以调和微处理器与压控元件104b之间的通信。此外，虽然压控元件104b位于LED 110之前，但是作为一种选择其也可以位于LED 110之后。

[0030] 电阻器可以与LED 110串联连接以控制通过LED 110的电流。由此，足够的电荷可以从充电电容器106a流到LED 110以使LED导通一段短时间(即，使LED发射光112)。

[0031] 当所存储的电荷通过LED 110时，LED发射光112。在实施例中，压控元件104b可以由微处理器控制以在一段时间内将电荷从充电电容器106a提供到LED 110以使LED 110在受控制的持续时间内发射光112，并且在该段时间之后，压控元件104b可以由微处理器控制以使LED 110与充电电容器106a隔离，从而使LED 10停止发射光。以这种方式，可以从LED 110产生光突发脉冲(light burst)，并且可以通过只在完成一个测量所需的时间段内使LED 110a导通来使电路100的电流消耗最小化。

[0032] 由LED 110发射的光112传播穿过诸如耳垂或指尖的身体部分，并由包括耦合到积分电容器106b的光电检测器114(例如，光电晶体管或光传感器)和模数(A/D)转换器116的接收器电路107测量。光电检测器114可以由电源108c(例如，低功率源102)、调节电源、GPIO或任何其它类型的电源供电。光电检测器将光112转换成电流，并且积分电容器106b以由电容器两端的电压为特征的电场的形式存储该能量。处理器可以通过将积分电容器106b连接到将电容器中的电荷转换成数字信号的模数(A/D)转换器116来测量存储在积分电容器106b中的能量。处理器可以使用该数字信号来确定穿过患者的组织的光量，并且从该信息计算心率和/或血氧读数。处理器可以独立地或结合其它数据点来分析数字信号。由此，A/D转换器116的数字输出可以是接收器电路107的输出，其可以由处理器作为血属性的测量(例如，心率和/或血氧水平的测量)来进行分析。

[0033] 例如使用A/D转换器116的处理器可以配置为刚好在进行测量之前使积分电容器106b放电，以便减小测量中的误差源。积分电容器106b的这一放电可以与充电电容器106a的充电和LED 110的光脉冲的输出同步，以提高测量的准确性同时减小电路100的功率要求。

[0034] 图2是示出用于配置为使电流消耗最小化的设备(例如，脉搏血氧计或心率监测器)的第二实施例电路200的电路图。在实施例中，电路200可以集成到由患者佩戴的电子贴片中。当开关204a闭合时，低电压源202可以给充电电容器206a供电。开关可以位于包含低电压源202和开关204a的回路上的任何位置，只要其可以使低电压源202和开关204a电分离。微处理器218可以控制开关204a何时打开或闭合。例如，微处理器210可以使开关204a闭合以允许充电电容器206a收集电荷。充电电容器206a上的电荷可以经由已知的关系对应于充电电容器206a两端的电压。充电电容器206a两端的电压可以由电压计220监测。电压计

220可以向微处理器218报告所测量的电压。

[0035] 当充电电容器206a两端的电压达到预定阈值时，微处理器218可以在适当的时间使开关204a打开并使开关204b、204c闭合以允许电荷从充电电容器206a流到红色LED 210a和红外LED 210b。开关204a的打开可以使低充电电容器206a与低电压电源202断开以使低电压电源202与充电电容器206a隔离。以这种方式，开关204a的打开可以确保当光的测量发生时在低电压电源202上没有额外的负载，从而消除测量中的噪声源。开关204b和204c可以连续闭合以快速连续地测量不同的波长吸收速率。开关204b、204c可以保持打开，同时电容器充电以防止在低电压源202上的不必要的消耗。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一个LED 210a、LED 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可以提供对来自充电电容器206a的电流的分配更大的控制，由此有助于消除对较高电流的电源的需要。在实施例中，开关204b、204c可以由微处理器218闭合以在一段时间内将电荷从充电电容器206a提供到红色LED 210a和红外LED 210b以使LED 210a和210b分别发射红光212a和红外光212b。在该段时间之后，开关204b、204c可以由微处理器218打开以使LED 210a和210b与充电电容器206a隔离以停止将电荷从充电电容器206a提供到LED 210a和LED 210b并使LED 210a和210b停止分别发射红光212a和红外光212b。以这种方式，可以从红色LED 210a和红外LED 210b产生光突发脉冲，并且可以通过只在该段时间内使红色LED 210a和红外LED 210b导通来使电路200的电流消耗最小化。另外，通过一次分别使开关204b或204c中的任一个闭合，可以一次只使一个LED 210a或210b导通。在可以使另一LED 20a或210b导通之前，可能需要将充电电容器206a重新充电到已知的电压。

[0036] 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传播穿过诸如指尖或耳垂的身体部分244。由身体部分244吸收的光量可以是采样时的血液中的氧量和身体部分244中的血液量的函数。特别地，具有相对大的氧量的身体部分244可倾向于吸收更多的红外光212b和更少的红光212a。具有相对小的氧量的身体部分244可倾向于吸收更少的红外光212b和更多的红光212a。在穿过身体部分244之后，红光212a和红外光212b可以由接收器电路207的光电检测器214(例如，光电晶体管或光传感器)吸收，所述接收器电路207由光电检测器214、开关204d、积分电容器206b和A/D转换器216组成。对检测到的光信号的绝对幅度以及检测到的红光212a和检测到的红外光212b的相对幅度的分析可以揭示血液的各种属性(即血属性)，例如脉搏简况(pulse profile)(例如，心率)和血液中的氧量。

[0037] 光电检测器214可以由电压源224a供电。微处理器218可以控制开关204d。当开关204d打开时，电流可以不从光电检测器214流动，并且可以不收集数据。当开关204d闭合时，光电检测器214可以将电荷转移到积分电容器206b上。微处理器可以使开关204d的打开和闭合与开关204a、204b、204c同步，使得开关204d只在光电检测器214截取光212a、212b时才闭合。当光电检测器未接收到有用数据时，可以通过使开关204d打开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流到积分电容器206b并在A/D转换器216的输入处存储在积分电容器206b中。A/D转换器216可以测量积分电容器206b处的电压并将数据转移到微处理器218。

[0038] 在实施例中，红色LED 210a和红外LED 210b的导通周期可以通过微处理器218与

开关204d的打开和闭合同步。微处理器218可以使开关204d闭合以刚好在通过对积分电容器206b进行放电而使红色LED 210a和红外LED 210b导通之前允许光电检测器214开始对其所接收的信号进行积分，并且可以控制A/D转换器216以便一旦红色LED 210a和红外LED 210b截止就进行电压测量。

[0039] 在实施例中，光电检测器214可以是单个设备，并且可以包括对使用中的每一个光波长分别进行调谐的两个单独检测器。在另一实施例中，光电检测器214可以是具有覆盖光谱的红光部分和IR部分二者的宽带响应的单个设备。A/D转换器216的数字输出可以是接收器电路207的输出，其可以由微处理器218作为血氧水平的测量结果来进行分析。

[0040] 图3是示出用于配置为使电流消耗最小化的设备(例如，脉搏血氧计或心率监测器)的第三实施例电路300的电路图300。在实施例中，电路300可以集成到由患者佩戴的电子贴片中。开关304a可以控制电流何时流到发射红光312a的LED 310a，而开关304b可以控制电流何时流到发射红外光312b的LED 310b。为了使电流消耗最小化，开关304a、304b可以在策略时间打开和闭合，而不是保持闭合。开关304a、304b可以由相同或不同的微处理器控制。虽然LED 310a、310b在电路图300中并联连接，但通常它们也可以由相同或不同的电压源供电。在实施例中，开关304a、304b可以由微处理器闭合以在一段时间内向LED 310a、310b提供电荷以使LED 310a、310b分别发射光312a和312b。在该段时间之后，开关304a、304b可以由微处理器打开以隔离LED 310a、310b从而停止将电荷提供到LED 310a、310b并使LED 310a、310b停止分别发射光。以这种方式，可从LED 310a、310b产生光突发脉冲，并且可以通过只在该段时间内使LED 310a、310b导通来使电路300的电流消耗最小化。

