(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 119630337 A
(43)申请公布日 2025.03.14

(21)申请号 202380052752.X

(22)申请日 2023.07.03

(30)优先权数据
22189833.1 2022.08.11 EP
63/359,240 2022.07.08 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2025.01.08

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2023/068146 2023.07.03

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2024/008607 EN 2024.01.11

(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 B•施托尔策 S•G•M•雷格
U•法伊弗 M•亚瓦里马内什
高明武
P•萨里科莱亚瓦伦西亚诺
S•海达尔

(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 5/022(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

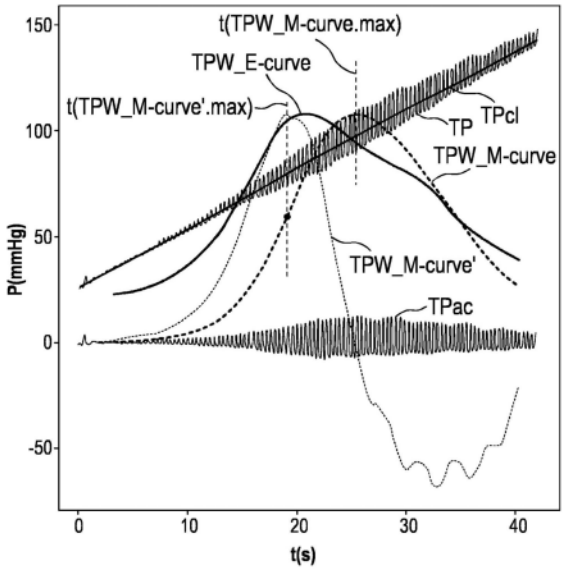
权利要求书3页 说明书25页 附图11页

(54)发明名称

用于确定对象的血压的装置

(57)摘要

提出了一种用于确定对象的血压的装置。所述设备包括压力信号提供单元,所述压力信号提供单元被配置为提供在一段时间内的对象的测量压力信号(TP),其中,所述压力信号指示血液脉动并且包括多个压力脉冲。所述装置还包括处理器,所述处理器被配置为:基于所述多个压力脉冲来确定血压确定曲线(TPW_M-curve),所述血压确定曲线指示所述压力脉冲对所施加的压力的依赖性;将变换应用于所述血压确定曲线;并且,基于所述变换的结果来确定所述血压。这允许更准确地确定血压。



CN 119630337 A

1.一种用于确定对象的血压的装置(1),所述装置包括:

-压力信号提供单元,其被配置为提供在一段时间内的对象的测量压力信号(TP),其中,已经通过使用测量设备来测量所述压力信号(TP),所述测量设备包括:a)壳体(4),其被配置为包裹所述对象中血液流过的部分(5);b)压力施加器(6、8),其被配置为从所述壳体(4)外部向所述壳体(4)并由此向所述对象的被包裹部分(5)施加压力;以及,c)压力传感器(7),其被配置为测量所述对象的所述被包裹部分(5)的皮肤上的所述压力信号(TP),其中,在测量所述压力信号(TP)时,所述压力施加器(6、8)增加或减小所施加的压力,并且其中,所述测量压力信号(TP)指示血液脉动并且包括多个压力脉冲(9),以及

-处理器(3),其被配置为基于所述多个压力脉冲(9)来确定血压确定曲线(TPW_M-curve),其中,所述血压确定曲线(TPW_M-curve)指示所述压力脉冲(9)对所施加的压力的依赖性,并且其中,所述处理器还被配置为将变换应用于所述血压确定曲线(TPW_M-curve)并且基于所述变换的结果来确定所述血压。

2.根据权利要求1所述的装置(1),其中,应用于所述血压确定曲线(TPW_M-curve)的所述变换涉及取所述血压确定曲线(TPW_M-curve)的导数(TPW_M-curve'),使得所述处理器(3)被配置为基于所述血压确定曲线(TPW_M-curve)的所述导数(TPW_M-curve')来确定所述血压。

