



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113226161 A

(43) 申请公布日 2021.08.06

(21) 申请号 201980084456.1

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22) 申请日 2019.12.09

代理人 孟杰雄

(30) 优先权数据

18213276.1 2018.12.18 EP

(51) Int.Cl.

A61B 5/02 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2021.06.18

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2019/084118 2019.12.09

(87) PCT国际申请的公布数据

W02020/126576 EN 2020.06.25

(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 L·I·博加图 J·米尔施泰夫

M·P·J·屈嫩 E·布雷施

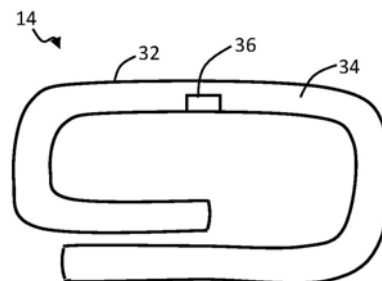
权利要求书3页 说明书20页 附图4页

(54) 发明名称

用于导出动脉顺应性的量度的控制单元

(57) 摘要

本发明提供一种用于基于采集的动脉容积变化信号和采集的脉搏到达时间信号导出动脉顺应性的量度的控制单元 (12) 和方法。示波血压测量设备被用于采集动脉容积变化信号。当施加到动脉的压力由示波血压测量设备改变时,动脉容积和脉搏到达时间的变化两者被测量。动脉容积信号被变换成表示动脉容积的峰到峰幅度的变化的对应的信号。第一模型拟合流程被用于将该峰到峰幅度信号变换为指示作为跨壁压的函数的动脉容积的信号。第二模型拟合流程被用于根据导出的动脉容积与跨壁压信号和导出的脉搏到达时间变化信号生成动脉顺应性的最终输出量度。



1. 一种用于导出动脉顺应性的量度的控制单元 (12), 能够在使用中与示波血压测量设备 (14) 以及用于测量脉搏到达时间的模块 (16) 操作性地耦合,

所述控制单元 (12) 适于:

在由所述测量设备施加到被假定为与所述测量设备接触的动脉的压力在压力的范围内变化时使用所述示波血压测量设备来采集指示所述动脉的动脉容积的变化的动脉容积信号;

从所述动脉容积信号中提取指示在施加的压力的所述范围内的所述动脉容积的峰到峰幅度的峰到峰容积幅度信号;

在所述施加的压力在压力的所述范围内变化时使用所述用于测量脉搏到达时间的模块来采集指示沿着所述动脉的特定位置处的脉搏到达时间的变化的信号;

基于采用预定动脉容积模型的第一模型拟合流程, 根据所述提取的峰到峰容积幅度信号来导出指示作为动脉跨壁压的函数的动脉容积的信号 V_{a-osc} ; 并且

使用另外模型拟合流程, 基于所导出的 V_{a-osc} 信号并且基于所采集的指示脉搏到达时间的变化的信号来导出指示动脉顺应性的输出量度, 所述另外模型拟合流程采用与脉搏到达时间的变化、动脉容积和动脉顺应性有关的预定脉搏到达时间模型。

2. 根据权利要求1所述的控制单元 (12), 其中, 所述脉搏到达时间模型基于脉搏到达时间与脉搏波速度之间的关系, 以及脉搏波速度、动脉容积和动脉顺应性之间的关系。

3. 根据权利要求1或2所述的控制单元 (12), 其中, 所述 V_{a-osc} 信号被用于通知所述脉搏到达时间模型的拟合。

4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的控制单元 (12), 其中, 所述另外模型拟合流程包括:

迭代地生成作为跨壁压的函数的动脉容积的不同样本函数和作为动脉压的函数的动脉顺应性的不同样本函数;

使用所述脉搏到达时间模型为每个样本动脉容积函数生成脉搏到达时间的对应的建模函数, 并且

在每种情况下将脉搏到达时间的得到的建模函数与所采集的指示脉搏到达时间的变化的信号进行比较。

5. 根据权利要求4所述的控制单元, 其中, 动脉顺应性的所述不同样本函数是通过获取动脉容积的所述每个样本函数相对于动脉跨壁压的导数生成的。

6. 根据权利要求4或5中的任一项所述的控制单元 (12), 其中, 所述另外模型拟合流程包括:

通过相对于跨壁压区分所导出的 V_{a-osc} 信号来导出指示动脉顺应性的信号;

通过将所导出的 V_{a-osc} 信号和所导出的指示动脉顺应性的信号代入到所述脉搏到达时间模型中来生成建模的脉搏到达时间函数 ΔPAT_{osc} ; 并且

将根据权利要求4所述的所生成的建模的脉搏到达时间函数中的每个与所建模的脉搏到达时间函数 ΔPAT_{osc} 进行比较。

7. 根据权利要求1-6中的任一项所述的控制单元 (12), 其中, 所述脉搏到达时间模型具有以下形式:

$$\Delta PAT(P_{tm}) = \left(\frac{1}{PWV(P_{tm})} - \frac{1}{PWV_{ref}} \right) \cdot L$$

其中

$$PWV(P_{tm}) = \sqrt{\frac{V(P_{tm})}{\rho C(P_{tm})}}$$

其中, $PWV(P_{tm})$ 是作为跨壁压的函数的脉搏波速度, ΔPAT 是脉搏到达时间的变化, $V(P_{tm})$ 是作为跨壁压的函数的动脉容积, $C(P_{tm})$ 是作为跨壁压的函数的动脉顺应性, ρ 是血液密度, L 是所述示波测量设备的身体接触部分的长度, 并且 PWV_{ref} 是 $P_{tm} = MAP$ 处的脉搏波速度, 其中, MAP 是平均动脉压。

8. 根据权利要求1-7中的任一项所述的控制单元(12), 其中, 所述用于测量脉搏到达时间的模块包括ECG传感器设备和PPG传感器。

9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的控制单元(12), 其中, 采集指示动脉容积变化的所述信号包括:

控制所述示波测量设备的可充气袖带以逐渐充气, 从而通过施加的压力的所述范围改变针对所述袖带下面的所述动脉的所述施加的压力。

10. 根据权利要求1-9中的任一项所述的控制单元(12), 其中, 所述第一模型拟合流程包括:

使用所述动脉容积模型来生成作为跨壁压的函数的动脉容积的不同样本函数;

从每个样本函数中提取表示在施加的压力的所述范围内的动脉容积的峰到峰幅度的变化的对应的样本信号; 并且

将每个样本峰到峰容积幅度信号与根据权利要求1所述的所提取的容积幅度信号进行比较。

11. 根据权利要求1-10中的任一项所述的控制单元(12), 其中, 所述预定动脉容积模型基于具有以下形式的关系:

$$V(P_{tm}) = d \cdot L \cdot \frac{\ln(a \cdot P_{tm} + 3.3)}{(1 + e^{-c \cdot P_{tm}})}$$

其中, $V(P_{tm})$ 是作为动脉跨壁压的函数的动脉容积, a 、 c 和 d 是针对所述模型的拟合参数, P_{tm} 是跨壁压, 并且 L 是所述示波测量设备的身体接触部分的长度。

12. 一种导出动脉顺应性的量度的方法, 包括:

在由示波测量设备对被假定为与示波血压测量设备接触的动脉施加的压力在压力的范围内变化时使用所述测量设备来采集指示所述动脉的动脉容积的变化的动脉容积信号;

从所述动脉容积信号中提取指示在施加的压力的所述范围内的动脉容积的峰到峰幅度的变化的峰到峰容积幅度信号;

在所述动脉跨壁压在压力的所述范围内变化时使用用于测量脉搏到达时间的模块来采集指示在沿着所述动脉的特定位置处的脉搏到达时间的变化的信号;

基于采用预定动脉容积模型的模型拟合流程, 根据所述提取的峰到峰容积幅度信号来导出指示作为动脉跨壁压的函数的动脉容积的信号 V_{a-osc} ; 并且

基于所导出的 V_{a-osc} 信号并且基于所采集的指示脉搏到达时间的变化的信号来导出指示动脉顺应性的输出量度,所述导出基于另外模型拟合流程,所述另外模型拟合流程采用与脉搏到达时间的变化、动脉容积和动脉顺应性有关的预定脉搏到达时间模型。

13. 根据权利要求12所述的方法,还包括将所述示波测量设备安装到对象的身体的部分的预备步骤,其中,所述设备被定位于动脉之上以向所述动脉施加可变压力。

14. 一种用于导出动脉顺应性的量度的系统(10),包括:

根据权利要求1-11中的任一项所述的控制单元(12);

示波血压测量设备,其能够操作性地耦合到所述控制单元;以及

用于测量脉搏到达时间的模块,其能够操作性地耦合到所述控制单元。

15. 根据权利要求14所述的系统,还包括患者监测器单元,所述患者监测器单元包括所述控制单元。

用于导出动脉顺应性的量度的控制单元

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于导出动脉顺应性的量度的控制单元和方法。

背景技术

[0002] 当在临床环境中监测患者的状况时,及早检测患者的关键状态重要。患者的常见监测参数(例如心率或血压)在指示特定状况或问题方面缺乏特异性,并且常常受到患者恶化和参数的变化之间的时间滞后阻碍。例如,低血压阶段可能仅在已经进入阶段后才从血压信号中变得显而易见,从而使得排除任何预防动作。

[0003] 目前探索不足的临床信息的一个有价值的来源是动脉(或血管)顺应性。这指示与循环完整性相关的各种参数。该参数的变化与血压的变化、昼夜节律、身体活动、应激以及例如由年龄或生活方式引起的其他长期变化有关。因此,动脉顺应性可以揭示大量关于健康状态的信息。

[0004] 动脉顺应性对应于动脉(特别是动脉壁)响应于动脉压(即由流动的血液施加在动脉壁上的压力)的变化而膨胀和收缩的能力。动脉顺应性可以由以下表达式定义

$$[0005] \quad C_{art}(P_{tm}(t)) = \frac{dV_{art}(t)}{dP_{art}(t)} \quad (1)$$

[0006] 其中, V_{art} 是动脉容积, t 是时间, P_{art} 是动脉血压,并且 P_{tm} 是跨壁压(即,跨动脉壁的净压力)。跨壁压 P_{tm} 被定义为动脉血压 P_{art} 减去从外部施加到动脉壁上的任何压力,即动脉内部压力减去外部施加的压力。

[0007] 动脉血压 P_{art} 随着每个心脏周期振荡,其中,每个周期的 P_{art} 的最大值或峰值对应于收缩血压(SBP),并且每个周期的 P_{art} 的最小值对应于舒张血压(DBP)。SBP值是心脏周期的收缩末期的血压值。DBP值是心脏周期的舒张末期的血压值。

