



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103228205 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 30

(21) 申请号 201280003876. 0

(22) 申请日 2012. 01. 05

(30) 优先权数据

13/010, 705 2011. 01. 20 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 05. 29

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/SG2012/000003 2012. 01. 05

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/099535 EN 2012. 07. 26

(73) 专利权人 日东电工株式会社

地址 日本大阪府

(72) 发明人 吴清文 M·I·B·M·卡西姆

N·M·奈格 M·S·B·萨姆三丁

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 袁玥

(51) Int. Cl.

A61B 5/0295(2006. 01)

A61B 5/02(2006. 01)

G01N 21/25(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2010/0305418 A1, 2010. 12. 02,

CN 1950026 A, 2007. 04. 18,

US 2010/0298678 A1, 2010. 11. 25,

CN 1418072 A, 2003. 05. 14,

审查员 杨星

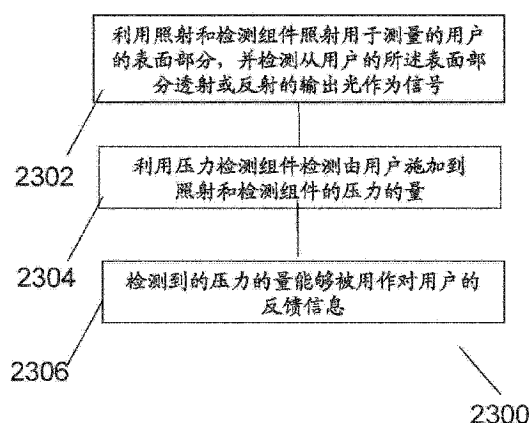
权利要求书3页 说明书19页 附图28页

(54) 发明名称

用于光电体积描记测量的装置和方法

(57) 摘要

一种光学测量装置和使用方法提供从用户的身体部分上的预定位置的非侵入生理测量。光学测量装置提供：照射和检测组件，其被配置为生成和检测具有光电体积描记(PPG)信号形式的预定波长范围的光，以及压力检测组件，其被配置为检测通过正在测量的用户施加到测量装置的压力的量。反馈单元，诸如便携式形式装置，可以被耦合到测量装置，以向用户提供对检测的PPG信号和施加的压力的水平的实时反馈，从而用户可以调节施加的压力的量以改善检测的PPG信号的质量。



1. 一种光学测量装置,包括:

照射和检测组件,其被配置为:向用于测量的用户的表面部分输出光,以及检测从所述用户的所述表面部分透射或反射的输出光作为信号;

压力组件,其与所述照射和检测组件分离并被配置为检测由所述用户施加到所述照射和检测组件的压力的量,所述压力组件包括力传感器,用于感测从所述用户物理传递的力;

其中所述照射和检测组件以及所述压力组件被配置为与反馈单元通信,所述反馈单元被配置为通过计算对应于各种施加的压力的量的检测的信号波形下方的面积,并从所述各种施加的压力的量中确定对应于最大的计算面积的最优压力,来将检测的信号的质量与施加的压力的量相关。

2. 根据权利要求1所述的光学测量装置,其中所述反馈单元进一步被配置为向用户提供与所述最优压力相关的反馈。

3. 根据权利要求1所述的光学测量装置,其中所述照射和检测组件以及压力组件被集成到单个便携式装置中,并且进一步分离地提供所述反馈单元。

4. 根据权利要求1所述的光学测量装置,其中所述压力组件包括不可动部分,从而在使用中所述压力组件基本不变形或移位。

5. 根据权利要求1所述的光学测量装置,其中所述装置是基于反射的装置。

6. 根据权利要求1所述的光学测量装置,其中所述照射和检测组件包括红光LED、红外光LED或者二者。

7. 根据权利要求6所述的光学测量装置,其中能来自红光LED和红外光LED二者的检测的输出光信息获得用户的外周氧饱和度信息。

8. 根据权利要求1所述的光学测量装置,还包括耦合部件,其被配置为用于在无缆配置中耦合到个人移动处理装置。

9. 根据权利要求1所述的光学测量装置,其中所述照射和检测组件、压力组件和反馈单元被集成到便携式装置中。

10. 根据权利要求8所述的光学测量装置,其中所述个人移动处理装置包括所述反馈单元,该反馈单元被配置为将检测的信号的质量与施加的压力的量相关,并将关于相关性的反馈提供给用户。

11. 根据权利要求2所述的光学测量装置,其中所述反馈为对用户是否应调节正施加到所述照射和检测组件的压力的量的指示。

12. 根据权利要求11所述的光学测量装置,其中所述反馈显示最优施加压力的范围以及正由用户施加的实际施加压力。

13. 根据权利要求12所述的光学测量装置,其中所述最优施加压力的范围对应于零跨壁压力的状态。

14. 根据权利要求2所述的光学测量装置,其中所述反馈是要求用户增大、减小或保持施加的压力的请求。

15. 根据权利要求2所述的光学测量装置,其中所述反馈是检测的信号和检测的施加压力的实时视觉输出。

16. 根据权利要求9所述的光学测量装置,其中所述反馈单元是包括处理器、存储器和

显示器的便携式计算机。

17. 根据权利要求 9 所述的光学测量装置,其中所述便携式装置被配置有多个照射和检测组件以及多个压力组件。

18. 根据权利要求 3 所述的光学测量装置,其中所述照射和检测组件以及所述压力组件在无线网络上与所述反馈单元通信。

19. 根据权利要求 1 所述的光学测量装置,其中检测的信号是光电体积描记信号。

20. 根据权利要求 8 所述的光学测量装置,其中所述个人移动处理装置是选自于由以下装置构成的组中的一个:移动电话、智能电话、个人数字助理、移动音乐播放器、平板计算机、上网本以及膝上型计算机。

21. 一种用于使用光学测量装置检测生理信号的方法,包括:

利用照射和检测组件照射用于测量的用户的表面部分,并检测来自所述用户的所述表面部分的透射或反射的输出光作为信号;

提供与所述照射和检测组件分离的压力检测组件,所述压力检测组件包括力传感器;

从所述用户物理传递力到所述力传感器;

利用所述压力检测组件检测由用户施加到所述照射和检测组件的压力的量;以及

通过计算对应于各种施加的压力的量的检测的信号波形下方的面积,并从所述各种施加的压力的量中确定对应于最大的计算面积的最优压力,来将检测的信号的质量与施加的压力的量相关。

22. 根据权利要求 21 所述的方法,还包括使用反馈单元向用户提供与所述最优压力相关的反馈。

23. 根据权利要求 22 所述的方法,其中所述照射和检测组件以及压力检测组件被集成到单个便携式装置中,并且进一步分离地提供所述反馈单元。

24. 根据权利要求 21 所述的方法,其中所述压力组件在使用中基本不变形或移位。

25. 根据权利要求 21 所述的方法,其中所述光学测量装置是基于反射的装置。

26. 根据权利要求 21 所述的方法,其中所述照射和检测组件包括红光 LED、红外光 LED 或者二者。

27. 根据权利要求 26 所述的方法,还包括从来自红光 LED 和红外光 LED 二者的检测的输出光信息获得用户的外周氧饱和度信息。

28. 根据权利要求 21 所述的方法,还包括在无缆配置中将耦合部件耦合到个人移动处理装置。

29. 根据权利要求 22 所述的方法,还包括向用户提供是否应调节正被施加到所述照射和检测组件的压力的量的指示。

30. 根据权利要求 21 所述的方法,还包括显示最优施加压力的范围以及正由用户施加的实际施加压力。

31. 根据权利要求 21 所述的方法,还包括显示最优施加压力的范围,其对应于零跨壁压力的状态。

32. 根据权利要求 21 所述的方法,还包括请求用户增大、减小或保持施加的压力。

33. 根据权利要求 21 所述的方法,还包括显示检测到的信号和检测到的施加压力的实时视觉输出。

34. 根据权利要求 22 所述的方法,其中所述反馈单元是包括处理器、存储器和显示器的便携式计算机。

35. 根据权利要求 22 到 34 中任一项所述的方法,其中所述照射和检测组件、压力组件和反馈单元被集成到便携式装置中。

36. 根据权利要求 35 所述的方法,其中所述便携式装置被配置有多个照射和检测组件以及多个压力组件。

37. 根据权利要求 34 所述的方法,还包括在所述反馈单元以及所述照射和检测组件以及压力组件之间无线通信。

38. 根据权利要求 28 所述的方法,还包括:将检测到的信号的质量与施加的压力的量相关;以及利用反馈单元将关于相关性的反馈提供给用户;其中所述个人移动处理装置包括该反馈单元。

39. 根据权利要求 21 所述的方法,其中检测到的信号是光电体积描记信号。

40. 一种用于个人移动处理装置的附件,所述附件包括:

与所述个人移动处理装置的照射和检测组件分离的压力组件,所述压力组件被配置为检测由用于测量的用户的表面部分施加的压力的量,所述压力组件包括力传感器,用于感测从所述用户物理传递的力;以及

其中所述照射和检测组件和所述压力组件被配置为与所述个人移动处理装置的反馈单元通信,所述反馈单元被配置为通过计算对应于各种施加的压力的量的检测的信号波形下方的面积,并从所述各种施加的压力的量中确定对应于最大的计算面积的最优压力,来将检测的信号的质量与施加的压力的量相关。

41. 根据权利要求 40 所述的附件,其中所述个人移动处理装置进一步被配置为向用户提供与所述最优压力相关的反馈。

42. 根据权利要求 40 所述的附件,其中所述压力组件包括使得所述压力组件在使用中基本不变形或移位的不可动部分。

43. 根据权利要求 40 所述的附件,其中所述附件被能拆卸地附接到所述个人移动处理装置的外罩。

44. 根据权利要求 40 所述的附件,其中所述附件被集成地附接到所述个人移动处理装置的外罩。

45. 根据权利要求 40 到 44 中任一项所述的附件,其中所述个人移动处理装置是选自于由以下装置构成的组中的一个:移动电话、智能电话、个人数字助理、移动音乐播放器、平板计算机、上网本以及膝上型计算机。

用于光电体积描记测量的装置和方法

技术领域

[0001] 本发明主要涉及用于非侵入光学生理测量的装置和方法,包括从用户检测光电体积描记(photoplethysmography, PPG)信号,且尤其涉及一种光学测量装置的压力检测组件,其检测用户施加到装置的压力的量。

背景技术

[0002] 对生理特征的光学监测使用对透射通过正被测量的用户的位置的光的检测。光电体积描记(PPG)是一种光学测量技术,用于通常通过检测透射通过耳垂或指尖的光而检测活组织的微血管床中的血容量变化。当动脉搏动进入毛细血管床时,血管的容量或血液自身的特征的变化修改了毛细血管床的光学特性。PPG信号用于测量外周氧饱和度(SpO_2),其为对诸如血液的流体中的氧饱和度的水平的估计。PPG信号还可以用于测量血压。

[0003] 诸如脉搏血氧计的装置是临床实践中的接受标准,并用于测量通过流过用户的血容量的变化发射的增强的光学搏动信号。脉搏血氧计通常具有朝向光电二极管的一对小的发光二极管(LED),在光电二极管与发光二极管之间放置有用户身体的半透明部分,通常为指尖或耳垂。来自LED的光通过组织并由光电二极管检测。一个LED为波长大约为660纳米(nm)的红光,另一个为波长大约为905、910或940nm的红外光。在这些波长处的吸收在氧合血红蛋白与其脱氧形式之间显著不同。因此,可以从对红光和红外光的吸收的比值,即在测量位置的搏动成分的红光与红外光吸收的比值,计算氧合血红蛋白与脱氧血红蛋白的比值。

[0004] PPG技术的基本形式仅要求少量的光电子部件:用于照射组织(例如皮肤)的光源,以及光电检测器,用于测量与流域容积中的灌注的变化相关联的光强度的小变化。

[0005] 大部分目前可获得的PPG装置依赖于简单的阈值化,或峰值检测算法,以发现检测信号中的主峰值。然而,这些方法在检测信号小于理想情况时通常是不可靠的。当AC信号分量的基线变得有噪声或复杂时,可能遇到特定问题,即使在轻微的移动伪影的情况下也是如此。

[0006] 从而,需要一种光学测量装置和利用光学测量装置检测生理信号的方法,其试图解决上述问题中的至少一个。

发明内容

[0007] 提供了一种用于从活组织的部分获得非侵入生理测量的光学测量装置以及使用所述光学测量装置的方法,所述光学测量装置更具体包括压力检测组件,该压力检测组件被配置为检测和显示在光学测量期间由用户的身体部分施加到该装置的压力的量。当用户对光学测量装置施加适当的压力量时,可以增大诸如光电体积描记信号的检测的光学测量信号的最终信噪比,并且可以从用户获得更精确的测量。通过分析检测的光学测量信号,并将信号的高信噪比部分与对应的施加的压力相关,可以实时确定最优压力。可以对用户提供指示用户正在施加的压力的量是否应增加、减小或保持在相同水平的实时反馈,以连续

获得最高质量信号。光学测量装置可以有助于提供对每个个体用户定制的最优压力确定，从而获得用于每个用户的最终最优测量信号。

[0008] 在一些示例实施例中，提供一种光学测量装置，包括：照射和检测组件，其被配置为向用户的活组织的部分输出光，并检测透射或反射的光作为信号；压力组件，其被配置为检测通过用户的活组织的部分施加到所述照射和检测组件的压力的量；以及反馈单元，其被配置为将检测的信号的质量与施加的压力的量相关，并将关于相关性的反馈提供给用户。

[0009] 该反馈可以是对用户是否应调节正被施加到照射和检测组件的压力的量的指示。

[0010] 反馈可以显示最优施加压力的范围以及正由用户施加的实际施加压力。

[0011] 最优施加压力的范围可以对应于零跨壁压力的状态。

[0012] 反馈可以是对用户增加、减小或保持施加的压力的请求。

[0013] 反馈可以是检测的信号和检测的施加压力的实时视觉输出。

[0014] 反馈单元可以是便携式计算机，其包括处理器、存储器和显示器。

[0015] 照射和检测组件、压力组件和反馈单元可被集成到便携式装置中。

[0016] 便携式装置可配置有多个照射和检测组件和多个压力组件。

[0017] 照射和检测组件和压力组件可在无线网络上与反馈单元通信。

[0018] 检测信号可以是光电体积描记 (PPG) 信号。

[0019] 在一些示例实施例中，一种用于利用光学测量装置检测生理信号的方法包括：利用照射和检测组件照射用户的活组织的部分，并检测透射或反射的光作为信号；利用压力检测组件检测通过用户的活组织的部分施加到照射和检测组件的压力的量；将检测的信号的质量与施加的压力的量相关；以及利用反馈单元对用户关于相关性的反馈。

[0020] 该方法可以包括对用户是否应调节正被施加到照射和检测组件的压力的量的指示。

[0021] 该方法还可以包括显示最优施加压力的范围以及正由用户施加的实际施加压力。

[0022] 该方法可包括提供最优施加压力的范围，其对应于零跨壁压力的状态。

[0023] 该方法可包括请求用户增加、减小或保持施加的压力。

[0024] 该方法可包括显示检测的信号和检测的施加压力的实时视觉输出。

[0025] 该方法可包括在具有处理器和存储器的计算机的显示器上提供反馈。

[0026] 照射和检测组件、压力组件和反馈单元可被集成到便携式装置中。

[0027] 便携式装置可配置有多个照射和检测组件和多个压力组件。

[0028] 该方法可包括在反馈单元和照射和检测组件和压力组件之间无线通信。

[0029] 检测信号可以是光电体积描记 (PPG) 信号。

[0030] 在一些示例实施例中，提供一种计算机程序产品，用于利用光学测量装置检测生理信号，该计算机程序产品包含在计算机可读介质上并当由具有处理器和存储器的计算机执行时执行包括如下步骤的方法：利用照射和检测组件照射用户的活组织的部分，并检测透射或反射的光作为信号；检测通过用户的活组织的部分施加到照射和检测组件的压力的量；将检测的信号的质量与施加的压力的量相关；以及对用户提供关于相关性的反馈。

[0031] 根据本发明的一方面，提供了一种光学测量装置，包括：照射和检测组件，其被配置为：向用于测量的用户的表面部分输出光，以及检测从所述用户的所述表面部分透射或

反射的输出光作为信号；压力组件，其被配置为检测通过所述用户施加到所述照射和检测组件的压力的量；其中检测到的压力的量能够用作对用户的反馈信息。。

[0032] 照射和检测组件和压力组件可以被集成到单个便携式装置，并且可以进一步分离地提供反馈单元。

[0033] 压力组件在使用时可以基本不变形或移位。

[0034] 所述装置可以是基于反射(reflectance-based)的装置。

[0035] 照射和检测组件可包括红光发光二极管(LED)、红外光 LED 或者二者。

[0036] 可以从来自红光 LED 和红外光 LED 二者的检测输出光获得用户的外周氧饱和度(SPO2)信息。

[0037] 光学测量装置还可以包括耦合部件，其被配置为用于在无缆配置中耦合到个人移动处理装置。

[0038] 反馈单元可以被配置为将检测信号的质量与施加压力的量相关，并将关于相关性的反馈提供给用户。

[0039] 照射和检测组件、压力组件和反馈单元可被集成到便携式装置中。

[0040] 个人移动处理装置可包括反馈单元，该反馈单元被配置为将检测信号的质量与施加压力的量相关，并将关于相关性的反馈提供给用户。

[0041] 反馈可以是对用户是否应调节正被施加到照射和检测组件的压力的量的指示。

[0042] 反馈可以显示最优施加压力的范围以及正由用户施加的实际施加压力。

[0043] 最优施加压力的范围可以对应于零跨壁压力的状态。

[0044] 反馈可以是对用户增加、减小或保持施加的压力的请求。

[0045] 反馈可以是检测的信号和检测的施加压力的实时视觉输出。

[0046] 反馈单元可以是便携式计算机，其包括处理器、存储器和显示器。

[0047] 便携式装置可配置有多个照射和检测组件和多个压力组件。

[0048] 照射和检测组件和压力组件可在无线网络上与反馈单元通信。

[0049] 检测信号可以是光电体积描记(PPG)信号。

[0050] 个人移动处理装置可以是选自由以下装置构成的组中的一个：移动电话、智能电话、个人数字助理(PDA)、移动音乐播放器、平板电脑、上网本以及膝上型计算机。

[0051] 根据本发明的另一方面，提供了一种用于使用光学测量装置检测生理信号的方法，包括：利用照射和检测组件照射用于测量的用户的表面部分，并检测来自所述用户的所述表面部分的透射或反射的输出光作为信号；利用压力检测组件检测通过用户施加到所述照射和检测组件的压力的量；其中检测到的压力的量能够用作对用户的反馈信息。

[0052] 照射和检测组件和压力检测组件可以被集成到单个便携式装置中，并且可以进一步分离地提供反馈单元。

[0053] 压力组件在使用时可以基本不变形或移位。

[0054] 所述测量装置可以是基于反射的装置。

[0055] 照射和检测组件可包括红光发光二极管(LED)、红外光 LED 或者二者。

[0056] 该方法还可以包括从来自红光 LED 和红外光 LED 二者的检测输出光获得用户的外周氧饱和度(SPO2)信息。

[0057] 该方法还可以包括在无缆配置中将耦合部件耦合到个人移动处理装置。

[0058] 该方法还可以包括：将检测信号的质量与施加压力的量相关；并利用反馈单元将关于相关性的反馈提供给用户。

[0059] 该方法可以包括对用户是否应调节正被施加到照射和检测组件的压力的量的指示。

[0060] 该方法还可以包括显示最优施加压力的范围以及正由用户施加的实际施加压力。

[0061] 该方法可包括显示最优施加压力的范围，其对应于零跨壁压力的状态。

[0062] 该方法可包括请求用户增加、减小或保持施加的压力。

[0063] 该方法可包括显示检测的信号和检测的施加压力的实时视觉输出。

[0064] 反馈单元可以是便携式计算机，其包括处理器、存储器和显示器。

[0065] 照射和检测组件、压力组件和反馈单元可被集成到便携式装置中。

[0066] 便携式装置可配置有多个照射和检测组件和多个压力组件。

[0067] 该方法可包括在反馈单元和照射和检测组件和压力组件之间无线通信。

[0068] 该方法还可以包括：将检测信号的质量与施加压力的量相关；并利用反馈单元将关于相关性的反馈提供给用户；其中所述个人移动处理装置包括所述反馈单元。

[0069] 检测信号可以是光电体积描记 (PPG) 信号。

[0070] 根据本发明另一方面，提供一种计算机可读介质，其上存储有用于指示光学测量装置的处理器执行用于利用该光学测量装置检测生理信号的方法的指令，该方法包括：利用照射和检测组件照射用于测量的用户的表面部分，并检测来自所述用户的表面部分的透射或反射的输出光作为信号；利用压力检测组件检测通过用户施加到照射和检测组件的压力的量；其中检测到的压力的量能够用作对用户的反馈信息。

[0071] 照射和检测组件和压力检测组件可以被集成到单个便携式装置，并且可以进一步分离地设置反馈单元。

[0072] 压力组件在使用时可以基本不变形或移位。

[0073] 照射和检测组件可包括红光发光二极管 (LED)、红外光 LED 或者二者。

[0074] 该介质的方法还可以包括从来自红光 LED 和红外光 LED 二者的检测输出光获得用户的外周氧饱和度 (SP02) 信息。

[0075] 该介质的方法还可以包括：将检测信号的质量与施加压力的量相关；并利用反馈单元将关于相关性的反馈提供给用户。

[0076] 根据本发明另一方面，提供一种用于个人移动处理装置的附件，所述附件包括压力组件，其被配置为检测由用于测量的用户的表面部分施加到所述个人移动处理装置的照射和检测组件的压力的量。

[0077] 压力组件在使用时可以基本不变形或移位。

[0078] 该附件可以被可拆卸地附接到个人移动处理装置的外壳上。

[0079] 该附件可以被集成地附接到个人移动处理装置的外壳上。

[0080] 个人移动处理装置可以是选自由以下装置构成的组中的一个：移动电话、智能电话、个人数字助理 (PDA)、移动音乐播放器、平板计算机、上网本以及膝上型计算机。

[0081] 关于本发明的其他方面将部分在下文的说明书中提出，部分将通过说明书而显而易见，或者可通过本发明的实践而获知。通过尤其在下面的详细描述和所附权利要求中指出的元件和元件的组合以及各方面，可以实现和获得本发明的各方面。

[0082] 可以理解,上文和下文的描述都仅仅是示例性的和说明性的,而不是以任何方式限制所要求保护的本发明或其应用。

附图说明

[0083] 被并入并构成说明书的一部分的附图示出了本发明的实施例,并与说明书一起用于说明和示意本发明的原理。具体为:

[0084] 图 1 为现有技术中常规的光电体积描记器(PPG)及其部件的图示;

[0085] 图 2 为现有技术中常规的 PPG 的 AC 脉冲波形的图示;

[0086] 图 3 为当施加低外部压力时血管截面的图示;

