



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109414222 A

(43)申请公布日 2019.03.01

(21)申请号 201780038316.1

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2017.05.24

代理人 张扬 王英

(30)优先权数据

15/191,817 2016.06.24 US

(51)Int.Cl.

A61B 5/11(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/021(2006.01)

2018.12.20

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2017/034209 2017.05.24

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/222732 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 L·拉丁 D·B·贝克

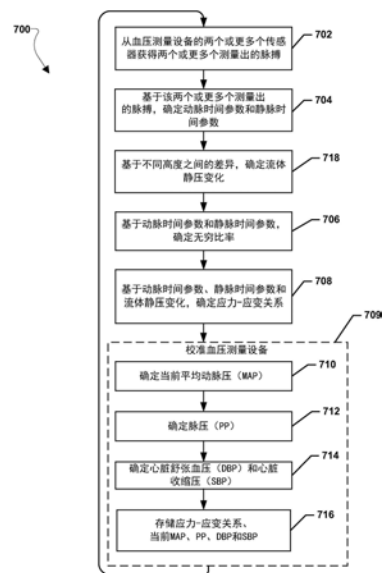
权利要求书4页 说明书17页 附图10页

(54)发明名称

对血压测量设备的动态校准

(57)摘要

各个实施例通过确定定义患者的动脉的应力-应变关系的多个参数来实现校准非侵入式血压测量设备。该设备可以从在两个或更多个测量高度的血压传感器获得输出信号。所获得的测量信号可以被滤波成AC和准DC分量,以及结果拟合到指数函数以计算与静脉引流/注入率有关的动脉时间常数和静脉时间常数。动脉和静脉时间常数可以用于计算无穷比率。无穷比率和所获得的传感器输出可以用于计算定义被测动脉的应力-应变关系的多个参数的值。一旦被定义,可以存储该应力-应变关系并将其应用于未来的传感器输出信号(例如,血压测量会话)以推断患者血压。



1. 一种校准被放置于对象的身体上的血压测量设备的方法,包括:

从所述血压测量设备的一个或多个传感器获得两个或更多个测量出的脉搏,其中,来自所述两个或更多个测量出的脉搏中的至少两个测量出的脉搏对应于所述血压测量设备的不同高度;

基于所述两个或更多个测量出的脉搏,确定动脉时间参数和静脉时间参数;

基于所述不同高度之间的差异,确定流体静压变化;以及

基于所述动脉时间参数、静脉时间参数和所述流体静压变化,确定应力-应变关系。

2. 根据权利要求1所述的方法,还包括:

基于所述动脉时间参数和所述静脉时间参数,确定无穷比率;

其中,确定所述应力-应变关系是基于所述无穷比率和所述流体静压变化的。

3. 根据权利要求2所述的方法,还包括:

至少部分地基于所述应力-应变关系,确定当前平均动脉压;

至少部分地基于所述应力-应变关系以及所述不同高度之间的压强的变化,确定脉压;

基于所述当前平均动脉压和所述脉压,确定心脏舒张血压和心脏收缩血压;以及

存储所述应力-应变关系、所述当前平均动脉压、所述脉压、所述心脏舒张血压、所述心脏收缩血压或其任意组合。

4. 根据权利要求2所述的方法,其中,所述两个或更多个测量出的脉搏是使用以下各项中的一项或多项来测量的:生物阻抗、阻抗体积描计、血液容积图、超声波或其任意组合。

5. 根据权利要求2所述的方法,其中,所述确定所述静脉时间参数包括:

使用低通滤波器来滤波所述两个或更多个测量出的脉搏;

识别经低通滤波的两个或更多个测量出的脉搏中的与测量高度之间的转换相对应的部分;

将指数衰减函数拟合到所述经低通滤波的两个或更多个测量出的脉搏的所识别的部分;以及

基于所述指数衰减函数,确定所述静脉时间参数。

6. 根据权利要求2所述的方法,其中,所述确定所述动脉时间参数包括:

使用高通滤波器来滤波所述两个或更多个测量出的脉搏;

确定经高通滤波的两个或更多个测量出的脉搏的心脏舒张部分;

将指数衰减函数拟合到所述经高通滤波的两个或更多个测量出的脉搏的所述心脏舒张部分;以及

基于所述指数衰减函数,确定所述动脉时间参数。

7. 根据权利要求2所述的方法,其中,所述血压测量设备的所述不同高度包括在对象的心脏水平处的或在对象的心脏水平之下的第一高度以及在高度上低于所述第一高度的第二高度。

8. 根据权利要求2所述的方法,其中,所述无穷比率是针对每组与特定高度相关联的测量出的脉搏来计算的。

9. 根据权利要求2所述的方法,其中,所述无穷比率被计算成基于针对所述两个或更多个不同高度中的每个高度来计算的无穷比率的平均值。

10. 一种血压测量设备,包括:

一个或多个动脉测量传感器；

一个或多个高度传感器；以及

一个或多个处理器，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高度传感器，其中，所述一个或多个处理器被配置为：

获得两个或更多个测量出的脉搏，其中，来自所述两个或更多个测量出的脉搏中的至少两个测量出的脉搏对应于所述血压测量设备的不同高度；

基于所述两个或更多个测量出的脉搏，确定动脉时间参数和静脉时间参数；

基于所述不同高度之间的差异，确定流体静压变化；以及

基于所述动脉时间参数、静脉时间参数和所述流体静压变化，确定应力-应变关系。

11. 根据权利要求10所述的血压测量设备，其中，所述一个或多个处理器还被配置为：

基于所述动脉时间参数和所述静脉时间参数，确定无穷比率，

基于所述无穷比率和所述流体静压变化，确定所述应力-应变关系。

12. 根据权利要求11所述的血压测量设备，其中，所述一个或多个处理器还被配置为：

至少部分地基于所述应力-应变关系，确定当前平均动脉压；

至少部分地基于所述应力-应变关系以及所述不同高度之间的压强的变化，确定脉压；

基于所述当前平均动脉压和所述脉压，确定心脏舒张血压和心脏收缩血压；以及

存储所述应力-应变关系、所述当前平均动脉压、所述脉压、所述心脏舒张血压、所述心脏收缩血压或其任意组合。

13. 根据权利要求11所述的血压测量设备，其中，所述一个或多个处理器被配置为使得所述两个或更多个测量出的脉搏是使用以下各项中的一项或多项来测量的：生物阻抗、阻抗体积描记、血液容积图、超声波或其任意组合。

14. 根据权利要求11所述的血压测量设备，其中，所述一个或多个处理器还被配置为通过以下操作来确定所述静脉时间参数：

使用低通滤波器来滤波所述两个或更多个测量出的脉搏；

识别与经低通滤波的两个或更多个测量出的脉搏中的测量高度之间的转换相对应的部分；

将指数衰减函数拟合到所述经低通滤波的两个或更多个测量出的脉搏的所识别的部分；以及

基于所述指数衰减函数，确定所述静脉时间参数。

15. 根据权利要求11所述的血压测量设备，其中，所述一个或多个处理器还被配置为通过以下操作来确定所述动脉时间参数：

使用高通滤波器来滤波所述两个或更多个测量出的脉搏；

确定经高通滤波的两个或更多个测量出的脉搏的心脏舒张部分；

将指数衰减函数拟合到所述经高通滤波的两个或更多个测量出的脉搏的所述心脏舒张部分；以及

基于所述指数衰减函数，确定所述动脉时间参数。

16. 根据权利要求11所述的血压测量设备，其中，所述一个或多个处理器被配置为使得所述血压测量设备的所述不同高度包括在对象的心脏水平处的或在对象的心脏水平之下的第一高度以及在高度上低于所述第一高度的第二高度。

17. 根据权利要求11所述的血压测量设备,其中,所述一个或多个处理器被配置为针对每组与特定高度相关联的测量出的脉搏来计算所述无穷比率。

18. 根据权利要求11所述的血压测量设备,其中,所述一个或多个处理器被配置为将所述无穷比率计算成基于针对所述两个或更多个不同高度中的每个高度来计算的无穷比率的平均值。

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

获得两个或更多个测量出的脉搏,其中,来自所述两个或更多个测量出的脉搏中的至少两个测量出的脉搏对应于所述血压测量设备的不同高度;

基于所述两个或更多个测量出的脉搏,确定动脉时间参数和静脉时间参数;

基于所述不同高度之间的差异,确定流体静压变化;以及

基于所述动脉时间参数、静脉时间参数和所述流体静压变化,确定应力-应变关系。

20. 根据权利要求19所述的非暂时性处理器可读介质,其中,所存储的处理器可读指令被配置为使处理器执行还包括以下各项的操作:

基于所述动脉时间参数和所述静脉时间参数,确定无穷比率,

其中,确定所述应力-应变关系是基于所述无穷比率和所述流体静压变化的。

21. 根据权利要求20所述的非暂时性处理器可读介质,其中,所存储的处理器可读指令被配置为使处理器执行还包括以下各项的操作:

至少部分地基于所述应力-应变关系,确定当前平均动脉压;

至少部分地基于所述应力-应变关系以及所述不同高度之间的压强的变化,确定脉压;

基于所述当前平均动脉压和所述脉压,确定心脏舒张血压和心脏收缩血压;以及

存储所述应力-应变关系、所述当前平均动脉压、所述脉压、所述心脏舒张血压、所述心脏收缩血压或其任意组合。

22. 根据权利要求20所述的非暂时性处理器可读介质,其中,所存储的处理器可读指令被配置为使处理器执行操作,以使得所述两个或更多个测量出的脉搏是使用以下各项中的一项或多项来测量的:生物阻抗、阻抗体积描计、血液容积图、超声波或其任意组合。

23. 根据权利要求20所述的非暂时性处理器可读介质,其中,所存储的处理器可读指令被配置为使处理器执行操作,以使得确定所述静脉时间参数包括:

使用低通滤波器来滤波所述两个或更多个测量出的脉搏;

识别经低通滤波的两个或更多个测量出的脉搏中的与测量高度之间的转换相对应的部分;

将指数衰减函数拟合到所述经低通滤波的两个或更多个测量出的脉搏的所识别的部分;以及

基于所述指数衰减函数,确定所述静脉时间参数。

24. 根据权利要求20所述的非暂时性处理器可读介质,其中,所存储的处理器可读指令被配置为使处理器执行操作,以使得确定所述动脉时间参数包括:

使用高通滤波器来滤波所述两个或更多个测量出的脉搏;

确定经高通滤波的两个或更多个测量出的脉搏的心脏舒张部分;

将指数衰减函数拟合到所述经高通滤波的两个或更多个测量出的脉搏的所述心脏舒

张部分;以及

基于所述指数衰减函数,确定所述动脉时间参数。

25.根据权利要求20所述的非暂时性处理器可读介质,其中,所存储的处理器可读指令被配置为使处理器执行操作,以使得所述血压测量设备的所述不同高度包括在对象的水平处的或在对象的水平之下的第一高度以及在高度上低于所述第一高度的第二高度。

26.根据权利要求20所述的非暂时性处理器可读介质,其中,所存储的处理器可读指令被配置为使处理器执行操作,以使得所述无穷比率是针对每组与特定高度相关联的测量出的脉搏来计算的。

27.根据权利要求20所述的非暂时性处理器可读介质,其中,所存储的处理器可读指令被配置为使处理器执行操作,以使得所述无穷比率被计算成基于针对所述两个或更多个不同高度中的每个高度来计算的无穷比率的平均值。

28.一种血压测量设备,包括:

用于获得两个或更多个测量出的脉搏的单元,其中,来自所述两个或更多个测量出的脉搏中的至少两个测量出的脉搏对应于所述血压测量设备的不同高度;

用于基于所述两个或更多个测量出的脉搏,确定动脉时间参数和静脉时间参数的单元;

用于基于所述不同高度之间的差异,确定流体静压变化的单元;以及

用于基于所述动脉时间参数、静脉时间参数和所述流体静压变化,确定应力-应变关系的单元。

29.根据权利要求28所述的血压测量设备,还包括:

用于基于所述动脉时间参数和所述静脉时间参数,确定无穷比率的单元;

其中,确定所述应力-应变关系是基于所述无穷比率和所述流体静压变化的。

30.根据权利要求29所述的血压测量设备,还包括:

用于至少部分地基于所述应力-应变关系,确定当前平均动脉压的单元;

用于至少部分地基于所述应力-应变关系以及所述血压测量设备的所述两个或多个不同高度之间的压强的变化,确定脉压的单元;

用于基于所述当前平均动脉压和所述脉压,确定心脏舒张血压和心脏收缩血压的单元;以及

用于存储所述应力-应变关系、所述当前平均动脉压、所述脉压、所述心脏舒张血压、所述心脏收缩血压或其任意组合的单元。

对血压测量设备的动态校准

背景技术

[0001] 用于测量心血管特性的设备遭受的问题是测量本身强烈干扰对象的状态,从而导致错误的结果。当前的基于袖带的方法可能施加显著的生理影响。在当前的基于袖带的方法中,通过束紧动脉来获得心脏收缩血压,在大多数情况下,该动脉是上臂的肱动脉。束紧动脉影响脉压传播和脉压形状,这仅可以在外周系统中容忍。此外,心脏舒张压是从当跨壁压(动脉的外侧和内侧之间的压差)接近零时获得的测量值而推导出的,这暗示着在远离正常的条件下进行这些测量。

[0002] 此外,基于可充气袖带和在临床环境中执行的测量的传统方法可能具有引起患者血压变化的强烈心理影响。例如,在临床环境中的心理影响可能导致患者血压升高。这样的现象通常被称为“白大褂综合症”或“白大褂高血压”。在额外的示例中,在正常的日常活动期间患者的血压可能升高,但在临床环境中可能不升高。这样的现象通常被称为“掩蔽性高血压”。

[0003] 另外,血压通常随着时间表现出相当大的变化性。因此,识别血压的昼夜变化或其它临时变化对于正确诊断高血压、检测败血症和确定中枢心血管特性可能是重要的。最近还显示,执行动态血压测量可能会比“根据需要”或自组血压测量节省成本,因为非固定血压测量可以实现对高血压的早期检测,从而降低治疗成本。

