



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109310349 A

(43)申请公布日 2019.02.05

(21)申请号 201780038194.6

(22)申请日 2017.05.19

(30)优先权数据

15/188,324 2016.06.21 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.12.19

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/033491 2017.05.19

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/222700 EN 2017.12.28

(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 D·B·贝克 L·拉丁

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

代理人 张扬 王英

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/022(2006.01)

A61B 5/0295(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/026(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/06(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/11(2006.01)

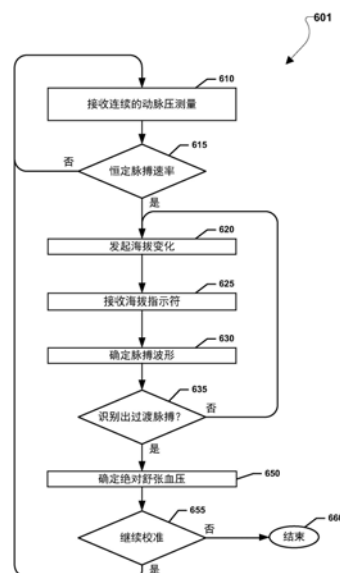
权利要求书4页 说明书17页 附图7页

(54)发明名称

舒张血压测量校准

(57)摘要

各种实施例包括用于测量血压的方法和设备。各种实施例可以包括从一个或多个动脉测量传感器接收表示针对一系列血压脉搏中的每个脉搏的作为时间的函数的动脉压的脉搏波形。所述一系列血压脉搏可以与所述一个或多个动脉测量传感器在受试者身体上的测量位置处的动脉扩张相关。可以从一个或多个海拔传感器接收所述测量位置的一个或多个海拔。可以基于所述一系列血压脉搏中的表示过渡脉搏的至少一个脉搏的一个或多个特性,来识别所述至少一个脉搏。可以基于所识别的至少一个过渡脉搏以及与所述识别的一个脉搏相对应的海拔测量结果来确定舒张血压。



1. 一种使用非干扰性血压测量设备来测量血压的方法,包括:

从一个或多个动脉测量传感器接收表示针对一系列血压脉搏中的每个脉搏的作为时间的函数的动脉压的脉搏波形,其中,所述一系列血压脉搏是与在受试者身体上的所述一个或多个动脉测量传感器的测量位置处的动脉扩张相关的;

从一个或多个海拔传感器接收所述测量位置的一个或多个海拔;

由处理器基于所述一系列血压脉搏中的表示过渡脉搏的至少一个脉搏的一个或多个特性,来识别所述至少一个脉搏;以及

由所述处理器基于所识别的至少一个脉搏以及来自与所识别的至少一个脉搏相对应的所述一个或多个海拔的至少一个海拔,来确定舒张血压。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述一系列血压脉搏是当所述受试者的肢体从所述受试者的心脏水平处或所述受试者的心脏水平以下升高到所述心脏水平以上时进行测量的。

3. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述至少一个脉搏的所述一个或多个特性包括:幅度、脉搏形状或其任意组合。

4. 根据权利要求1所述的方法,其中,识别所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的至少一个脉搏包括:识别所述一系列血压脉搏中的、具有是最大脉搏幅度的预先确定的分数的幅度的所述至少一个脉搏。

5. 根据权利要求1所述的方法,其中,识别所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的至少一个脉搏包括:将所述一系列血压脉搏中的每个脉搏的脉搏形状与平均脉搏形状进行比较,并且基于对每个脉搏的脉搏形状与所述平均脉搏形状的所述比较,在所述一系列血压脉搏内识别所述过渡脉搏。

6. 根据权利要求1所述的方法,其中,识别所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的至少一个脉搏包括:在所述一系列血压脉搏内识别在紧跟在具有接近指数衰减形状的舒张尾部的较早脉搏之后的具有振荡脉搏形状的舒张尾部的一个或多个脉搏。

7. 根据权利要求1所述的方法,其中,识别所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的至少一个脉搏包括:在所述一系列血压脉搏内识别在单独的脉搏的舒张尾部中具有扭结的一个或多个脉搏,其中,所述扭结满足与预先确定的脉搏形状的阈值偏差。

8. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述一个或多个动脉测量传感器包括非干扰性测量设备。

9. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

在所述一系列血压脉搏期间,在所述测量位置处施加低于所述受试者的舒张压的恒定反压力。

10. 根据权利要求1所述的方法,其中,所述一个或多个海拔传感器包括从包含以下各项的组中选择的海拔传感器:惯性传感器、气压计、磁性近场设备、视觉惯性里程表、基于全球导航卫星系统(GNSS)的传感器、以及基于无线局域网(WLAN)的传感器。

11. 一种血压测量设备,包括:

一个或多个动脉测量传感器,其被配置为当位于受试者身体上的测量位置时测量动脉扩张;

一个或多个海拔传感器,其被配置为测量所述测量位置的海拔;以及

处理器,其耦合到所述一个或多个动脉测量传感器和所述一个或多个海拔传感器,并被配置为:

基于由所述一个或多个动脉测量传感器进行的动脉扩张测量来确定表示针对一系列血压脉搏中的每个脉搏的作为时间的函数的动脉压的脉搏波形;

从所述一个或多个海拔传感器接收所述测量位置的一个或多个海拔;

基于所述一系列血压脉搏中的表示过渡脉搏的至少一个脉搏的一个或多个特性,来识别所述至少一个脉搏;以及

基于所识别的至少一个脉搏以及来自与所识别的至少一个脉搏相对应的所述一个或多个海拔的至少一个海拔,来确定舒张血压。

12. 根据权利要求11所述的血压测量设备,其中,所述处理器被配置为通过识别所述一系列血压脉搏中的、具有是最大脉搏幅度的预先确定的分数的幅度的所述至少一个脉搏,来识别所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的所述至少一个脉搏。

13. 根据权利要求11所述的血压测量设备,其中,所述处理器还被配置为通过所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的至少一个脉搏的所述一个或多个特性来识别所述至少一个脉搏,其中,所述至少一个脉搏的所述一个或多个特性包括:幅度、脉搏形状或其任意组合。

14. 根据权利要求11所述的血压测量设备,其中,所述处理器被配置为通过以下方式来识别所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的至少一个脉搏:将所述一系列血压脉搏中的每个脉搏的脉搏形状与平均脉搏形状进行比较,并且基于对每个脉搏的脉搏形状与所述平均脉搏形状的所述比较来在所述一系列血压脉搏内识别所述过渡脉搏。

15. 根据权利要求11所述的血压测量设备,其中,所述处理器被配置为通过以下方式来识别所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的至少一个脉搏:在所述一系列血压脉搏内识别紧跟在具有接近指数衰减形状的舒张尾部的较早脉搏之后的具有振荡脉搏形状的舒张尾部的一个或多个脉搏。

16. 根据权利要求11所述的血压测量设备,其中,所述处理器被配置为通过在所述一系列血压脉搏内识别在单个脉搏的舒张尾部中有扭结的一个或多个脉搏,来识别所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的至少一个脉搏,其中,所述扭结满足与预先确定的脉搏形状的阈值偏差。

17. 根据权利要求11所述的血压测量设备,其中,所述一个或多个动脉测量传感器包括非干扰性测量设备,所述非干扰性测量设备被配置为在所述一系列血压脉搏期间在不干扰所述测量位置处的所述动脉压的情况下,测量动脉的扩张中的变化。

18. 根据权利要求11所述的血压测量设备,还包括:

从包括被配置为施加低于所述受试者的舒张压的恒定反压力的贴片、带、套管和袖带的组中选择的至少一个反压力设备,其中,所述至少一个反压力设备被配置为在所述一系列血压脉搏期间,在所述测量位置处施加所述恒定反压力。

19. 根据权利要求11所述的血压测量设备,其中,所述一个或多个海拔传感器包括从包含以下各项的组中选择的海拔传感器:惯性传感器、气压计、磁性近场设备、视觉惯性里程表、基于全球导航卫星系统(GNSS)的传感器、以及基于无线局域网(WLAN)的传感器。

20. 一种血压测量设备,包括:

一个或多个动脉测量传感器,其被配置为当被定位在受试者身体上的测量位置处时测量动脉扩张;

一个或多个海拔传感器,其被配置为测量所述测量位置的海拔;

用于从所述一个或多个动脉测量传感器接收表示针对一系列血压脉搏中的每个脉搏的作为时间的函数的动脉压的脉搏波形的单元,其中,所述一系列血压脉搏是与在所述受试者身体上的所述一个或多个动脉测量传感器的测量位置处的动脉扩张相关的;

用于从所述一个或多个海拔传感器接收所述测量位置的一个或多个海拔的单元;

用于基于所述一系列血压脉搏中的表示过渡脉搏的至少一个脉搏的一个或多个特性,来识别所述至少一个脉搏的单元;以及

用于基于所识别的至少一个脉搏以及来自与所识别的至少一个脉搏相对应的所述一个或多个海拔的至少一个海拔来确定舒张血压的单元。

21. 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,所述处理器可执行指令被配置为使血压设备的处理器执行包括以下操作的操作:

从一个或多个动脉测量传感器接收表示针对一系列血压脉搏中的每个脉搏的作为时间的函数的动脉压的脉搏波形,其中,所述一系列血压脉搏是与在受试者身体上的所述一个或多个动脉测量传感器的测量位置处的动脉扩张相关的;

从一个或多个海拔传感器接收所述测量位置的一个或多个海拔;

由所述处理器基于所述一系列血压脉搏中的表示过渡脉搏的至少一个脉搏的一个或多个特性,来识别所述至少一个脉搏;以及

由所述处理器基于所识别的至少一个脉搏以及来自与所识别的至少一个脉搏相对应的所述一个或多个海拔的至少一个海拔,来确定舒张血压。

22. 根据权利要求21所述的非暂时性处理器可读介质,其中,所述一系列血压脉搏是当所述受试者的肢体从所述受试者的心脏水平处或所述受试者的心脏水平以下升高到所述心脏水平以上时进行测量的。

23. 根据权利要求21所述的非暂时性处理器可读介质,其中,所述至少一个脉搏的所述一个或多个特性包括:幅度、脉搏形状或其任意组合。

24. 根据权利要求21所述的非暂时性处理器可读介质,其中,识别所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的至少一个脉搏包括:识别所述一系列血压脉搏中的、具有是最大脉搏幅度的预先确定的分数的幅度的所述至少一个脉搏。

25. 根据权利要求21所述的非暂时性处理器可读介质,其中,识别所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的至少一个脉搏包括:将所述一系列血压脉搏中的每个脉搏的脉搏形状与平均脉搏形状进行比较,并且基于对每个脉搏的脉搏形状与所述平均脉搏形状的所述比较,在所述一系列血压脉搏内识别所述过渡脉搏。

26. 根据权利要求21所述的非暂时性处理器可读介质,其中,识别所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的至少一个脉搏包括:在所述一系列血压脉搏内识别紧跟在具有接近指数衰减形状的舒张尾部的较早脉搏之后的具有振荡脉搏形状的舒张尾部的一个或多个脉搏。

27. 根据权利要求21所述的非暂时性处理器可读介质,其中,识别所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的至少一个脉搏包括:在所述一系列血压脉搏内识别在单独的脉

搏的舒张尾部中具有扭结的一个或多个脉搏,其中,所述扭结满足与预先确定的脉搏形状的阈值偏差。

28.根据权利要求21所述的非暂时性处理器可读介质,其中,所述一个或多个动脉测量传感器包括非干扰性测量设备,所述非干扰性测量设备被配置为在所述一系列血压脉搏期间在不干扰所述测量位置处的所述动脉压的情况下,测量动脉的扩张中的变化。

29.根据权利要求21所述的非暂时性处理器可读介质,其中,所述一个或多个海拔传感器包括从包含以下各项的组中选择的海拔传感器:惯性传感器、气压计、磁性近场设备、视觉惯性里程表、基于全球导航卫星系统 (GNSS) 的传感器、以及基于无线局域网 (WLAN) 的传感器。

## 舒张血压测量校准

### 背景技术

[0001] 用于测量心血管特性的设备存在测量本身干扰受试者状态的问题,从而导致错误的结果。另外,当前基于袖带的方法可能给予显著的生理影响。在当前基于袖带的方法中,通过完全或至少很大程度上压缩动脉来获得收缩血压,在大多数情况下,所述动脉是上臂中的肱动脉。这种动脉压缩影响脉搏压传播和脉搏压形状,这在外周系统中只是可容忍的。进一步地,舒张压来自当跨壁压(动脉的外侧和内侧之间的压力差)接近零时获得的测量结果,这意味着那些测量结果是在非正常的条件下进行的。