[0008] 动脉顺应性受许多不同因子的影响,并且高度因人而异。其部分地是跨动脉壁的跨壁压(P_{tm})的函数。因此,其具有取决于跨动脉壁的净压力的不同值。

[0009] 由于其对多种生理因子的依赖性,动脉顺应性的监测具有用于检测患者恶化的大量可能应用。

[0010] 一种直接的方法是简单地监测动脉顺应性函数的变化,并且例如将这些呈现在显示器上以供临床医师分析。

[0011] 另一种方法是将动脉顺应性信息合并到一个或多个生理模型中(例如描述Windkessel效应的模型),以用于近似其他参数的目的,例如心输出量或外周阻力(动脉对血流的阻力)。

[0012] 在另外的示例中,动脉顺应性的知识可以用作血压估计的方便(非侵入性)替代物。

[0013] 另外的示例应用是使用顺应性信息来评估内皮功能(动脉调节管腔大小以维持动态平衡的能力)。通常,这将借助于在几分钟的诱导血管闭塞(流介导的扩张)后测量动脉尺寸来执行。血流的短期变化产生动脉管腔大小的变化,从而揭示关于患者的稳定性(例如败

血症的存在)或心血管疾病进展的信息。当前采用基于超声、光体积描记(PPG)或脉搏到达时间(PAT)的技术来评估动脉尺寸。

[0014] 由于闭塞需要发生几分钟以产生动脉大小的可检测变化的事实,这些当前技术遭受与对动脉成像困难(在超声的情况下)和/或针对患者的不便相关的缺陷。这对患者来说是不舒服的。

[0015] 与当前实践相比,通过实现更准确和舒适地测量动脉大小的变化,监测顺应性可以允许对内皮响应进行更长期或持续的评估。特别是,诱导动脉闭塞的持续时间可以缩短,同时仍然实现动脉大小的足够变化以测量内皮响应。这允许在更长的或持续的时间段内监测内皮响应而不会引起患者的明显不适。

[0016] 动脉顺应性信息的另外的示例应用是流体响应性的评估。例如,动脉顺应性允许计算平均全身充盈压。平均全身充盈压可以通过测量停止流动的前臂动脉和静脉平衡压力来导出。这些压力值被输入到Guytonian模型。该模型允许推断平均全身充盈压以及有效血管内容积状态,这贡献于液体响应性的评估。关于顺应性的信息允许改进这种模型中使用的参数的准确性,因此更好地量化流体响应性。

[0017] 在类似的方法中,动脉顺应性的测量也可以并入到借助于静脉阻塞体积描记所测量的肢体血流的评估中。该测量还基于采用描述闭塞肢体的生理学的模型。模型的参数(例如顺应性)的准确估计可以帮助解释该测量期间肢体体积的变化(例如检测静脉血栓形成)。

[0018] 因此,针对动脉顺应性有许多有用的应用。

[0019] 原则上,可以借助于高分辨率成像(例如超声)来测量顺应性,该高分辨率成像可以揭示随着动脉压在收缩压值和舒张压值之间变化而引起的动脉直径的变化。然而,这是高度资源密集型的,因为其需要高度熟练的操作者来执行超声扫描。其还倾向于来自对图像的潜在误解的错误。其还不允许对动脉顺应性进行连续或长期监测,因为单次扫描自然只能表示一个时间点的顺应性。

[0020] 此外,如果在更宽跨壁压范围内需要关于顺应性的信息,则需要利用向动脉施加外部压力的步骤来校准成像技术,从而使测量进一步复杂化。

[0021] 超声成像的备选方法是使用(通常)在诊所中已经可用的生理信号来进行患者监测,例如心电图(ECG)、PPG和/或血压计(血压测量袖带)。这些信号可以给出关于动脉容积和压力的变化的信息,从而使得能够计算顺应性。因此,这些方法允许对顺应性进行更实际的持续监测。

[0022] 血压计是一种形式的血压监测设备。其包括一个带有内部充气腔的可充气袖带。袖带缠绕在患者的臂部周围,并且通过袖带的充气对袖带下方的肱动脉施加压力。通过监测随着施加的压力变化而由袖带下方的动脉施加在袖带上的压力,可以导出动脉血压的准确量度。

[0023] 一种形式的血压监测设备是示波血压测量设备。这基于检测在施加的压力变化时动脉壁中的振荡(即示波压力信号)。这些表现为跨动脉壁的跨壁压的振荡。这些振荡信号的幅度可以被用于导出收缩血压和舒张血压的指示。

[0024] 这些振荡是在不同外部施加的压力的范围或频谱上测量的。在设备包括可充气袖带的情况下,这可以通过逐渐给可充气袖带充气来实现。然而,可以备选地使用另一种形式

的压力施加模块。与血压振荡速率相比,压力变化速率很小。因此,在小时间尺度上,可以假设检测到的跨壁压的变化等于动脉压的变化。以这种方式,可以导出动脉压振荡。

[0025] 例如,在设备包括可充气袖带的情况下,跨壁压的振荡的测量可以借助于袖带中的内部气压传感器,其测量内部充气腔压力的振荡。这些指示由动脉的振荡壁施加到袖带的振荡压力。

[0026] 还已知使用从示波血压测量设备获得的血压信号来导出动脉容积变化的量度。例如测量设备的皮肤接触部分(例如,在其中使用这一点的可充气袖带)的弹性的先验知识允许处理检测到的压力变化以导出对应的空间位移,并因此导出对应的动脉容积变化。

[0027] 然而,当前已知的经由诸如示波血压测量的次级监测参数来测量动脉顺应性的方法缺乏准确性。这是因为测量的信号容易受到噪声源的影响,当原始信号随后被处理以导出顺应性时,所述噪声源混合。这扭曲了最终导出的顺应性量度。

[0028] 通常需要一种改进的动脉顺应性测量方法,该方法与已知方法相比既可以实现更长期或持续的监测,又可以改进测量结果的准确性。

发明内容

[0029] 本发明由权利要求书限定。

[0030] 根据基于本发明的一个方面的示例,提供了一种用于导出动脉顺应性的量度的控制单元,能够在使用中与示波血压测量设备以及用于测量脉搏到达时间的模块操作性地耦合,

[0031] 所述控制单元适于:

[0032] 在由所述测量设备施加的压力在压力的范围内变化时使用示波测量设备来采集指示被假定为与测量设备接触的动脉的动脉容积的变化的信号;

[0033] 从所述动脉容积信号中提取指示在施加的压力的所述范围内的所述动脉容积的峰到峰幅度的信号;

[0034] 在所述施加的压力在压力的所述范围内变化时使用所述用于测量脉搏到达时间的模块来采集指示沿着所述动脉的特定位置处的脉搏到达时间的变化的信号;

[0035] 基于采用预定动脉容积模型的第一模型拟合流程,根据所述提取的峰到峰容积幅度信号来导出指示作为动脉跨壁压的函数的动脉容积的信号 V_{a-osc} ;并且

[0036] 使用另外模型拟合流程,基于所导出的 V_{a-osc} 信号并且基于所采集的指示脉搏到达时间的变化的信号来导出指示动脉顺应性的输出量度,所述另外模型拟合流程采用与脉搏到达时间的变化、动脉容积和动脉顺应性有关的预定脉搏到达时间模型。

[0037] 本发明的实施例基于通过将使用示波血压测量采集的动脉容积数据与脉搏到达时间数据组合导出动脉顺应性的更鲁棒的量度。可以使用简单的公式关系将示波测量设备下游位置的脉搏到达时间与沿动脉的脉搏波速度相关。脉搏波速度已知可采用为动脉顺应性的替代或代理,并且可以使用已知模型与脉动顺应性和动脉容积相关。

[0038] 因此可以看出,使用模型拟合方法,可以组合动脉容积、动脉顺应性和脉搏到达时间的各种收集信息以导出动脉顺应性的量度。

[0039] 由于使用次要参数而不是直接成像来导出顺应性量度,因此更长期或持续的监测被使得更加直接。

[0040] 通过两个特征实现顺应性量度的改进的鲁棒性,这两个特征都降低了最终顺应性量度中的噪声。

[0041] 首先,不是在顺应性量度的最终导出中使用整个动脉容积波形,而是仅利用最大值和最小值(经由峰到峰幅度)。这避免了将在整个连续信号的其余部分中存在的任何噪声带入顺应性量度中。

[0042] 其次,由于由示波和脉搏到达时间测量所表示的非常不同模态,这两种测量容易受到不同噪声来源和类型的影响。因此,通过组合使用两者采集的数据,两者可以以互补的方式彼此补充,减少任一信号中存在的任何噪声的效应。

[0043] 确定顺应性需要了解作为变化的跨壁压的函数的动脉容积的变化。第一模型拟合流程被用于将提取的容积幅度信号变换为对应的动脉容积-跨壁压函数。

[0044] 在使用中,假定动脉在示波血压测量设备下方。例如,在使用中,示波测量设备安装到对象的身体的一部分,覆盖所述给定动脉。例如,安装到臂部,并且其中,动脉是肱动脉。

[0045] 在使用中,假设用于测量脉搏到达时间的模块以合适的配置和位置安装到身体以用于测量沿着相同动脉的所述特定位置处的脉搏到达时间的变化,所述容积变化由示波设备测量。例如,用于测量脉搏到达时间的模块可以至少包括PPG传感器,并且PPG传感器在使用中可以安装到对象的手指,在安装到对象的臂部的示波血压测量设备的下游。

[0046] 脉搏到达时间(PAT)通常是指血液脉冲从心脏到测量PAT的点的传输时间。

[0047] 示波血压测量设备可以包括可充气袖带。该设备可以包括用于测量袖带的充气(气)腔内的压力的内部压力传感器。

[0048] 示波血压测量设备可以是例如血压计。

[0049] 脉搏到达时间(PAT)可以相对于对象的测量的ECG信号的特定特征(例如峰)来测量。例如,脉搏到达时间可以测量为ECG信号的R峰与PPG传感器的信号峰之间的时间间隔。

[0050] 所采集的指示脉搏到达时间的变化的信号可以被表示为表示作为所施加的压力的函数或作为不同变量(例如时间)的函数的脉搏到达时间的波形。要求简单地是信号表示施加的压力变化时的时间段内脉搏到达时间的变化。

[0051] 当由测量设备施加到动脉的压力在压力的范围内变化时,采集指示动脉的动脉容积的变化的信号。所采集的信号可以表示为表示作为所施加的压力的函数或作为不同变量(例如时间)的函数的动脉容积的波形。要求简单地是信号是在施加的压力变化时的时间段内动脉容积的变化。

[0052] 动脉容积的值随着每个心脏周期上下振荡。峰到峰容积幅度是指沿着信号的每个点处动脉容积信号的最大值和最小值之间的差。这可以理解为(振荡)动脉容积信号的包络的高度。

[0053] 因此,峰到峰幅度意味着给定周期中动脉容积的最大值和最小值之间的差。因此,指示动脉容积的峰到峰幅度的信号意味着指示跨施加的压力的范围,即跨施加的压力的范围的每个周期的最大动脉容积与最小动脉容积之间的该差的信号。