发明内容

[0004] 各个实施例可以包括:用于使用动脉时间常数与静脉引流/注入时间常数之比(其被称为“无穷比率”)来校准血压测量设备的方法、用于实现所述方法的设备、以及包括使处理器执行包括所述方法的指令的非暂时处理器可读存储介质。各个实施例可以包括一种通过以下操作来校准被放置于对象的身体上的血压测量设备的方法:从血压测量设备的一个或多个传感器获得两个或更多个测量出的脉搏,其中,来自所述两个或更多个测量出的脉搏中的至少两个测量出的脉搏对应于血压测量设备不同高度;基于所述两个或更多个测量出的脉搏,确定动脉时间参数和静脉时间参数;基于所述不同高度之间的差异,确定流体静压变化;以及基于动脉时间参数、静脉时间参数和流体静压变化,确定应力-应变关系。

[0005] 一些实施例可以包括:基于所述动脉时间参数和所述静脉时间参数,确定无穷比率,以及在这样的实施例中,确定应力-应变关系是基于无穷比率和流体静压变化的。

[0006] 这样的实施例可以包括:确定当前平均动脉压,其可以至少部分地基于应力-应变关系;确定脉压,其可以至少部分地基于应力-应变关系以及血压测量设备的两个或更多个不同高度之间的压强的变化;确定心脏舒张血压和心脏收缩血压,其可以基于当前平均动脉压和脉压;以及存储应力-应变关系、当前平均动脉压、脉压、心脏舒张血压、心脏收缩血压或其任意组合。

[0007] 在这样的实施例中,所述两个或更多个测量出的脉搏是使用以下各项中的一项或多项来测量的:生物阻抗、阻抗体积描计、血液容积图、超声波或其任意组合。

[0008] 在这样的实施例中,确定静脉时间参数可以包括:使用低通滤波器来滤波所述两

个或多个测量出的脉搏;识别与测量高度之间的转换相对应的经低通滤波的两个或更多个测量出的脉搏的部分;将指数衰减函数拟合到经低通滤波的两个或更多个测量出的脉搏的所识别的部分;以及基于指数衰减函数,确定静脉时间参数。

[0009] 在这样的实施例中,确定动脉时间参数可以包括:使用高通滤波器来滤波所述两个或更多个测量出的脉搏;确定经高通滤波的两个或更多个测量出的脉搏的心脏舒张部分;将指数衰减函数拟合到经高通滤波的两个或更多个测量出的脉搏的心脏舒张部分;以及基于指数衰减函数,确定动脉时间参数。

[0010] 在这样的实施例中,血压测量设备的两个或更多个不同高度可以包括在对象的心脏水平处的或在对象的心脏水平之下的第一高度以及第二高度,第二高度可以低于第一高度的高度。

[0011] 在这样的实施例中,无穷比率可以是针对与特定高度相关联的测量出的脉搏中的每组脉搏来计算的。

[0012] 在这样的实施例中,无穷比率可以被计算成基于针对两个或更多个不同高度中的每个高度来计算的无穷比率的平均值。

[0013] 进一步的实施例可以包括一种血压测量设备,其具有一个或多个动脉测量传感器、一个或多个高度传感器、以及被配置有用于执行上述方法的操作的处理器可执行指令的一个或多个处理器。另外的实施例可以包括一种血压测量设备,其具有用于执行上述方法的功能的单元。另外的实施例包括一种其上存储有处理器可执行指令的非暂时性处理器可读存储介质,所述处理器可执行指令被配置为使处理器执行上述方法的操作。

附图说明

[0014] 并入本文以及构成本说明书的一部分的附图,示出了权利要求的示例性实施例,以及连同上文给出的概括描述和下文给出的详细描述一起用于解释权利要求的特征。

[0015] 图1A是包括被放置于对象上的实施例血压测量设备的实施例系统的框图。

[0016] 图1B是实施例血压测量设备的组件框图。

[0017] 图2是示出了对象的四肢和实施例血压测量设备的移动的框图。

[0018] 图3A是示出脉搏的基本特性的、脉搏的压强相对时间的图。

[0019] 图3B是由肢体的移动引起的静脉扩张的图。

[0020] 图4A、图4B和图5是示出了在心脏水平处和在较低高度处的四肢内的动脉扩张和静脉扩张的图。

[0021] 图6是拟合到指数衰减函数的脉搏的心脏舒张部分。

[0022] 图7是示出了用于基于与静脉时间常数和动脉时间常数有关的无穷比率来校准血压测量设备的实施例方法的过程流程图。

[0023] 图8是示出了用于根据非干扰式血压测量设备的测量出的信号来计算动脉时间常数和静脉时间的实施例方法的过程流程图。

[0024] 图9是适合于与各个实施例一起使用的计算设备的组件框图。

具体实施方式

[0025] 将参考附图对各个实施例进行详细描述。只要可能,贯穿附图将使用相同的附图

标记来指代相同或相似的部分。对特定示例和实现方式的引用是出于说明性目的，并不旨在限制或权利要求的范围。

[0026] 各个实施例可以包括通过测量与动脉扩张和静脉注入/引流率成比例的量，以及使用测量结果确定用于定义患者的动脉或静脉的应力-应变关系的多个参数，来校准血压测量设备。用于定义应力-应变关系的多个参数可以应用于未来的设备测量结果，以推断患者的血压。在一些实现方式中，确定多个应力-应变参数可以包括在两个或更多个测量位置（例如，患者的四肢的不同高度）处获得传感器输出信号。所获得的测量信号可以被滤波并被用于计算表示时间常数（即，动脉时间常数）与静脉引流/注入率（即，静脉时间常数）之间的关系的无穷比率（infinity ratio）。无穷比率和所获得的传感器输出可以用于计算定义与患者的脉搏相关联的应力-应变关系的多个参数的值。一旦被定义，可以存储该应力-应变关系并将其应用于未来的传感器输出信号（例如，血压测量会话）以推断患者血压。

[0027] 本文可以使用术语“血压测量设备”、“血压监测设备”和“非干扰式（non-interfering）血压测量设备”来指代具有整合生物计量传感器的设备，用于读取可以用于确定患者的血压的信号。这样的设备可以包括可忽略的干扰和可忽略的感知配置或形式血压测量设备（例如，可穿戴的贴片、手镯、脚镯、手表等）。这样的设备还可以包括整合到家具、衣服、办公室配件以及患者的四肢接触到的其它物品的生物计量血压测量传感器。非干扰式血压测量设备可以包括被配置为在不对患者的肢体进行束紧、变形或扭转的情况下获得测量结果的生物计量传感器。

[0028] 各个实施例提供了实现以对测量的最小干扰进行对血压监测设备的动态非侵入式（non-invasive）校准的方法的方法和设备。各个实施例可以实现对血压的非干扰式测量。

[0029] 在各个实施例中，血压测量设备可以包括提供测量信号的一个或多个生物计量传感器。测量信号可以是与测量位置处的动脉的横截面积的改变成比例地变化的传感器输出（即，动脉扩张）。在一些实施例中，线性度可以是针对递增量或波动，而不是针对绝对值，这是因为诸如静脉和肌肉之类的其它组织的影响，以及归因于下文进一步论述的偏项（bias term）。各个实施例可以提供与动脉的面积或管腔相关联的输出，从而到直径的平方。横截面积和管腔（体积）可能是成比例的，因为在动脉方向上的扩增可以是可忽略的。对血压测量设备的放置和/或测量的位置可以在患者的四肢的任何位置，例如患者的手臂、手腕、手指、腿、脚踝等。在各个实施例中，血压测量设备可以不附着到四肢，例如当设备是整合到家具中的一个或多个传感器时。在这样的实施例中，血压测量设备内的传感器可以被放置或定向以使得其可以接触患者的四肢。

[0030] 各个实施例可以测量具有偏项的动脉管腔或横截面积。为了将这样的测量结果转换为压强，可能需要血压测量设备的灵敏度以及动脉僵硬程度，以及可以确定偏项。在各个实施例中，可以连续地监测流体静压的改变（例如，60厘米的高度差可以对应于47毫米汞柱压强变化，而在心脏水平处的平均动脉压可以为约100毫米汞柱），连同来自高度传感器（诸如具有被整合以便检测位置变化的测量结果的3D加速度计）、高分辨率气压计（其被配置为输出测量位置的高度或高度的变化）等的输出。当脉搏率恒定时，“推动脉压（driving pulse pressure）”可以被假设为不变的以及脉压可以被假设为恒定的，以及因此仅有的压强变化可能是由于测量位置的高度变化而引起的流体静压的变化所导致的。该推测可能使得能够

进行针对递增量的校准的方法。

[0031] 可以通过分析和比较脉搏的心脏舒张部分(即脉搏的最后部分)的指数衰减和归因于静脉注入时间的脉搏信号的指数衰减二者,来评估绝对压强。对舒张脉搏和静脉信号二者执行的拟合程序可以给出动脉脉搏和静脉注入衰减常数以及对偏项的校正。因此,在各个实施例中,可以估计脉压和平均动脉压二者。使用这些估计结果,可以在没有对在其上可以执行测量的动脉造成任何干扰的情况下,利用传统的基于袖带的设备所无法达到的瞬时分辨力来确定收缩压和舒张压。另外,各个实施例可以消除对测量局部脉搏波速度和动脉直径以确定血压的需要。

[0032] 在各个实施例中,测量出的量的改变可以与动脉的横截面积的变化成比例地变化,其中包括未知的加性偏项。动脉时间常数、静脉时间常数以及定义时间常数与偏置之间的关系的无穷比率可能改变,但通常随时间缩放比单脉搏的持续时间长得多。单脉搏的持续时间通常约为1秒,但是单脉搏的长度可能随时间而变化,以及可能随个人而变化。

[0033] 动脉压P和动脉横截面积可以通过一般可以被假设为指数的应力-应变关系来相关。与心跳相关联的压强脉搏可以小于平均压强,以及可以假设在动脉的压强改变与横截面积改变之间的局部线性关系。该关系的梯度可以定义瞬时递增的动脉僵硬或弹性。僵硬可能不是恒定的,以及僵硬可以连续地适应对象(即,患者)的状态。动脉僵硬或弹性变化的响应时间通常可以在几分钟或更长的数量级,但是在对象所暴露的环境的非同寻常的变化情况下可能要短得多。递增的压强可能通过应力-应变关系的梯度来与管腔变化有关。通常,因为在动脉的方向上的改变可以是可忽略的,所以外周动脉的管腔和横截面积可以是成比例的。外周动脉的弹性特性可以主要通过平滑肌排列成螺旋模型来给出-可推测地排列成这样一种方式:在压强显著地增加时的动脉扩增可以在径向方向上,并且在纵向方向上是可忽略的。在低压下,动脉血管可能是非常有弹性的,因为其主要由弹性纤维组成。然而,在较高的压力下,因为由平滑肌的影响而引起的特性,动脉血管可能较硬。

[0034] 类似地,相邻静脉的横截面管腔的增量变化对动脉扩张的影响可以由归因于静脉扩张的脉搏信号的一部分的梯度来表示。静脉组织可能比相应的动脉组织弹性高十倍,以及因此对于管腔横截面的增量变化可能比在动脉中更慢地发生。这些变化可能归因于当受影响的四肢改变高度时静脉的注入和引流。递增的压强和管腔变化可能通过归因于静脉扩张的、从传感器获得的信号的一部分的梯度来相关。与针对动脉相比,针对静脉而言,静脉衰减常数(即,信号的梯度)可能较大。

[0035] 在各个实施例中,在左心室的每次收缩之后发生的压强脉搏可以被认为包括三个部分。第一部分可以是由于从心脏射出(即,心脏收缩阶段)而立即升高压强。第二部分可以包括在心脏舒张阶段中发生的指数衰减压强,第二阶段可以由后续脉搏的发生来终止。指数衰减可能是由以下导致的:动脉系统通过具有高的流体流动阻力的毛细血管网与静脉连接,以及静脉比动脉弹性大得多。因此,静脉系统可以基本上以可表示为比用于表示动脉的电容器大得多的电容器的方式来表现。由于衰减的时间常数可能比通过动脉系统的脉搏传播时间大得多,因此传播效应可能对衰减起着无关紧要的作用。第三部分可以表示来自动脉系统中的不连续处的反射,例如动脉系统中的分叉或直径变化,特别是在传感器附近。

[0036] 在各个实施例中,随时间平均的脉搏率(例如在大约一分钟的测量结果上平均的)可以在基于传感器测量结果来在计算血压时起重要作用。脉搏率与血压之间的关系通常模

糊不清。然而,可以假设,如果心率恒定(除了非常短期的心率变化性之外),则脉压也可以是恒定的,以及所测量出的血压的仅有变化可能是由流体静压导致的。

[0037] 如果假设系统中的流体是不可压缩的(即其密度是恒定的)并且重力加速度是恒定的,则在动脉中影响血压的流体静压可以由患者的四肢内的动脉段相对于参考点的高度来唯一地给出。通过将测量位置从一个位置移动到在重力方向上分隔开距离 h (即,高度)的另一位置所遇到的流体静压 P_h 的变化可以简单地由下式给出:

$$[0038] \quad \Delta P_h = \rho g \Delta h \quad (1)$$

[0039] 其中 ρ 是流体的密度, g 是重力加速度。例如,在手臂的手腕处,分别下降到直向下位置和水平位置的长度为60厘米的流体静压差可以是47.4毫米汞柱,相对于心脏的高度处的平均动脉压(通常约100毫米汞柱),其可能是显著的。如果流体系统终止于非常高的流体阻抗单元,则虹吸效应可以被忽略,对于大多数动脉系统来说是这样的情况,其中高阻抗毛细血管网提供从动脉到静脉的连接。

[0040] 实现各个实施例的这些方法的系统、方法和设备可以使得能够基于作为时间的函数的、测量出的电阻抗(或导纳,即阻抗的倒数)来校准血压测量设备。各个实施例可以通过连续地适应患者(即,对象)的动脉和静脉特性的变化,基于作为时间的函数的、测量出的电阻抗,来连续地估计血压,以这种方式患者可以不需要特别的动作并且患者可能感受不到感觉。