[0002] 另外,基于可充气袖带的传统方法和在临床环境中执行的测量可能具有引起患者血压变化的心理作用。例如,在临床环境中心理作用可能导致患者血压升高。该现象通常被称为“白大衣综合征”或“白大衣高血压”。在另一个例子中,患者的血压可能在正常的日常活动期间升高但在临床环境中不升高。该现象通常被称为“隐藏的高血压”。

### 发明内容

[0003] 各种实施例包括用于测量血压的方法和设备。各种实施例可以包括:从一个或多个动脉测量传感器接收表示针对一系列血压脉搏中的每个脉搏的作为时间的函数的动脉压的脉搏波形,其中,所述一系列血压脉搏可以与在受试者身体上的所述一个或多个动脉测量传感器的测量位置处的动脉扩张相关;从一个或多个海拔传感器接收所述测量位置的一个或多个海拔;由处理器基于所述一系列血压脉搏中的表示过渡脉搏的至少一个脉搏的一个或多个特性,来识别所述至少一个脉搏;以及由所述处理器基于所识别的至少一个脉搏以及来自与所识别的至少一个脉搏相对应的所述一个或多个海拔的至少一个海拔,来确定经校准的舒张血压。在一些实施例中,所述一系列血压脉搏是当所述受试者的肢体从所述受试者的心脏水平处或所述受试者的心脏水平以下升高到所述心脏水平以上时进行测量的。

[0004] 在一些实施例中,所述至少一个脉搏的一个或多个特性可以包括:幅度、脉搏形状或其任意组合。在一些实施例中,识别所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的至少一个脉搏可以包括:识别所述一系列血压脉搏中的、具有是最大脉搏幅度的预先确定的分数的幅度的至少一个脉搏。在一些实施例中,识别所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的至少一个脉搏可以包括:将所述一系列血压脉搏中的单独的脉搏的单独的脉搏形状与一系列血压脉搏的平均脉搏形状进行比较,并且根据与平均脉搏形状的预先确定的百分比的脉搏形状偏差,在所述一系列血压脉搏内识别所述过渡脉搏。在一些实施例中,识别所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的至少一个脉搏可以包括:在所述一系列血压脉搏内识别在紧跟在具有接近指数衰减形状的舒张尾部的较早脉搏之后的具有振荡脉搏形状的舒张尾部的一个或多个脉搏。在一些实施例中,识别所述一系列血压脉搏中的表示所述过渡脉搏的至少一个脉搏可以包括:在所述一系列血压脉搏内识别在单独的脉搏的舒张尾部的最低段中具有扭结的单独的脉搏,其中,所述扭结满足与预先确定的脉搏形状的阈值偏差。

[0005] 在一些实施例中,一个或多个动脉测量传感器可以包括:非干扰性测量设备,其被配置为在所述一系列血压脉搏期间在不干扰测量位置处的动脉压的情况下,测量动脉扩张的变化。非干扰还可以包括实施例,所述实施例在一系列血压脉搏期间在测量位置处施加低于受试者的舒张压的恒定反压力。在一些实施例中,所述一个或多个海拔传感器可以包括从包含以下各项的组中选择的海拔传感器:惯性传感器、气压计、磁性近场设备、视觉惯性里程表、基于全球导航卫星系统 (GNSS) 的传感器、以及基于无线局域网 (WLAN) 的传感器。

[0006] 进一步的实施例包括血压测量设备,其具有一个或多个动脉测量传感器、一个或多个海拔传感器、以及被配置为执行上文概述方法的操作的处理器。进一步的实施例包括血压测量设备,其具有一个或多个动脉测量传感器、一个或多个海拔传感器、以及用于执行上文概述方法的功能的单元。进一步的实施例包括其上存储处理器可执行指令的处理器可读存储介质,所述处理器可执行指令被配置为使血压测量设备的处理器执行上文概述方法的操作。

## 附图说明

[0007] 并入本文并构成本说明书一部分的附图示出了权利要求的各种实施例,并且与上面给出的总体描述和下面给出的具体实施方式一起用于解释权利要求的特征。

[0008] 图1A是根据各种实施例的非干扰性血压测量设备的示意图。

[0009] 图1B是根据各种实施例的非干扰性血压测量设备的示意图。

[0010] 图2是根据各种实施例标出特定元素的针对一系列脉搏的压力相对于时间的图。

[0011] 图3是根据各种实施例标出特定元素的针对包括过渡脉搏的一系列脉搏的压力相对于时间的图。

[0012] 图4A示出了根据各种实施例的在保持在放低姿势的手腕上佩戴测量设备的受试者的正视图。

[0013] 图4B示出了根据各种实施例的图4的受试者在手腕保持在心脏水平处的情况下的正视图。

[0014] 图4C示出了根据各种实施例的图4的受试者在手腕保持在心脏水平之上的情况下的正视图。

[0015] 图5是根据各种实施例的针对初始脉搏的舒张期和随后的脉搏的开始的压力、以及与舒张期的指数衰减相匹配的曲线的压力相对于时间的图。

[0016] 图6A是示出根据各种实施例的校准血压测量设备的实施例方法的过程流程图。

[0017] 图6B是示出根据各种实施例的校准血压测量设备的实施例方法的过程流程图。

[0018] 图7是根据各种实施例的计算设备的组件框图。

## 具体实施方式

[0019] 将参考附图来详细描述各种实施例。在可能的情况下,遍及各附图将使用相同的附图标记来表示相同或相似的部分。对特定示例和实现方式的提及是出于说明性目的,并且不旨在限制权利要求的范围。

[0020] 各种实施例包括:用于通过根据在与跨壁压等于或接近零的时间相对应的已知压力条件下进行的动脉扩张测量来确定经校准的舒张血压,来校准血压测量设备的方法。在

一些实施例中,已知的压力条件可以包括恒定施加的反压力和流体静压力的受控变化。可以通过调节测量部位的海拔来改变流体静压力。测量部位处的肢体中的流体静压力以及施加到肢体的相对微小的反压力可以提供已知的或可预测的压力条件,所述压力条件可以用于控制跨壁压以使得能够确定经校准的舒张血压。

[0021] 测量位置处的动脉的内部血压通常等于任意外部压力(诸如微小的施加的反压力)加上来自动脉壁的抵消压力(即,内部血压等于反压力加上跨壁压)。另外,内部血压可以代表经校准的舒张血压加上来自流体静压力的压力。在跨壁压为零或接近零的条件下,在脉搏波形的舒张部分中发生典型变化。通过调节施加的反压力和流体静压力中的任一者或两者直到观察到脉搏波形的舒张部分中的典型变化为止,可以通过知道导致零跨壁压条件的所施加的反压力和流体静压力来确定经校准的舒张血压。因此,实施各种实施例的血压测量设备可以通过调节施加的反压力和流体静压力,同时监测脉搏波形的舒张部分并且当舒张脉搏波形具有在零跨壁压条件下表现出的典型形状时标出所施加的反压力和流体静压力,来确定经校准的舒张血压。

[0022] 各种实施例使用非侵入式技术,所述非侵入式技术根据表示每个脉搏期间随时间变化的动脉压测量的脉搏波形来识别动脉扩张上的动态变化。可以在脉搏波形的与跨壁压近似为零的条件(即,当动脉壁张力为零或接近零时)相关的至少舒张部分内识别典型形状。在这样的条件下,至少可以确定经校准的舒张血压的舒张部分以用于校准血压测量设备。

[0023] 如本文所使用的,术语“脉搏波形”指的是表示针对与受试者肢体上的测量位置处的动脉扩张相关的一系列血压脉搏中的每个脉搏的作为时间的函数的动脉压的图形表示。每个脉搏的脉搏波形的特性在于可以被分析并与一个或多个预先确定的形状进行比较的形状。如本文中所使用的,术语“脉搏”或“血压脉搏”可互换使用,其指的是由随着心脏收缩将血液喷射到动脉系统中而发生的局部压力增加引起的动脉的定期的动脉扩张。如本文中所使用的,术语“过渡脉搏”指的是反映从动脉的一个状态到另一个状态的显着过渡的脉搏。

[0024] 如本文中所使用的,术语“脉搏压”指的是收缩压和舒张压之间的差异,其在从一次心跳到下一次心跳的时间期间变化。只要跨壁压保持为正,该值通常不受受试者身体外周区域中流体静压力的局部变化的影响。

[0025] 如本文中所使用的,术语“跨壁压”指的是特定动脉中特定位置处在动脉内的压力与直接在所述动脉外部的压力之间的压力差。跨壁压将取决于流体静压力,流体静压力可能受测量位置的高度的影响。例如,当测量设备附着到受试者的手腕时,缓慢上下移动手腕将导致在测量位置处测量到的跨壁压的显着变化,而脉搏压将相对地不受缓慢上下移动手腕的影响。在没有外部施加的反压力(例如,来自袖带、粘性绷带或其它外部施加的元件的向内压力)的情况下,可以假定跨壁压近似等于血压。

[0026] 术语“经校准的血压”或“经校准的舒张血压”在本文中用于定义在特定位置和特定时间的动脉中的实际压力。在各种实施例中,在跨壁压等于或接近零的情况期间,流体静压力与微小的反压力一起可以等于经校准的舒张血压。相反,术语“血压”在本文中用作一般术语,其指的是受试者的动脉系统中的压力。为了本说明书,跨壁压、脉搏压和经校准的血压都被认为是“血压”。例如,测量特定位置处的跨壁压的设备和测量脉搏压的设备可以

用于测量和/或估计血压。

[0027] 如本文中所使用的,表述“恒定脉搏速率”指的是在若干心跳的周期内不显着变化(例如,不超过10%)的脉搏速率。在这方面,逐跳的变化可以高达50%并且仍然被认为是恒定的脉搏速率。因此,可以使用在一定时间量内的脉搏速率的平均值。例如,如果在30-60秒内的变化低于10%,则可以认为在该时间段内测量的脉搏速率是恒定的。或者,可以使用变化的上限,例如5%、2%或1%。作为另一种选择,可以使用一定量的时间(例如,1分钟)内的移动平均值以用于计算脉搏速率并确定脉搏速率是否恒定。作为又一替代方案,可以使用对特定时间量内的脉搏速率的移动平均值的最大变化量的限制。这可能与脉搏速率的移动平均值的导数/斜率有关。

[0028] 如本文中所使用的,术语“测量设备”指的是用于测量受试者的生物和/或物理变化的物理设备。测量设备可以是能够由受试者佩戴的结构或靠近受试者或邻近受试者的结构,例如在固定装置(例如,家具、运动装备、汽车固定装置等)上。相反,术语“传感器”通常指的是响应于物理刺激(如热、光、声、压力、磁力或特定运动)并发送所产生的脉冲(如用于测量或操作控制)的设备。传感器可以测量诸如在器官或身体的一部分内的位置、大小和/或组成上的变化。例如,术语“动脉测量传感器”更具体地指的是测量设备的组件,其执行对受试者的动脉的物理特性的实际测量,例如血流和/或动脉横截面的波动。类似地,术语“海拔传感器”更具体地指的是被配置为检测测量位置处的海拔或海拔变化的组件。海拔传感器可输出一个或多个海拔指示符。如本文所使用的,术语“海拔指示符”指的是可以根据其确定海拔或海拔变化的位置、运动、接近度、速度、加速度和/或其它测量的量度。海拔传感器可以包括3D惯性传感器,例如加速度计,其中可以从加速度计输出的积分来推断出海拔变化。海拔传感器的其它示例包括:气压计、磁性近场设备、视觉惯性里程表、基于GNSS的传感器、基于WLAN的传感器(例如,WWAN、蓝牙或Wi-Fi)、可见光通信(VLC)或配置用于对测量位置的海拔或海拔变化进行测量的任意其它类型的传感器。测量设备可以包括动脉测量传感器、海拔传感器和计算设备,所述计算设备用于处理来自动脉测量传感器、海拔传感器的信号和/或与外部设备通信。动脉测量传感器和/或海拔传感器不必直接接触动脉,而是可以放置在动脉上方或附近的皮肤表面上。

