



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110536631 A

(43)申请公布日 2019.12.03

(21)申请号 201880025307.3

(74)专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限公司 11245

(22)申请日 2018.02.07

代理人 赵志刚

(30)优先权数据

62/484,092 2017.04.11 US

15/878,686 2018.01.24 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2019.10.11

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2018/017203 2018.02.07

(87)PCT国际申请的公布数据
W02018/190942 EN 2018.10.18

(71)申请人 爱德华兹生命科学公司
地址 美国加利福尼亚州

(72)发明人 B·W·埃克斯罗德 A·H·西蒙斯

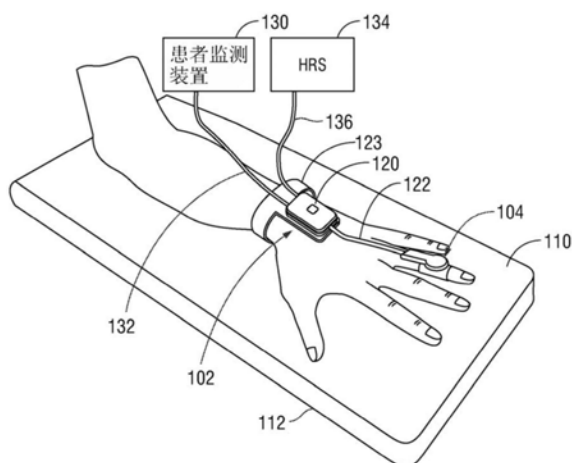
权利要求书3页 说明书9页 附图8页

(54)发明名称

可由患者穿戴的血压测量装置

(57)摘要

公开了一种利用体积钳制并且可由患者穿戴的血压测量装置。所述血压测量装置可以包含:可附接到所述患者的手指的指套,所述指套包括测量血氧容积描记波信号的发光二极管(LED)-光电二极管(PD)对和环绕所述手指的气囊;血压测量控制器,其通过指套连接器被耦接到所述气囊以为所述气囊提供气动压力。所述血压测量控制器可以是可由所述患者穿戴的。所述血压测量控制器可以包括:被耦接到所述指套连接器的泵、阀、压力传感器以及被耦接到所述泵、所述阀、所述压力传感器和所述LED-PD对的控制电路。



1. 一种可由患者穿戴的血压测量装置,其包含:

可附接到所述患者的手指的指套,其包括测量血氧容积描记波信号的发光二极管-光电二极管对即LED-PD对和环绕所述手指的气囊;以及

血压测量控制器,其通过指套连接器被耦接到所述气囊以为所述气囊提供气动压力,所述血压测量控制器可由所述患者穿戴,所述血压测量控制器包括:被耦接到所述指套连接器的泵、阀、压力传感器以及被耦接到所述泵、所述阀、所述压力传感器和所述LED-PD对的控制电路,所述控制电路被配置为:

基于测量所述血氧容积描记波信号控制由所述泵通过所述指套连接器被施加于所述气囊的所述气动压力来复制所述患者的血压;

控制所述阀的打开以从所述气囊释放气动压力;并且

通过利用所述压力传感器监测所述气囊的所述压力来测量所述患者的血压。

2. 根据权利要求1所述的血压测量装置,其中所述血压测量控制器可耦接到所述患者的手指、手、手腕或手臂中的至少一个。

3. 根据权利要求1所述的血压测量装置,其中所述指套连接器包括管。

4. 根据权利要求1所述的血压测量装置,其中所述指套连接器包括用于将来自所述血压测量控制器的所述气动压力直接连接到所述指套的所述气囊的连接夹具,并且其中所述血压测量控制器可安装在所述指套的顶部上。

5. 根据权利要求1所述的血压测量装置,其中所述泵包含压电泵。

6. 根据权利要求5所述的血压测量装置,其中所述压电泵输出被调整,以控制气动压力并且最小化功率使用。

7. 根据权利要求1所述的血压测量装置,其中所述泵包含音圈泵、活塞泵、隔膜泵、电解泵或蠕动泵中的至少一个。

8. 根据权利要求1所述的血压测量装置,其中所述阀包含压电阀。

9. 根据权利要求1所述的血压测量装置,其中所述阀包含螺线管阀或机电阀中的至少一个。

10. 根据权利要求1所述的血压测量装置,其中所述阀包含释放所述气囊中的气动压力的固定孔口,并且其中气动压力通过所述泵来调整。

11. 根据权利要求1所述的血压测量装置,进一步包含:当所述泵被断电以释放所述气囊中的气动压力时,允许气动压力从所述泵中向后泄露出来。

12. 根据权利要求1所述的血压测量装置,其中所述控制电路进一步包含通过有线或无线连接来传输经测量的患者的血压的数据接口。

13. 一种利用指套用于血压测量的方法,所述指套可附接到患者的手指,所述指套包括测量血氧容积描记波信号的发光二极管-光电二极管对即LED-PD对和环绕所述手指的气囊,所述方法包含:

将血压测量控制器附接到所述患者,所述血压测量控制器通过指套连接器被耦接到所述指套的所述气囊以为所述气囊提供气动压力,所述血压测量控制器包括:被耦接到所述指套连接器的泵、阀和压力传感器;

基于测量所述血氧容积描记波信号控制由所述泵通过所述指套连接器被施加于所述气囊的所述气动压力来复制所述患者的血压;

控制所述阀的打开以从所述气囊释放气动压力;以及
通过利用所述压力传感器监测所述气囊的所述压力来测量所述患者的血压。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中所述血压测量控制器可耦接到所述患者的手指、手、手腕或手臂中的至少一个。

15. 根据权利要求13所述的方法,其中所述指套连接器包括管。

16. 根据权利要求13所述的方法,其中所述指套连接器包括用于将来自所述血压测量控制器的所述气动压力直接连接到所述指套的所述气囊的连接夹具,并且其中所述血压测量控制器可安装在所述指套的顶部上。

17. 根据权利要求13所述的方法,其中所述泵包含压电泵。

18. 根据权利要求17所述的方法,其中所述压电泵输出被调整,以控制气动压力并且最小化功率使用。

19. 根据权利要求13所述的方法,其中所述泵包含音圈泵、活塞泵、隔膜泵、电解泵或蠕动泵中的至少一个。

20. 根据权利要求13所述的方法,其中所述阀包含压电阀。

21. 根据权利要求13所述的方法,其中所述阀包含螺线管阀或机电阀中的至少一个。

22. 一种可由患者穿戴的血压测量控制器,所述血压测量控制器被耦接到可附接到所述患者的手指的指套,所述指套包括测量血氧容积描记波信号的发光二极管-光电二极管对即LED-PD对和环绕所述手指的气囊,所述血压测量控制器,包含:

泵,其通过指套连接器被耦接到所述指套的所述气囊以为所述气囊提供气动压力;

阀;

压力传感器;以及

控制电路,其被耦接到所述泵、所述阀、所述压力传感器和所述LED-PD对,所述控制电路被配置为:

基于测量所述血氧容积描记波信号控制由所述泵通过所述指套连接器被施加于所述气囊的所述气动压力来复制所述患者的血压;

控制所述阀的打开以从所述气囊释放气动压力;以及

通过利用所述压力传感器监测所述气囊的所述压力来测量所述患者的血压。

23. 根据权利要求22所述的血压测量控制器,其中所述血压测量控制器可耦接到所述患者的手指、手、手腕或手臂中的至少一个。

24. 根据权利要求22所述的血压测量控制器,其中所述指套连接器包括管。

25. 根据权利要求22所述的血压测量控制器,其中所述指套连接器包括用于将来自所述血压测量控制器的所述气动压力直接连接到所述指套的所述气囊的连接夹具,并且其中所述血压测量控制器可安装在所述指套的顶部上。

26. 根据权利要求22所述的血压测量控制器,其中所述泵包含压电泵。

27. 根据权利要求26所述的血压测量控制器,其中所述压电泵输出被调整,以控制气动压力并且最小化功率使用。

28. 根据权利要求22所述的血压测量控制器,其中所述泵包含音圈泵、活塞泵、隔膜泵、电解泵或蠕动泵中的至少一个。

29. 根据权利要求22所述的血压测量控制器,其中所述阀包含压电阀。

30. 根据权利要求22所述的血压测量控制器,其中所述阀包含螺线管阀或机电阀中的至少一个。

31. 根据权利要求22所述的血压测量控制器,其中所述阀包含释放所述气囊中的气动压力的固定孔口,并且其中气动压力通过所述泵来调整。

32. 根据权利要求22所述的血压测量控制器,进一步包含当所述泵被断电以释放所述气囊中的气动压力时,允许气动压力从所述泵中向后泄露出来力时。

33. 根据权利要求22所述的血压测量控制器,其中所述控制电路进一步包含通过有线或无线连接来传输测量的患者的血压的数据接口。

34. 一种可由患者穿戴的血压测量装置,包含:

可附接到所述患者的手指的指套,所述指套包括测量血氧容积描记波信号的发光二极管-光电二极管对即LED-PD对和环绕所述手指的气囊;以及

血压测量控制器,其通过指套连接器被耦接到所述气囊以为所述气囊提供气动压力,所述血压测量控制器可由所述患者穿戴,所述血压测量控制器包括:被耦接到所述指套连接器的泵、固定孔口、压力传感器以及被耦接到所述泵、所述压力传感器和所述LED-PD对的控制电路,所述控制电路被配置为:

基于测量所述血氧容积描记波信号控制由所述泵通过所述指套连接器被施加于所述气囊的所述气动压力来复制所述患者的血压;以及

通过利用所述压力传感器监测所述气囊的所述压力来测量所述患者的血压。

35. 根据权利要求34所述的血压测量装置,其中所述血压测量控制器可耦接到所述患者的手指、手、手腕或手臂中的至少一个。

36. 根据权利要求34所述的血压测量装置,其中所述指套连接器包括管。

37. 根据权利要求34所述的血压测量装置,其中所述指套连接器包括用于将来自所述血压测量控制器的所述气动压力直接连接到所述指套的所述气囊的连接夹具,并且其中所述血压测量控制器可安装在所述指套的顶部上。

38. 根据权利要求34所述的血压测量装置,其中所述泵包含压电泵。

39. 根据权利要求38所述的血压测量装置,其中所述压电泵输出被调整,以控制气动压力并且最小化功率使用。

40. 根据权利要求34所述的血压测量装置,其中所述固定孔口释放所述气囊中的气动压力,而到所述气囊的气动压力通过所述泵来调整。

41. 根据权利要求34所述的血压测量装置,进一步包含当所述泵被断电以释放所述气囊中的气动压力时,允许气动压力从所述泵中向后泄露出来力时。

42. 根据权利要求34所述的血压测量装置,其中所述控制电路进一步包含通过有线或无线连接来传输测量的患者的血压的数据接口。

可由患者穿戴的血压测量装置

技术领域

[0001] 本发明的实施例涉及一种利用体积钳制 (volume clamping) 并且可由患者穿戴的血压测量装置。

背景技术

[0002] 体积钳制是一种用于无创地测量血压的技术,其中压力被施加到受试者的手指,使得静脉流被完全阻塞并且动脉压可以被随时间变化的压力平衡以维持恒定的动脉体积。在正确安装和校准的系统中,所施加的随时间变化的压力等于手指中的动脉血压。所施加的随时间变化的压力可被测量以提供患者的动脉血压的读数。

[0003] 这可以通过布置在患者手指周围的指套来实现。指套可以包括红外光源、红外传感器和可膨胀气囊。红外光可以被发送穿过其中存在手指动脉的手指。红外传感器拾取红外光并且由传感器记录的红外光的量可以与动脉直径成反比并且指示动脉中的压力。

[0004] 在指套实施方式中,通过使指套中的气囊膨胀,将压力施加在手指动脉上。如果压力足够高,它将会压缩动脉并且由传感器记录的光量将会增加。可膨胀气囊中压缩动脉所需的压力的量取决于血压。通过控制可膨胀气囊的压力以使得手指动脉的直径保持恒定,由于可膨胀气囊中的压力与血压直接相关,因此可以非常精确地监测血压。

[0005] 在典型的现今指套的实施方式中,体积钳制系统与指套一起使用。体积钳制系统通常包括压力产生系统和调节系统,该调节系统包括:闭环反馈系统中的配合动脉体积的测量来使用的泵、阀门和压力传感器。为了精确地测量血压,该反馈环路提供足够的压力产生与释放能力以匹配受试者血压的压力振荡。

[0006] 不幸地,目前的指套系统依赖于用于压力产生系统的非常大的装置(诸如,旋转泵、鼓风机和相关的装置)来产生用于体积钳制系统的气动压力。这种泵装置比指套本身大得多,并且位于远离的位置处来为指套提供压力。因此,这些类型的泵消耗显著的功率,并且从患者物理地移除,由此产生妨碍性能并且可能导致不准确的血压测量的长空气路径。进一步地,大的泵系统和支持硬件扩大了混乱,并且妨碍了在医院、急救室、重症监护室(ICU)、医生办公室、救护车和其他患者护理位置中的机动性。此外,这种类型的大的泵系统由于连续操作泵而需要高能量消耗,并且进一步提供关于由于泵和空气的定期排出的噪声的缺点。高能量使用、大的部件和噪声的这些特质在具体的健康护理环境(诸如流动使用、急救室、重症监护室(ICU)、检查室)中和在当患者正睡觉时执行测量的医院房间中是不期望的。

发明内容

[0007] 本发明的实施例可以涉及一种利用体积钳制并且可由患者穿戴的血压测量装置。所述血压测量装置可以包含:可附接到所述患者的手指的指套,所述指套包括测量血氧容积描记波 (pleth) 信号的发光二极管(LED)-光电二极管(PD)对和环绕所述手指的气囊;以及血压测量控制器,其通过指套连接器被耦接到所述气囊以为所述气囊提供气动压力。所

述血压测量控制器可以是可由所述患者穿戴的。所述血压测量控制器可以包括：被耦接到所述指套连接器的泵、阀、压力传感器以及被耦接到所述泵、所述阀、所述压力传感器和所述LED-PD对的控制电路。所述控制电路可以被配置为：基于测量所述血氧容积描记波信号控制由所述泵通过所述指套连接器被施加于所述气囊的所述气动压力来复制所述患者的血压；控制所述阀的打开以从所述气囊释放气动压力；并且通过利用所述压力传感器监测所述气囊的所述压力来测量所述患者的血压。

附图说明

[0008] 图1A是根据本发明的一个实施例的血压测量装置的示例的示意图。

[0009] 图1B是根据本发明的一个实施例的图示指套和血压管理控制器的部件的示意图。

[0010] 图1C是根据本发明的一个实施例的图示指套和具有固定孔口的血压管理控制器的部件的示意图。

[0011] 图2是根据本发明的一个实施例的图示鉴于血氧容积描记波信号和压力的指套和血压测量控制器的操作的原理以便实施体积钳制模式的曲线图的示意图。

[0012] 图3A是根据本发明的一个实施例的图示用于实施体积钳制模式的压力、泵命令和阀命令的曲线图的示意图。

[0013] 图3B是根据本发明的一个实施例的图示在固定孔口方式中用于实施体积钳制模式的压力和泵命令的曲线图的示意图。

[0014] 图4A是根据本发明的一个实施例的包括到指套的第一类型的连接器的血压测量控制器的透视图。

[0015] 图4B图示了根据本发明的一个实施例的图4A的血压测量控制器的内部部件。

[0016] 图5A是根据本发明的一个实施例的包括到指套的连接夹具的血压测量控制器的透视图。

[0017] 图5B图示了根据本发明的一个实施例的图5A的血压测量控制器的内部部件。

具体实施方式

[0018] 本发明的实施例可以涉及一种与指套一起使用的用于体积钳制血压测量的压力调节反馈环路。反馈环路可以包含用于产生指套的气囊内的压力以压缩受试者的动脉的泵和用于从气囊释放压力的阀。反馈环路可以进一步包含测量指套的气囊内的压力的压力传感器和用于诸如通过利用红外发光二极管(LED)和光电二极管(PD)来测量被钳制的动脉的体积的系统。

[0019] 具体地，本发明的实施例可以涉及一种利用体积钳制并且可由患者穿戴的血压测量装置。所述血压测量装置可以包含：可附接到所述患者的手指的指套，其包括测量血氧容积描记波信号的发光二极管(LED)-光电二极管(PD)对和环绕所述手指的气囊；以及血压测量控制器，其通过指套连接器被耦接到所述气囊以为所述气囊提供气动压力。所述血压测量控制器也可以是由所述患者穿戴的。所述血压测量控制器可以包括：被耦接到所述指套连接器的泵、阀、压力传感器以及被耦接到所述泵、所述阀、所述压力传感器和所述LED-PD对的控制电路。如将会描述的，所述控制电路可以被配置为：基于测量所述血氧容积描记波信号控制由所述泵通过所述指套连接器施加于所述气囊的所述气动压力来复制所述患

者的血压;控制所述阀的打开以从所述气囊释放气动压力;并且通过利用所述压力传感器监测所述气囊的所述压力来测量所述患者的血压。

[0020] 如将会描述的,根据本发明的实施例,指套可以被附接到患者的手指,并且包括泵、阀和传感器的血压测量控制器可以被耦接到患者的手指、手、手腕、手臂或患者的身体的其他部分,或者对于监测患者的血压的紧凑的且节能的系统而言,可以不在患者的身体上,而是可以紧密地邻近指套。

[0021] 参考图1A,将描述血压测量装置102的示例。如图1A所示,血压测量装置102可以包括指套104和血压测量控制器120,指套104具有合适的外壳和可以被附接到患者手指的合适的手指连接器(例如,包括气囊),血压测量控制器120可以被附接到患者身体(例如,患者的手)。血压测量装置102被进一步连接到患者监测装置130和心脏参考传感器(HRS)134。包括指套104和血压测量控制器120的血压测量装置102的操作将会在下文更详细地描述。

[0022] 继续该示例,如图1A所示,患者的手可以放置在扶手112的面110上,以使用血压测量装置102测量患者的血压。如将会描述的,血压测量装置102的血压测量控制器120可以通过指套连接器122被耦接到指套104的气囊,以便向气囊提供气动压力以用于血压测量。血压测量控制器120可以通过功率/数据电缆132被耦接到患者监测装置130,并且通过HRS连接器136被耦接到HRS134。患者监测装置130可以是可对患者的生理读数/数据(包括血压)以及任何其他合适的生理患者读数进行读取、收集、处理、显示等的任何类型的医学电子装置。因此,功率/数据电缆可以将数据传输到患者监测装置130和传输来自患者监测装置130的数据,并且也可以将来自患者监测装置130的功率提供给血压测量控制器120和指套104。HRS134可以被放置在患者心脏水平附近并通过HRS连接器136被连接到血压测量装置102的血压测量控制器120,以允许补偿在血压测量值的计算中由于指套104与心脏水平之间的高度差引起的潜在误差。