[0087] 图 4 为当施加高外部压力时血管截面的图示;

[0088] 图 5 为在零跨壁压力状态中增加外部压力的量期间接收的 PPG 信号的振幅的图示;

[0089] 图 6A 为根据示例实施例的光学测量装置的图示;

[0090] 图 6B 为根据示例实施例的光学测量装置的分解图示,包括照射和检测组件以及压力检测组件;

[0091] 图 7A 和 7B 为根据一个示例实施例的光学测量装置的照射和检测组件和压力检测组件以及利用人的手指的使用方法的展开图示;

[0092] 图 8 示出当随时间变化的 PPG 信号的测量电压的图形对应于随时间变化的施加压力的图形时其图形比较;

[0093] 图 9A 和 9B 示出根据示例实施例的与光学测量装置连接的反馈单元,诸如具有显示器的便携式装置,以及用户与其的交互;

[0094] 图 10 示出根据示例实施例的显示器上的图形用户界面(GUI),包括对 PPG 信号的图形表示和对施加压力的图形表示;

[0095] 图 11 示出根据示例实施例的与光学测量装置集成的便携式装置;

[0096] 图 12 示出根据示例实施例的与便携式装置的触摸显示屏集成的光学测量装置;

[0097] 图 13A 和 13B 示出根据示例实施例的与横向配置的光学测量装置连接的便携式装置以及用户与其的交互;

[0098] 图 14A 和 14B 示出根据示例实施例的横向地与多个光学测量装置集成的便携式装置以及用户与其的交互;

[0099] 图 15A 和 15B 示出根据示例实施例的与位于便携式装置的侧面部分上的多个光学测量装置集成的便携式装置;

[0100] 图 16A 和 16B 为根据一个示例实施例的利用光学测量装置与人的手指检测人的血压的方法的备选实施例的展开图示;

[0101] 图 17 为根据示例实施例的光学测量装置的框图;

[0102] 图 18A、18B 和 18C 为根据示例实施例的用于获得 PPG 信号的直流(DC)分量的过程中的信号的图示;

[0103] 图 19 为根据示例实施例的在获得 PPG 信号的过程期间执行的数据收集的序列的图示;

[0104] 图 20 为示出根据示例实施例的利用来自压力检测组件的反馈测量光学测量装置

上的 PPG 信号的方法的流程图；

[0105] 图 21A、21B 和 21C 为根据示例实施例的将用于测量光学 PPG 信号的方法中的 PPG 波形与施加电压之间的相关性的图形表示；

[0106] 图 22 为根据示例实施例的可实现所述装置和方法的计算机系统的框图；

[0107] 图 23 为示出利用示例实施例中的光学测量装置检测生理信号的方法的示意流程图；

[0108] 图 24 示出示例实施例中的用于实现基于压电的感测装置的简化的示例表示电路图；

[0109] 图 25A 为根据本文公开的另一实施例的悬臂型光学测量装置的截面图；

[0110] 图 25B 为图 25A 的光学测量装置的分解图；

[0111] 图 25C 为仅示出可用于传递和感测施加的力的主要部件的图 25A 的简化图；

[0112] 图 25D 和图 25E 为示例悬臂型力施加的示意图；

[0113] 图 25F 为图 25B 的透明塑料片的底侧以及塑料外壳的顶部的透视图；

[0114] 图 25G 为本文公开的光学测量装置的另一个示例实施例的分解图；

[0115] 图 25H 为在各个剥离水平以强调透明塑料片的结构图 25A 的组装光学测量装置的截面图；

[0116] 图 25I 为在各个剥离水平以强调不透明或基本不透明的塑料片的结构图 25G 的组装光学测量装置的截面图。

具体实施方式

[0117] 这里更全面地描述了一种用于获得非侵入生理测量的光学测量装置以及使用所述光学测量装置的方法，所述装置包括压力检测组件，该压力检测组件被配置为检测在光学测量期间由用户的身体部分施加到该装置的压力的量。当用户对光学测量装置施加适当的压力的量时，可以增大检测的光学测量信号的最终信噪比，并且可以从用户获得更精确的测量。通过分析检测的光学测量信号，并将信号的高信噪比部分与对应的施加压力相关，可以实时确定最优压力。可以对用户提供指示用户正在施加的压力的量是否应增加、减小或保持在相同水平的实时反馈。光学测量装置因此可以有助于提供对每个个体用户定制的最优压力确定，从而获得用于每个用户的最终最优测量信号。

[0118] 本文的描述在特定部分中可以被明确地或暗含地描述为用于在计算机存储器或电子电路内的数据上运算的算法和 / 或函数运算。这些算法描述和 / 或函数运算通常由信息 / 数据处理领域中的技术人员使用，以高效地描述。算法通常与导致期望结果的步骤的自洽序列相关。算法步骤可包括物理操控物理量，诸如能够被存储、传输、转移、组合、比较以及其他操控的电、磁或光学信号。

[0119] 另外，除非另外具体指出，并且将通常从下文显而易见，本领域技术人员将理解，在本发明全文中，使用诸如“扫描”、“计算”、“确定”、“替换”、“生成”、“初始化”、“输出”等术语的讨论指的是指示处理器 / 计算机系统或类似电子电路 / 装置 / 部件的动作和处理，所述指示处理器 / 计算机系统或类似电子电路 / 装置 / 部件将被表示为所述系统内的物理量的数据操控 / 处理并转换为被类似地表示为该系统或其他信息存储、传输或显示装置等中的物理量的其他数据。

[0120] 说明书还公开了用于执行所述方法的步骤的相关装置 / 设备。该设备可针对所述方法的目的被具体构造,或可以包括通用计算机 / 处理器或通过存储在存储部件中的计算机程序被选择性地激活或重配置的其他装置。本文所述的算法和显示不是固有地涉及任何特定计算机或其他设备。可以理解,根据本文的教导可以使用通用装置 / 机器。备选地,可能期望用于执行方法步骤的专用装置 / 设备的构造。

[0121] 另外,认为描述还暗含地涵盖计算机程序,其中,显然的是,通过计算机代码可以实现本文所述的方法的步骤。可以理解,可以使用各种编程语言和编码以实现本文的描述的教导。而且,计算机程序如果可应用则不限于任何特定控制流程,并且可以在不偏离本发明范围的情况下使用不同的控制流程。

[0122] 另外,计算机程序的一个或多个步骤如果可应用则可被并行和 / 或顺序执行。这样的计算机程序如果可应用则可被存储在任何计算机可读介质中。计算机可读介质可包括存储装置,诸如磁盘或光盘、存储器芯片、或其他适于与合适的读取器 / 通用计算机接口的存储装置。计算机可读介质甚至可以包括诸如在互联网系统中示例的有线介质、或者诸如在蓝牙技术中示例的无线介质。计算机程序在被加载或在合适的读取器上执行时有效地导致可实现所述方法的步骤的设备。

[0123] 示例实施例还可以实现为硬件模块。模块为功能硬件单元,其被设计为与其他部件或模块使用。例如,模块可利用数字或分立电子部件实现,或者其可以形成诸如专用集成电路(ASIC)的整体电子电路的部分。本领域技术人员可以理解,示例实施例还可以实现为硬件和软件模块的组合。

[0124] 在下文的具体描述中,将参考附图。上述附图示意地而不是限制地示出根据本发明原理的具体实施例和实施方式。对这些实施方式进行了充分详细地描述,以使得本领域技术人员能够实施本发明,并且可以理解,在不偏离本发明范围和精神下,可以使用其他实施方式,并且可以对各个元件进行结构变化和 / 或替换。从而,下面的具体描述不应被解读为具有限制意义。另外,所述的本发明的各个实施例可以以以下形式实现:在通用计算机上运行的软件的形式、专用硬件的形式、或软件和硬件的组合。

[0125] 在下文的描述中,可以理解,所述的光学测量装置可以是,但不限于,基于反射的测量装置。在一些示例实施例中,可来自红光 LED 和红外光 LED 二者的检测输出光获得用户的外周氧饱和度(SPO₂)信息。在一些示例实施例中,测量装置可用作个人移动处理装置的附件。

[0126] 另外,在本文的描述中,本文使用的术语“光”应广义地解释,而不仅限于可见光。本文使用的术语“光”可包括但不限于,X 射线光线、可见光线、紫外光线以及红外光线。

[0127] 图 1 和图 2 用于简要描述 PPG 信号的分量。图 1 示出光电体积描记(PPG)信号 100 的图形表示,其通常可以分为两个分量:AC 分量 102,其由在搏动动脉血容量 106 中的光的吸收导致;以及 DC 分量 104,其由通过非搏动动脉血液——即静脉血液和毛细血管血液 108 产生的吸收、以及组织吸收 110 导致。

[0128] 在图 1 中,该 AC 分量 102 被叠加在与组织和平均血容量相关的大量的准 DC 分量 104 上。该 DC 分量 104 根据呼吸、血管舒缩活动以及血管收缩波缓慢变化。通过适当的电子过滤和放大,可以提取 AC 分量 102 和 DC 分量 104 二者以用于随后的脉冲波分析。

[0129] 描述了并在图 2 中示出 PPG AC 脉冲波形 102 的两个重要特征,其中将脉冲波形的

表现定义为两个相位：作为脉冲的上升沿的第一升线相位 112，以及作为脉冲的下降沿的第二降线相位 114。第一相位 112 主要与心脏收缩相关，而第二相位 114 代表心脏舒张期和来自外周的波反射 116。在具有健康动脉的对象的第二降线相位 114 中通常看到重搏切迹 118。

[0130] 如所讨论的，通过使用光学测量的对表示身体中器官的体积的变化的生理信号的获取被称为光电体积描记 (PPG)。获得光学 PPG 信号通常要求在正在测量的身体表面上施加外部压力。该压力与以高信噪比获得良好质量的 PPG 信号相关。

[0131] 然而，外部施加的压力不能过大或过小，否则检测的 PPG 信号的质量将较低。例如，如图 3 中血管 300 的截面所示，在相比于测量位置 302 的内部动脉压力而不足地施加外部力的情况中，内部压力太低而不能获得适当的测量值，从而获得低的 PPG 信号。相反，如图 4 所示，施加过多的外部力导致血管 300 在施加压力的测量位置 302 堵塞，从而导致规则血流的阻力并生成歪斜的 PPG 信号数据。如果外部压力过小或过高，则在血管 300 的壁处的反应压力低，从而将观察到小 PPG 信号。图 5 为相比于施加的外部压力的量的测量 PPG 信号的振幅 502 的图示。在范围 A 中的低施加压力下，振幅 502 对应地低。当施加的压力增大时，在范围 B 中，振幅也增大。然而，当施加的压力增大超过特定点时，振幅再次减小，如范围 C 所示。

[0132] 为获得强 PPG 信号，外部压力应足以最小化跨壁压力以使得外部压力等于内部压力。图 5 还示出了其中 PPG 信号的振幅处于其峰值的范围 B 中的范围 504。在该范围 504 中，外部施加的压力与内部动脉压力瞬时平衡，从而导致零跨壁压力的状态。在零跨壁压力，动脉壁未受负荷，并且动脉将不改变尺寸。从而，在测量区域处的动脉内的血容量将不变化，并可以被精确测量以提供良好质量的 PPG 信号。

[0133] 在示例实施例中，压力组件有助于实现并保持最优压力，以在延伸的时段上获得最优 PPG 信号。优选，通过对正在测量的用户提供实时、瞬时反馈，用户能够即刻调节施加到装置的压力的量以获得最优 PPG 信号。然而，最优压力不仅可以是零跨壁压力状态的结果，还可以源自当光进出正在测量的用户的组织部分时光的吸收和散射路径的效果。例如，当压力过低时，光源可能不能穿透正在测量的血管周围的组织。从而，光可能不能有效地足以检测到良好的 PPG 信号地进出手指。当压力过高时，光不能被吸收或散射，从而检测的光量不足以获得良好的 PPG 信号。

[0134] 在一个示例实施例中，装置可有助于向用户提供指示用户是否正在施加不够的压力、过高的压力或正确的压力量的反馈。至用户的反馈可以在视觉显示或可听声音的形式中为可视的或可听的，并且具体可以为对正由装置捕获的实时 PPG 信号的显示。该反馈还可以为更简化的显示，该显示指示用户是否应采取行动以增大或减小正施加到装置的压力的量。在另一个实施例中，反馈可以是触觉反馈的形式，其中装置在施加的压力处于最优范围时产生例如小振动。

[0135] 本文所述的示例实施例试图提供能够增大在用户的身体部分的测量位置处的照射区域的光学信号中的信噪比的装置和方法。示例实施例还用于检测由从测量位置反射的光和通过测量位置透射的光二者形成的光学响应。本文所述的示例实施例使用将正朝向测量位置 (即，血管) 的光的反射重新定向回到感兴趣区域。

[0136] 在另一个示例实施例中，装置可对每个个体用户执行一系列校准步骤，以确定用

于每个个体的最优压力范围。后续的捕获 PPG 信号的步骤将然后使用预定最优范围作为基准以获得最优 PPG 信号。

[0137] I. 装置概述

[0138] 图 6A 示出光学测量装置 600 的一个示例实施例,并且图 6B 示出光学测量装置 600 的分解图,示出照射和检测组件 602 和压力检测组件 604 的布置。如图 6A 所示,照射和检测组件 602 和压力检测组件 604 可以被集成为由外壳 601 围绕的单个、紧凑的光学测量装置 600 以用于便携式用途。在图 6B 中的分解图中,外壳 601 示出为被分为顶罩 603 和底罩 605,其中装有照射和检测组件 602 和压力检测组件 604。压力检测组件 604 与照射和检测组件 602 的集成为用户提供简单、舒适的交互。在一个实施例中,压力检测组件 602 包括不可动部分,从而压力检测组件 602 不使用弹簧 / 弹性力,并且在使用中基本不变形或移位。即,当通过用户向压力检测组件施加外部压力或力时,压力检测组件基本不变形或移位。结合例如外部反馈单元使用压力检测组件 604 可以向用户提供实时反馈,其改善了接收的 PPG 信号的质量或振幅。光学测量装置 600 与反馈单元 606 连接(参考图 9A),反馈单元 606 从光学测量装置 600 接收 PPG 信号和压力测量值,并向用户提供关于正在施加的压力的量的反馈。因此,在该实施例中,反馈单元 606 可以与光学测量装置 600 分离地提供。照射和检测组件 602 可以称为 PPG 传感器,并包括光源 608 和多个光检测器 610 (参考图 17),其中光源 608 通过用户的测量位置处的活组织的部分传播光。光检测器 610 然后检测通过用户的活组织的部分透射或从用户的活组织的部分反射的光。在一个示例实施例中,压力检测组件 604 是压力传感器,其检测通过用户的身体部分(诸如手指)施加的压力的量。压力传感器可以是薄膜柔性印刷电路,诸如基于压电的或压阻的感测装置,其中通过电路感测的电阻变化与施加在感测装置上的力的变化成反比。在一些示例实施例中,电路为微机电(MEMS)条。然而,可以使用任何能够感测施加的接触力的其他力测量装置。优选,压力传感器包括不可动部分,不使用弹簧 / 弹性力,并且在使用中基本不变形或移位。

[0139] 在特定实施例中,光学测量装置的压力检测组件可包括与力传递部件耦合的悬臂装置,以通过悬臂力矩将施加的力传递到力传递部件。该悬臂装置可以是由至少一个支点支持的梁状结构。在一个实施例中,当在使用时,将该支点设置于该梁状结构的一端。悬臂装置还可以包括配合装置,其能够与光学测量装置的外壳的互补匹配装置相配合。该悬臂装置的配合装置可以是能够与外壳的匹配装置配合从而使得悬臂装置可以紧密地装入外壳中的任何物理特征。同样,外壳的匹配装置可以是能够与悬臂装置的配合装置配合以提供与其的稳固接合的任何物理特征。在一个实施例中,配合装置包括选自如下特征构成的组中的一个或多个特征:凸出、隆起、邻接、延伸等,而匹配装置包括选自如下特征构成的组中的一个或多个特征:孔、凹槽、凹陷、开口、孔径等。在另一个实施例中,匹配装置包括选自如下特征构成的组中的一个或多个特征:凸出、隆起、邻接、延伸等,而配合装置包括选自如下特征构成的组中的一个或多个特征:孔、凹槽、凹陷、开口、孔径等。优选,配合装置和匹配装置都是彼此互补的阶状结构。在其他实施例中,悬臂装置可以是力传递部件的部分,并且反之亦然,从而悬臂装置和力传递部件都形成单个整体结构。

[0140] 图 25A 为根据本文公开的另一实施例的悬臂型光学测量装置的截面图。光学测量装置 2500 包括设置在相同的水平面(相对于感测装置底部)和相同基底上的发光二极管 2502 形式的波发射器和光电检测器 2504 形式的波检测器,所述基底为印刷电路板 2512 的

形式。波发射器和波检测器可以是照射检测组件的部分。基底或印刷电路板 2512 还包括设置在 LED2502 与光电检测器 2504 之间的开口 2520。力传递部件包括塑料组件片 2506 和上方部分 2508, 该力传递部件被布置为使得塑料组件片 2506 通过开口 2520 在发光二极管 2502 与光电检测器 2504 之间延伸。力传递部件可以是压力组件的部分。上方部分 2508 被设置以增加可用的总表面积, 以基本防止由 LED2502 发射的光直接射到光电检测器 2504。在该示例实施例中, 上方部分 2508 被插入塑料组件片中, 使得二者都彼此紧密配合。上方部分 2508 还可以设置为其他形式、形状和 / 或取向, 只要其用于基本防止由 LED2502 发射的光直接射到光电检测器 2504 即可。上方部分 2508 可以是附接到塑料组件片 2506 的可拆卸部分。备选地, 上方部分 2508 可以是形成为单个结构的塑料组件片 2506 的连续部分。塑料组件片 2506 是不透明的, 并且基本不允许来自发光二极管 2502 的光直接射到光电检测器 2509。上方部分 2508 也是不透明的。然而, 上方部分 2508 包括用于允许从发光二极管 2502 发射的光通过的出入孔 2508a、以及用于允许反射的光通过以到达光电检测器 2504 的出入孔 2508b。从图 25A 可以看出, 作为整体的力传递部件 2506 示出为具有叉状横截面区域, 以允许上方部分 2508 置于其上。叉状横截面区域对上方部分 2508 提供稳定性, 还有助于传递通过悬臂型力矩施加的力。根据侧视图, 叉状横截面区域示出为包括具有多个壁 (例如两个壁) 的底部, 所述多个壁从底部延伸从而基本垂直于所述底部。根据侧视图, 所述壁彼此以一定距离隔开。根据三维透视图, 力传递部件 2506 实际中可以是具有叉状横截面区域的底部延伸的外周壁。该外周壁可以连续接合从而其形成围绕底部上的空间的包围 (例如如图 25B 的部件 2506 中所示)。外周壁可以是环状的或任何其他形状, 只要其形成围绕底部上的空间的包围即可。在其他实施例中, 外周壁还可以包括一个或多个打断其连续性的间隙, 然而其仍可被认为是基本围绕底部上的空间。由于从底部延伸的壁, 由壁围绕的底部上的空间可以被看作凹陷或腔。在一些其他情况中, 可以将壁看作围绕底部上的空间的建立区。上方部分 2508 可具有与该凹陷或腔互补的凸出 2508c, 从而上方部分 2508 的凸出可插入到塑料组件片 2506 内的凹陷或腔 2506a 中, 以提供更紧密或刚性的配合。可以理解, 在一些示例实施例中, 该互补配合结构可以被反转, 以使得凹陷或腔现在位于上方部分上, 并且凸出位于力传递部件上。

[0141] 力传递部件 2506 的定位和结构基本防止由发光二极管 2502 发射的光直接射到光电检测器 2509。力传递部件被置于力传感器 2518 形式的感测基底上。力传感器 2518 可以被设置为柔性印刷电路, 其感测接触力并经位于力传感器 2518 的一端的电连接器 (图 25A 中未示出) 将相关联的电信号提供给印刷电路板 2512。由于其柔性, 力传感器 2518 在力传递部件向金属连接器 2518 传递力时可以略微变形。光学测量装置 2500 还包括塑料外壳 2514, 用于容纳上述各个部件。在外壳 2514 的顶部, 设置有透明塑料片 2510 形式的取向自由的测量表面, 用于接收将检测的用户的表面部分。透明塑料片 2510 形式的取向自由的测量表面不限于用户的表面部分必须放置的单个取向。例如, 相比于夹子和套筒, 取向自由的测量表面不要求用户的表面部分以特定方式与其接合, 只要与取向自由的测量表面接触的用户表面能够向波检测器反射发射的波即可。从而, 取向自由的测量表面能够有利地检测 2 维表面。另一方面, 当使用夹子或套筒时, 将检测的用户的表面必须是 3 维的, 以确保与用于检测的夹子或套筒的充分接合。透明塑料片 2510 还可以提供另外的保护层, 以防止对 LED 和光电检测器的直接接触和损坏。其还可以用于防止灰尘和小颗粒进入感测装置的外

壳。

[0142] 在该示例实施例中,光学测量装置 2500 还包括数据通信端口 2516 形式的耦合部件,其与印刷电路板 2512 电耦合。数据通信端口 2516 能够向 / 从感测装置 2500 传输电信号。数据通信端口 2516 还能够传输电力以向印刷电路板 2512 及其电连接部件供电,所述连接部件诸如为发光二极管 2502 和光电检测器 2504 和力传感器 2518。

[0143] 在使用中,感测装置 2500 可以经数据通信端口 2516 被连接到个人移动处理单元,例如移动电话。用户然后将期望的将检测的表面(例如手指)置于透明塑料片 2510 上。从发光二极管 2502 发射的光行进通过出入孔 2508a 并射向与透明塑料片 2510 接触的手指表面。从手指表面反射的发射光通过出入孔 2508b 并射向光电检测器 2504。光电检测器 2504 然后经数据通信端口 2516 将代表检测的反射光的电信号传输给移动电话。可以对数据通信端口 2516 设置盖 2516A。同时,通过塑料组件片 2506 将施加的力传递到力检测器 2518。力检测器 2518 然后通过电路板 2512 提供代表所述力的电信号。该电信号然后经数据通信端口 2516 被传输到移动电话。该移动电话可包括处理单元,以处理从光学测量装置 2500 接收的信号。移动电话还可以包括反馈单元,以向用户指示由手指施加的力是过高还是过低。用户然后可以对应地调节所述力或压力,并且一旦检测到最优压力,移动电话将显示从检测的反射光的特性获得的生理特征。

[0144] 图 25B 为图 25A 的感测装置的分解图。各个部件被拆开并且可以清楚地示出。塑料外壳 2514 可以看到被分离为顶部 2514a 和底部 2514b。力传感器 2518 感测接触力,并经由力传感器 2518 一端的电连接器 2519 将相关联的电信号提供给印刷电路板 2512。

[0145] 图 25C 为仅示出可用于传递和感测通过悬臂型力矩施加的力的主要部件的图 25A 的简化图。悬臂结构可以在除了一个方向之外的全部方向限制柱的移动。这可以对柱提供更好的稳定型,并使得用户容易保持恒定的施加力。