[0029] 各种测量设备中的任意一种都可以与各种实施例一起使用。例如,测量设备可以被配置为可穿戴的,诸如以以下的形式或并入其中:贴片、指套(例如图1A和1B中所示的非干扰性血压测量设备100)、腕袖、指环、手腕表带、腕表的后壳、和/或其它形式的服装(即,包括测量设备的实施例的衣服)。然而,各种实施例可以与受试者未佩戴但被配置为将传感器放置在受试者的皮肤上的测量设备一起使用。例如,测量设备可以并入汽车、火车、飞机或其它车辆的安全带、方向盘、扶手、座椅和其它结构中,并且配置为使得传感器能够对受试者进行动脉测量。作为另一个示例,测量设备可以并入智能家具中并且被配置为使得传感器直接接触受试者或与受试者非常接近。作为另一个示例,测量设备可以并入到诸如头盔、球拍柄、腕带或头带、鞋、袜子、手柄杆等运动装备中,并且被配置为使得传感器能够对受试者进行动脉测量。

[0030] 如本文中所使用的,表述“非干扰性血压测量设备”指的是测量设备,其基本上不干扰或扰动被测动脉,或提供恒定水平的干扰。可以在长的时段内(例如在1-24小时内)使用非干扰性血压测量设备,使得能够在比传统的基于袖带的测量技术使用的时段要长的时

段内取得血压读数。在较长的时段内监测血压使得能够观察随时间发生的血压变化,这可以提供关于受试者健康的重要信息。

[0031] 通过使用各种传感器来测量外周动脉的直径变化(称为“扩张”)(“动脉扩张”),可以在受试者的肢体中(例如,从手臂或手指)测量或估计各种心血管特性(例如,血压和脉搏速率)。在各种实施例中可以用于测量动脉扩张的非干扰性血压测量设备的一些非限制性示例包括超声传感器、生物阻抗传感器和光电体积描记传感器。从外周动脉传感器接收的动脉扩张(即,脉搏振幅)和动脉扩张信号的平均值上的变化可能是由动脉的变化带来的改变导致的,特别是当改变肢体的海拔时。

[0032] 动脉壁的应力-应变特性可以是高度非线性的。在低压下,动脉血管非常有弹性,以弹性蛋白纤维为主。在较高压力下,动脉血管看起来更硬,以胶原纤维为主。对动脉的非常粗糙的分类是肌肉的或弹性的,尽管大多数动脉可以是肌肉和弹性特性的组合。中央系统中较大的动脉主要是弹性的,而外周系统中的动脉主要是肌肉的。外周动脉通常比中央系统中的动脉更薄和更硬,并且其弹性性质比在中央动脉中更依赖于平滑肌。外周动脉中的平滑肌以螺旋形排列,并且随着压力增加的动脉扩张主要在径向方向上并且在轴向方向上可忽略不计。动脉壁通常比周围组织硬得多。结果,如果没有施加外部压力,动脉外侧的压力基本上与肢体外的压力相同。

[0033] 动脉的弹性特性可以随时间变化,特别是因为动脉中的肌肉中的张力通常根据人的状态随时间而变化。此外,许多物质可能影响动脉中肌肉的张力。例如,硝化甘油使平滑肌松弛,这通常会降低其硬度,并且即使动脉中的压力保持恒定或降低,也可能导致动脉在直径上扩大。

[0034] 一些当代血压测量设备通过测量随着每次心跳的动脉直径上的扩张或变化来测量动脉的扩张。为了将动脉扩张的测量准确地转换为经校准的血压(例如,经校准的舒张血压值),需要知道动脉的某些特性。特别地,通常需要至少知道动脉的硬度或弹性,以便将诸如动脉扩张之类的尺寸特性转换成血压的测量结果。然而,使用传统技术来估计和/或确定这种动脉特性并不简单。另外,传统技术通常会干扰(即,扰动)被测动脉。

[0035] 之前提供精确的非干扰性血压测量设备的尝试已经遭受校准问题,对于连续测量来说尤为如此,这是因为动脉特性非常频繁地变化。当非干扰性血压测量设备的校准不准确时,根据动脉的尺寸特性(例如,横截面积)计算的血压将是不准确的。一些承认动脉特性随时间变化的解决方案建议以定期的间隔进行重新校准。

[0036] 各种实施例包括用于校准血压测量设备的方法、系统和设备,以用于从受试者的末端中的动脉进行测量,而不需要参考设备(例如,可充气的袖带)。各种实施例方法可以包括在脉搏的持续时间内确定表示动脉扩张的脉搏波形的轮廓或形状。可以在受试者的末端上的测量位置(例如,手臂或手指)处测量一系列脉搏中的每个脉搏的动脉扩张脉搏形状。因此,每个脉搏的脉搏形状可以反映作为时间的函数的、动脉扩张上的所测量的变化。通过比较一系列脉搏中每个脉搏的脉搏形状,可以识别一系列脉搏中的过渡脉搏。过渡脉搏可以通过脉搏形状上的典型变化来识别,所述典型变化被认为与动脉屈曲的开始相关联但不一定代表屈曲点。可以在脉搏形状(其绘出压力相对于时间)的舒张尾部部分中识别指示过渡脉搏的典型变化。

[0037] 图1A示出了根据各种实施例的非干扰性血压测量设备100,其被配置为确定受试

者5的动脉中的血压。非干扰性血压测量设备100可以包括可以作为远离皮肤接触设备101的控制单元来进行操作的计算设备230,其使用无线信号250与皮肤接触设备101通信以处理数据。计算设备230可以是智能手机、手表电话、平板电脑、笔记本电脑或其它类型的计算机设备。皮肤接触设备101可以包括套管(sleeve)150,套管150包含用于与计算设备230通信的处理器和收发机。可在作为计算设备操作的皮肤接触设备101、计算设备230或二者的组合中执行数据处理。另外,皮肤接触设备101可以具有分开的电源,诸如通过的电线耦合到附近电源(例如,电插座或电池)。

[0038] 在各种实施例中,非干扰性血压测量设备100(特别是皮肤接触设备101)的位置、传感器的测量位置以及所测量的动脉的位置可以在彼此附近。但是,测量位置不一定必须与测量设备的位置一致。例如,各种实施例可以包括基于超声的传感器,其对距离基于超声的传感器一定距离处的特定位置执行测量。

[0039] 可以使用各种类型的传感器和测量设备来测量动脉的尺寸特性。传感器和测量设备的一些示例包括采用诸如超声波、核磁共振、传播电磁波、光学传感和/或生物电阻抗之类的技术的设备。例如,超声波可以用于测量动脉壁或流速(即,多普勒测速仪)。核磁共振也可以用于测量动脉尺寸。其它类型的传感器和测量设备包括能够检测电磁波的传播特性的设备。另外,光学仪器可以用于检测和测量动脉尺寸(例如,光电体积描记)和/或流速。可以测量生物电阻抗,特别是在可以根据生物电阻抗变化检测动脉尺寸和/或流速的应用中。可以根据各种实施例使用适于测量动脉的尺寸特性的额外设备。

[0040] 图1B示出了适于与各种实施例一起使用的被配置为测量受试者5的肢体中的动脉9的血压的非干扰性血压测量设备100的示例。由于各种实施例适用于各种非干扰性血压测量设备,所以提供图1A和1B中所示的非干扰性血压测量设备100的示例仅用于标识可能涉及实现各种实施例的示例和代表性组件。因此,图1A和1B的示例不旨在将权利要求的范围限制为所示类型的非干扰性血压测量设备。

[0041] 可以将非干扰性血压测量设备100放置在被测量的受试者5上的特定位置(即,受试者身体的选择部分)。例如,非干扰性血压测量设备100的皮肤接触设备101可以包括形成成为单一结构的套管150,所述单一结构部分地或完全包裹在受试者5的肢体周围(例如,受试者指尖上的套管或受试者手腕上的手表)。或者,非干扰性血压测量设备100可以包括彼此分开的成组的单独贴片(每个包括一个或多个传感器)。套管150可以形成弹性带,所述弹性带包括具有电极的贴片以及用于抓住电子器件(例如控制单元200)的小袋或“口袋”。

[0042] 套管150的尺寸可以被定为确保相对低水平的反压力(即,从皮肤表面向内),以确保下方的动脉不被扰动。只要恒定的反压力低于受试者的舒张压( $\sim 90\text{mmHg}$ ),则该反压力可以被认为是“微小的”。反压力可以低于 $60\text{mmHg}$ 并且优选地可以接近 $25\text{mmHg}$ ,这对于受试者来说更加舒适。这样的微小的恒定反压力可以与由压力袜施加的压力相当,通常其低于可充气袖带式血压设备施加的压力( $\sim 200\text{mmHg}$ )。另外,施加微小的恒定反压力可以稳定静脉而不妨碍血液回流。微小的恒定反压力的结果是,由于对应力-应变关系的轻微修改,测量信号可能变的较大。

[0043] 非干扰性血压测量设备100可以包括多个传感器,诸如电极111、112、121、122的组和一个或多个海拔传感器130。电极111、112、121、122的组可以是集成到套管150的压在皮肤上的内表面中(即,被配置为当穿上时面向受试者的皮肤)。可能期望皮肤和传感器之间

的牢固且均匀的接合。

[0044] 电极111、112、121、122的组可以用于使用生物电阻抗来测量一个或多个参数,并且控制单元200耦合到电极以用于处理数据。第一组电极可以包括第一内部检测电极111和第一外部激发电极112。第二组电极可以包括第二内部检测电极121和第二外部激发电极122。或者,单个电极可以用作测量电极和激发电极二者,以使得可以包括仅一组两个电极。另外,可以包括多于四个电极111、112、121、122。

[0045] 电极111、112、121、122可以位于受试者5的肢体的一部分皮肤上。第二组两个外部激发电极112、122可以在两个电极之间相距外部分隔距离 $S_1$ 来放置,所述外部分隔距离 $S_1$ 稍微大于动脉9嵌入肢体中的深度 $d$ 。在测量区域,深度 $d$ 可以小于0.5cm,但是所述分隔可以更大(仅由肢体长度限制)。第一组两个内部检测电极111、121可以相距内部分隔距离 $S_2$ 来放置,所述内部分隔距离 $S_2$ 小于外部分隔距离 $S_1$ 并且设置在两个外部激发电极112、122之间。内部分隔距离 $S_2$ 可以近似等于动脉的深度 $d$ 或更大。在测量区域处,内部分隔距离 $S_2$ 可以从1-2mm至几厘米。例如,内部分隔距离 $S_2$ 可以是大约0.75cm,并且外部分隔距离 $S_1$ 可以是大约1.5cm。

[0046] 在各种实施例中,海拔传感器130可以提供输出,所述输出可以连续地转换为对测量位置的海拔的测量。例如,可以通过对加速度信号的双重积分来获得瞬时海拔或海拔变化,所述加速度信号诸如由非干扰性血压测量设备100上的加速度计或放置在测量位置处的加速度计提供。可以通过安装在非干扰性血压测量设备100上或在测量位置处的角度传感器提供的层级信号来验证测量区域的海拔估计或海拔变化。基于非干扰性血压测量设备100位于其上的肢体的运动范围,水平的层级可以意味着测量部位的位置在所述海拔的动态范围的中间附近的可能性更高。类似地,垂直的位置可以意味着很可能处于非干扰性血压测量设备100位于其上的肢体的海拔的极限中的一个。

[0047] 在各种实施例中,可以基于来自海拔传感器130的输出来连续评估流体静压力的变化。例如,60cm的海拔差将对应于47mmHg的动脉压变化,而心脏水平的平均动脉压可能在100mmHg左右。因此,基于3D加速度计(其集成了用于检测位置变化的测量)估计的海拔变化,可以与来自高分辨率气压计的信息组合,以便更好地确定测量位置的海拔。

[0048] 在各种实施例中,非干扰性血压测量设备100可以包括控制单元200,控制单元200可以记录和/或处理来自电极111、112、121、122和/或海拔传感器130的输出。来自传感器测量的值可以存储在可选地提供的存储器202中。或者,外部存储器可以直接或间接地通过控制单元200可操作地耦合到处理器201。控制单元200可以调节和/或控制电极111、112、121、122的定时和/或输出电平。控制单元200可以包括:一个或多个处理器201,其被配置为进行关于血压测量的中间和/或最终计算和确定。为了便于描述和说明,省略了控制单元200的一些详细方面。然而,控制单元200可以包括关于图1A中的计算设备230描述的进一步详细方面中的一些方面或所有方面。