[0041] 在各个实施例中,当开始测量会话时,首先可以针对正确的动脉特性来校准血压测量设备。在各个实施例中,首先可以以可以使得能够在初始时间针对患者的正确的动脉和静脉特性来设置血压测量设备的方式,来校准血压测量设备。

[0042] 在一个实施例中,可以校准血压测量设备,以通过以下方式来测量与布置在血压测量设备的传感器附近的动脉的横截面积(A)单调相关的量(X):将血压测量设备附接到对象的四肢(例如,手臂、手腕、手指等),使得传感器被布置在对象的四肢中的动脉附近;将对象的四肢放置于至少两个位置,其中第一高度在心脏水平处或在心脏水平之下,以及后续高度低于初始高度,使得传感器的测量位置相对于参考高度到达 z 个不同高度;在 z 个不同高度的每个高度处,测量并记录传感器的输出的平均值;将传感器输出分离成交流(AC)和准直流(DC)分量信号;准DC信号的变化进行滤波以确定静脉注入/引流率(即,静脉时间常数),以及对AC信号进行滤波以确定脉搏衰减(即,动脉时间常数);计算将动脉脉搏衰减时间常数与静脉时间常数进行相关的无穷比率;使用在传感器的测量位置的不同高度处的流体静力的已知效应和无穷比率,来计算与动脉扩张相关联的应力-应变关系的两个或更多个未知参数;以及使用应力-应变关系来确定绝对血压。在各个实施例中,“准DC信号”可以是低于脉搏率(即,1Hz)的AC信号。AC信号包含1Hz以上的频率分量,以及可以用于确定脉搏衰减时间常数。

[0043] 在各个实施例中,诸如动脉测量传感器之类的传感器可以提供与瞬时动脉横截面积成比例但还可能包括未知的加性偏项的输出 X 。传感器输出的变化可以提供如受静脉横截面的变化影响的动脉横截面的等效变化。要解决的一个问题涉及将传感器输出转换为正确校准的血压。由于变化的动脉僵硬度,该转换可能随时间而变化。测量偏置可能由于其上执行测量的四肢的移动而改变,这可以对应于测量部位的高度变化。偏置的变化也可能归因于测量设备参照下肢的移动或传感器连接丢失。偏置的变化可能不会发生在对应于在具

有高度变化的动脉附近的静脉的注入或引流时间的的时间尺度上。从传感器信号到管腔的增量转换也可能由于改变患者的姿势/位置而改变。

[0044] 在各个实施例中,高度传感器可以提供输出,该输出可以被连续转换成对测量位置的高度的测量。例如,高度传感器可以是诸如加速度计之类的三维(3D)惯性传感器,其中高度变化是可以根据加速度计输出的积分来推断出的。高度传感器的其它示例包括气压计和/或磁性近场设备,但是高度传感器可以是被配置为对测量位置的高度或高度变化进行测量的任何其它类型传感器。

[0045] 各个脉搏可能在振幅、脉搏形状和脉搏长度上表现出相当大的变化性。为了获得特征脉搏,可以在各个实施例中应用条件平均。条件平均值可以通过对数值中的每个数值必须满足给定条件的一组数值进行平均来获得的。在一个实施例中,条件平均值可以是振幅 $X(t_{i,j})$,其中第一索引 i 表示从脉搏的参考时间起的固定时间。参考时间可以由观察脉搏的最大正斜率的时间来定义。例如,参考时间可以是位于经高通滤波的脉搏的第一过零点。如果记录了多个脉搏,则第二索引 j 可以是脉搏数量。在一个实施例中,脉搏的 i 值中的每个值可以在所有脉搏上(即在 j 上)进行平均。结果可以是表示在所有记录的脉搏上进行平均的平均脉搏的脉搏。

[0046] 在一个实施例中,用于校准血压测量设备的方法可以包括选择身体上用于测量的位置,例如手腕、手指或识别动脉的某个其它位置。所选择的位置可以配备有包括动脉测量传感器的血压测量设备,诸如非干扰式感测设备。动脉测量传感器可以测量与在传感器和可由倾斜传感器支撑的高度传感器(例如3D惯性传感器)正下方的动脉的扩张成比例的量。在一个实施例中,可以连续地记录传感器(例如,动脉测量传感器)和高度传感器的输出。可以在宽度为从0.5分钟至约2分钟的滑动窗口上连续对脉搏率进行测量和平均。可以连续地评估高度并在几秒期间进行平均。

[0047] 在各个实施例中,传感器可以产生与动脉管腔扩张相关的输出(即,扩张信号),以及可以包含来自相邻静脉的引流和注入的贡献。信号可以线性地依赖于动脉管腔/横截面和接近动脉的静脉的管腔。可以记录传感器输出以用于在患者的四肢位于两个或更多个高度时进行的测量。例如,血压测量设备的初始位置可以在患者的心脏水平处或在患者的心脏水平之下,以及血压测量设备的后续位置可能低于初始位置,例如处于静歇位置。患者四肢的高度高于心脏水平可能导致动脉管腔横截面的不期望的变化,这使得对精确的应力-应变关系的计算变得困难,因此测量高度可以保持在患者的心脏水平处或在患者的心脏水平之下。为了减少肌肉扩增和收缩对动脉管腔的影响,血压测量设备所固定到的四肢可以在整个高度变化中受支撑。在一些实施例中,四肢可以被支撑在心脏水平处,然后被降低或被允许落入静歇位置。在一些实施例中,四肢可以从心脏水平机械地降低到第二位置,以便可以控制比率和高度。

[0048] 各个实施例可以包括将传感器输出分离成AC信号分量和准DC信号分量。传感器输出信号分量可以经受高通滤波器以获得AC信号分量。可以将指数函数拟合到表示心脏舒张脉搏的AC信号的一部分,以便获得表示由于血压测量设备位置中的每个血压测量设备位置中四肢注入和引流的动脉而引起的在每个脉搏期间压强随时间的变化的时间常数。高通滤波可以移除信号的非常低频部分,即在时间尺度上大于特征脉搏长度的DC电平和波动。从高通滤波,可以推断出动脉时间常数。截止频率可以是0.5Hz、1Hz、2Hz或在该范围内的某个

值。低通滤波还可以并入血压测量设备中,以便利用通常低于100Hz的截止频率(例如60Hz、40Hz、20Hz或10Hz)来减少噪声。

[0049] 在各个实施例中,高通滤波可以评估脉搏振幅作为每个脉搏的最大值和最小值的差值。在各个实施例中,可以评估所接受脉搏的峰的平均值。对于表现出小振荡特征的脉搏,这可以在心脏收缩峰之后或在重搏切迹直到脉搏谷为止之后的峰之后0.2秒给出。

[0050] 在各个实施例中,处理器可以对传感器输出信号执行低通滤波器以获得准DC信号分量,准DC信号分量可以被分析以便找到最陡的梯度。例如,最陡峭的梯度可能发生在脉搏的峰与谷之间的间隔处。

[0051] 高通滤波器和低通滤波器可以是小波滤波器,以及可以可选地被配置有为预期的脉搏形状定制的母小波,或者滤波器可以是如本领域所公知的固定有限冲激响应(FIR)滤波器或无限冲激响应滤波器(IIR)。

[0052] 在一个实施例中,可以将测量出的脉搏的心脏舒张部分拟合到包括加性偏置的指数衰减函数,即拟合到

$$f(t, \alpha, \tau_a, \beta) = \alpha \exp[-t/\tau_a] + \beta \quad (2)$$

[0054] 其中参数 α 由脉搏的心脏舒张部分的扩张振幅来定义, β 是由来自除动脉以外的组织的可能贡献以及由测量电子装置的可能偏移引起的偏项。时间表示为 t ,以及衰减的时间常数表示为 τ_a ,其结合动脉的容量反映了连接动脉与静脉的毛细血管网的电阻。

[0055] 在一个实施例中,测量出的心脏舒张部分可以具有拟合到它们和针对每个单独脉搏的指数衰减函数。随后,可以在一系列脉搏(例如60个脉搏或任何其它数量的脉搏)上对拟合参数进行平均。替代地,可以对通过在一系列脉搏(例如多达60个脉搏)上进行条件平均获得的脉搏执行将压强测量结果拟合到指数衰减函数。心脏舒张可以被定义为开始于在脉搏的第一次下降之后的时间实例处,其中所测量出的脉搏波形关于时间的二次导数是正的,并且结束于后续脉搏的开始处(参见图6)。

[0056] 在各个实施例中,血压测量设备的处理器可以通过将 $f(t, \alpha, \tau_a, \beta)$ (即等式1)的结果与用于拟合的数据进行比较来验证指数拟合。高于预设值的归一化相关值可以应用于等式1的结果,以及例如可以是0.8、0.9或更大。也可以应用归一化均方根偏差,以及则归一化偏差可以是0.2或更小。输出可以是以振幅、动脉时间常数和添加到拟合中的偏置(暗示渐近值为零)为特征的一组参数。另外,可以确定经验证的脉搏的时间戳。在各个实施例中,动脉时间常数可以是根据等式1对多个验证的脉搏的指数曲线拟合来确定的衰减的时间常数 τ_a 。

[0057] 患者的四肢从一个高度移动到下一个高度可以假设为在诸如0.1秒或0.2秒之类的几分之一秒内发生。在高度变化期间,低频信号(即,准DC信号)的变化可以归因于由于流体静压的变化引起的静脉的注入或引流。与高通(即,AC分量)信号一样,测量设备的处理器可以将低通(即,DC分量)信号拟合到指数衰减曲线以获得静脉时间常数 τ_v 。该时间常数通常将比脉搏衰减的时间常数大得多。在各个实施例中,可以根据指数曲线拟合来确定静脉时间常数 τ_v 。

[0058] 各个实施例可以包括对表示动脉时间常数与静脉时间常数之间的数学关系的无穷比率的计算。无穷比率可以被评估为动脉时间常数和与静脉注入或引流相关联的静脉时间常数之比。无穷比率 γ 可以由以下表达式表示:

[0059] $\gamma = \tau_a / \tau_v$. (3)

[0060] 其中 γ 是无穷比率, τ_a 是动脉时间常数, 以及 τ_v 是静脉时间常数。无穷比率可以是针对每个脉搏、针对多个脉搏、针对多个经验证的脉搏而计算的, 或者针对测量高度中的每个测量高度被计算为经验证的脉搏的平均值。

[0061] 将偏项 β 添加到扩张信号可能产生其中衰减将接近零的脉搏。然而, 由于脉搏衰减具有大于零的渐近线, 因此也可以添加与无穷比率成比例的无穷量。该无穷量可以由以下函数来表达:

[0062] $a_\infty = (\delta a + \beta) (1 + 1/\gamma)$ (4)

[0063] 其中 a_∞ 是无穷量, β 是偏项, δa 是动脉横截面的增量变化, 以及 γ 是无穷比率。这些参数可以用于定义在确定绝对血压时所需的应力-应变关系。

[0064] 在各个实施例中, 应力-应变关系可以由以下各项来表示:

[0065] $p = a_0 c_0 (\exp[a/a_0] - 1)$

[0066] $\delta p = c_0 \exp[a/a_0] \delta a$

[0067] p : 压强

[0068] a : 以传感器输出为单位给定的动脉横截面

[0069] δp : 脉搏压

[0070] δa : 扩张

[0071] 其中 c_0 和 a_0 是先验未知参数。针对 p 的该等式可以作为等式5来引用, 以及针对 δp 的等式可以作为等式6来引用。在各个实施例中, 脉压可以独立于与高度。参数 a_0 可以根据如针对血压测量设备的不同高度所评估的应力-应变关系来推导。

[0072] 这些评估的结果可以由以下函数来表达:

[0073] $a_0 = \frac{a_2 - a_1}{\ln[\delta a_1 / \delta a_2]}$ (7)

[0074] 其中 δa 是与在第一和第二高度处的心脏跳动相关联的动脉横截面的增量改变, a_1 是第一高度处的动脉横截面, 以及 a_2 是第二高度处的动脉横截面。

[0075] 剩余参数 c_0 可以由血压测量设备的处理器通过再次评估不同高度处的应力-应变关系来推导。差值可以等于等式1中描述的流体静压差。参数 c_0 可以由以下函数表达:

[0076] $c_0 = \frac{\Delta p_h}{a_0 (e^{a_1/a_0} - e^{a_2/a_0})}$ (8)

[0077] 其中 ΔP_h 是第一和第二高度之间的流体静压的变化, a 是在第一和第二高度处的动脉横截面, a_0 和 c_0 是先前未知的参数, 以及已经使用等式7来确定 a_0 。在各个实施例中, 对两个参数的推导可以使得能够基于由血压测量设备的在被测动脉上进行的测量来定义该动脉的应力-应变关系并随后计算绝对血压。参数 c_0 可以定义低压下动脉的应力-应变关系的斜率。在低压下, 动脉上的弹性特性由动脉的弹性组织主导, 其在监测连续血压的时间段期间不改变。因此, 对于给定的对象和动脉, 在一时刻确定 c_0 可能是足够的。

[0078] 在各个实施例中, 平均动脉压 (MAP) 可以由血压测量设备的处理器来计算。处理器可以按照在四肢位于患者心脏的高度处时确定的 a (即, 动脉横截面) 的值来评估应力-应变关系。可以通过评估与围绕在心脏高度处的 a 的值的扩张的增量改变 δa 相对应的压强的增量改变来计算脉压 (PP)。