[0054] 峰到峰容积幅度信号可以由表示作为变化的施加的压力的函数或者作为不同变量(例如时间)的函数的动脉容积的峰到峰幅度的变化的波形表示。要求简单地是信号是在施加的压力变化时的时间段内动脉容积的峰到峰幅度的变化。

[0055] 根据某些示例,脉搏到达时间模型可以基于脉搏到达时间和脉搏波速度之间的第一关系以及脉搏波速度、动脉容积和动脉顺应性之间的第二关系。

[0056] 在示例中, V_{a-osc} 信号可用于通知脉搏到达时间模型的拟合。例如,其可以用作拟合的约束,例如用作对拟合的参数的约束。

[0057] 根据一组有利的示例,另外模型拟合流程可以包括:

[0058] 迭代地生成作为跨壁压的函数的动脉容积的不同样本函数和作为动脉压的函数的动脉顺应性的不同样本函数;

[0059] 使用所述脉搏到达时间模型为每个样本动脉容积函数生成脉搏到达时间的对应的建模函数,并且

[0060] 在每种情况下将脉搏到达时间的得到的建模函数与所采集的脉搏到达时间的变化进行比较。

[0061] 以这种方式,测量的脉搏到达时间信息可以用于通知或指导脉搏到达时间模型的拟合。一旦模型被拟合,因为其也将PAT与顺应性相关,因此可以导出顺应性的量度。

[0062] 可以使用动脉容积模型来生成动脉容积的不同样本函数,所述动脉容积模型将动脉容积和动脉跨壁压相关。

[0063] 动脉容积模型可以采用一般形式,例如, $V(P_{tm}) = d \cdot L \cdot \frac{\ln(a \cdot P_{tm} + 3.3)}{(1 + e^{-c \cdot P_{tm}})}$,其中, V

(P_{tm})是作为动脉跨壁压的函数的动脉容积, a 、 c 和 d 是模型的拟合参数, P_{tm} 是跨壁压并且 L 是示波测量设备的身体接触部分的长度。

[0064] 在示例中,动脉顺应性的不同样本函数可以通过对动脉容积的不同样本函数相对于动脉跨壁压取导数来生成。

[0065] 根据一组或多组示例,上述另外模型拟合流程可以包括:

[0066] 通过相对于跨壁压区分所导出的 V_{a-osc} 信号来导出指示动脉顺应性的信号;

[0067] 通过将所导出的 V_{a-osc} 信号和所导出的指示动脉顺应性的信号代入到所述脉搏到达时间模型中来生成建模的脉搏到达时间函数 ΔPAT_{osc} ;并且

[0068] 将根据权利要求5所述的所生成的建模的脉搏到达时间函数中的每个与所述建模的脉搏到达时间函数 ΔPAT_{osc} 进行比较。

[0069] 这表示一种方法,通过其,可以将使用示波测量设备导出的动脉容积信号 V_{a-osc} 并入到输出动脉顺应性量度的导出中。特别是,由于脉搏到达时间模型将PAT与动脉容积和动脉顺应性相关,因此可以使用示波 V_{a-osc} 信号(以及通过对跨壁压取导数生成的对应的顺应性信号)来导出PAT函数。这可以与使用样本 V_{art} 和顺应性函数生成的每个上述样本模型脉搏到达时间函数进行比较。

[0070] 比较可以包括执行相似性评估。其可以包括导出相似性的量度。例如,这可以基于贝叶斯方法。这将在下面更详细地解释。

[0071] 比较的结果可以指导模型拟合流程。例如,模型拟合流程可以是迭代的,基于在模型中生成和采样作为动脉跨壁压的函数的动脉容积的不同样本函数。

[0072] 在有利的示例中,脉搏到达时间模型可以具有以下形式:

$$[0073] \quad \Delta PAT(P_{tm}) = \left(\frac{1}{PWV(P_{tm})} - \frac{1}{PWV_{ref}} \right) \cdot L$$

[0074] 其中

$$[0075] \quad PWV(P_{tm}) = \sqrt{\frac{V(P_{tm})}{\rho C(P_{tm})}}$$

[0076] 其中, $PWV(P_{tm})$ 是作为跨壁压的函数的脉搏波速度, ΔPAT 是脉搏到达时间的变化, $V(P_{tm})$ 是作为跨壁压的函数的动脉容积, $C(P_{tm})$ 是作为跨壁压函数的动脉顺应性, ρ 是血液密度, 并且 L 是示波测量设备的身体接触部分的长度。 L 可以更特别地是设备的一部分的长度, 该部分适于在使用中向动脉施加变化的压力。

[0077] PWV_{ref} 是 $P_{tm} = MAP$ 处的脉搏波速度, 其中, MAP 是平均动脉压。平均动脉压是当袖带未施加任何外部压力时动脉内的平均(或基线)动脉压。这可以从在测量过程期间从袖带内部压力测量结果中提取的动脉压信号 P_{art} 导出。例如, 其可以是该信号的基线值。这将在下面更详细地描述。因此, PWV_{ref} 可以由 $PWV_{ref} = \sqrt{\frac{V(MAP)}{\rho C(MAP)}}$ 给出。

[0078] 该模型使用了公知的 Bramwell-Hill 模型 $PWV(P_{tm}) = \sqrt{\frac{V(P_{tm})}{\rho C(P_{tm})}}$, 但也利用了 PAT 和 PWV 之间的关系。在许多情形中, PAT 比 PWV 更容易直接测量。 PWV 需要了解由脉搏行进的长度和心脏预射血期, 其很难测量。上述模型允许测量更简单的 PAT 。

[0079] 用于测量脉搏到达时间的模块可以包括 ECG 传感器设备和 PPG 传感器。脉搏到达时间可以导出为 ECG 信号的 R 峰与 PPG 信号中的特定特征点(例如峰)之间的时间差。在使用中, PPG 传感器可以沿着安装有血压测量设备的可充气袖带的相同臂部附接到对象的手指。以这种方式, 优选沿着与由血压测量设备加压的相同的动脉测量脉搏到达时间。

[0080] 指示动脉容积变化的信号的采集可以包括控制示波测量设备的可充气袖带被逐渐充气, 从而在压力的所述范围内改变施加到袖带下方的动脉的所述压力。

[0081] 然后可以使用测量设备同时采集动脉容积测量信号。

[0082] 在跨壁压的所述范围内的脉搏到达时间的变化可以包括随着所述袖带被逐渐充气而监测脉搏到达时间的变化。

[0083] 指示动脉容积变化的信号的采集可以包括感测示波测量设备的可充气袖带内的压力变化, 并且基于感测到的压力变化和袖带的已知弹性导出动脉容积量度。

[0084] 可以假设对于袖带的给定的固定充气水平/容积, 发生压力变化, 即使得压力的变化完全归因于袖带下方的动脉的容积的增加/减少, 从而改变施加到袖带的压力。

[0085] 在示例中, 所述第一模型拟合流程包括:

[0086] 使用所述动脉容积模型来生成作为跨壁压的函数的动脉容积的不同样本函数;

[0087] 从每个样本函数中提取表示在施加的压力的所述范围内的动脉容积的峰到峰幅度的变化的对应的样本信号; 并且

[0088] 将每个样本峰到峰容积幅度信号与从测量的动脉容积信号提取的所提取的容积幅度信号进行比较。

[0089] 第一建模流程有效地允许将初始提取的容积幅度信号变换为动脉容积信号, 表达为跨壁压的函数。这导致动脉容积-跨壁压函数 (V_{a-osc} 信号)。由此, 可导出顺应性信息(作为

相对于跨壁压的导数)。

[0090] 比较的结果可以用于指导模型拟合。特别地,比较的结果可以用于迭代地指导另外样本动脉容积函数的迭代生成。例如,可以根据比较结果迭代调节模型的参数,使得未来生成的动脉容积函数具有与采集的测量的动脉容积信息更接近地匹配的幅度信号。

[0091] 以这种方式,可以通过迭代方法中的先前比较的结果来指导动脉容积的每个新样本函数的生成。以这种方式,动脉容积模型的参数被迭代优化。

[0092] 根据一组有利示例,预定动脉容积模型可以基于具有以下形式的关系:

$$[0093] \quad V(P_{tm}) = d \cdot L \cdot \frac{\ln(a \cdot P_{tm} + 3.3)}{(1 + e^{-c \cdot P_{tm}})}$$

[0094] 其中, $V(P_{tm})$ 是作为动脉跨壁压的函数的动脉容积, a 、 b 和 c 是针对所述模型的拟合参数, P_{tm} 是跨壁压,并且 L 是所述示波测量设备的身体接触部分的长度。 L 可以更特别地是装置的一部分的长度,该部分适于在使用中向动脉施加变化的压力。

[0095] 根据本发明的另一方面的示例包括一种导出动脉顺应性的量度的方法,包括:

[0096] 在由示波测量设备对动脉施加的压力在压力的范围内变化时使用示波测量设备采集指示位于测量设备下方的动脉的动脉容积的变化的信号;

[0097] 从所述动脉容积信号中提取指示在施加的压力的所述范围内的动脉容积的峰到峰幅度的变化的信号;

[0098] 在通过所述示波测量设备使所述动脉跨壁压在压力的所述范围内变化时使用用于测量脉搏到达时间的模块来采集指示在沿着所述动脉的特定位置处的脉搏到达时间的变化的信号;

[0099] 基于采用预定动脉容积模型的模型拟合流程,根据所述提取的峰到峰容积幅度信号来导出指示作为动脉跨壁压的函数的动脉容积的信号 V_{a-osc} ;并且

[0100] 基于所导出的 V_{a-osc} 信号并且基于所采集的脉搏到达时间的变化来导出指示动脉顺应性的输出量度,所述导出基于另外模型拟合流程,所述另外模型拟合流程采用与脉搏到达时间的变化、动脉容积和动脉顺应性有关的预定脉搏到达时间模型。

[0101] 在示例中,所述方法还可以包括将所述示波测量设备安装到对象的身体的部分的预备步骤,其中,所述设备被定位于动脉之上以向所述动脉施加可变压力。

[0102] 在示例中,所述方法还可以包括将用于测量脉搏到达时间的模块以合适的配置和位置安装到身体的预备步骤,以用于测量沿着相同动脉的所述特定位置处的脉搏到达时间的变化,所述动脉的容积变化是由示波设备测量的。例如,用于测量脉搏到达时间的模块可以至少包括PPG传感器,并且PPG传感器可以安装到对象的手指,在安装到对象臂部的示波设备下游。

[0103] 在示例中,血压测量设备被应用于的动脉可以是肱动脉。

[0104] 根据本发明的另一方面的示例提供了一种用于导出动脉顺应性的量度的系统,包括:

[0105] 根据上面或下面描述的任何示例或实施例或根据本申请的任何权利要求的控制单元;