[0049] 虽然控制单元200被示出为单个单元,但是可以提供多个控制单元。例如,远离皮肤接触设备101的计算设备(例如,图1A中的230)可以是额外的控制单元。或者,可以在皮肤接触设备101内或皮肤接触设备101上包括多于一个的控制单元。多个控制单元可以一起操作,共同承担责任;一个控制单元可以作为一个或多个其它控制单元的主控;或其组合。或者,远离皮肤接触设备101的计算设备可以专门作为控制单元来操作。虽然连接251、252被

示为有线连接,但是控制单元200可以包括诸如使用一个或多个无线收发机和天线的一个或多个无线连接。

[0050] 图2是第一脉搏21期间的血压和第二脉搏22的实质部分的图,其示出了在脉搏期间发生的、压力(即,纵轴,以mmHg测量)随时间(即,横轴,以秒/100测量)的变化。在各种实施例中,可以使用非干扰性血压测量设备(例如,100)来测量动脉扩张,以产生图2中的图。脉搏中达到的最大脉搏压称为收缩血压(SBP),最小脉搏压称为舒张血压(DBP),而两者之间的差值称为脉搏压 $\delta P$ 。第一脉搏21和第二脉搏22中的每一者是在左心室的每次收缩之后发生的脉搏压的脉搏波形的一般表示。

[0051] 脉搏被认为具有三个部分。被称为收缩期的第一部分 $S_1$ 、 $S_2$ 反映了由于心脏的喷射而立即升高的压力。第三部分包括反射R,其形成在舒张期期间由动脉系统中的不连续性(诸如分叉或直径变化)而引起的振荡。反射R可以在受试者之间变化,并且在较年轻的受试者中往往更明显,而在较老的受试者中几乎不存在。称为舒张期的第二部分 $D_1$ 、 $D_2$ 反映了收缩期后的压力下降。各种实施例通过识别当跨壁压接近零时发生的、脉搏波形的舒张部分的典型变化来确定经校准的舒张血压。

[0052] 虽然图2将压力显示为纵轴,但使用与血压相关的生理特性的各种测量结果预期观察到类似的脉搏形状。例如,如果相对于时间绘制动脉扩张,则可以预期类似的脉搏形状,这是因为增量血压变化和扩张变化通常是成比例的。因此,作为校准非干扰性血压测量设备的各种实施例方法的一部分,不需要将在测量位置处进行的测量结果转换成血压。

[0053] 舒张期通常以呈指数衰减的压力为特性。指数衰减渐近地接近通常高于静脉压的值,但是在接近之前在发生第二脉搏22(即,随后的脉搏)时重新定向,这开始第二脉搏22的收缩期 $S_2$ 。指数衰减可能是由动脉系统通过具有高流体流动阻力的毛细血管网与静脉连接引起的,并且静脉比动脉弹性大得多。因此,静脉系统基本上表现得像容器,其容量远大于动脉系统的容量。由于衰减的时间常数可能远大于通过动脉系统的脉搏传播时间,因此传播效应可能对衰变起不重要的作用。

[0054] 各种实施例将跨壁压达到零的条件与在脉搏形状的舒张期的后期部分(即脉搏尾部)中发生的可观察到的变化相关联。由受试者的心脏产生的脉搏压通常可以在短时间尺度上恒定,诸如在一分钟之内。然而,施加到测量位置(例如受试者的肢体)的外部压力可能快速变化以局部地影响测量位置处的动脉中的跨壁压。因此,通过在短时间尺度内应用流体静压力和等于舒张血压的对测量位置的反压力的组合,跨壁压将接近或达到零,这可以反映在所测量的脉搏的舒张期的变化中。

[0055] 图3是第三脉搏23和第四脉搏24的一部分的图,其示出了脉搏压(即,纵轴,以mmHg测量)随时间(即,横轴,以秒/100测量)的变化。在各种实施例中,可以使用非干扰性血压测量设备(例如,100)来测量动脉扩张,以产生图3中的图。第三脉搏23和第四脉搏24表示通过以下方式实现的过渡脉搏:用手腕佩戴的测量设备套筒向受试者施加40mmHg的恒定反压力,以及通过增加凭借升高测量位置(例如,通过抬起受试者的手臂)而获得的流体静压力来降低内部压力。

[0056] 第三脉搏23包括:在舒张尾部的最低段中的扭结K,这在高于受试者心脏水平的海拔或倾斜度处形成。各种实施例至少对于脉搏的舒张部分,将扭结K与达到零的跨壁压相关联。扭结K可以对应于动脉屈曲的开始,但不一定代表动脉的屈曲点。尽管在没有恒定的反

压力的情况下可以观察到较小或较不显著的弯曲,但是当施加围绕测量设备和肢体的微小反压力时,扭结的形成可能更明显。当反压力和流体静压力的组合效应导致跨壁压接近零时,在测量位置的仅非常小的海拔上的增加之后,可能发生从图2中所示的形状过渡至图3中所示的形状。

[0057] 扭结K对应于脉搏波形的舒张部分的末端处的额外凹曲线或弯曲。由于扭结K的大小和形状可以变化,因此可以使用与预先确定的脉搏形状的阈值偏差来识别可以与舒张尾部中达到零的跨壁压相正确关联的扭结。预先确定的脉搏形状可以帮助将跨壁压达到零的标志与可能发生的其它微小振荡区分开。例如,阈值偏差可以包括与预先确定的脉搏形状的指定偏差百分比。因此,所测量的脉搏波形的舒张尾部中的偏差满足(或超过)指定的偏差百分比可以用于将一系列血压脉搏中的脉搏识别为过渡脉搏。预先确定的脉搏形状可以基于指定波形(例如,平均脉搏波形)。或者,取代于指定的偏差百分比,阈值偏差也可以是舒张尾部中的指定峰值压力值,如果满足或超过该值,则可以用来识别过渡脉搏。作为另一替代方案,阈值偏差可以包括指定的变化率,如果满足或超过该变化率,则可以用来识别过渡脉搏。

[0058] 尽管图3将压力显示在纵轴上,但使用与血压相关的动脉特性的各种测量结果也预期观察到类似的脉搏形状。例如,如果相对于时间绘制动脉扩张,则当测量位置与受试者的心脏处于相同的海拔时,可以预期类似的脉搏形状。因此,在测量位置处进行的测量不需要转换成血压以观察在校准非干扰性血压测量设备的各种实施例方法中使用的脉搏形状的变化。

[0059] 各种实施例使用恒定的微小反压力和/或变化的流体静压力的组合作为已知的施加压力,因为这样的小的压力不会干扰动脉测量并且可以容易地知道或计算。

[0060] 图4A-4C示出了以三个不同姿势伸出肢体的受试者5。受试者5在所有三个姿势中在相同位置佩戴非干扰性血压测量设备100。或者,可以使用不同的非干扰性血压测量设备来代替非干扰性血压测量设备100。

[0061] 在各种实施例中,非干扰性血压测量设备100可以在受试者心脏水平以下的初始姿势发起连续脉搏压测量,诸如图4A中所示。非干扰性血压测量设备100可以测量和/或记录动脉扩张信号。另外,可以利用高通滤波器对动脉扩张信号进行滤波,例如通过过滤略低于倒数脉搏速率(例如,低于倒数脉搏速率10%至50%)的测量值。

[0062] 非干扰性血压测量设备100可以包括反压力设备,诸如可以提供恒定的微小反压力(例如,10-60mmHg)的贴片、带、套管或袖带中的一者或多者,其诸如在受试者的手指、手腕或手臂上。非干扰性血压测量设备100不需要是可充气设备,这是因为可以通过贴片、带和/或套管对正在测量的动脉周围的组织施加微小水平的压力。在该初始姿势,非干扰性血压测量设备100被设置在第一海拔 $E_1$ 处。测量结果可以直接显示在非干扰性血压测量设备100上,或者由非干扰性血压测量设备100输出以用于由远程计算设备来显示和/或分析。一旦测量结果显示出恒定的脉搏速率,就可以指示受试者5抬起他或她的肢体(即,受试者5的主动运动),或者可以通过助手或其它装置为受试者移动其肢体(即,受试者5的被动运动)。

[0063] 在图4B中,受试者的肢体已经升高到略高于受试者的心脏水平,将非干扰性血压测量设备100定位在第二海拔 $E_2$ 。在第一海拔 $E_1$ 和第二海拔 $E_2$ 之间的海拔上的变化引起测量位置处动脉内的流体静压力的变化,当与微小的反压力组合时,该变化可以等于受试者5的

舒张血压。在一些实施例中,补偿心脏水平和肩部(主动脉在肩部处进入外周手臂)之间的距离是更可取的。通常可以从海拔高度减去5-20cm以补偿该距离。或者,不需要包括对该距离的补偿。这可能意味着跨壁压是为零的或接近零,这可能导致脉搏形状波形的舒张部分的尾端的显着变化。这样的变化可以由非干扰性血压测量设备100中的处理器或与其连接的远程处理器来识别。如果第二海拔 $E_2$ 是当识别出过渡脉搏(即,在舒张部分的尾部中包括特征扭结K的脉搏)时距离第一海拔 $E_1$ 最早的点,则第二海拔 $E_2$ 可以由处理器用于计算相应的流体静压力,并从而确定经校准的舒张血压以用于校准根据各种实施例的血压测量设备。因此,过渡脉搏可以与相对于心脏的第一向上水平处的流体静压力相关联,在该第一向上水平处,在脉搏的舒张部分中识别出形状上的显着变化。在一些实施例中,可能直到图4B中所示的第二海拔 $E_2$ 才开始进行测量。

[0064] 在图4C中,受试者的肢体已经升高到第二海拔 $E_2$ 上方的第三海拔 $E_3$ 。第二海拔 $E_2$ 和第三海拔 $E_3$ 之间的海拔上的变化将引起流体静压力的额外变化,并且可以继续测量不规则的脉搏形状波形。这样的指示可以进一步证实关于以下内容的较早的确定:第二海拔 $E_2$ 是与用于确定经校准的舒张血压的过渡脉搏正确地相关的。例如,如果扭结在高于第二海拔 $E_2$ (例如, $E_3$ )的海拔处变得更加明显,则可以给出指令以缓慢地降低受试者的肢体以证实来自第二海拔 $E_2$ 的所确定的经校准的舒张血压。

[0065] 可以根据测量位置的海拔上的变化容易地确定流体静压力上的变化的影响。当测量位置的海拔改变了已知距离时,流体静压力将从测量位置处的先前值改变。各种实施例假设如果脉搏速率恒定则血压也将保持恒定,这意味着由于高度变化导致的测量部位处的血压上的任何变化可能主要与流体静压力的变化相关联。因此,针对流体静压力上的变化的调整可以合并到如下的平均动脉压的平均数的表达式中:

$$[0066] \quad \langle P_i \rangle = \langle P_{i-1} \rangle + \Delta P_H = \langle P_{i-1} \rangle + \rho g \Delta h \quad (1)$$

[0067] 其中  $\Delta P_H$  是流体静压力变化,  $\rho$  是流体的密度(即血液密度),  $g$  是重力加速度(即  $9.8\text{m/s}^2$ ), 并且  $\Delta h$  是与海拔上的变化(即,高度变化)相对应的距离。

[0068] 各种实施例通过识别压力脉搏波形(即,“脉搏形状”)的舒张尾部的形状上的典型变化来识别用于确定经校准的舒张血压的过渡脉搏。可以通过各种方法来识别脉搏形状上的典型变化。

[0069] 通常,脉搏的最小压力值发生在非常接近随后的脉搏的开始处。关于在脉搏的最后部分中已经达到或几乎达到零跨壁压条件的强烈迹象,是当最小压力值或接近最小压力值没有发生在脉搏结束处(即,随后的脉搏的开始)。因此,脉搏形状上的典型变化可以通过以下方式来识别:识别包括发生在脉搏形状的第一零交叉点之后在比预期要早的预先确定的时间处的最小压力值或接近最小压力值的、在一系列脉搏内的脉搏,如图3中所示。例如,预先确定的时间可以是舒张尾部时段 $T_D$ 的分数(例如,1/2、1/3或2/3)。舒张尾部时段 $T_D$ 可以被定义为:从收缩期峰值之后的脉搏形状的具有负梯度的第一零交叉点,到脉搏形状的具有正梯度的下一连续的零交叉点的时间段。另外,在预先确定的时间发生的最小压力值可能还需要具有相应的幅度,所述相应的幅度是论述中的针对脉搏的最大脉搏幅度的预先确定的分数(例如,1/4至1/2)。