[0041] 电阻器322a可以控制流到LED 310a的电流量。由此，电阻器322a可以控制从LED 310a发射的红光312a的幅度。电阻器322b可以控制流到LED 310b的电流量。由此，电阻器322b可以控制从LED 310b发射的红外光312b的幅度。电阻器322a、322b可以具有相同或不同的电阻，并且可以具有固定或可变电阻。另外，虽然LED 310a、310b分别发射红光和红外光310a、310b，但通常电路图300可以包括发射在电磁谱的任何部分中的光的LED。

[0042] 电路300可以包括接收器电路307，其包括光电晶体管314和积分电容器306。光电晶体管314可以检测红光312a和红外光312b，并且将红光312a和红外光312b转换成电能。由光电晶体管314产生的电能可以存储在积分电容器306中。所得到的电荷可以收集在积分电容器306上，从而在积分电容器306上产生电压。可以对模拟电压信号进行测量、将其转换成数字信号并对其进行分析。本领域技术人员将认识到，光电晶体管314可以由任何能够将光子转换成电流的设备来代替。此外，为了使电流消耗最小化，光电晶体管314可以只在LED 310a、310b发射光312a、312b时才导通，而不是保持持续导通。

[0043] 虽然在图2和3中分别示出的电路200和300各自分别包括两个LED 210a、210b和310a、310b，但在电路200和300只用于测量心率信息(即，作为心率监测器来操作)的实施例中，可以只需要这两个LED中的一个。第二个LED可以从电路中去除，或者当心率信息是唯一的待测量血属性时可以仅保持截止。

[0044] 图4是示出实施例锁定过程和随后的脉搏测量的样本心率曲线图400。波形402具有P的脉搏周期，使得每个脉搏最大值406每P个单位时间出现一次。如典型的，脉搏最小值404在脉搏最大值406之后的p＝P/3个单位时间出现。

[0045] 在不同的时间，例如当开始检测氧水平时，脉搏血氧计可能需要锁定到波形402。

如在本文中使用的，锁定到波形402意味着能够预测波形402的随后部分的曲线在某个误差内。不是连续地对波形402进行采样，相反脉搏血氧计可以周期性地对波形402进行采样以使电流消耗最小化。标号410表示在将脉搏血氧计锁定到波形402之前其何时对数据进行采样(例如，充电积分电容器206b(图2)何时放电，使LED 210a、210b(图2)发射光212a、212b(图2))。采样只在单独的记号410期间出现。本领域技术人员将认识到，虽然标号410在图4中出现在三项的组中，但所述标号也可以在任何数量(例如两项)的组中采样。一组中的标号410的数量也可以改变，例如在每组两个和三个标号之间交替。

[0046] 可以在每个标号410处测量并分析波形402上的点。在实施例中，可以计算在每组中的标号410之间的斜率408。脉搏最大值406和脉搏最小值404位于在波形402上斜率为零的位置。由此，当收集并分析更多的数据时，脉搏最大值406和脉搏最小值404变得更可预测。当对波形上的不同点进行采样时，样本之间的时间(频率)和样本的偏移可以改变，直到脉搏血氧计锁定到脉搏最大值406和脉搏最小值404为止。波形402的斜率和最小与最大读数之间的差异都可以用于找出脉搏最大值406和脉搏最小值404。任何算法都可以用于找出脉搏最大值406和脉搏最小值404，例如MM算法。脉搏最小值404通常在脉搏最大值406之后的三分之一周期出现也可以用于找出最大值406和最小值404。

[0047] 在锁定到波形402时的一个潜在问题可能是锁定到错误波形的可能性，所述错误波形实际上是真实波形的周期的一部分。例如，假设波形的周期是120次心跳/分钟。如果采样以每分钟50个样本开始，则随着其搜索波形周期采样率将增加。然而，样本可能锁定到60次心跳/分钟的“错误”周期，从而只收集用于使脉搏极限交替的数据。为了避免这一潜在问题，采样可以以高速率(例如，每分钟180个样本)开始，并且当其锁定到波形的真实周期(例如波形402的周期P)时减小。

[0048] 在脉搏血氧计已锁定到脉搏最大值406和脉搏最小值404之后，样本的频率可以更进一步减小，如由标号414所示的。可以例如通过测量波形402在样本之间的斜率412来继续对数据进行采样和分析以确保将脉搏血氧计保持锁定。例如，对于三项或更多项的组，可以分析斜率以确保斜率的零点落在样本组内。对于两项的组，可以分析斜率以确保其接近零点。如图4所示，三个样本的组可以包含脉搏最大值406，而两个样本的组可以包含脉搏最小值404。然而，可以使用由任何数量的样本组成的组。例如，两项的组可以包含脉搏最大值406，而三项的组可以包含脉搏最小值404，或组中的样本数量可以发生变化，例如在二、三、四等之间变化。通过限制样本的数量和频率，可以使电流消耗最小化。为了进一步使电流消耗最小化，可以不针对每一个最大值和最小值进行采样。例如，如果脉搏血氧计未检测到不规律的心跳，则脉搏血氧计可以只在每三个或每五个周期当中的一个周期(或其它分数)进行采样。

[0049] 图5A是示出用于锁定到波形的实施例500a的过程流程图。在实施例中，方法500a的操作可以由设备(例如脉搏血氧计)的处理器(例如，上述的微处理器218)来执行。在块502中，脉搏血氧计的处理器可以控制脉搏血氧计电路，例如上述的电路元件104a、104b、116(图1)、204a、204b、204c、204d、216(图2)、304a、304b(图3)，以便以初始采样率进行数组测量。该初始采样率可以相对高，例如每分钟180个样本或对于90Hz脉搏率每分钟180个样本。在实施例中，可以选择采样率，以便不在一个脉搏周期内获取全组读数，从而与在一个脉搏周期内获取全组读数相比从钮扣电池或印刷电池消耗较少的功率。在块504中，脉搏血

氧计的处理器可以通过分析每组测量内的所采样的脉搏曲线的导数来找出脉搏最大值。在块506中，脉搏血氧计的处理器可以基于所找出的脉搏最大值来确定脉搏率(例如，心率)和定时。在块508中，脉搏血氧计的处理器可以通过将脉搏周期的三分之一加到每个脉搏最大值来计算脉搏最小值出现的时间。在块510中，脉搏血氧计处理器可以控制脉搏血氧计电路，例如上述的电路元件104a、104b、116(图1)、204a、204b、204c、204d、216(图2)、304a、304b(图3)，以在每一个脉搏最大值和脉搏最小值期间进行一组测量。这些组的测量的频率可以比初始采样率更不频繁以避免过度的电流消耗。

[0050] 图5B是示出用于基于由心率监测器接收的光量来确定心率的实施例方法500B的过程流程图。在实施例中，方法500b的操作可以由设备(例如，心率监测器或在心率监测器模式下操作的脉搏血氧计)的处理器(例如，上述的微处理器218)来执行。在块502中，心率监测器的处理器可以控制心率监测器电路，例如上述的电路元件104a、104b、116(图1)、204a、204b、204c、204d、216(图2)、304a、304b(图3)，以便以初始采样率进行数组测量。该初始抽样率可以相对高，例如对于90Hz脉搏率每分钟180个样本。在实施例中，可以选择采样率，以便不在一个脉搏周期内获取全组读数，从而与在一个脉搏周期内获取全组读数相比从钮扣电池或印刷电池消耗较少的功率。在实施例中，因为对于心率监测器或在心率监测器模式下操作的脉搏血氧计而言可能只对心率感兴趣，可以只使心率监测器电路的一个LED导通以进行数组测量。在块504中，心率监测器的处理器可以通过分析每组测量内的所采样的脉搏曲线的导数来找出脉搏最大值。在块506中，心率监测器的处理器可以基于所找出的脉搏最大值来确定脉搏率(例如，心率)和定时。