[0023] 如图1A中可见,在一个示例中,指套104可以被附接到患者的手指,并且血压测量控制器120可以通过缠绕在患者手腕上的附接手环(bracelet)123被附接在患者的手上。然而,应认识到,由于血压测量控制器120的小尺寸,可以利用各种各样的附接配置。例如,可以将血压测量控制器120放置在患者的手指(例如,与指套104相同的手指或一根或更多根不同的手指)、手、手腕、手臂或其他位置上,使得其以便利的方式被安装或局部放置在指套104上。作为一个具体示例,血压测量控制器120可以被夹到患者其他的一对手指(例如,利用附接手环或魔术贴/尼龙搭扣带(velcro-strip))。

[0024] 替代地,血压测量控制器120可以不放置在患者身体上,而是可以放置或安装在紧密邻近指套104处。例如,血压测量控制器120可以被钳制或附接到扶手112(例如,放置在夹子上或用魔术贴粘住)、在指套104附近处,或者可以简单地吊在指套104上并且可以不被附接到任何东西。通过将血压测量控制器120从患者身体上去除,通向患者的动脉和静脉的入口被空出来。此外,应认识到,图1A中所示的血压测量控制器120的大致矩形形状仅仅是设计实施方式,并且可以使用任何合适的形状。应进一步认识到,由于血压测量控制器120的小尺寸,可以利用多种各样的附接配置,并且这些仅仅是示例。

[0025] 如将会在下文更详细地描述的,指套104与包括泵、阀、压力传感器和控制电路的血压测量控制器120配合可以被利用于通过用压力传感器监测气囊的压力来测量患者的血压,并且可以在患者监测装置130上显示患者的血压。具体地,由于指套104和血压测量控制

器120的小尺寸,提供了利用紧凑的、可移动的、节能的且低噪声的系统监测患者的血压的技术。

[0026] 此外参考图1B,图1B是根据本发明的一个实施例的血压测量装置的示例的示意图。

[0027] 指套104可以包括形成LED-PD对的发光二极管(LED) 150和光电二极管(PD) 152。包括LED-PD对的指套104与环绕手指并压缩或钳制在患者的动脉160上的气囊156配合可以用于测量血氧容积描记波信号以测量患者的血压,如将会描述的。

[0028] 血压测量控制器120可以通过指套连接器175被耦接到指套104的气囊156,以为气囊156提供气动压力。血压测量控制器120可以包括泵172、阀174和传感器176。进一步地,血压测量控制器120可以包括控制电路180以及输入/输出电路和接口182,如将会在下文更详细地描述的。作为接口的示例,可以利用到HRS134的HRS连接器136的接口和到患者监测装置130的功率/数据电缆132的接口。

[0029] 如已经描述的,血压测量控制器120可以是可由患者穿戴的,并且可以被安装在患者的手指、手、手腕、手臂或患者的身体的其他部分上,或可以不被患者穿戴,而是可以刚好被局部地定位到指套104(例如,被放置在扶手上、悬挂在患者的手指上等)。进一步地,如已经描述的,血压测量控制器120可以通过指套连接器175或通过连接夹具被耦接到指套104,使得血压测量控制器120可安装在指套104的顶部上,所述指套连接器175可以是包括将来自血压测量控制器120的泵172的气动压力提供给指套104的气囊156的管部分(以及为指套提供LED驱动并将来自指套104的血氧容积描记波信号提供给控制电路180的电缆部分)的适当连接器122,所述连接夹具用于将来自血压测量控制器120的泵172的气动压力直接连接到指套104的气囊156(以及将来自指套104的血氧容积描记波信号提供给控制电路180)。因此,血压测量控制器120可以被管局部地连接,或可以经由用户的手指上的连接夹具被直接连接在指套104的顶部上。这些示例将会在下文被更详细地描述。而且,应认识到,指套连接器175将LED-PD对的输出电子地连接到控制电路180。

[0030] 因此,在一个实施例中,血压测量控制器120可以包括:包括空气进口173的泵172,所述泵172被耦接到指套连接器175以为气囊156提供气动压力;具有排气口177的阀174,所述阀174被耦接到气动压力流以从气囊156释放气动压力;压力传感器176,其被耦接到气动压力流以监测气囊156的气动压力;以及控制电路180,其被耦接到泵172、阀174和传感器176。应认识到,血压测量控制器120的部件可以被合适地包含在图1A中示出的血压测量控制器120的外壳内并且在该外壳内被相互连接,但是可以利用任何合适的外壳。

[0031] 控制电路180可以被耦接到泵172、阀174、传感器176和LED-PD对,以便控制指套104的气囊156并测量来自LED-PD对的血氧容积描记波信号,使得血压测量控制器120的控制电路180能够测量患者的血压。

[0032] 具体地,控制电路180可以被配置为:基于测量从指套104的LED-PD对接收的血氧容积描记波信号控制由泵172(例如,来自空气进口173)通过指套连接器175施加于气囊156(例如,被表示为输出)的气动压力来复制患者的血压。进一步地,控制电路180可以被配置为:经由排气口177控制阀174的打开以从气囊156释放气动压力。此外,控制电路180可以被配置为:通过基于来自压力传感器176的输入监测气囊156的压力来测量患者的血压,气囊156的压力应当与患者的血压相同。

[0033] 患者的被测量的血压可以被控制电路180命令,以通过I/O电路和接口182、通过数据/功率电缆132被传输到达患者监测装置130,以显示患者的被测量的血压。进一步地,基于来自HRS134的输入和通过I/O电路和接口182、通过HRS连接器136接收的其他来源的控制电路180可以允许补偿在血压测量值的计算中由于指套104与心脏水平之间的高度差引起的潜在误差。

[0034] 应认识到,血压测量控制器120的控制电路180可以实施计算算法,以基于从指套104的LED-PD对接收的经测量的血氧容积描记波信号,并且配合控制阀174的打开以从气囊156释放气动压力且通过利用压力传感器176监测气囊156的压力来测量患者的血压并同时命令通过患者监测装置130显示计算出的血压测量值来控制由泵172(例如,输出)通过指套连接器175施加于气囊156的气动压力来复制患者的血压。进一步地,应认识到,经由泵172施加的气动压力可以是合适的气体(诸如,空气),或在其他实施方式中,可以利用合适的液体。

[0035] 此外参考图1C,图1C是根据本发明的一个实施例的血压测量装置的示例的示意图,其中,不是利用如之前描述的由控制电路控制的阀,而是利用固定孔口179。在该实施例中,包括排气口177的固定孔口179被用来代替阀将气动压力从气囊156被动地释放。因此,不需要打开和关闭阀,并且不需要通过控制电路180来控制阀的打开和关闭,因为固定孔口179将气动压力从气囊156被动地释放。在该实施方式中,被施加于气囊156的气动压力将会完全由(如由控制电路180来控制的)泵172控制和调整,同时使用不受控制的固定孔口179。该固定孔口179实施方式的示例将会在下文被更详细地描述。图1C中的其余部件和它们的功能类似于图1B的之前描述,并且为了简洁起见,不再赘述。

[0036] 通过指套104和血压测量控制器120实施的操作类型的示例将会在下文进行描述。

[0037] 此外参考图2,将会描述指套104和血压测量控制器120的操作的原理以及体积钳制模式的简短描述。在图2中,X轴示出了时间(秒),并且Y轴示出了压力(mmHg)和血氧容积描记波计数。线202示出了随着气囊156中的由线204示出的压力通过由泵172增加/减小气动压力(例如,如由压力传感器176所测量的)而改变的由控制电路180接收的来自指套104的LED-PD对的血氧容积描记波信号。血氧容积描记波信号202与动脉体积成反比。如能够在图2上看出的,压力204可以通过泵172被逐步增加到指套104的气囊156(如由压力传感器176所测量的),并且血氧容积描记波信号202因此增加,这是因为动脉被挤压。在该上升期间在血氧容积描记波信号中可见血压跳动。

[0038] 具体地,如能够在图2中看出的,血压测量控制器120的控制电路180选择由LED-PD对接收的期望的血氧容积描记波信号202,并且切换为体积钳制模式,其中,气囊压力通过由泵172施加于气囊156的气动压力(如由控制电路180来控制)来控制,以通过平衡动脉160中的血压来保持血氧容积描记波信号202恒定。例如,如能够通过区段220看出的,当压力信号204不断改变时,血氧容积描记波信号202是恒定的。具体地,泵172被控制电路180命令以通过指套连接器175将气动压力可变地施加于指套104的气囊156,并且阀174通过排气口177被可变地命令为打开以从气囊156释放气动压力,使得在体积钳制模式下,如在区段220中示出的被施加于气囊的压力信号204等于患者的血压(例如,大约120/80)。

[0039] 此外参考图3A,将会描述体积钳制模式的示例。在该示例中,阀174的打开和关闭由控制电路180来控制。在图3A中,X轴示出了时间(秒),并且Y轴示出了压力(mmHg)和命令