[0079] 在一个实施例中,可以使用MAP和PP来确定心脏收缩血压(SBP)和心脏舒张血压(DBP)。以下表达式定义了SBP、DBP、MAP和PP之间的关系:

$$[0080] \quad \text{MAP} = 1/3\text{SBP} + 2/3\text{DBP} \quad (9)$$

$$[0081] \quad \text{PP} = \text{SBP} - \text{DBP} \quad (10)$$

[0082] 在测量会话的初始化时,对对象的连续测量指令可能是可行的,因为测量会话可以持续24小时或更长。在测量会话的过程中可能需要更新校准,这可以通过血压测量设备的传感器连续地测量扩张信号、脉搏率和测量位置的高度来实现。对于连续校准,不需要每个位置的精确高度。然而,高度差应足够大以产生动脉扩张的可测量的差异,这可能暗示至少10厘米的高度差。因此,校准可以在贯穿测量会话继续进行,以便提高在仅评估如等式(7)所给出的 a_0 时计算的血压的准确度。

[0083] 举个可以与各个实施例一起使用的血压测量设备的示例,使用生物阻抗改变的传感器(优选地具有四极性配置和如在W02012110042A1中所公开的电极配置)可以用来确定血压。在另一个实施例中,生物阻抗测量电极可以在桡动脉正上方的直线上被施加到患者,并与所选择的动脉的方向对准。在手腕处,所选择的动脉可以是桡动脉或尺动脉。第一组两个电极可以以比动脉嵌入四肢的深度稍大的分隔来放置。在手腕处,分隔距离可以是约1厘米,但是仅限于四肢的长度,分隔可能相当大。第二组两个电极可以以小于第一组中的电极的分隔以及小于第一组的电极之间的分隔的分隔来放置。第二组的电极的分隔可以是按照由动脉所位于的深度给出的最小值,但优选地较大。在手腕处,这可能是从5mm到若干厘米的分隔。电极的尺寸可以小于分隔,诸如为1mm、2mm或更大的直径。可以在10kHz至100MHz的范围中的频率处振荡的电流可以被注入到四肢。电流的量级可以在0.1微安至2毫安的范围中。利用以该方式布置的电极,与流过组织的电流相关联的场线可以基本上垂直接近于皮肤,因为皮肤和皮下脂肪具有低导电性,以及与血液注入的动脉的轴线对准,因为血液具有相对高的导电性。

[0084] 图1A示出了可以放置在诸如人之类的对象上的、适合于与各个实施例一起使用的血压测量设备100的示例。血压测量设备100可以包括处理器103,处理器103连接到一个或多个动脉测量传感器101、一个或多个高度传感器105、电源107和与可选的天线连接的无线电模块109。处理器103可以包括一个或多个处理单元113和存储器115。

[0085] 一个或多个动脉测量传感器101可以是直接或间接地测量对象的动脉特性的任何类型的传感器或多种类型的传感器的组合。可以与各个实施例一起使用的动脉测量传感器101的示例包括生物阻抗、光学、压力和超声波传感器。血压测量设备100可以具有给定类型(例如,生物阻抗、光学、压力和超声波传感器)的一个或多个传感器或不同类型的传感器的各种组合(例如,生物阻抗和/或光学和/或压力和/或超声波传感器)。举例而言,一个或多个动脉测量传感器101可以包括生物阻抗测量传感器121,例如阻抗体积描记传感器,其通过一组电极注入AC电流,并用另一组电极检测电压以测量组织和血液的生物阻抗。举另一示例,一个或多个动脉测量传感器101可以包括诸如血液容积图传感器123之类的光学传感器。举另一示例,一个或多个动脉测量传感器101可以可选地包括表面压力传感器125。举另一示例,一个或多个动脉测量传感器101可以包括被配置为测量静脉或动脉的管腔的尺寸的超声波传感器127。

[0086] 一个或多个动脉测量传感器101可以将动脉特性的测量值输出给血压测量设备

100的处理器103。一个或多个高度传感器105可以是测量血压测量设备100以及可与血压测量设备100接触的对象104的四肢或其它位置的高度的任何类型传感器或传感器的组合。举例而言,一个或多个高度传感器可以是三维惯性传感器(例如,加速度计等)、GPS传感器、高分辨率气压传感器、近场磁传感器等。一个或多个高度传感器105可以将高度测量值输出给血压测量设备100的处理器103。

[0087] 在一个实施例中,经由无线电模块109和天线119,血压测量设备100的处理器103可以与诸如智能电话之类的远程计算设备建立无线连接。以此方式,经由与计算设备的无线连接,血压测量设备100的处理器103可以将测量数据发送给另一计算设备并从其接收命令。在一些实施例中,可以由诸如通用串行总线(USB)连接之类的有线通信链路替代无线电模块109和天线119或可以除了诸如通用串行总线(USB)连接之类的有线通信链路之外还使用无线电模块109和天线119,以实现与另一计算设备的有线通信。

[0088] 可以在各个实施例中使用各种类型的计算设备,包括例如蜂窝电话、智能电话、联网板、平板计算机、具有互联网功能的蜂窝电话、具有WLAN功能的电子设备、专用医疗电子设备以及配备有至少一个处理器并被配置为与如本文所描述的血压测量设备通信的类似的电子设备。

[0089] 在一些实施例中,血压测量设备100可以被配置为贴片、手指套、手腕袖带、手指环、腕表带、腕表底壳和/或其它形式的服装(即,包括血压测量设备100的实施例的衣服)的形式或者被并入其中。然而,各个实施例不限于被对象直接穿戴的实现方式,以及可以包括将血压传感器放置在对象的皮肤上的配置。例如,在一些实施例中,血压测量设备100可以被并入到汽车、火车、飞机或其它交通工具中的安全带、方向盘、扶手、座椅和其它结构中,并且被配置为使得血压传感器能够对对象进行动脉测量。举另一示例,在一些实施例中,血压测量设备100可以被并入到智能家具中并且被配置为使得血压传感器接触对象。举另一示例,在一些实施例中,血压测量设备100可以被并入运动设备中,例如头盔、球拍手柄、腕带或头带、鞋、袜子、手柄等,并且被配置为使得血压传感器能够对对象进行动脉测量。图1B是示出了用于通过测量生物阻抗来确定血压的各种模块的实施例血压测量设备100的组件框图。使用生物阻抗传感器作为非限制性示例,动脉测量传感器101可以包括诸如振荡器之类的信号发生器,其被配置为经由激励电极将激励信号(例如振荡电流、正弦电流等)施加到目标(例如动脉)和检测电极来测量所得到的电压并向处理器103提供电压。高度传感器105可以包括惯性传感器,其可以被配置为将加速度测量结果输出给处理器103。可以如本领域所公知的来应用电流和电压激励和测量的各种组合。

[0090] 在一个实施例中,血压测量设备100的处理器103可以通过控制动脉测量传感器101将振荡电流施加到激励电极来测量生物阻抗。来自处理器的输出可以是以毫米汞柱为单位或以某种其它选择的压强单位的脉搏和平均动脉压(MAP)。例如,可以经由无线电模块将脉搏和MAP从处理器103发送给诸如智能电话之类的计算设备,以用于进一步的处理和/或显示。

[0091] 在一个实施例中,来自惯性传感器的数据可以由来自电平检测器的信号以这样的方式支持:第一位置和最后位置涉及四肢(例如,手臂)的垂直方向,以及之间的测量涉及水平方向。图2示出了对象的四肢和实施例血压测量设备100的移动,从水平方向(22)上的第一高度移动到直向下垂直方向(23)的第二高度。在两个不同的四肢方向进行测量以及知道

在两次测量期间传感器的高度差异使得能够计算血压,如下文进一步详细描述。在各个实施例中,在高度的变化期间支撑肢体可以减轻骨骼肌屈曲或其它张力对动脉和静脉横截面特性的影响。

[0092] 图3A是横跨两个脉搏的动脉压的图,其显示在时间上(即,横轴,以秒测量)的压强(即,纵轴,可以以毫米汞柱测量)的变化。压强脉搏发生在左心室的每一收缩之后,并且被认为具有三个部分。

[0093] 动脉压脉搏的第一部分被称为心脏收缩阶段,以及反映由于从心脏射出而立即升高压强、压强达到峰值和压强衰减的开始。

[0094] 动脉压脉搏的第二部分被称为心脏舒张阶段,以及反映在心脏收缩阶段之后压强的下降。心脏舒张阶段通常以指数衰减的压强为特征。指数衰减渐近地接近无穷压强,但是在后续脉搏的发生时在渐近地接近无穷压强之前被重定向,其开始下一脉搏的心脏收缩阶段。

[0095] 以心脏舒张阶段为特征的指数衰减可以是由以下导致的: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,并且静脉比动脉具有更大的弹性。因此,相对于动脉系统的电容,静脉系统可以基本上表现为类似于大的电容器。由于压强衰减的时间常数可能比经过动脉系统的脉搏传播时间大得多,所以传播效应可能对衰减起重要作用。指数衰减(如果没有被后续脉搏(图3A)的开始中断的话)可以趋于如无穷压强所定义的渐近值。可以根据动脉电容和静脉电容的相对值来推断无穷压强。动脉电容可以被推测为与动脉时间常数成比例,以及静脉电容可以被推测为与静脉时间常数成比例,如上文以及在下文参考图8更详细地描述的。这二者之比定义了“无穷比率”。该关系在图3A中被示出为无穷压强。

[0096] 图3B是示出由降低相应肢体导致的静脉扩张变化(例如,阻抗)的图。降低肢体导致血液流入测量位置动脉附近的静脉(即,动脉引流)。

[0097] 图4-图5是在患者肢体(手指)的不同高度的一个脉搏期间进行的生物阻抗测量的图。图4示出了与动脉扩张改变相关联的测量出的阻抗。脉搏之间的间距约为一秒。图4中的第一序列与心脏水平处的测量位置相关联。第二序列与直向下定向的肢体相关联。将两个序列分离开的大瞬变可能是由手臂从水平位置移动到向下位置所导致的。跨壁压的降低在肢体位于心脏水平处时可能高于在肢体被定向在向下位置时。该结果暗示应力-应变关系(等式5)的变动。每个脉搏的心脏舒张衰减的细节可以如图3A所示。可以根据图4的脉搏来估计脉搏率、动脉扩张振幅 δa 以及动脉时间常数和偏项。图5示出了相同信号的低频部分,并且示出了在手在心脏水平处的情况下(图的左侧)和在手臂向下的情况下(图的右侧),在手指(指)的动脉处测量出的生物阻抗测量结果的示例。可以根据图5来估计用于注入手指动脉周围的静脉的时间常数。注入时间可能比图4中的脉搏间距稍大。心脏舒张动脉时间常数和静脉注入(引流)时间常数之比定义了无穷比率。可以通过对传感器信号进行低通滤波,使得高于心跳频率的谱分量被移除,来获得用于表示静脉注入或引流的信号。心跳频率通常可以约为1Hz,但可以低至0.5Hz或高达3Hz。低通滤波的替代方案是检测与脉搏的心脏舒张阶段相对应的低信号振幅的包络。

[0098] 图6是在脉搏之后的心脏舒张阶段中的动脉扩张的测量结果(本文中称为“扩张信号”)和对测量结果的指数拟合(虚线所示)的图。图6示出在心脏舒张阶段期间测量出的动脉扩张信号可以使用指数衰减函数来建模。可以通过将指数函数拟合到测量数据的方法来

确定这样的指数函数的适当系数。拟合到动脉扩张测量结果的指数函数可以用于确定趋向于大于零的渐近值。可以将渐近值转换成图6中所示示例中的47毫米汞柱的压强。该最小动脉压可能远远大于相应的静脉压。将动脉扩张测量结果拟合到指数函数实现了确定该函数的时间常数。

[0099] 图7示出了用于基于对各种参数的测量来校准血压测量设备的方法700,所述各种参数使得能够确定动脉和静脉时间常数,根据各个实施例可以从动脉和静脉时间常数计算无穷比率。在一些实施例中,方法700的操作可由诸如上述血压测量设备100之类的血压测量设备的处理器来执行。在其它实施例中,方法700的操作可以由从血压测量设备接收测量结果的另一计算设备的处理器来执行。在各个实施例中,方法700的操作可以在初始校准过程之后由处理器来执行,以在开始测量会话时为血压测量设备设置正确的动脉特性。

[0100] 在方块702中,处理器可以从血压测量设备的一个或多个传感器获得在被识别动脉的患者的四肢(例如手腕、手指、手臂或腿)上的测量位置处的两个或更多个测量出的脉搏(即,脉搏信号)。在各个实施例中,处理器可以基于来自一个或多个传感器(例如动脉测量传感器和高度传感器)的输出来测量脉搏。当患者抬高和/或降低血压测量设备所位于的身体部位时,可以连续地获得脉搏。作为方块702中的操作的一部分,可以在几秒以及通常小于一分钟的时段期间对高度进行平均,以及可以在该相同时段期间对脉搏进行平均。作为方块702中的操作的一部分,可以在发生脉搏时连续地记录脉搏,以及可以在滑动窗口上对脉搏率进行测量和平均。用于对测量结果进行平均的时间窗可以在持续时间约30秒和持续时间约2分钟之间。

[0101] 在方块704中,处理器可以基于两个或更多个测量出的脉搏来确定动脉时间参数和静脉时间参数,针对其的示例方法参照图8进行描述。

[0102] 在方块718中,处理器可以基于不同高度之间的差异来确定流体静压变化。

[0103] 在方块706中,处理器可以基于动脉时间参数和静脉时间参数来确定无穷比率。无穷比率可以表示动脉时间常数与静脉时间常数之间的数学关系。处理器可以使用在方块704中获得的动脉时间常数和静脉时间常数来计算无穷比率。

[0104] 在方块708中,处理器可以基于动脉时间参数、静脉时间参数和流体静压变化来确定应力-应变关系。处理器可以使用无穷比率来评估在每个测量高度处测量出的动脉的应力-应变关系。也就是说,对于在其处血压测量设备获得测量信号的每个高度,处理器可以评估动脉的应力-应变关系。通过在至少两个高度处执行评估,处理器可以计算如参照等式7所描述的第一参数 a_0 。可以如参照等式8所描述的使用流体静压来确定第二参数 c_0 。