[0051] 图6是示出根据实施例的采样率调节的样本心率曲线图600。示出波形602的四个周期。在两个最左边的周期之后，脉搏最大值606和脉搏最小值604的频率增加，相应于增加的心率。在该曲线图600中，可能已经将脉搏血氧计锁定到波形602，并且可以获取周期性样本，其定时由标号610示出。由于可能已经将脉搏血氧计锁定，因此一组样本包含在两个最左边的周期中的脉搏最大值606和在两个最左边的周期中的脉搏最小值604。为了确保将脉搏血氧计保持锁定到波形602，对波形602在样本之间的斜率608进行分析。

[0052] 尽管在两个最左边的周期之后心率增加，但是当随后的脉搏最大值基于其先前的测量而被预测出现时，脉搏血氧计可以进行采样。在分析数据并注意到斜率608为负之后，采样可以返回到预锁定模式，并执行如以上参考图4所描述的操作。这可以包括组采样尺寸的变化、采样频率的变化、组采样频率的变化和关于采样的任何其它适当的因素的变化。

[0053] 图6示出在不包含脉搏最大值606的组内包含的三个样本，虽然该组可通常包括任何数量的样本。在标号610下方的水平虚线箭头示出当在已经将脉搏血氧计锁定之后斜率被测为负时组采样频率可能改变。图6示出组频率增加；然而，在检测到心率变化时，组频率可以作为选择而减小。

[0054] 图6示出刚好在一组测量之后脉搏血氧计快速锁定回到波形602。通常，其可以进行一组以上的测量以在其增加之后锁定回到心率。可能需要很多组测量，类似于在图4中由标号410示出的样本。使用零星采样而不是连续采样以锁定回到波形602降低了功耗，从而能够使用低电压电池或等效物。

[0055] 图7是示出根据实施例的另一采样率调节的样本心率曲线图700。在该曲线图700中，脉搏最大值706和脉搏最小值704的频率减小，相应于降低的心率。在该曲线图700中，如

在图6所示的曲线图600中那样，可能已经将脉搏血氧计锁定到波形702，并且可以获取周期性样本，由标号710示出其定时。由于已经将其锁定，因此一组样本包含在两个最左边的周期中的脉搏最大值706和在两个最左边的周期中的脉搏最小值704。为了确保将脉搏血氧计保持锁定到波形702，对波形702在样本之间的斜率708进行分析。

[0056] 尽管在两个最左边的周期之后心率降低，但是当随后的脉搏最大值基于其先前的测量而被预测出现时，脉搏血氧计可以进行采样。在分析数据并注意到斜率708为正之后，采样可以返回到预锁定模式，如以上参考图4所描述的。这可以包括组采样尺寸的变化、采样频率的变化、组采样频率的变化和关于采样的任何其它适当的因素的变化。

[0057] 图7示出在不包含脉搏最大值706的组内包含的三个样本，虽然该组可以通常包括任何数量的样本。脉搏血氧计在测量到正斜率之后对于脉搏最小值704可以或可以不采样，其中脉搏最大值706被预测为处在所述正斜率。这由两个虚线垂直标号710示出。随后组的测量(包括脉搏最小值706的随后样本)可以是任何数量的测量，而不考虑先前组的测量。例如，脉搏最小值706的随后样本可以是三个或更多个测量。在标号710下方的水平虚线箭头示出当在已经将脉搏血氧计锁定之后斜率被测为正时组采样频率可能改变。图7示出组频率减小；然而，在检测到心率变化之后，组频率可以作为选择而增加。

[0058] 图7示出刚好在一组测量之后脉搏血氧计快速锁定回到波形702。通常，其可以进行一组以上的测量以在其增加之后锁定回到心率。可能需要很多组测量，类似于在图4中由标号410示出的样本。使用零星采样而不是连续采样以锁定回到波形702降低了功耗，从而能够使用低电压电池或等效物。

[0059] 图8是示出用于采样定时调节的实施例方法800的过程流程图。在实施例中，方法800的操作可以由设备(例如，脉搏血氧计)的处理器(例如，上述的微处理器218)来执行。例如当脉搏血氧计的处理器锁定到脉搏最大值和最小值但心率变化以及脉搏血氧计的处理器必须重新找出脉搏最大值和最小值时，可以结合上述方法500的操作来执行方法800的操作。如上所述，在块510中，脉搏血氧计处理器可以控制脉搏血氧计电路，例如上述的电路元件104a、104b、116(图1)、204a、204b、204c、204d、216(图2)、304a、304b(图3)，以在每一个脉搏最大值和脉搏最小值期间进行一组测量。在块802中，脉搏血氧计的处理器可以计算在脉搏最大值处在组中的每个测量之间的导数估计。在块804中，处理器可以确定所采样的脉搏曲线的导数是否在中间单独测量之前为正且在之后为负。响应于确定所采样的脉搏曲线在中间单独测量之前为正且在之后为负(即，确定块804＝“是”)，则可能没有必要进行调节，且在块510中，处理器可以继续在每个脉博最大值和最小值期间进行随后组的测量。

[0060] 响应于确定所采样的脉搏曲线的导数不是在中间单独测量之前为正且在之后为负(即，确定块804＝“否”)，在确定块806中，脉搏血氧计的处理器可以分析所采样的脉搏曲线的导数是否在中间单独测量之前和之后都为负806。响应于确定所采样的脉搏曲线的导数在中间单独测量之前和之后都为负(即，确定块806＝“是”)，在块808中，脉搏血氧计的处理器可以缩短最近组测量与随后组测量之间的时间延迟。在块510中，脉搏血氧计可以再次在每个脉搏最大值和最小值期间进行数组测量。

[0061] 响应于确定所采样的脉搏曲线的导数在中间单独测量之前和之后都为正(即，确定块806＝“否”)，在块810中，脉搏血氧计的处理器可延长最近组测量与随后组测量之间的时间延迟。在块510中，脉搏血氧计可以再次在每个脉搏最大值和最小值期间进行数组测

量。

[0062] 图9示出包括放置在患者902上(例如在患者902的手指的皮肤表面上)的脉搏血氧计或心率监测器的实施例电子贴片906。在各种实施例中,电子贴片906可以是柔性和弹性的,使得电子贴片906的放置和从患者902上的移除不损坏电子贴片906。电子贴片902可以包括由发射电路904、配置为测量由至少一个LED发射的光的接收器电路907和连接到发射电路904和接收器电路907的处理器908组成的脉搏血氧计或心率监测器电路,所述发射电路904由至少一个LED、电容器和低电压电源(例如,钮扣电池或印刷电池)组成。作为特定的例子,脉搏血氧计或心率监测器电路可以是上述的电路100、200或300。粘合剂层可以将电子贴片906附着到患者902。

[0063] 此外,本领域技术人员将认识到,仅作为示例性例子提供前述方法描述和过程流程图,并且其并不旨在需要或暗示各种实施例的步骤必须以所呈现的顺序执行。如本领域技术人员将认识到的,在前述实施例中的步骤的顺序可以按任何顺序执行。诸如“此后”、“然后”、“接着”等词语等并不旨在限制步骤的顺序;这些词语仅用于通过方法的描述引导读者。此外,以单数形式例如使用冠词“一”、“一个”或“所述”对权利要求元件的任何提及并不应被解释为将元件限制为单数。

[0064] 关于本文公开的实施例所描述的各种说明性逻辑块、模块、电路和算法步骤可以实施为电子硬件、计算机软件或这两者的组合。为了清楚地说明硬件和软件的这种可互换性,以上已经通常根据其功能对各种说明性部件、块、模块、电路和步骤进行了描述。这样的功能是实施为硬件还是实施为软件取决于特定的应用和对整个系统施加的设计约束。技术人员可以针对每个特定的应用以各种方式实现所述功能,但这样的实现决定不应被解释为导致背离实施例的范围。