3.根据权利要求2所述的装置(1),其中,所述处理器(3)被配置为确定所述血压确定曲线(TPW_M-curve)的所述导数(TPW_M-curve')的最大值的位置,并且基于所确定的位置和所述测量压力(TP)来确定所述血压。

4.根据权利要求3所述的装置(1),其中,所述处理器(3)被配置为通过确定所述血压确定曲线(TPW_M-curve)的第一峰并且通过确定所述血压确定曲线(TPW_M-curve)的所述导数(TPW_M-curve')在所确定的第一峰之前的最大值的位置来确定所述血压确定曲线(TPW_M-curve)的所述导数(TPW_M-curve')的所述最大值的所述位置,所述第一峰具有大于所述血压确定曲线(TPW_M-curve)的总最大峰的峰值的预定义百分比的峰值。

5.根据权利要求3和4中的任一项所述的装置(1),其中,所述处理器(3)被配置为基于所确定的所述最大值的位置处的所述测量压力(TP)的平均值(TPcl)来确定所述血压。

6.根据权利要求3至5中的任一项所述的装置(1),其中,所述处理器(3)还被配置为确定所述血压确定曲线(TPW_M-curve)的最大值的位置,并且进一步基于该进一步确定的位置和所述测量压力(TP)来确定所述血压。

7.根据权利要求6所述的装置(1),其中,所述处理器(3)被配置为进一步基于所述进一步确定的位置处的所述测量压力(TP)的平均值(TPcl)来确定所述血压。

8.根据权利要求5-7中的任一项所述的装置(1),其中,所述处理器(3)被配置为确定所述血压作为a)在所确定的所述血压确定曲线(TPW_M-curve)的所述导数(TPW_M-curve')的所述最大值的位置处的所述测量压力(TP)的所述平均值(TPcl)和b)在所确定的所述血压确定曲线(TPW_M-curve)的所述最大值的位置处的所述测量压力(TP)的所述平均值(TPcl)的函数,

其中,对两个位置处的所述测量压力(TP)的所述平均值(TPcl)的所述函数的依赖性是基于参考测量结果预先确定的。

9.根据权利要求8所述的装置(1),其中,所述函数是线性函数,其对所述两个位置处的

所述测量压力(TP)的所述平均值(TPcl)的依赖性由线性系数表示,其中,所述线性系数是在基于所述参考测量结果执行的线性回归中预先确定的。

10.根据前述权利要求中的任一项所述的装置(1),其中,所述处理器(3)被配置为:针对所述多个压力脉冲(9)中的相应压力脉冲,确定表征所述相应压力脉冲的至少一个特征;针对所述相应压力脉冲,基于所确定的至少一个特征来确定血压确定值(TPWP_M),使得针对在不同时间存在的若干压力脉冲,确定若干血压确定值(TPWP_M),其中,所述处理器(3)被配置为确定所述血压确定曲线(TPW_M-CURVE),使得针对所述若干压力脉冲并且因此针对若干时间确定的所述若干血压确定值(TPWP_M)形成所述血压确定曲线(TPW_M-CURVE)。

11.根据权利要求10所述的装置(1),其中,所述处理器(3)被配置为:为了针对相应压力脉冲确定所述至少一个特征,基于所述相应压力脉冲来提供特征确定脉冲(29),并且确定以下特征中的至少一个:

所述特征确定脉冲的最大收缩压(TPsys)与所述特征确定脉冲在舒张末期点处的压力(TPdia)之间的差(TPP),

由所述特征确定脉冲的上部包围的面积(TPA+.top50),其中,a)所述上部的上端处于所述特征确定脉冲的最大收缩压(TPsys)处,并且b)所述上部的下端处于所述特征确定脉冲的最大收缩压(TPsys)与对应于所述测量压力(TP)的平均值(TPcl)的压力值之间,