[0106] 示波血压测量设备,操作地耦合到控制单元;以及

[0107] 用于测量脉搏到达时间的模块,操作地耦合到控制单元。

[0108] 所述系统优选地还包括操作地耦合到控制单元的显示器,所述控制单元适于控制显示器以生成表示所导出的动脉顺应性量度的视觉输出。

[0109] 控制单元可以例如以实时方式循环地导出顺应性值。值可以实时显示在提供的显示器上。

[0110] 所述系统可以包括用于与其他患者信息源(例如其他生理参数感测单元)通信或操作地耦合,并且例如除了动脉顺应性信息之外存储、处理和/或显示所述额外的患者信息的模块。

[0111] 根据另一组实施例,所述系统还可以包括患者监测器单元,并且其中,患者监测器单元包括控制单元。控制单元可容纳在患者监测器单元内,或者备选地可以与其功能集成,使得控制单元的功能由患者监测器单元执行。示波血压测量设备可以操作地耦合到患者监测器单元。用于测量脉搏到达时间的模块可以操作地耦合到患者监测器单元。

[0112] 患者监测器单元可以适于与诸如其他生理参数感测单元的其他患者信息源通信或操作地耦合,并且例如除了动脉顺应性信息之外还存储、处理和/或显示所述额外的患者信息。患者监测器单元可以包括用于显示额外的信息和/或导出的顺应性量度的显示器。

[0113] 参考下文描述的(一个或多个)实施例,本发明的这些和其他方面将显而易见并得到阐述。

附图说明

[0114] 为了更好地理解本发明,并更清楚地示出可以如何执行本发明,现在将仅通过示例参考附图,其中:

[0115] 图1示出了根据本发明的一个或多个实施例的示例控制单元和系统的框图。

[0116] 图2图示了示例示波血压测量设备的示例可充气袖带;

[0117] 图3图示了使用中的示例示波血压测量设备;

[0118] 图4图示了通过示例动脉和施加的可充气血压测量袖带的横截面;

[0119] 图5示出了在根据一个或多个实施例的控制单元的示例实施方式中作为时间的函数的袖带施加的压力;

[0120] 图6示出了在根据一个或多个实施例的控制单元的示例实施方式中作为时间的函数的可充气袖带的内部充气腔压力的振荡;

[0121] 图7示出了在根据一个或多个实施例的控制单元的示例实施方式中作为时间的函数的动脉压振荡;

[0122] 图8示出了在根据一个或多个实施例的控制单元的示例实施方式中作为时间的函数的跨壁压振荡;

[0123] 图9示出了在根据一个或多个实施例的控制单元的示例实施方式中作为时间的函数的导出动脉容积振荡;

[0124] 图10示出了指示图9的动脉容积信号的峰到峰幅度的变化的提取的信号;并且

[0125] 图11示出了作为跨壁压的函数的动脉容积的示例导出函数。

具体实施方式

[0126] 将参考附图描述本发明。

[0127] 应当理解,详细描述和具体示例尽管指示了装置、系统和方法的示例性实施例,但这仅旨在用于说明的目的,而不旨在限制本发明的范围。本发明的装置、系统和方法的这些和其他特征、方面和优点将从以下描述、所附权利要求和附图中变为更好理解。应当理解,附图仅仅是示意性的,而没有按比例绘制。还应当理解,贯穿附图使用相同的附图标记来指示相同或相似的部件。

[0128] 本发明提供了一种用于基于采集的动脉容积变化信号和采集的脉搏到达时间信号导出动脉顺应性的量度的控制单元和方法。示波血压测量设备用于采集动脉容积变化信号。当施加到动脉的压力由示波血压测量设备改变时,动脉容积和脉搏到达时间的变化两者被测量。动脉容积信号被变换成表示动脉容积的峰到峰幅度的变化的对应的信号。使用第一模型拟合流程将该峰到峰幅度信号变换为指示作为跨壁压的函数的动脉容积的信号。第二模型拟合流程用于从导出的动脉容积与跨壁压信号和导出的脉搏到达时间变化信号生成动脉顺应性的最终输出量度。

[0129] 通过融合从两种不同的模态来源(动脉容积和PAT)获得的信息,获得更可靠的动脉顺应性估计。这尤其允许改进以下应用:

[0130] -患者恶化的及早检测:动脉顺应性的变化常常先于血压的大变化和血液动力学不稳定。

[0131] -心血管疾病的诊断和处置:动脉顺应性的测量可以在评估心血管疾病进展和评价患者对处置的反应性方面发挥作用。

[0132] -诸如脉搏到达时间和脉搏形态特征的血压替代量度的校准的改进的准确性。

[0133] 动脉顺应性的准确且例如长期或持续或连续测量也可以至少部分地帮助个性化医学流程的开发,因为动脉顺应性是更好地识别不同患者组的一个有用因子,例如在药物反应方面进行区分的组。

[0134] 图1示出了根据本发明的一个或多个实施例的示例控制单元12。控制单元被配置为导出动脉顺应性的量度。控制单元在使用时可与示波血压测量设备14和用于测量脉搏到达时间的模块16可操作地耦合。

[0135] 为了说明,图1中示出了使用时的控制单元,其耦合到示波血压测量设备14和用于测量脉搏到达时间的模块16。在该示例中,用于测量脉搏到达时间的模块16包括ECG传感器设备22和PPG传感器20。

[0136] 因此,图1图示了用于导出动脉顺应性的量度的完整系统10。根据本发明的一方面,可以单独提供控制单元12。在另一方面,可以提供系统10,包括控制单元和血压测量设备14以及用于测量脉搏到达时间的模块16。

[0137] 控制单元12适于执行一系列步骤,其在执行时导致导出指示动脉顺应性的输出量度。

[0138] 现在将概括地概述由控制单元12执行的一系列步骤,随后参考另外的附图对这些步骤的示例实施方式进行更详细的解释。

[0139] 控制单元12适于使用示波血压测量设备14采集指示假定与测量设备接触的动脉的动脉容积的变化的信号,因为由测量设备施加到动脉的压力在压力的范围内变化。在本申请的背景下,动脉被假定与测量设备接触的接触意味着在更广泛的意义上,其包括非直接(非侵入性)方式,其中,测量设备的性质中的一些受动脉容积变化的影响。

[0140] 控制单元12可以控制示波测量设备14在压力的所述范围内改变施加的压力。备选地,示波血压测量设备14可以并入本地控制器以控制所施加的压力变化,或者可以提供另外的辅助控制器来例如控制压力。

[0141] 简而言之,测量设备可以包括可充气袖带。使用中的袖带可以逐渐充气,从而通过不断增加的压力的范围增加施加到动脉的压力。备选地,在所施加的压力通过减小的所施加的压力的范围内逐渐减小之前,可以在使用中將袖带充气以完全闭塞所讨论的动脉。

[0142] 在任一种情况下,袖带适于在施加的压力变化时感测动脉的动脉容积振荡。这些容积振荡自然取决于动脉顺应性(响应于跨壁压变化的动脉壁扩张)。

[0143] 特别是,这可以通过测量袖带中的充气腔内的内部压力的变化(例如振荡)来完成。对于给定(固定)袖带充气,此类振荡可以被认为表示由下层动脉随着其随血液脉动脉冲而施加到袖带的压力的变化。如果袖带的顺应性(弹性)是已知的,则可以将这转换为指示在不同施加的压力的范围中的每个处动脉内的血液的容积变化的信号。在另外的示例中可以使用其他压力感测模块,例如简单地接触压力传感器或换能器,其被布置为感测被施加到袖带的表面的压力。

[0144] 控制单元还适于从所述动脉容积信号中提取指示跨施加的压力的所述范围的动脉容积的峰到峰幅度的信号。峰到峰容积幅度信号是指表示在以上第一步中采集的动脉容积信号的包络的总“高度”的变化的信号。此处包络在应用于信号时按其正常含义使用,并且例如对应于一对勾勒出容积信号的极值的平滑曲线。

[0145] 因此,容积幅度信号有效地对应于在施加的压力的所述范围内在收缩期和舒张期之间动脉容积的总变化的变化。

[0146] 控制单元12还适于使用用于测量脉搏到达时间(PAT)的模块16采集在所述施加的压力在压力的所述范围内变化时沿所述动脉的特定位置处的脉搏到达时间的变化。例如,脉搏到达时间可以沿着与血压测量设备应用到的相同的臂部在患者的手指处测量。脉搏到达时间是指血液脉冲从心脏到到达时间被测量的点的传输时间。脉搏到达时间可以例如从采集的ECG信号波形的R峰与采集的PPG信号中的特定峰值点之间的时间差导出。

[0147] 因此,在示波测量期间,随着施加的压力变化而测量PAT。随着施加的压力增加,沿着测量设备(例如袖带)的长度的跨壁压改变,并且PAT改变。脉搏到达时间的变化指示动脉在跨壁压范围下的弹性特性,并且因此该信息可以用于导出动脉顺应性信息。这将在下面更详细地描述。

[0148] 控制单元12还适于基于采用预定动脉容积模型的第一模型拟合流程根据所述提取的峰到峰容积幅度信号导出信号 V_{a-osc} ,该信号 V_{a-osc} 指示作为动脉跨壁压的函数的动脉容积。这将在下面更详细地解释。

[0149] 控制单元12还基于导出的 V_{a-osc} 信号并且基于导出的脉搏到达时间的变化,使用采用预定脉搏到达时间模型的另外模型拟合流程导出指示动脉顺应性的输出量度,所述预定脉搏到达时间模型涉及脉搏到达时间的变化、动脉容积和动脉顺应性。

[0150] 因此,该第二动脉模型允许将所有所采集的信息链接在一起并允许使用所有所采集的参数导出动脉顺应性的输出量度。

[0151] 可以生成表示动脉顺应性的导出的量度的输出信息。该输出信息可以由控制单元传递到外部设备或计算机或处理器,例如通过传输表示输出信息的数据消息。

[0152] 图2示出了通过示例示波血压测量设备14的横截面图,其在示例中可以与用于导出动脉顺应性的量度的控制单元一起使用。

[0153] 该示例中的示波测量设备14采取血压计的形式。

[0154] 示例示波测量设备14包括具有内部气腔34的可充气袖带32,内部气腔34的容积可以改变以改变充气水平。在其他示例中,气腔可以是任何流体腔。内部气腔容纳感测袖带内部压力的气压传感器36。

[0155] 在使用中,可充气袖带缠绕在对象身体的部分周围,最通常上臂,使得袖带覆盖在包括在身体的所述部分中的动脉上,并布置用于其施加压力。

[0156] 这在图3中图示,图3示出了应用于上臂38的袖带32。在这种情况下,袖带覆盖在肱动脉上。

[0157] 在使用中,袖带被充气直到动脉完全闭塞。由袖带施加的压力然后在施加的压力降低的范围内逐渐降低,并且同时(优选连续)测量袖带内部压力。如下文更详细讨论的,该信息用于导出指示动脉容积变化的信号。备选地,袖带可以替代地逐渐充气,使得由袖带施加到动脉的压力通过一系列增加的施加的压力逐渐增加。在任一情况下,所施加的压力通过一系列变化的施加的压力转变,其中,这些可以是增加或减少的压力。