[0146] 图 25D 和图 25E 示出示例悬臂型力施加 2530 的示意图。部件 2534 可以视为对图 25B 的透明塑料片 2510 和上方部分 2508 一起的简化表示,部件 2536 可以视为对图 25B 的力传递部件 2506 的简化表示,并且部件 2540 可以视为对图 25B 的力检测器 2518 的简化表示。当在部件 2534 上朝向部件 2536 施加力 F 时,弯曲力矩出现,导致部件 2534 和部件 2536 朝向一个方向变形。该弯曲力矩被传递给部件 2540 以进行检测。

[0147] 图 25F 为图 25B 的透明塑料片 2510 的底侧以及塑料外壳的顶部 2514a 的透视图。如图 25F 所示,透明塑料片 2510 包括凸出 2510a,其能够适配到图 25B 的上方部分 2508 的出入孔 2508a 和 2508b 中,以固定透明塑料片 2510 并防止其不期望的横向移动。

[0148] 图 25G 为本文公开的光学测量装置 2550 的另一个示例实施例的分解图。在该示例实施例中,大部分部件与图 25B 所述相似。这些相似的元件以与图 25B 中使用的附图标记相同但具有标号'的附图标记标记。在该示例实施例中,与图 25B 的实施例的主要区别在于部件 2552 和 2554。部件 2552 为不透明或基本不透明(允许少量的光通过)的塑料片,但是具有允许光通过的出入孔 2552a。部件 2554 是与图 2B 的上方部分 2508 相似的上方部分。然而,部件 2554 基本是透明的,其可以允许光通过。另外,设置凸出 2554a (其也是透明的)以代替图 25B 所示的出入孔 2508a 和 2508b。凸出 2554a 能够适配到不透明或基本不透明的塑料片 2552 的出入孔 2552a 中,以固定塑料片 2552 并防止其不期望的横向移动。可以理解,该配置从图 25F 所示的配置反转。

[0149] 图 25H 为在各个剥离水平以强调透明塑料片的结构的图 25A 的组装感测装置的截面图。如图 25H 所示,透明塑料片 2510 具有紧密适配到外罩 2514 中的支点端 2511a,从而限制了在由 X 和 Y 坐标轴限定的平面中的横向移动(从观看者的角度,Y 轴为进入页面的轴,X 轴为从页面左侧到右侧的轴)。相对端 2511b 可沿 Z 坐标轴向下自由移动(从观看者的角度,Z 轴为从页面的底部到顶部的轴)。然而,透明塑料片 2510 具有阶状外边缘,从而底部表面比其顶部表面宽。外罩 2514 被对应地设置尺寸以仅适配较小的顶表面,而不适配底表面。从而,由于较大的底表面被限制移出外罩表面,悬臂透明片的向上移动不能超过默认位置。当尝试向上移动悬臂透明片 2510 时,相对端 2511b 的阶状边缘与外罩 2514 的互补阶状边缘接合,从而阻止从其预定位置向上移动。这可以防止透明片 2510 落在外罩 2514 之外,并且还可以允许在不施加外部力的情况下测量精确默认压力。在特定实施例中,可以将诸如弹簧的弹性装置耦合到相对端 2511b 的阶状边缘,以当移开用户在其上施加的向下的力时将其返回到其初始配置。当移开用户在相对端上施加的力时,该弹性装置还可以将相对端 2511b 处的阶状边缘向与其接合的外罩 2514 推动。当完全组装时,透明塑料片 2510 (用作悬臂)的支点端 2511a 可位于通信端口 2516 的顶部上,如图 25H 所示。在特定实施例中,可以将诸如弹簧的弹性装置设置在透明塑料片 2510 和通信端口 2516 之间。从图 25H 可以看出,透明塑料片 2510 被置于通信端口 2516 的端部,从而 2511a 的部分是自由的并且不与通信端口 2516 接触。这在力被施加到相对端时可以允许塑料片 2510 的一些顺时针旋转(从图 25H 的观看者的角度看)。由于透明塑料片 2510 还可以用作悬臂,透明塑料片 2510 可基本是柔性的,但是同时具有足够的挠曲强度以承受在 PPG 测量期间由用户施加的力。透明塑料片 2510 还可以具有足够的挠曲强度和 / 或弹性以当施加的力被移开时将其返回到其初始形状 / 位置。在一些其他示例实施例中,透明塑料片 2510 可以被耦合到诸如弹簧的弹性装置,其在施加的力被移开时将透明塑料片 2510 返回到其初始配置。通过不同部件中设置的互补配合结构,可以理解,示例感测装置可以容易地组装以形成刚性和稳定的组件,其阻止了不期望的移动。这可以通过减少存在的未知或可变参数的数目(例如由部件的不期望的移动导致的)而允许感测装置具有高水平的测量精确度和一致性。互补配合结构的另一个优势为,各个部件可以反转地彼此组装或拆卸,使得修理或替换各个部件变得方便。还可以理解,具有其各个互补配合结构的示例感测装置可以被调节为咬合设计,以更容易地组装和拆卸。

[0150] 图 25I 为在各个剥离水平以强调不透明或基本不透明的塑料片的结构的图 25G 的组装感测装置的截面图。如图 25I 所示,塑料片 2552 具有紧密适配到外罩 2514' 中的支点端 2553a,从而限制了在由 X 和 Y 坐标轴限定的平面中的横向移动(从观看者的角度,Y 轴为进入页面的轴,X 轴为从页面左侧到右侧的轴)。相对端 2553b 沿 Z 坐标轴向下自由移动(从观看者的角度,Z 轴为从页面的底部到顶部的轴)。然而,塑料片 2552 具有阶状外边缘,从而底部表面比其顶部表面宽。外罩 2514' 被对应地设置尺寸以仅适配较小的顶表面,而不适配底表面。从而,由于较大的底表面被限制移出外罩表面,悬臂片的向上移动不能超过默认位置。当尝试向上移动悬臂塑料片 2552 时,相对端 2553b 的阶状边缘与外罩 2514' 的互补阶状边缘接合,从而阻止从其预定位置向上移动。这可以防止塑料片 2552 落在外罩 2514' 之外,并且还可以允许在用户不施加外部力的情况下测量精确默认压力。在特定实施例中,可以将诸如弹簧的弹性装置耦合到相对端 2553b 的阶状边缘,以当移开用户在其上施

加的向下的力时将其返回到其初始配置。当移开用户在相对端 2553b 上施加的力时,该弹性装置还可以将相对端 2553b 向与其接合的外罩 2514' 推动。悬臂件 2552 包括另一个中心凸出 2552b,其可以通过上方透明件 2554 的开口 2554b (参考图 25G)延伸并被插入塑料组件片 2506' 中的互补凹陷或腔中,以提供更紧密或刚性的适配。当完全组装时,塑料片 2554 (用作悬臂)的支点端 2553a 可位于通信端口 2516' 的顶部,如图 25I 所示。在特定实施例中,可以将诸如弹簧的弹性装置设置在塑料片 2552 和通信端口 2516' 之间。从图 25I 可以看出,透明塑料片 2552 被置于通信端口 2516' 的端部,从而 2553a 的部分是自由的并且不与通信端口 2516' 接触。这在力被施加到相对端时可以允许塑料片 2552 的一些顺时针旋转(从图 25I 的观看者的角度看)。由于塑料片 2552 还可以用作悬臂,塑料片 2552 可基本是柔性的,但是同时具有足够的挠曲强度以承受在 PPG 测量期间由用户施加的力。塑料片 2552 还可以具有足够的挠曲强度和 / 或弹性以当施加的力被移开时将其返回到其初始形状 / 位置。在一些其他示例实施例中,塑料片 2552 可以被耦合到诸如弹簧的弹性装置,其在施加的力被移开时将塑料片 2552 返回到其初始配置。通过不同部件中设置的互补配合结构,可以理解,示例感测装置可以容易地组装以形成刚性和稳定的组件,其阻止了不期望的移动。这可以通过减少存在的未知或可变参数的数目(例如由部件的不期望的移动导致的)而允许感测装置具有高水平的测量精确度和一致性。互补配合结构的另一个优势为,各个部件可以反转地彼此组装或拆卸,使得修理或替换各个部件变得方便。还可以理解,具有其各个互补配合结构的示例感测装置可以被调节为咬合设计,以更容易地组装和拆卸。

[0151] 尽管在上述描述中,测量表面(其可以为透明塑料片或不透明塑料片)、上方部分和力传递部件看上去被描述为分离的部件,但是在一些实施例中,其可以取作为用于在施加力时获得悬臂力矩的单个整体功能部件的部分。从而,在一些实施例中,塑料片、上方部分和力传递部件可以共同形成单个整体结构,其作为整体可以认为是悬臂结构。

[0152] 另外,尽管在上文描述了,波发射器可以包括 LED,但是在一些实施例中,波发射器可以包括多个 LED,至少一个为红光 LED,并且一个为红外光 LED。

[0153] 图 24 示出示例实施例中的用于实现本文公开的基于压电的感测装置 2400 的简化的示例表示电路图。V 表示电压计, R_1 、 R_2 和 R_3 表示多个电阻器。部件 2402 表示基于压电的材料(例如,压电的或压阻的),其可以示出为一个或多个电阻器,其中的一个或多个为电阻随着施加到其的力变化的可变电阻器。技术人员可以理解,如果需要,部件 2402 的位置可以与 R_1 、 R_2 和 R_3 中的任一个互换,反之亦然。 R_1 、 R_2 、 R_3 和部件 2402 以 Wheatstone 桥配置连接。图 24 所示的桥配置是四分之一桥配置。然而,如果需要,该桥还可以以半桥或全桥的形式操作,即,与部件 2402 相似的一个或多个部件分别替换 R_2 或 R_1 、 R_2 和 R_3 。还可以增加一个或多个固定或可变电阻器作为“虚拟”测力计,以根据需要和在需要时完成桥电路,以例如消除温度变化的影响。

[0154] 在一个示例工作实施方式中,当桥在图 24 所示的四分之一配置中工作时, R_3 被设置为等于部件 2402 未被施加力时的电阻的值。 R_3 可以为可变电阻器,以允许容易地设置到零。另外两个电阻器 R_1 和 R_2 被设置为彼此相等。在这样的布置中,当未对部件 2402 施加力时,桥对称平衡,即,电压计 V 指示零伏,这表示部件 2402 上的力为零。当正在对部件 2402 施加力时,其电阻变化,即,分别减小或增大,从而使得桥不平衡,并产生电压计 V 上的非零读数。在电压计上获得的读数然后可以被与施加在部件 2402 上的实际机械力相关。

[0155] 压力检测组件可以包括微机电系统(MEMS)。在一个实施例中,压力检测组件包括基于压电的传感器,其通过基于由机械应力导致的材料的物理和/或电特性变化将信号相关而测量施加到材料的力。这样的材料可包括但不限于晶体、陶瓷或半导体。电特性变化可包括但不限于材料的导电性、电阻率、电阻、电容和/或生成的电荷的变化。基于压电的传感器可以选自于由以下传感器构成的组:基于压电的传感器、基于压阻的传感器、基于压电容的传感器等。在示例实施例中,力传递部件被置于压力传感器上,并将施加到其的力传递到压力传感器,而没有力传递部件的实质移位或变形。

[0156] 有利地,压力传感器可以被容易地安装到光学测量装置中,而不会不利地在整体紧凑性上折衷。从而,允许将光学测量装置的尺寸保持为最小,例如在厚度上小于约 1cm。在该实施例中,可以要求小移位或变形或基本无移位或变形地生成施加力的精确读数。这又有利地减少了用于允许任何移位或变形发生所需的测量装置中的空间量。更有利地,由于减少了涉及的移动部分,可以更少地磨损和撕裂内部部件,从而增加了装置的寿命。

[0157] 如图 6A 中的光学测量装置的分解图所示,压力传感器 604 可以放置为在 PPG 传感器 602 下方,从而通过 PPG 传感器 602 将通过用户手指 612 施加的力平移到压力传感器 604。压力传感器 604 然后采集并跟踪通过用户手指 612 施加的外部力。图 7B 示出工作中的压力传感器 604 与 PPG 传感器 602 一起的组装图,其中用户手指 606 被置于与 PPG 传感器 602 接触。

[0158] 反馈单元 606 可以为个人移动处理装置。反馈单元 606 可以为包括处理器、存储器和可选的显示器的计算机,如下文参考图 22 进一步所述。反馈单元 606 从光学测量装置 600 接收 PPG 信号和压力测量值,并将 PPG 信号与压力测量值在时间上相关,以确定提供最优 PPG 信号的最优压力量,如图 8 中所示并在下文中更详细地描述的比较 PPG 信号图形 802 和施加压力图形 804 所示。

[0159] 如图 9A 和 9B 所示,反馈单元 606 可以设置有显示器 614。在测量 PPG 信号的过程中,显示器 614 可向用户提供图形用户界面(GUI)形式的视觉反馈。视觉反馈可以是对检测的 PPG 信号 616 的实时显示,从而用户可以即刻看到改变正施加到光学测量装置的压力的影响,并调节压力量直到显示最优 PPG 信号。显示器 614 还可以提供对正施加的压力的实时图形指示 618。对施加的压力的图形显示 618 可以在同一图形显示上跟踪 PPG 信号 616(参考下文的图 21A),或者可以以置于显示的 PPG 信号的一侧的垂直压力状态条 620 的形式显示,如图 9A 和 9B 所示。状态条 620 根据用户正施加的力的量上下移动。在该实施例中,用户识别最优 PPG 信号,以确定是否可以改善显示的实时 PPG 信号 616。然而,通过显示检测的 PPG 信号 616 和可能的压力状态条 620,不要求反馈单元 606 计算提供最优 PPG 信号的压力量,因为用户正在通过分析显示的 PPG 信号 616 并在没有装置的指导下进行调节而手动执行该步骤。图 9B 示出工作中的反馈单元 606 和光学测量装置 600,其中用户手指 612 被置于光学测量装置 600 上。

[0160] 在图 10 所示的示例实施例中,反馈单元 606 可以生成并显示 GUI,该 GUI 具有对于用户是否应调节压力量以提供更多、更少或相同量的更简化的指示。有多种方法提供这种类型的 GUI。例如,可以显示符号或形状(甚至在交通灯彩色显示中可以为颜色编码的)以告知用户调节正施加的力的量。相似地,GUI 可以简单地显示告知用户“施加更多压力”、“施加更少压力”或“施加相同压力量”的话。在图 10 中,高亮盒 622 可以被置于压力状态

条 620 上方,以识别对于特定用户应施加的压力的最优范围。在该实施例中,反馈单元 606 实时分析并比较测量的 PPG 信号和对应的施加压力,以确定提供 PPG 信号的最高振幅(通常为零跨壁压力的状态)的施加压力的范围。反馈单元 606 然后根据用户正施加在确定的范围之内、上方还是下方的压力而在显示器 614 上向用户提供对应的指示符。

[0161] 在示例实施例中,反馈单元 606 在可以通过扬声器或其他音频输出部件向用户提供可听命令时不需要显示器。例如,音频装置可以简单地对用户讲话,以说出“施加更多压力”、“施加更少压力”或“施加相同压力量”。音频反馈还可以为具有不同音调或声音的乐音的形式,诸如铃声或蜂鸣声,其公知为积极的声音或消极的声音。

[0162] 在另一个示例实施例中,光学测量装置 600 可以在进行对 PPG 信号的实际测量之前要求用户校准装置。这可以包括要求用户在固定时段期间对装置施加多种不同的压力,在所述固定时段期间,反馈单元测量在该时段期间检测的 PPG 信号并确定获得最优 PPG 信号的施加压力的范围。例如,可要求用户在时段期间根据压力范围的分布施加压力,诸如图 8 的施加压力图形 804 中的力分布 808。作为校准的结果,装置 600 能够获得用于每个个体用户的施加压力的范围,而不是一般化的范围,该一般化的范围根据正在测量的个体用户将不精确。

[0163] 在一个示例实施例中,反馈单元 606 可以是便携式装置,更优选为个人移动处理装置,诸如移动电话、智能电话、个人数字助理(PDA)、移动音乐播放器、平板计算机、上网本或膝上型计算机,该列表当然不是穷举的。然而,反馈单元 606 可以不需是便携式的,而可以类似地为计算机或服务器。反馈单元 606 可以以有线或无线的方式、更优选在通过反馈单元 606 的耦合部件的无缆配置、或者通过专用连接器(诸如通用串行总线(USB))端口或用于 Apple® iPhone® (Apple Computer, Inc., Cupertino, CA) 中的 30 针连接而与光学检测装置 600 连接。在本文的描述中,无缆配置被认为包括不使用从个人移动处理装置延伸到光学测量装置的电线或缆线的连接。

[0164] 在另一个实施例中,便携式装置可以与作为单个光学测量装置 1100 的光学检测装置集成,如图 11 所示。光学检测装置 600 被并入便携式装置 606 的外壳 624 中;在该情况下,位于便携式装置 606 的菜单按钮 626 附近并与显示器 614 分离。通过该配置,便携式装置 606 能够进行用于光学检测装置 600 的处理功能,诸如信号调节和信号处理。如下文关于图 17 中的框图所述,与便携式装置 606 集成的光学检测装置 600 包括感测部分 628,而处理部分 630 将通过便携式装置 606 的硬件和固件提供。感测部分 628 优选包括照射和检测组件 602 和压力检测组件 604,如图 17 所示。

[0165] 在如图 12 所示的另一个示例实施例中,当显示器为触摸屏显示器时,可以将光学检测装置 600 与显示器 614 集成。可以在触摸屏显示器中形成两个开口以允许来自 LED 光源和到光电检测器的光传输。触摸屏显示器 614 的部件将具有精确的压力感测能力以检测施加在触摸屏显示器 614 上的压力的量,从而可通过触摸屏显示器 614 直接提供压力检测组件的功能,从而不需要分离的压力检测组件。从而,仅分离地提供光学检测装置的照射和检测组件,诸如红光和红外光(IR) LED 光源和光电检测器。

[0166] 在另一个示例实施例中,照射和检测组件可包括智能电话或其他便携式装置的相机和闪光灯,从而相机用作光电检测器,而闪光灯用作光源。闪光灯和相机彼此靠近地位于便携式装置上,闪光灯可以配置有红光 LED 和红外光 LED 以输出要求的光波长。在该示例

实施例中,压力检测组件是便携式装置上的唯一显著修改。

[0167] 从而,在示例实施例中,可以对个人移动处理装置提供附件。附件包括压力检测组件,其中配置压力组件以检测由用于测量的用户的表面部分施加到个人移动处理装置的照射和检测组件的压力的量。该附件可以被可拆卸地附接到个人移动处理装置的外壳。备选地,该附件可以被集成地附接到个人移动处理装置的外壳。

[0168] 图 13A 和 13B 示出另一个示例实施例,其中便携式装置 606 可以取向为横向配置,从而用户水平地观看显示器 614,并以用户更容易将便携式装置 606 保持在用户手中的方式与光学检测装置 600 交互。在横向中,用户可以将手指 612 置于光学检测装置 600 上并更容易地观看更大时段的 PPG 信号 616。

[0169] 图 14A 和 14B 示出另一个示例实施例,其中多个光学检测装置 600A 和 600B 与便携式装置 606 集成以在横向与用户交互。使用多于一个的光学检测装置将允许测量额外的生理特性,如图 14B 所示,用户可以容易地以两只手 632A 和 632B 保持住便携式装置 606,同时还将其拇指 634A 和 634B 置于对应的光学检测装置 600A 和 600B 上。在如图 15A 和 15B 示出的相似的示例实施例中,光学检测装置 600A 和 600B 可以被置于便携式装置 606 的侧面部分 636 上,从而用户可以将其食指 612A 和 612B 置于以自然的配置与对应的光学检测装置 600A 和 600B 接触。在该实施例中,用户的拇指 634A 和 634B 然后成为自由的以通过与触摸屏显示器 614 或菜单按钮 626 交互而操作便携式装置,同时通过光学检测装置 600A 和 600B 感测食指。在图 14 和 15 所示的实施例中,由于存在多个光学检测装置 600A 和 600B,相应地还可以存在对应的多个 PPG 信号 616A 和 616B 以及压力状态条 620A 和 620B。

[0170] 反馈单元还可以包括软件或其他计算机可编程指令,其执行与以下操作相关的指令:接收和处理 PPG 信号、压力测量、以及生成到用户的关于检测的 PPG 信号与压力测量值的相关性的输出。

[0171] 监测(i)来自照射和检测组件的 PPG 信号和(ii)来自压力组件的由个体施加的力的量从而使得光学测量装置可以获得具有高信噪比的最优 PPG 信号。该信噪比在光学信号中增大。光学测量装置为要在零跨壁压力获取的 PPG 信号作准备,零跨壁压力对于使用所述装置的每个用户是唯一的。

[0172] 最终的最优 PPG 信号提供对通过光电体积描记检测的各种生理参数(诸如血液中的氧饱和水平)的高度精确的测量。

[0173] 在另一个实施例中,光学测量装置还包括获取心脏收缩和心脏舒张的血压参数。一种用于检测参数以确定血压的选项涉及将指动脉所在的手指 612 的侧面 638 置于照射和检测组件 602 上,如图 16A 和 16B 所示。如图 8 所示,当用户根据相对于时间的预定施加力分布 808 (如施加压力图形 804 所示)在压力传感器 604 上施加垂直向下的力时,监测 PPG 信号图形 802 中的 PPG 信号 806。在该分析后面的基本原理是,识别 PPG 信号 806 何时开始显示 PPG 波形(点 810)以及 PPG 信号何时最终消失(点 812),因为这些点与血压的最高和最底点间接相关联。另外,通过该分析,可以确定需要获得零跨壁压力的外部压力。当获得零跨壁压力时,PPG 波形反映最高振幅,如 PPG 信号图形 802 中的区域 814 所示。在图 8 中,由于施加的压力的量遵循随时间快速增大和逐渐减小的分布 808,PPG 波形 806 相应地改变振幅。从而,观察相对于施加力 808 的从 810 到 812 的整个 PPG 波形范围,最高振幅 PPG 波形 814 提供对施加压力图形 804 上的施加的压力的量导致零跨壁压力状态的对应位置的指

示。

[0174] II. 系统架构

[0175] 下文进一步详细描述光学测量装置的一个示例实施例,包括其部件和所述部件的关系。在下文的示例实施例中,光学测量装置是与可市场购得的反馈单元、对应的接口、处理和显示器耦合的便携式单元。即,光学测量装置可以被提供为诸如 Apple® iPhone® 的个人移动处理装置的附件,然而本领域技术人员可以理解,可以使用其他便携式装置。

