



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 118175958 A

(43) 申请公布日 2024. 06. 11

(21) 申请号 202280072318.3

(22) 申请日 2022.10.24

(30) 优先权数据

21204649.4 2021.10.26 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2024.04.26

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2022/079612 2022.10.24

(87) PCT国际申请的公布数据

W02023/072842 EN 2023.05.04

(71) 申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·米尔施泰夫 E·布雷施

L·施米特 L·I·博加图

P·武尔莱

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

专利代理师 寇锐

(51) Int.Cl.

A61B 5/021 (2006.01)

A61B 5/022 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

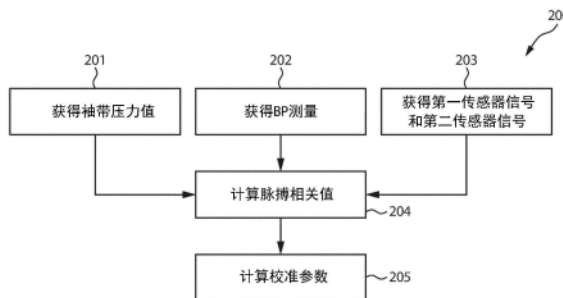
权利要求书3页 说明书19页 附图20页

(54) 发明名称

用于校准血压替代以用于监测对象的血压的设备、系统和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于校准在监测对象的血压时使用的血压BP替代的设备、系统和方法。所述设备包括BP输入部(51)、传感器输入部(52)和处理单元(53),所述处理单元(53)被配置为在袖带的充气期间,使用第一时间相关传感器信号中的第一特征和第二时间相关传感器信号中的第二特征,根据所述第一时间相关传感器信号和所述第二时间相关传感器信号来计算脉搏相关值,所述脉搏相关值为脉搏到达时间PAT值或脉搏传递时间PTT值;选择成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对BP替代的校准参数,一对包括脉搏相关值和对应的时间相关的袖带压力值,其中,仅选择满足关于BP和/或袖带压力的一个或多个预定条件的成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值,以及,根据所述BP测量值以及所选择的成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对BP替代的校准参数。



1. 一种用于校准在检测对象的血压时使用的血压BP替代的设备,所述设备包括:

BP输入部(51),其被配置为获得在被附接到对象的身体部分的压力递送系统(10)的袖带(11)的充气期间的时间相关袖带压力值,并获得BP测量值;

传感器输入部(52),其被配置为获得第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号,所述第一时间相关传感器信号和所述第二时间相关传感器信号二者均与所述对象的心跳相关,并且是在所述袖带的所述充气期间在所述对象的身体的不同部位处测量的;以及

处理单元(53),其被配置为:

-在所述袖带的充气期间,使用所述第一时间相关传感器信号中的第一特征和所述第二时间相关传感器信号中的第二特征,根据所述第一时间相关传感器信号和所述第二时间相关传感器信号来计算脉搏相关值,所述脉搏相关值为脉搏到达时间PAT值或脉搏传递时间PTT值,

-选择成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值以计算针对BP替代的校准参数,一对包括脉搏相关值和对应的时间相关的袖带压力值,其中,仅选择满足关于BP和/或袖带压力的一个或多个预定条件的成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值,以及

-根据所述BP测量值以及所选择的成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对BP替代的校准参数。

2. 如权利要求1所述的设备,

其中,所述处理单元(53)被配置为仅使用成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对所述BP替代的所述校准参数,成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值已经根据在所述袖带的部分充气期间测量的所述第一时间相关传感器信号和所述第二时间相关传感器信号来计算。

3. 如权利要求1或2所述的设备,

其中,所述处理单元(53)被配置为仅使用成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对所述BP替代的所述校准参数,对于所述BP替代,外周BP基本上恒定,特别是变化小于10%或小于5%。

4. 如权利要求3所述的设备,

其中,所述处理单元(53)被配置为基于所述第一时间相关传感器信号和/或所述第二时间相关传感器信号来确定所述外周BP是否基本上恒定,特别是通过确定所述第二时间相关信号的幅度基本上恒定的时段,特别是相对于先前采集的平均值变化小于10%或小于5%的时段。

5. 如前述权利要求中任一项所述的设备,

其中,所述处理单元(53)被配置为仅使用成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对所述BP替代的所述校准参数,对于所述BP替代,所述袖带压力值低于所述对象的舒张BP,特别是所述对象的最新测量的舒张BP;或低于所述对象的平均BP,特别是所述对象的最新测量的平均BP;或低于设置阈值袖带压力。

6. 如前述权利要求中任一项所述的设备,

其中,所述处理单元(53)被配置为仅使用成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对所述BP替代的所述校准参数,对于所述BP替代,所述袖带压力值在设置最小袖带压

力与设置最大袖带压力之间的范围内,特别地,其中,所述最小袖带压力被设置在10至30mmHg的范围内,并且所述最大袖带压力被设置在40至90mmHg的范围内。

7.如前述权利要求中任一项所述的设备,

其中,所述处理单元(53)被配置为仅使用成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对所述BP替代的所述校准参数,对于所述BP替代,所述脉搏相关值基本上恒定,特别是变化小于10%。

8.如前述权利要求中任一项所述的设备,

其中,所述处理单元(53)被配置为仅使用成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对所述BP替代的所述校准参数,直到所述脉搏相关值随时间的曲线的斜率超过阈值。

9.如前述权利要求中任一项所述的设备,

其中,所述处理单元(53)计算用于控制所述压力递送系统(10)的控制信号,以对其袖带(11)充气,特别是对所述袖带完全充气以便采集所述BP测量值和仅对所述袖带部分充气以便采集所述第一时间相关传感器信号和所述第二时间相关传感器信号。

10.如前述权利要求中任一项所述的设备,

其中,所述第一时间相关传感器信号是ECG信号和/或所述第二时间相关传感器信号是光电体积描记PPG信号,特别是接触式PPG信号或远程PPG信号。

11.如权利要求1所述的设备,

其中,所述处理单元(53)被配置为通过使用回归来计算所述校准参数,特别是将所述校准参数计算为所述血压的关系的依赖性的斜率,作为针对零袖带压力的所述血压替代的函数。

12.如前述权利要求中任一项所述的设备,

其中,所述处理单元(53)被配置为通过使用所计算的BP替代和当没有压力被递送到所述对象的身体部分时在所述对象的身体的不同部位处测量的所测量的第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号来确定当没有压力由所述压力递送系统递送到所述对象的身体部分时的BP值。

13.一种用于校准在监测对象的血压时使用的血压BP替代的系统,所述系统包括:

压力递送系统(10),其包括袖带(11),所述袖带被配置为被附接到所述对象的身体部分并且通过对所述袖带充气来向所述对象的身体部分递送压力;

压力传感器(20),其被配置为在被附接到所述对象的身体部分的所述压力递送系统的袖带的充气期间采集时间相关的袖带压力值,并且采集或推断BP测量值;

第一传感器(30),其被配置为被附接到所述对象的身体的第一部位,并且在所述袖带的所述充气期间采集与所述对象的心跳有关的第一时间相关传感器信号;

第二传感器(40),其被配置为被附接到所述对象的身体的第二部位,并且在所述袖带的所述充气期间采集与所述对象的心跳有关的第二时间相关传感器信号;以及

如前述权利要求中任一项所述的设备(50),其用于根据所述BP测量值、所述时间相关袖带压力值以及所述第一时间相关传感器信号和所述第二时间相关传感器信号来计算用于校准BP替代的校准参数。

14.一种用于校准在监测对象的血压时使用的血压BP替代的方法,所述方法包括:

-获得在被附接到对象的身体部分的压力递送系统(10)的袖带(11)的充气期间的时间

相关袖带压力值;

- 获得BP测量值;

- 获得第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号,所述第一时间相关传感器信号和所述第二时间相关传感器信号两者与所述对象的心跳有关,并且是在所述袖带的所述充气期间在所述对象的身体的不同部位处测量的;

- 在所述袖带的充气期间,使用所述第一时间相关传感器信号中的第一特征和所述第二时间相关传感器信号中的第二特征,根据所述第一时间相关传感器信号和所述第二时间相关传感器信号来计算脉搏相关值,所述脉搏相关值是脉搏到达时间PAT值或脉搏传递时间PTT值,并且

- 选择成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值以计算针对BP替代的校准参数,一对包括脉搏相关值和对应的时间相关的袖带压力值,其中,仅选择满足关于BP和/或袖带压力的一个或多个预定条件的成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值,以及

- 根据所述BP测量值以及所选择的成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对BP替代的校准参数。

15.一种包括程序代码单元的计算机程序,当在计算机上执行所述计算机程序时,所述程序代码单元用于令所述计算机执行如权利要求14所述的方法的步骤。

用于校准血压替代以用于监测对象的血压的设备、系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于校准血压 (BP) 替代以用于监测对象的血压的设备、系统和方法。

背景技术

[0002] 急性护理中的血液动力学测量的一般趋势是变得更连续、更少侵入性和更少强迫性。血压 (BP) 是在所有医院环境中用于评估患者的健康状况的基本血液动力学参数。动脉血压 (ABP) 是与医学诊断、预防和治疗指导相关的关键生理参数。侵入性测量 (金标准) 提供了最准确的连续测量, 但是它们只能由训练有素的医务人员完成, 并且它们主要应用于高敏锐度环境, 这需要实时报警和非常密切的监测。

[0003] 所建立的非侵入性地测量血压的方式是借助于上臂袖带 (NIBP = 非侵入性血压)。尽管这是实用的, 但是 NIBP 测量仅是间歇性的, 并且因此需要在监测应用中重复地进行 (通常自动地), 例如, 在手术期间每隔几分钟, 或在 ICU 中通常每 15 分钟。患者监测中的大多数 NIBP 测量通过使用提供间歇性测量的自动示波法的基于标准袖带的 ABP 测量来实施。在连续且同时准确的非侵入性血压测量技术中存在未满足的需求。在血压测量间隔之间具有可用的连续非侵入性血压信息将是关键鉴别物, 以便不错过与不良患者结果相关联的低血压 (或高血压) 发作。

[0004] 实现这一点的优雅方法是利用在急性护理环境中已经可用的连续生理信号, 并且从那些信号推断连续血压信息 (连续 BP 替代参数)。因此, 额外的成本可以保持最小, 并且临床工作流程将保持不受影响。

[0005] 存在用于连续 NIBP 测量的若干专用设备, 诸如例如指套设备。然而, 这些都还没有被医院广泛采用。这是由于与缺乏准确性和稳健性相关的各种问题, 而且还由于额外的成本和对临床工作流程的不利影响。

[0006] 一种用于连续非侵入性血压测量的方法基于 BP 替代。BP 替代是例如众所周知的参数, 诸如脉搏传导时间 (PTT) 和脉搏到达时间 (PAT)、脉搏波速度或其组合。利用这些参数, 除了通常称为校准的参考或初始化目的之外, 可以在不使用外部压力的情况下非侵入性地且连续地推断血压。校准是临床和家庭环境中的实际应用的关键问题。

[0007] US 2010/160798 A1 公开了一种用于基于 PTT 连续测量 BP 的技术, 其不需要任何外部校准。该技术利用体戴式监测器来执行, 该体戴式监测器测量 BP 和其他生命体征, 并且将它们无线地传输到远程监测器。通常被放置在患者的右臂和胸部上的体戴式传感器网络连接到监测器并测量时间相关的 ECG、PPG、加速度计和压力波形。传感器可以包括以被耦合到压力传感器的可充气气囊为特征的袖带、三个或更多个电传感器 (例如, 电极)、三个或更多个加速度计、温度传感器和被附接到患者拇指的光学传感器 (例如, 光源和光电二极管)。在袖带下方的跨壁压的受控降低期间实现专用 PTT 变化。

发明内容

[0008] 本发明的目的是提供使得能够进一步改进使用BP替代的连续非侵入性BP测量的准确性的设备、系统和方法。

[0009] 在本发明的一个方面中,提出了一种用于校准血压BP替代以用于监测对象的血压的设备,所述设备包括:

[0010] BP输入部,其被配置为获得在被附接到对象的身体部分的压力递送系统的袖带的充气期间的时间相关袖带压力值,并且获得BP测量值;

[0011] 传感器输入部,其被配置为获得第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号,所述第一时间相关传感器信号和所述第二时间相关传感器信号两者与所述对象的心跳有关,并且在所述袖带的所述充气期间在所述对象的身体的不同部位处被测量;以及

[0012] 处理单元,其被配置为:

[0013] -在袖带的充气期间,使用所述第一时间相关传感器信号中的第一特征和所述第二时间相关传感器信号中的第二特征根据所述第一时间相关传感器信号和所述第二时间相关传感器信号来计算脉搏相关值,所述脉搏相关值是脉搏到达时间PAT值或脉搏传输时间PTT值,

[0014] -选择成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对BP替代的校准参数,一对包括脉搏相关值和对应的时间相关的袖带压力值,其中,仅选择满足关于BP和/或袖带压力的一个或多个预定条件的成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值,以及

[0015] -根据所述BP测量值以及所选择的成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对BP替代的校准参数。

[0016] 在本发明的另一方面中,提出了一种用于校准血压BP替代以用于监测对象的血压的系统,所述系统包括:

[0017] 压力递送系统,其包括袖带,所述袖带被配置为被附接到所述对象的身体部分,并且通过对所述袖带充气来向所述对象的身体部分递送压力;

[0018] 压力传感器,其被配置为在被附接到所述对象的身体部分的所述压力递送系统的袖带的充气期间采集时间相关的袖带压力值,并且采集或推断BP测量值;

[0019] 第一传感器,其被配置为被附接到所述对象的身体的第一部位,并且在所述袖带的所述充气期间采集与所述对象的心跳有关的第一时间相关传感器信号;

[0020] 第二传感器,其被配置为被附接到所述对象的身体的第二部位,并且在所述袖带的所述充气期间采集与所述对象的心跳有关的第二时间相关传感器信号;以及

[0021] 如本文公开的设备,其用于根据所述BP测量值、所述时间相关的袖带压力值以及所述第一时间相关的传感器信号和所述第二时间相关的传感器信号来计算用于校准BP替代的校准参数。

[0022] 在本发明的又一方面,提供了一种对应的方法、一种计算机程序以及一种非瞬态计算机可读记录介质,所述计算机程序包括程序代码器件,当所述计算机程序在计算机上执行时,所述程序代码器件用于使计算机执行本文公开的方法的步骤,所述非瞬态计算机可读记录介质在其中存储有计算机程序产品,所述计算机程序产品在由处理器执行时使本文公开的方法被执行。

[0023] 在从属权利要求中限定了本发明的优选实施例。应当理解,请求保护的方法、系

统、计算机程序和介质与请求保护的并且如特别是在从属权利要求中定义并且在本文中公开的设备具有相似和/或相同的优选实施例。

[0024] 本发明实现可靠的个性化校准程序(有时也被称作启动或初始化程序),其利用袖带充气引起血压替代中良好定义的关联改变。对袖带充气期间生理效应的洞察得到用于计算一个或多个校准参数的优化的方法和程序。经可靠校准的血压替代实现对血压的准确无创跟踪,即通过使用经校准的替代,可以将初始开放的/未定义的参数集转换成有意义的临床参数血压。