[0158] 尽管在上述示例中,示波血压测量设备是包括可充气袖带的血压计类型设备,但这仅表示一个有利示例。备选地可以使用任何备选形式的示波血压测量设备。测量设备优选地能够在使用中向对象的动脉施加变化的施加的压力。这可以通过任何压力施加模块进行。

[0159] 在该示例中,用于测量脉搏到达时间的模块16包括心电图(ECG)传感器设备22和光体积描记图(PPG)传感器20。ECG传感器设备包括在使用中彼此间隔地附贴到患者的皮肤的一对电极(未示出)。通常,电极位于患者心脏的两侧。ECG传感器的电极检测由心脏在每次其跳动时产生的电信号。通过监测这些信号,导出指示心脏活动的信号。

[0160] ECG传感器下层的原理和操作在本领域是众所周知的,并且将不再详细概述。技术人员将知道用于提供和操作ECG以采集ECG电信号的手段。

[0161] PPG传感器20包括在使用中照明皮肤并测量光吸收的变化的光源(例如LED光源)。这种形式的PPG称为脉搏血氧计。其他种类的PPG对于本领域技术人员将是已知的并且可以备选地使用。

[0162] 光体积描记(PPG)是一种光学测量技术,其评价照明区的光反射或透射的时变变化。PPG基于血液比周围组织吸收更多光的原理,因此血液容积或血压的变化(例如随着每次心跳)相应地影响透射或反射。通过检测检测到的血液相关信号的变化,可以获得与脉搏相对应的循环信号。

[0163] ECG传感器设备22和PPG传感器一起提供用于测量脉搏到达时间的模块。例如,可以基于两个特征峰之间的时间差或由ECG和PPG输出的信号的信号特征来导出脉搏到达时间。

[0164] 例如,在使用中,PPG传感器20可以沿着与放置有血压测量设备的相同的臂部安装在对象的手指上(例如,并且仅通过说明,由箭头40指示的手指)。然后可以使用ECG和PPG信号上的基准点来导出沿动脉的脉搏传输时间的测量结果。

[0165] 例如,PPG信号中的峰可以指示血液脉冲到达手指。ECG信号的峰(例如R峰)可以指

示收缩末期,并且因此稍后要在手指处检测到的脉冲的起始时间。这些信号峰之间的差异可用作脉搏到达时间的量度。

[0166] 控制单元12在使用中可以适于控制示波血压测量设备和用于测量脉搏到达时间的模块,例如向其发出控制命令,以采集指示动脉的动脉容积的变化和所述脉搏到达时间的变化的所述信号。备选地,示波血压测量设备14和/或ECG传感器设备可以各自包含用于控制相应信号采集的本地控制器,或者可以为此目的提供另外的辅助控制器,要么在传感器设备之间共享,要么每个有一个控制器。

[0167] 应注意的是,尽管在上述示例中,示例血压袖带32并入气压传感器36以用于感测由动脉引起到袖带的压力振荡,但在其他示例中,其他模块可以用于感测由动脉48施加到袖带的压力的变化。这些包括例如与袖带的壁52机械连通的接触压力传感器,以直接感测由动脉在其盈亏时施加到壁的变化的压力。在其他示例中,诸如麦克风的换能器可以用于感测由施加的压力引起的壁的振动。

[0168] 现在将更详细地描述上面简要概述的用于采集动脉容积变化信息、脉搏到达时间和输出动脉顺应性信息的步骤。这些将通过参考以下概述的步骤中的特定示例实施方式来描述。这出于说明本发明的概念的目的仅通过示例呈现,并且一般不限制本发明的概念。

[0169] 图4示出了将示例示波血压测量设备(采取可充气袖带32的形式)应用于对象的上臂38的示例部分的横截面图示。特别地,仅示出了对象臂部的最上层部分,包括肱动脉48(通过示例)和上覆的臂部组织层46。

[0170] 袖带的外壁52被示出应用于臂部的上表面。图示了袖带的内部气腔34,并且压力传感器36容纳在袖带气腔内,适于测量气腔内部的袖带空气压力 P_c 。为简便起见,腔内的该压力将被称为“袖带压力”, P_c 。

[0171] 袖带压力 P_c 是在袖带气腔34内部施加在袖带腔34的壁52的内表面上的压力。

[0172] 在操作中,可充气袖带32通过紧密地缠绕在臂部周围而被安装到对象(例如上臂)。

[0173] 然后通过逐渐增加袖带充气腔34内部的容积来逐渐充气袖带,从而逐渐增加袖带内部压力 P_c 。

[0174] 在袖带被充气时,其经由上部组织层46向动脉48施加增加的施加的压力 P_{app} 。由袖带向动脉48壁施加的该压力将被简称为施加的压力 P_{app} 。

[0175] 施加的压力 P_{app} 是由袖带施加到动脉48的边界壁56的压力。

[0176] 施加的压力 P_{app} 通常被假定为大约等于袖带内部压力 P_c (或例如袖带内部压力的基线值),即袖带的充气腔内的压力。因此,在一些示例中,袖带内部压力可以用作施加的压力的量度。

[0177] 在动脉48内部,血液沿着管腔流动,从心脏泵出。内部流动的血液向外施加的压力到动脉48的边界壁56的内表面上。该压力将被称为动脉压 P_{art} ,并由图4中的箭头指示。

[0178] 动脉压 P_{art} 的值在每个心脏周期中上下振荡。压力在收缩末期达到最大水平,并且在舒张末期降至最小值。这些与心脏的不同阶段相关的最大和最小动脉压值分别称为收缩动脉压 P_{sys} 和舒张动脉压 P_{dia} 。

[0179] 跨动脉壁56的跨壁压 P_{tm} 等于动脉压 P_{art} 和施加的压力 P_{app} 之间的差。这可以表达为:

$$[0180] \quad P_{tm} = P_{art} - P_{app}$$

[0181] 在操作中,通过逐渐增加袖带充气腔34内部的容积来使袖带逐渐充气,从而逐渐增加袖带内部压力 P_c 。这导致施加到动脉48的逐渐增加压力 P_{app} 。

[0182] 图5示出了一个示例实施方式的作为时间的函数的施加的压力 P_{app} 的变化。 y 轴示出了施加的压力 P_{app} (单位:mmHg),并且 x 轴示出了相对于测量操作开始的时间(以秒为单位)。

[0183] 例如,在最小施加的压力下,动脉48完全打开。例如,在最大施加的压力下,动脉完全闭塞。

[0184] 随着施加的压力 P_{app} 增加,动脉变得越来越被袖带压缩,从而减小了动脉48管腔的局部内径。动脉因此逐渐从完全开放过渡到完全闭塞。

[0185] 被压缩的动脉壁56的部分处的局部动脉压根据给定时间的跨壁压以及在没有任何闭塞的情况下的收缩和舒张动脉血压值以特定幅度振荡。

[0186] 可以在血压测量设备的可充气袖带32处感测动脉压 P_{art} 的振荡,因为它们向袖带充气腔34的壁52施加振荡压力。该振荡压力导致袖带内部压力 P_c 的小的局部振荡。这些振荡叠加在背景或基线袖带内部压力上,并且由袖带压力传感器36感测。

[0187] 通过感测袖带压力 P_c 振荡的幅度,可以提取作为时间函数的动脉压 P_{art} 振荡。现在还将参考图6解释这一点。

[0188] 图6示出了表示将作为局部振荡动脉压 P_{art} 的结果的如将在可充气袖带32的充气腔34内感测到的袖带压力 P_c (y 轴;mmHg)的示例去趋势振荡的波形。振荡是去趋势的,这意味着从袖带腔内的整体变化的全局(或基线)压力中提取,其由于袖带的逐渐充气而变化。因此,图示的波形中的袖带压力振荡值0被校准为等于基线总袖带压力,而不管充气水平。袖带压力的振荡 ΔP_c (y 轴)示出为袖带施加的压力 P_{app} (x 轴;mmHg)的函数。

[0189] 根据这些感测到的袖带压力内部振荡 ΔP_c ,可以导出局部动脉压 P_{art} 振荡。所示的示例 P_c 振荡的对应的动脉压振荡的一个子集由图7中的波形图示 (y 轴:动脉压,单位mmHg; x 轴:时间;单位秒)。振荡的上峰对应于收缩动脉压 P_{sys} ,而振荡的下谷对应于舒张动脉压 P_{dia} 。

[0190] 可以使用例如转换算法或例如合适的经验或数学模型从测量的袖带压力的内部振荡 ΔP_c 导出动脉压 P_{art} 振荡。在以下论文中详细描述了一种从袖带压力振荡导出动脉压振荡的合适技术:F Babbs,Charles. (2012), Oscillometric measurement of systolic and diastolic blood pressures validated in a physiologic mathematical model (Biomedical engineering online 11.56.10.1186/1475-925X-11-56)。该模型已经被示出为导出与使用更经典的侵入性测量方法导出的测量的 P_{art} 值密切对应的 P_{art} 测量结果。

[0191] 该技术仅表示一个示例,并且已经开发了许多其他合适的算法来从内部示波袖带压中导出 P_{art} 变化,如技术人员将已知的。

[0192] 从图7的这些导出的动脉血压 P_{art} 振荡和作为时间的函数的已知的施加的压力 P_{app} 变化(如图5所示),可以导出跨动脉48壁的局部跨壁压 P_{tm} 的振荡。

[0193] 在图8中示出了表示作为袖带施加的压力 P_{app} 的函数的对应的跨壁压 P_{tm} 振荡的得到的示例波形。

[0194] 如果预先知道袖带32的顺应性(即弹性),则还可以将感测到的袖带压力 P_c 振荡

(图6所示)转换成对应的动脉容积 V_{art} 振荡。作为时间的函数的局部动脉血压振荡仅仅是动脉的压缩部分中局部振荡血液容量的反映。这些动脉压振荡直接反映为袖带内部压力 P_c 的振荡(如上所述,经由将动脉压在袖带上)。因此,如果袖带弹性是已知的,则感测到的袖带内部压力振荡 P_c 可以容易地处理成动脉容积振荡。

[0195] 在图9中示出了指示该示例的动脉容积 V_{art} (y轴;单位:m1)的变化的得到的信号。该信号示出为时间的函数(x轴;单位:mmHg)。然而,在其他示例中,其可以由作为不同变量的函数的信号表示,例如施加的压力 P_{app} 。要求仅仅是当施加的压力由血压测量袖带32改变时,该信号表示跨该周期的动脉容积变化或振荡。

[0196] 如可以看出的,信号体现了心脏收缩期和舒张期之间容积的局部振荡,以及随着袖带施加的压力 P_{app} 增加(参见图5)和局部动脉48直径减小的动脉容积 V_{art} 的整体下降趋势。

[0197] 如上所述,图9所示的指示动脉容积 V_{art} 的变化的信号包含围绕向下趋势基线的快速局部振荡。局部振荡的包络在图9中被突出显示。特别地,指示了信号的上包络72和下包络74。