[0105] 在方块709中,处理器可以基于在方块708中确定的应力-应变关系来校准血压测量设备。使用无穷比率,可以在校准时动态地确定应力-应变关系的两个参数。计算应力-应变关系的两个参数使得处理器能够完全定义应力-应变关系,使得可以通过应用所定义的应力-应变关系确定绝对压强,在后续测量中基于测量值来确定血压。其操作在方块710中进行描述。

[0106] 在各个实施例中,在方块709中校准血压测量设备可以包括:如参照方块710-714所描述的用于确定不同压强的操作,以及如下文所描述的在方块716中将这些值存储在存储器中以供后续使用。

[0107] 在方块710中,处理器可以确定当前平均动脉压(MAP)。在各个实施例中,可以由血

压测量设备的处理器计算MAP。处理器可以按照在四肢位于患者心脏的高度处时确定的a(即,动脉横截面)的值来评估应力-应变关系。

[0108] 在方块712中,处理器可以确定脉压(PP)。在各个实施例中,可以通过评估与围绕在心脏高度处的a的值的扩张的增量改变 δa 相对应的压强的增量改变来计算PP。在一个实施例中,可以通过对多个脉搏的值进行平均来简单地获得PP。在其上对脉压进行平均的脉搏的数量可以是1到60个或更多个脉搏。对于一般使用,可以在60个脉搏上对脉压进行平均,因为短期波动的影响可以通过这样的平均而被最小化,以及动脉特性通常可以在一到几分钟的时间段期间是恒定的。在各个实施例中,可以至少部分地基于动脉和静脉组织的指数应力-应变函数和在两个高度处进行的压强测量的测量出的增量改变来确定脉压。

[0109] 在方块714中,处理器可以确定心脏收缩血压(SBP)和心脏舒张血压(DBP)。在一个实施例中,MAP和PP可以用于与参照等式9和10描述的方式一致的方式来计算DBP和SBP。

[0110] 在716中,处理器可以将应力-应变关系、无穷比率、当前MAP、PP、SBP、DBP和作为保存的校准参数的任何计算出的参数存储在血压测量设备的存储器中。可以在后续测量会话期间使用这些值,以基于测量信号来确定血压。换句话说,血压测量设备的处理器可以使用所存储的校准参数,以便将测量值(例如,动脉扩张)转换成血压值。

[0111] 在各个实施例中,可以周期性地(包括贯穿测量会话)执行对血压测量设备的校准,以及因此处理器可以返回到方块702以再次开始该过程。

[0112] 图8根据各个实施例示出了用于计算在确定无穷比率时使用的静脉时间常数和动脉时间常数的方法704。在一些实施例中,方法704的操作可以由诸如上述血压测量设备100之类的血压测量设备的处理器来执行。在其它实施例中,方法704的操作可以由从血压测量设备接收测量结果的另一计算设备的处理器来执行。在各个实施例中,测量信号可用于获得静脉时间常数和动脉时间常数以及动脉扩张。为了计算动脉时间常数和静脉时间常数,血压测量设备的处理器可以向高通滤波器和低通滤波器二者提交一个或多个测量信号。在各个实施例中,可以并行、串行或以交错顺序执行高通滤波和低通滤波。

[0113] 在各个实施例中,在方块702中获得的测量信号可以作为输入在方块802中被传递给低通滤波器,以及在方块812中被传递给高通滤波器。在方块802、812中滤波测量信号可以将测量信号分离成AC信号分量和准DC信号分量。高通滤波器和低通滤波器可以是小波滤波器,以及可以可选地被配置有为预期的脉搏形状定制的母小波,或者其可以是如本领域所公知的固定有限冲激响应(FIR)滤波器或无限冲激响应滤波器(IIR)。

[0114] 在方块802中,血压测量设备的处理器可以对一个或多个测量出的信号进行滤波,以隔离位于门限频率以下的一个或多个测量出的信号的部分,从而产生信号的准DC分量。在各个实施例中,可以提取测量信号的包含在脉搏率(通常为1Hz)以下的频率分量的部分,以及可以丢弃位于脉搏率以上的那些分量。

[0115] 在方块804中,血压测量设备的处理器可以通过分析对一个或多个测量出的信号执行低通滤波器的结果来确定最陡的梯度。处理器可以执行一个或多个数学计算,以确定具有最陡梯度的经低通滤波的信号的曲线图的部分。这样的部分可以对应于在其期间受影响的肢体从第一测量高度转换到第二较低测量高度的时间段。

[0116] 在方块806中,血压测量设备的处理器可以执行指数拟合分析,以便将指数等式拟合到在方块804中确定的经低通滤波的测量信号,以具有最陡的梯度。由执行指数拟合函数

产生的指数等式可以用于确定静脉时间常数(例如, τ_v)。

[0117] 在确定方块808中, 血压测量设备的处理器可以确定在经低通滤波的测量信号上的指数拟合的结果是否可靠。出于各种原因, 包括肌肉移动、脉搏率的快速变化和测量噪声, 给定的信号可能不反映对象的静脉注入和引流率, 以及可能包括伪影或缺失适合于获得动脉时间常数的精确估计值的测量部分。因此, 处理器可以分析原始测量结果和/或特定测量结果的指数拟合的结果, 以识别从看起来具有代表性并因此可靠的一个或多个测量信号获得的测量流内的脉搏。

[0118] 此外, 在确定方块808中处理器可以确定在方块806中执行的将指数等式拟合到经低通滤波的数据的结果是否可靠。例如, 可以将与来自先前脉搏测量结果的结果的运行平均值显著地偏离(例如, 一个或两个标准偏差)的结果丢弃为可能错误。

[0119] 响应于确定测量出的信号或指数函数拟合的结果是不可靠的(即, 方块808 = “否”), 处理器可以丢弃经低通滤波的测量信号, 以及可以在方块702中接收下一个测量信号。在一些实施例中, 当发生肢体的高度变化时, 可以接收“下一个”信号。

[0120] 响应于确定指数函数拟合的结果是可靠的(即, 方块808 = “是”), 处理器可以在方块810中根据指数函数系数确定静脉时间常数。例如, 静脉时间常数可以是在方块806中确定的指数曲线的指数(或指数的倒数)。当测量位置的高度改变时, 静脉时间常数可以改变, 以及因此在方块810中确定的静脉时间常数可以是与测量高度相关, 以进一步用于计算方块706中的无穷比率和方法700(图7)中的其它值。

[0121] 在对方块802-810的操作的执行期间、之前或之后, 在方块812中血压测量设备的处理器可以利用高通(高频带)滤波器对一个或多个测量出的信号进行滤波, 以隔离一个或多个测量出的信号的低于门限频率的AC部分。在各个实施例中, 对一个或多个测量出的信号执行高通滤波器可以移除信号的非常低频部分, 例如在时间尺度上大于特征脉搏长度的DC电平和波动。高通滤波器的截止频率可以是2Hz、1Hz或0.5Hz或者在该范围内的某个值。还可以并入低通滤波, 以便通过通常低于100Hz的截止频率(例如60Hz、40Hz、20Hz或10Hz)来减少噪声。

[0122] 在方块814中, 血压测量设备的处理器可以通过从经高通滤波的测量信号的一个或多个脉搏中选择特定的脉搏或脉搏的一部分, 来识别经滤波的测量信号流内的脉搏。可以在诸如使用具有正梯度的过零点以及受到接受的脉搏长度变化性的限制约束之类的过程之后识别各个脉搏。在一些实施例中, 在方块814中识别的脉搏可以在脉搏长度的至少三分之一内具有所需的心脏收缩振幅(通常较短, 例如0.2秒)。在各个实施例中, 识别脉搏可以包括分别计算作为每个脉搏的最大值和最小值的差值的脉搏的振幅。可以计算针对两个水平和针对所接受的脉搏的平均振幅值。

[0123] 在方块816中, 血压测量设备的处理器可以确定在方块814中识别的脉搏的心脏舒张。心脏舒张可以是所确定的脉搏的心脏舒张部分。对于几乎不表现振荡的脉搏来说, 脉搏的心脏舒张部分可以在心脏收缩峰之后或在重搏切迹直到最小值(例如, 谷)之后的峰之后0.2秒。对于表现高度振荡的脉搏来说, 振荡的峰可以与指数曲线拟合。替代地, 在表现强重搏切迹的脉搏中, 在第二脉搏峰之后约0.2秒的位置可以表示脉搏信号的心脏舒张部分的开始。

[0124] 在方块818中, 血压测量设备的处理器可以执行指数拟合函数来估计对在方块816

中确定的心脏舒张进行拟合的指数曲线。例如,指数曲线可以是具有偏项的指数函数,以及可以由以下表达式表示:

$$[0125] \quad f(t, \alpha, \tau_a, \beta) = \alpha \exp[-t/\tau_a] + \beta$$

[0126] 其中参数 $\{\alpha, \tau_a, \beta\}$ 分别是所确定的脉搏的振幅、动脉时间常数和偏项。

[0127] 在确定方块820中,处理器可以确定在方块818中确定的估计的指数函数是否可靠。并非所有的脉搏都将表示正常的脉搏和压强测量结果。此外,来自将经滤波的测量信号拟合到指数函数的曲线一些结果可能是异常的,以及因此不能用于进一步的计算。确定脉搏测量信号是否由于包括肌肉或移动伪影或其它原因而不可靠,可以在单独的操作中进行以及用于确定方块808和820二者中。此外或作为确定脉搏测量信号是否可靠的替代方案,在确定方块820中处理器可以确定在方块818中执行的将指数等式拟合到经高通滤波的数据的结果是否可靠。例如,可以将与来自先前脉搏测量结果的结果的运行平均值显著地偏离(例如,一个或两个标准偏差)的结果丢弃为可能错误。例如,如果归一化的相关高于预定值,则处理器可以确定估计的指数函数和相关联的函数系数是可靠的。预定值可以至少是0.8-0.9。确定方块820中的可靠性的确定也可以或者替代地基于结果的归一化均方根偏差,以及归一化偏差可以在0.2或低于0.2。识别可靠的脉搏测量结果的方法可以包括将并入小波变换中的定制的母小波应用于从测量传感器接收的经低通滤波的信号,以将与小波变换相关的信号识别为有效的静脉信号。

[0128] 响应于确定测量出的脉搏或指数函数拟合的结果是不可靠的(即,方块820=“否”),处理器可以丢弃经高通滤波的测量信号并取回在方块702中从血压传感器获得的下一个测量信号。

[0129] 响应于确定测量出的脉搏和指数函数拟合的结果是可靠的(即方块820=“是”),处理器可以在方块822中确定动脉时间常数和脉搏特征。例如,处理器可以评估估计的指数曲线的数学表示以确定 $\{\alpha, \tau_a, \beta\}$ 的值。可以基于评估来确定动脉时间常数、脉搏振幅和偏项。在一些实施例中,偏项可以与脉搏水平有关。

[0130] 在获得动脉时间常数、静脉时间常数和脉搏特征之后,血压测量设备的处理器可以在方块706中计算无穷比率值时使用这些值以及方法700(图7)中的其它值。

[0131] 换句话说,校准血压测量设备的方法可以包括获得由非干扰式血压测量设备在非干扰式血压测量设备的不同高度处测量的患者动脉的测量信号(例如,传感器输出、输出信号、脉搏信号)。测量设备的处理器可以基于所获得的测量信号来计算动脉时间常数和静脉时间常数。此外,处理器可以基于动脉时间常数和静脉时间常数来计算无穷比率。处理器可以基于无穷比率和流体静压的变化来确定(例如,通过计算或推导)表征动脉的应力-应变关系的多个参数。随后,处理器可以基于该多个参数和应力-应变关系来校准非干扰式血压测量设备,例如通过计算对绝对血压作出贡献的多个压强并存储所有计算出的量和比率。

[0132] 实施例血压测量设备可以被配置为将数据发送给各种计算设备中的任何计算设备。例如,图9示出了适合在各个实施例中使用的计算设备900。计算设备900可以向上文论述的血压测量设备(例如压力测量设备100)和/或从其交换数据,以及可以执行上文描述的方法700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900发送DBP、PP、SBP、MAP和/或测量出的脉搏、流体静压、动脉的测量结果(例如,与动脉的扩张和/或横截面积有关的测量结果)和/或高度。

[0133] 在各个实施例中,计算设备900可以包括处理器901,处理器901耦合到触摸屏控制器904和内部存储器902。处理器901可以是被指定用于一般或特定处理任务的一个或多个多核IC。内部存储器902可以是易失性或非易失性存储器,以及还可以是安全和/或加密的存储器、或非安全和/或非加密的存储器、或其任何组合。触摸屏控制器904和处理器901还可以耦合到诸如电阻感测触摸屏、电容感测触摸屏、红外线感测触摸屏等之类的触摸屏面板912。计算设备900可以具有用于发送和接收、彼此耦合和/或耦合到处理器901的一个或多个无线电信号收发机908(例如, **Peanut**®、**蓝牙**®、**紫蜂**®、Wi-Fi、RF、蜂窝等)和天线910。收发机908和天线910可以与上述电路一起使用,以实现各种无线传输协议栈和接口。计算设备900可以包括蜂窝网络无线调制解调器芯片916,其能够实现经由诸如eMBMS网络之类的蜂窝网络的通信,以及耦合到处理器。计算设备900可以包括耦合到处理器901的外围设备连接接口918。外围设备连接接口918可以被单独配置为接受一种类型的连接,或者被多重配置为接受各种类型的物理和通信连接,公共或专有的,诸如USB、火线(FireWire)、霹雳(Thunderbolt)或PCIe。外围设备连接接口918还可以耦合到类似配置的外围设备连接端口(未示出)。计算设备900还可以包括用于提供音频输出的扬声器914。计算设备900还可以包括由塑料、金属或材料的组合构成的壳体920,用于包含本文所讨论的全部或部分组件。计算设备900可以包括耦合到处理器901的电源922,诸如一次性或可再充电电池。可再充电电池还可以耦合到外围设备连接端口以从计算设备900外部的源接收充电电流。