[0070] 在各种实施例中,脉搏形状上的典型变化可以额外地或替代地以在多于一个测量海拔处对所识别的扭结进行互相关为特性。该技术在其中施加变化的外部压力的时段期

间,比较一系列脉搏中的脉搏的单独的脉搏形状。例如,在舒张尾部时段 $T_D$ 期间发生的测量中的预先确定的百分比(例如,20%)偏差可以归因于过渡脉搏的脉搏形状上的典型变化。以这种方式,可以通过将一系列脉搏中的各单独的脉搏与一系列脉搏内的经识别的脉搏相比较来识别脉搏形状上的典型变化,所述经识别的脉搏从一系列脉搏内的平均脉搏形状偏离了预先确定的百分比。

[0071] 在各种实施例中,脉搏形状的典型变化可以额外地或替代地通过计算至少舒张尾部时段 $T_D$ 的预期脉搏形状并且将每个脉搏形状中的舒张尾部时段的测量值与预期脉搏形状进行比较来识别。例如,测量值可以适于舒张期的指数衰减,并且具有与其它的显著偏差的脉搏可以被识别为过渡脉搏或至少过渡脉搏候选。

[0072] 额外地或替代地,在各种实施例中,脉搏形状上的典型变化可以通过反射(例如,R)中的变化来识别。在短时段内,反射部位趋于保持不变。因此,从预期反射的偏差可以指示与跨壁压接近零相关联的脉搏形状上的典型变化。例如,脉搏波形中缺乏反射或反射的大小减小可以被认为是与跨壁压接近零相关联的脉搏形状上的典型变化。

[0073] 图5是另一个脉搏形状25的图,其示出了在舒张期和随后的收缩期的一部分期间的压力(即,纵轴,以mmHg测量)随时间(即,横轴,以秒/100测量)的变化。在各种实施例中,可以使用非干扰性血压测量设备(例如,100)来测量动脉扩张,以产生图5中的图。叠加在脉搏25上的是指数衰减函数 $P_{EDf}(t)$ ,其表示脉搏25在舒张期期间的以及扩展远超过舒张期的指数衰减。随时间呈指数衰减的压力 $P_{ED}$ (即,脉搏压的舒张部分期间的压力)的外推法可以表示为:

$$[0074] \quad P_{ED} = a \exp\left(-\frac{t}{t_0}\right) + b \quad (2),$$

[0075] 其中 $a$ 表示舒张期的动脉扩张幅度, $t$ 表示时间长度,以及 $t_0$ 表示衰减的时间常数。衰减 $t_0$ 的时间常数可以反映连接动脉与静脉的毛细血管网络的阻力以及静脉的容量。等式(2)还包括渐近值 $b$ , $b$ 表示潜在静脉压的贡献。

[0076] 各种实施例使用应用于与脉搏的舒张期相对应的测量值的增量灵敏度 $k$ 来确定呈指数衰减的压力 $P_{ED}$ 的估计值。在这方面,不需要考虑:不与舒张期相对应(例如,收缩期)的估计的脉搏压。在脉搏峰值压力之后的估计的呈指数衰减的压力 $P_{ED}$ 的图可以用于确定将等式(2)的指数衰减函数拟合至估计的呈指数衰减的压力 $P_{ED}$ 的系数。假设动脉扩张幅度 $a$ 可以与增量灵敏度 $k$ 一起确定,并且考虑到静脉压可能是低的,则所确定的系数可以是表示等式(2)中的渐近值 $b$ 的加法的(或减法的)值。由于大多数测量方案中固有的偏差(其中许多偏差可能相对较大),所确定的系数可能与静脉压不同。尽管如此,可以通过从根据曲线拟合而确定的渐近值 $b$ 减去潜在静脉压的值,来在确定系数时使用该值。因此,经确定的渐近值 $b$ 减去静脉压可以等于用于确定经校准的血压的、应用于以其它方式估计的脉搏压值的系数。

[0077] 各种实施例将呈指数衰减的函数 $P_{EDf}(t)$ 拟合至舒张期期间的脉搏压估计(或原始测量数据,诸如动脉扩张)。曲线拟合过程可以是最小二乘过程,可以基于将直线拟合至加有预期渐近值的数据值的对数,或者可以是另一种众所周知的曲线拟合方法。舒张可以被定义为在脉搏的第一次下降(其中经测量的脉搏波形的二阶导数相对于时间是正的)之后的时间实例处开始并且在随后的脉搏的开始处结束。

[0078] 图6A示出了测量血压测量设备的方法600。根据各种实施例,血压测量设备可以被配置为对受试者的肢体中的动脉进行测量。方法600的各种操作可以由血压测量设备(参见例如图1)执行,所述血压测量设备包括一个或多个传感器和控制单元或者与血压测量设备相通信的其它计算设备和/或处理器。

[0079] 在框602处,处理器可以从一个或多个动脉测量传感器接收表示针对一系列血压脉搏中的每个脉搏的作为时间的函数的动脉压的脉搏波形。所述一系列血压脉搏可以与在受试者身体上的一个或多个动脉测量传感器的测量位置处的动脉扩张相关。与血压相关联的动脉压测量可以从受试者的人体末端(例如,手指、手腕或手臂)中的动脉获取。动脉测量传感器可以直接地或间接地(例如,来自存储器或通过另一中间设备)是一个或多个非干扰性血压测量设备。可以与各种实施例一起使用的非干扰性血压测量设备的一些非限制性示例包括超声传感器、生物阻抗传感器和光电体积描记传感器。动脉压测量结果可以表示针对与受试者肢体上的测量位置处的动脉扩张相关的一系列脉搏的作为时间的函数的动脉压。

[0080] 在一些实施例中,可以在进行连续动脉压测量的同时施加微小的反压力。施加少量反压力可以有助于稳定动脉压测量结果。处理器可以以各种方式并且在方法600的操作的各个阶段对接收的测量信号进行滤波。滤波可以最初是高通滤波,以消除由不需要的扰动引起的低频波动。替代地或另外地,可以关于时间、幅度和形状中的脉搏定位以及周期性来执行小波滤波。

[0081] 此外,处理器可以存储测量结果。在各种实施例中,可以在接收到传感器数据时连续记录脉搏形状,并且可以在滑动的测量时间窗口上对脉搏速率进行测量和平均。用于对测量结果进行平均的时间窗口可以在大约30秒的持续时间与大约两分钟的持续时间之间。例如,处理器可以将测量的脉搏存储在存储器中,诸如针对不同观察时间的所测量脉搏的数据库。

[0082] 在框604中,处理器可以从一个或多个海拔传感器接收测量位置的一个或多个海拔。所述海拔可以反映测量位置的海拔测量结果并且与一系列脉搏中的分别的脉搏相对应。在一些实施例中,一个或多个海拔可以是对测量位置的海拔测量结果,处理器可以使用所述海拔测量结果来计算测量部位的海拔,并从而估计动脉中的流体静压力。因此,在一系列脉搏期间,肢体可以从受试者的心脏下方升高到受试者心脏的海拔水平。肢体可以继续被抬高至超过受试者心脏的海拔水平。在海拔变化期间,可以在测量位置上或附近施加微小的恒定反压力。

[0083] 在框606处,处理器可以基于所述一系列血压脉搏中的表示过渡脉搏的至少一个脉搏的一个或多个特性,来识别所述至少一个脉搏。所述一个或多个特性可以包括幅度、脉搏形状或其任意组合。过渡脉搏可以通过脉搏形状(特别是脉搏形状的舒张尾部)的典型变化来识别。所述典型变化被认为通常与动脉屈曲的开始相关联或由其引起。

[0084] 在框608处,处理器可以基于所识别的至少一个脉搏以及来自一个或多个海拔的与所识别的至少一个脉搏相对应的至少一个海拔,来确定舒张血压。在框608中确定的舒张血压可以用于校准非侵入式血压测量设备。这样的校准可以涉及:将从特定测量传感器接收的测量值(例如,超声、生物阻抗、光学等)与所确定的经校准的舒张血压相关联。这样的相关性可以涉及基于传感器测量结果来计算用于确定血压的转换因子。这样的校准或转换

因子可以存储在存储器中以供非侵入式血压测量设备使用。

[0085] 图6B示出了根据各种实施例的对血压测量设备进行校准的方法601。血压测量设备可以配置为对受试者肢体中的动脉进行测量。方法601的各种操作可以由血压测量设备(参见例如图1)执行,所述血压测量设备包括一个或多个传感器和控制单元或与血压测量设备通信的其它计算设备和/或处理器。

[0086] 在框610处,处理器可以发起和接收与受试者的人体末端(例如,手指、手腕或手臂)中的动脉取得的血压相关联的连续动脉压测量结果。可以直接或间接地(例如,从存储器或通过另一中间设备)从非干扰性血压测量设备接收测量结果。可以与各种实施例一起使用的非干扰性血压测量设备的一些非限制性示例包括超声传感器、生物阻抗传感器、光电体积描记传感器或其任意组合。动脉压测量结果可以表示针对与受试者肢体上的测量位置处的动脉扩张相关的一系列脉搏的作为时间的函数的动脉压。在一些实施例中,可以在进行连续动脉压测量的同时施加微小的反压力。施加少量反压力可有助于稳定动脉压测量结果。处理器可以以各种方式以及在方法601的操作的各个阶段对接收的测量信号进行滤波。滤波可以最初是高通滤波,以消除由不需要的扰动引起的低频波动。替代地或另外地,可以关于时间、幅度和形状中的脉搏定位以及周期性来执行小波滤波。

[0087] 此外,处理器可以存储测量结果。在各种实施例中,可以在接收到传感器数据时连续记录脉搏形状,并且可以在滑动的测量时间窗口上对脉搏速率进行测量和平均。用于对测量结果进行平均的时间窗口可以在大约30秒的持续时间和大约两分钟的持续时间之间。例如,处理器可以将测量的脉搏存储在存储器中,诸如针对不同观察时间的所测量脉搏的数据库。

[0088] 在确定框615中,处理器可以确定所接收的连续脉搏压测量结果是否反映恒定脉搏速率。在进一步分析之前确保受试者具有恒定的脉搏速率可以确保更准确地校准血压测量结果。

[0089] 响应于处理器确定所接收的连续脉搏压测量结果不反映恒定脉搏速率(即,确定框615=“否”),处理器可以在框610中继续接收连续脉搏压测量结果。

[0090] 响应于处理器确定所接收的连续脉搏压测量结果反映恒定脉搏速率(即,确定框615=“是”),处理器可以在框620中发起测量位置的海拔变化。正在其上进行测量的肢体的海拔的变化改变了测量位置处的流体静压力。在一些实施例中,发起海拔的变化可以包括产生输出,所述输出指示受试者应该升高或降低测量设备位于其上的肢体。处理器可以激活提示受试者从放低的姿势抬起肢体的信号。或者,助理、医疗从业者或人员可以抬起所述肢体。在一些实施例中,处理器可以激活从放低的姿势物理地抬起肢体的装置。

[0091] 在框625中,处理器可以接收一系列海拔指示符,海拔指示符反映测量位置的海拔测量结果并且与一系列脉搏中的分别的脉搏相对应。在一些实施例中,一系列海拔指示符可以是测量位置的海拔测量结果,处理器可以使用所述海拔测量结果来计算测量部位的海拔,并从而估计动脉中的流体静压力。因此,在一系列脉搏期间,肢体可以从受试者的心脏下方升高到受试者心脏的海拔水平。肢体可以继续被抬高以超过受试者心脏的海拔水平。在海拔的变化期间,可以在测量位置上或附近施加微小的恒定反压力。

[0092] 在框630中,处理器可以确定表示针对与肢体上的测量位置处的动脉扩张相关的一系列血压脉搏中的每个脉搏的作为时间的函数的动脉压的脉搏波形。脉搏波形的确定可

以是在每个脉搏期间的血压的图形表示或数学表示或经测量的参数。确定每个脉搏的脉搏波形可以使处理器能够识别一系列脉搏中的作为过渡脉搏的一个脉搏。过渡脉搏可以通过脉搏形状(特别是脉搏形状的舒张尾部)的典型变化来识别。所述典型变化被认为通常与动脉屈曲的开始相关联或由其引起。