[0198] 处理整个容积波形使得到的计算特别容易受到信号中噪声的影响。通过仅考虑动脉容积振荡的上下峰值,即收缩和舒张容积,或图9中所示信号的上下包络,可以增加得到的顺应性测量的准确性或鲁棒性。

[0199] 因此,控制单元12适于在使用中从指示动脉容积的变化的信号(在该示例中为图9的信号)中提取指示在施加的压力的范围内的动脉容积的峰到峰幅度的信号。这对应于图9的信号的包络的“高度”,即上包络减去下包络,作为时间的函数(在本示例中)。峰到峰容积幅度信号表示在施加的压力 P_{app} 的范围内动脉容积的峰到峰幅度的变化。

[0200] 在图10中示出了图9中的示例动脉容积信号的所得的提取的峰到峰幅度信号(V_{amp})。这示出作为时间的函数(x轴;单位:秒)的峰到峰动脉容积幅度信号 V_{amp} (y轴;单位:m1)。然而,在其他示例中,信号可以表示为不同变量的函数,例如为施加的压力 P_{app} 的函数。要求简单是信号是当血压测量袖带32改变施加的压力时该段时间内动脉容积的峰到峰幅度的变化。

[0201] 在提取峰到峰动脉容积幅度信号之后,控制单元12适于从所述提取的到峰容积幅度信号导出信号 V_{a-osc} ,其指示作为动脉跨壁压 P_{tm} 的函数的动脉容积 V_{art} 。

[0202] 这可以以数值方法完成。特别是容积-跨壁压关系用预定模型表示,并且模型的参数通过拟合技术找到。在优选的示例中,使用贝叶斯类型的模型拟合方法。

[0203] 因此, V_{a-osc} 的导出基于采用预定动脉容积模型的模型拟合流程来执行。

[0204] 动脉容积的一个示例模型表示如下

$$[0205] \quad V(P_{tm}) = d \cdot L \cdot \frac{\ln(a \cdot P_{tm} + 3.3)}{(1 + e^{-c \cdot P_{tm}})} \quad (2)$$

[0206] 其中, $V(P_{tm})$ 是作为动脉跨壁压的函数的动脉容积, a 、 c 和 d 是模型的拟合参数, P_{tm} 是跨壁压,并且 L 是示波测量设备的身体接触部分的长度。在该示例中, L 是袖带沿平行于穿戴其的臂部的方向的长度。例如,图3所示的示例袖带的长度由箭头“L”标记。

[0207] 袖带的长度有效地是指袖带32布置成向其施加压力的动脉的部分的长度。通常,当袖带被穿戴时,这对应于袖带的轴向长度。当袖带被解开时,在平坦配置中,其将对应于

被解开的袖带的较短的尺寸,例如解开袖带的宽度。这一点从图3中指示的长度尺寸“L”是清楚的。

[0208] 上述动脉容积模型基于以下论文中概述的模型关系:Drzewiecki G等(1994)。Theory of the oscillometric maximum and the systolic and diastolic detection ratios(Annals of Biomedical Engineering,22,第88-96页)。

[0209] 注意,这仅表示可以应用的一个示例动脉容积模型。还存在许多其他示例模型和对应的方程,如对于技术人员来说将显而易见的。例如,在以下论文的第6页(方程4a和4b)中概述了另一个合适的示例模型方程:F Babbs,Charles.(2012)。Oscillometric measurement of systolic and diastolic blood pressures validated in a physiologic mathematical model(Biomedical engineering online,11.56.10.1186/1475-925X-11-56)。

[0210] 返回到上面的等式(2),三个拟合参数a、c和d可以例如经由马尔可夫链蒙特卡罗(MCMC)采样来拟合。这种拟合流程的实施将是技术人员公知的并且在本公开中将不详细概述。

[0211] MCMC采样和数据拟合的详细说明可以在例如以下论文中找到:Hogg,D.W等人,Data analysis recipes:Fitting a model to data(arXiv:1008.468)。在John K.Kruschke的“Doing Bayesian Data Analysis”一书中找到贝叶斯类型模型拟合下层的理论的更一般详细概述,包括MCMC采样。

[0212] 简而言之,模型拟合流程包括对上述动脉容积模型(2)的一系列不同参数集进行迭代采样,将得到的样本容积函数的提取的峰到峰附图信号与上面导出的真实峰到峰容积幅度信号进行比较,并基于每个比较结果迭代地重新采样新函数,直到找到足够接近的匹配。

[0213] 与顺应性函数的生理特性有关的先验常识可用于通知或约束拟合流程。这种先验知识或信息在控制参数的选择中表达。例如,先验信息可以约束控制参数可以改变的范围。

[0214] 更详细地,流程包括首先使用上面的动脉容积模型方程(2)生成作为跨壁压的函数的动脉容积的不同样本函数。这涉及生成参数a、c和d的样本集并将这些代入到方程(2)中以导出所得到的样本动脉容积函数。

[0215] 样本函数优选地一次一个,迭代地生成。

[0216] 一个示例动脉容积-跨壁压函数如图11所示。y轴表示动脉容积 V_{art} (单位:ml),x轴表示跨壁压 P_{tm} 。

[0217] 有必要从每个生成的样本容积函数中提取表示当被视为变化的施加的压力的函数或时间的函数时的容积的峰到峰幅度的变化的对应的样本信号,即当被视为时间或施加的压力的函数时的容积变化信号的包络的高度。

[0218] 该容积幅度信号本质上是通过使用已经导出的跨壁压 P_{tm} 函数随着振荡而构成的(图8)。跨壁压函数示出跨壁压如何在施加的压力的范围内振荡。针对该信号中每个振荡,读取上和下跨壁压值。然后查询生成的样本模型 V_{art} 函数,并识别这些上和下跨壁压中的每个的对应的建模 V_{art} 值。然后将这些彼此相减以导出该振荡的对应的峰到峰动脉容积幅度。并且然后将其绘制为在适当的时间或沿波形施加的压力点的新构建的容积幅度信号。

[0219] 然后对跨壁压函数中的每个和每一个振荡重复该过程(图8),从而生成完整波形,

表示在施加的压力 P_{app} 的范围内的峰到峰容积幅度(y轴)。峰到峰幅度信号可以表示为袖带施加的压力的函数,或者为不同变量(例如时间)的函数,这取决于跨壁压函数中使用的变量。要求简单地是信号是在当由血压测量袖带32改变施加的压力时的该时间段内的动脉容积的峰到峰幅度的变化。

[0220] 对每个生成的样本(模型)动脉容积函数执行用于生成表示动脉容积的峰到峰幅度的变化的信号的上述流程。

[0221] 对于每个样本模型 V_{art} 函数,将对应的容积幅度信号与从真实测量结果导出的容积幅度信号(图10)进行比较。

[0222] 迭代重复该流程(即生成容积幅度信号并与真实容积幅度信号进行比较),直到找到足够紧密匹配的容积幅度信号。

[0223] 然后选择对应的生成的样本动脉容积函数作为信号 V_{a-osc} ,其指示作为动脉跨壁压的函数的动脉容积(用于在随后的步骤中用于生成动脉顺应性的输出量度)。

[0224] 在一些示例中,动脉顺应性的初始或近似量度可以通过将选定的样本动脉容积函数相对于跨壁压进行微分来在该点立即生成。这然后导致指示作为跨壁压的函数的动脉顺应性的信号。

[0225] 除了用于导出表示作为跨壁压的函数的动脉容积变化的信号的上述程序之外,还采集指示在袖带施加的压力 P_{app} 的范围内的脉搏到达时间的信息。因此,在袖带逐渐充气(或在备选示例中放气)时,也测量脉搏到达时间(PAT)。

[0226] 脉搏到达时间能够关于与顺应性具有已知的关系的脉搏波速度(PWV)。

[0227] 脉搏波速度,即压力波从心脏沿动脉行进的速率,指示动脉硬度,并且因此隐含地动脉顺应性。

[0228] 然而,PWV本身能够难以测量。因此,脉搏到达时间(PAT)可以代替地直接测量,并且然后随后返回与PWV相关。

[0229] 用于测量PAT的一个示例手段是确定ECG传感器设备22信号R波的R峰与PPG传感器20信号中的一些特征峰或其他点之间的时间差(即间隔)。因此,这有效地给出了每个血液脉冲从心脏到PPG传感器附接到的点(例如对象的手指40(例如如图3所图示))的传输时间的量度。

[0230] 在测量PAT后,能够使用以下公式直接导出对应的PWV:

$$[0231] \quad PWV = \frac{\text{长度}}{PAT - PEP} \quad (3)$$

[0232] 其中,长度是指心脏和测量点之间的血液脉冲所行进的距离(沿着相应的动脉),而PEP是心脏预射血期。预射血期是本领域的术语,并且是指心室收缩发生(和半月瓣打开)和血液开始射入到主动脉中之间的时间段。

[0233] 如上所述,PAT是在袖带充气时测量的,并且因此是在施加的压力 P_{app} 在增加的压力范围内变化时测量的。随着施加的压力增加,因此沿袖带的长度的跨壁压改变,并且这改变PAT值。

[0234] 如上所述,PWV体现了指示动脉的弹性特性的信息。将测量的PAT与PWV相关使能量化这些弹性特性。然而,由于PEP和由脉搏行进的长度难以测量,PAT可以经由不同的关系与PWV相关,如下面的等式(4)阐述的。该等式基于PAT的变化主要在测量袖带下方的区域处产

生的知识。

$$[0235] \quad \Delta PAT(P_{tm}) = \left(\frac{1}{PWV(P_{tm})} - \frac{1}{PWV_{ref}} \right) \cdot L \quad (4)$$

[0236] 此处, $PWV(P_{tm})$ 是作为跨壁压的函数的脉搏波速度, ΔPAT 是作为跨壁压的函数的脉搏到达时间的变化, 并且 L 是示波测量设备的身体接触部分的长度。

[0237] PWV 本身可以借助于下面的Bramwell-Hill等式与动脉顺应性相关

$$[0238] \quad PWV(P_{tm}) = \sqrt{\frac{V(P_{tm})}{\rho C(P_{tm})}} \quad (5)$$

[0239] 其中, $V(P_{tm})$ 是作为跨壁压的函数的动脉容积, $C(P_{tm})$ 是作为跨壁压的函数的动脉顺应性, ρ 是血液密度, $PWV(P_{tm})$ 是作为跨壁压的函数的脉搏波速度。

[0240] PWV_{ref} 是 $P_{tm} = MAP$ 处的脉搏波速度, 其中, MAP 是平均动脉压。平均动脉压是当袖带未施加任何外部压力时动脉内的平均(或基线)动脉压 P_{art} 。这可以从在上述过程中从袖带内部压力 P_c 中提取的动脉压信号 P_{art} (如图7所示) 导出。例如, 其可以被视为该信号的基线值。当施加的压力为零时, 即在图7 (和图5) 的示例中时间 $t=0$ 处, 其可以被采取为该信号的