相应特征确定脉冲(29)的持续时间(t(pulse)),

所述相应特征确定脉冲(29)的面积(TPA/TPA.norm),以及

所述相应特征确定脉冲(29)的半峰全宽(W50)。

12.根据权利要求11所述的装置(1),其中,所述处理器(3)被配置为仅基于作为所述特征确定脉冲的最大收缩压(TPsys)与所述特征确定脉冲在所述舒张末期点处的压力(TPdia)之间的差(TPP)的所述特征,或仅基于a)作为所述特征确定脉冲的最大收缩压(TPsys)与所述特征确定脉冲在所述舒张末期点处的压力(TPdia)之间的所述差(TPP)的所述特征和b)作为由所述特征确定脉冲的所述上部包围的所述面积(TPA+.top50)的所述特征来确定所述血压确定值(TPWP_M),并且因此形成所述血压确定曲线(TPW_M-curve)。

13.根据权利要求10-12中的任一项所述的装置(1),其中,所述处理器(3)被配置为针对所述相应压力脉冲,基于通过将所述至少一个特征升高到预定义指数的幂所确定的至少一个特征来确定所述血压确定值(TPWP_M)。

14.一种用于确定对象的血压的方法,其中,所述方法包括:

-通过压力信号提供单元提供在一段时间内的对象的测量压力信号(TP),其中,已经通过使用测量设备来测量所述压力信号(TP),所述测量设备包括:a)壳体,其被配置为包裹所述对象的血液流过的部分;b)压力施加器,其被配置为从所述壳体外部向所述壳体并由此向所述对象的被包裹部分施加压力;以及,c)压力传感器,其被配置为测量所述对象的所述被包裹部分的皮肤上的所述压力信号,其中,在测量所述压力信号时,所述压力施加器增加或减小所施加的压力,并且其中,所述测量压力信号指示血液脉动并且包括多个压力脉冲(9),

-基于所述多个压力脉冲(9)来确定血压确定曲线(TPW_M-curve),其中,所述血压确定曲线(TPW_M-curve)指示所述压力脉冲(9)对所施加的压力的依赖性,

-将变换应用于所述血压确定曲线(TPW_M-curve),以及

-基于所述变换的结果来确定所述血压。

15.一种用于确定血压的计算机程序,所述计算机程序包括程序代码单元,所述程序代码单元用于使根据权利要求1-13中的任一项所述的用于确定血压的装置执行根据权利要求14所述的步骤。

用于确定对象的血压的装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于确定对象的血压的装置、方法和计算机程序。

背景技术

[0002] US 2021/0235996 A1公开了一种信号处理装置,包括处理器和用于存储指令的存储器。所述处理器被配置为执行指令以获得信号,通过对所获得的信号应用快速傅立叶变换(FFT)来获得频带频谱,以及通过对所获得的频带频谱应用彼此不同的第一滤波器和第二滤波器来从所获得的频谱中去除噪声。

[0003] M.Forouzanfar等人的文章“Oscillometric Blood Pressure Estimation:Past,Present,and Future”IEEE Reviews in Biomedical Engineering,volume 8,pages 44to 63(2015)公开了自动血压(BP)监测的使用正在增长,这是因为它不需要很多专业知识,并且可以由患者在家中每天执行若干次。其还公开了示波法是在自动BP监测器中使用的最常见的测量方法之一,其中,例如描述了导数示波法。

[0004] US 2022/0096017 A1公开了一种用于控制血压测量系统的控制设备。施加器在测量时间段内向对象的部分施加增加的压力,同时测量对象的部分的皮肤上的压力,所述压力包括多个压力脉冲。对于所述多个压力脉冲中的至少一些压力脉冲中的每个压力脉冲,确定表征相应压力脉冲的若干特征,其中,基于这些特征来确定要停止测量时间段处或之后的结束测量时间点,并且其中,当达到结束测量时间点时或之后,即,当要停止测量时间段时,减小所施加的压力,以开始后续的血压测量后时间段。