[0093] 在确定框635中,处理器可以确定过渡脉搏是否从所述一系列脉搏中的所确定的脉搏形状中被识别出。过渡脉搏可以被识别为所述一系列脉搏内的在脉搏形状上表现出与动脉屈曲相关联的典型变化的一个脉搏。特别地,可以在一个脉搏的舒张尾部中识别典型变化。可以通过确定来自所述一系列脉搏的包括在第一零交叉点之后的预先确定的时间发生的最小压力值的脉搏,来识别脉搏形状上的典型变化。另外,来自所述一系列脉搏的脉搏的幅度可以是针对来自所述一系列脉搏的脉搏的最大脉搏幅度的预先确定的分数。另外或替代地,可以通过以下方式识别脉搏形状上的典型变化:比较所述一系列脉搏中的各单独的脉搏的脉搏形状,并在所述一系列脉搏内识别表现出从所述一系列脉搏的平均脉搏形状偏离了预先确定的百分比的脉搏形状的脉搏。平均脉搏形状可以基于所述一系列脉搏中的各单独的脉搏的脉搏形状,基于针对受试者的平均脉搏形状,或者基于指定为平均脉搏形状的另一脉搏。作为另一替代方案,可以通过识别在紧跟着具有接近指数衰减形状的舒张尾部的较早脉搏的具有振荡脉搏形状的舒张尾部的一个或多个脉搏,来识别脉搏形状上的典型变化。此外,可以在脉搏形状的最低段处识别脉搏形状上的典型变化。

[0094] 响应于未识别出过渡脉搏(即,确定框635=“否”),处理器还可以在框620中发起海拔上的变化。

[0095] 响应于处理器识别出过渡脉搏(即,确定框635=“是”),处理器可以在框650中确定校准的舒张血压。确定校准的舒张血压可以来自一系列外部压力指示符的与过渡脉搏的测量的舒张血压相对应的压力指示符。在框650中确定的校准舒张血压可以用于校准非侵入式血压测量设备。这种校准可以包括将从特定测量传感器接收的测量值(例如,超声、生物阻抗、光学等)与确定的校准舒张血压相关。这种相关可以包括基于传感器测量结果来计算用于确定血压的转换因子。这种校准或转换因子可以存储在存储器中以供非侵入式血压测量设备使用。

[0096] 在确定框655中,处理器可以确定是否应该继续血压测量校准。对于进一步校准或连续校准,处理器可以确定应继续测量和校准确定。另外,处理器可以接收指示所述校准应该继续或停止的输入。

[0097] 响应于处理器确定不继续校准(即,确定框655=“否”),处理器可以在框660中结束。响应于确定校准应该继续(即,确定框655=“是”),处理器可以在框610中继续接收连续脉搏压测量结果。

[0098] 可以从本领域已知的用于监测血管动力学的若干传感器中的任意一个接收用于计算血压的参数。这样的传感器可以包括用于动脉扩张和/或流速的IPG(生物阻抗传感)、PPG(光学传感)、超声。

[0099] 可以利用若干信号和数据处理设备中的一个来实现各种实施例的验证方法,所述若干信号和数据处理设备诸如数字信号处理设备、混合信号处理ASIC、现场可编程门阵列(FPGA)或基于模拟和/或数字组件的組合的专用实现方式。

[0100] 各种实施例包括非干扰性血压测量设备。如上所述,可以利用动脉测量传感器来

测量动脉的物理特性,诸如横截面积A。这样的测量可以用于测量动脉性质的变化。因此,脉搏上的动脉横截面积的变化(其代表动脉的扩张)可以通过脉搏上的最大和最小横截面积之间的差异来量化。

[0101] 实施例血压测量设备可以配置为将数据发送到各种计算设备中的任意一个。例如,图8示出了适用于各种实施例的计算设备230。计算设备230可以交换来自/去向上面论述的血压测量设备(例如皮肤接触设备101)的数据,以及可以执行本文所述的方法600和601的操作中的一个或多个操作。例如,可以从血压测量设备向计算设备230发送DBP、 $\delta P$ 、SBP、MAP和/或测量的脉搏、流体静压力和/或海拔。

[0102] 术语“计算设备”在本文中用于指代以下各项中的任意一项或全部:蜂窝电话、智能电话、网络平板、平板计算机、支持因特网的蜂窝电话、支持无线局域网(WLAN)的电子设备、膝上型计算机、专用医疗保健电子设备、个人计算机以及配备有至少一个处理器并且被配置为与本文所述的血压测量设备通信的类似的电子设备,诸如可忽略的干扰且可忽略的感知的配置或形成血压测量设备(例如,可穿戴的贴片、手镯、脚镯、手表等)。

[0103] 在各种实施例中,计算设备230可以包括:处理器801,其直接和/或间接地通过总线805耦合到输入/输出设备控制器804和可选的内部存储器802。处理器801可以是一个或多个被指定用于一般或特定处理任务的多核IC。可选的内部存储器802可以是易失性或非易失性存储器,也可以是安全和/或加密的存储器,或不安全和/或未加密的存储器,或其任意组合。输入/输出设备控制器804和处理器801还可以耦合到触摸屏面板,诸如电阻感应触摸屏、电容感应触摸屏、红外感应触摸屏等。

[0104] 计算设备230可以具有一个或多个相互耦合和/或耦合到处理器801的无线信号收发机808(例如,Peanut®、蓝牙®、ZigBee®、Wi-Fi、RF、蜂窝、近场或其它WLAN)和天线810,以用于发送和接收。无线信号收发机808和天线810可以与上文提到的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230可以包括耦合到处理器801的一个或多个调制解调器处理器806。一个或多个调制解调器处理器806可以实现经由广域网、局域网、个域网、近场等进行通信。一个或多个调制解调器处理器806还可以包括从全球导航卫星系统(GNSS)接收无线信号250。

[0105] 计算设备230可以包括耦合到处理器801的外围设备连接接口818。外围设备连接接口818可以特别地被配置为接受一种类型的连接,或者被多样地配置为接受各种类型的、通用的或专有的物理连接和通信连接,诸如USB、火线(FireWire)、雷电(Thunderbolt)或PCIe。外围设备连接接口818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230还可以包括一个或多个输出设备814,例如用于提供音频输出的扬声器、用于提供视觉输出的显示器或其组合。计算设备230还可以包括由塑料、金属或材料的组合构成的壳体820,以用于容纳本文论述的所有或一些组件。计算设备230可以包括耦合到处理器801的电源822,例如永久电池或一次性电池或可充电电池。可充电电池还可以耦合到外围设备连接接口818,以从计算设备230外部的源接收充电电流。

[0106] 适用于各种实施例的非干扰性血压测量设备和计算设备的处理器(例如,201、801)可以是能够由处理器可执行指令(例如,应用或软件)配置为执行各种功能的任意可编程微处理器、微计算机或多处理器芯片,所述各种功能包括上述各种实施例的功能。在各种设备中,可以提供多个处理器,例如专用于无线通信功能的一个处理器和专用于运行其它

应用的一个处理器。通常,软件应用可以在被存取并加载到处理器之前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,对存储器的一般提及指的是处理器可存取的存储器,包括插入各种设备的内部存储器或可移动存储器和处理器内的存储器。

[0107] 以上描述主要涉及用于利用非干扰连续血压测量设备来识别来自受试者肢体中的动脉的有效血压测量结果的不同实施例方法、系统和设备。各种实施例方法可以通过提供参考脉搏并执行初始测量验证来开始。响应于完成初始测量验证,各种实施例方法可以调整参考脉搏以考虑受试者的先前血压测量。

[0108] 在一些实施例中,可以在不执行任何初始测量验证的情况下将设备附着至受试者。在一些实施例中,设备可以使用先前的血压测量来调整和/或更新初始测量验证。在一些实施例中,如果没有收集到足够的数据点以准确地识别有效血压测量,则可以执行或重复上文描述的各种方法操作中的一个或多个。

[0109] 在各种实施例中,可以在没有任何初始测量验证的情况下将非干扰性测量设备附着至受试者。在经过一定量的时间之后,可以完全校准设备并开始在数据库中记录测量的压力值。在完全校准之前,设备不需要在数据库中记录任何压力值,或者可能在数据库中记录压力值,但用不安全因子对其进行标记。

[0110] 在各种实施例中,非干扰性测量设备可以利用初始测量验证或初始参数集来编程,所述初始参数集在统计上接近大量受试者。然后,可以通过适应算法随时间调整该初始“粗略”测量验证。在另一个实施例中,可以通过将受试者的多个物理参数与被测试受试者的数据库匹配并选择最接近受试者的被测试受试者的参数来确定初始“粗略”测量验证。

[0111] 前述方法描述和流程图仅是作为说明性示例而提供的,并且其不旨在要求或暗示必须以所给出的顺序来执行各种实施例的操作。如本领域技术人员将理解的,前述实施例中的操作顺序可以以多于一种顺序来执行。诸如“之后”、“然后”、“接下来”等词语并不旨在限制操作的顺序;这些词语只是贯穿对方法的描述来引导读者。此外,例如使用冠词“一”、“一(an)”或“所述”对单数形式的权利要求元素的任意引用不应被解释为将该元素限制为单数。

[0112] 虽然本文使用术语“第一”和“第二”例如以描述电极或其它元件,但是这样的标识符仅仅是为了方便,并不意味着将各种实施例限制为特定的顺序、序列、网络或载体的类型。

[0113] 结合本文中所公开的实施例描述的各种说明性的逻辑框、模块、电路和算法操作均可以实现成电子硬件、计算机软件或其组合。为了清楚地表示硬件和软件之间的可交换性,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,取决于特定的应用和对整个系统所施加的设计约束条件。本领域的技术人员可以针对每个特定应用,以变通的方式实现所描述的功能,但是,这样的实现方式决策不应解释为背离各种实施例的保护范围。

[0114] 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)、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各方面描述的各种示例性逻辑、逻辑

框、模块和电路。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,或者任何其它这样的结构。或者,特定于给定功能的电路可以执行一些操作或方法。

[0115] 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,则可以将这些功能作为一个或多个指令或代码存储在非暂时性计算机可读存储介质或非暂时性处理器可读介质中或者通过其进行传输。本文公开的方法或算法的操作可以体现在处理器可执行软件模块中,所述处理器可执行软件模块可以存在于非暂时性计算机可读或处理器可读存储介质上。非暂时性计算机可读或处理器可读存储介质可以是计算机或处理器可存取的任意存储介质。通过示例的方式而不是限制的方式,这样的非暂时性计算机可读介质或处理器可读介质可以包括RAM、ROM、EEPROM、闪速存储器、CD-ROM或其它光盘存储器、磁盘存储器或其它磁存储设备、或者能够用于携带或存储具有指令或数据结构形式的期望的程序代码单元并能够由计算机或存取的任何其它介质。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,而光盘则用激光来光学地复制数据。上面的组合也应当包括在非暂时性计算机可读介质和处理器可读介质的保护范围之内。另外,方法或算法的操作可以作为一个代码和/或指令或者代码和/或指令的任意组合或者代码和/或指令集合驻留在可以合并到计算机程序产品中的非暂时性处理器可读介质和/或计算机可读介质上。

[0116] 各种实施例包括:用于校准血压测量设备的方法、设备和系统,其可以提供对当前基于袖带的测量设备的直接替代。根据各种实施例的设备可以结合到受试者佩戴的物品中或者与受试者保持接触以在延长的时间段内进行连续校准。另外,根据各种实施例的设备可以避免干扰正在进行的动脉测量。

[0117] 为使本领域任何技术人员能够实现或者使用权利要求,提供了对所公开实施例的前述描述。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,本文中定义的总体原理也可以在不脱离权利要求的保护范围的情况下适用于其它实施例。因此,本发明并不旨在限于本文中所示的实施例,而是要符合与所附权利要求和本文公开的原理和新颖特征相一致的最宽范围。