基线值。因此, PWV_{ref} 可以由 $PWV_{ref} = \sqrt{\frac{V(MAP)}{\rho C(MAP)}}$ 给出, 其中, 符号 C 、 ρ 和 V 具有与上面等

式 (5) 所概述的相同的名称。

[0241] 上面的等式 (4) 和 (5) 可以组合以提供脉搏到达时间的模型 (其涉及脉搏到达时间的变化、 ΔPAT 、动脉容积、 $V(P_{tm})$ 和动脉顺应性 $C(P_{tm})$) :

$$[0242] \quad \Delta PAT(P_{tm}) = \left(\frac{1}{\sqrt{\frac{V(P_{tm})}{\rho C(P_{tm})}}} - \frac{1}{PWV_{ref}} \right) \cdot L \quad (6)$$

[0243] 根据一组示例, 可以执行模型拟合流程以将模型拟合到采集的 (测量的) 脉搏到达时间信号, 并且因此导出表征测量的脉搏到达时间信号的 $V(P_{tm})$ 和 $C(P_{tm})$ 参数。这样的流程的示例在下面描述。

[0244] 根据一组示例, 在操作中, 当血压测量袖带逐渐充气并且因此施加到动脉48的压力通过压力的范围逐渐增加时 (参见图5), 控制单元12使用向ECG传感器设备22和PPG传感器20采集指示当所述施加的压力在压力的所述范围内变化时沿着所述动脉的特定位置处的脉搏到达时间的变化 ΔPAT 的信号。这将被称为 ΔPAT_{meas} 。

[0245] 接下来 (根据本示例), 控制单元适于迭代地生成作为跨壁压的函数的动脉容积的不同样本函数和作为跨壁压的函数的动脉顺应性的不同样本函数。

[0246] 这可以通过对不同组参数 a 、 c 和 d 进行采样使用上面的等式 (2) 来完成。这导致不同的样本 $V_{art}(P_{tm})$ 函数。这些中的每个可以相对于跨壁压 P_{tm} 区分, 以导致作为跨壁压的函数的动脉顺应性的对应的函数, $C(P_{tm})$ 。

[0247] 对于每个样本动脉容积函数和对应的动脉顺应性函数对, 使用上面的脉搏到达时间模型等式 (6), 即通过以样本 $V(P_{tm})$ 和 $C(P_{tm})$ 函数代入等式 (6) (连同其他参数) 中, 来生成脉搏到达时间的对应的建模函数 $\Delta PAT(P_{tm})$ 。

[0248] 然后将脉搏到达时间的每个得到的样本建模函数与指示脉搏到达时间的变化 Δ

PAT_真的以上采集的信号进行比较。因此,将采样函数与真实测量的脉搏到达时间变化信号进行比较。

[0249] 不同试验 $V(P_{tm})$ 和对应的 $C(P_{tm})$ 函数的采样可以迭代地继续,直到找到足够紧密拟合的 $\Delta PAT(P_{tm})$ 函数。

[0250] 可以使用与上面讨论的相同的马尔可夫链蒙特卡罗(MCMC)采样方法来执行上述模型拟合流程。再一次,这种拟合流程的实施对于技术人员来说是公知的,并且在本公开中将不再详细概述。

[0251] 总之,上述模型拟合流程包括对上述动脉容积模型(2)的一系列不同参数集进行迭代采样,然后对每个集,对得到的样本 V_{art} 模型函数进行微分以导出对应的顺应性函数。 V_{art} 和顺应性函数用于生成对应的样本 $\Delta PAT(P_{tm})$ 函数(等式(6))。将与真实 $\Delta PAT_{真}$ 函数进行比较,并且基于比较结果,可以迭代地重新采样新函数,直到找到足够紧密匹配的 $\Delta PAT(P_{tm})$ 函数。

[0252] 在该流程结束时,然后可以直接获得对应的 $V(P_{tm})$ 和 $C(P_{tm})$ 函数。因此获得顺应性信息。

[0253] 可以以不同方式实现PAT导出的顺应性信息和上述示波导出的顺应性信息(基于容积变化)的组合。

[0254] 根据一组示例,从示波血压测量结果导出的指示作为动脉跨壁压的函数的动脉容积的最终导出的信号 V_{a-osc} 可以首先相对于跨壁压进行微分(如果这尚未进行),以导出指示动脉顺应性的对应的信号。

[0255] 该示波动脉容积信号 V_{a-osc} 和对应的顺应性信号然后可以代入上述脉搏到达时间模型信号(5)中以生成用于 V_{a-osc} 信号和对应的顺应性信号的对应的建模脉搏到达时间函数。

[0256] 该生成的模型脉搏到达时间函数可以用作上述模型拟合流程中的先验信息,以用于识别测量的PAT信号的 $\Delta PAT(P_{tm})$ 函数。例如,从样本生成的 $V(P_{tm})$ 和 $C(P_{tm})$ 函数导出的每个生成的样本 $\Delta PAT(P_{tm})$ 函数可以与真实测量的 $\Delta PAT_{真}$ 信号进行比较,并且也可以与根据示波信息生成的所生成的模型 $\Delta PAT(P_{tm})$ 函数进行比较。在选择最终样本 $\Delta PAT(P_{tm})$ 函数时可以考虑相对于每个的相似性。例如,可以强加最小相似性阈值或关于两者的约束。

[0257] 因此,最终样本生成的 $\Delta PAT(P_{tm})$ 函数将满足关于示波导出的信息和测量的 $\Delta PAT_{真}$ 信息两者的最小相似性水平。

[0258] 因此,两个输入信息源组合以生成最终建模的 $\Delta PAT(P_{tm})$ 函数。

[0259] 由此可以直接获得对应的动脉顺应性函数 $C(P_{tm})$ 函数参数(参见上述等式(6))。该顺应性函数提供了动脉顺应性的输出量度。

[0260] 控制单元12可以例如生成表示动脉顺应性的该最终量度的输出数据信号。

[0261] PAT导出的顺应性信息和示波导出的顺应性信息(基于容积变化)可以以其他方式组合。

[0262] 例如,不是使用示波顺应性信息作为与PAT信息进行比较的先验信息来导出最终建模的 $\Delta PAT(P_{tm})$,而是可以分别使用示波信息和PAT信息中每个生成(例如同时)独立的顺应性量度。然后可以组合这些量度,例如通过平均流程或任何其他组合流程。

[0263] 在该组合中,一个量度可能比另一个量度更重,例如基于用于导出量度中的每个

的信号中估计的相对噪声程度。

[0264] 在其他示例中，PAT信息可以用作用于通知来自示波测量的顺应性的导出的先验信息，而不是示波顺应性信息被用作先验。

[0265] 在另外的示例中，PAT信息和示波信息都不能够用作先验。代替地，在每次迭代中，可以将单个模拟的顺应性值(或动脉容积量度)与PAT导出的信息(例如，PAT导出的顺应性)和示波信息(例如，示波导出的顺应性)进行比较。

[0266] 损失函数可以用于考虑关于两组信息的差异或区别。这例如允许使用不同的量度或信息源作为模型拟合的先验的可能性，例如另一个临床参数，或某些参数之间的另一个预定关系。

[0267] 在实施该系统时，其通常可能在特定的临床环境内经历初始试验时间段。临床试验可以揭示差异，在不同的临床情形中，这些差异可能体现在最终导出的顺应性量度中，并且还在示波导出和PAT导出的顺应性量度之间。在理想情况下，临床试验是使用医院自己的测量设备(例如使用特定选择的血压袖带)进行的。根据可用的测量设备，可以实现顺应性测量的一定程度的准确性。例如可以基于特定测量系统的已知样本速率、PPG信号中的标准误差、袖带充气的持续时间(测量中记录的心跳次数)、呼吸伪影的任何效应和任何其他可能影响实际临床情形中的测量的相关因子来确定该准确性。

[0268] 例如，对这些因子的评估可以告知在顺应性量度导出过程内为示波和PAT信息选择适当的权重。

[0269] 上述模型拟合流程包括选择利用测量的PAT函数和/或基于示波法的建模的 Δ PAT函数具有最高比较或相似性评分的模型作为最终建模的 Δ PAT(P_{tm})函数(以及因此最终对应的估计顺应性值)。

[0270] 在另外的示例中，可以考虑可能的顺应性测量结果的分布，其与测量的数据或测量的PAT函数具有小于最大的相似性。例如，在一些示例中可以考虑整组试验模型函数(例如PAT函数)连同它们的相对相似性评分，并且由此可以确定最终导出的顺应性量度值中的不确定性的量度。例如，考虑到其相对准确性概率，可以考虑可能的顺应性值的展形或方差，并由此导出不确定性的量度。

[0271] 这种方法是标准贝叶斯技术的一部分并且将是技术人员公知的。为此目的，此处将不再详细概述。技术人员将知道如何实施此类方法。

[0272] 所导出的不确定性量度可以例如显示在系统的显示面板上，例如显示在患者监测器设备的显示面板上。

[0273] 在一些示例中，不确定性的量化可以用于自动触发额外的测量，或者可以简单地用于帮助临床医师决定另外的调查，诸如更侵入性的监测类型。

[0274] 根据本发明的另一方面的示例提供了一种用于导出动脉顺应性量度的系统(10)，包括：根据上述示例或实施例中的任一个或根据本申请的任何权利要求的控制单元(12)；操作地耦合到控制单元的示波血压测量设备；以及操作地耦合到控制单元的用于测量脉搏到达时间的模块。

[0275] 根据一个或多个示例，该系统还可以包括患者监测器单元。例如，患者监测器单元可以包括控制单元。

[0276] 如上所述，实施例利用控制单元。控制单元可以是控制器。控制器可以通过软件

和/或硬件以多种方式实施,以执行所需的各种功能。处理器是采用一个或多个微处理器的控制器的一个示例,所述微处理器可以使用软件(例如,微代码)进行编程以执行所需的功能。然而,控制器可以在采用或不采用处理器的情况下实施,并且还可以被实施为执行一些功能的专用硬件和执行其他功能的处理器(例如,一个或多个编程的微处理器和相关联的电路)的组合。

[0277] 可以在本公开的各种实施例中采用的控制器部件的示例包括但不限于常规微处理器、专用集成电路(ASIC)和现场可编程门阵列(FPGA)。

[0278] 在各种实施方式中,处理器或控制器可以与一个或多个存储介质相关联,例如易失性和非易失性计算机存储器,例如RAM、PROM、EPROM和EEPROM。存储介质可以编码有一个或多个程序,其当在一个或多个处理器和/或控制器上执行时执行所需的功能。各种存储介质可以固定在处理器或控制器内或者可以是可运输的,使得存储在其上的一个或多个程序可以加载到处理器或控制器中。

[0279] 通过研究附图、公开内容和所附权利要求,本领域技术人员在实践要求保护的发明时可以理解和实现对所公开的实施例的变型。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。单个处理器或其他单元可以履行权利要求中记载的若干项目的功能。尽管在相互不同的从属权利要求中记载了某些措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。计算机程序可以存储/分布在合适的介质上,例如与其他硬件一起提供或作为其他硬件的部分提供的光学存储介质或固态介质,但计算机程序也可以以其他形式分布,例如经由因特网或其他有线或无线电信系统分布。权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