[0065] 可以使用通用处理器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)或设计成执行本文所述的功能的其它可编程逻辑器件、分立门或晶体管逻辑、分立硬件部件或其任何组合来实现或执行用于实现关于本文公开的实施例所描述的各种说明性逻辑、逻辑块、模块和电路的硬件。通用处理器可以是微处理器,但作为选择,处理器可以是任何常规处理器、控制器、微控制器或状态机。处理器也可以实施为计算设备的组合(例如,DSP和微处理器的组合)、多个微处理器、结合DSP内核的一个或多个微处理器或任何其它这样的配置。或者,一些步骤或方法可以由针对给定功能的电路来执行。

[0066] 各种实施例中的功能可以以硬件、软件、固件或其任何组合来实现。如果以软件来实现,则可以将功能存储为非暂时性计算机可读介质或非暂时性处理器可读介质上的一个或多个处理器可执行指令或代码。可以以可存在于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实施本文公开的方法或算法的步骤。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。通过举例而非限制的方式,这样的非暂时性计算机可读或处理器可读介质可包括RAM、ROM、EEPROM、闪存、CD-ROM或其它光盘存储器、磁盘存储器或其它磁性存储器件或可以用于以指令或数据结构的形式存储期望程序代码并可以由计算机访问的任何其它介质。如在本文中使用的磁盘和盘片包括光盘(CD)、激光盘、光学盘、数字通用盘(DVD)、软盘和蓝光盘,其中磁盘通常以磁性方式复制数据,而盘片使用激光器以光学方式复制数据。上述项的组合也被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

指令之一或其任何组合或集合存在于非暂时性处理器可读介质和/或计算机可读介质上，其可以合并到计算机程序产品中。

[0067] 提供所公开的实施例的前述描述以使本领域技术人员能够实施或使用本发明。对这些实施例的各种修改对于本领域技术人员而言将是显而易见的，并且在本文中定义的一般原则可以应用于其它实施例，而不偏离本发明的精神或范围。因此，本发明并不旨在限于在本文中所示出的实施例，而应被赋予与所附权利要求书及其中所公开的原则和新颖特征一致的最宽范围。