[0134] 适合于在各个实施例中使用的计算设备的处理器可以是任何可编程微处理器、微型计算机或多处理器芯片,其可以由软件指令(应用)配置以执行各种功能(其包括如上文所描述的各个实施例的功能)。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,软件应用可以在其被访问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)或二者的混合。为了该描述的目的,对存储器的一般引用是指可由处理器访问的存储器,包括插入到各种设备中的内部存储器或可移动存储器以及处理器内的存储器。

[0135] 此外,本领域技术人员将意识到,前述方法描述和过程流程图仅作为说明性示例来提供,并非旨在要求或暗示各个实施例的操作必须以所给出的顺序来执行。如本领域技术人员将意识到的,前述实施例中的操作的顺序可以以任意顺序来执行。诸如“其后”、“随后”、“接着”等之类的词语并非旨在限制操作的顺序;这些词语仅用于引导读者阅读对方法的描述。此外,以单数形式对权利要求元素的任何引用,例如使用冠词“一”、“一个”或“所述”不应被解释为将元素限制为单数。

[0136] 结合本文公开的实施例所描述的各个说明性的逻辑框、模块、电路和算法操作可以实现为电子硬件、计算机软件或二者的组合。为了清楚地说明硬件和软件的这样的可互换性,上文已经将各个说明性的组件、框、模块、电路和操作按照它们的功能进行了一般地描述。至于这样的功能是实现为硬件还是软件,取决于特定应用和施加在整体系统上的设计约束。本领域技术人员可以针对每种特定应用以变化的方式来实现所描述的功能,但是这样的实现决定不应被认为是导致脱离了实施例的范围。

[0137] 可以利用被设计为执行本文所描述的功能的通用处理器、数字信号处理器(DSP)、

专用集成电路 (ASIC)、现场可编程门阵列 (FPGA) 或其它可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑单元、分立硬件组件或者其任意组合来实现或执行用于实现结合本文公开的实施例所描述的各个说明性的逻辑单元、逻辑框、模块和电路的硬件。通用处理器可以是微处理器,但是,在替代方案中,该处理器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结合DSP核,或者任何其它此种配置。或者,一些操作或方法可以由特定于给定功能的电路来执行。

[0138] 各个实施例中的功能可以用硬件、软件、固件或其任意组合来实现。如果用软件来实现,则这些功能可以作为一个或多个处理器可执行指令或代码存储在非暂时性计算机可读介质或非暂时性处理器可读介质上。本文所公开的方法或算法的操作可以体现在处理器可执行软件模块中,该软件模块可以驻留在非暂时性计算机可读或处理器可读存储介质上。非暂时性计算机可读或处理器可读存储介质可以是可由计算机或处理器访问的任何存储介质。通过而非限制的方式,这样的非暂时性计算机可读或处理器可读介质可以包括RAM、ROM、EEPROM、闪存、CD-ROM或其它光盘存储、磁盘存储或其它磁存储设备、或可以用于以指令或数据结构的形式存储期望的程序代码以及可以由计算机访问的任何其它介质。如本文所使用,磁盘和光盘包括压缩盘(CD)、激光盘、光盘、数字多功能盘(DVD)、软盘和蓝光光盘,其中磁盘通常磁性地再现数据,而光盘则利用激光来光学地再现数据。上述的组合也包括在非暂时性计算机可读和处理器可读介质的范围内。另外,方法或算法的操作可以作为一个代码和/或指令或任何组合或一组代码和/或指令驻留在非暂时性处理器可读介质和/或计算机可读介质上,这些介质可以被并入到计算机程序产品中。

[0139] 提供所公开的实施例的前述描述以使得任何本领域技术人员能够实施或使用权利要求。对这些实施例的各种修改对于本领域技术人员来说将是显而易见的,以及在不脱离权利要求的范围的情况下,可以将本文定义的通用原理应用于其它实施例。因此,本发明不旨在限于本文所示的实施例,而是要符合与所附权利要求和本文所公开的原理和新颖特征相一致的最广范围。