[0025] 本发明基于以下发现:由于静脉闭塞,下臂中(或更一般地,在布置袖带的对象的身体部分的周边区域中)的动态填充效应使袖带加压期间的PAT(或PTT)的变化失真。该发现影响如何获得一个或多个校准参数的方式。例如,参数回归(作为计算一个或多个校准参数的一个优选选项)受到影响,这需要针对灵敏度参数的推断来解决。已经根据在袖带的周边(例如,当袖带被布置在上臂处时在下臂中,或当袖带被布置在大腿处时在小腿中)采集的侵入性测量的BP信号来观察和解释影响。

[0026] 根据本发明,使用一个或多个条件(或准则)来选择成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值,成对的所述脉搏相关值和对应的袖带压力值然后用于计算针对BP替代的校准参数以推断BP。这些条件与BP和/或袖带压力有关,即,取决于BP和/或袖带压力,决定成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值是否将用于计算针对BP替代的校准参数。存在针对这些条件的多个实施例,如将在下文中详细解释的。

[0027] 根据实施例,所述处理单元被配置为仅使用成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对所述BP替代的校准参数,成对的所述脉搏相关值和所述对应的袖带压力值已经根据在所述袖带的部分充气期间测量的所述第一时间相关传感器信号和所述第二时间相关传感器信号来计算。已经发现,在高袖带压力下,由于脉搏失真而没有可靠的脉搏信号出现在袖带被布置的身体部分的外周部分中,如果使用根据在完全或几乎完全充气的袖带期间测量的传感器信号计算的值对,则这可能负面地影响校准参数的计算。通过该实施例避免这些负面影响,因为仅考虑具有与BP的定义关系的脉搏信号,这将改进校准的准确性,并且因此最终通过使用经校准的BP替代来改进BP确定。

[0028] 根据另一实施例,所述处理单元被配置为仅使用成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对所述BP替代的校准参数,对于所述BP替代,外周BP基本上恒定,特别是变化小于10%或小于5%。也可以使用其他合理的值。如上所述,可以以这种方式实现类似的效果,但是使用不同的条件来选择用于计算的值对。

[0029] 因此,所述处理单元可以被配置为基于所述第一时间相关传感器信号和/或所述第二时间相关传感器信号来确定所述外周BP是否基本上恒定。例如,可以为此目的而确定所述第二时间相关信号的幅度基本上恒定、特别是相对于先前采集的平均值变化小于10%或小于5%(或由用户预先确定或设置的任何其他合理阈值)的时段。该先前采集的平均值是指第二时间相关信号的先前平均值。

[0030] 所述处理单元还可以被配置为仅使用成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对所述BP替代的校准参数,对于所述BP替代,所述袖带压力值低于所述对象的舒张BP,特别是所述对象的最新测量的舒张BP;或低于所述对象的平均BP,特别是所述对象的最新测量的平均BP;或低于设置的阈值袖带压力。这使得能够相当简单但有效地实施所要求

保护的公开的解决方案。

[0031] 在另一实施例中,所述处理单元被配置为仅使用成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对所述BP替代的校准参数,对于所述BP替代,所述袖带压力值在设置最小袖带压力与设置最大袖带压力之间的范围内,特别地,其中,所述最小袖带压力被设置在10至30mmHg的范围内,并且所述最大袖带压力被设置在40至90mmHg的范围内(或在由其他合理值定义的范围内)。这也使得能够相当简单但有效地实施所要求保护的公开的解决方案。

[0032] 在又一实施例中,所述处理单元可以被配置为仅使用成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对所述BP替代的校准参数,对于所述BP替代,所述脉搏相关值基本上恒定,特别是变化小于10%(或任何其他合理的值),或直到所述脉搏相关值随时间的曲线的斜率超过阈值。这些实施例利用能够易于实施的其他条件。

[0033] 所述处理单元计算还可以被配置为计算用于控制所述压力递送系统的控制信号,以对其袖带充气、特别是对所述袖带完全充气以便采集所述BP测量值和仅对所述袖带部分充气以便采集所述第一时间相关传感器信号和所述第二时间相关传感器信号。这使得所述设备能够根据需要主动地控制袖带的充气,以用于BP测量或用于采集用于确定校准参数的传感器信号。用于校准(即,用于计算校准参数)的BP测量值可以通过来自BP测量设备的BP测量来采集。

[0034] 在优选实施例中,所述第一时间相关传感器信号是ECG信号和/或所述第二时间相关传感器信号是光电体积描记PPG信号,特别是接触式PPG信号或远程采集的PPG信号(例如,由如在远程PPG中使用的相机采集)。能够另外地或替代地使用与对象的心率相关并且允许计算PAT和/或PTT的其他信号。例如,可以使用生物阻抗或袖带信号来代替PPG信号。ECG和PPG信号是通常已知的信号,PAT和/或PTT也可以由本发明的设备和方法使用的通常已知的方式从所述ECG和PPG信号计算。

[0035] 在实施例中进一步优选的是,所述处理单元被配置为通过使用回归来计算所述校准参数。例如,所述校准参数可以被计算为所述血压的关系的依赖性的斜率,作为针对零袖带压力的所述血压替代的函数。经由回归,导出跨壁血压与BP替代的参数化函数关系,其用作传递函数以在袖带未被充气(零袖带压力)时根据BP替代推断血压。例如在Pielmus, A.G.、Mühlsteff, J.、Bresch, E.、Glos, M.、Jungen, C.、Mieke, S.、Zaunseder, S. (2021) 的“Surrogate based continuous noninvasive blood pressure measurement”(Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik, 66(3), 231-245)中描述了更多的细节。

[0036] 此外,所述处理单元可以被配置为通过使用所计算的BP替代和当没有压力被递送到所述对象的身体部分时在所述对象的身体的不同部位处测量的所测量的第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号来确定当没有压力由所述压力递送系统递送到所述对象的身体部分时的BP值。这实现在没有袖带充气(零袖带压力)的情况下不引人注目地确定对象的BP,即,可以连续地监测对象的BP,而不会由于袖带充气而干扰或伤害患者。

[0037] 要求保护的系统还可以包括控制单元,其被配置为例如基于由所述设备提供的或由所述系统计算的控制信号来控制所述压力递送系统。所述控制单元可以为所述设备的部分或者可以为外部实体。

[0038] 本发明也可以与以下实施例中的一个或多个组合使用。

[0039] 在实施例中,所述处理单元被配置为:

[0040] -计算用于控制所述压力递送系统的控制信号,在部分充气中重复对其袖带进行充气直到袖带压力在所述对象的收缩BP以下,

[0041] -使用第一时间相关传感器信号中的第一特征和第二时间相关传感器信号中的第二特征,根据在所述袖带的重复部分充气期间测量的所述第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号来计算脉搏相关值,所述脉搏相关值为脉搏到达时间PAT值或脉搏传递时间PTT值,以及

[0042] -根据所述BP测量值以及成对的所述脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对BP替代的校准参数,所述成对的所述脉搏相关值和对应的袖带压力值是根据在所述袖带的所述部分重复充气期间测量的第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号计算的,一对包括一脉搏相关值和一对应的时间相关性袖带压力值。

[0043] 根据该实施例,仅使用低袖带压力水平来进行校准,即,袖带仅部分充气以便进行数据采集。对那些相关袖带压力水平的重复采样在足够短的时间段内是可行的,使得BP水平是稳定的并且不改变,这将使校准过程失真。此外,通过低的最大压力实现重复的充气斜坡(其之间具有或甚至没有暂停):不需要等待组织和动脉从高加压恢复(即,没有滞后效应)。

[0044] 低袖带压力水平(尤其是低于舒张压的袖带压力水平)对于患者(特别是对于清醒的患者)来说是非常不引人注目的,导致比完全充气斜坡上升到超收缩水平的较少不适和对皮肤的较少压力。本发明的另一个优点是它不会对NIBP设备的压力递送系统提出额外的要求。

[0045] 用于校准(即,用于计算校准参数)的BP测量值可以通过来自BP测量设备的BP测量来采集。

[0046] 存在如何在重复的部分充气中控制压力递送系统的不同实施例。它们都试图进一步避免上面提到的负面动态填充效应,并且因此有助于改进校准的准确性,并且因此最终通过使用经校准的BP替代来改进BP确定。

[0047] 在实施例中,所述处理单元被配置为计算用于控制所述压力递送系统的控制信号,以在所述部分充气中对其袖带充气,只要外周BP基本上恒定,特别是变化小于10%或小于5%。也可以使用其他合理的值。

[0048] 所述处理单元在此可以被配置为基于所述第一时间相关传感器信号和/或所述第二时间相关传感器信号来确定所述外周BP是否基本上恒定,特别是通过确定所述第二时间相关信号的幅度基本上恒定、特别是相对于先前采集的平均值变化小于10%或小于5%的时段(或由用户预先确定或设置的任何其他合理阈值)。该先前采集的平均值是指第二时间相关信号的先前平均值。

[0049] 根据另一实施例,所述处理单元被配置为计算用于控制所述压力递送系统的控制信号,以在所述部分充气中对其袖带充气直到所述对象的舒张BP、特别是所述对象的最新测量的舒张BP、直到所述对象的平均BP、特别是所述对象的最新测量的平均BP、或直到设置阈值BP。这使得能够相当简单但有效地实施所要求保护的公开的解决方案。

[0050] 所述处理单元可以被配置为计算用于控制所述压力递送系统的控制信号,以在所述部分充气中对其袖带充气直到所述PAT超过PAT阈值的袖带压力、特别是绝对PAT阈值或

与基线PAT相比的相对PAT阈值。由此,所述处理单元可以被配置为通过对时间段、特别是在10s至5min(其他合理的值也是可能的)的范围内的时间段内的PAT测量结果求平均来计算所述基线PAT。相对变化(即PAT与基线PAT相比)的合理阈值可以例如在10至60ms的范围内,例如30ms。

[0051] 在另一实施例中,所述处理单元被配置为计算用于控制所述压力递送系统的控制信号,以在所述部分充气中对其袖带充气直到所述第二时间相关信号的幅度超过幅度阈值、特别是绝对幅度阈值或相对幅度阈值的袖带压力。这样的准则可以由用户容易地设置或事先预先确定。相对变化的合理阈值可以例如在5%至20%的范围内,例如10%。

[0052] 所述处理单元被配置为计算用于控制所述压力递送系统的控制信号,以在所述部分充气中以预定充气速度或取决于所述对象的心率、所述对象的舒张BP、所述对象的平均BP和所述对象的收缩BP中的一个或多个的充气速度对其袖带充气。

[0053] 在实际的实施例中,所述处理单元可以被配置为:

[0054] - 计算用于控制所述压力递送系统的控制信号,以在部分充气的每次迭代之后使其袖带放气,并且

[0055] - i) 针对每次迭代,使用单独的回归根据在相应的迭代中获得的成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算所述一个或多个校准参数,并且将针对所述两次或更多次迭代计算的相应校准参数平均成一个或多个平均校准参数以供所述BP替代使用,或

[0056] ii) 根据在单次回归中的两次或更多次迭代中获得的成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算所述一个或多个校准参数。

[0057] 根据本发明的设备和方法的情况和应用,选项i)和ii)两者都可以导致准确性增加。应当注意,所施加的袖带压力引起袖带下方的跨壁压力变化。

[0058] 在另一实施例中,所述处理单元被配置为计算用于控制所述压力递送系统的控制信号,以在部分充气的一次或多次迭代之前和/或之后以完全充气对其袖带充气超过所述对象的收缩BP,以获得用于使用所述BP替代来监测所述对象的BP的时间相关BP参考测量。最后测量的BP值可以特别地用于校准参数的计算。

[0059] 所述处理单元还可以被配置为基于回归误差与回归误差阈值的比较来控制进行部分充气的多少次迭代。此外,它被配置为控制是否以及何时根据固定或可变排程(schedule)进行完全充气,或控制一个或多个校准参数是否在最后的计算中显著改变,特别是改变超过10%(或超过15%或20%)。因此,可以在附加的测量时间/工作量和增加的校准准确性之间进行权衡。

[0060] 此外,所述处理单元可以被配置为通过使用所计算的BP替代和当没有压力被递送到所述对象的身体部分时在所述对象的身体的不同部位处测量的所测量的第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号来确定当没有压力由所述压力递送系统递送到所述对象的身体部分时的BP值。这实现在没有袖带充气的情况下不引人注目地确定对象的BP,即,可以连续地监测对象的BP,而不会由于袖带充气而干扰或伤害患者。

[0061] 在优选实施例中,所述第一时间相关传感器信号是ECG信号和/或所述第二时间相关传感器信号是光电体积描记PPG信号,特别是接触式PPG信号或远程PPG信号。可以另外地或替代地使用与对象的心率相关并且允许计算PAT和/或PTT的其他信号。ECG和PPG信号是通常已知的信号,PAT和/或PTT也可以以由所公开的设备和方法使用的通常已知的方式根

据所述ECG和PPG信号计算。

附图说明

[0062] 本发明的这些和其他方面将参考下文描述的(一个或多个)实施例变得显而易见并将参考下文描述的(一个或多个)实施例得以阐述。在以下附图中:

[0063] 图1示出了本发明的一般概念的实施例的示意图。

[0064] 图2示出了ECG信号和PPG信号的示意图,其中指示了PAT。

[0065] 图3示出了在线性模型的情况下的鲁棒相对于非鲁棒回归的示意图。

[0066] 图4示出了在袖带充气期间引起的PAT增加的示例的示意图。

[0067] 图5示出了图示校准的一般概念的示意图。

[0068] 图6示出了在一般概念中用于获得在袖带的周边采集的侵入性地测量的BP信号设置的示意图。

[0069] 图7示出了由图5所示的设置测量的信号的示意图。

[0070] 图8示出了对在袖带后面周边地测量的血压有影响的充气过程的分析。

[0071] 图9示出了跨壁血压相对于测量的PAT的示意图。

[0072] 图10示出了根据本发明的系统的实施例的示意图。

[0073] 图11示出了根据本发明的设备的实施例的示意图。

[0074] 图12示出了根据本发明的方法的实施例的示意图。

[0075] 图13示出了在完整袖带充气过程期间PAT值相对于Pcuff值的示意图。

[0076] 图14示出了使用本发明的方法的另一实施例。

[0077] 图15示出了图示只有当PPG信号中的特征指示没有外周手臂血压的脉搏压力变化时才使用Pcuff/PAT值对的示意图。

[0078] 图16示出了使用本发明的方法的另一实施例。

[0079] 图17示出了图示用于将参数化模型拟合到在完全充气过程期间和在部分充气期间获得的测量数据对的示例的示意图。

[0080] 图18示出了根据本发明的方法的另一实施例的示意图。

[0081] 图19示出了图示包括两次部分充气和后续完全充气的袖带压力曲线的实施例的示意图。

[0082] 图20示出了图示包括完全充气和两个后续部分充气的袖带压力曲线的实施例的示意图。

[0083] 图21示出了图示通过重复的部分充气提供对重新校准需要的连续跟踪的袖带压力曲线的实施例的示意图。

具体实施方式

[0084] 本发明涉及ABP测量技术的开发,以实现准确的连续血压监测。基于标准袖带的非侵入性间歇性血压测量的间隔之间的BP跟踪基于重新校准/初始化的血压替代。使用NIBP测量本身(收缩压(SBP)、舒张压(DBP)和平均(MBP)血压)以及NIBP测量充气/放气过程(其引起替代信号的受控BP相关干扰)来进行校准。替代从与对象的心跳相关的信号中的特征(诸如心电图(ECG)或光电体积描记图(PPG)或经由其组合)获得。这些信号在这些环境中常