值(例如,0-1)。例如,线302示出了根据时间在控制电路180的控制下通过泵172施加气动压力而在指套104的气囊156中产生的压力。在由线302示出的气囊压力下方,线310示出了命令泵172何时被打开以及它正在被多努力地驱动(例如,0-1命令值)的泵驱动信号,如由控制电路180所命令的。应当注意,泵172仅当气囊152的压力正在上升时被打开。由控制电路180命令的阀命令信号320连同泵驱动信号310一起示出了阀174何时被命令为被打开以及它被命令为打开至何种程度(例如,0-1命令值)。应当注意,阀174仅当压力正在下降时被打开,如在图3A中示出的。

[0040] 此外参考图3B,将会描述体积钳制模式的另一示例,其中,不利用被控制电路180控制为打开和关闭以从气囊156释放气动压力的阀,而是利用包括排气口177的不受控制电路180控制以从气囊156被动地释放气动压力的固定孔口179。在图3B中,X轴示出了时间(秒),并且Y轴示出了压力(mmHg)和命令值(例如,0-1)。例如,线352示出了根据时间在控制电路180的控制下通过泵172施加气动压力而在指套104的气囊156中产生的压力。邻近由线352示出的气囊压力的线360示出了命令泵172何时被打开以及它正在被多努力地驱动(例如,0-1命令值)的泵驱动信号,如由控制电路180所命令的。应当注意,当气囊152的压力急剧上升时,泵172被完全打开(例如,命令值1),并且然后当气囊压力352下降时,泵驱动命令以更低的命令水平上下波动361。应当注意,当固定孔口179从气囊被动地释放气动压力时,不需要阀命令。

[0041] 应认识到,各种类型的泵172可以被用来实施之前描述的本发明的实施例。例如,在一个实施例中,压电泵可以被用作泵172。压电泵172可以具有相对小的尺寸、低功率消耗,并且可以以完全在人类听觉范围之外的高操作频率操作。因此,具有小尺寸和低功率消耗的压电泵172适合于在之前描述的血压测量控制器120中使用,所述血压测量控制器120如之前描述的那样非常紧密地邻近指套104可容易地安装在患者的手指、手、手腕等上。而且,由于压电泵172是相对安静的,它不干扰患者的睡眠。此外,压电泵172的被调整(例如,快速地打开和关闭)以控制被施加于指套104的气囊156的气动压力的能力可以进一步最小化功率使用并且最大化控制和效率。

[0042] 也可以利用具有小尺寸、低功率消耗和小声音的其他类型的泵172,诸如:音圈泵、活塞泵、隔膜泵、电解泵或蠕动泵。由于这些类型的泵具有与压电泵相同类型的优点,这些类型的泵可以被利用。

[0043] 在一个实施例中,阀174可以是包括排气口177的压电阀。压电阀(类似于压电泵)具有小尺寸、低功率消耗和高致动速度的优点。作为一个具体示例,压电阀177可以包括压电陶瓷致动器区段、被连接到压电陶瓷致动器区段的固定梁区段和被连接到固定梁区段的橡胶套筒部分。压电陶瓷致动器区段、固定梁区段和橡胶套筒部分可以被线性地连接,并且橡胶套筒部分可以在排气口177上面延伸。以此方式,来自控制电路180的阀命令信号可以引起压电陶瓷致动器区段的移动/致动,使得橡胶套筒部分远离排气口177(打开)或在排气口177上面(关闭)移动,以控制排气口的打开和关闭。如之前描述的,作为一示例,命令信号(0-1)可以被发送,命令压电阀应当被打开多少(例如,压电陶瓷致动器区段应当被命令为被移动/被致动多少,以同时移动橡胶套筒部分远离排气口来打开排气口)。应认识到,这仅仅是一个示例。其他类型的阀具有压电阀的类似特性(例如,小尺寸、低功率消耗和高致动速度),诸如,螺线管阀、机电阀等。应认识到,任何类型的合适的阀都可以被利用。

[0044] 将会在下文描述可以被用来实施之前描述的可由患者穿戴的血压测量装置的各种示例。

[0045] 例如,图4A是之前描述的血压测量控制器120的透视图,其中,指套连接器175可以是包括将来自血压测量控制器120的泵172的气动压力提供给指套104的气囊156的管部分(以及将来自指套104的血氧容积描记波信号提供给控制电路180的电缆部分)的合适连接器122。还参考图4B,图4B图示了被包含在血压测量控制器120的外壳中的血压测量控制器120的部件,如之前描述的。

[0046] 如能够在图4A中看出的,血压测量控制器120可以具有带有弧形端的近似矩形形状的外壳,并且可以在顶部处具有空气进口173以提供空气用于由泵172产生气动压力。在该示例中,如已经描述的,连接器122可以通过安装连接器121被耦接到血压测量控制器120,其中,连接器122可以包括适当的管以将来自血压测量控制器120的泵172的气动压力提供给指套104的气囊156。进一步地,血压测量控制器120可以通过被安装连接器131连接的功率/数据电缆132被耦接到患者监测装置130,并且通过被安装连接器135连接的HRS连接器136被耦接到HRS134。患者监测装置130可以是可对患者的生理读数/数据(包括血压)以及任何其他合适的生理患者读数进行读取、收集、处理、显示等的任何类型的医学电子装置。

[0047] 在该示例中,其中,指套连接器175可以是将来自血压测量控制器120的泵172的气动压力提供给指套104的气囊156的适当连接器122,血压测量控制器120的操作如之前描述的那样进行。具体地,控制电路180可以被配置为:基于测量由指套104的LED-PD对接收的血氧容积描记波信号控制由泵172(例如,从空气进口173)通过连接器122施加于气囊156的气动压力来复制患者的血压。进一步地,控制电路180可以被配置为:控制阀174的打开以从气囊156释放气动压力。然而,在一些实施例中,如之前描述的,不利用被控制电路180控制为打开和关闭以从气囊156释放气动压力的阀,而是利用不被控制电路180控制以从气囊156被动地释放气动压力的固定孔口。此外,控制电路180可以被配置为:通过基于来自压力传感器176的输入监测气囊156的压力来测量患者的血压,气囊156的压力应当与患者的血压相同。患者的经测量的血压可以被控制电路180命令,以通过I/O电路和接口182、通过数据/功率电缆132被传输到患者监测装置130,以显示患者的测量的血压。进一步地,基于来自HRS134的输入和通过I/O电路和接口182、通过HRS连接器136接收的其他来源的控制电路180可以允许补偿在血压测量值的计算中由于指套104与心脏水平之间的高度差引起的潜在误差。

[0048] 作为另一示例,参考图5A,图5A是之前描述的血压测量控制器120的透视图,其中,指套连接器175可以是用于将来自血压测量控制器120的泵172的气动压力直接连接到指套104的气囊156的相对短的连接夹具。在该示例中,血压测量控制器120可以在指套104的顶部上与连接夹具直接连接,使得整个系统(血压测量控制器120和指套104两者)被直接放置在患者的手指的顶部上。应认识到,连接夹具可以是任何合适形式的机械夹具结构(例如,金属、塑料等),所述机械夹具结构是相对小的,并且所述机械夹具结构具有足够的强度以将血压测量控制器120的外壳牢固地连接到指套104的外壳,并且所述机械夹具结构可以包括相对小的内部管部分,以将由血压测量控制器120的泵172输出的气动压力提供给指套104的气囊156,并且支撑将来自指套104的血氧容积描记波信号提供给控制电路180的电缆

部分。还参考图5B,图5B图示了被包含在血压测量控制器120的外壳中的血压测量控制器120的部件,如之前描述的。

[0049] 如能够在图5A中看出的,血压测量控制器120可以具有带有弧形端的近似矩形形状的外壳,并且可以在顶部处具有空气进口173以提供空气用于由泵172产生气动压力。在该示例中,如已经描述的,指套连接器175可以是用于将来自血压测量控制器120的泵172的气动压力直接连接到指套104的气囊156的连接夹具。进一步地,血压测量控制器120可以通过被安装连接器131连接的功率/数据电缆132被耦接到患者监测装置130,并且通过被安装连接器135连接的HRS连接器136被耦接到HRS134。患者监测装置130可以是可对患者的生理读数/数据(包括血压)以及任何其他合适的生理患者读数进行读取、收集、处理、显示等的任何类型的医学电子装置。

[0050] 在该示例中,其中,指套连接器175可以是将来自血压测量控制器120的泵172的气动压力提供给指套104的气囊156的连接夹具,血压测量控制器120的操作如之前描述的那样进行。具体地,控制电路180可以被配置为:基于测量由指套104的LED-PD对接收的血氧容积描记波信号控制由泵172(例如,从空气进口173)通过连接夹具175施加于气囊156的气动压力来复制患者的血压。进一步地,控制电路180可以被配置为:控制阀174的打开以从气囊156释放气动压力。然而,在一些实施例中,如之前描述的,不利用被控制电路180控制为打开和关闭以从气囊156释放气动压力的阀,而是利用不被控制电路180控制以从气囊156被动地释放气动压力的固定孔口。此外,控制电路180可以被配置为:通过基于来自压力传感器176的输入监测气囊156的压力来测量患者的血压,气囊156的压力应当与患者的血压相同。患者的经测量的血压可以被控制电路180命令,以通过I/O电路和接口182、通过数据/功率电缆132被传输到达患者监测装置130,以显示患者的测量的血压。进一步地,基于来自HRS134的输入和通过I/O电路和接口182、通过HRS连接器136接收的其他来源的控制电路180可以允许补偿在血压测量值的计算中由于指套104与心脏水平之间的高度差引起的潜在误差。