[0176] A. 照射 / 检测组件与反馈单元之间的交互

[0177] 照射和检测组件 602 可以在无缆配置中利用反馈单元 606 底部的 30 针连接器与反馈单元 606 连接,所述反馈单元 606 在该情况中为便携式装置或诸如 iPhone® 的个人移动处理装置。在建立照射和检测组件 602 与反馈单元 606 或其他形式的处理装置的物理连接之后,照射和检测组件 602 中的微控制器单元(MCU) 640 (参考图 17)在向反馈单元 606 或任何其他形式的处理装置发送数据之前提取用于认证目的的信息。该认证处理对于 iPhone® 可能是特定的,因为 Apple® 要求使用 30 针连接器的任何装置购买来自 Apple® 的认证令牌。从而,可以理解,在备选实施例中,认证和 MCU 640 可以是可选的。

[0178] 在 iPhone® 的示例中,通过来自 iPhone® 的 30 针连接器的通用异步接收器 / 发射器(UART)协议启用通信。从照射和检测组件 602 的 MCU 向 iPhone® 每 8 毫秒地将数据串发送到 UART。

[0179] 该数据由 2 字节的标题和 10 字节的有效载荷构成。该有效载荷被子分割为 5 部分,每个包括 2 字节的数据:DC1 (IR)、DC2 (红光)、PPG1 (IR)、PPG2 (红光) 和 FS (力传感器)。该文件以 HEX 文件格式获得并然后被转换回电压(V)。

[0180] 再参考图 1,DC1 和 DC2 提供用于 PPG 波形的 DC 分量 104 的信息,从而使得可以计算外周氧饱和度或 SpO_2 。PPG1 和 PPG2 建立实际 PPG 波形,并提供用于 PPG 波形的 AC 分量 102 的信息。FS 用于提供被施加到照射和检测组件 602 的压力的量的信息。下面的表 1 中示出了数据解码格式的示例。

[0181]

时间 (ms)	来自装置的数据	DC1 (Hex)	DC2 (Hex)	PPG1 (Hex)	PPG2 (Hex)	FS (Hex)	DC1 (V)	DC2 (V)	PPG1 (V)	PPG2 (V)	FS (V)
0	F0E20A01023A01F00350055E	0701	023A	01F0	0350	055E	2.8905	0.9189	0.7996	1.3671	2.2150
8	F0E20A01023A02A80347056D	0701	023A	02A8	0347	056D	2.8905	0.9189	1.0962	1.3526	2.2392
16	F0E20A01023A031802B7057A	0701	023A	0318	02B7	057A	2.8905	0.9189	1.2768	1.1204	2.2602
24	F0E20A01023A0314026D0584	0701	023A	0314	026D	0584	2.8905	0.9189	1.2703	1.0011	2.2763
32	F0E20A01023A029E02D0058C	0701	023A	029E	02D0	058C	2.8905	0.9189	1.0801	1.1607	2.2892
40	F0E20A01023A01E303550591	0701	023A	01E3	0355	0591	2.8905	0.9189	0.7787	1.3751	2.2973
48	F0E20A01023A012D03400592	0701	023A	012D	0340	0592	2.8905	0.9189	0.4852	1.3413	2.2989
56	F0E20A01023A00C402AE0591	0701	023A	00C4	02AE	0591	2.8905	0.9189	0.3160	1.1059	2.2973
64	F0E20A01023A00D0026E058D	0701	023A	00D0	026E	058D	2.8905	0.9189	0.3353	1.0027	2.2908
72	F0E20A01023A014D02DB0585	0701	023A	014D	02DB	0585	2.8905	0.9189	0.5368	1.1785	2.2779
80	F0E20A01023A0209035A057B	0701	023A	0209	035A	057B	2.8905	0.9189	0.8399	1.3832	2.2618
88	F0E20A01023A02BC0338056E	0701	023A	02BC	0338	056E	2.8905	0.9189	1.1285	1.3284	2.2408
96	F0E20A01023A031F02A5055F	0701	023A	031F	02A5	055F	2.8905	0.9189	1.2881	1.0914	2.2167
104	F0E20A01023A030B0270054E	0701	023A	030B	0270	054E	2.8905	0.9189	1.2558	1.0060	2.1893
112	F0E20A01023A028802E5053B	0701	023A	0288	02E5	053B	2.8905	0.9189	1.0447	1.1946	2.1586
120	F0E20A01023A01F00350055E	0701	023A	01C9	035E	0526	2.8905	0.9189	0.7367	1.3896	2.1246

[0182] 表 1:数据解码格式

[0183] B. 信号调节

[0184] 原始 PPG 信号包括 DC 和 AC 分量,其都包含对于波形分析关键的信息。从而进行

信号调节以获得用于在反馈单元进一步处理的信息。下文将描述信号调节处理的一个实施例,并且可通过图 17 的框图所示的照射和检测组件 602 的部件实施该实施例。

[0185] 为确定 PPG 信号的 DC 分量,在 ADC1 644 对从光电检测器 610 获得的原始信号 642 进行数字化。将数字化的信号相应地传输给缓冲器(IR) 646 和缓冲器(红光) 648,其在将整理的数据发送到处理器 650 之前每个可存储多达 100 个样本。

[0186] 使用原始样本,可通过处理器 650 确定基线 DC 分量。在处理器 650,计算用于 V_{sub} (IR) 和 V_{sub} (红光) (即, DC 分量) 的数字值。然后通过数字模拟转换器(DAC) 654 转换 V_{sub} 信号 652。

[0187] 然后从原始信号 $V_{\text{原始}}$ 减去确定的 DC 分量(V_{sub}),以获得 V_{ac} 656。新的原始信号 V_{ac} 656 然后在第二级放大器 658 中经历第二级放大,以获得 V_{ppg} 660,其中相比于 $V_{\text{原始}}$ 642 改善了信噪比。

[0188] 如可以从图 18A 中的 $V_{\text{原始}}$ 信号 642、图 18B 中的 V_{ac} 656 和图 18C 中的 V_{ppg} 660 的图形表示所见,从而,当在 ADC2 662 处数字化时,大大增强了新的原始信号 660 的分辨率。

[0189] 参考图 12,为了收集数据,设置 MCU 时钟 1200 以以预定间隔切换(toggle),以在相应第一间隔 1202 和第二间隔 1204 期间调节来自 LED (IR)664 和 LED (红色)666 的检索结果。在图 12 所示的非限制实施例中,将间隔设置为 4 毫秒。然后在第三间隔 1206 和第四间隔 1208 重复数据收集序列。在两个 LED 之间的每个切换之前,获取来自 ADC1 644 和 ADC2 662 的数据并发送到 UART。

[0190] III. 操作方法

[0191] 现在参考图 20 描述通过图 21A-21C 所示的对应示例 GUI 使用光学测量装置的方法的一个示例实施例。试图获得他或她的 PPG 信号的用户首先将诸如手指的身体部分置于光学测量装置的传感器/测量表面上(S1402)。即,用户的表面部分被置于传感器表面上以进行测量。可以执行针对个体用户的装置的校准(S1404),其中要求用户在特定时段上对应于力分布 804 施加压力(参考图 8)。换句话说,要求用户改变施加的压力,使得系统可以通过分析从各种施加压力获得的最终 PPG 波形来确定对于用户的最优压力(S1406)。还可以对用户呈现通过特定施加压力生成的至少一个测量 PPG 波形,如图 21B 和 21C 中的图形显示中所示。图 21A 为示出在图 21B 和 21C 的曲线下方的计算面积 2110 相对于施加压力 2108 的关系的图形显示 2106。图 21B 和 21C 分别是图形显示 2102 和 2104,其示出在不同施加压力下的不同 PPG 波形,以及如何计算在 PPG 波形的曲线下方的面积。如图 21A 所示,在图 21C 中施加的最优压力 2118,即 299mmHg,对应于在校准期间检测的 PPG 波形的最大面积 2110 (S1404)。一旦确定该最优压力,开始随后的测量时段,在该时段中,用户被要求在高于和低于最优压力的最优范围中施加压力(S1408)。如前文关于图 9A 所述,可以在显示器 614 上在图形 618 中显示正由用户施加的压力的量,从而用户可以实时看到正在施加的压力的量。还可以使用压力状态条 620 显示图形 618。如果正由用户施加的力的量落在最优范围之外,则系统可以实时对其检测,并要求用户增大或减小施加的压力以保持在最优压力的范围内,并记录最佳可能的 PPG 信号质量(S1410)。

[0192] 最优压力被确定为在其处测量的 PPG 信号具有最大波形振幅或 PPG 波形下方的面积 2112 的压力,如图 21B 所示,所述面积 2112 由 PPG 信号 2114 和基线 2116 界定。图 21A

然后图形示出 PPG 波形下方的面积 2112 相对于施加到传感器上的压力 2108 的变化。如在该示例中可观察到的,最优压力 2118 位于 299mmHg,其中曲线下方的面积 2112 处于其最大值 11.63。

[0193] 图 22 为示出其上可实现本发明技术的实施例的计算机/服务器系统 2200 的实施例的框图。系统 2200 包括计算机/服务器平台 2201,其包括处理器 2202 和存储器 2203,其如本领域技术人员所知地操作以执行指令。本文使用的术语“计算机可读介质”指的是用于向处理器 2202 提供用于执行的指令的任何介质。另外,计算机平台 2201 从多个输入装置 2204 (诸如键盘、鼠标、触摸装置或言语命令)接收输入。计算机平台 2201 还另外与可拆卸存储装置 2205 连接,所述可拆卸存储装置 2205 诸如便携式硬盘驱动器、光学介质(CD 或 DVD)、磁盘介质或任何其他计算机可从其读取可执行代码的介质。计算机平台还可以与网络资源 2206 连接,该网络资源连接到互联网或其他局域公共或私人网络的组分中。网络资源 2206 可从网络 2207 上的远程位置向计算机平台提供指令和数据。到网络资源 2206 的连接可以是:通过无线协议,诸如 802.11 标准、蓝牙®或蜂窝协议,或通过物理传输介质,诸如缆线或光纤。网络资源可在与计算机平台 2201 分离的位置包括用于存储数据和可执行指令的存储装置。计算机与显示器 2208 交互以向用户输出数据和其他信息,以及从用户请求额外的指令和输入。显示器 2208 从而还可以用作用于与用户交互的输入装置 2204。

[0194] 图 23 为示出用于利用示例实施例中的光学测量装置检测生理信号的方法的示意图 2300。在步骤 2302,利用照射和检测组件照射用于测量的用户的表面部分,并检测来自所述用户的表面部分的透射或反射的输出光作为信号。在步骤 2304,利用压力检测组件检测通过用户施加到照射和检测组件的压力的量。在步骤 2306,检测到的压力的量能够用作对用户的反馈信息。