规地采集。

[0085] 本发明关注于针对非侵扰性ABP测量的脉搏波速度方法,因为传感器实施例小且重量轻,并且提供舒适的准连续且非侵入性ABP测量。在图1中示意性地描绘了该概念的实施例。在该实施例中,ECG和PPG信号从相应的传感器(其采集这些信号)或从缓冲器或存储器(这些信号被缓冲或存储在其中)获得(框100)(例如接收或检索),并且用于连续BP替代确定(框101)。然后,该BP替代可以被用作BP改变的指示(框102)。不时地,或当指示实质性BP变化(其可以被用作触发)时,NIBP袖带可以被激活(框103)以执行对BP替代的重新校准并且通过示波法方法(例如,接受的标准示波法方法)获得BP读数。可以报告通过使用袖带充气和通过使用BP替代做出的BP确定(框104)。

[0086] 该概念可能不需要任何额外的传感器,而是可以使用可用的传感器,可以仅用软件实施,并且对于临床接受具有低屏障。益处是通过早期检测BP变化进行早期干预,通过减少使用A线来减少并发症,以及由于更好地跟踪BP反应而改进药物滴定。

[0087] 所提出的方法的实施例涉及使用PAT作为BP替代。PAT被定义为ECG的R波的峰值与外周体积描记脉搏的开始之间的时间间隔。它已被广泛研究作为血压和血管硬度的替代测量。PAT是射血前期(PEP)和PTT的总和。PEP是指等体积心室收缩直到主动脉瓣打开(AVO)所需的时间,而PTT是压力脉搏在长的非均匀血管路径上沿着动脉壁的真实传输时间。仅PTT确实涉及通过Moens-Korteweg方程建模的压力依赖性动脉波传播。PEP是对应激、情绪和体力敏感的变化性的加性延迟。PAT与PTT的主要优点是仅需要准确地放置一个位置敏感换能器(例如PPG传感器)。

[0088] 图2示出了ECG信号110和PPG信号111的示意图(取自Shao, J.等人的An Optimization Study of Estimating Blood Pressure Models Based on Pulse Arrival Time for Continuous Monitoring),其中PAT被指示为ECG信号中的R峰与外周PPG信号的特征点之间的时间延迟。在该示例中,最大导数(Dmax)被选择作为特征点。

[0089] 使用PAT来连续地估计NIBP测量之间的BP的系统不需要任何额外的设备(硬件),假设时间同步的PPG和ECG传感器(和/或对应的信号)是可用的,并且因此,表示临床环境中的连续BP估计的仅软件方法。

[0090] PAT变化与BP变化逆相关:如果BP增加,则动脉中的跨壁压增加,导致动脉壁顺应性的降低,这导致血液脉搏波的更快传播时间,并且因此导致直到脉搏波到达外周的时间减少。反之亦然,如果BP降低,则PAT增加。从BP到PAT的确切传递函数取决于许多因素,诸如患者的个体动脉特性和几何形状、心脏的射血前期(PEP)等。此外,传递函数不是静态的,而是当患者的血液动力学状态(即动脉特性(例如动脉平滑肌或PEP))改变时随时间变化。

[0091] 然而,BP和PAT的传递函数可以通过具有例如两个或三个参数的相当简单的模型(例如,比例线性、对数、倒数、平方倒数等)来建模。例如,考虑简单的线性模型($BP = m_1 \cdot PAT + m_2$),两个患者特异性参数是偏移参数 m_2 和灵敏度参数(斜率) m_1 。为了在实践中应用传递函数以根据连续的PAT值连续地估计BP,患者特异性参数需要被“学习”。这被称为校准。此外,优选地跟踪这些参数的变化,即,当模型参数(即,校准参数)改变时,优选地重复校准。这被称为重新校准。

[0092] 通常,经由参数回归来完成模型的校准。即,如果多个(BP, PAT)数据对可用,则可以通过应用一些优化准则(例如,最小二乘)将模型曲线拟合到数据点,从而基于所提供的

数据产生模型参数的最优值。BP和PAT值的范围越大,所确定的参数越好(越准确)。

[0093] 图3示出了在线性模型的情况下的鲁棒相对于非鲁棒回归的图示,特别是拟合到血压和替代值的数据对的替代的线性模型的示意图。经由回归确定两个参数,偏移和斜率(或灵敏度参数)。在图3A所示的示意图中,回归不是鲁棒的,因为数据对值(由x表示)太相似。相比之下,图3B的示意图中所示的回归非常鲁棒,因为可用数据对值跨越更大的范围。

[0094] 在实践中,实现模型的鲁棒校准是能够可靠地使用BP替代来不引人注目地确定和监测对象的BP的关键挑战。利用在短时间段内获得的多个NIBP和PAT测量结果进行回归遭受所得到的曲线拟合将是差的问题,因为测量的NIBP和PAT值太相似。为了改进曲线拟合,将需要改变患者的血压水平,这在不改变动脉壁的刚度的情况下通常是不可行的,可能对患者造成伤害并且是不切实际的。

[0095] 此外,由于袖带下方的动脉节段的跨壁压降低,因此可以相对于所施加的袖带压力来测量PAT的增加。这在图4中图示,图4示出了在袖带充气121期间引起的PAT增加120的示例的示意图。袖带压力调节动脉跨壁压。与袖带压力同步地获得每次搏动的PAT值。更确切地,该序列适用于袖带在顶部的动脉节段。为了推断BP,可能需要结合缩放因子以缩放远侧脉搏传感器所在的整个动脉节段。

[0096] 使用所获得的PAT、同步采集的成对的袖带压力和BP值,可以导出PAT/BP灵敏度参数S,其使得能够跟踪BP。这在图5中图示,图5示出了图示校准的一般概念的示意图。在袖带充气期间,引起PAT增加,从其连同同步采集的袖带压力和导出的BP(经由示波法)来导出灵敏度参数S,以跟踪BP。等式中的对象特异性缩放因子被表示为k。示出了使用推断的灵敏度参数S来跟踪BP的数学模型的两个示例,其可以根据本公开的实施例来使用。

[0097] 图6示出了在一般概念中用于获得在袖带的周边采集的侵入性地测量的BP信号的示例性设置的示意图。由此,应当注意,这里主要示出了侵入性BP测量以阐明袖带远侧的BP变化。发现了对灵敏参数S的鲁棒且准确回归的校准过程和潜在的假设有影响的生理过程中的新见解和理解。特别地,已经发现,由于静脉闭塞(其影响动脉血压并引起干扰效应)和在手臂节段中储存血液的静脉容量,下臂中的动态填充效应使袖带加压期间PAT的变化失真。该发现对参数回归有影响,这需要被解决以可靠地推断灵敏度参数S。

[0098] 图7示出了通过图6所示的设置测量的信号的示意图。图7A示出了ECG信号。图7B示出了袖带信号。图7C示出了径向BP/A线(表示侵入性BP信号)。图7D示出了PPG信号。

[0099] 当前的校准方法(施加袖带压力以引起袖带下的PAT变化)受到手臂的外周动脉树中的非线性动态填充效应的影响。观察到的过程可以细分为对数学建模函数和包含/排除的数据对的结果有影响的各个阶段。图8示出了关于在袖带后面周边地测量的血压的充气过程的分析。可以识别对PAT有影响的各种过程。不依赖于复杂模型假设的成功校准的基本假设是外周手臂中的恒定外周血压,其似乎仅存在于更低的袖带压力下。

[0100] 这些发现确定了跨壁血压($SBP-P_{cuff}$;在y轴上)相对于测量的PAT(在x轴上)的示意图中的不同区域,如图9所示。观察到在袖带充气期间PAT的典型增加,其中可以区分至少三个区域A、B和C。在区域A中,手臂在更低的袖带压力下被压缩,并且发生大的手臂体积变化。在该阶段,外周BP不被袖带充气改变。在区域B中,动脉外周血压仍然不受袖带充气的影响。在区域C中,在外周血压信号中观察到非线性动态过程。由于外周手臂中的血压改变,区域C与不应当被包括在校准程序中的袖带压力区域相关联。

[0101] 然而,回归模型假设恒定BP在充气期间对于脉搏阶段中的特定时刻(例如,对于收缩期、平均期、舒张期)具有定义的跨壁压。

[0102] 跨壁压定义为: $P_{trans}(t) = P_{arterial}(t) - P_{cuff}(t)$

[0103] 在袖带充气/放气期间可靠回归的关键条件是时间相关 $P_{trans}(t)$ 必须取决于仅需要 $P_{arterial} = \text{const}$ (对于脉搏中的特定时刻)的 $P_{cuff}(t)$ 的时间相关。一个暗示是内部动脉搏压力不应当受袖带充气的影响以获得可靠的回归(在图9中深入地解释)。

[0104] 如US 2010/160798 A1中描述的一种示例性回归方法包括仅当袖带压力高于DBP时的PAT值。然而,如图9所示并且如区域C所指示的,在这些袖带压力下,外周手臂中的血压相对于零袖带压力下的BP改变,并且它作为对袖带充气的响应而改变。因此,如果在本公开的背景下完全适用,则应当改进US 2010/160798 A1中公开的校准概念。考虑到本发明的发现,取决于血管阻力、动脉闭合效应、静脉闭塞和脉搏扭曲效应的复杂非线性回归模型可以在高于舒张压的袖带压力下应用。这样的参数通常是不可访问的。为了解决这些挑战,需要用于校准方法的不同策略。

[0105] 对血压监测的影响在于,不准确的BP校准导致不可靠的BP推断,从而导致错误警报或具有对患者结果的相关联影响的晚期且延迟的干预。本发明涉及一种与现有技术相比仅在明确定义的准则有效时才包括PAT作为校准数据的解决方案。

[0106] 图10示出了根据本发明的用于校准BP替代以在监测对象的血压中使用的系统1的实施例的示意图。

[0107] 系统1包括压力递送系统10,压力递送系统10包括袖带11,袖带11被配置为附接到对象的身体部分,并且通过对袖带11充气来向对象的身体部分递送压力。包括袖带11的这种压力递送系统10通常在NIBP测量领域中是已知的,袖带11可以被附接到对象的四肢,特别是上臂、大腿或手腕。通常,它包括被配置为使袖带11充气的压力生成单元(例如泵或压力储器)、被配置为使袖带11放气的阀、以及被配置为控制压力生成单元和阀并且基于测量的袖带压力来确定对象的血压的处理器。可以提供用户接口(例如包括显示器、小键盘、扬声器和触摸板中的一个或多个),以例如以可见和/或可听形式发出测量的BP值。

[0108] 系统1还包括压力传感器20,压力传感器20被配置为在被附接到对象的身体部分的压力递送系统的袖带的充气期间采集时间相关的袖带压力值并且采集BP测量值。通常,压力传感器20不直接附接到对象的身体部分,而是袖带11被附接到身体部分,并且压力传感器20(在压力递送系统处)被附接到来自袖带11的空气管。压力传感器20(例如,以压力换能器的形式)因此可以集成到袖带中,并且可以由常规BP传感器来实施。施加外部压力并检测袖带压力的其他装置(诸如Shellcuff设计)也是可能的。

[0109] 系统1还包括第一传感器30,第一传感器30被配置为被附接到对象的身体的第一部位,并且在袖带的充气期间采集与对象的心跳有关的第一时间相关传感器信号。第一传感器30可以是用于采集ECG信号的ECG传感器。第一部位可以例如是优选地附接ECG电极以用于ECG测量的对象的胸部或躯干。

[0110] 系统1还包括第二传感器40,第二传感器40被配置为被附接到对象身体的第二部位,并且采集与对象的心跳有关的第二时间相关传感器信号,从而采集由于袖带的充气而调制的信号。第二传感器40可以是PPG传感器,例如接触式PPG传感器(诸如包括发射可见和/或红外范围内的光(例如红光和红外光)的一个或多个LED的脉搏血氧测量传感器)或远

程PPG传感器(诸如相机或光电检测器,如例如从Verkruyse等人的“Remote plethysmographic imaging using ambient light”(Optics Express,16(26), 22December 2008,pp.21434-21445)中已知的)。PPG通常是指对器官或身体部分的体积变化的光学测量,并且特别是指对由于随着每次心跳行进通过对象的身体的心血管脉搏波而引起的体积变化的检测。可以检测由对象的皮肤区域反射或透射通过对象的皮肤区域的辐射。第二部位可以例如是接触式PPG传感器可以被附接到或可以由远程PPG传感器监测的对象的手或手指。第二部位通常是第一部位周边的部位。例如,如果袖带附接到左上臂,则第二部位可以是第二传感器被附接到或由第二传感器监测的左手或左手的手指。

[0111] 通常同步地采集和采样第一和第二信号。除了与对象的心率相关并且允许计算PAT和/或PTT的ECG和PPG信号之外的其他信号可以被另外地或替代地使用,诸如检测心音的传感器、检测胸部振动的传感器等。

[0112] 系统1还包括在本文中公开并且在下文中描述的用于根据BP测量值、时间相关袖带压力值以及第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号来计算用于校准BP替代的校准参数的设备50。此外,设备50可以可选地被配置为通过使用BP替代来确定和监测对象的BP。

[0113] 系统1还可以可选地包括输出接口60,输出接口60被配置为发出任何确定的信息(诸如通过使用BP替代确定和监测的对象的BP值)。输出接口60通常可以是以视觉或听觉形式(例如以文本形式,作为图像或图表,作为声音或口语等)输出信息的任何设备。例如,输出接口60可以是显示器、扬声器、触摸屏、计算机监测器、智能手机或平板电脑的屏幕等。

[0114] 系统1还可以可选地包括控制单元70,控制单元70被配置为例如基于由设备50提供或由系统1计算的控制信号来控制压力递送系统10。控制单元70可以是设备50的一部分,或可以是外部实体。

[0115] 图11示出了根据本发明的用于校准BP替代以在监测对象的血压中使用的设备50的实施例的示意图。

[0116] 设备50包括BP输入部51,BP输入部51被配置为在被附接到对象的身体部分的压力递送系统10的袖带11的充气期间获得时间相关的袖带压力值并且获得BP测量值。设备50还包括传感器输入部52,传感器输入部52被配置为获得第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号,第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号两者与对象的心跳有关并且在袖带的充气期间在对象身体的不同部位处测量。BP输入部51和传感器输入部52可以直接被耦合或连接到袖带11以及第一传感器30和第二传感器40,或可以从存储设备、缓冲器、网络或总线等获得(即,检索或接收)这些信号。输入部51和52因此可以例如是(有线或无线)通信接口或数据接口,诸如蓝牙接口、WiFi接口、LAN接口、HDMI接口、直接电缆连接或允许信号传输到设备50的任何其他合适的接口。

[0117] 设备50还包括处理单元53。处理单元53可以是被配置为处理信号并且确定针对BP替代的校准的校准参数的任何种类的装置。此外,它可以被配置为通过使用BP替代来确定和监测对象的BP。它可以用软件和/或硬件来实施,例如被实施为被编程的处理器或计算机、或诸如智能手机、智能手表、平板电脑、膝上型电脑、PC、工作站等的用户设备上的app。

[0118] 设备50还可以包括被配置为输出任何确定的信息的输出部54。输出部54通常可以是提供确定的信息(例如,将它发送到另一设备或提供它以供另一设备(例如,智能手机、计

算机、平板电脑等)检索)的任何接口。因此,它通常可以是任何(有线或无线)通信或数据接口。

[0119] 图12示出了根据本发明的方法200的实施例的示意图。方法200的步骤可以由设备50执行,其中,方法的主要步骤由处理单元53执行。所述方法可以被实施为在计算机或处理器上运行的计算机程序。