[0051] 应认识到,各种其他替代性实施方式可以被利用。例如,在一个替代性实施方式中,阀174可以简单地是固定孔口以从气囊156释放气动压力。在该实施方式中,如之前描述的,阀174的打开和关闭因此不会被控制电路180控制,因为它简单地是孔口。在这种情况下,被施加于气囊156的气动压力将会完全通过泵172来控制 and 调整,如由控制电路180所控制的。在另一实施方式中,当泵172被断电以允许气动压力从气囊156的释放时,可以允许气动压力从泵172中的向后泄露。

[0052] 而且,尽管有线数据电缆132已经被图示为通过有线连接将测量的患者的血压传输到患者监测装置130,但是应认识到,无线连接可以代替有线连接被用来将数据传输到患者监测装置130和从患者监测装置130传输数据。

[0053] 如之前描述的,利用指套104配合相对小且紧凑的血压测量控制器120的血压测量装置102实现了用于连续无创血压监测系统的非常紧凑的压力驱动系统和反馈环路,所述血压测量控制器120包括:内部可控阀174、内部可控泵172和传感器176。进一步地,这种类型的血压测量装置102可以简单地位于患者的手腕、手或手指上,或可以紧密地邻近其被定位(例如,血压测量控制器120可以在指套104附近被安装到近旁的夹具,或可以悬挂在指套104上)。

[0054] 此外,在被紧密地耦接到指套104的血压测量控制器120中使用使得血压测量装置102可安装到患者的手指、手、手腕等的内部可控泵172(例如,压电泵)和内部可控阀174(例如,压电阀)的紧凑尺寸实现了连续血压测量系统,所述连续血压测量系统是便携的,并且当患者移动通过医院(例如,从手术室(OR)移动到重症监护室(ICU))、或从救护车移动到急救室(ER)、ICU等、或在医院、医学或家庭环境等在的任何位置之间移动时,能够被患者连续地穿戴。因此,通过在血压测量装置102中利用内部可控泵172(例如,压电泵)和内部可控阀174(例如,压电阀),提供了小的、紧凑的且便携的血压测量系统。这种类型的更紧凑的血压测量装置具有关于当前系统的各种优点,诸如:提供高保真的反馈环路;在OR、ER、ICU等是更不显眼的;具有更低的成本;是非常便携的;利用更少的能量;产生更少的声音-是更安静的;等等。具体地,在一个实施方式中,之前描述的血压测量装置的小尺寸和轻重量允许患者在医学设施附近、以及进入和从医学设施中出来的易动性。

[0055] 应认识到,先前描述的本发明的各方面可以结合由处理器、电路、控制器、控制电路等(诸如控制电路180、I/O电路182等)执行指令来实现。作为示例,根据先前描述的本发明的实施例,控制电路180可以在程序、算法、例程或指令执行的控制下操作以执行方法或过程。例如,此类程序可以用固件或软件(例如存储在存储器和/或其他位置中)来实施,并且可以由处理器、控制电路和/或其他电路来实施,这些术语可以可互换地利用。进一步地,应该理解,术语“处理器”、“微处理器”、“电路”、“控制电路”、“电路板”、“控制器”、“微控制器”等是指能够执行可用于执行本发明的实施例的逻辑、命令、指令、软件、固件、功能等的任何类型的逻辑或电路。

[0056] 结合本文公开的实施例描述的各种说明性逻辑块、处理器、模块和电路可以用设计成执行本文所述功能的通用处理器、专用处理器、电路、微控制器、数字信号处理器(DSP)、专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)或其他可编程逻辑装置、分立门或晶体管逻辑、分立硬件组件或其任何组合来实施或执行。处理器可以是微处理器或任何常规处理器、控制器、微控制器、电路或状态机。处理器还可以实施为计算装置的组合,例如,DSP和微处理器的组合、多个微处理器、一个或更多个微处理器与DSP内核的结合或者任何其他此类配置。

[0057] 结合本文所公开的实施例描述的方法或算法的步骤可以直接体现为硬件、由处理器执行的软件模块/固件或其任何组合。软件模块可以驻留在RAM存储器、闪存、ROM存储器、EPROM存储器、EEPROM存储器、寄存器、硬盘、可移动磁盘、CD-ROM或本领域已知的任何其他形式的存储介质中。示范性存储介质耦接到处理器,使得处理器可以从存储介质读取信息并且将信息写入到存储介质。在替代方案中,存储介质可以集成到处理器中。

[0058] 提供所公开实施例的先前描述以使得本领域技术人员能够制作或使用本发明。对于本领域技术人员来说,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,可以将本文中定义的一般原理应用于其他实施例。因此,本发明并非旨在限于本文所示的实施例,而是应被赋予与本文中所公开的原理和新颖特征一致的最广范围。