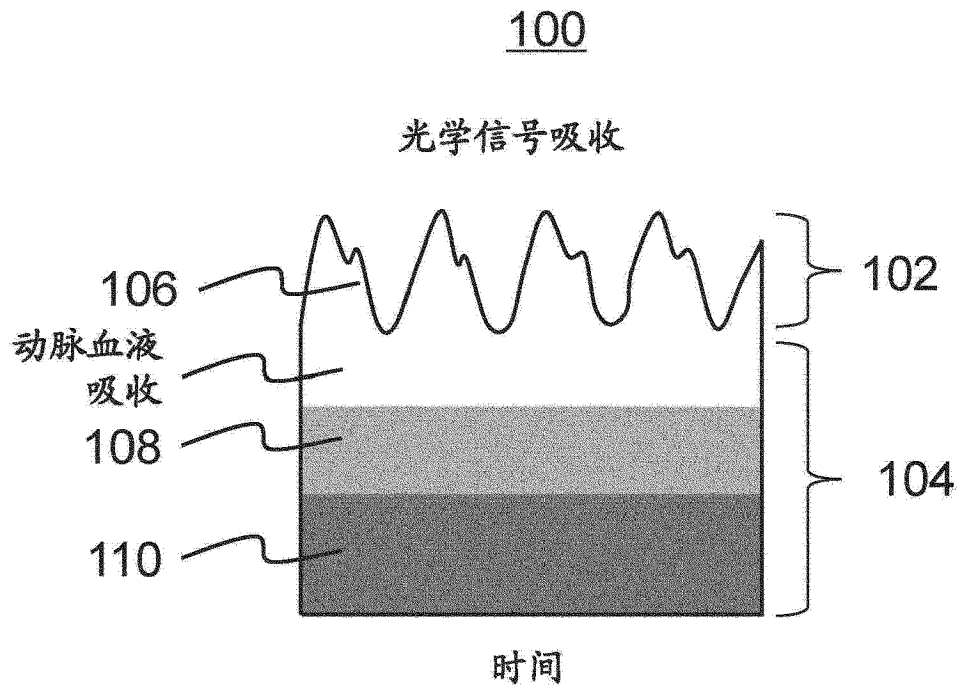


图 1

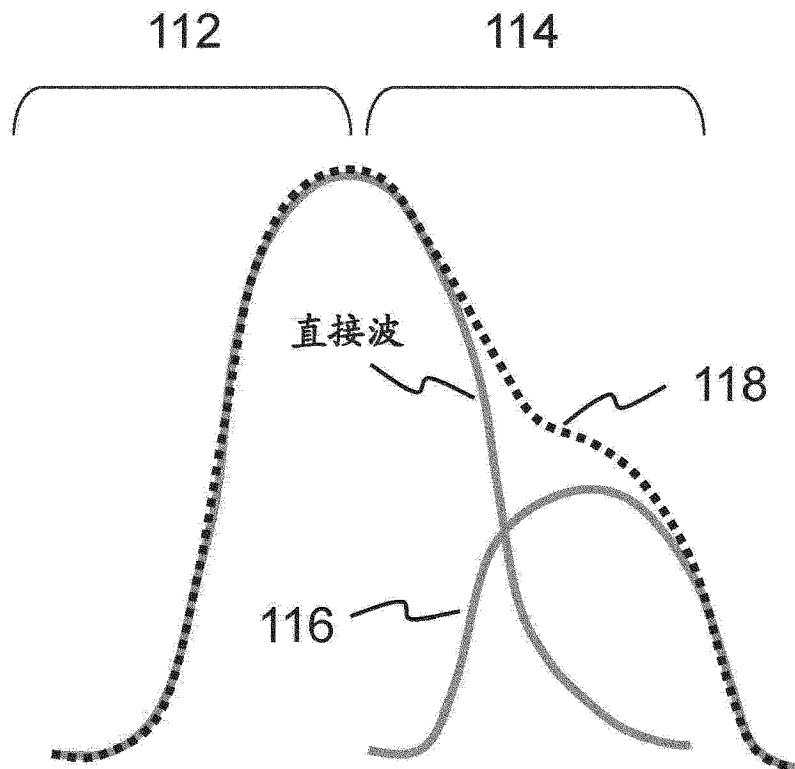


图 2

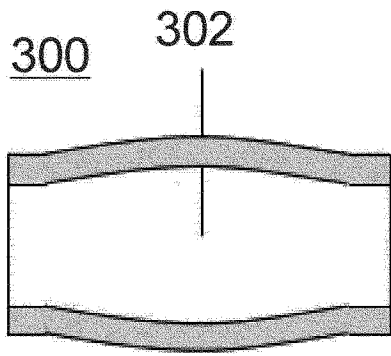


图 3

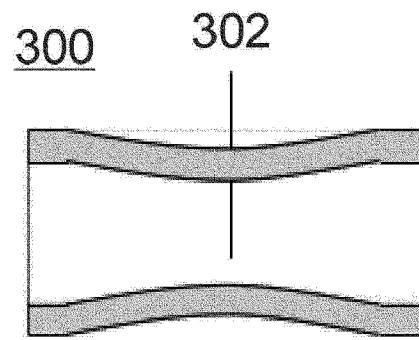


图 4

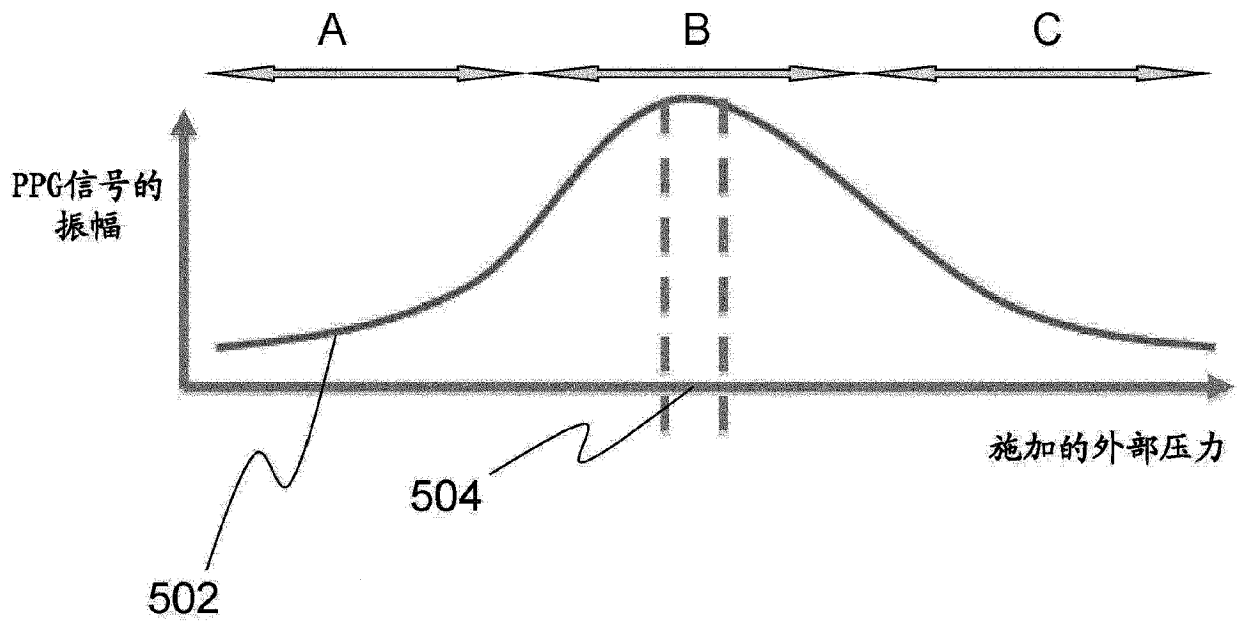


图 5

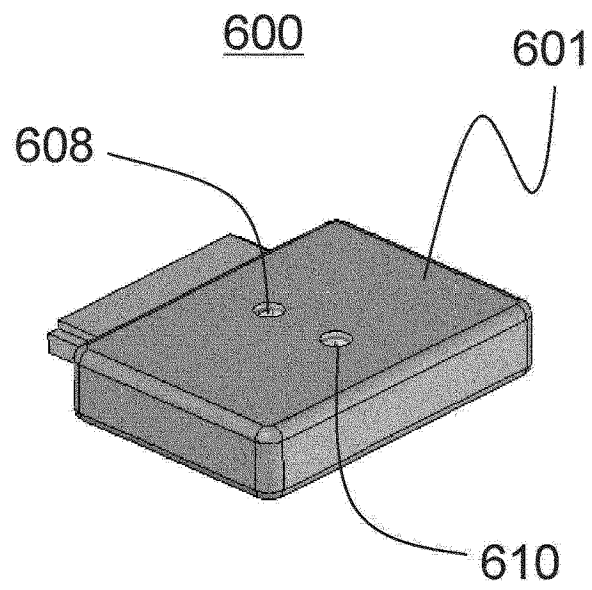


图 6A

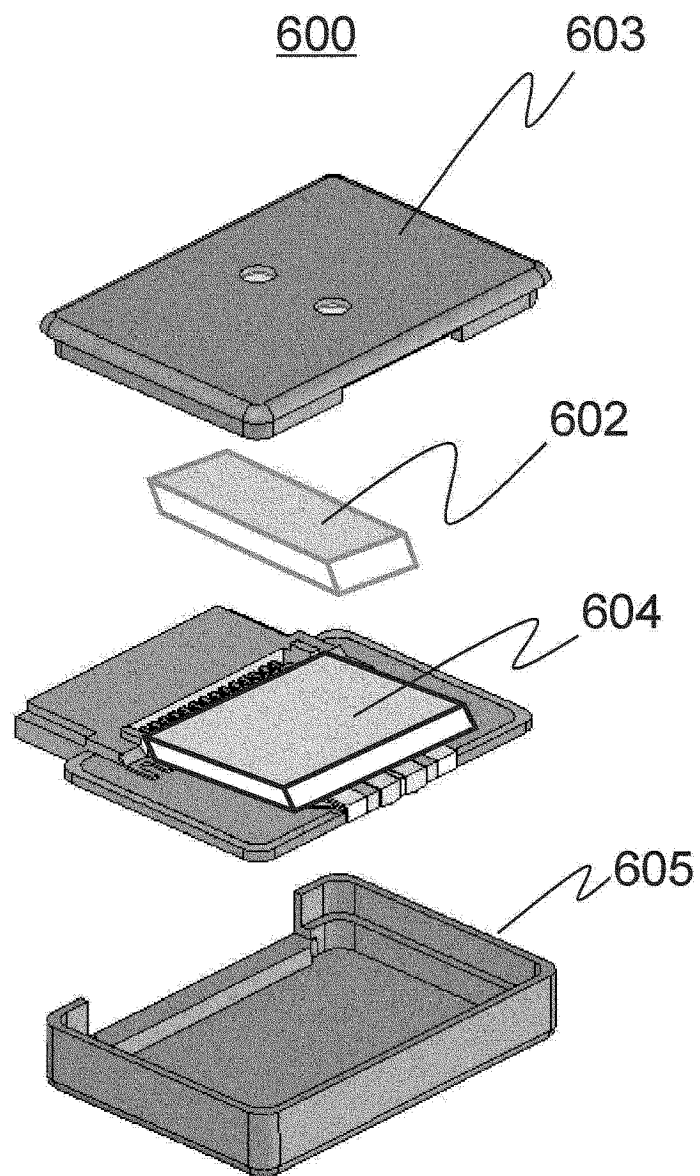


图 6B

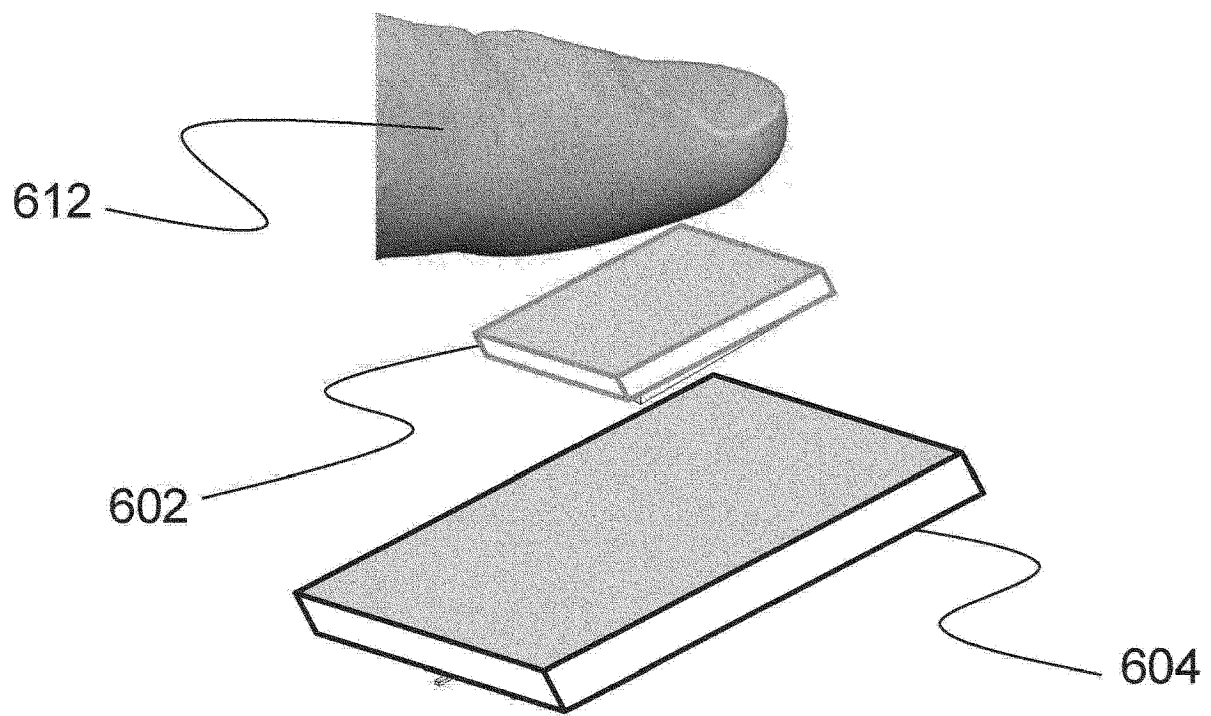


图 7A

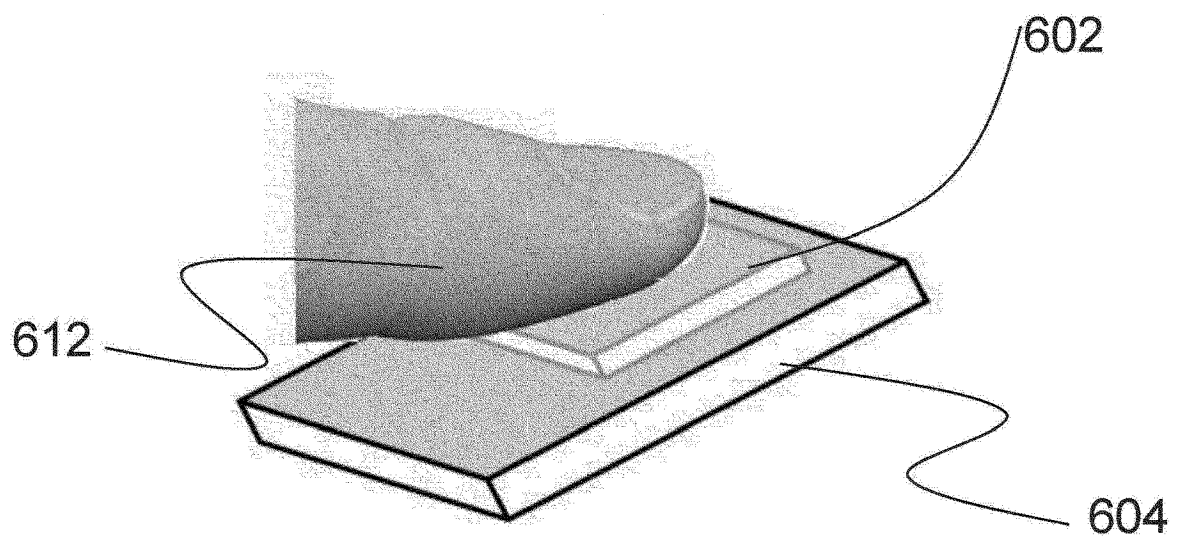


图 7B

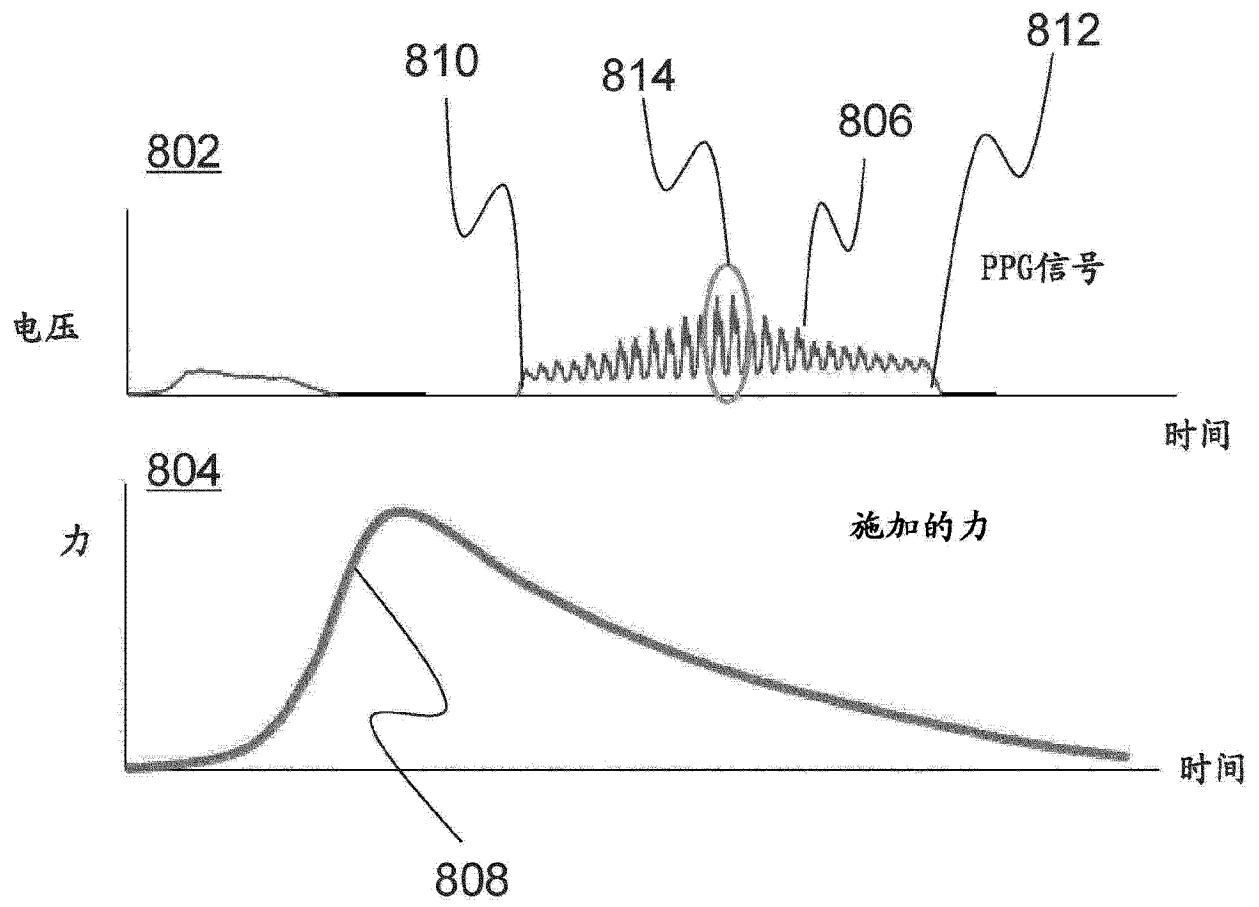


图 8

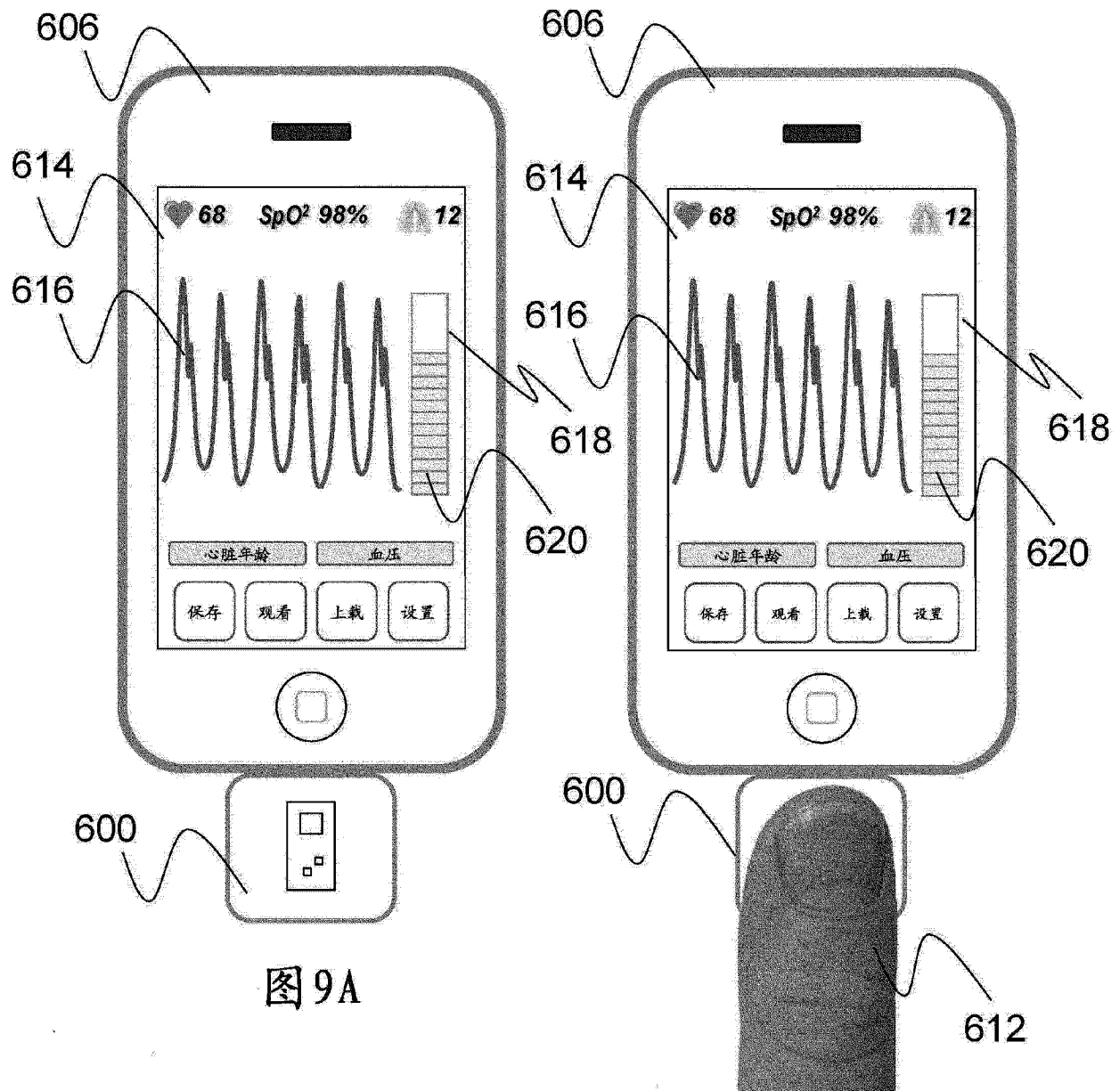


图9A

图9B