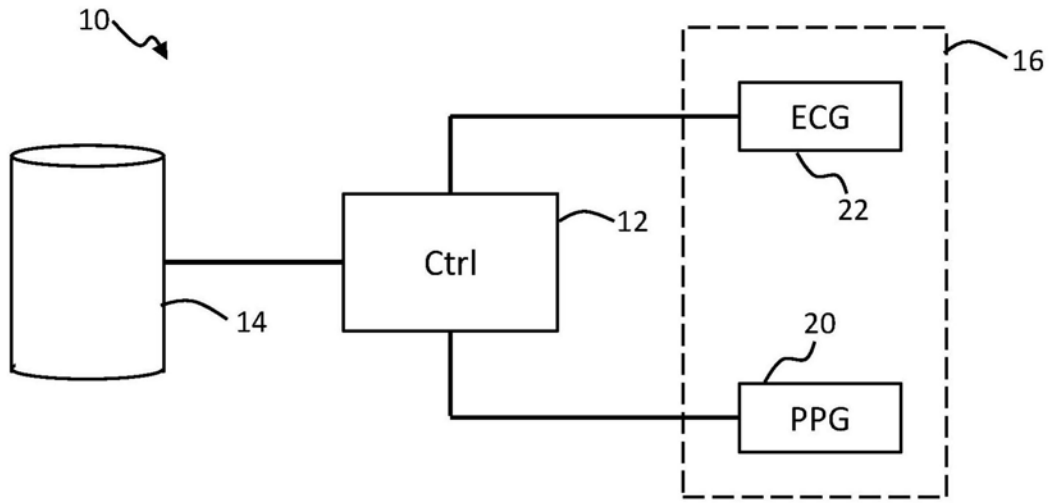


图1

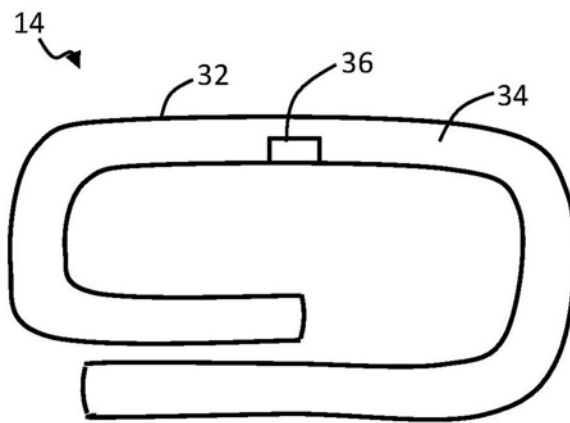


图2

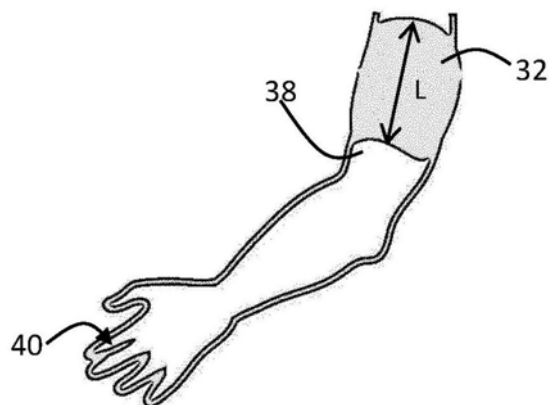


图3

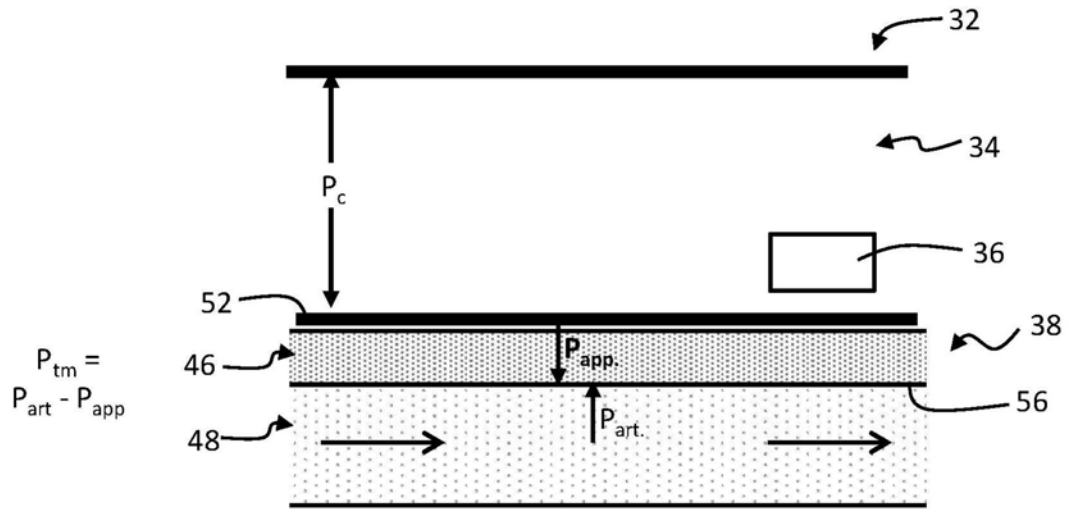


图4

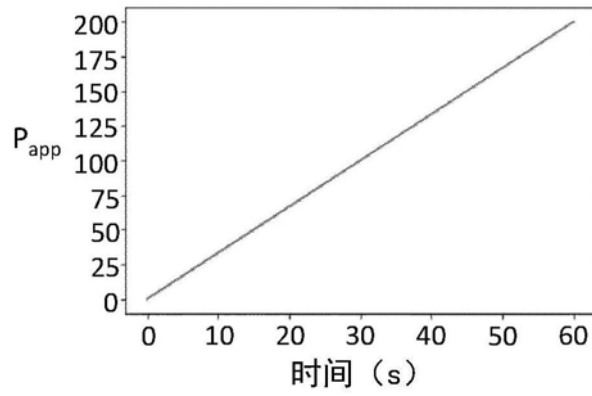


图5

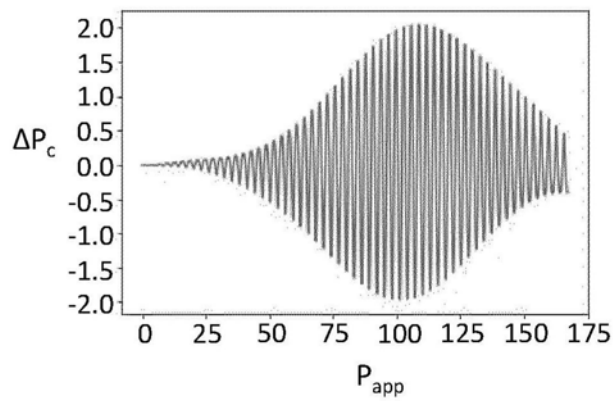


图6

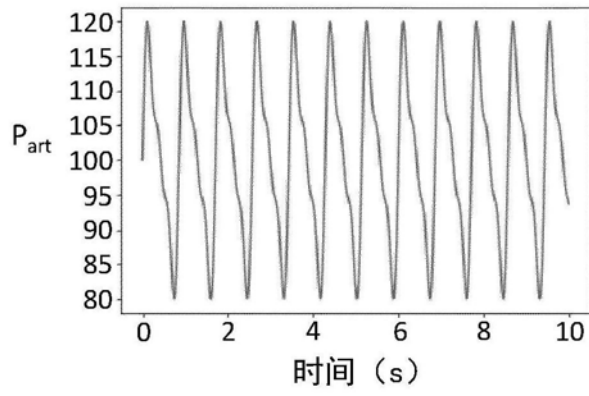


图7

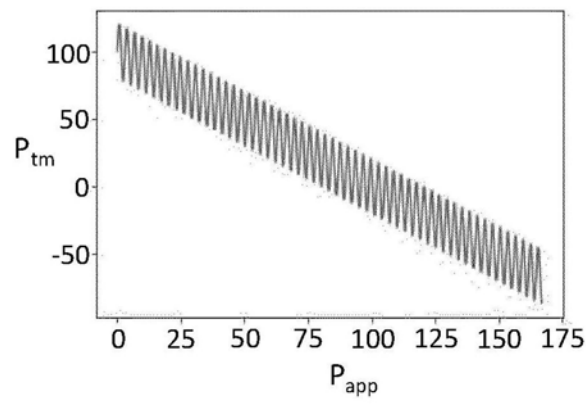


图8

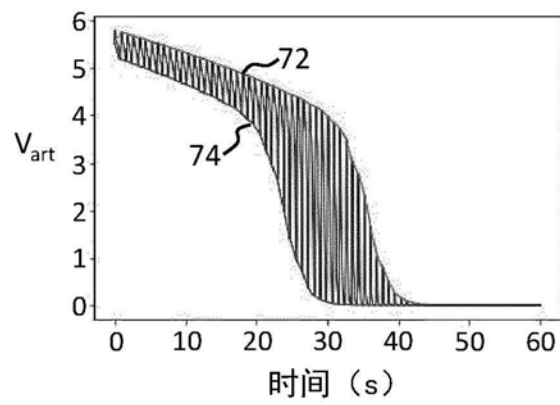


图9

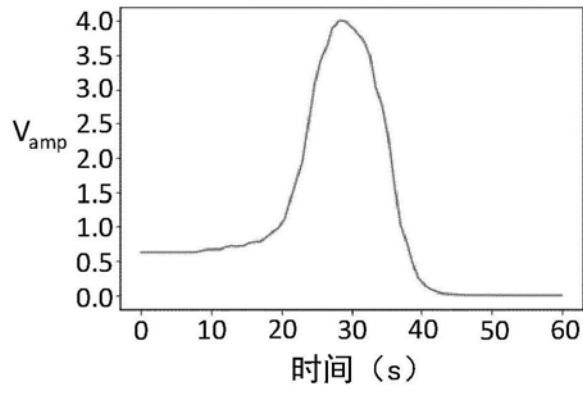


图10

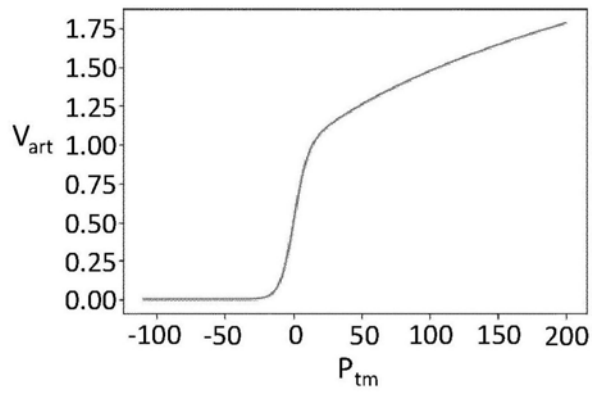


图11