[0120] 在第一步骤201中,获得在被附接到对象的身体部分的压力递送系统的袖带的充气期间的时间相关袖带压力值。在第二步骤202中,获得BP测量值。在第三步骤203中,获得第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号,第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号两者都与对象的心跳有关并且在袖带的充气期间在对象身体的不同部位处测量。应当注意,步骤201至203的顺序不指示时间顺序,而是这些步骤可以以任何时间顺序执行。优选地,同时执行步骤201和203,并且在步骤201和203之前或之后执行步骤202。

[0121] 在第四步骤204中,在袖带的充气期间,使用第一时间相关传感器信号中的第一特征和第二时间相关传感器信号中的第二特征根据第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号来计算脉搏相关值,脉搏相关值是PAT值或PTT值。可以经由适当的特征提取技术从第一信号和第二信号(例如ECG和PPG信号)中提取PAT或PTT值。还可以从单个信号导出其他特征,诸如心率、PPG形态特征等。

[0122] 在第五步骤205中,根据BP测量值以及成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对BP替代的校准参数,一对包括脉搏相关值和对应的时间相关的袖带压力值(具体地,相同时刻的值),其中,仅成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值用于计算针对其满足关于BP和/或袖带压力的一个或多个预定条件的BP替代。对于这些条件(或准则),存在如下所述的各种选项。

[0123] 因此,根据本发明的第一主要方面,能够校准BP替代,并且此后可以连续地跟踪BP。在实施例中使用准则,以包括充气期间的袖带压力范围,以根据袖带压力/BP替代数据对可靠地校准BP替代,其中,跨壁压力被很好地定义为所施加的袖带压力的函数,其中对于 $P_{\text{cuff}} > 0$ 的 P_{arterial} 不相对于对于 $P_{\text{cuff}} = 0$ 的 P_{arterial} 改变。通常,校准需要完整袖带充气。对于如在实施例中所使用的来自连续的基于充气的NIBP测量的基于PAT的替代校准,仅利用由满足生理约束的明确定义的准则给出的由袖带压力水平引起的PAT值。因此,根据实施例,某些数据(图9中的区域C中的数据)被丢弃。PPG信号中的特征可以被用作违反针对所应用的回归模型的潜在假设的指示,例如,外周动脉节段中的脉搏压力的变化。振荡包络中的特征可以用作违反针对所应用的回归模型(例如,血压范围)的潜在假设的指示。因此,以使用专用程序和方法的袖带充气过程为特征的作为患者的BP压力替代的PAT的可靠校准是可能的。

[0124] 在对用于经由BP替代/袖带压力对的回归进行BP校准的方法的以下解释中,PAT将被用作BP替代。实施例基于仅针对袖带压力的针对压力袖带值包括PAT数据的数据,只要外周血压(即,如果袖带被布置在上臂处,则袖带后面的手臂中的袖带压力)可以被假定为恒定的,例如变化小于5%或10%。

[0125] 具有BP推断的完全袖带充气可以将示波法应用于SBP、DBP和MBP的BP推断,其通常需要高于收缩BP的袖带充气:可以使用不同的准则来选择PAT值和袖带压力值的哪些对用于确定校准参数。例如,可以使用以下准则中的一个或两个:

[0126] - 准则1: 仅对于 $P_{\text{cuff}} < \text{DBP}$ 或 MBP , $\text{PAT}/P_{\text{cuff}}$ 值;

[0127] - 准则2: 对于 $p_{\text{min}} < P_{\text{cuff}} < \text{DBP}$, 例如 $p_{\text{min}} = 20\text{mmHg}$, $\text{PAT}/P_{\text{cuff}}$ 值。

[0128] p_{min} 可以相对于观察到的组织压缩效应来定义 (图7)。在组织经历显著体积变化的袖带压力下, 跨动脉的跨壁压可能更难以可靠地定义。

[0129] 在完整袖带充气过程期间采集的数据在图13中描绘的示意图中被示出为 PAT 相对于 P_{cuff} 的曲线图中的圆点。通过竖直线 DBP 指示 PAT 值 (即, 脉搏相关值) 和袖带压力值的哪些 P_{cuff} 值对用于校准参数的确定。

[0130] 图14示出了使用本发明的该方面的方法300的实施例的流程图。在第一步骤301中, 发起BP测量。在第二步骤302中, 在完整袖带充气过程期间采集 $\text{PAT}/P_{\text{cuff}}$ 数据对的完整集合。在第三步骤303中, 经由标准方法确定BP值, 诸如收缩血压、舒张血压和平均血压。在第四步骤304中, $\text{PAT}/P_{\text{cuff}}$ 数据对的数据范围根据预定准则 (例如, 根据准则1或2) 被限制。在第五步骤305中, 对采集的 (且有限的) 数据对运行回归。最后, 在第六步骤306中, 根据经校准的 PAT 数据来推断BP。

[0131] 在另一实施例中, 只要例如外周手臂中的SBP (如果袖带附接到上臂) 保持恒定, 就使用袖带压力。图15示出了图示只有当PPG信号中的特征指示没有外周手臂血压的脉搏压力变化时才使用 $P_{\text{cuff}}/\text{PAT}$ 值对的示意图。图15A示出了袖带充气期间的PPG信号表现。图15B示出了充气期间的 PAT 增加。图15C示出了充气期间的袖带压力。PPG幅度的变化指示外周动脉节段中的脉搏压力PP的变化, 并且用作定义要包括在回归/校准中的最大 $\text{PAT}/P_{\text{cuff}}$ 对的准则。PPG幅度是一个示例, 其中PPG幅度减小的开始指示应当使用最大压力回归数据。

[0132] 图16示出了使用本发明的该方面 (特别是使用PPG幅度变化作为准则) 的方法400的实施例的流程图。在第一步骤401中, 发起BP测量。在第二步骤402中, 只要PPG幅度恒定 (或变化小于给定的%年龄, 例如5%或10%), 就在袖带充气过程期间采集 $\text{PAT}/P_{\text{cuff}}$ 数据对的集合。在第三步骤403中, 对所采集的数据运行回归; 因此, 在该回归中使用例如来自先前完全充气的BP。最后, 在第四步骤404中, 根据经校准的 PAT 数据推断BP。

[0133] 作为上述准则的替代或补充, 可以使用其他准则。示例性准则是: i) 充气期间的 PAT 的最大变化的定义, 例如包括 $\text{PAT}/P_{\text{cuff}}$ 值, 对此, $\text{PAT} - \text{PAT}_{\text{ref}} < \text{最大值}$; 和 ii) PAT 变化的表现 (例如 PAT 的斜率) 的观察。

[0134] 模型参数的回归通常基于多个数据对: 测量的 PAT 值和对应的袖带压力值。这在图17中描绘的示意图中图示, 图17示出了用于将参数化模型拟合到在袖带充气期间获得的测量数据对 (袖带压力, PAT) 的示例。图17A示出了完全充气的示意图, 而图17B示出了仅使用低袖带压力水平进行回归从而导致不太鲁棒的回归的示意图。如上所述, 可以在逐个心跳的基础上测量 PAT 值。每当在外周传感器处检测到新的脉搏时, 可以计算对应的 PAT , 并且测量对应的袖带压力。换句话说, 可以用于参数回归的数据对的数量等于在袖带充气期间检测到的脉搏的数量。

[0135] 然而, 测量的 PAT 值可能与测量误差相关联。因此, 参数回归的质量 (即准确性) 增加了可以用于进行实际回归的更多数据对。因此, 如上面在实施例中所解释的那样仅使用曲线的下部分来进行参数回归 (即直到某个袖带压力水平的 PAT 和袖带压力数据对) 可以关于参数回归的质量进一步改进。例如, 如果仅使用曲线的下部, 则能够用于参数回归的数据对的总数减少。此外, 可以降低回归曲线中的信噪比。 PAT 测量中的绝对误差与所施加的袖

带压力无关。然而,用于参数回归的期望信号分量是在袖带充气期间PAT从基线PAT的变化,而不是绝对PAT值。基线PAT是未施加袖带压力的PAT。鉴于此,如果仅考虑低袖带压力水平,则相对PAT测量误差增加,因为PAT的变化对于低袖带压力水平是低的。

[0136] 因此,根据本发明的第二主要方面,可以使用通常具有与上面关于图10和11所示的系统和设备所解释的相同的单元的系统和设备。然而,处理单元53和由处理单元53执行的方法被不同地配置。图18示出了根据本发明的方法500的实施例的示意图。方法500的步骤可以由设备50执行,其中,所述方法的主要步骤由处理单元53执行。所述方法可以被实施为在计算机或处理器上运行的计算机程序。

[0137] 在第一步骤501中,获得在被附接到对象的身体部分的压力递送系统的袖带的充气期间的时间相关袖带压力值。在第二步骤502中,获得BP测量值。在第三步骤503中,获得第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号,第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号两者都与对象的心跳有关并且在袖带的充气期间在对象身体的不同部位处测量。

[0138] 在第四步骤504中,计算用于控制压力递送系统的控制信号,以在部分充气中重复地充气其袖带,直到袖带压力低于对象的收缩BP。

[0139] 在第五步骤505中,使用第一时间相关传感器信号中的第一特征和第二时间相关传感器信号中的第二特征根据在袖带的重复部分充气期间测量的第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号来计算脉搏相关值,脉搏相关值是PAT值或PTT值。

[0140] 在第六步骤506中,根据BP测量值以及成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对BP替代的校准参数,成对的所述脉搏相关值和对应的袖带压力值根据在袖带的重复部分充气期间测量的第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号来计算,一对包括相同时刻的脉搏相关值和对应的袖带压力值(或至少时间相关的值)。

[0141] 因此,在示例性实施例中,泵控制被配置为重复地施加范围从0mmHg袖带压力到近似舒张压水平的短的增加的压力曲线(压力斜坡),或直到检测到PPG信号中的脉搏幅度变化,从而记录袖带压力和PAT。所述处理可以对每个施加的压力斜坡进行参数回归,并对所获得的回归参数求平均,以改进总体校准精度。

[0142] 参考图18解释的实施例基于仅低袖带压力水平应当用于校准的想法。对那些相关袖带压力水平的重复采样在足够短的时间段内是可行的,使得BP水平是稳定的并且不改变,这将使校准过程失真。此外,通过低的最大压力来实现甚至在其之间没有暂停的重复充气斜坡。不需要等待组织和动脉从高加压恢复(即,没有滞后效应)。

[0143] 另一个优点是,低于舒张压的袖带压力水平对于患者(特别是对于清醒的患者)来说非常不引人注目,导致比完全充气斜坡上升到超收缩水平更少的不适和对皮肤的更少应激。

[0144] 这样的实施例的又一个优点在于,它不会对集成到NIBP设备中的压力泵提出额外的要求。通过从0mmHg到舒张压水平的单个缓慢压力斜坡来实现相同效果的替代提议将需要泵能够在低压水平下实现非常小的空气流量,这将表示对泵设计的重大挑战,并且目前不受NIBP设备中使用的标准泵的支持。

[0145] 该想法不仅适用于使用由ECG和PPG传感器测量的PAT的系统,而且更一般地适用于具有用于测量脉搏传播延迟(例如,基于差分脉搏传导时间)的替代方法并且具有在所考

虑的脉搏波的传播路径内应用的可加压袖带的系统。

[0146] 在下文中,解释了经由重复的部分充气来实现改进的BP替代校准的第二方面的实施例。在这些实施例中,使用PPG传感器和ECG传感器在逐个心跳的基础上推断PAT值。

[0147] 在实施例中,PAT的基线值 PAT_{base} 通过对特定时段内的PAT测量求平均来获得。该时段可以由用户预先确定和固定或设置例如为20s或15s或任何其他足够长的时间段,以充分抑制由例如呼吸(0.1-0.5Hz的典型频率)、Meyer波(0.1Hz的典型频率)或其他测量噪声引起的不希望波动。

[0148] 通过激活NIBP设备的泵,进行第一(部分)充气斜坡上升到某个亚收缩水平。这可以是舒张压(从最后的NIBP测量中已知)、某个指定的亚舒张水平、某个固定的袖带压力水平(例如,60mmHg或40mmHg),或与 PAT_{base} 相比PAT已经超过某个阈值或检测到PPG幅度的预定义幅度变化的压力水平。充气速度可以设置为固定的充气速度(诸如例如10mmHg/s)或以其他方式选择,例如,取决于心率以保证充气斜坡内的某个最小心跳次数。在袖带充气期间,在测量PAT值的相同时刻测量袖带压力 p_{cuff} 。PAT与基线 PAT_{base} 相比的差(被表示为 ΔPAT)针对袖带充气期间的PAT值来计算。

[0149] 测量的数据对 $(\Delta PAT, P_{cuff})$ 用于进行对参数化模型函数 f 的未知模型参数 $m_1, m_2, \dots, m_N$ 的参数回归(曲线拟合),该参数化模型函数 f 对PAT的变化与工作点周围血压的变化 ΔBP 之间的关系进行建模。在袖带充气期间,血压的变化是 $\Delta BP = -P_{cuff}$,因为袖带下方的长度 L_{cuff} 的动脉节段中的血压降低 P_{cuff} (该解释也适用于上述方法)。因此,获得回归方程如下:

[0150] $\Delta PAT = L_{cuff} \cdot f(-P_{cuff}; m_1, m_2, \dots, m_N)$ 。

[0151] 作为示例,在简单的线性比例模型中,未知模型参数的数量将是两个($=m_1 \cdot \Delta BP + m_2$)。用于参数回归的优选准则是最小二乘误差,然而,可以根据不同的误差度量(诸如例如最小绝对误差)进行参数回归。

[0152] 为了改进参数回归,将袖带放气,进行另一部分充气,并且执行另一参数回归。这可以重复多次。在优选实施例中,进行一次额外的部分充气。随后,所获得的模型参数的回归值被平均,从而改进模型参数校准的准确性。所获得的回归值的变化程度可以用于决定应当进行多少次重复的部分充气。例如,如果在两次部分充气之后获得的回归值紧密对准,则不需要进一步的部分充气。

[0153] 为了校准所得到的连续BP估计器,进行NIBP测量,从而产生血压参考测量 BP_{ref} 。这通过将最后的部分充气继续到超收缩袖带压力水平来实现,使得能够计算基于标准充气的示波血压测量。换句话说,最后的充气斜坡是“完全”袖带充气斜坡。图19示出了图示所提出的在进行完全充气之前在两次额外部分充气(在完全充气之前)的示例处的袖带压力曲线以改进模型参数校准的示意图。最后,经校准的基于PAT的连续血压估计器被获得为

[0154] $BP = BP_{ref} + f^{-1}\left(\frac{\Delta PAT}{L}\right),$

[0155] 其中 f^{-1} 表示使用通过多重回归获得的模型参数的平均值的 f 的逆函数。 L 是由从心脏到外周PPG传感器的动脉树的长度确定的基于群体的参数。例如, L 经由手臂长度来推断。

[0156] 通常,不时地重复这些步骤以重新校准连续血压估计器。这可以根据一些常规排程(schedule)或在发生显著血压变化的情况下完成。通常,每当NIBP测量被自动地或手动

地触发时,可以执行图19所示的类型的所提出的压力曲线,即,压力曲线包括重复的部分充气的压力曲线。

[0157] 在替代实施例中,部分充气不是预先附加的而是附加的。图20示出了图示所提出的在两次额外的部分充气(在完全充气之后)的示例处的袖带压力曲线的示意图。该曲线具有以下优点:与图19所示的压力曲线的先前实施例相比,NIBP值可以被更快地显示。然而,第一参数校准与第二参数校准之间的时间距离更长。如果患者的血液动力学状态在该时间期间不恒定,即,如果模型参数正在改变,则通过在多个校准事件内求平均的准确性增益减小。