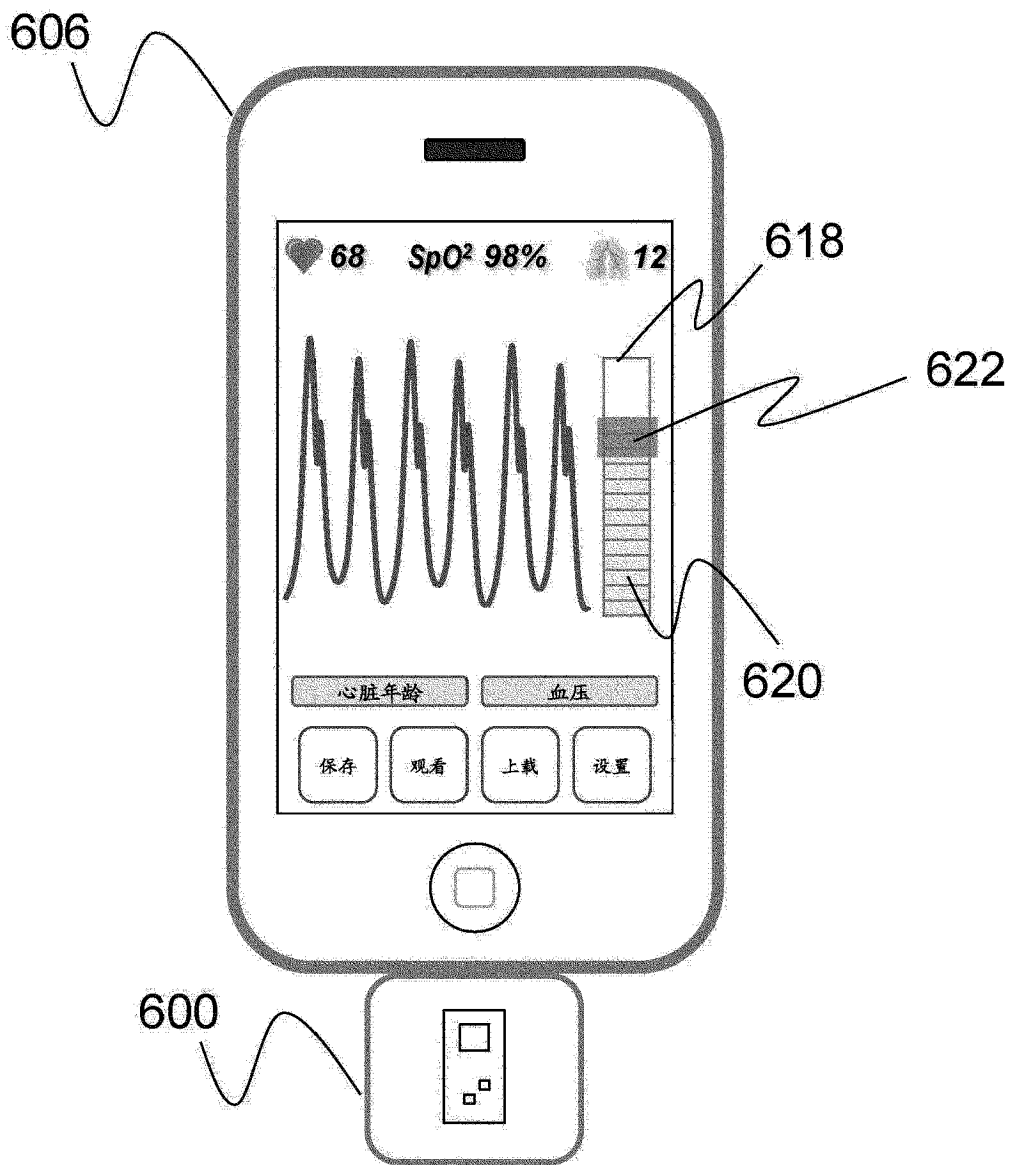


图 10

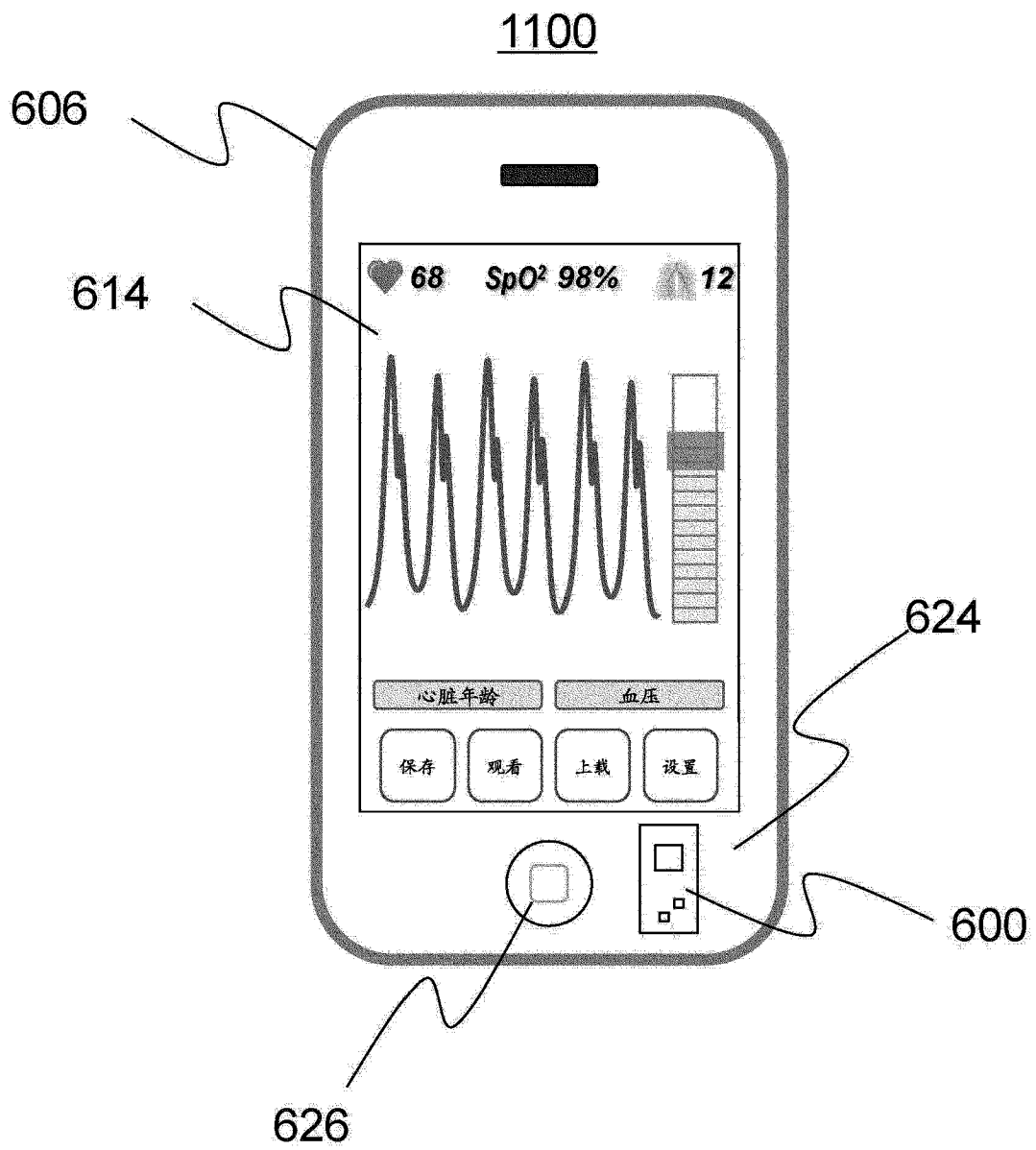


图 11

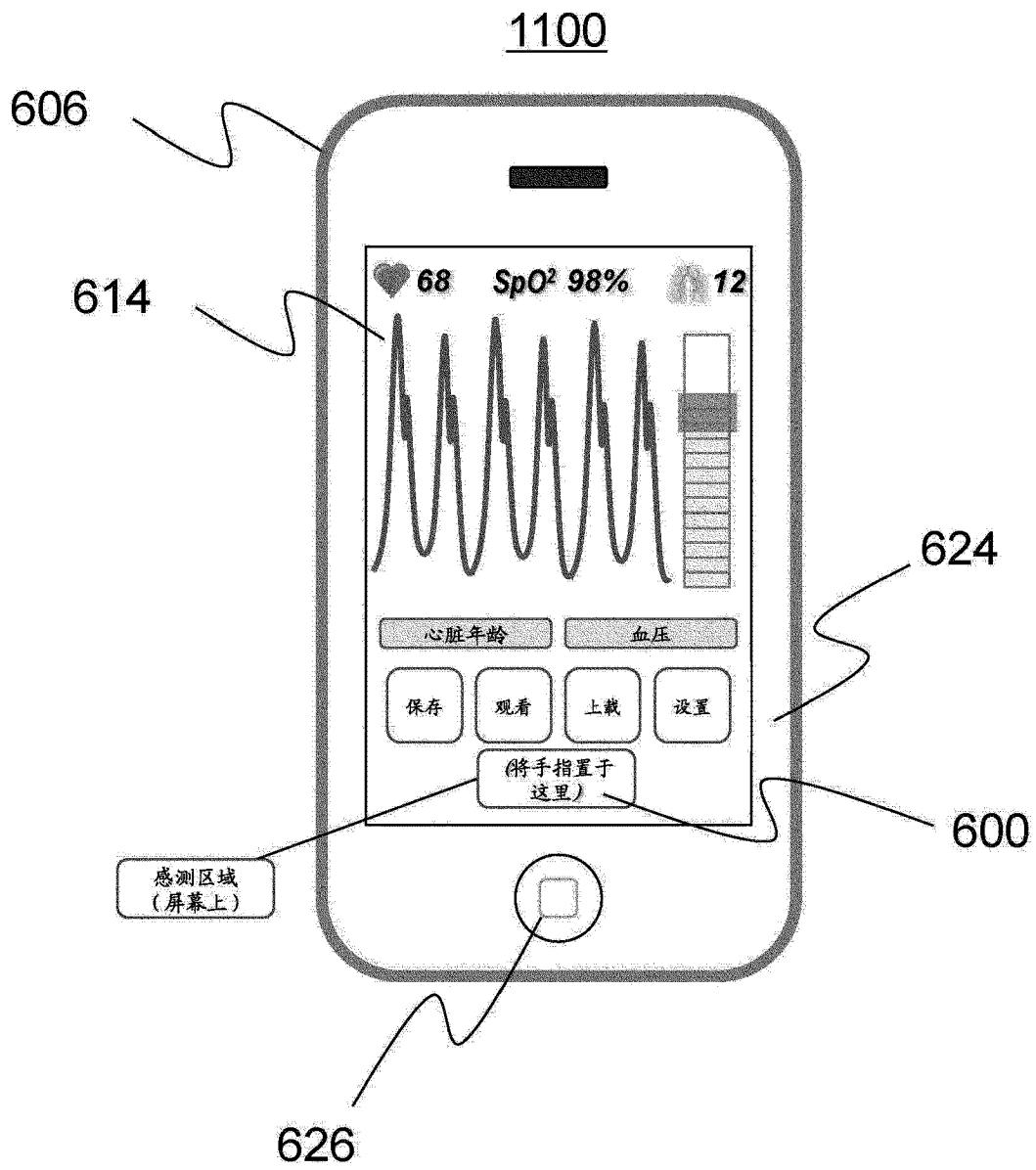


图 12

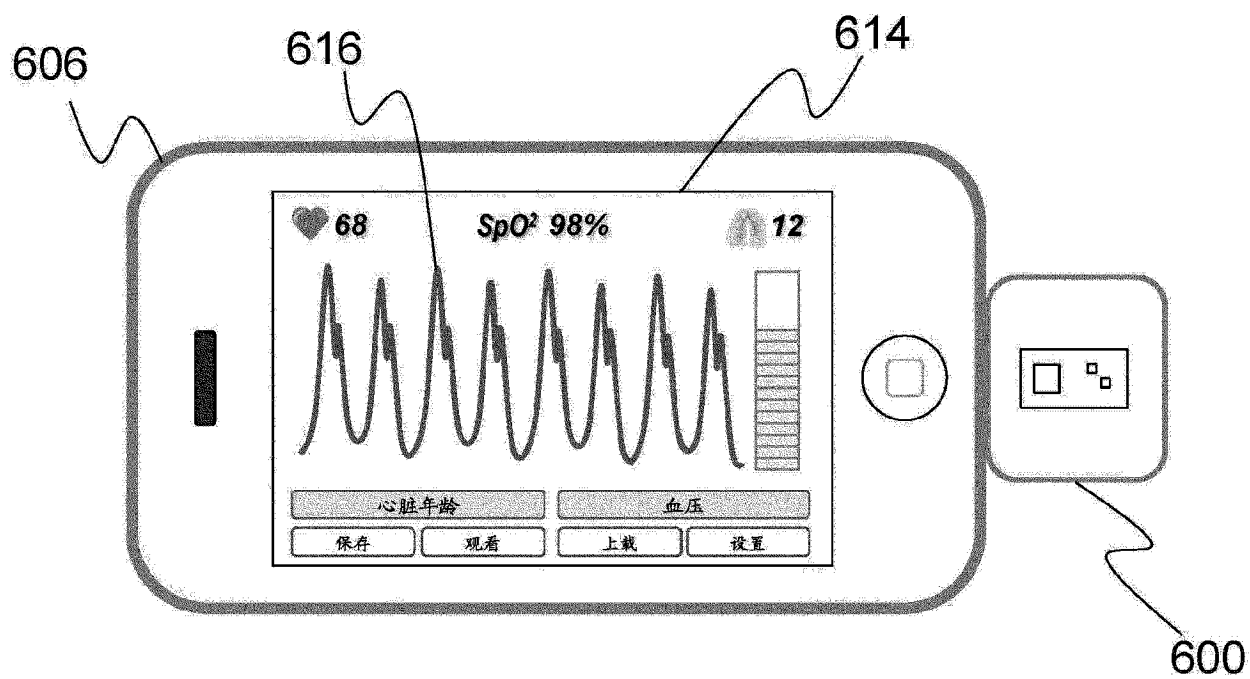


图 13A

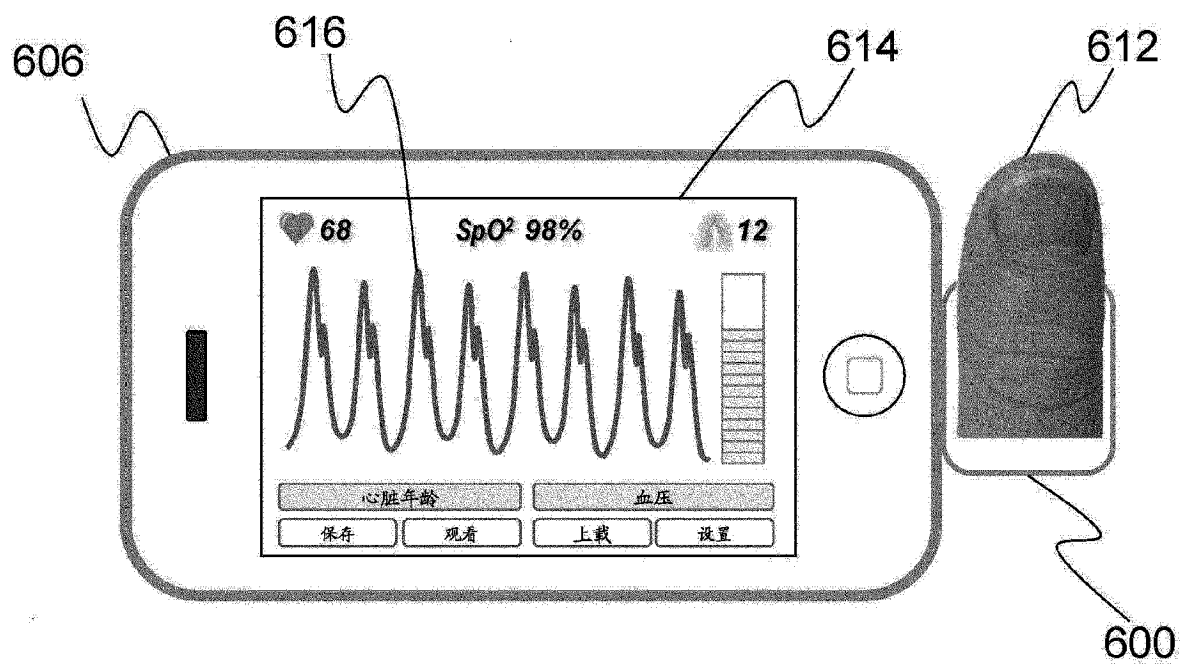


图 13B

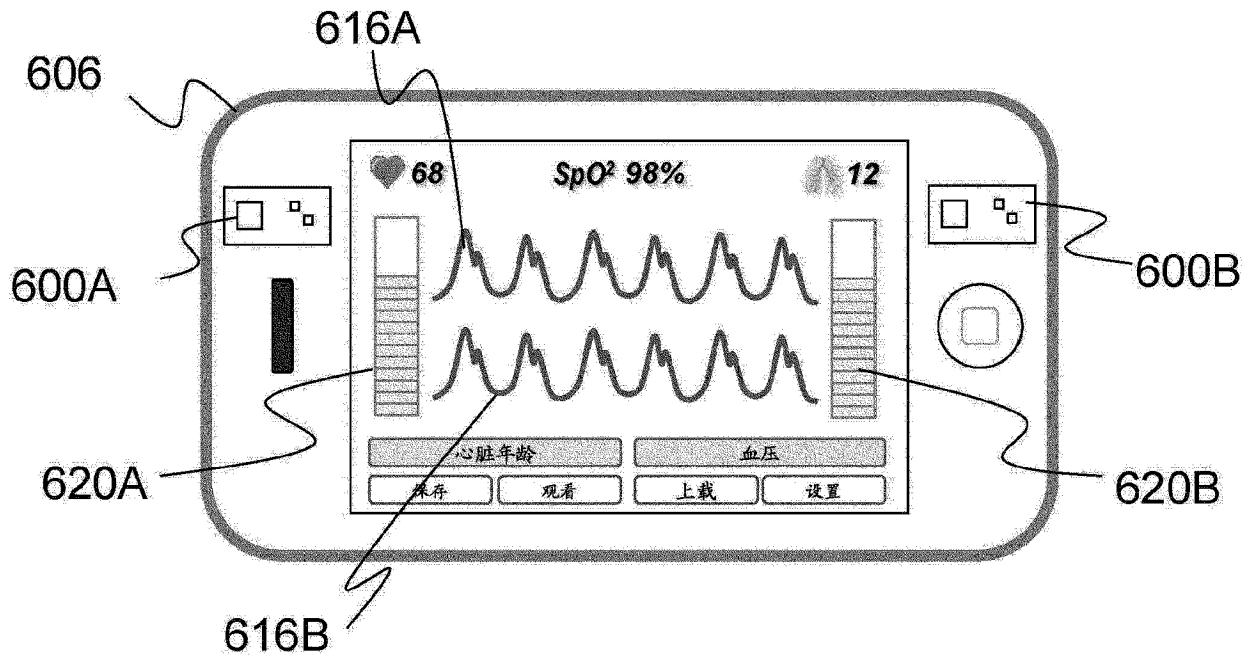


图 14A

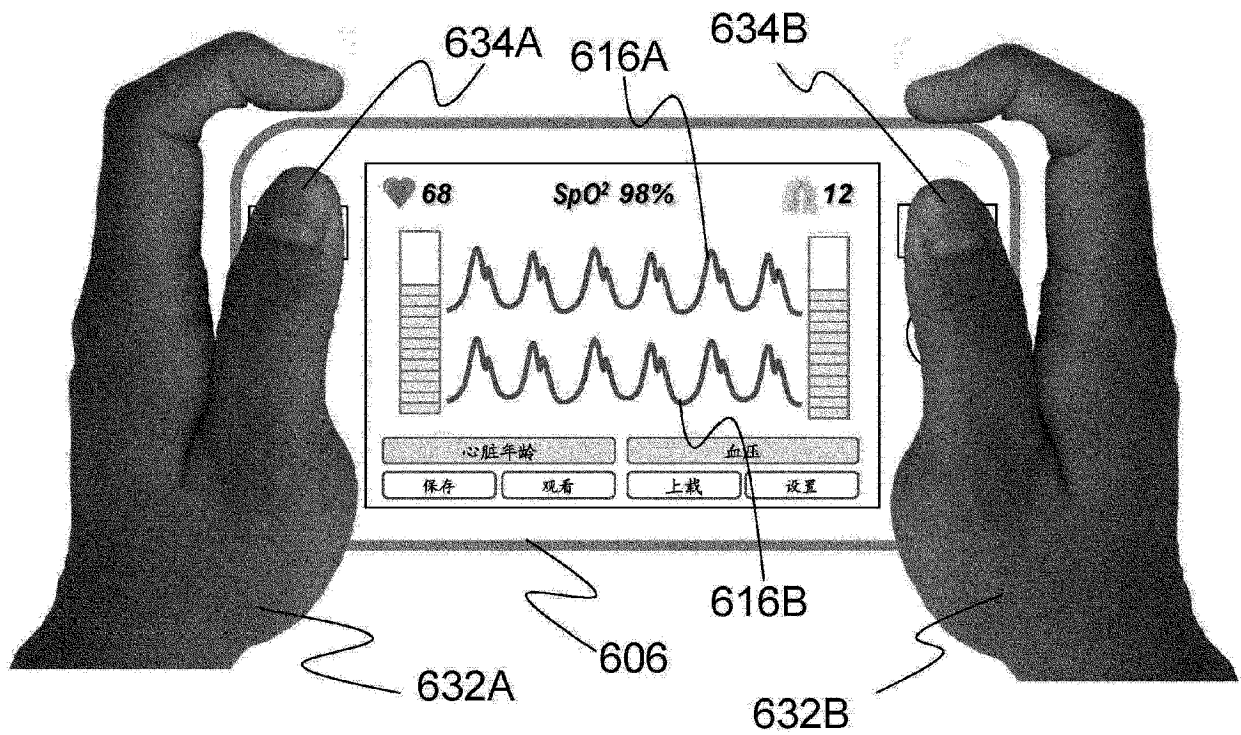


图 14B

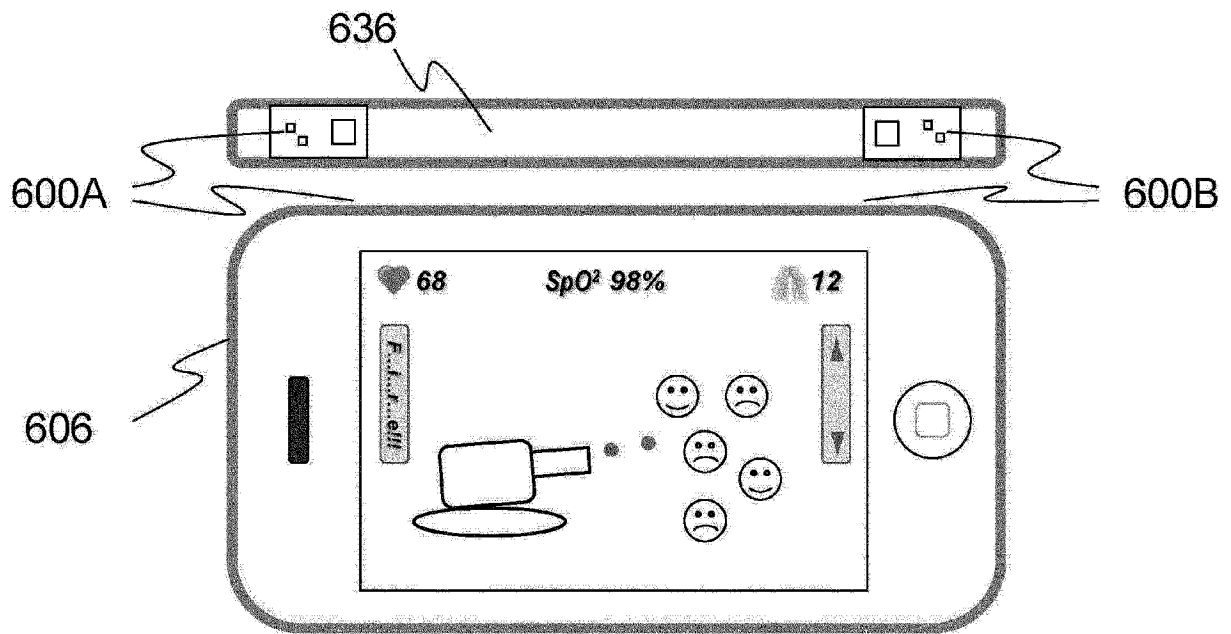


图 15A

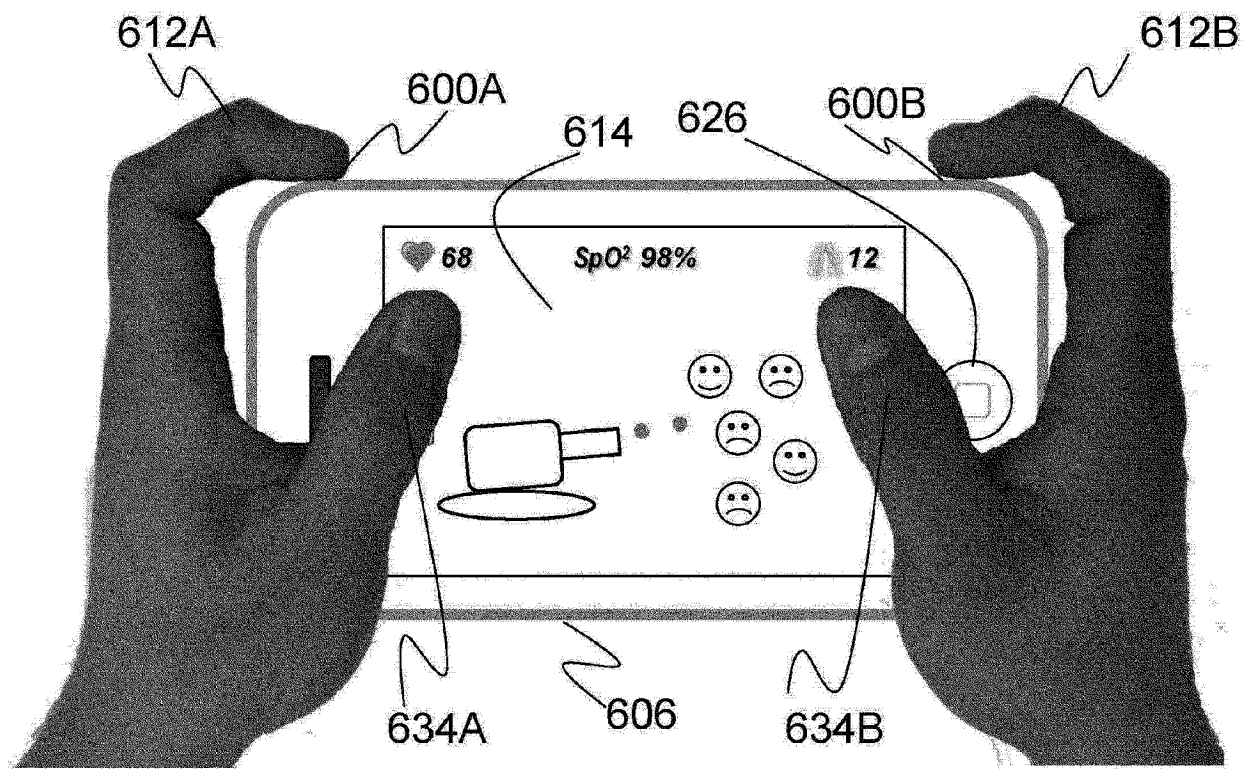


图 15B

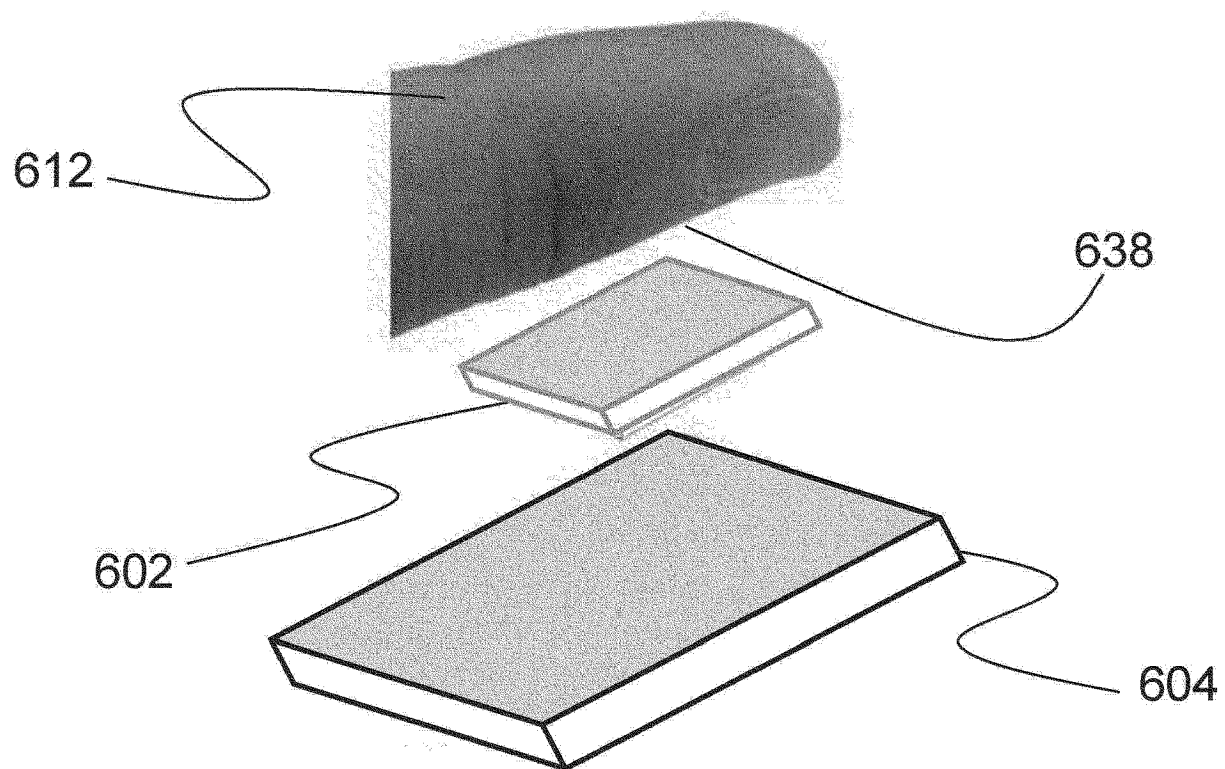


图 16A

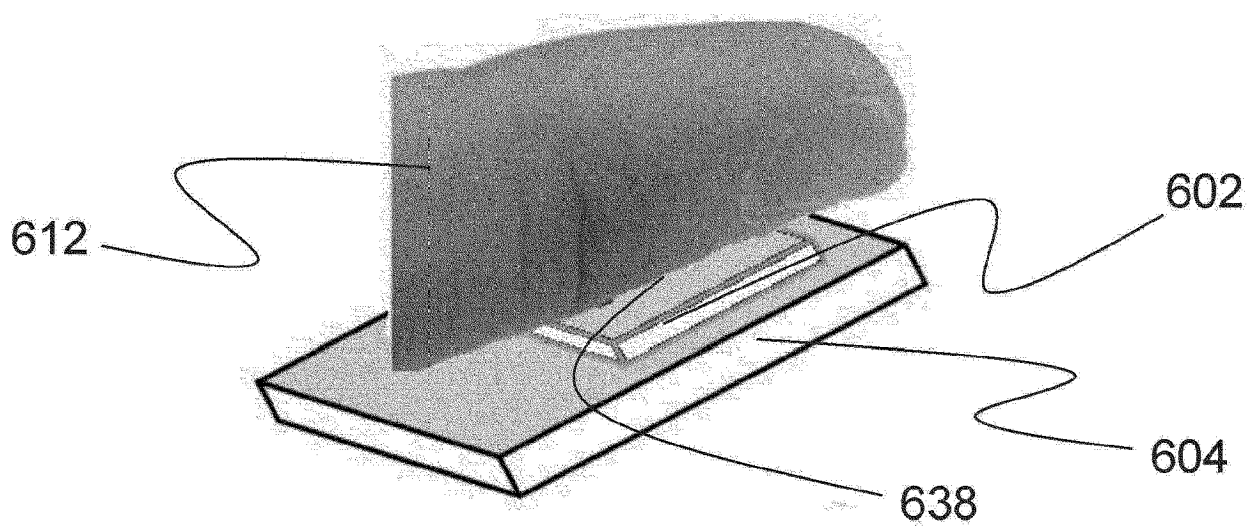