[0005] DE 10 2017 110 770 B3公开了一种用于使用被施加到个体的压力袖带从组织压力信号非侵入式地确定至少一个血压值的方法,所述组织压力信号具有一系列组织压力脉冲曲线。在组织压力信号中识别至少两个个体组织压力脉冲曲线,并且针对每个所识别的组织压力脉冲曲线确定至少一个幅度参数和一个面积参数,所述幅度参数指示所识别的组织压力脉冲曲线的幅度,并且所述面积参数指示由组织压力脉冲曲线包围的至少一个部分面积。对于每个所识别的组织压力脉冲曲线,确定脉动功率参数,所述脉动功率参数至少基于幅度参数和面积参数指示所述组织压力脉冲曲线的形状。生成参数函数,其指示所确定的组织压力脉冲曲线的脉动功率参数与压力袖带或测量时间处的对应夹持压力之间的函数关系。基于参数函数来确定至少一个血压值。

[0006] EP 3 430 992 A1公开了一种血压测量系统,所述血压测量系统被配置为围绕对象的身体部分,其中,所述血压测量系统包括用于向所述身体部分施加压力的加压装置和防扭结壳体。当所述血压测量系统围绕所述身体部位时,所述防扭结壳体被布置为位于所述加压装置与所述身体部位之间。所述血压测量系统允许通过连续地升高夹紧压力并且在收缩压以上停止升高来测量血压。

发明内容

[0007] 本发明的目的是提供一种用于确定血压的改进的装置、方法和计算机程序,其允

许例如更准确地确定血压。

[0008] 在本发明的第一方面,提出了一种用于确定对象的血压的装置,其中,所述装置包括:

[0009] -压力信号提供单元,其被配置为提供在一段时间内的对象的测量压力信号,其中,已经通过使用测量设备来测量所述压力信号,所述测量设备包括:a)壳体,其被配置为包裹所述对象中血液流过的部分;b)压力施加器,其被配置为从所述壳体的外部向所述壳体并由此向所述对象的被包裹部分施加压力;以及,c)压力传感器,其被配置为测量所述对象的所述被包裹部分的皮肤上的压力信号,其中,在测量所述压力信号时,所述压力施加器增加或减小所施加的压力,并且其中,测量压力信号指示血液脉冲并且包括多个压力脉冲,

[0010] -处理器,其被配置为基于所述多个压力脉冲来确定血压确定曲线,其中,所述血压确定曲线指示所述压力脉冲对所施加的压力的依赖性,并且其中,所述处理器还被配置为将变换应用于所述血压确定曲线,并且基于所述变换的结果来确定血压。

[0011] 已经发现,解读测量压力信号的方式对于确定对象的准确血压值是关键的。基于该发现,已经认识到,以如下方式进行确定,可以更准确地确定血压:不仅基于所述血压确定曲线本身(即使其已经指示压力脉冲对由压力施加器施加的压力的依赖性),而且通过将变换应用于血压确定曲线并基于所述变换的结果来确定所述血压。

[0012] 压力传感器,其被配置为测量对象的被包裹部分的皮肤上的压力,其可以被布置在所述壳体内部。然而,压力传感器也可以以另一种方式被布置用于测量对象的被包裹部分的皮肤上的压力。例如,填充有流体的压力传感器垫可以被布置在壳体内部,并且经由流体路径(即,经由填充有流体的管道)连接到壳体外部的压力传感器,以便测量对象的被包裹部分的皮肤上的压力。

[0013] 压力信号提供单元可以是被配置为从例如测量设备接收压力信号并提供所接收的压力信号的接收单元。然而,压力信号提供单元也可以是存储器,所述存储器中已经存储了先前测量的压力信号,并且可以从所述存储器检索该压力信号以提供该压力信号。压力信号提供单元也可以是或包括测量压力信号的测量设备。

[0014] 例如,在测量压力信号时,可以在测量时间段期间连续(特别是以恒定梯度)增加或减小由压力施加器施加到壳体并由此施加到对象的被包裹部分的压力。测量压力信号通常可以被理解为由于增加或减小所施加的压力导致的部分和由于被壳体封包的对象的部分中的血液脉动导致的部分的组成,特别是总和。因此,测量压力信号包括压力脉冲,其中,具体地,压力脉冲可以被理解为指示血液脉动。