[0158] 在另一替代实施例中,改进的参数回归不是通过对来自多个部分充气的回归参数求平均来获得的,而是通过使用来自针对单个回归的多个部分充气的所有获得的数据对($\Delta PAT, P_{cuff}$)来获得的。对于该选项,通过使更多的回归数据点可用于单个回归来获得准确性增益。此外,代替预先确定进行的部分充气的数量,而是可以通过回归误差的阈值比较来确定。如果回归误差下降到该阈值以下,则不需要进一步的部分充气。

[0159] 又一替代实施例还提供了在已经经由模型参数回归和NIBP参考测量校准连续血压估计器之后,例如每10分钟仅进行部分充气。这可以如上所述的那样进行。只有当与最后一次“完全校准”相关联的参数回归结果相比模型参数回归导致模型参数 $m_1, \dots, m_N$ 发生相关变化时,才进行利用NIBP参考测量的“完全校准”。如果没有检测到相关变化,则不更新当前连续血压估计器的参数,并且不进行针对NIBP测量的完全充气。图21示出了通过重复的部分充气提供重新校准需要的连续跟踪的压力曲线的示意图。该概念的优点在于,它具有长时间不引人注目的操作的潜力。这对于具有多天自动化NIBP监测的患者是有利的,例如,通过夜间期间的改进的睡眠质量来支持ICU患者的愈合过程。

[0160] 本发明适用于广泛的应用,例如用于医院内监测环境,其中NIBP、ECG和PPG传感器已经可用并被使用。例如,这些传感器实际上在OR和ICU中的所有环境中使用,但是这还包括普通病房中的某些环境以及如神经病学的专科病房中的环境。更具体地,它允许非侵入性地测量逐心跳动脉血压。逐心跳血压监测可以提供与不良患者结果相关联的低血压事件的早期检测。此外,它可以提供血液动力学不稳定性的早期警告。所公开的装置和方法还可以应用于长期监测,例如,用于24hBP监测或夜间睡眠期间的BP监测。

[0161] 尽管已经在附图和上述描述中详细图示并描述了本发明,但是这些图示和描述应被视为是说明或示例性的,而不是限制性的。本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、公开内容和从属权利要求,在实践所请求保护的本发明时,能够理解并实现所公开的实施例的其他变型。

[0162] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0163] 计算机程序可以被存储/分布在合适的非瞬态介质上,例如与其他硬件一起或作为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。

[0164] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

[0165] 所要求保护的系统、设备和方法的其他实施例可以被配置如下:

[0166] 1、如本文中公开的设备,其中,所述处理单元(53)被配置为:

[0167] -计算用于控制所述压力递送系统(10)的控制信号,以在部分充气中重复对其袖带进行充气,直到袖带压力在所述对象的收缩BP以下,

[0168] -使用第一时间相关传感器信号中的第一特征和第二时间相关传感器信号中的第二特征,根据在所述袖带的重复部分充气期间测量的第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号来计算脉搏相关值,所述脉搏相关值为脉搏到达时间PAT值或脉搏传递时间PTT值,以及

[0169] -根据所述BP测量值以及成对的所述脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对BP替代的校准参数,所述成对的所述脉搏相关值和对应的袖带压力值是根据在所述袖带的所述重复部分充气期间测量的所述第一时间相关传感器信号和第二时间相关传感器信号来计算的,一对包括脉搏相关值和对应的时间相关性袖带压力值。

[0170] 2、如实施例1中所述的设备,

[0171] 其中,所述处理单元(53)被配置为计算用于控制所述压力递送系统(10)的所述控制信号,以部分充气的方式对其袖带进行充气,只要在外周BP基本恒定,尤其是变化小于10%或小于5%时。

[0172] 3、如实施例2中所述的设备,

[0173] 其中,所述处理单元(53)被配置为基于所述第一时间相关传感器信号和/或所述第二时间相关传感器信号来确定所述外周BP是否基本上恒定,特别是通过确定所述第二时间相关信号的幅度基本上恒定、特别是相对于先前采集的平均值变化小于10%或小于5%的时段。

[0174] 4、如实施例1中所述的设备,

[0175] 其中,所述处理单元(53)被配置为计算用于控制所述压力递送系统(10)的控制信号,以在所述部分充气中对其袖带充气直到所述对象的舒张BP、特别是所述对象的最新测量的舒张BP、直到所述对象的平均BP、特别是所述对象的最新测量的平均BP、或直到设置阈值袖带压力。

[0176] 5、如实施例1中所述的设备,

[0177] 其中,所述处理单元(53)被配置为计算用于控制所述压力递送系统(10)的控制信号,以在所述部分充气中对其袖带充气直到所述PAT超过PAT阈值处的袖带压力,特别是绝对PAT阈值或与基线PAT相比的相对PAT阈值。

[0178] 6、如实施例5中所述的设备,

[0179] 其中,所述处理单元(53)被配置为通过对时间段、特别是在10s至5min的范围内的时间段内的PAT测量结果求平均来计算所述基线PAT。

[0180] 7、如实施例1中限定的设备,

[0181] 其中,所述处理单元(53)被配置为计算用于控制所述压力递送系统(10)的控制信号,以在所述部分充气中对其袖带充气直到所述第二时间相关信号的幅度超过幅度阈值、特别是绝对幅度阈值或相对幅度阈值的袖带压力。

[0182] 8、如前述实施例中的任一项所述的设备,

[0183] 其中,所述处理单元(53)被配置为计算用于控制所述压力递送系统(10)的控制信号,以在所述部分充气中以预定充气速度或取决于所述对象的心率、所述对象的舒张BP、所

述对象的平均BP和所述对象的收缩BP中的一个或多个的充气速度对其袖带充气。

[0184] 9、如实施例中的任一项所述的设备，

[0185] 其中，所述处理单元 (53) 被配置为：

[0186] - 计算用于控制所述压力递送系统 (10) 的控制信号，以在部分充气的每次迭代之后使其袖带放气，

[0187] - i) 针对每次迭代，使用单独的回归根据在相应的迭代中获得的成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算所述一个或多个校准参数，并且将针对所述两次或更多次迭代计算的相应校准参数平均成一个或多个平均校准参数以供所述BP替代使用，或

[0188] ii) 根据在单次回归中的两次或更多次迭代中获得的成对的脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算所述一个或多个校准参数。

[0189] 10、如前述实施例中的任一项所述的设备，

[0190] 其中，所述处理单元 (53) 被配置为计算用于控制所述压力递送系统 (10) 的控制信号，以在部分充气的一次或多次迭代之前和/或之后以完全充气对其袖带充气超过所述对象的收缩BP，以获得用于使用所述BP替代来监测所述对象的BP的时间相关BP参考测量结果。

[0191] 11、如前述实施例中的任一项所述的设备，

[0192] 其中，所述处理单元 (53) 被配置为基于回归误差与回归误差阈值的比较来控制进行部分充气的多少次迭代，和/或控制是否以及何时根据固定或可变排程进行完全充气，或控制一个或多个校准参数是否在最后的计算中显著改变，特别是改变超过10%。

[0193] 12、如前述实施例中的任一项所述的设备，

[0194] 其中，所述处理单元 (53) 被配置为通过使用所计算的BP替代和当没有压力被递送到所述对象的身体部分时在所述对象的身体的不同部位处测量的所测量的第一时间相关传感器信号和第一时间相关传感器信号来确定当没有压力由所述压力递送系统递送到所述对象的身体部分时的BP值。

[0195] 13、一种用于校准血压BP替代以用于监测对象的血压的系统，所述系统包括：

[0196] 压力递送系统 (10)，其包括袖带 (11)，所述袖带被配置为被附接到所述对象的身体部分，并且通过对所述袖带充气来向所述对象的身体部分递送压力；

[0197] 压力传感器 (20)，其被配置为在被附接到所述对象的身体部分的所述压力递送系统的袖带的充气期间采集时间相关的袖带压力值，并且采集或推断BP测量值；

[0198] 第一传感器 (30)，其被配置为被附接到所述对象的身体的第一部位，并且在所述袖带的所述充气期间采集与所述对象的心跳有关的第一时间相关传感器信号；

[0199] 第二传感器 (40)，其被配置为被附接到所述对象的身体的第二部位，并且在所述袖带的所述充气期间采集与所述对象的心跳有关的第二时间相关传感器信号；以及

[0200] 如本文中公开的设备 (50)，所述设备 (50)，其用于根据所述BP测量值、所述时间相关袖带压力值以及所述第一时间相关传感器信号和第一时间相关传感器信号来计算用于校准BP替代的一个或多个校准参数。

[0201] 14、如本文中公开的方法，包括：

[0202] - 计算用于控制所述压力递送系统 (10) 的控制信号，以在部分充气中重复对其袖带进行充气直到袖带压力在所述对象的收缩BP以下，

[0203] -使用所述第一时间相关传感器信号中的第一特征和所述第二时间相关传感器信号中的第二特征,根据在对所述袖带的所述重复部分充气期间测量的所述第一时间相关传感器信号和所述第二时间相关传感器信号来计算脉搏相关值,所述脉搏相关值为脉搏到达时间PAT值或脉搏传递时间PTT值,以及

[0204] -根据所述BP测量值以及成对的所述脉搏相关值和对应的袖带压力值来计算针对BP替代的校准参数,所述成对的所述脉搏相关值和对应的袖带压力值是根据在对所述袖带的所述重复部分充气期间测量的所述第一时间相关传感器信号和所述第二时间相关传感器信号计算的,一对包括相同时刻的脉搏相关值和对应的时间相关的袖带压力值。