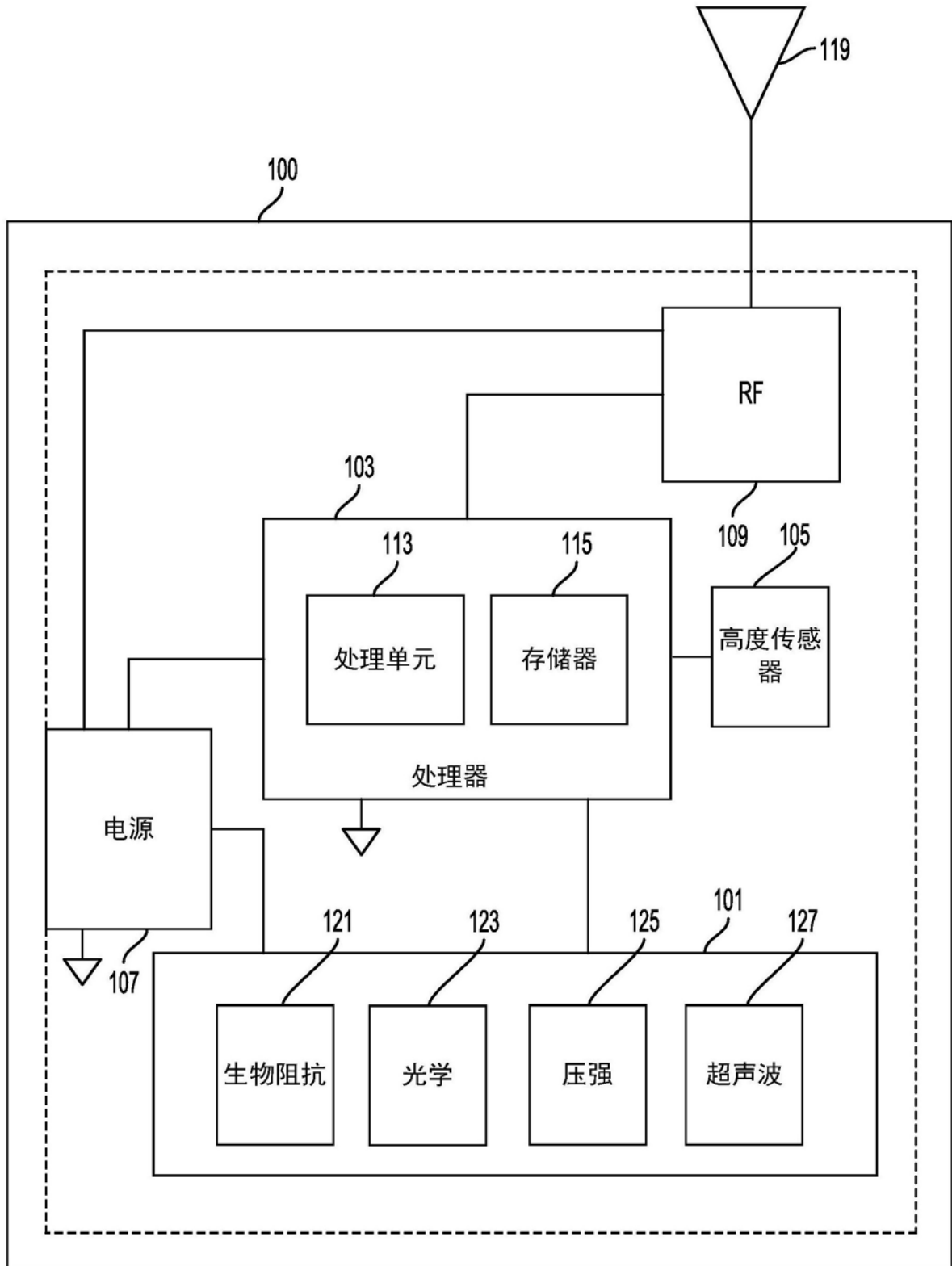


图1A

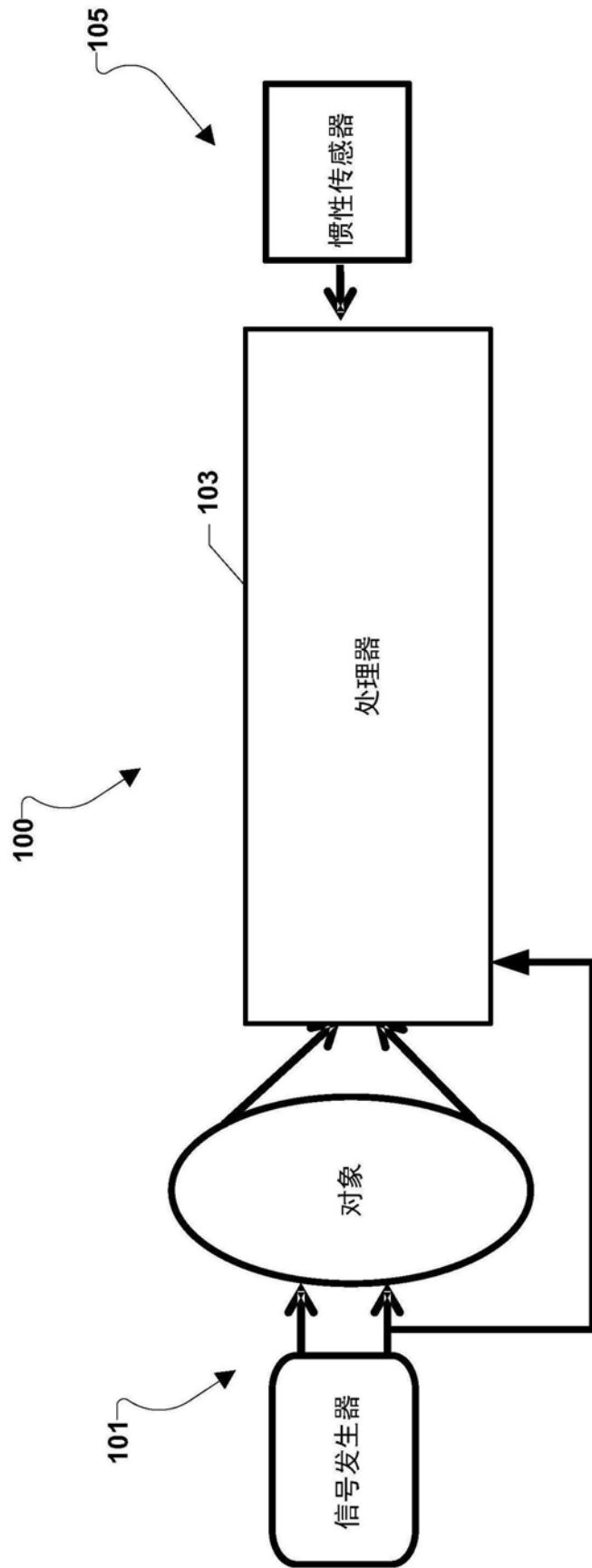


图1B

测量位置

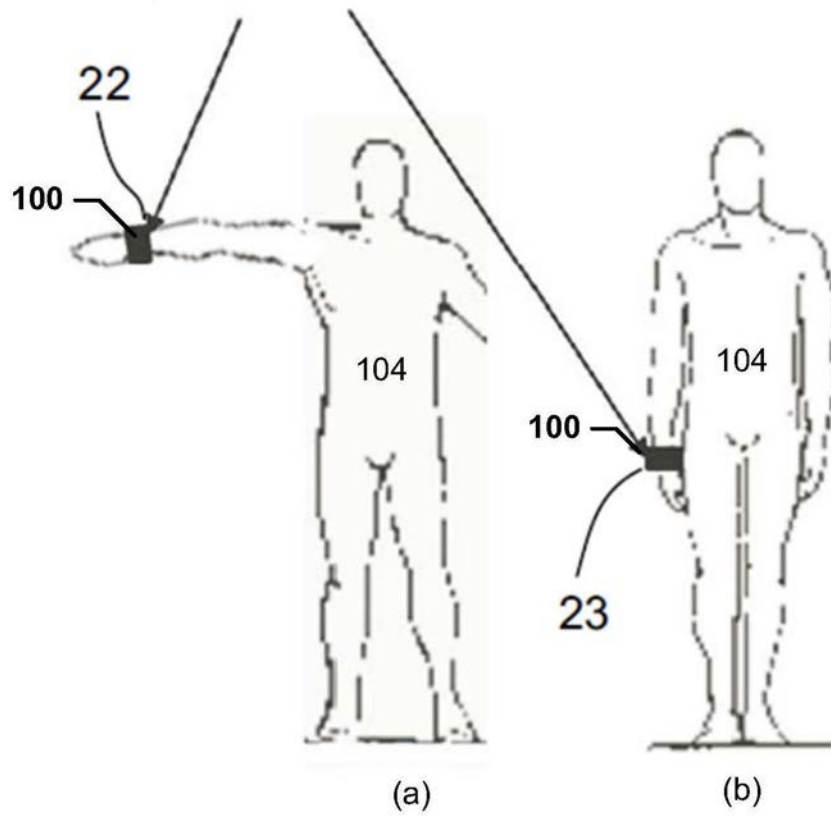


图2

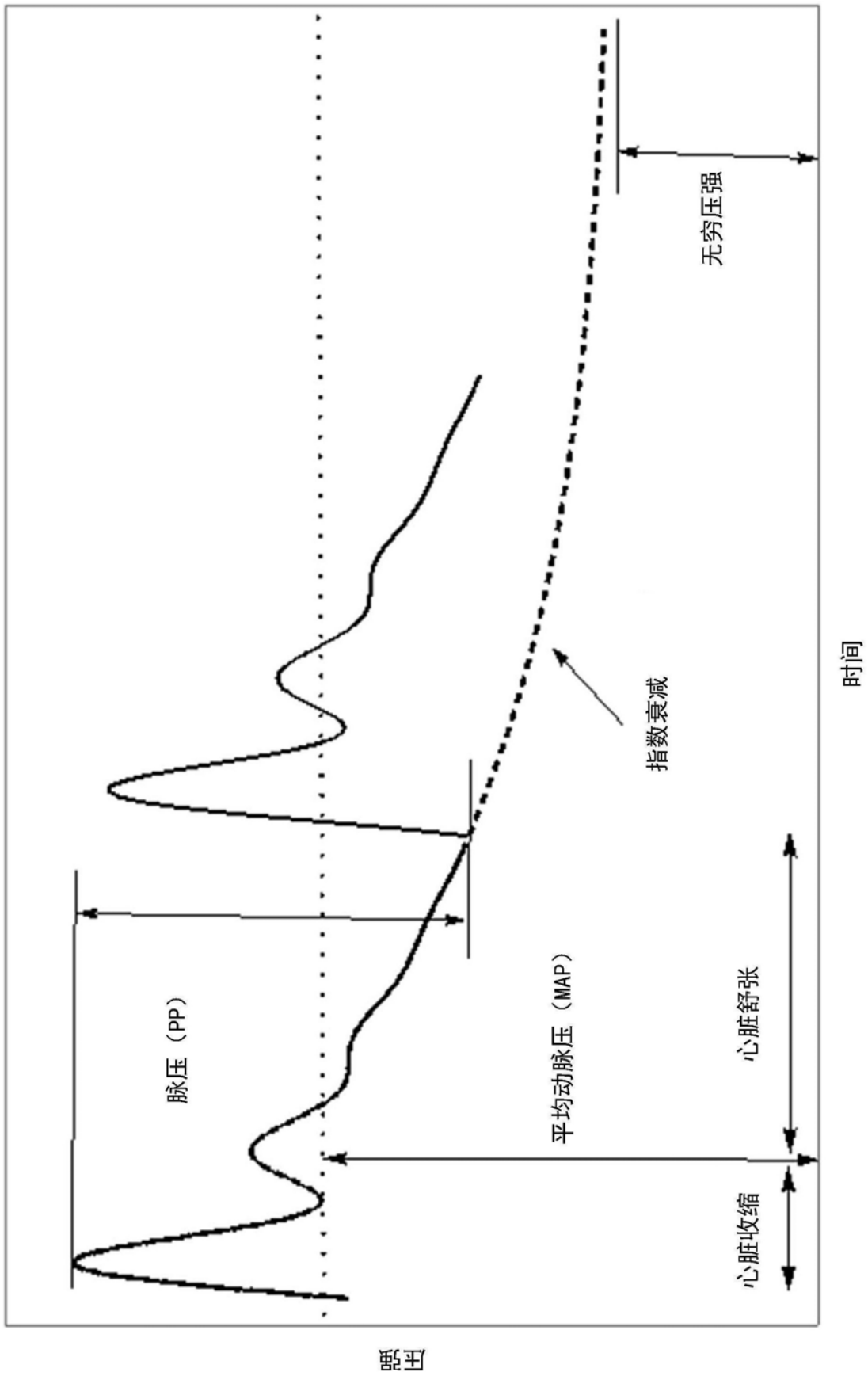


图3A

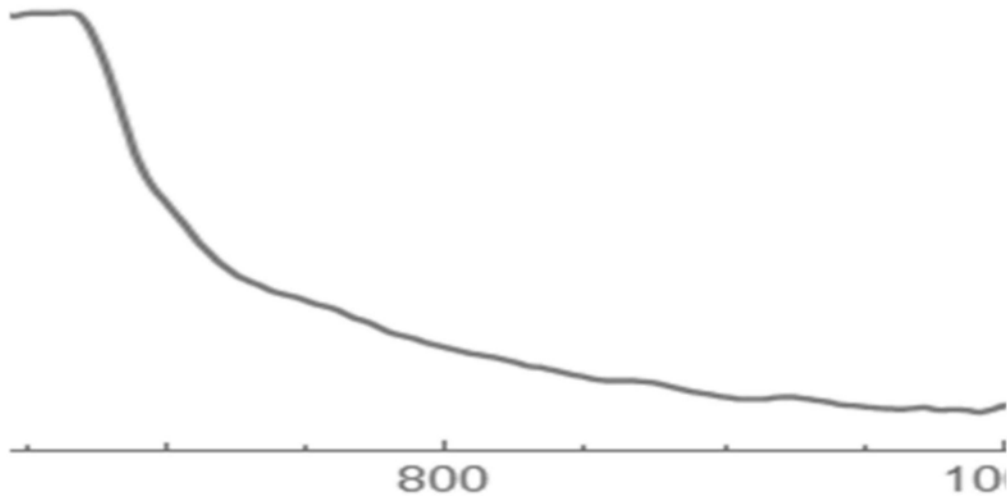


图3B

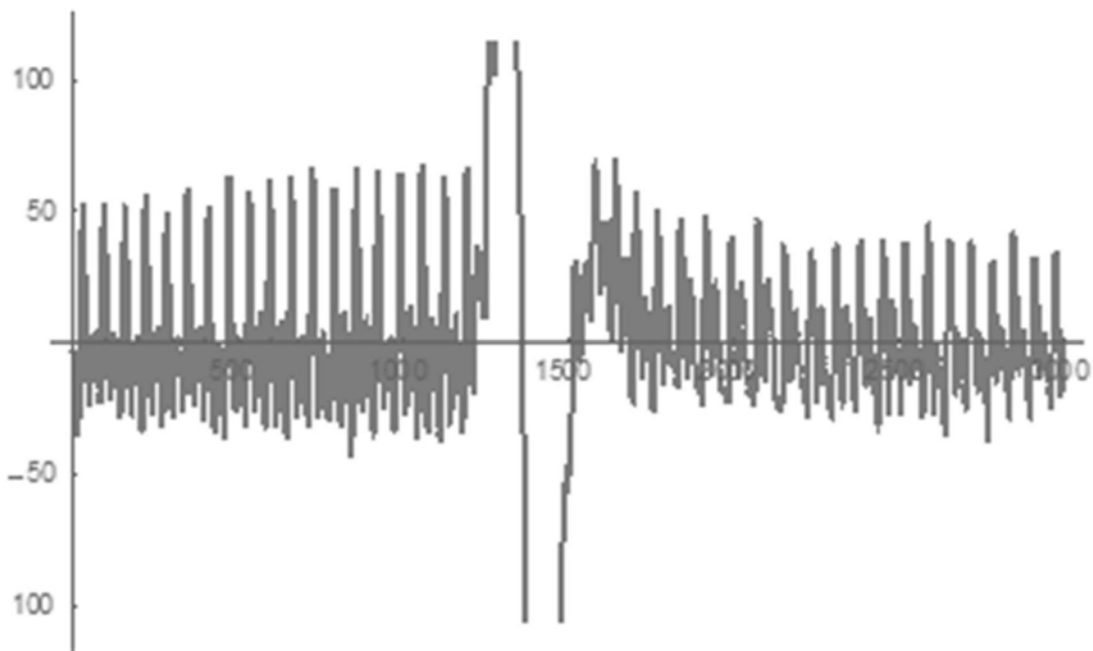


图4A

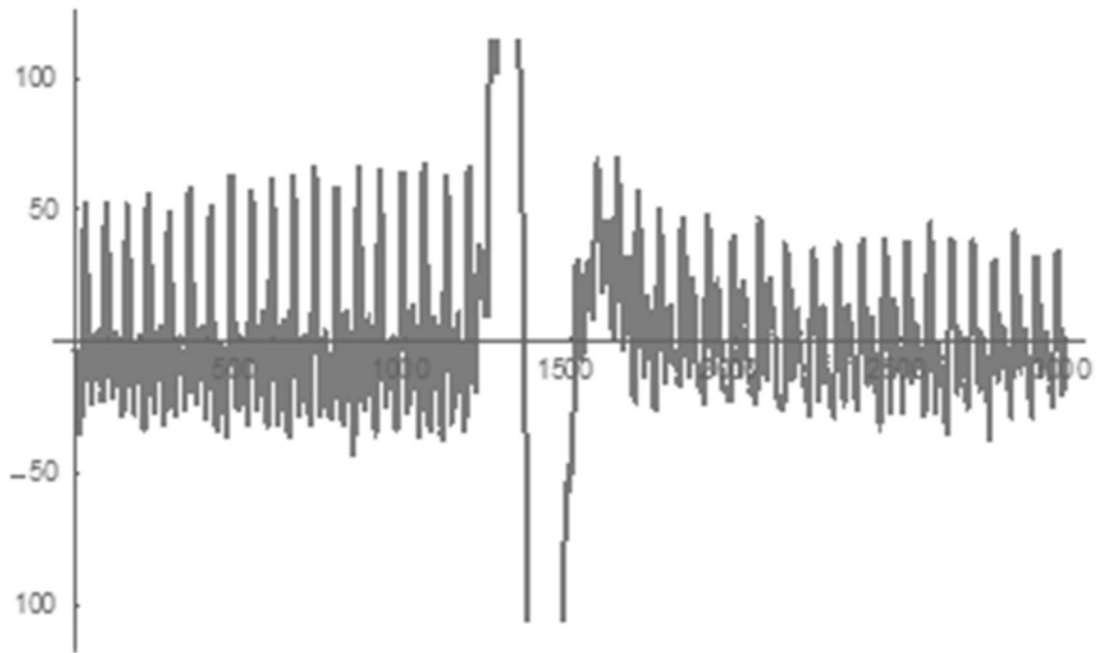


图4B

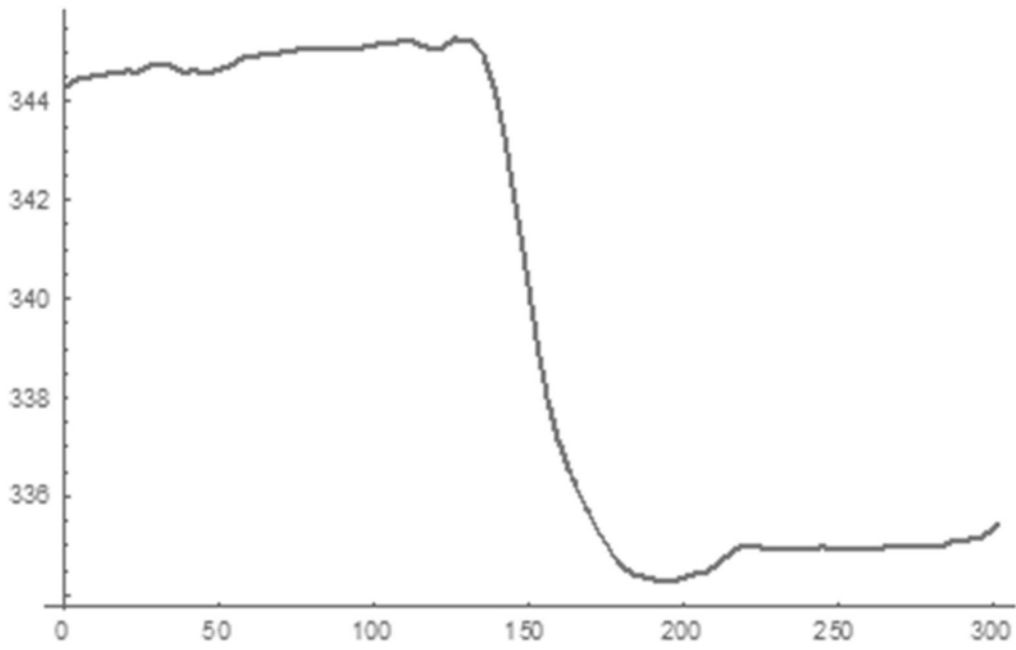


图5

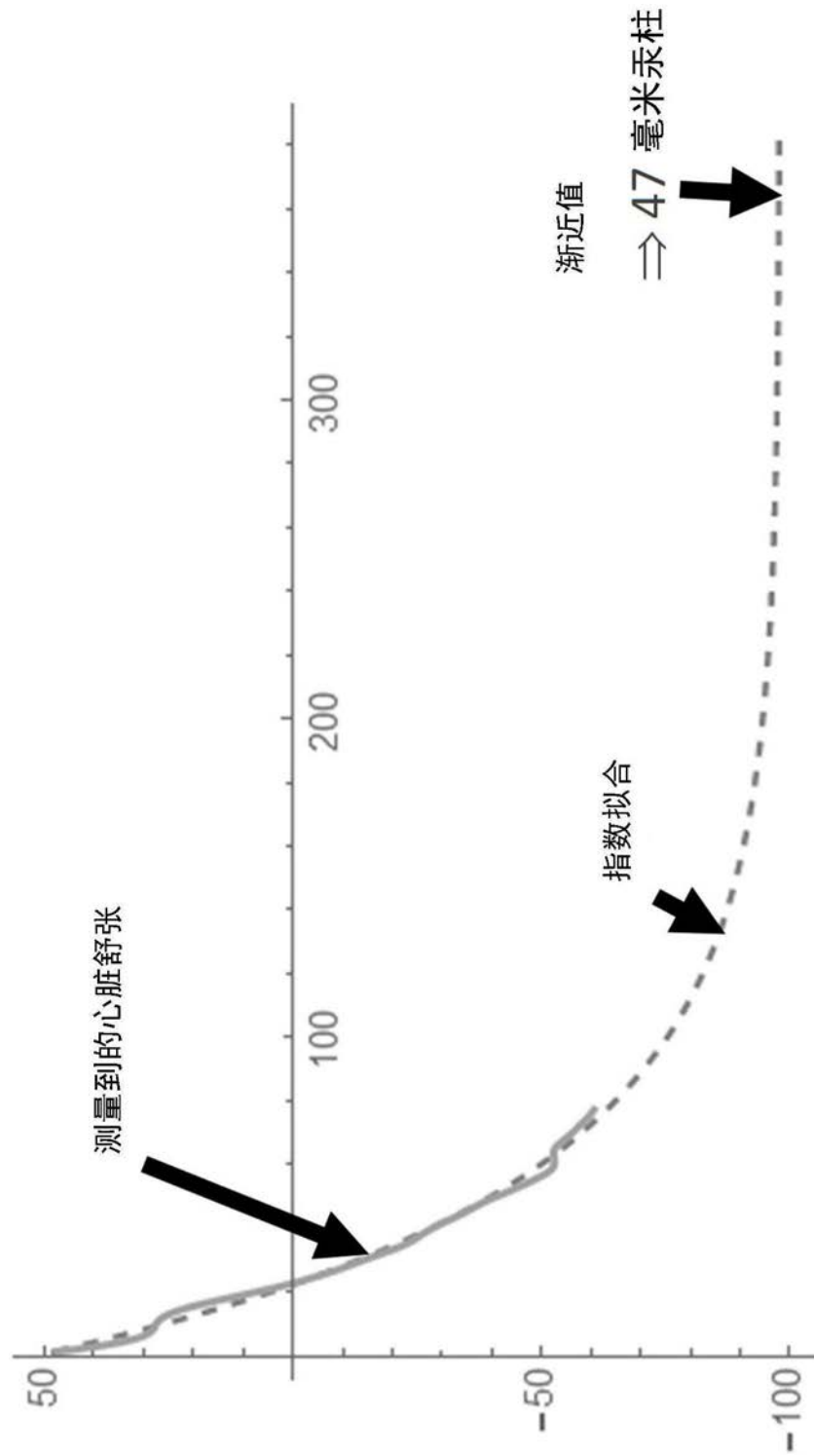


图6

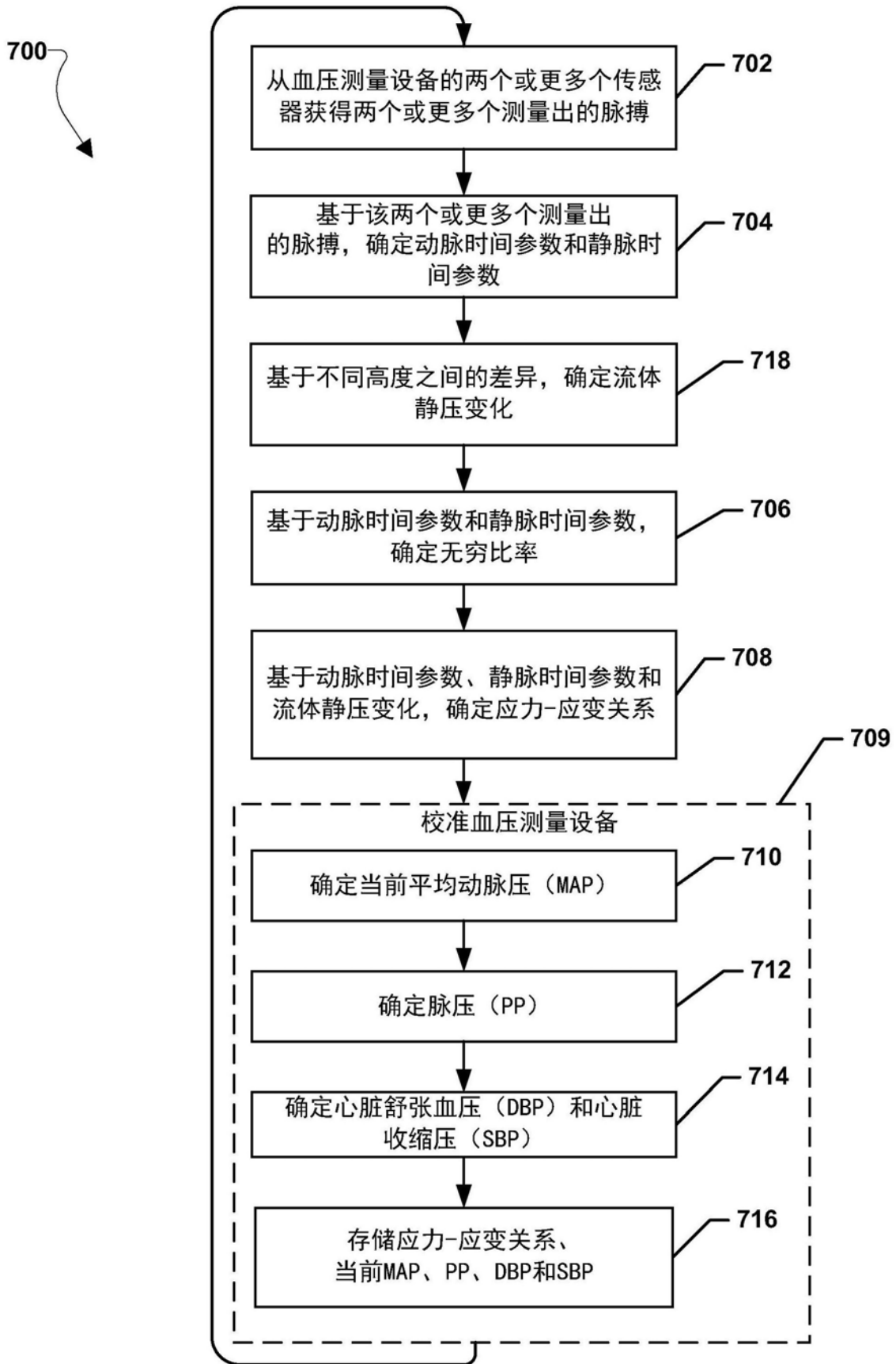


图7

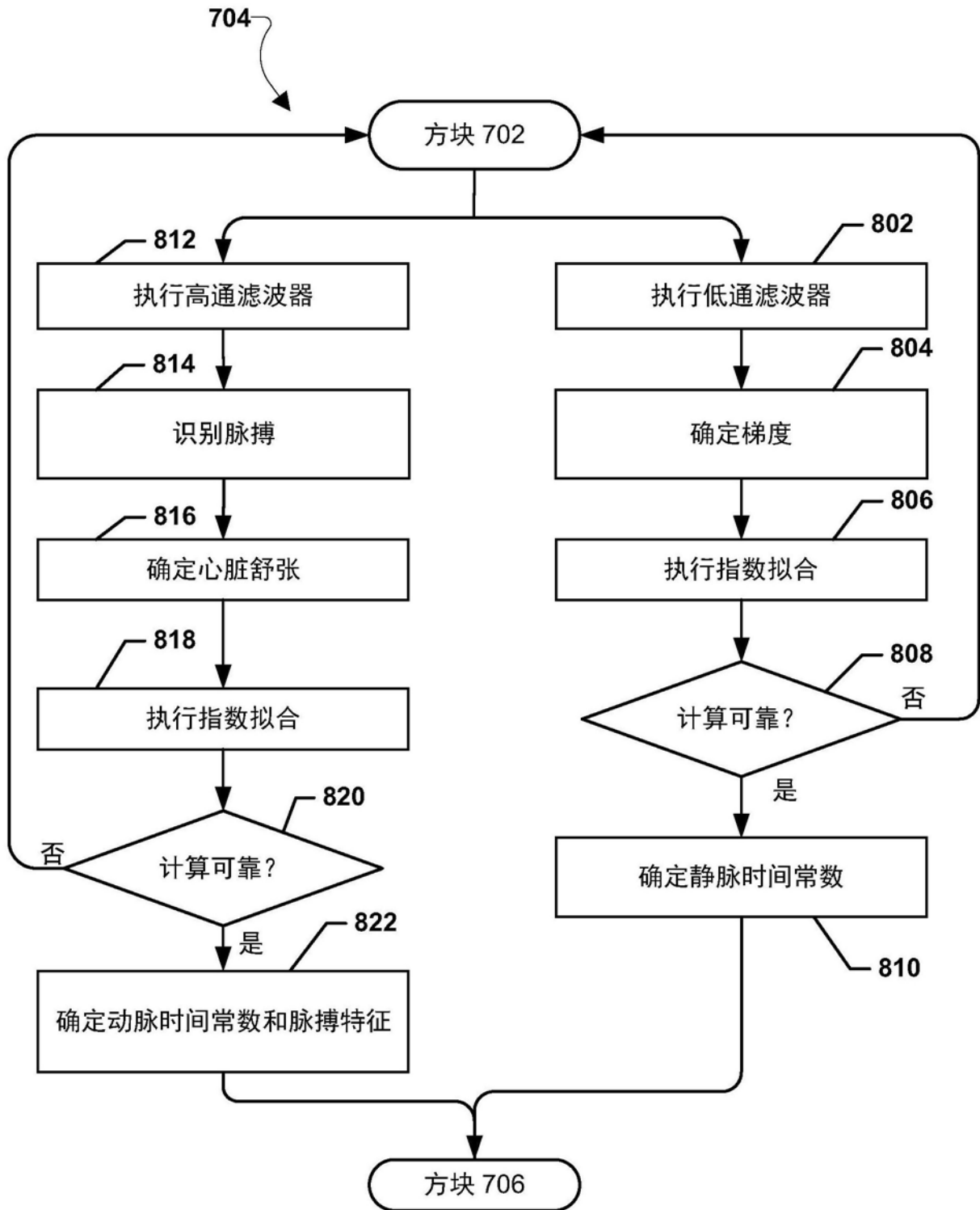


图8

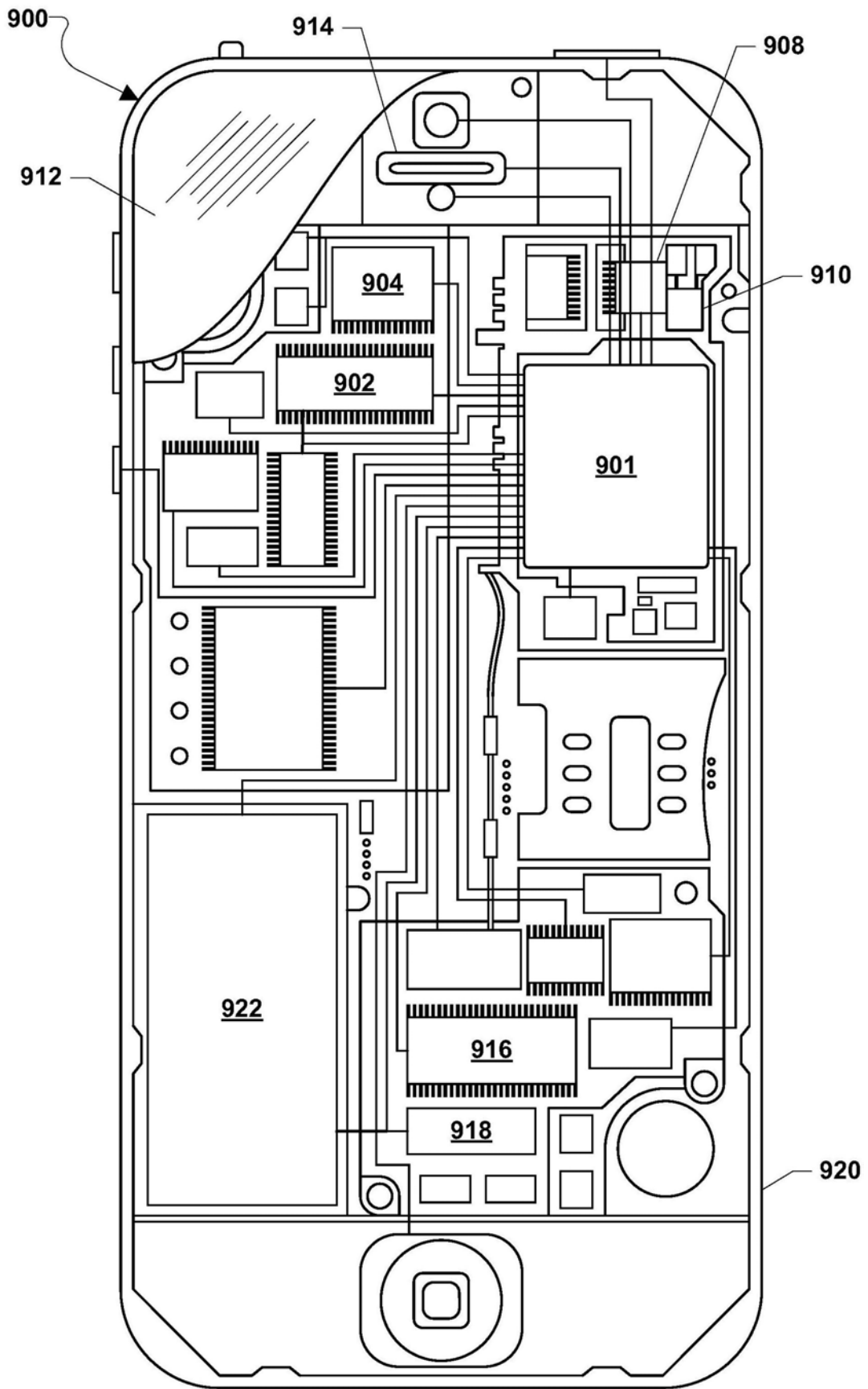


图9

专利名称(译)	对血压测量设备的动态校准		
公开(公告)号	CN109414222A	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201780038316.1	申请日	2017-05-24
[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	L拉丁 DB贝克		