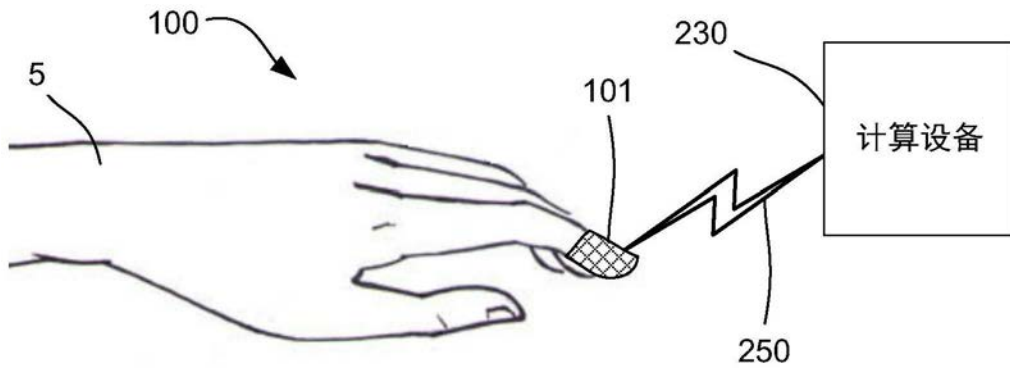


图1A

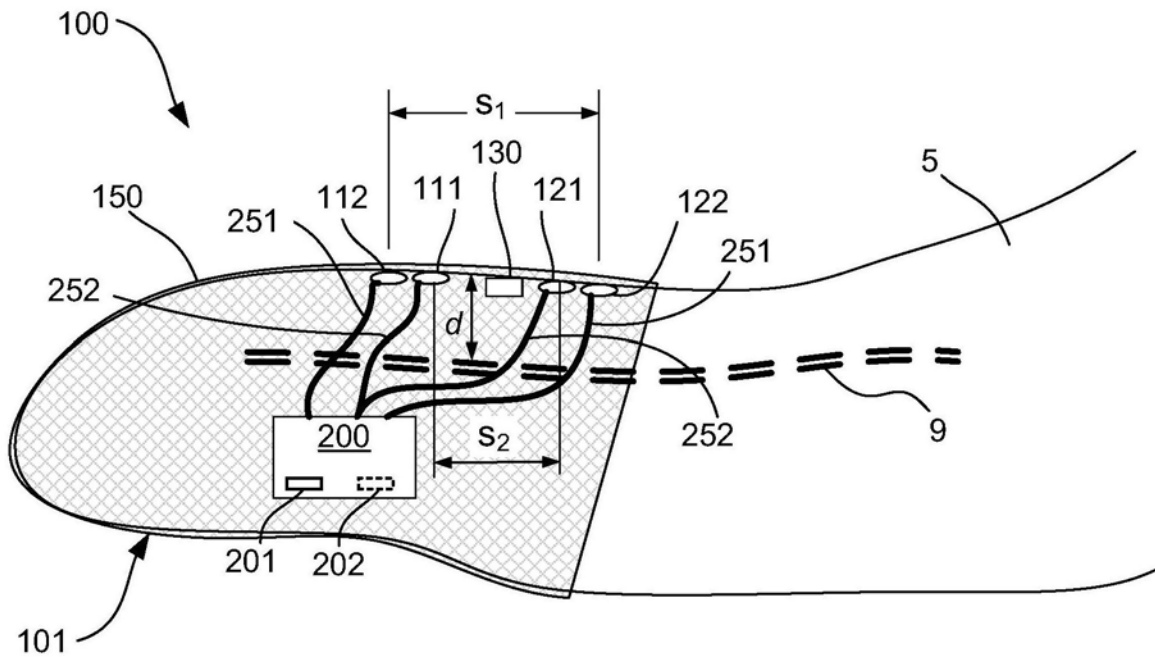


图1B

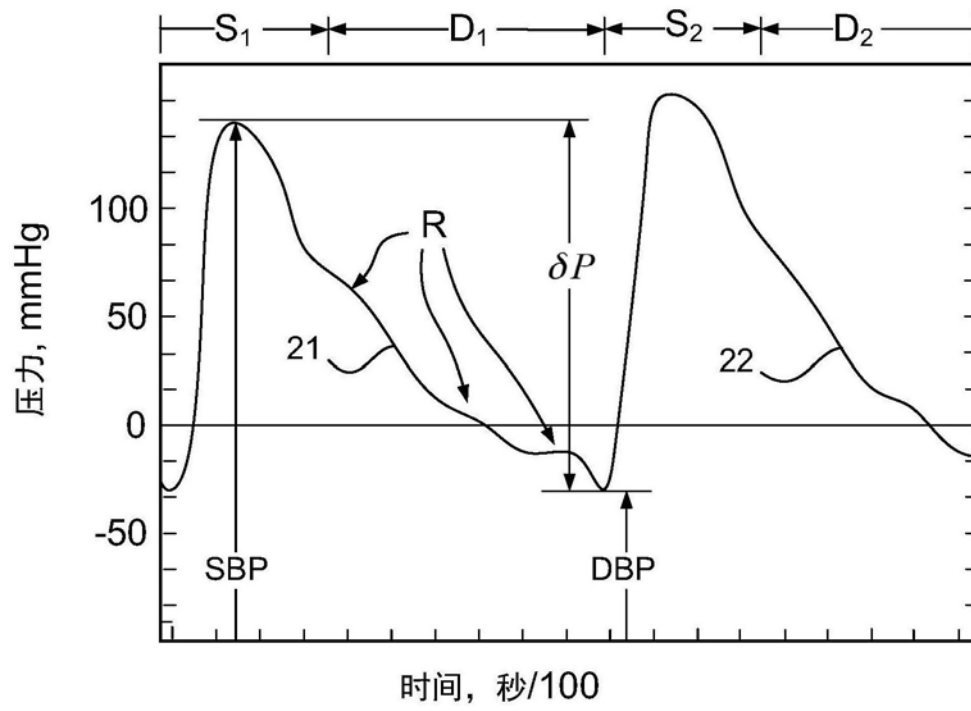


图2

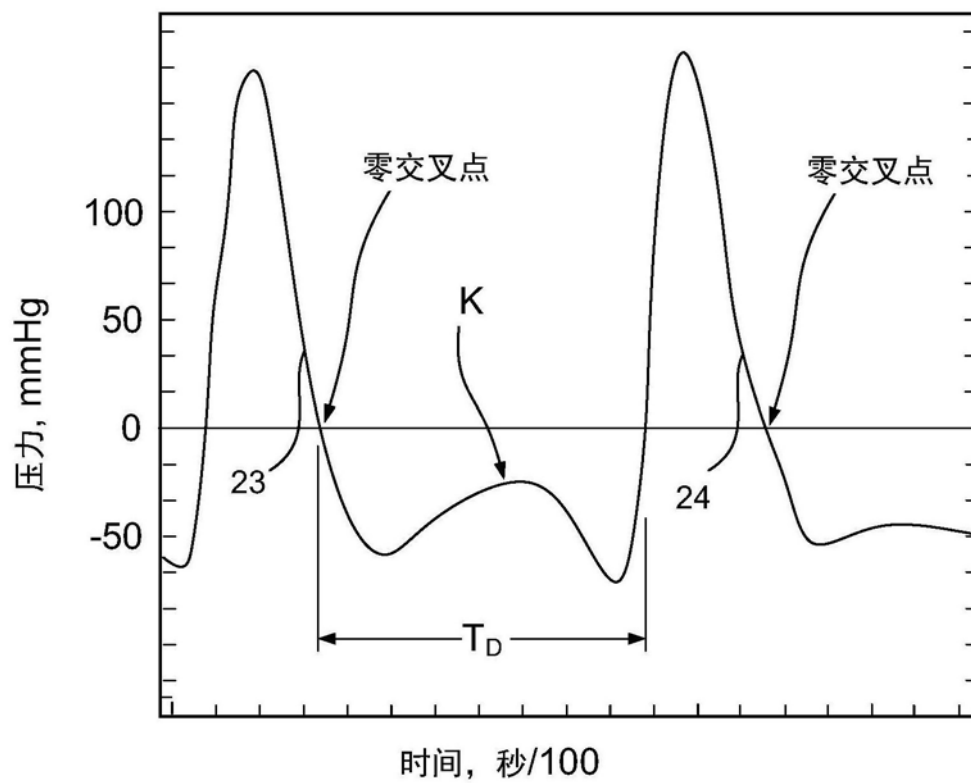


图3

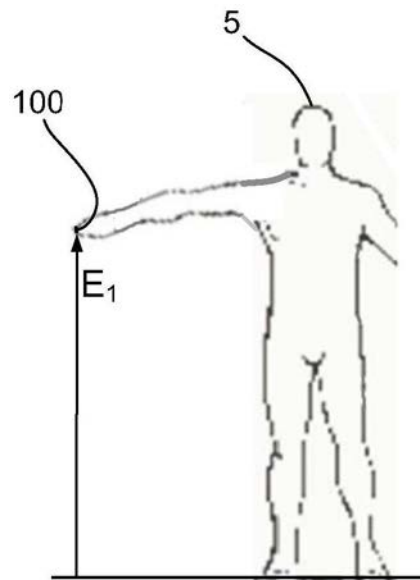


图4A

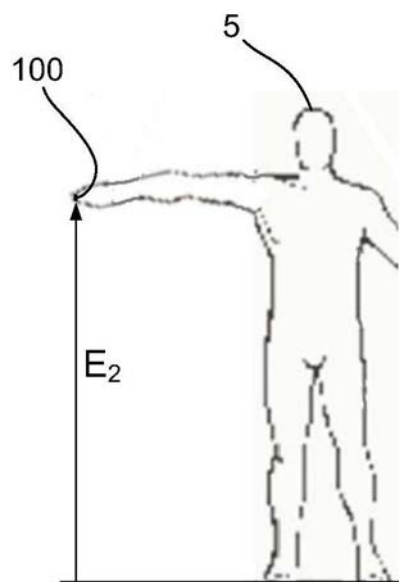


图4B

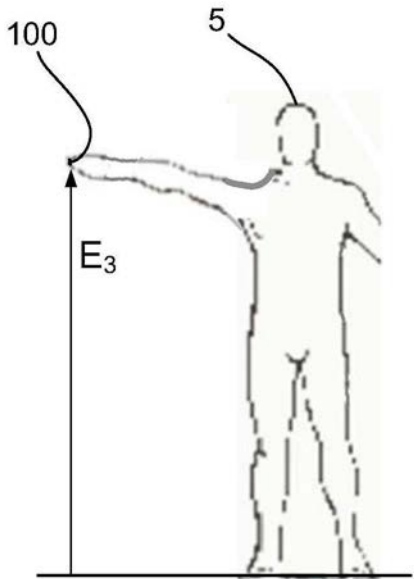


图4C

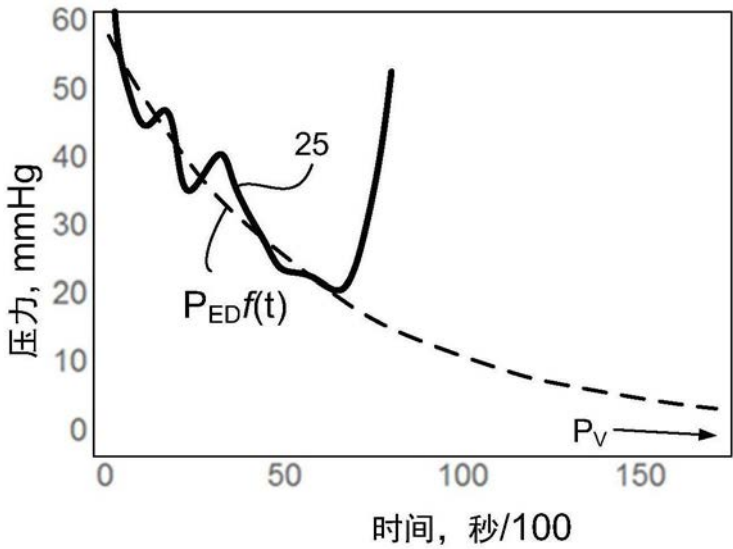


图5

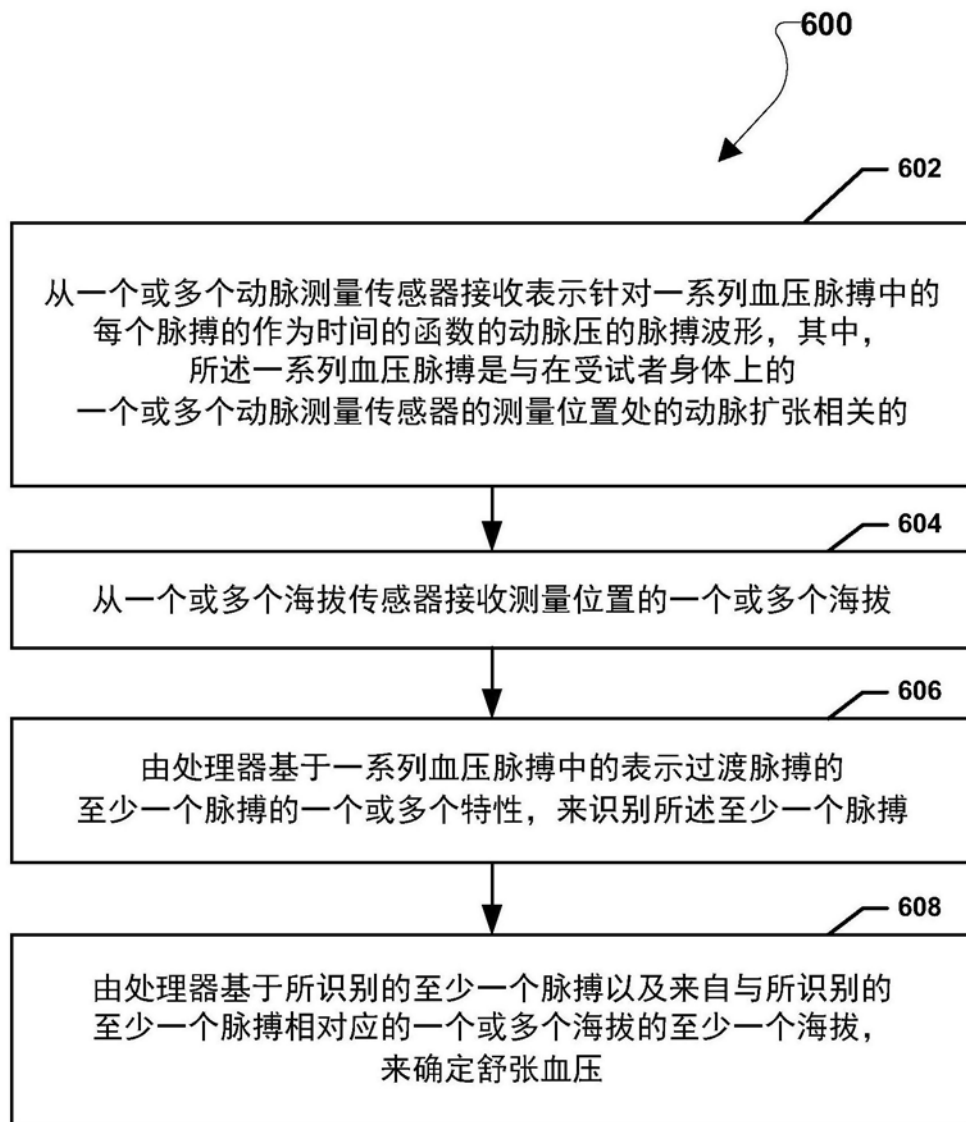


图6A

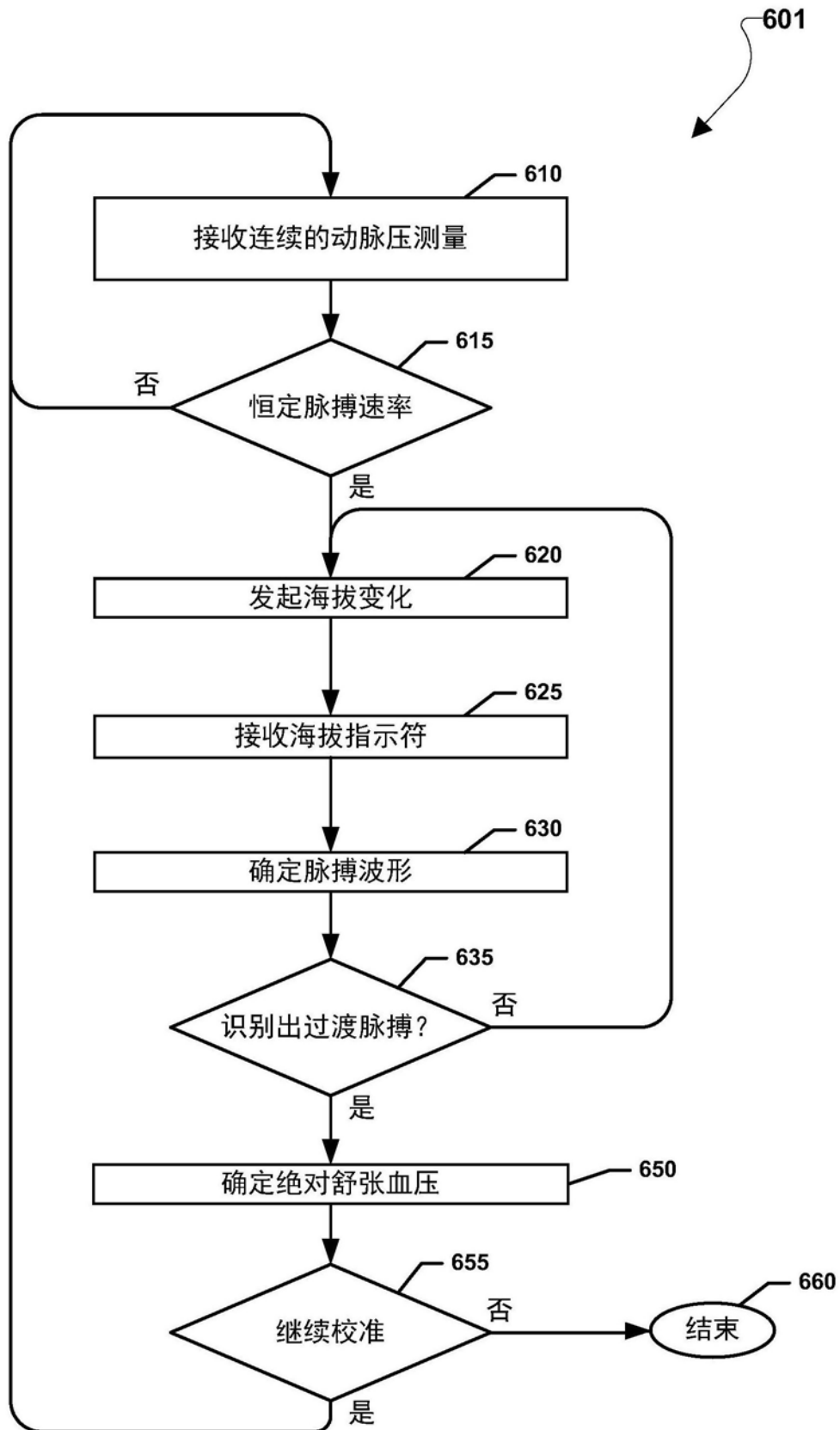


图6B

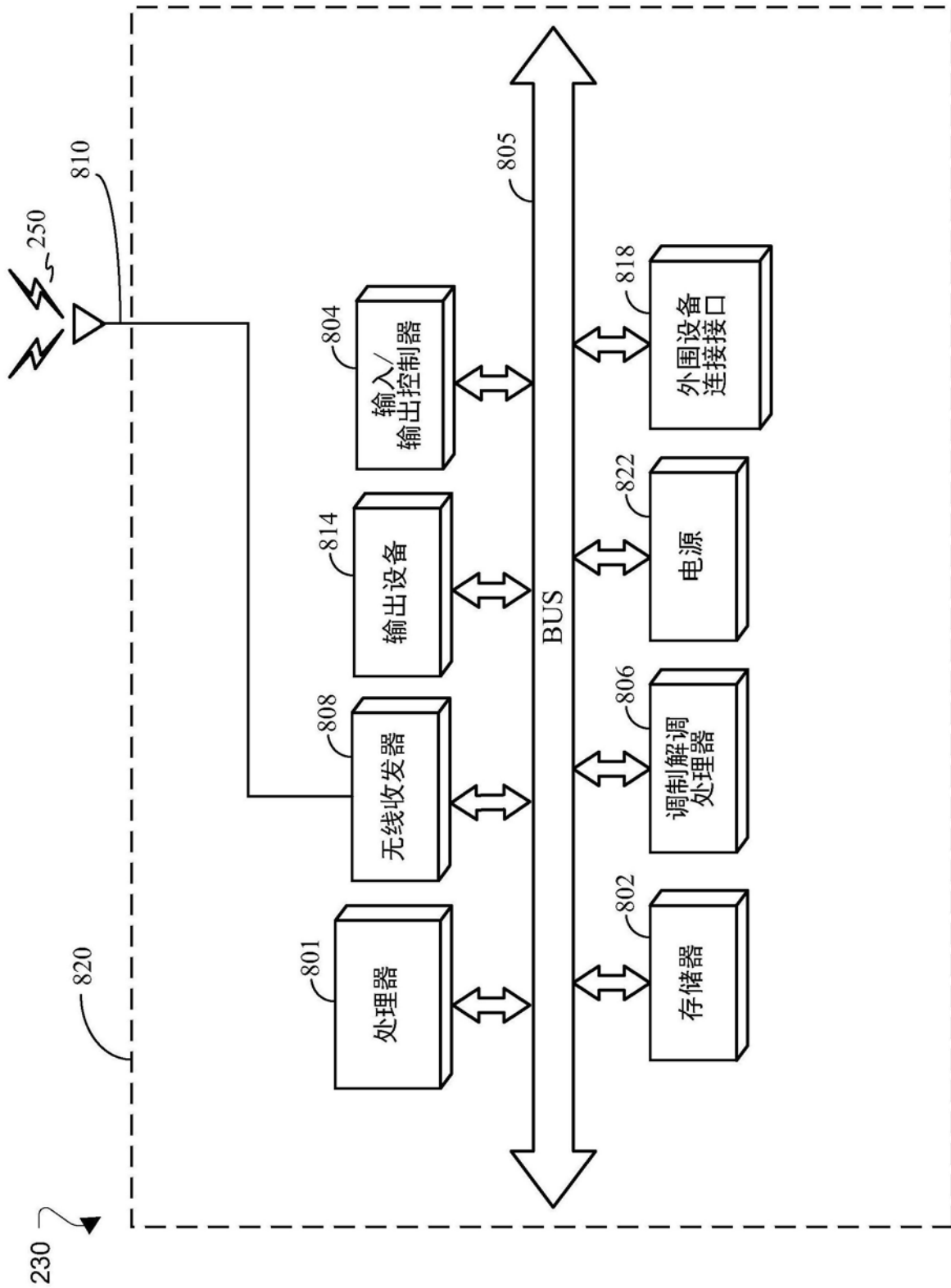


图7

|                |                                                                                                                                                                                                                                  |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 舒张血压测量校准                                                                                                                                                                                                                         |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN109310349A</a>                                                                                                                                                                                                     | 公开(公告)日 | 2019-02-05 |
| 申请号            | CN201780038194.6                                                                                                                                                                                                                 | 申请日     | 2017-05-19 |