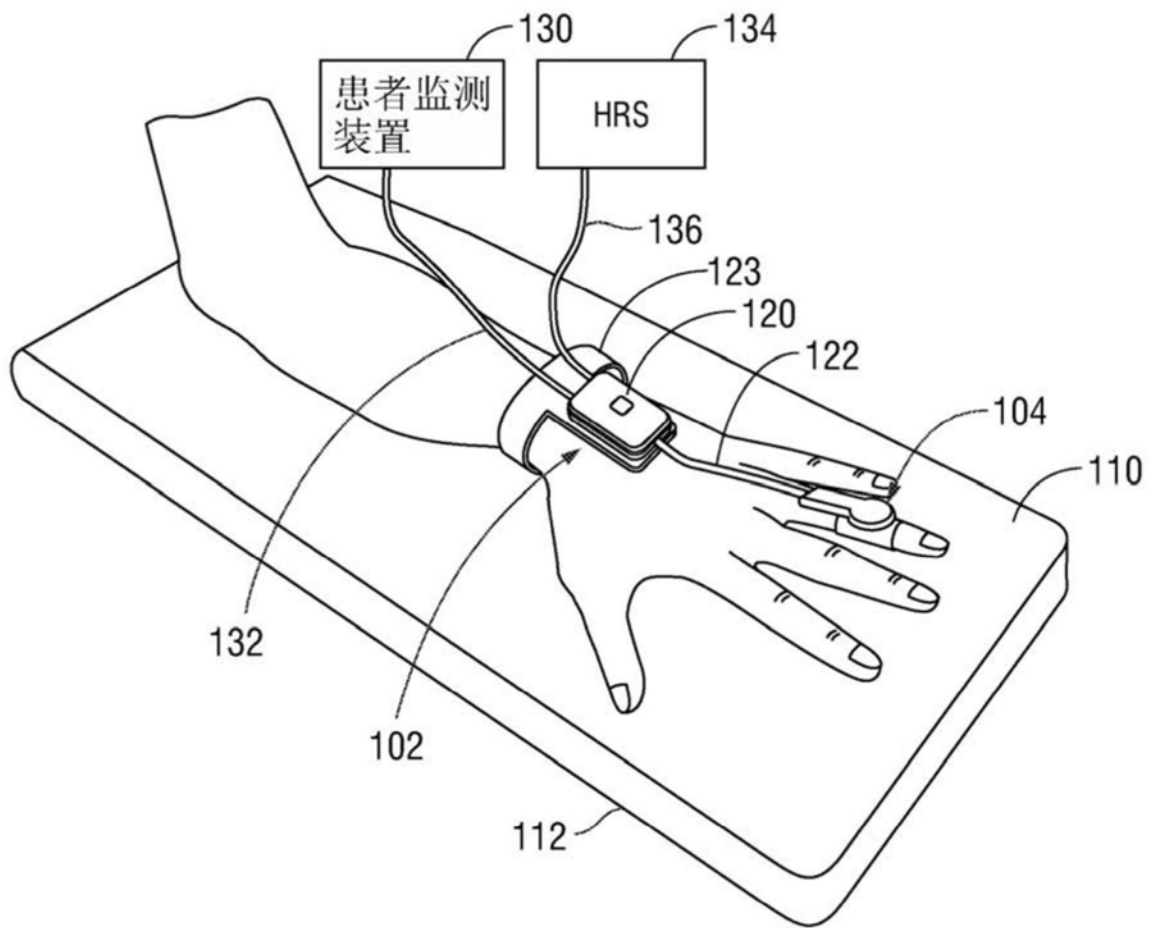


图1A

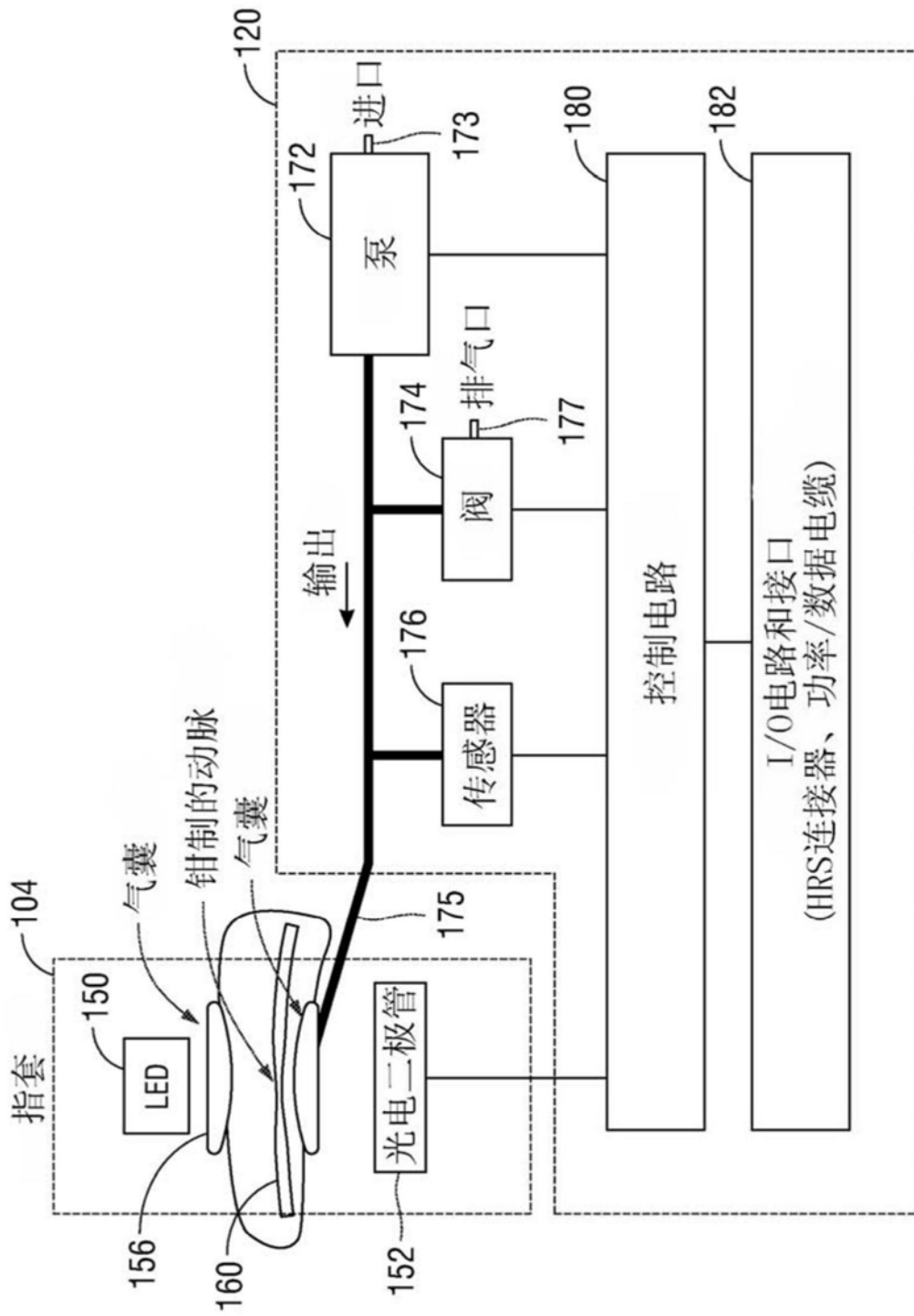


图1B

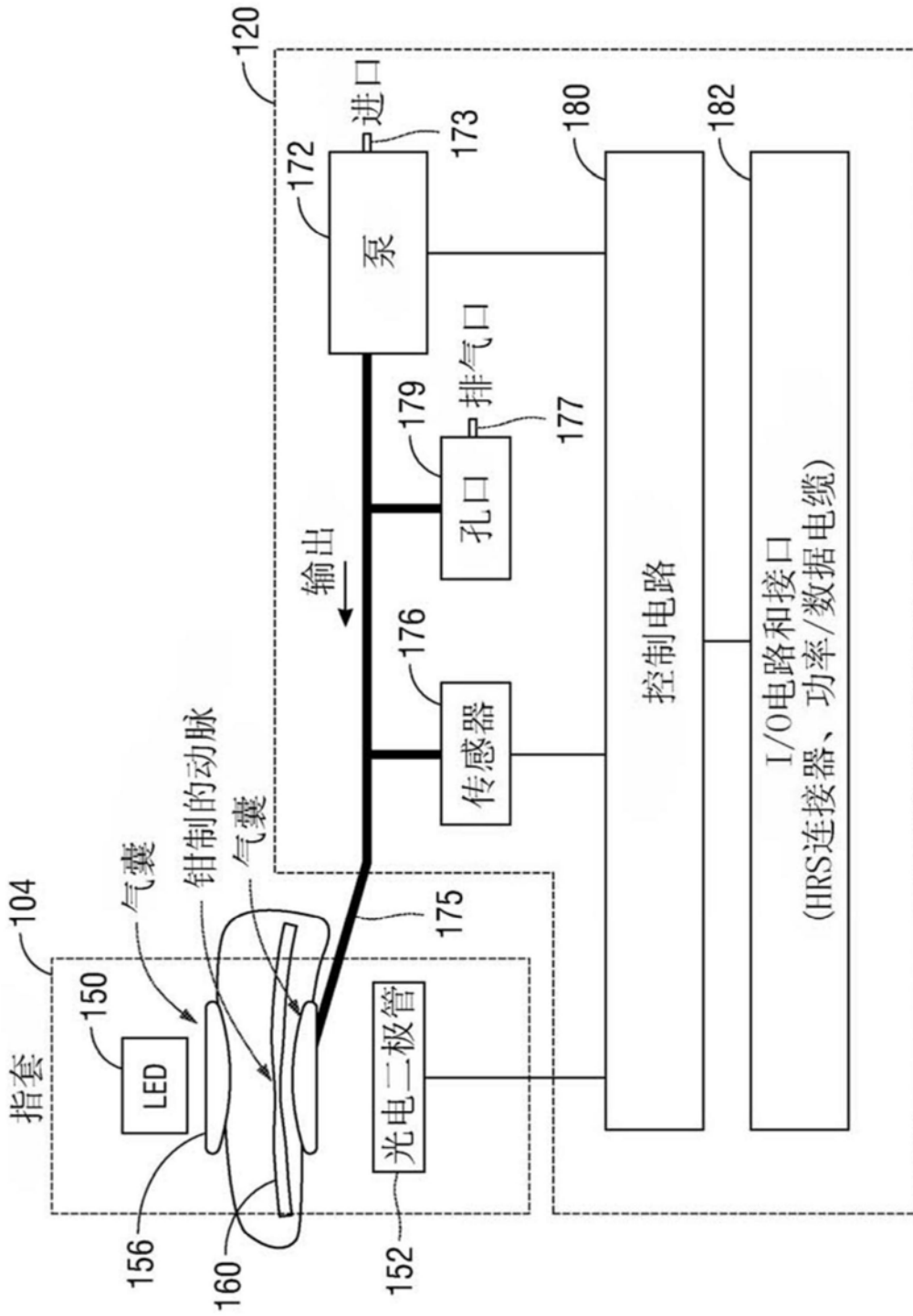


图1C

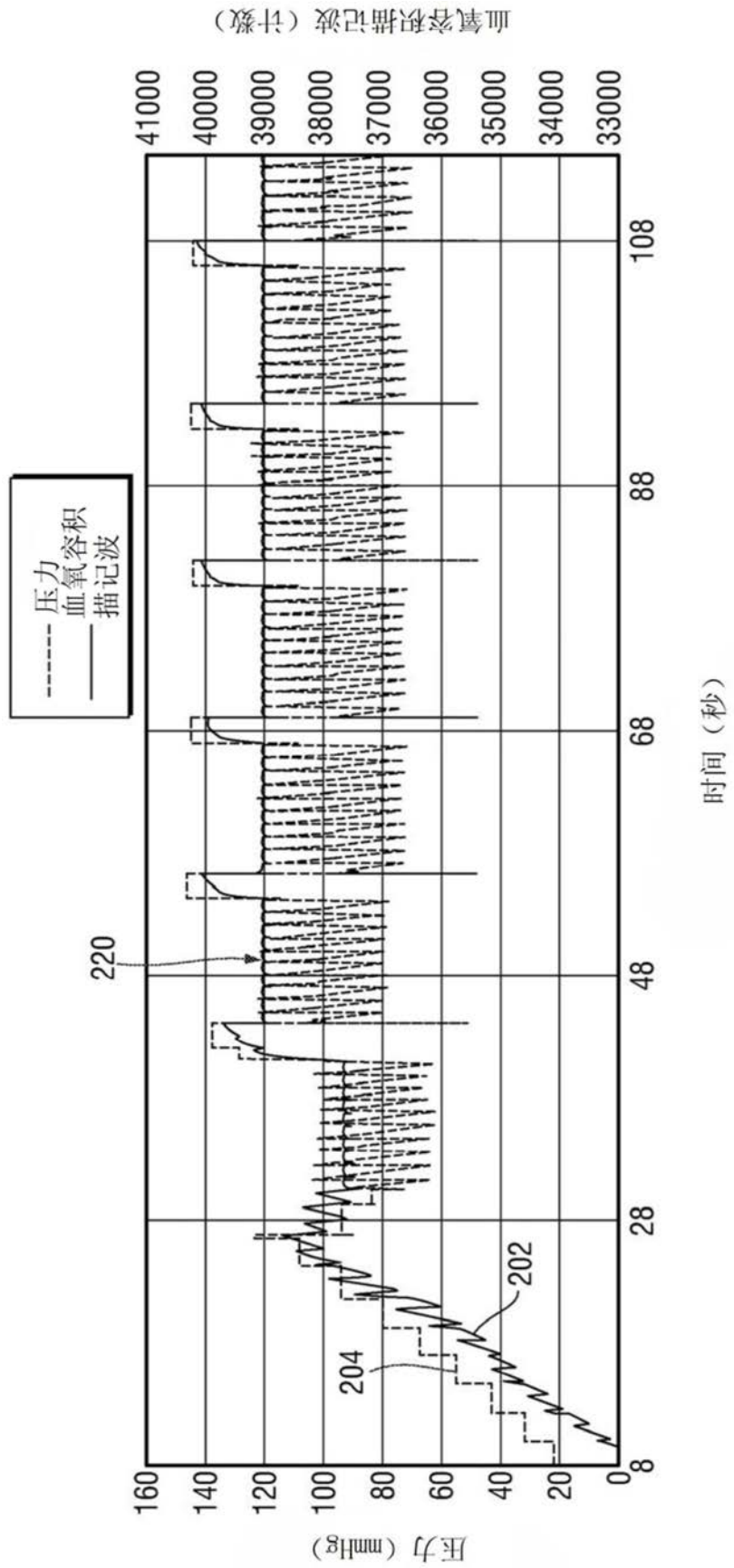


图2

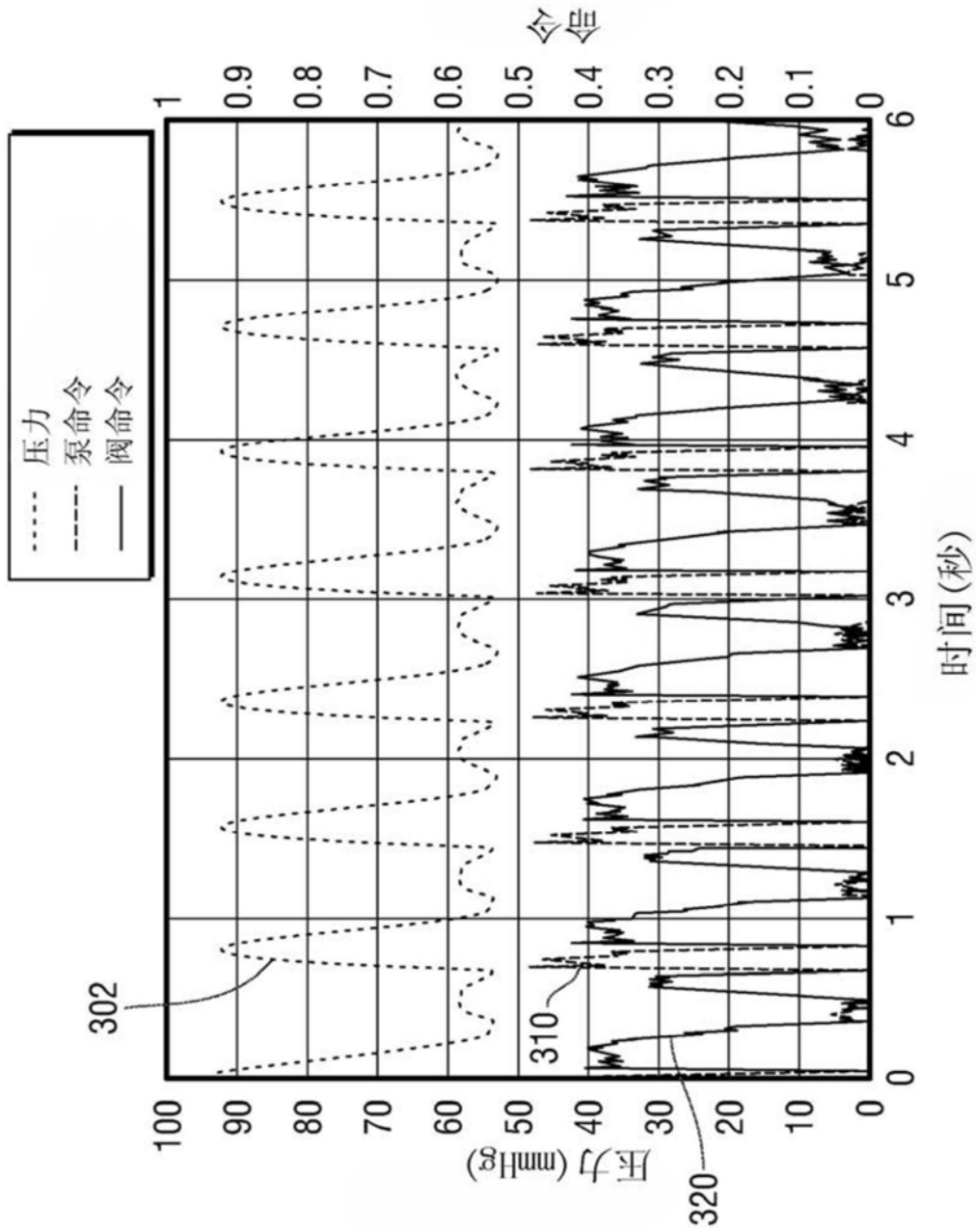


图3A

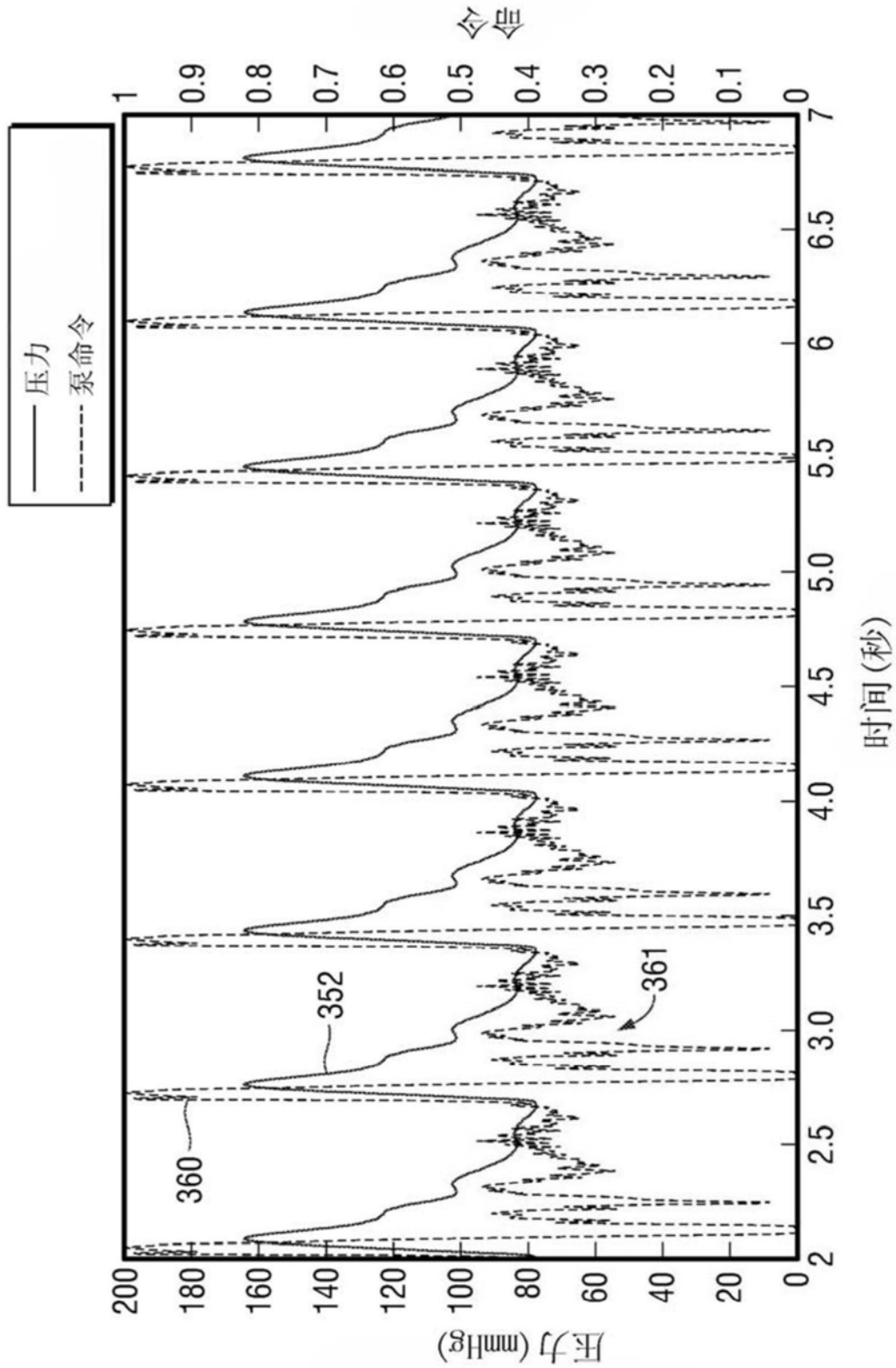


图3B

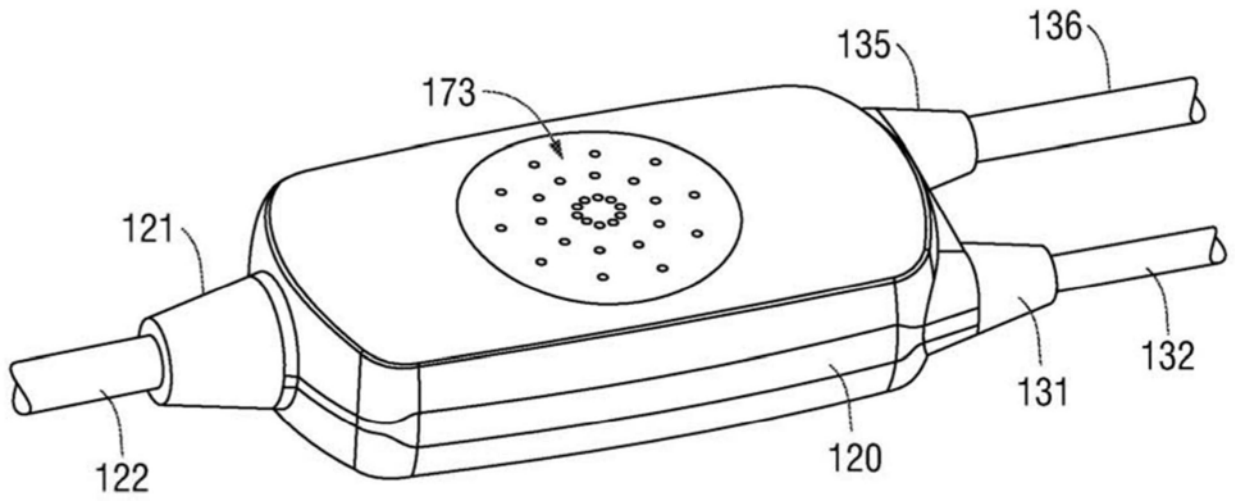


图4A

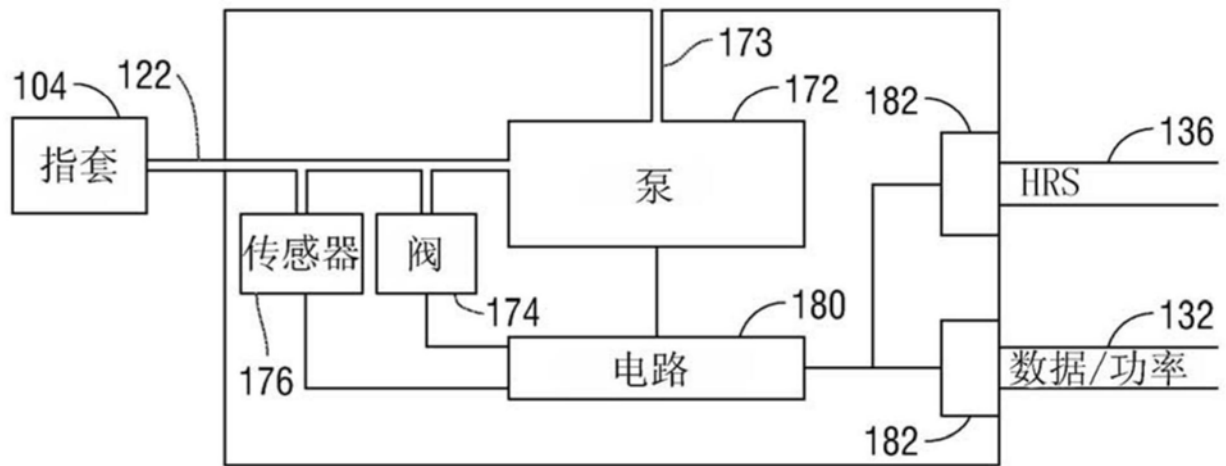


图4B