[0015] 测量压力信号的由于血液脉动导致的部分通常将在所施加的压力从接近舒张压或甚至更低增加时首先增加,并且在所施加的压力进一步朝向收缩压或甚至超过收缩压增加时的某一点处开始减小,这是因为,一方面,所施加的压力提供由壳体和压力传感器包裹的对象的部分中的血液脉动之间的必要耦合,而另一方面,所施加的压力倾向于抑制血液脉动。同样地,测量压力信号中由血液脉动导致的部分通常也将在所施加的压力从接近收缩压或甚至高于收缩压降低时增加,并且当施加的压力进一步朝向舒张压或甚至低于舒张压降低时的某一点处开始减小。该相关性(其是测量压力信号中的压力脉冲对施加压力的相关性)也由血压确定曲线指示的,所述血压确定曲线是由处理器确定的。例如,血压确定曲线也可以增加并且此后在测量时间段内开始再次减小,特别是不管所施加的压力是增加

还是减小。测量压力信号中的压力脉冲对所施加的压力的依赖性(即,压力脉冲如何取决于所施加的压力)指示血压。由于由血压确定曲线指示该相关性,因此血压确定曲线也将指示血压。

[0016] 处理器被配置为基于压力信号中的多个压力脉冲来确定的血压确定曲线优选地是连续曲线,特别是至少一次可微分曲线,更特别是平滑曲线,其中,应当理解,如数值分析中已知的,术语“连续”、“可微分”和“平滑”可以具有近似或“离散化”的含义。优选地,所述血压确定曲线对应于所施加的压力、平均测量压力或测量时间的函数。实际上,所述处理器不一定被配置为确定对应于血压确定曲线的实际图形表示。相反,例如,血压确定曲线可以仅对应于压力值,特别是由压力值组成,所述压力值可以被理解为与所施加的压力、平均测量压力或测量时间的相应值相关联的血压确定曲线值。

[0017] 可以预定义应用于血压确定曲线的变换,使得相比于在血压确定曲线本身中,更有效地检测血压确定曲线的指示血压脉冲对超过预定强度的所施加的压力的依赖性的区域。已经发现,血压脉冲对所施加的压力的依赖性强的区域可以提供关于血压的有价值的信息。因此,可以通过强调这些区域来促进对这样的区域的更有效的检测。由于由压力施加器施加的压力随时间增加或减小,因此血压确定曲线对所施加的压力的依赖性对应于血压确定曲线的变化率。因此,可以测量血压确定曲线对曲线的给定点处的施加压力(即,其局部强度)的依赖性,例如,其在该点处的斜率。应当认识到,血压确定曲线中具有对所施加的压力微弱的(特别是消失的)依赖性的区域也可以提供关于血压的有价值的信息,但是已经发现它们不是唯一的信息。相对术语“强”和“弱”涉及血压确定曲线对所施加的压力的依赖性的强度,其被理解为相对于一个或多个预定阈值来定义。此外,血压确定曲线对所施加的压力的依赖性(特别是曲线的斜率)可以根据其实际值(即包括符号)或其绝对值来考虑。

[0018] 将变换应用于血压确定曲线涉及变换血压确定曲线的至少一部分,特别是整个血压确定曲线。因此,将变换应用于血压确定曲线的结果可以是经变换的血压确定曲线,其中,如果仅将变换应用于血压确定曲线的一部分,则经变换的血压确定曲线可以仅在该部分中偏离血压确定曲线,或者可以仅对应于该偏离部分。如果仅部分地变换血压确定曲线,则所述处理器可以被配置为仅基于血压确定曲线的经变换的部分来确定血压。在可以预期血压确定曲线的哪个部分在被变换之后是用于确定血压的良好基础的情况下,可以仅部分地变换血压确定曲线。将所应用的变换限制于血压确定曲线的一部分可以节省计算资源。