| [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         | DB贝克<br>L拉丁                                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| 发明人            | D·B·贝克<br>L·拉丁                                                                                                                                                                                                                   |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/021 A61B5/022 A61B5/0295 A61B5/00 A61B5/026 A61B8/08 A61B8/06 A61B5/024 A61B5/11                                                                                                                                           |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/02108 A61B5/02241 A61B5/02422 A61B5/0263 A61B5/0295 A61B5/1114 A61B5/1116 A61B5/6824 A61B5/6826 A61B8/04 A61B8/488 A61B2560/0223 A61B5/002 A61B5/0022 A61B5/02116 A61B5/681 A61B5/6825 A61B5/6831 A61B5/7282 A61B2560/0242 |         |            |
| 代理人(译)         | 张扬<br>王英                                                                                                                                                                                                                         |         |            |
| 优先权            | 15/188324 2016-06-21 US                                                                                                                                                                                                          |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                                                                                                                                                                                   |         |            |

#### 摘要(译)

各种实施例包括用于测量血压的方法和设备。各种实施例可以包括从一个或多个动脉测量传感器接收表示针对一系列血压脉搏中的每个脉搏的作为时间的函数的动脉压的脉搏波形。所述一系列血压脉搏可以与所述一个或多个动脉测量传感器在受试者身体上的测量位置处的动脉扩张相关。可以从一个或多个海拔传感器接收所述测量位置的一个或多个海拔。可以基于所述一系列血压脉搏中的表示过渡脉搏的至少一个脉搏的一个或多个特性，来识别所述至少一个脉搏。可以基于所识别的至少一个过渡脉搏以及与所识别的一个脉搏相对应的海拔测量结果来确定舒张血压。