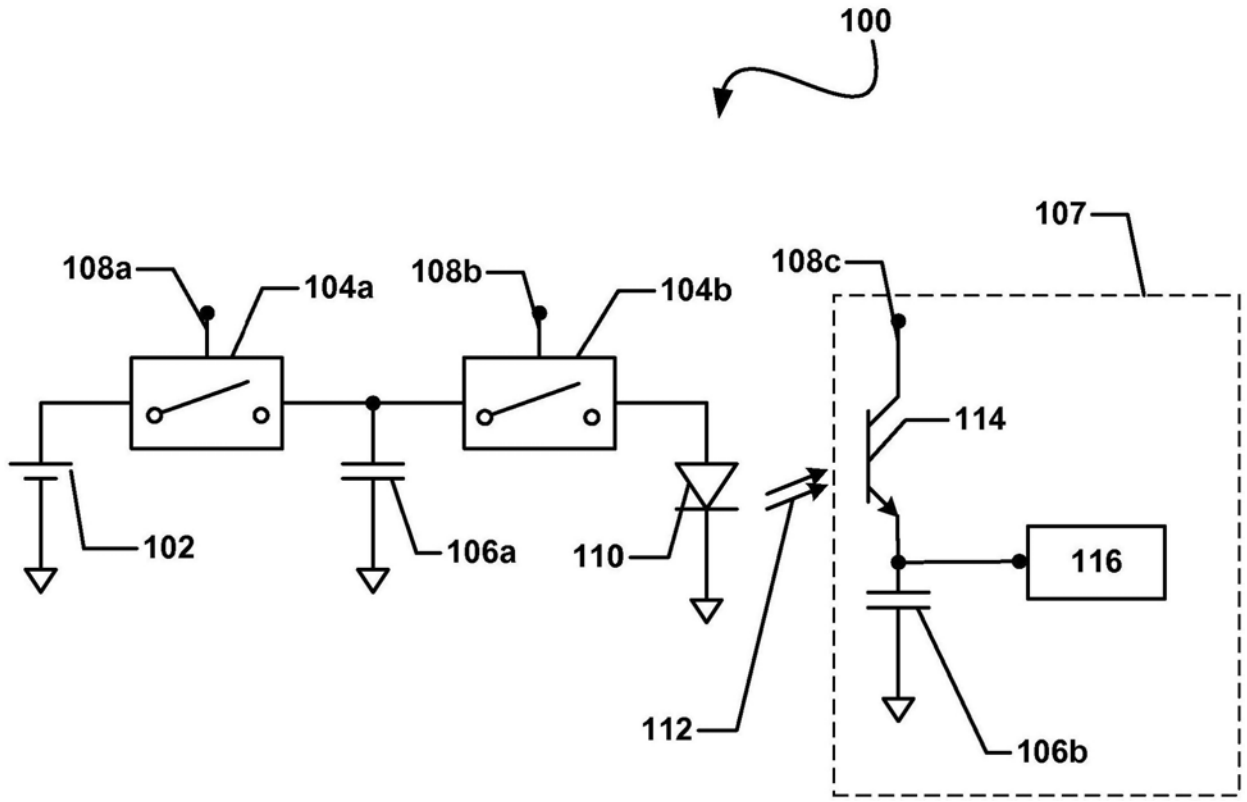


图1

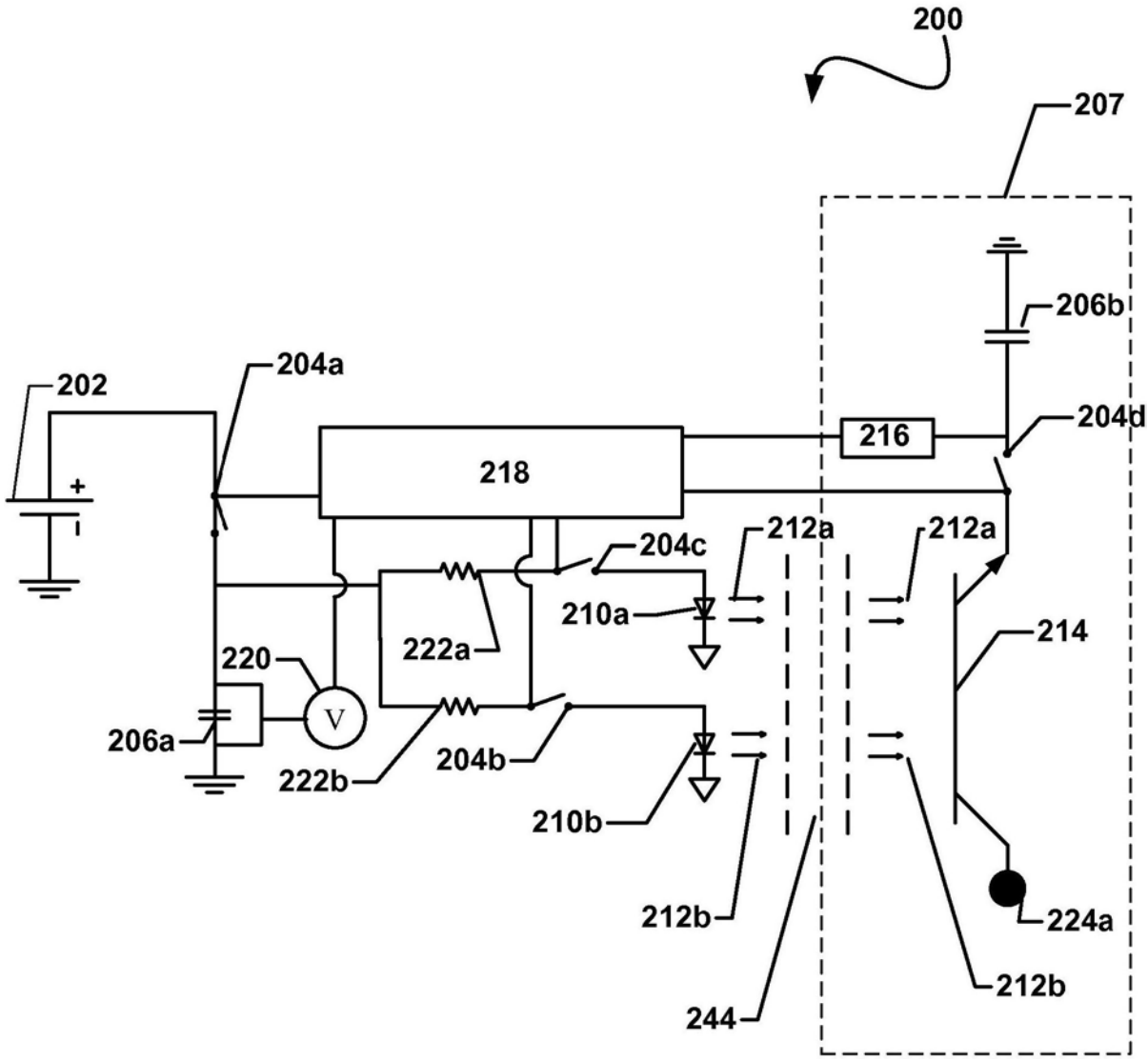

200
207
206b
202
204a
216
204d
218
204c
212a
212a
210a
214
220
222a
206a
V
204b
222b
210b
212b
224a
212b
244