[0205] 15、一种计算机程序,包括程序代码装置,当在计算机上执行所述计算机程序时,所述程序代码装置用于令所述计算机执行如实施例14中所述的所述方法的步骤。

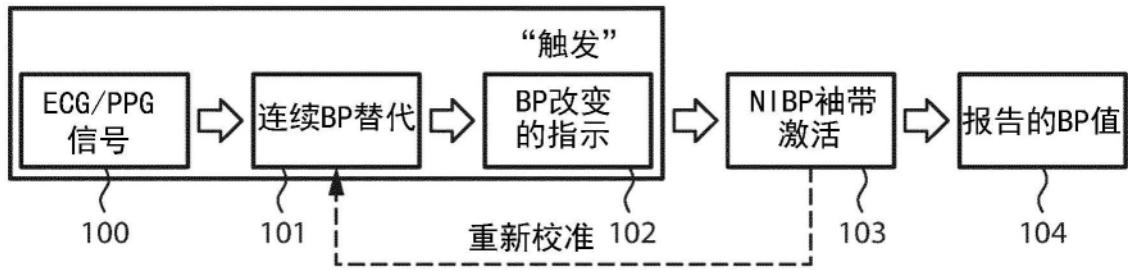


图1

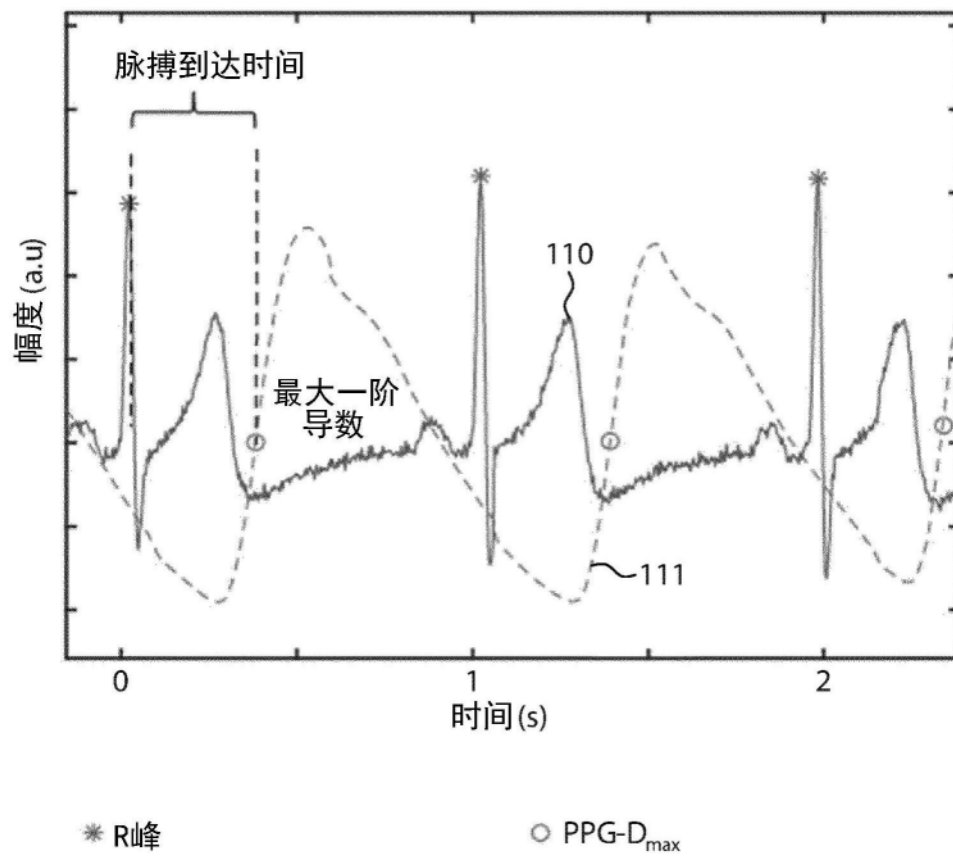


图2

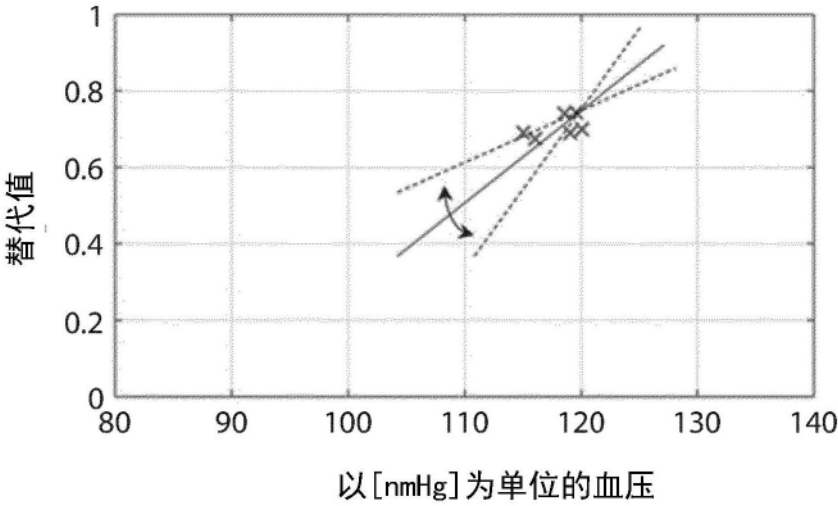


图3A

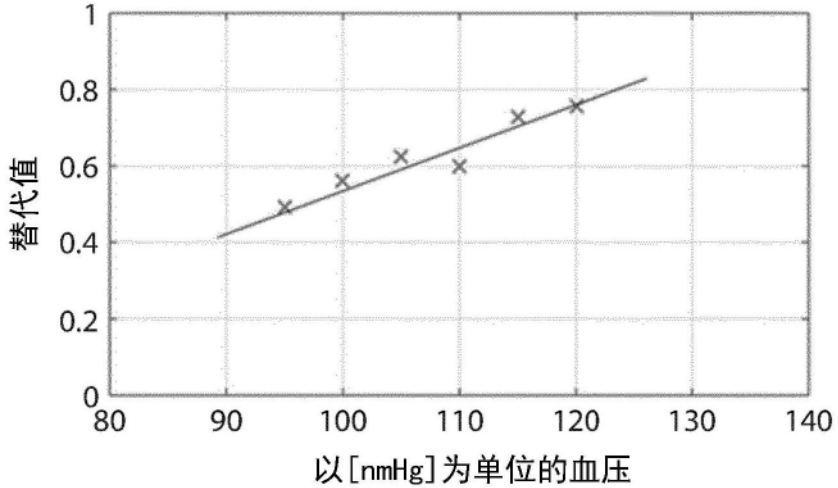


图3B

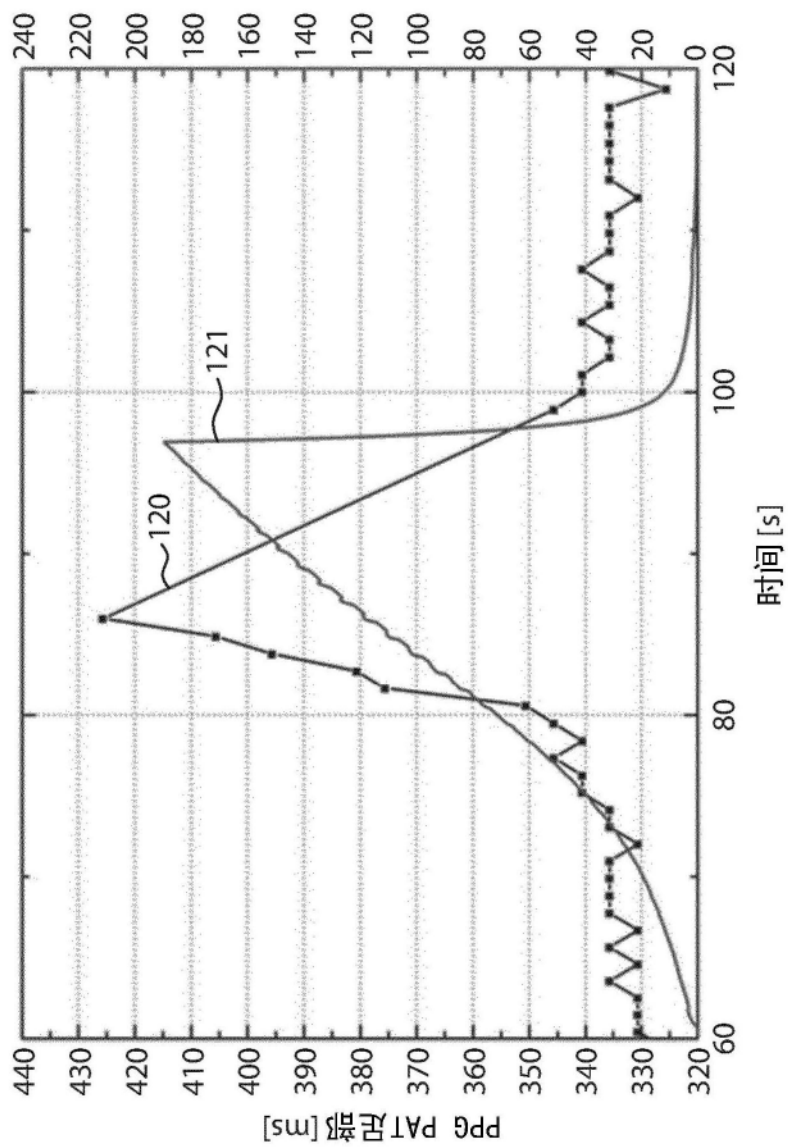


图4

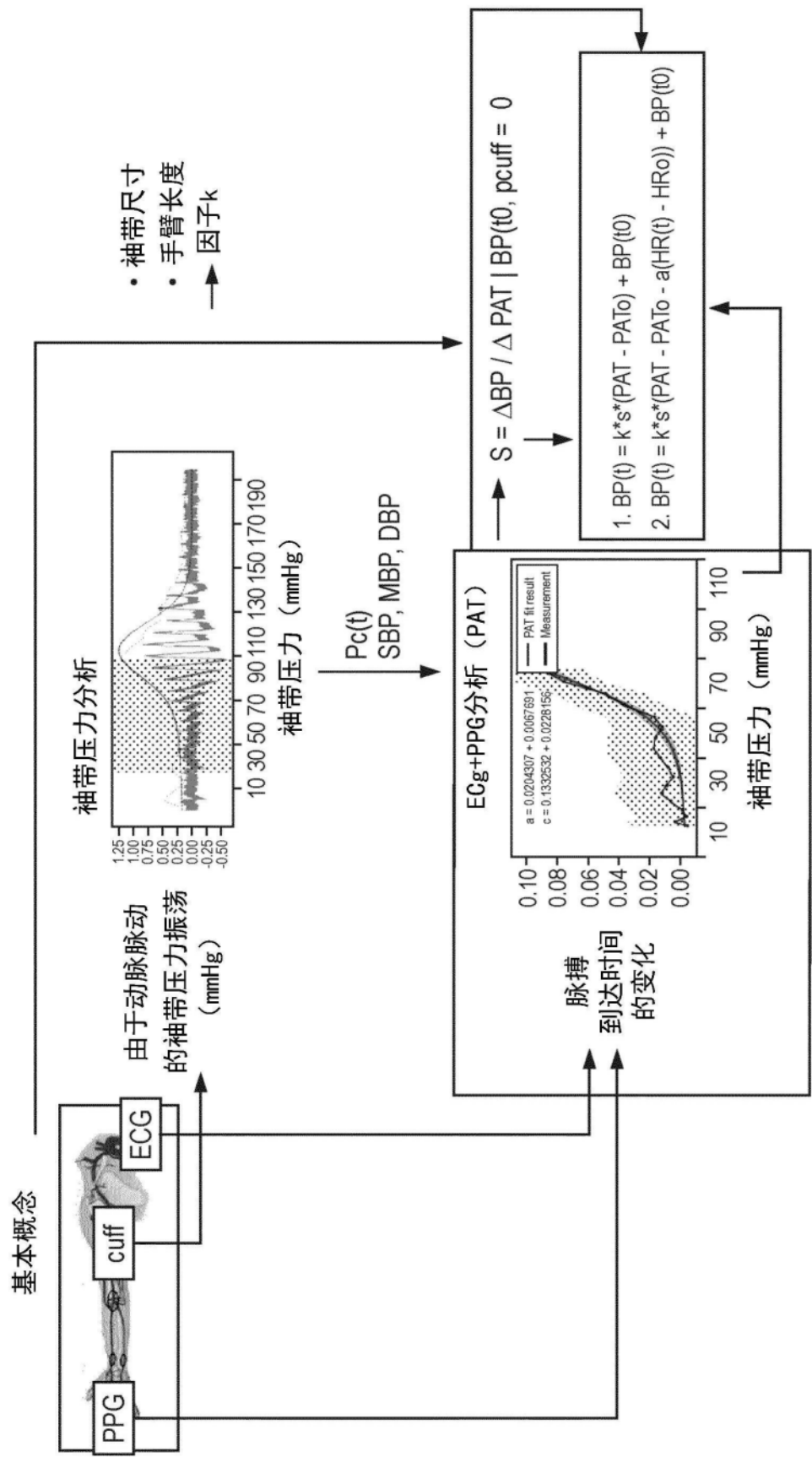


图5

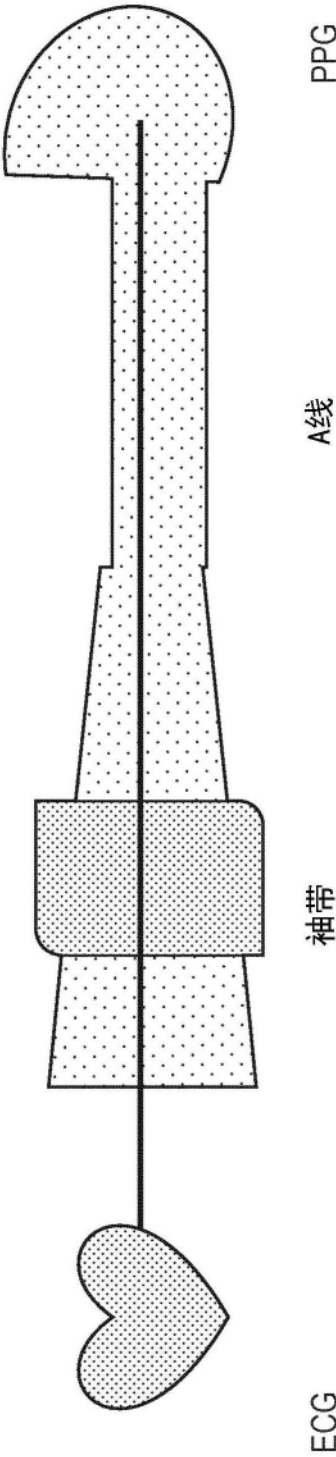


图6

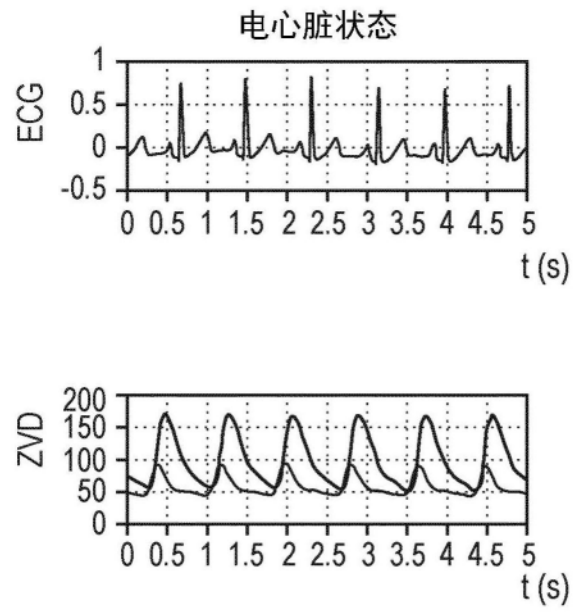


图7A

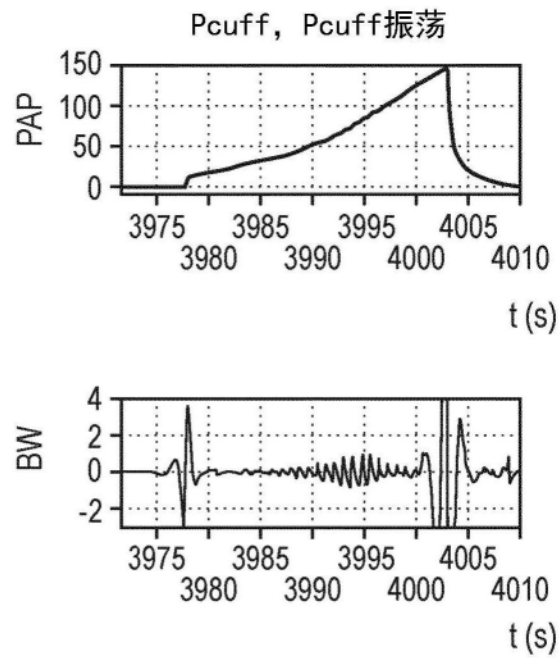


图7B

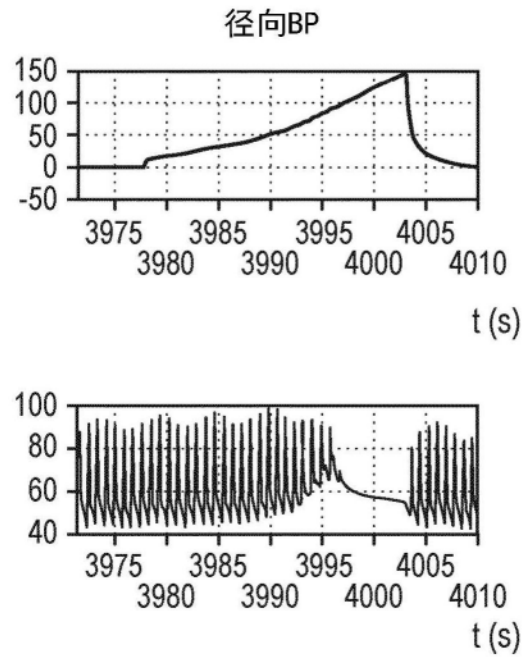


图7C

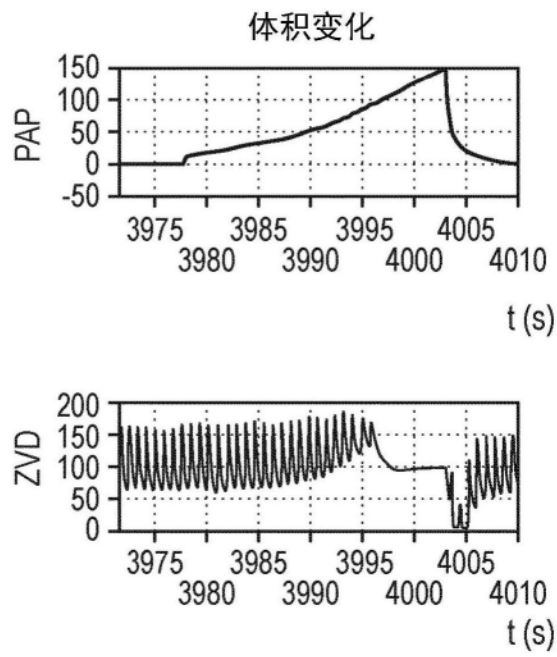
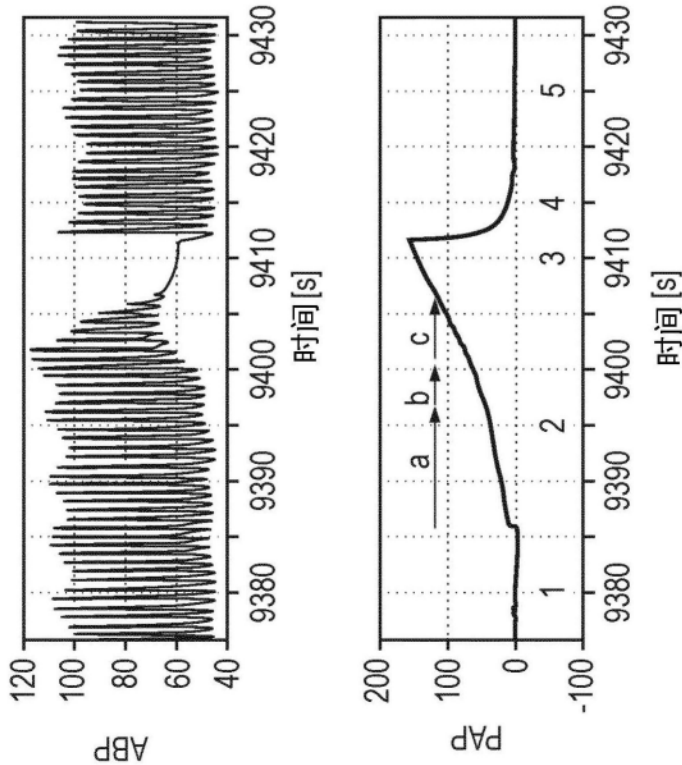