发明人	L·拉丁 D·B·贝克		
IPC分类号	A61B5/11 A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7225 A61B5/021 A61B5/02108 A61B5/02416 A61B5/053 A61B5/11 A61B5/1121 A61B5/6804 A61B5/681 A61B5/6824 A61B5/6826 A61B5/6828 A61B5/6829 A61B5/6898 A61B5/725 A61B5/7275 A61B5/7282 A61B8/04 A61B8/58 A61B2560/0223 A61B2560/0238 A61B2560/0475 A61B2562/02 A61B2562/0219 A61B2562/0233 A61B2562/0247		
代理人(译)	张扬 王英		
优先权	15/191817 2016-06-24 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

各个实施例通过确定定义患者的动脉的应力-应变关系的多个参数来实现校准非侵入式血压测量设备。该设备可以从在两个或更多个测量高度的血压传感器获得输出信号。所获得的测量信号可以被滤波成AC和准DC分量，以及结果拟合到指数函数以计算与静脉引流/注入率有关的动脉时间常数和静脉时间常数。动脉和静脉时间常数可以用于计算无穷比率。无穷比率和所获得的传感器输出可以用于计算定义被测动脉的应力-应变关系的多个参数的值。一旦被定义，可以存储该应力-应变关系并将其应用于未来的传感器输出信号(例如，血压测量会话)以推断患者血压。