图2

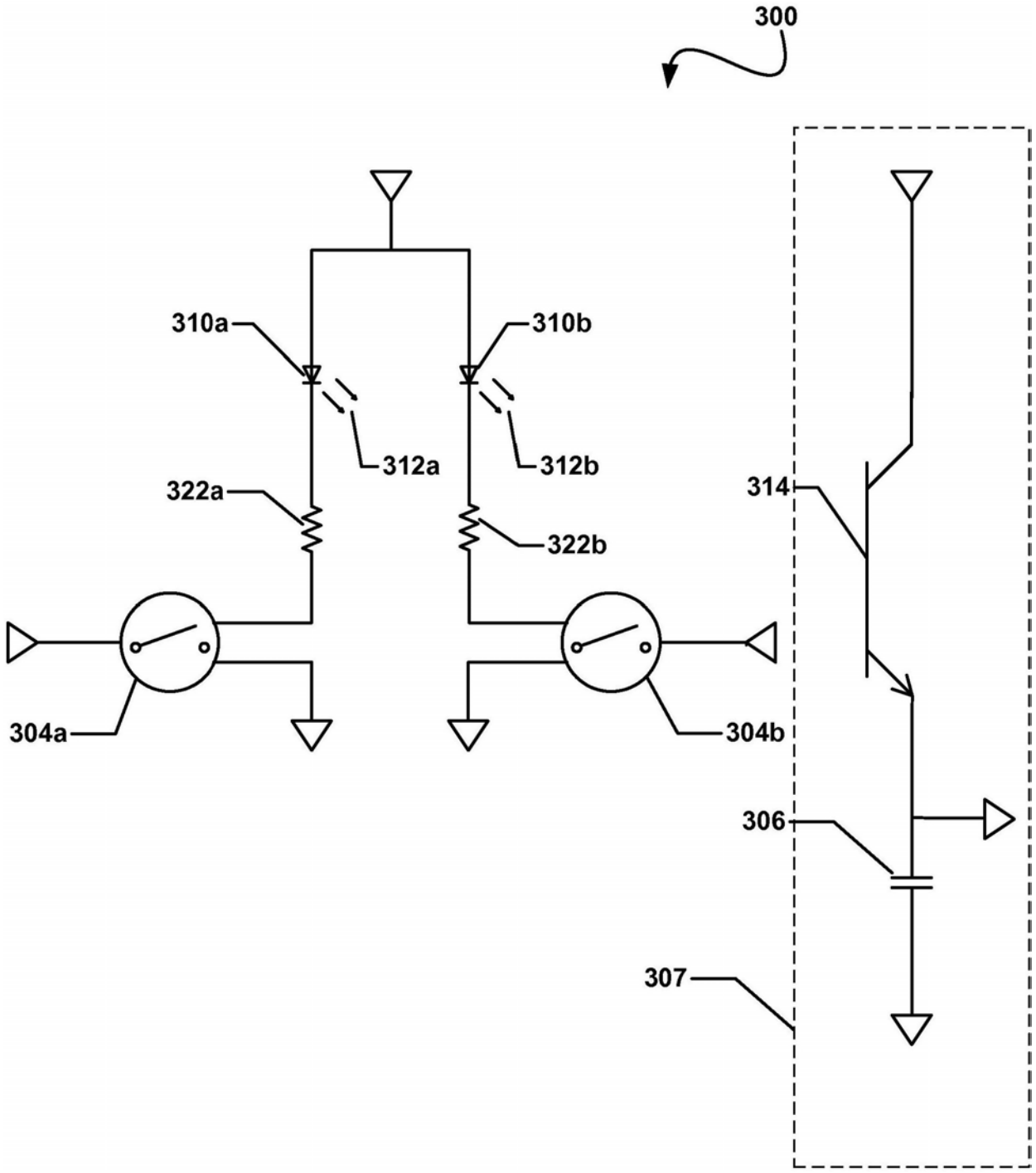


图3

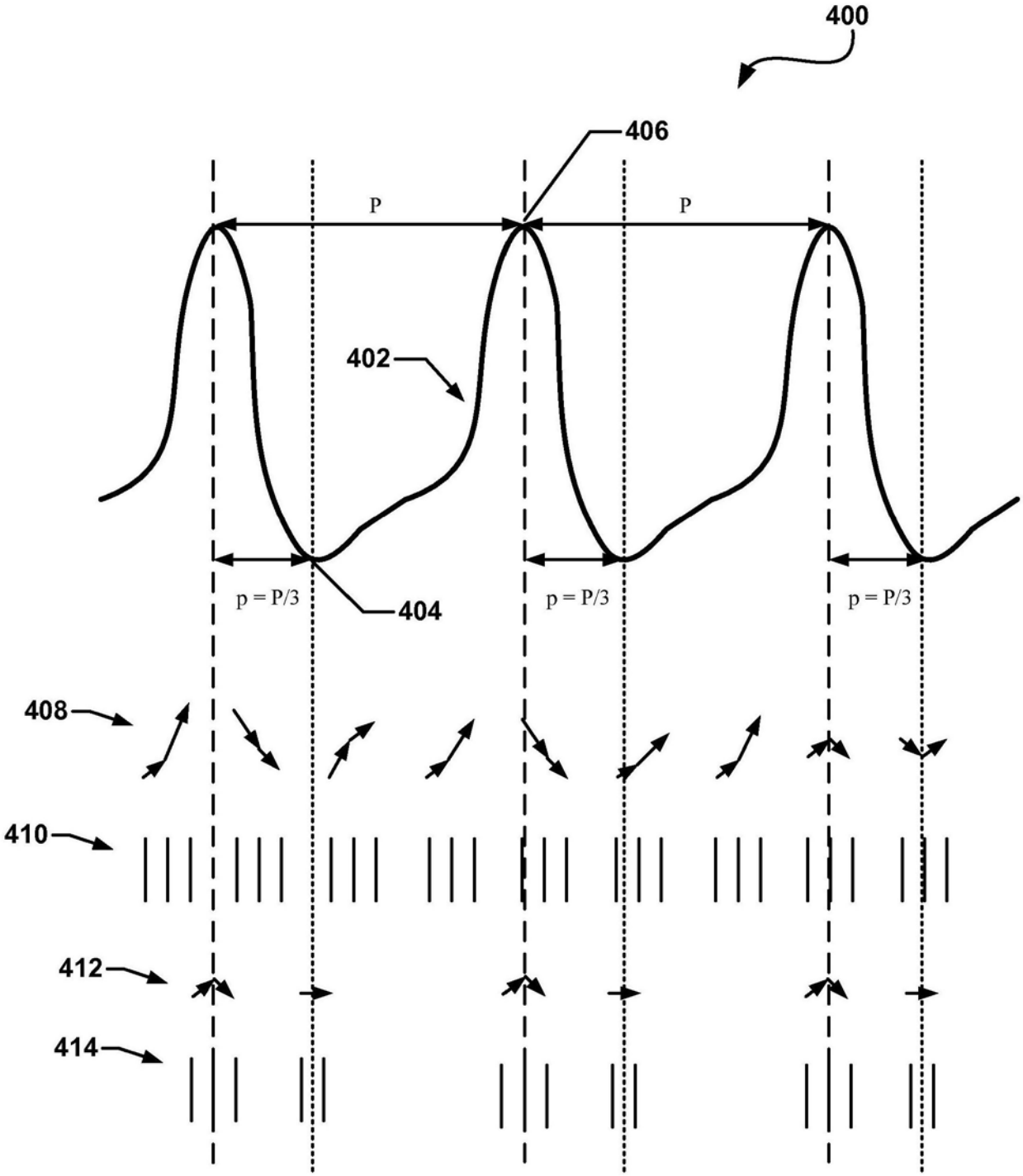


图4

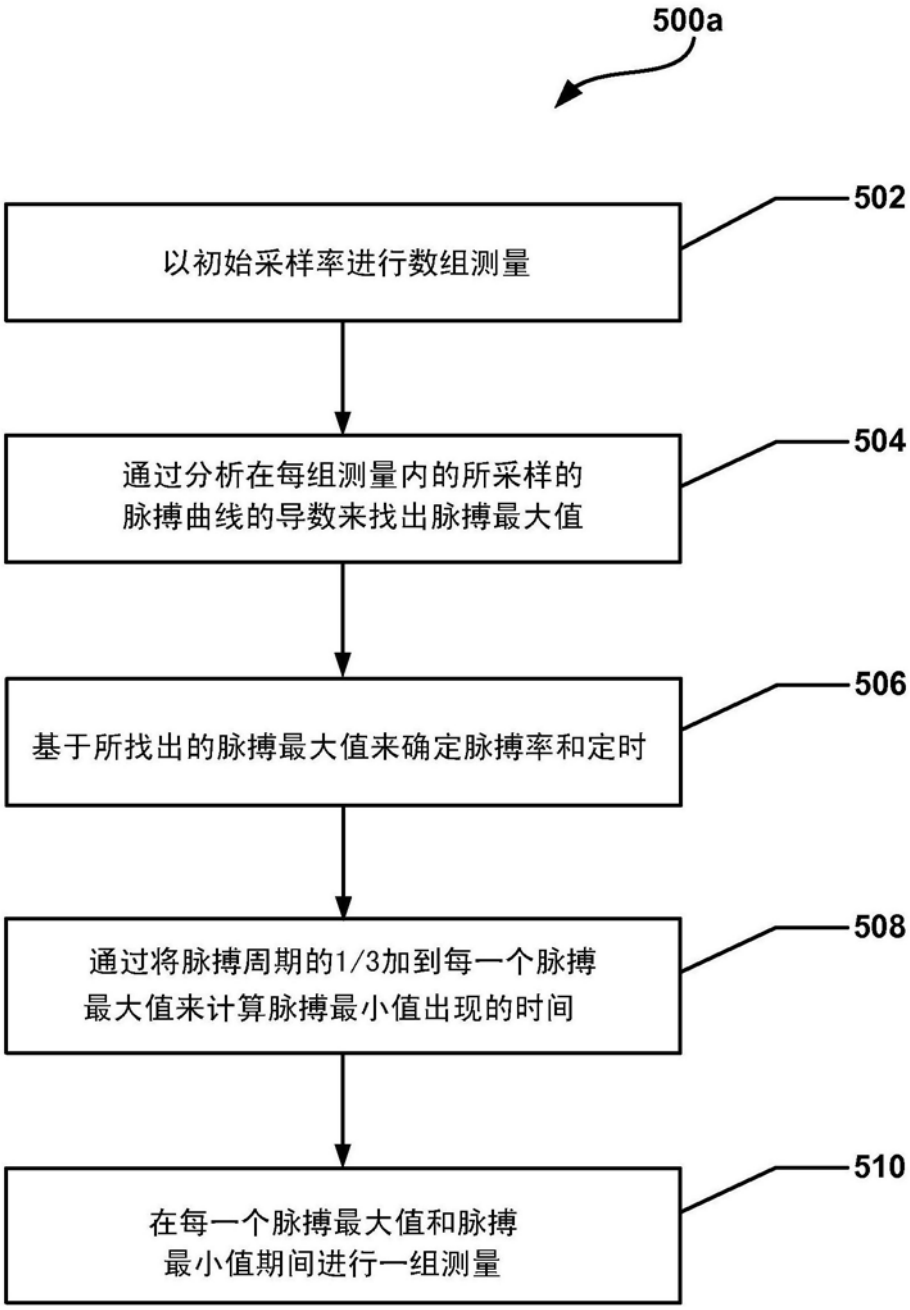

500a
502
以初始采样率进行数组测量
504
通过分析在每组测量内的所采样的
脉搏曲线的导数来找出脉搏最大值
506
基于所找出的脉搏最大值来确定脉搏率和定时
508
通过将脉搏周期的1/3加到每一个脉搏
最大值来计算脉搏最小值出现的时间
510
在每一个脉搏最大值和脉搏
最小值期间进行一组测量

图5A

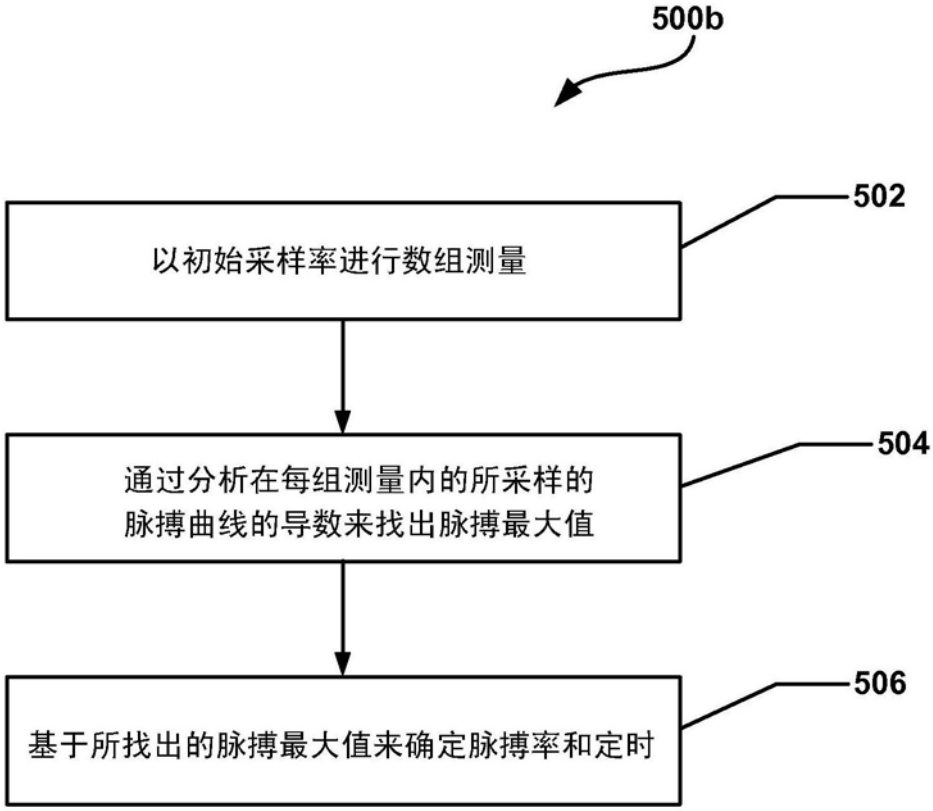

500b
502
以初始采样率进行数组测量
504
通过分析在每组测量内的所采样的
脉搏曲线的导数来找出脉搏最大值
506
基于所找出的脉搏最大值来确定脉搏率和定时