图7D

观察袖带周边的手臂中的ABP	
1	在袖带充气之前
2a	袖带充气, 约50mmHg
2b	袖带充气, >50mmHg (I)
2c	袖带充气, >50mmHg (II)
3	血流完全停止, 没有ABP的脉动
4	袖带放气
5	在袖带充气之后



• 充气时间最大约30s

图8

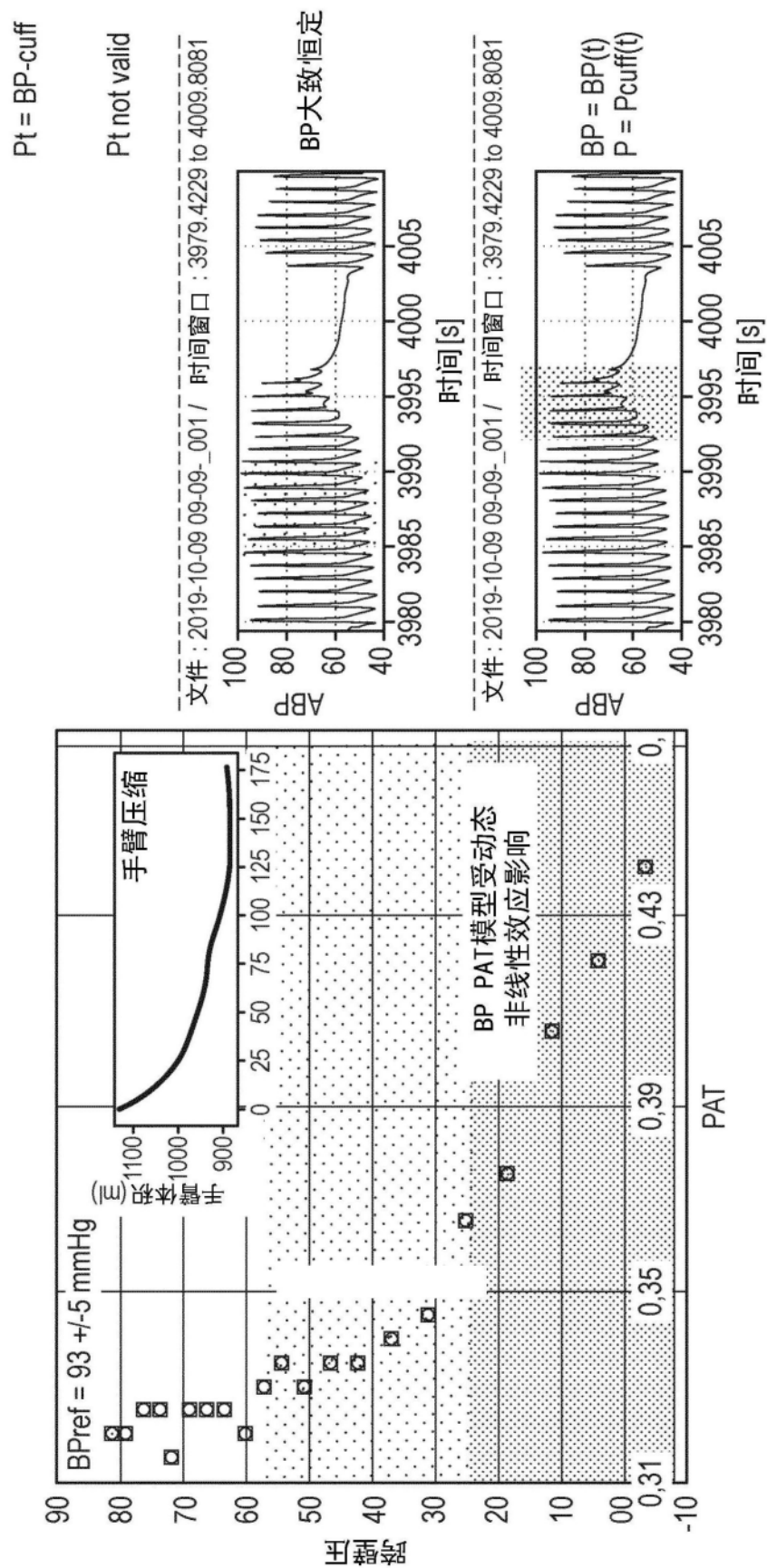


图9

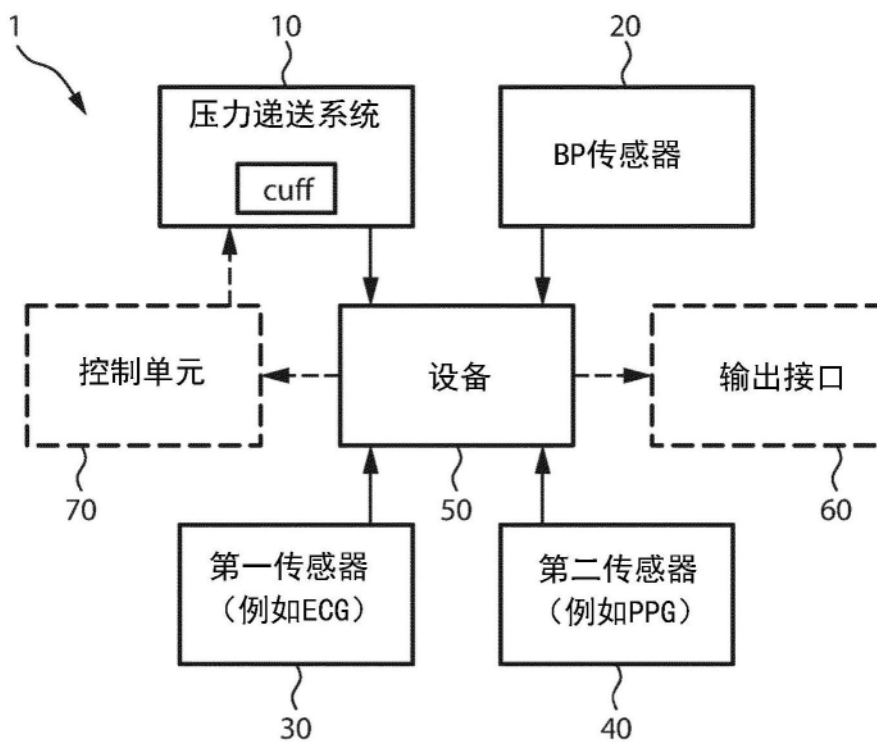


图10

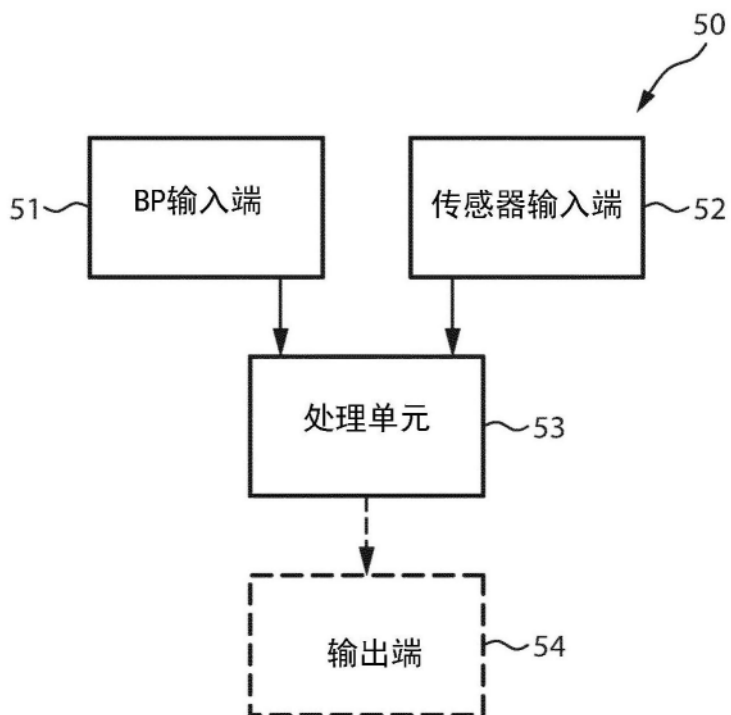


图11

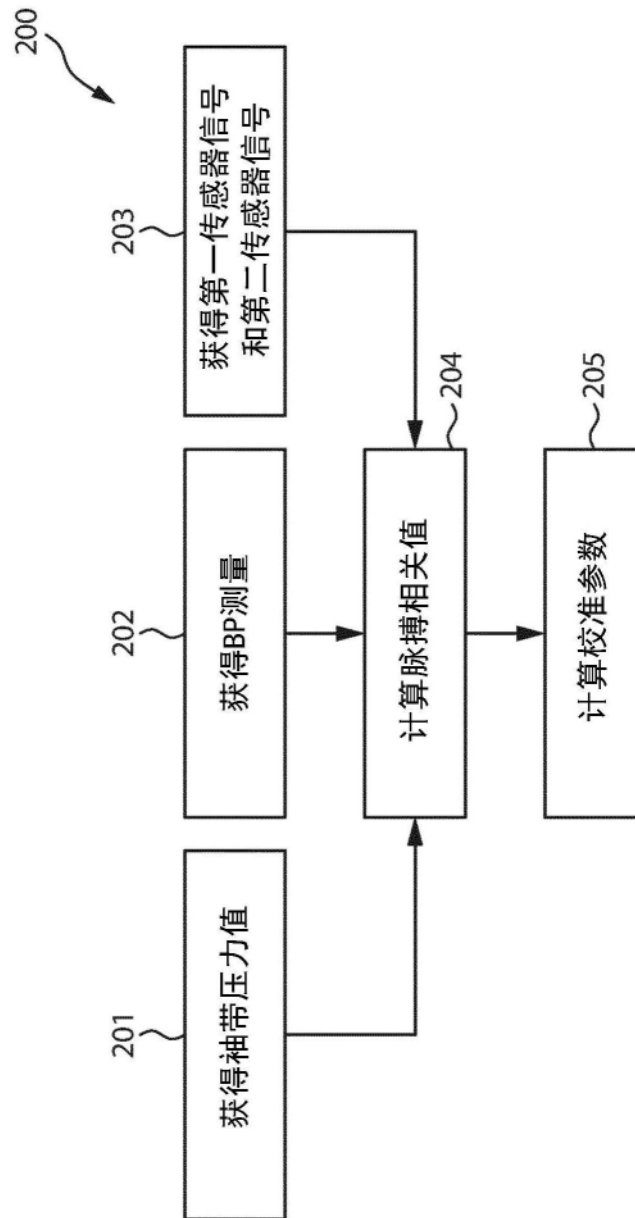


图12

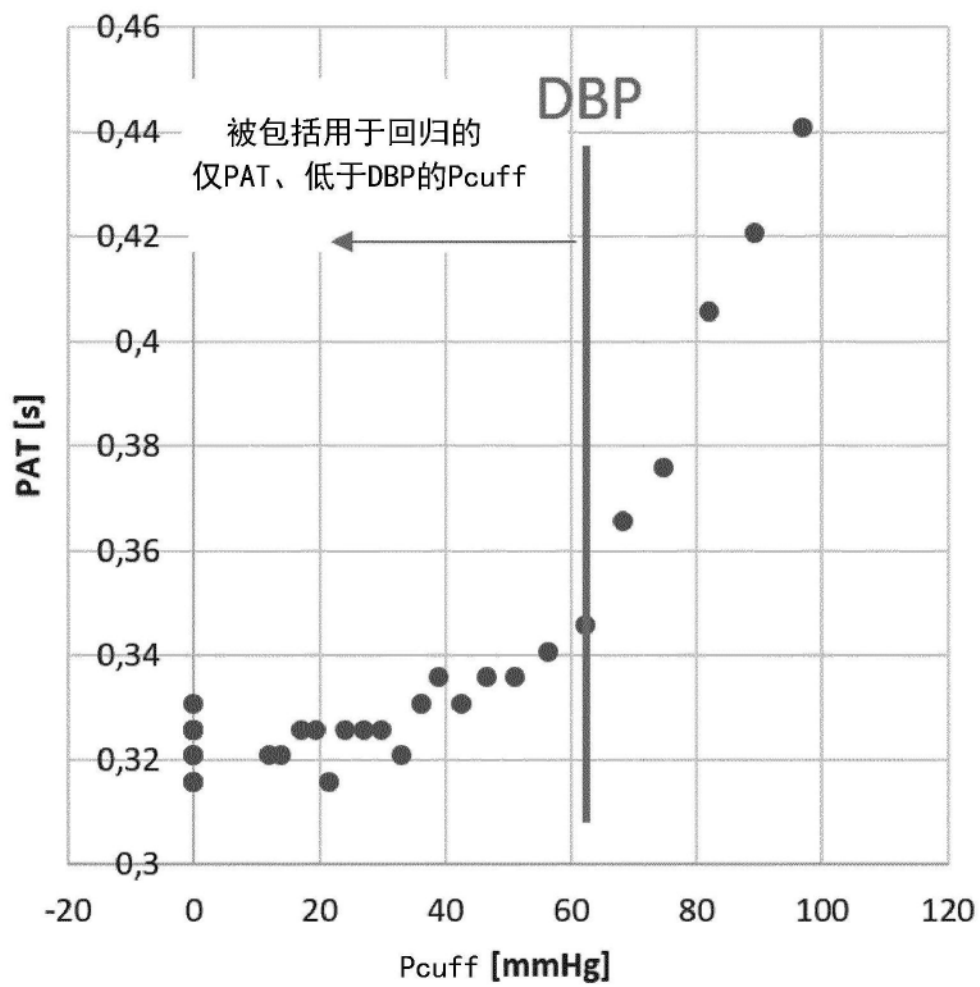


图13

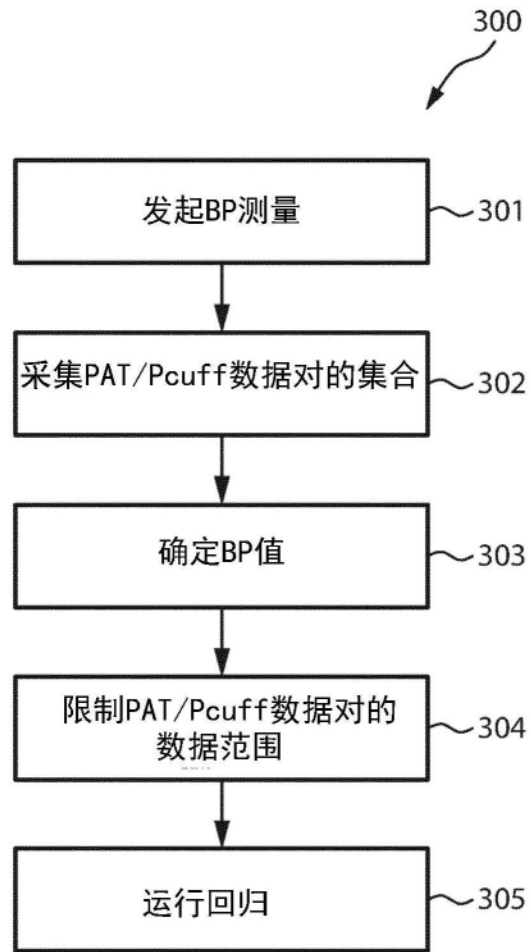


图14