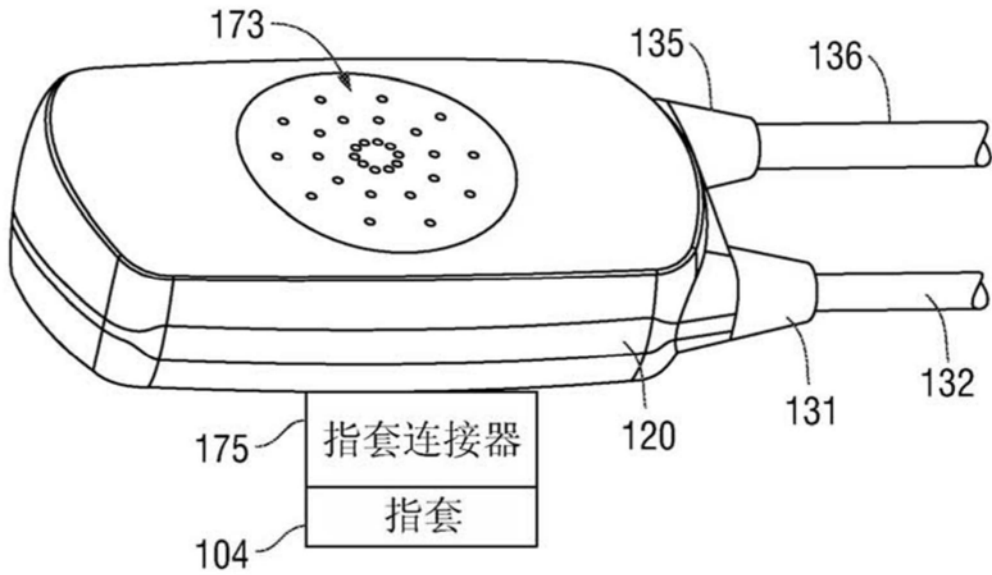


图5A

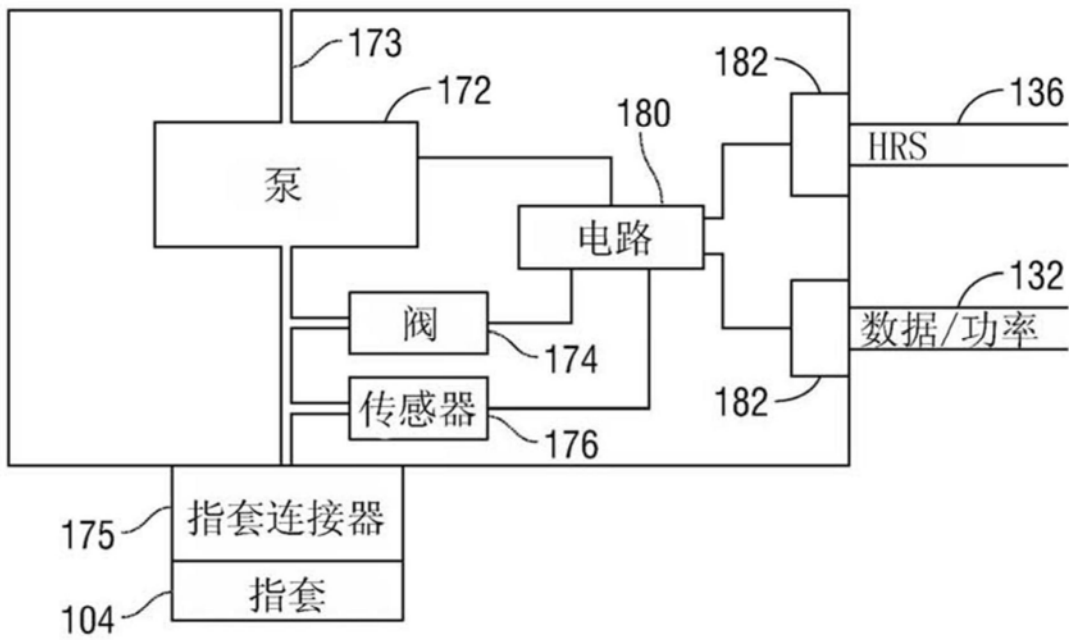


图5B

专利名称(译)	可由患者穿戴的血压测量装置		
公开(公告)号	CN110536631A	公开(公告)日	2019-12-03
申请号	CN201880025307.3	申请日	2018-02-07
[标]申请(专利权)人(译)	爱德华兹生命科学公司		
申请(专利权)人(译)	爱德华兹生命科学公司		
当前申请(专利权)人(译)	爱德华兹生命科学公司		
[标]发明人	AH西蒙斯		
发明人	B·W·埃克斯罗德 A·H·西蒙斯		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0004 A61B5/02241 A61B5/02255 A61B5/0235 A61B5/6824 A61B5/6826 A61B2560/0209 A61B2562/0238 A61B2562/0247		
代理人(译)	赵志刚		
优先权	62/484092 2017-04-11 US 15/878686 2018-01-24 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种利用体积钳制并且可由患者穿戴的血压测量装置。所述血压测量装置可以包含：可附接到所述患者的手指的指套，所述指套包括测量血氧容积描记波信号的发光二极管(LED)-光电二极管(PD)对和环绕所述手指的气囊；血压测量控制器，其通过指套连接器被耦接到所述气囊以为所述气囊提供气动压力。所述血压测量控制器可以是可由所述患者穿戴的。所述血压测量控制器可以包括：被耦接到所述指套连接器的泵、阀、压力传感器以及被耦接到所述泵、所述阀、所述压力传感器和所述LED-PD对的控制电路。