图5B

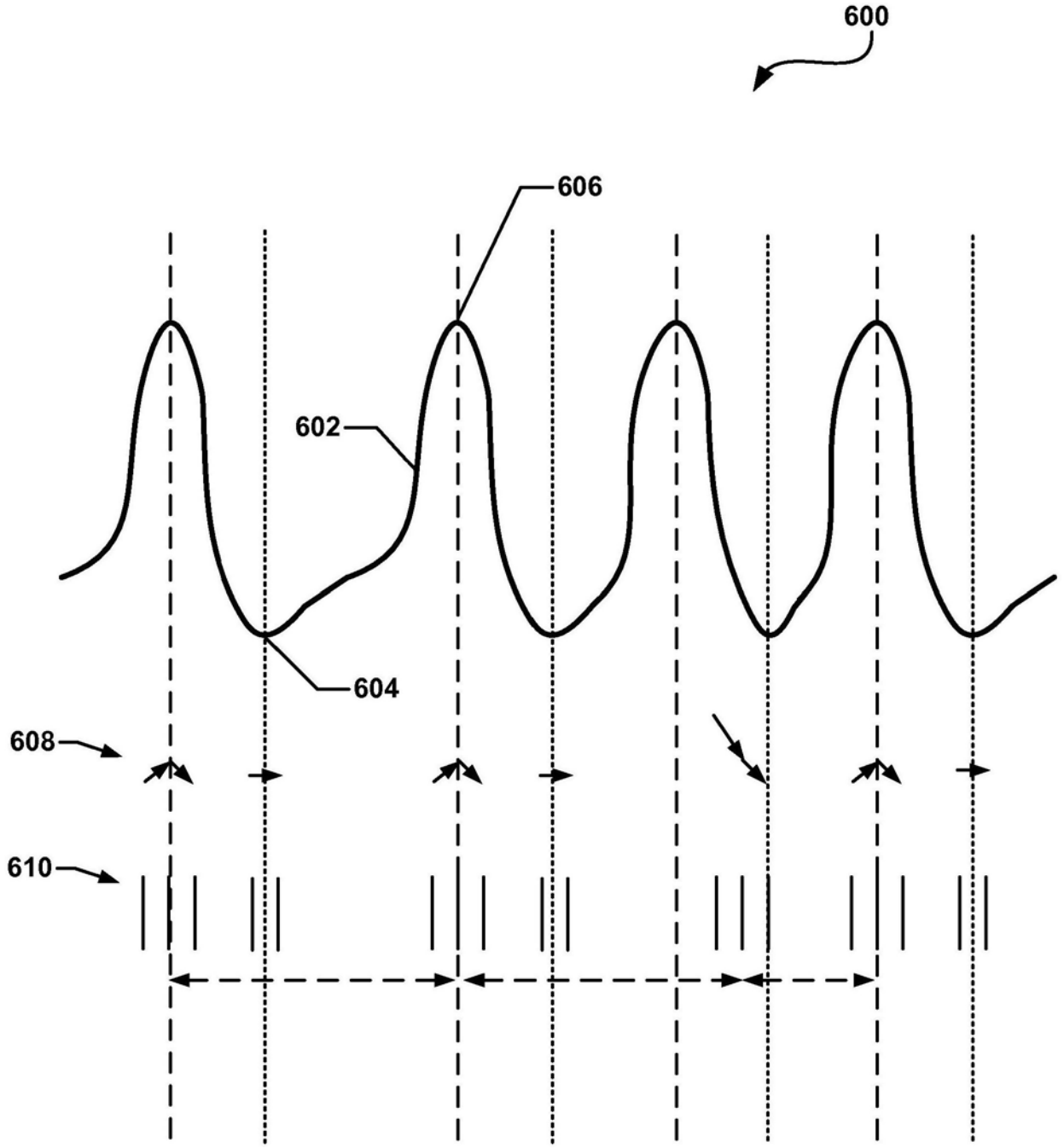


图6

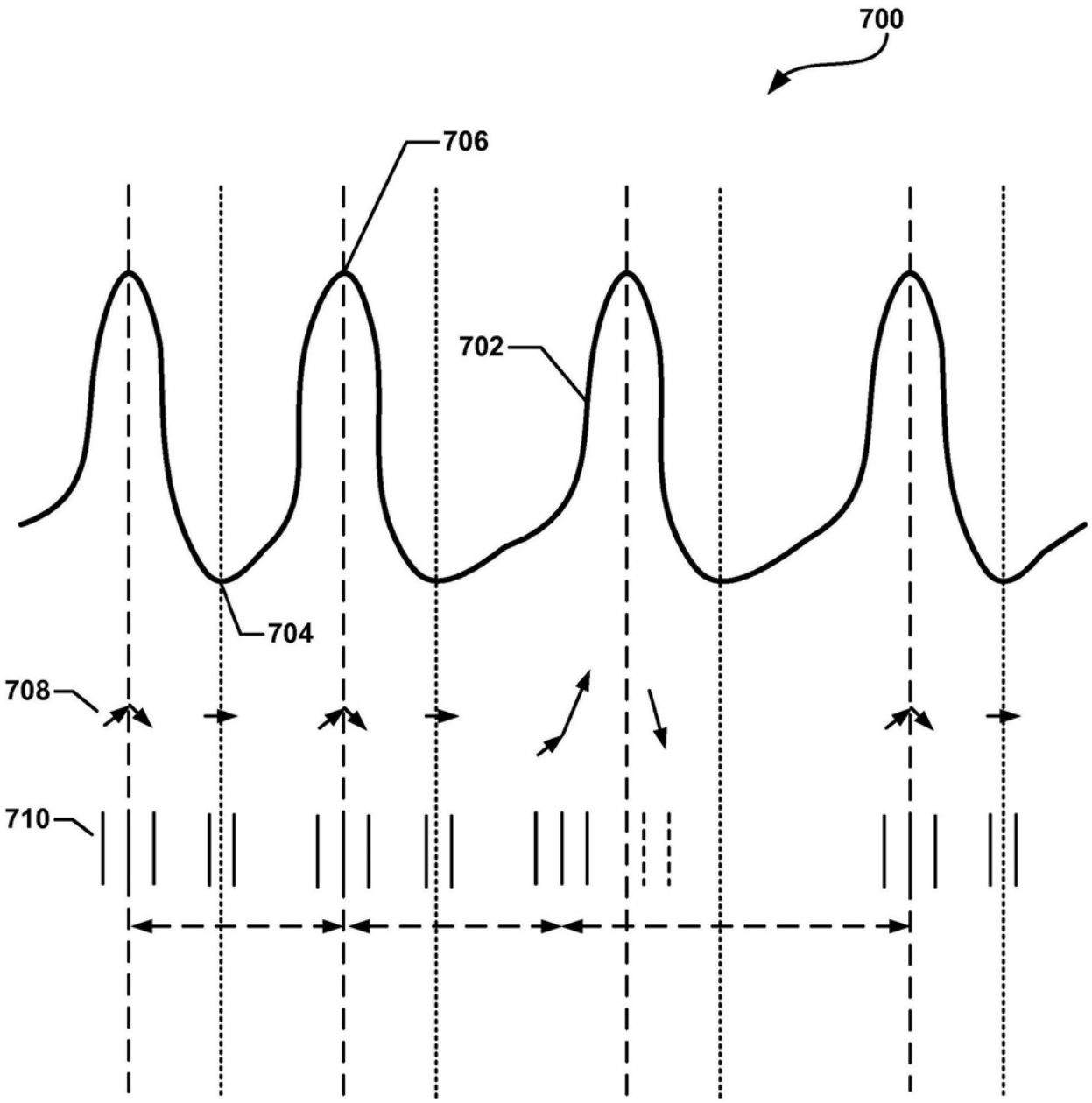


图7

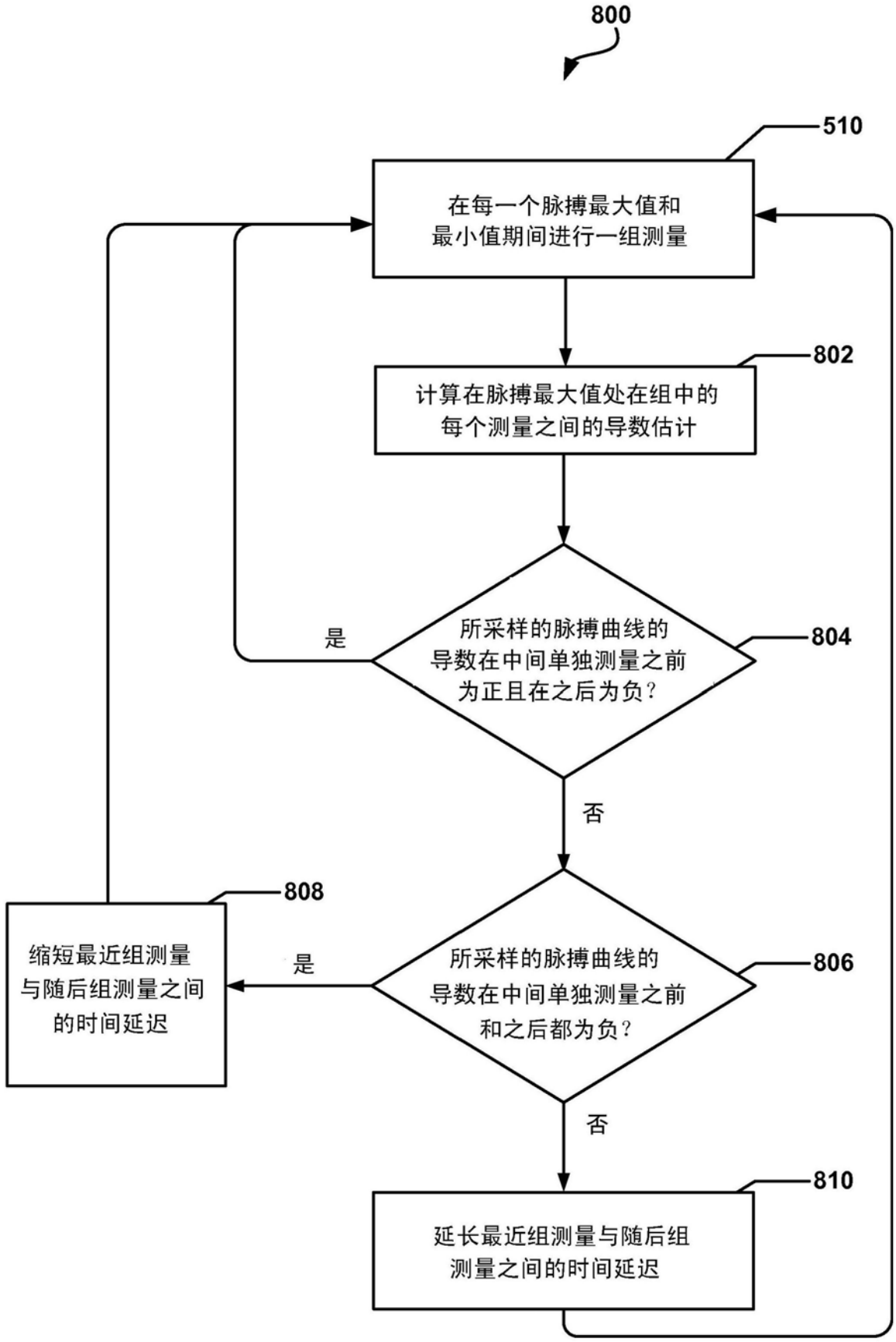

800
510
在每一个脉搏最大值和
最小值期间进行一组测量
802
计算在脉搏最大值处在组中的
每个测量之间的导数估计
804
所采样的脉搏曲线的
导数在中间单独测量之前
为正且在之后为负？
是
否
806
所采样的脉搏曲线的
导数在中间单独测量之前
和之后都为负？
是
808
缩短最近组测量
与随后组测量之间
的时间延迟
否
810
延长最近组测量与随后组
测量之间的时间延迟

图8

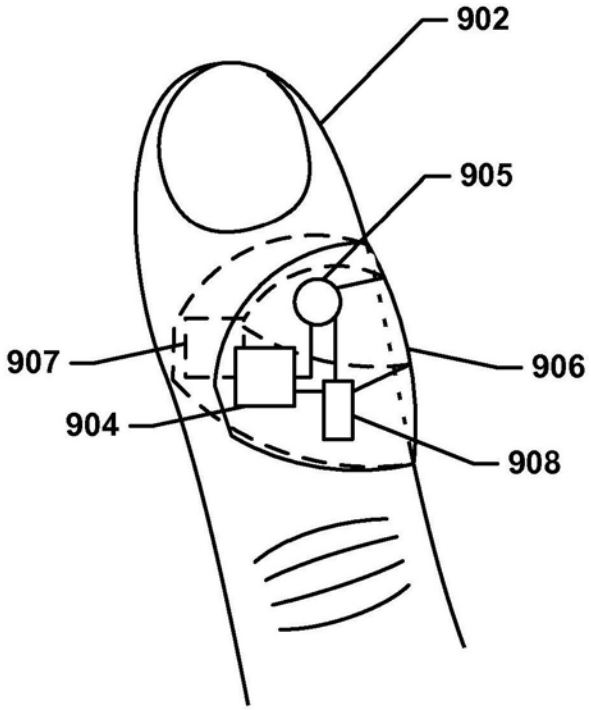
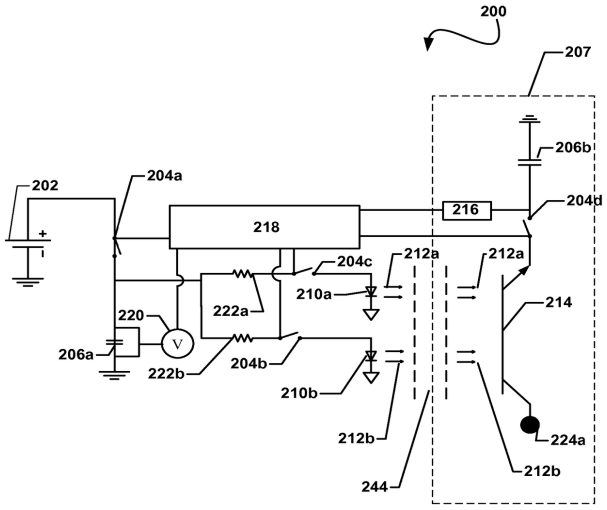


图9

专利名称(译)	允许能够确定血属性的设备的低电流操作的电路		
公开(公告)号	CN107106023A	公开(公告)日	2017-08-29
申请号	CN201580062381.9	申请日	2015-11-12
[标]申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	高通股份有限公司		
[标]发明人	RS巴拉姆 RB甘顿		
发明人	R·S·巴拉姆 R·B·甘顿		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02427 A61B5/02438 A61B5/0261 A61B5/14552 A61B5/6816 A61B5/6826 A61B5/7239 A61B5/7278 A61B5/7292 A61B2560/0204 A61B2560/0214 A61B2560/0412 A61B2562/0238 A61B2562/164		
代理人(译)	王英		
优先权	14/549167 2014-11-20 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

各种实施例的系统、方法和设备提供能够至少部分地基于对由接收器电路接收的光量的测量来确定血属性的设备，其中利用低电压电源给电容器充电并间歇地通过发光二极管使电容器放电而使所述接收器电路具有有限电流容量。在一些实施例中，所述设备可以是能够获取血氧读数的脉搏血氧计。在一些实施例中，所述设备可以是用于基于穿过组织的光量来确定心率的心率监测器。各种实施例可以使脉搏血氧计和/或心率监测器能够合并到小的不显眼的身体贴片中，同时使脉搏血氧计能够根据与小钮扣电池或印刷电池的功率输出相等的功率输出进行操作。