图 16B

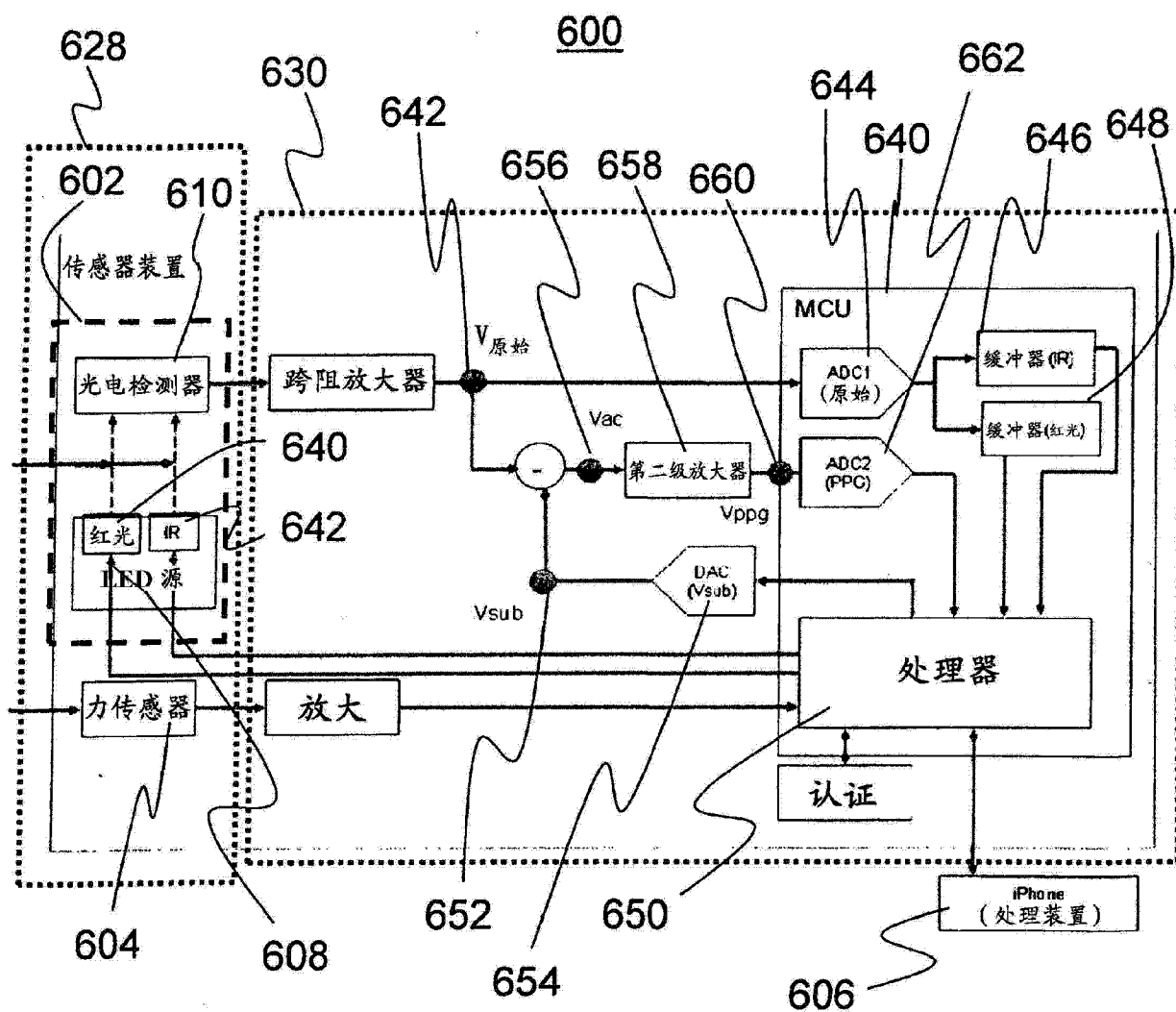


图 17

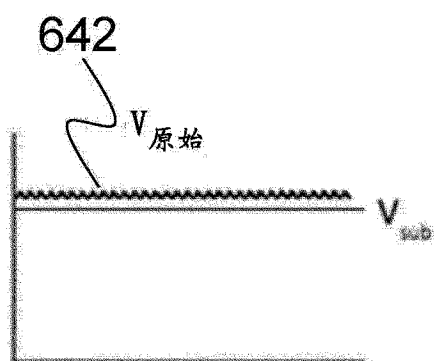


图 18A

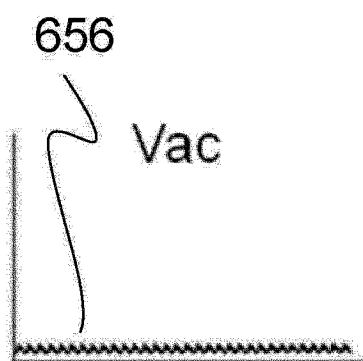


图 18B

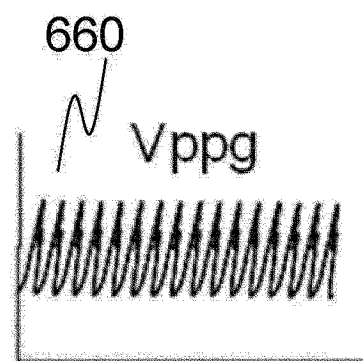


图 18C

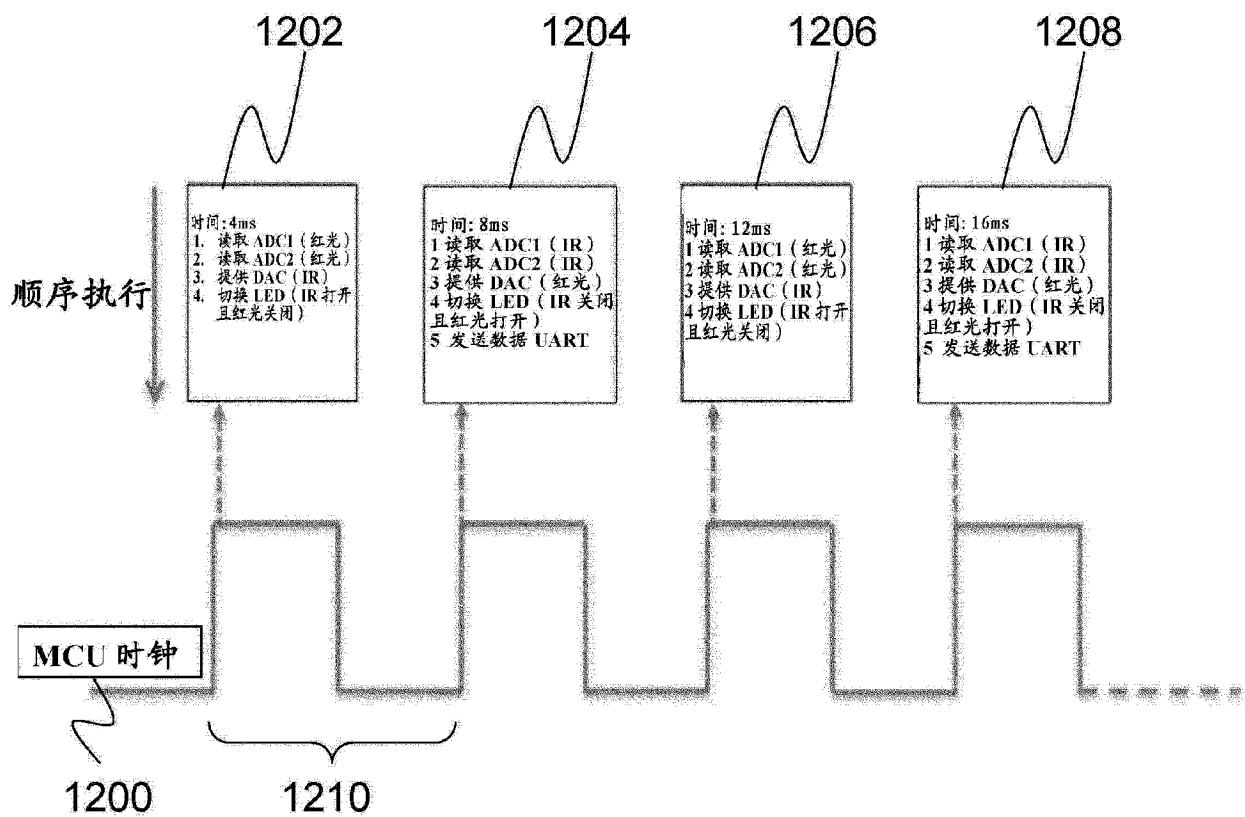


图 19

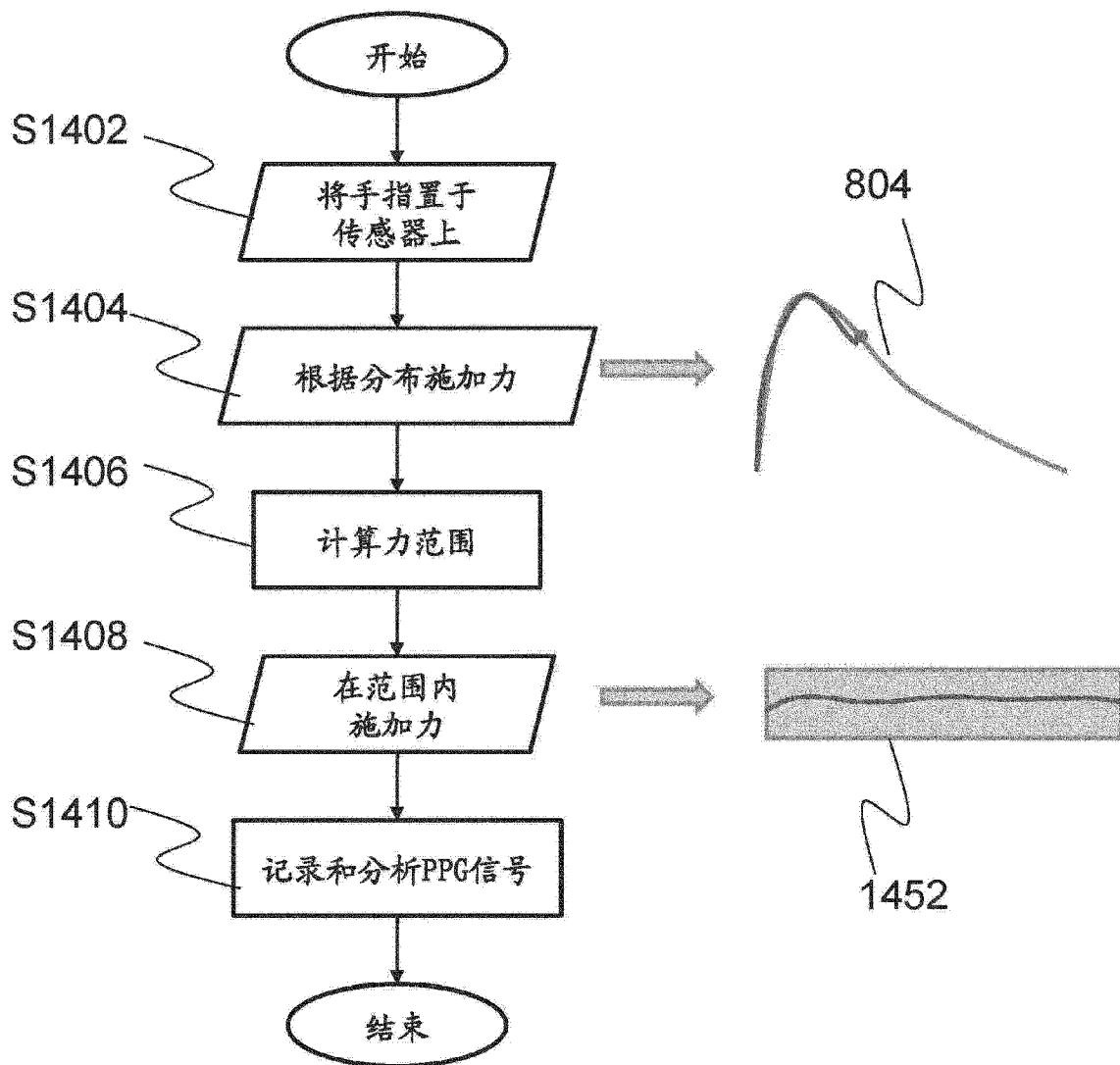


图 20

图21A

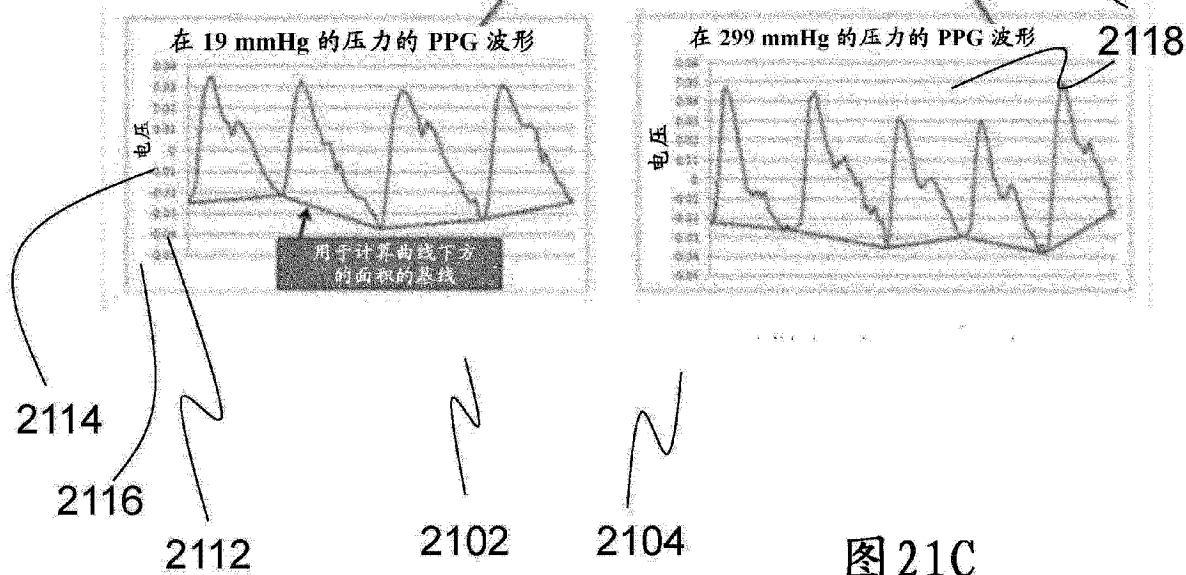
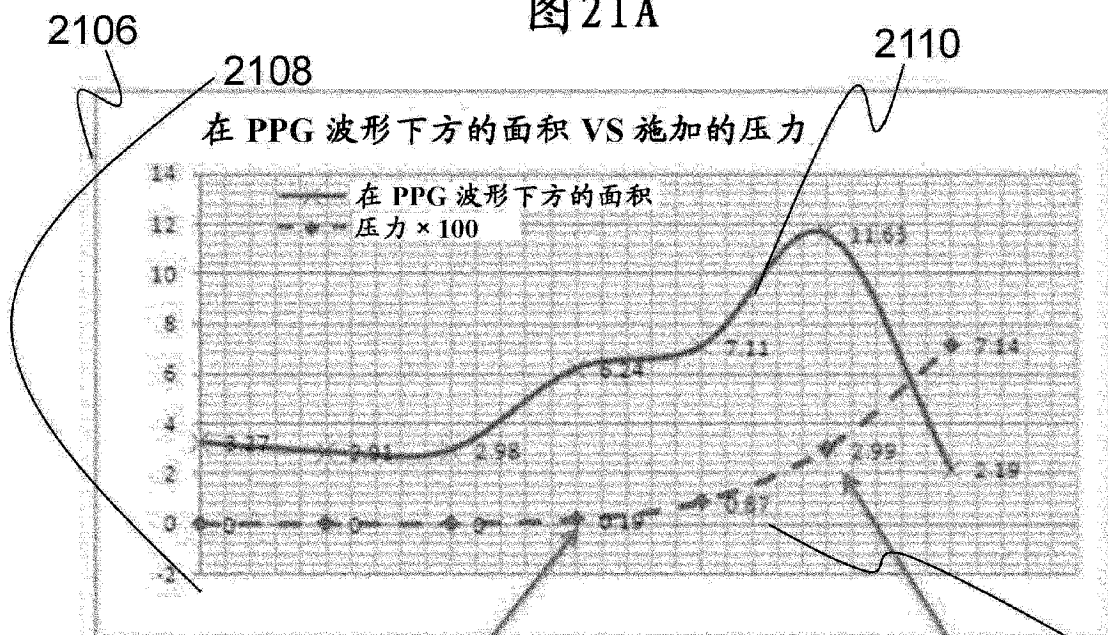


图21B

图21C

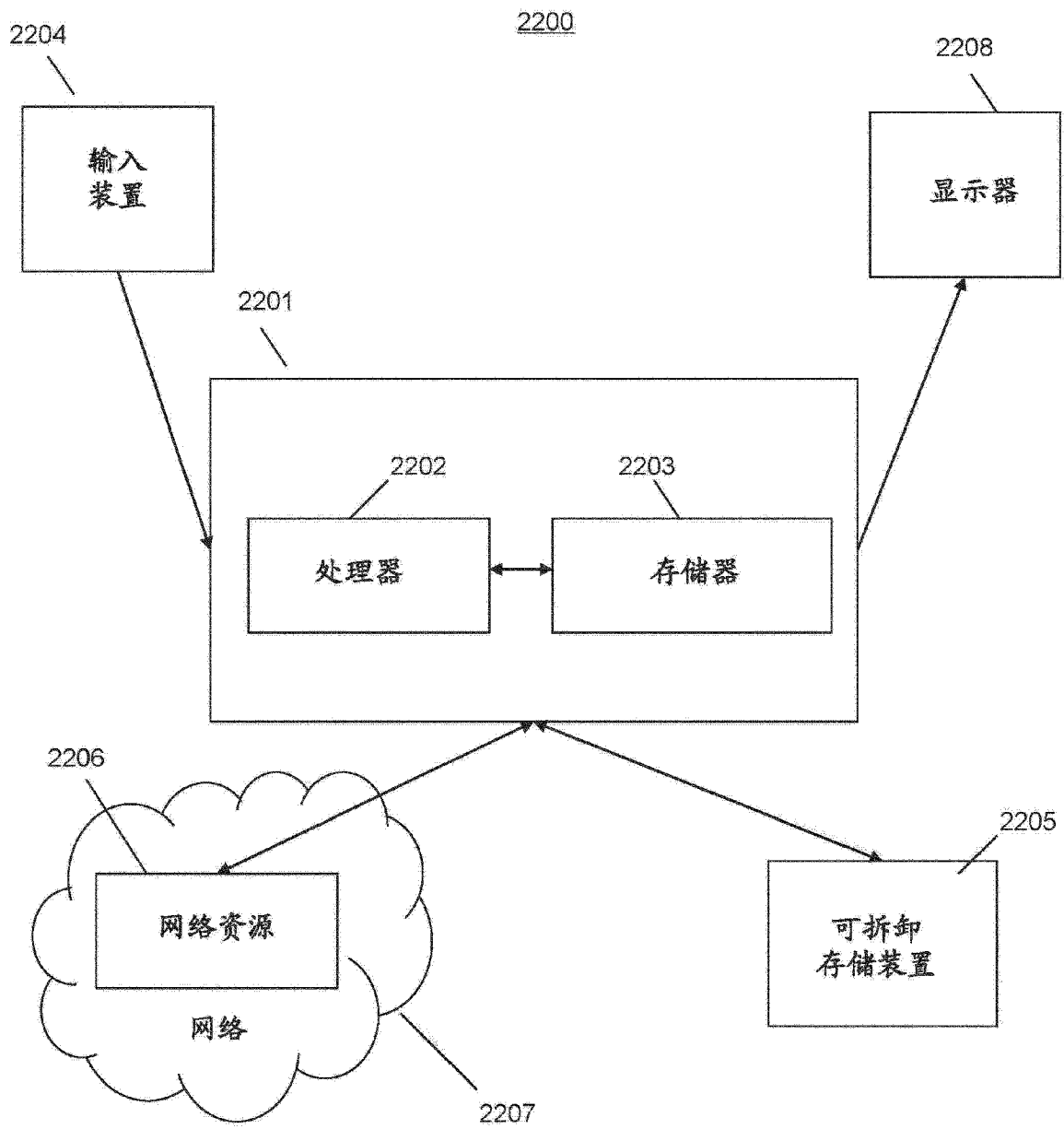


图 22

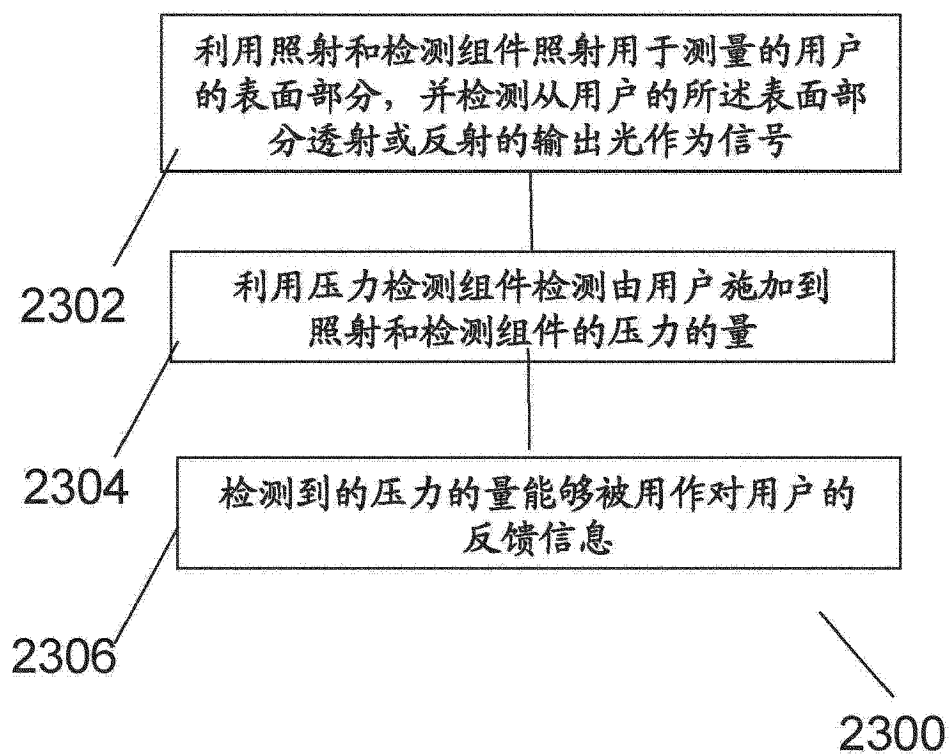
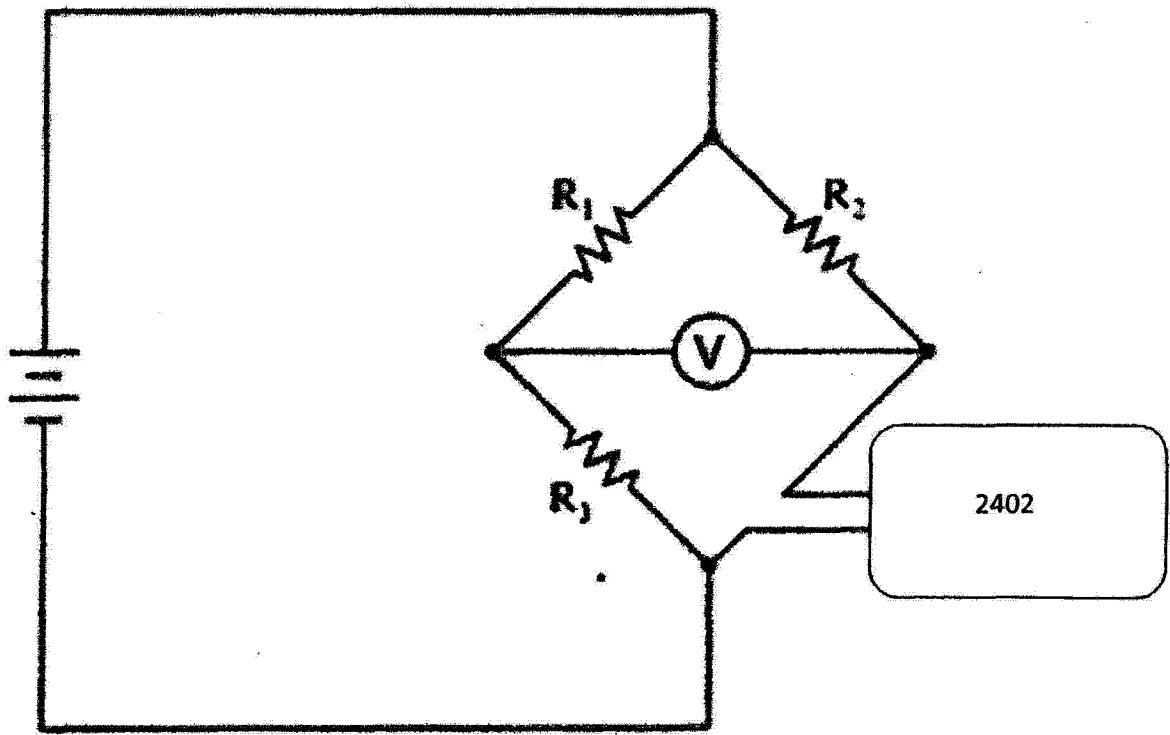