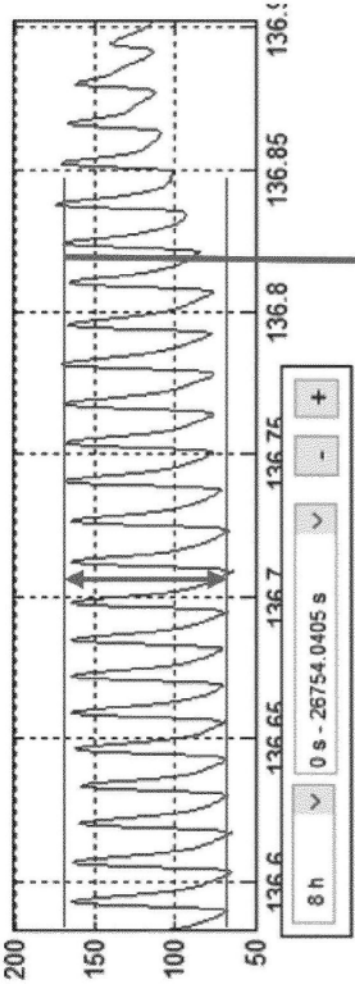


图15A

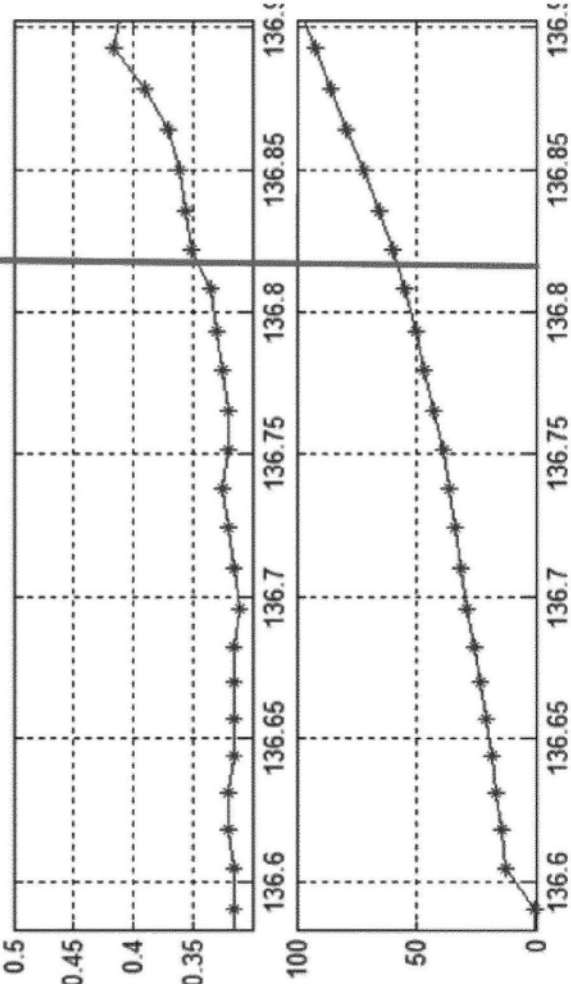


图15B

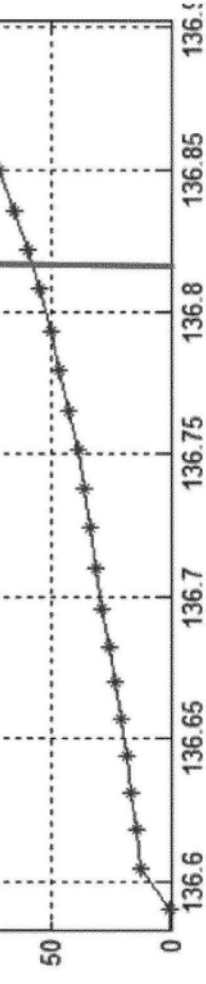


图15C

PPG信号

PAT [s]

p_{Cuff} [mmHg]

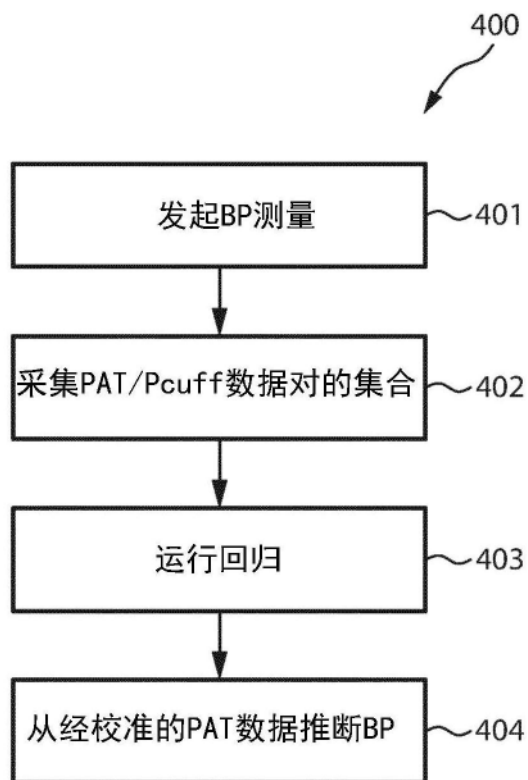


图16

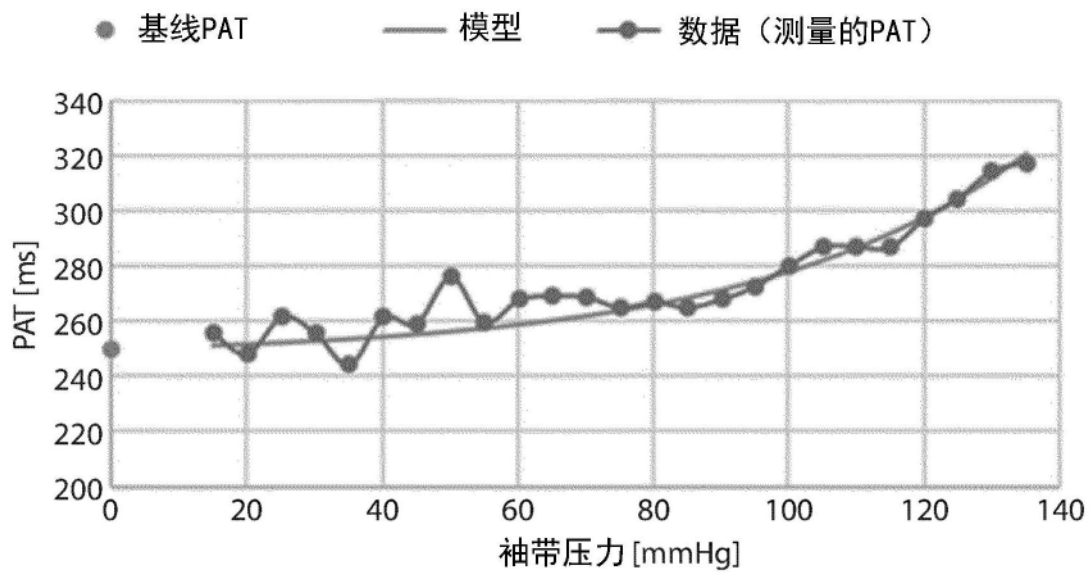


图17A

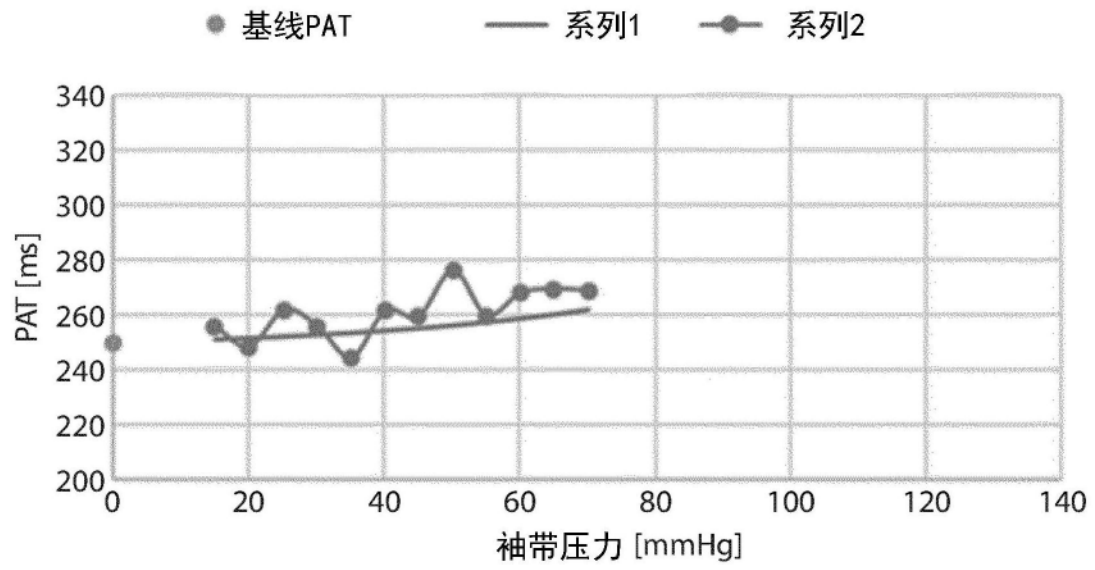


图17B

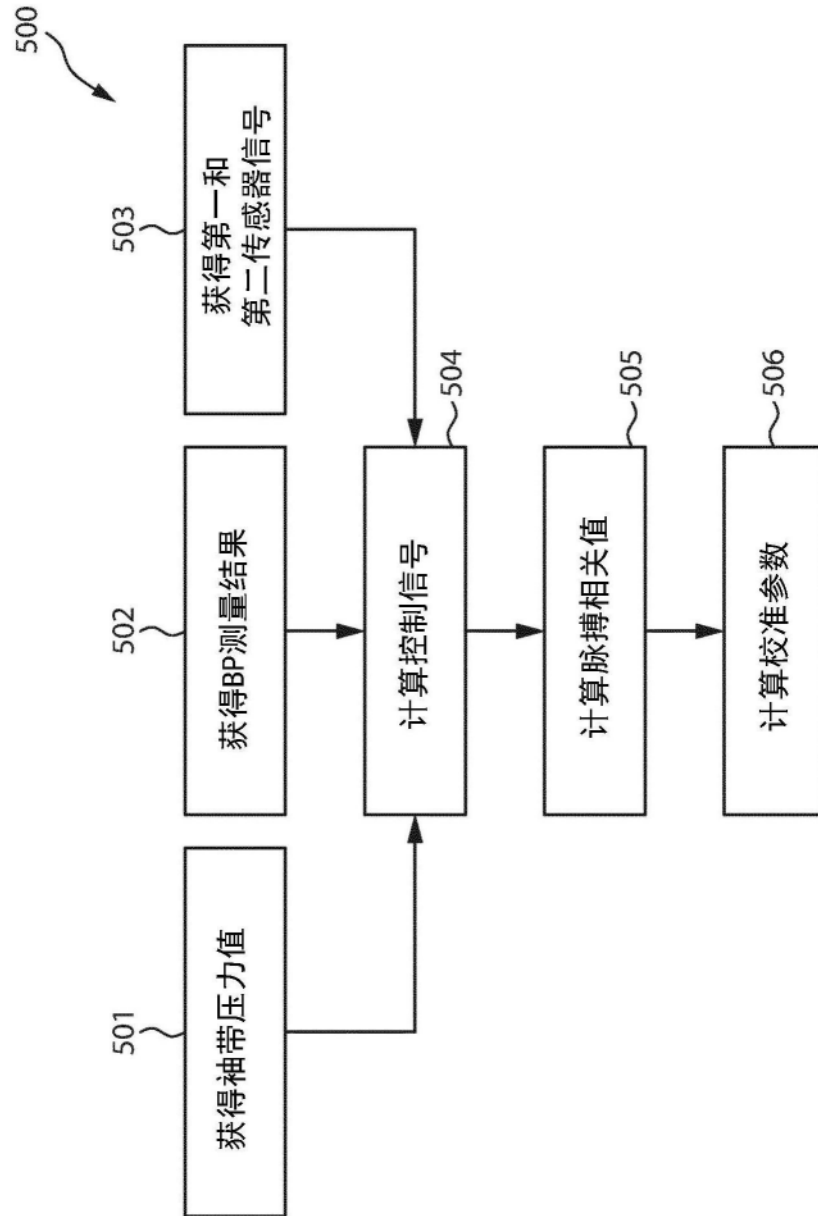


图18

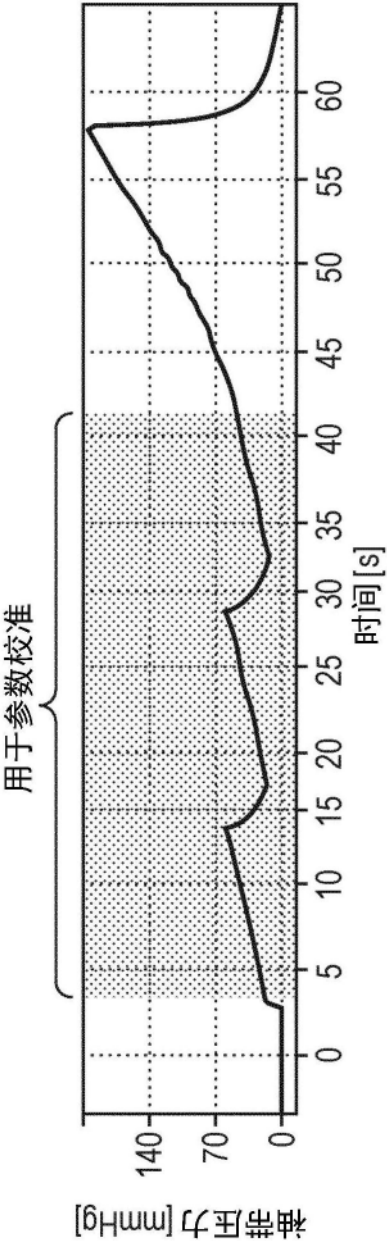


图19

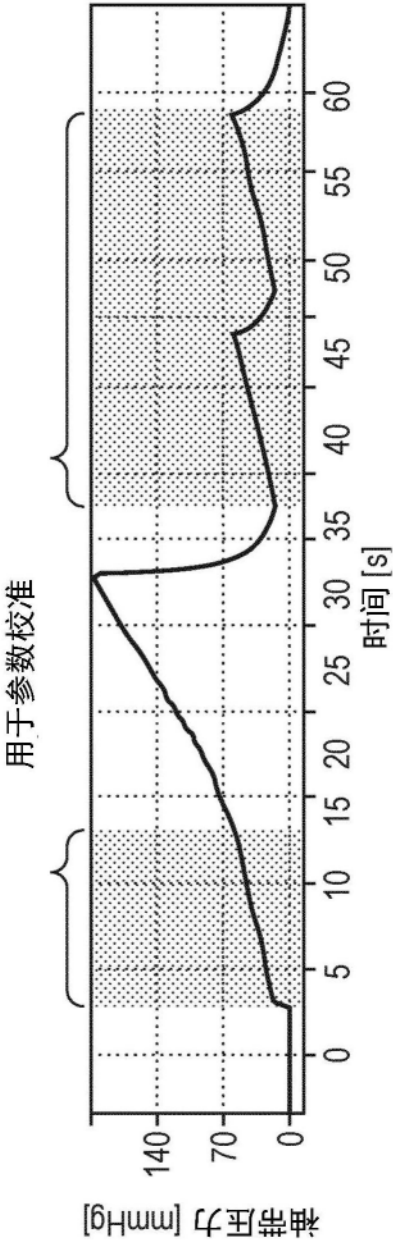


图20



图21