图 23



2400

图 24

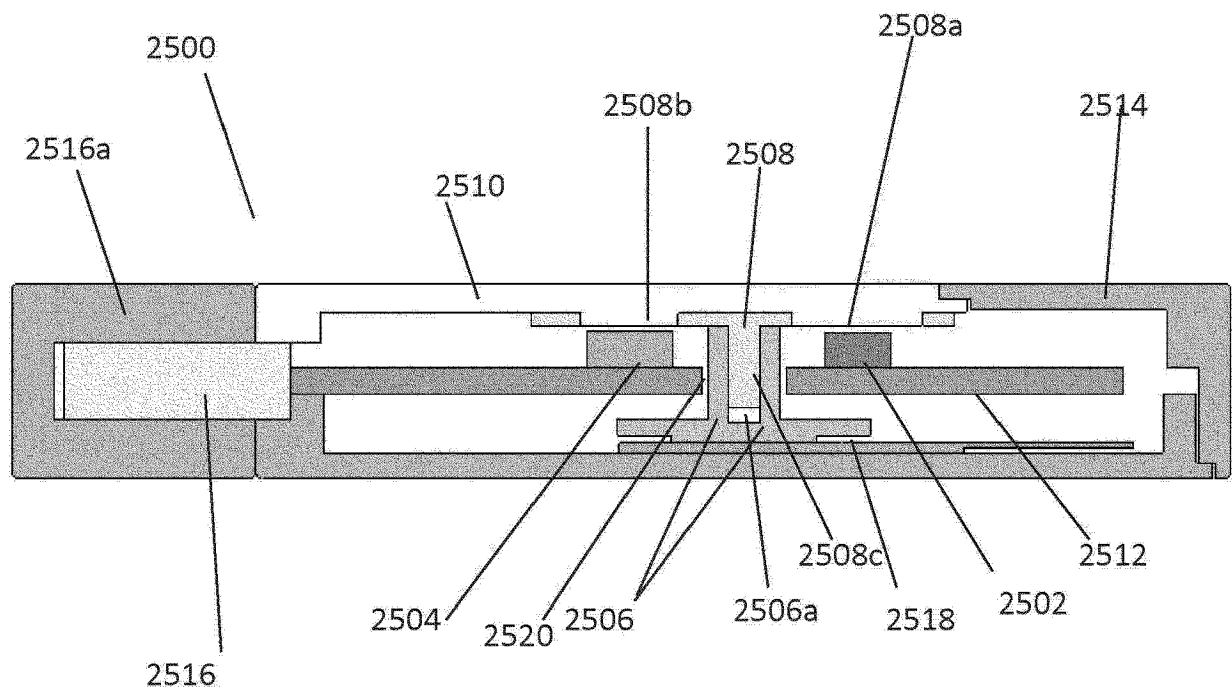


图 25A

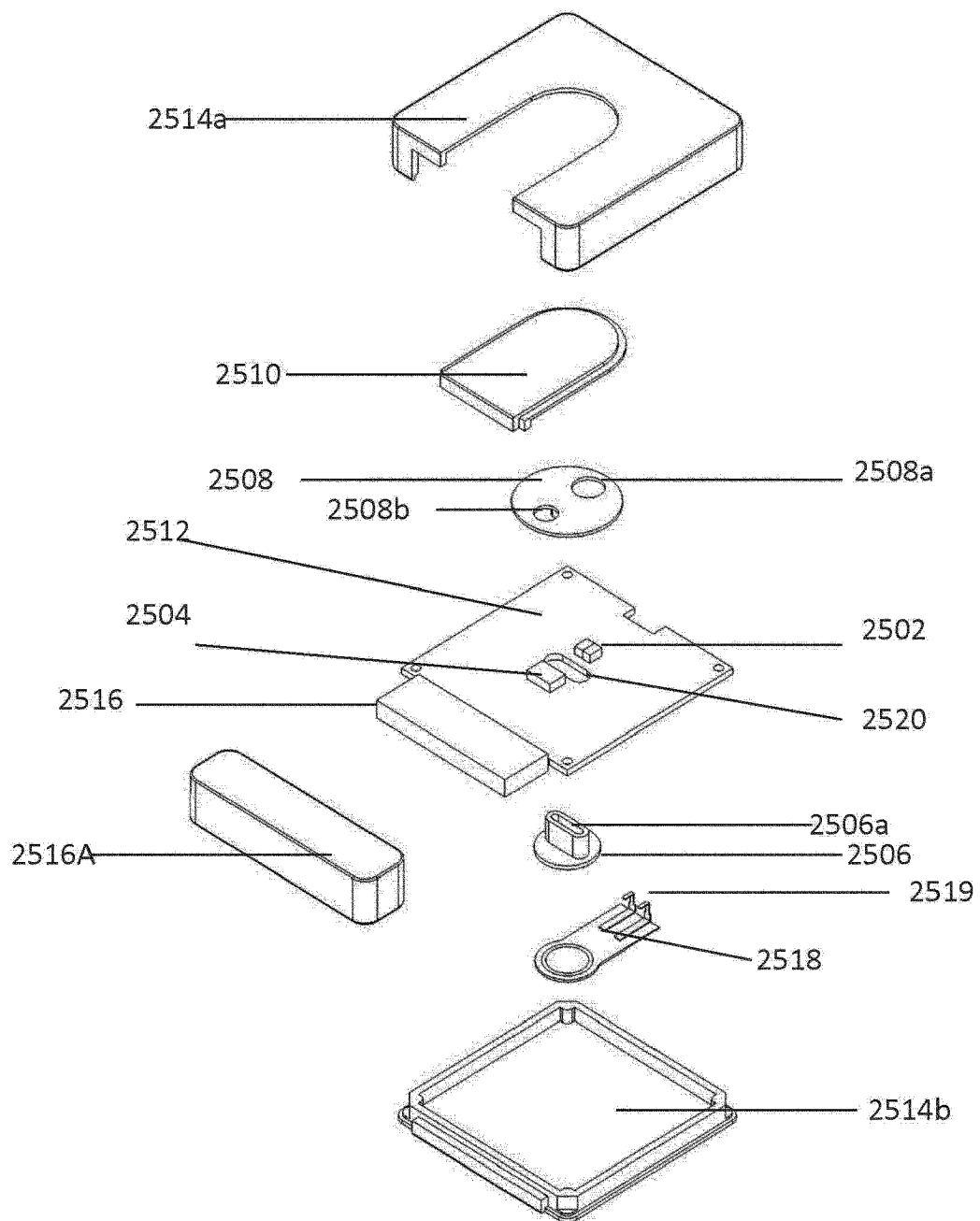


图 25B

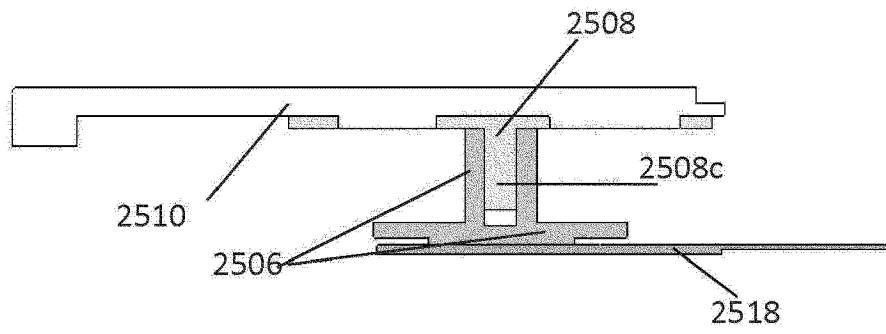


图 25C

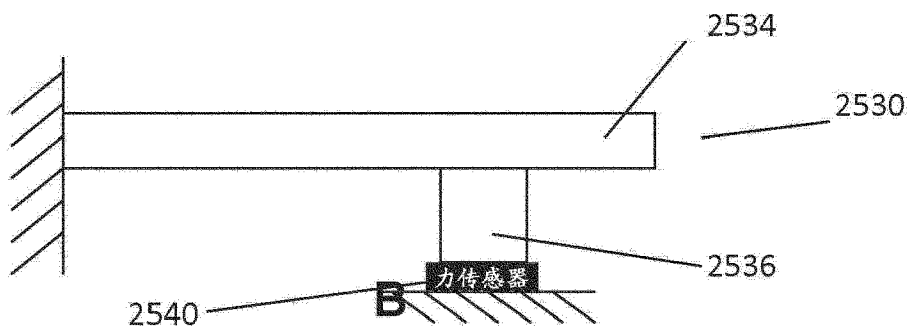


图 25D

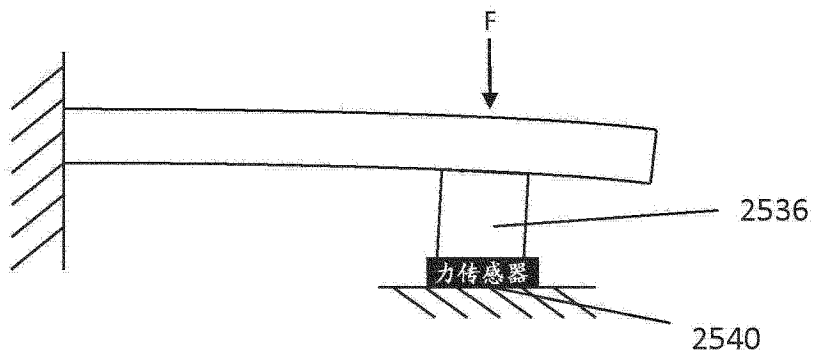


图 25E

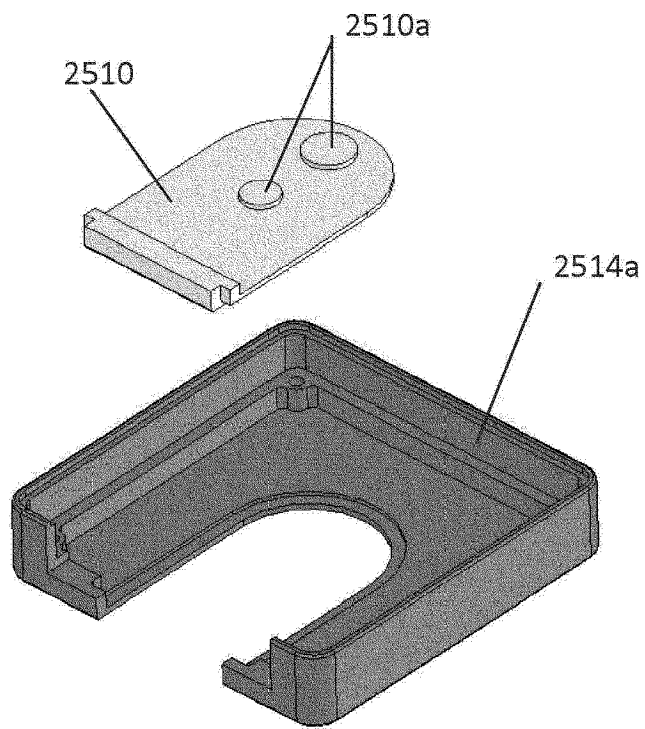


图 25F

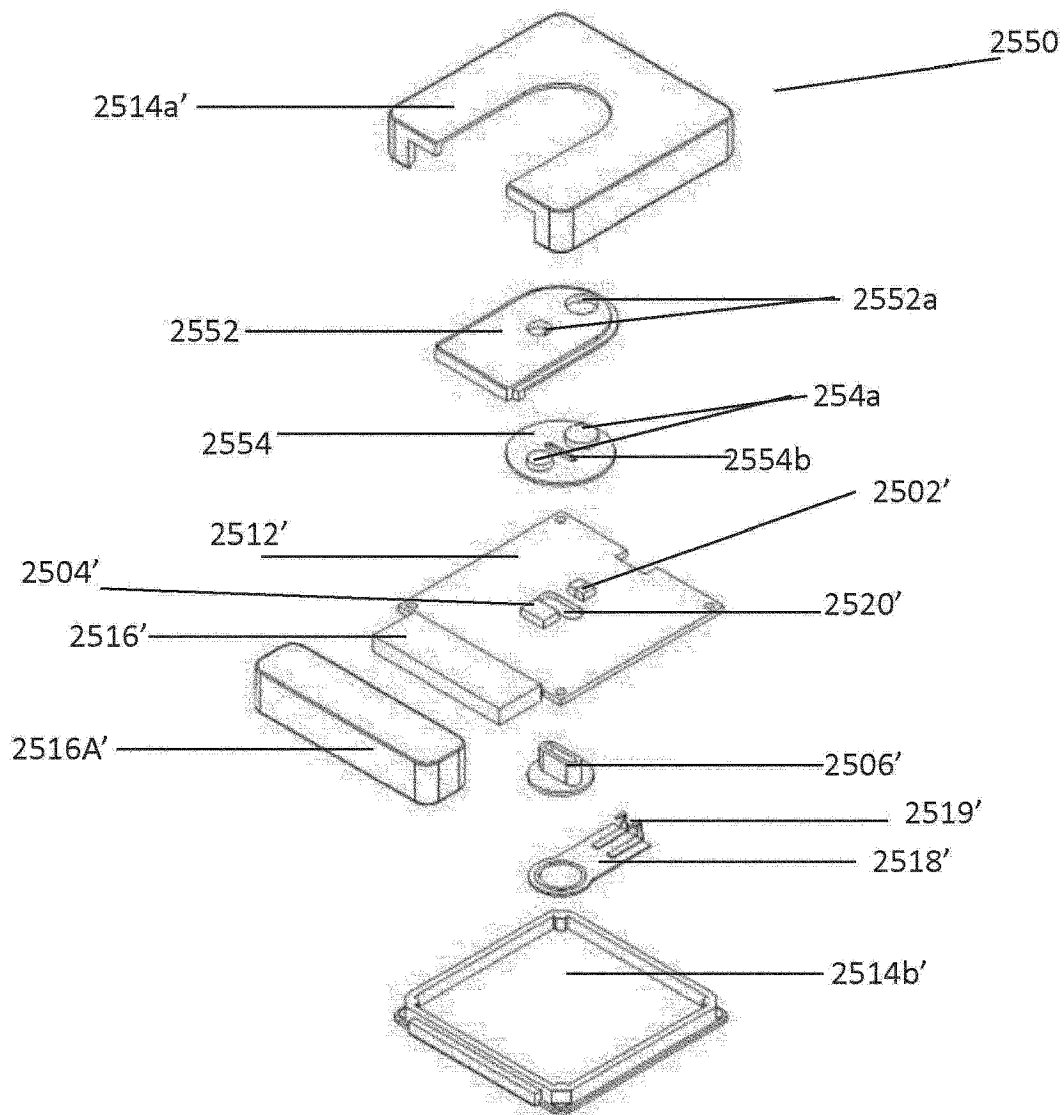


图 25G

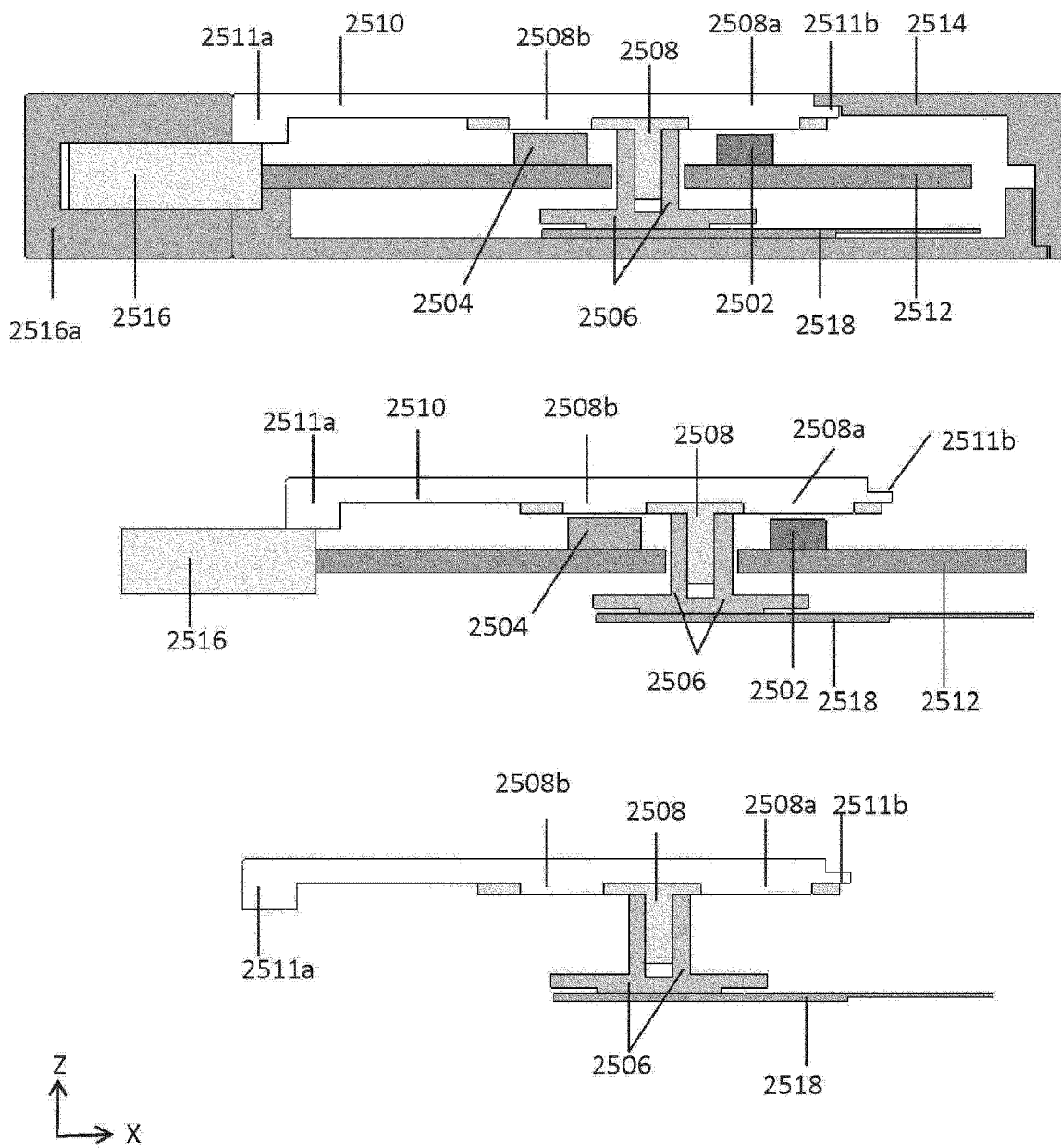


图 25H

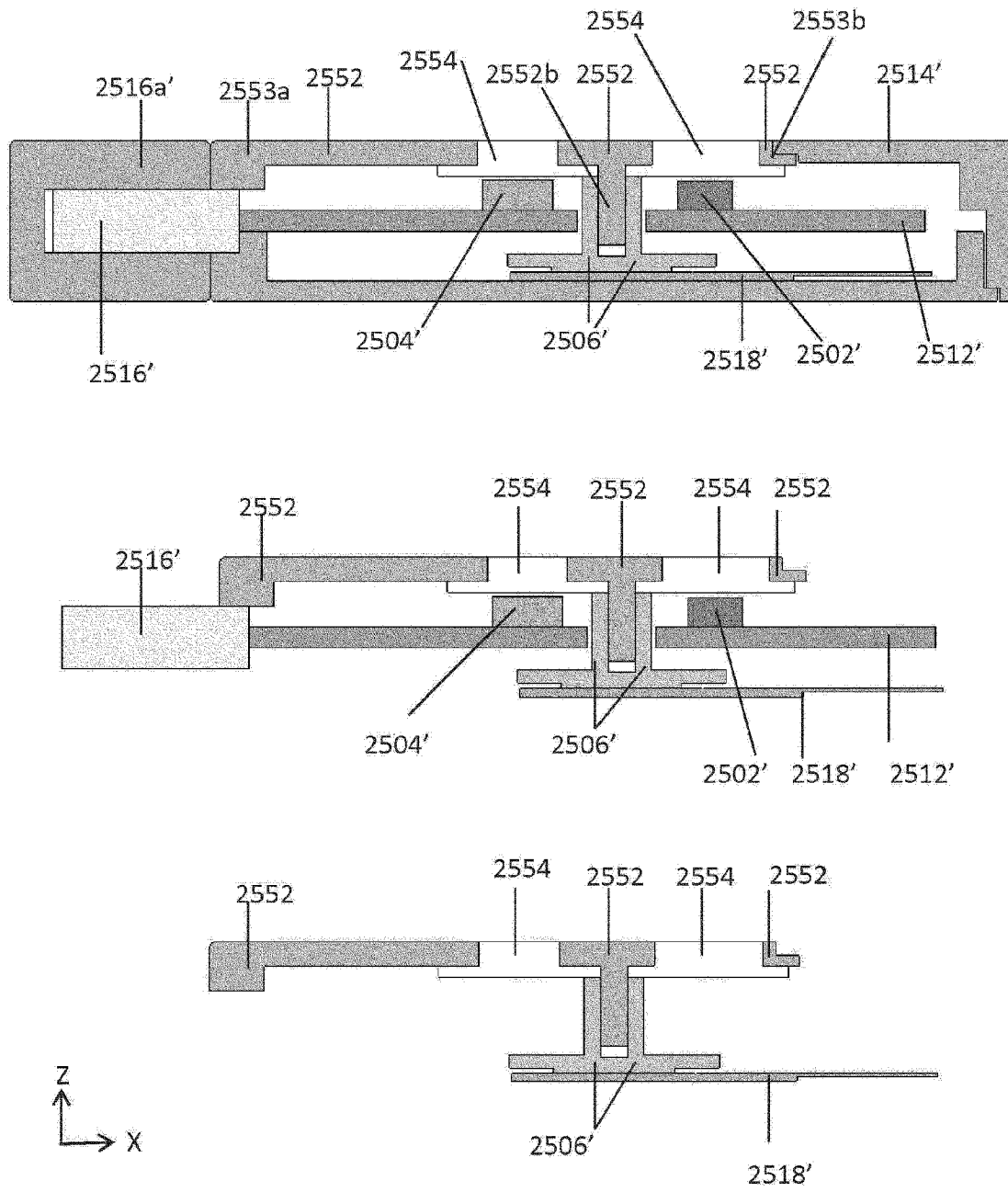


图 25I