[0019] 尽管将变换应用于血压确定曲线的结果可以被认为是经变换的血压确定曲线,但是所述处理器不一定被配置为实际确定经变换的血压确定曲线。相反,例如,所述处理器可以被配置为基于对应于血压确定曲线的压力值来确定新的压力值,其中,这些新的压力值可以被称为经变换的血压确定曲线值,并且基于新的压力值来确定血压。由于将变换应用于血压确定曲线可以对应于基于与血压确定曲线相对应的压力值来确定新的压力值,因此应用变换也可以被理解为将函数应用于血压确定曲线,即血压确定曲线值。然而,应当注意,该功能不一定是普通功能,诸如分析功能。相反,可以仅由诸如差分运算符之类的运算符表达所应用的变换。在优选实施例中,应用于血压确定曲线的变换涉及取血压确定曲线的导数,使得处理器被配置为基于血压确定曲线的导数来确定血压。已经发现,血压确定曲线的导数特别有助于指示血压脉冲对所施加的压力的强依赖性的区域,并且因此有助于更准确地确定血压,同时需要计算可接受的计算努力。应当理解,当变换是导数时,确定血压

确定曲线,使得它是可微分的。

[0020] 代替确定导数,这允许有效地检测血压确定曲线中的指示压力脉冲对所施加的压力的强依赖性的区域,还可以确定血压确定曲线的点之间的差异。术语“差异”可以特别被理解为涉及在针对近似导数的数值分析中考虑的程度之外有限的差。然而,替代地,取血压确定曲线的不同点之间的差也可以被理解为对应于确定导数的有限(即,离散化)版本,如从数值分析已知的。在任何情况下,差的确定也可以被理解为应用于血压确定曲线的变换,这是因为所确定的差可以被理解为与血压确定曲线的点相关联,从而产生将血压确定曲线或其一部分映射到新曲线的图,该新曲线可以被视为经变换的血压确定曲线。

[0021] 优选地,所述处理器被配置为确定血压确定曲线的导数的最大值的位置,并且基于所确定的位置和测量压力来确定血压。特别地,所述处理器可以被配置为基于所确定的最大值的位置处的测量压力的平均值来确定血压。已经发现,基于所确定的血压确定曲线的导数的最大值并且根据皮肤上的测量压力(即,根据组织压力)来确定血压允许特别准确地确定血压。当基于血压确定曲线的导数的最大值来确定血压时,所述处理器可以被配置为仅针对导数的最大值预期所在的区域来确定血压确定曲线的导数。该预期区域可以是基于先前测量预先确定的固定区域。

[0022] 导数的最大值优选涉及从低施加压力到高施加压力的方向。换句话说,优选地,在测量用于确定血压的压力信号时,在从低施加压力到高施加压力的方向上考虑导数,而与所施加的压力是增加还是减小无关。

[0023] 优选地,所述处理器被配置为通过确定血压确定曲线的第一峰(其具有大于血压确定曲线的总峰的峰值的预定义百分比的峰值)并且通过确定血压确定曲线的导数的最大值的位置(其在所确定的第一峰之前)来确定血压确定曲线的导数的最大值的位置。可以通过校准来预先确定总峰的预定义百分比。在优选实施例中,预定义百分比为90%。可以通过将血压确定曲线归一化为总最大峰的峰值来实现对血压确定曲线的第一峰的确定,使得该峰值在归一化之后为1,所述第一峰具有大于血压确定曲线的总最大峰的峰值的预定义百分比的峰值。然后,预定义百分比是0与1之间的固定绝对值,并且优选地是0.9。已经发现,以此方式限制确定血压确定曲线的导数的最大值的区域允许进一步增加确定血压的准确性。

[0024] 注意,这里的词语“之前”涉及从低施加压力到高施加压力的方向。因此,如果增加在测量用于确定血压的压力信号时施加的压力,则词语“之前”也意味着在时间上之前,并且如果减小在测量用于确定血压的压力信号时施加的压力,则词语“之前”意味着在时间上之后。

[0025] 如果血压确定曲线仅具有单个峰,则该单个峰是总最大峰,并且它也是具有大于总最大峰值的峰值的预定义百分比的峰值的第一峰。

[0026] 优选地,在测量用于确定血压的压力信号时增加所施加的压力。与在测量用于确定血压的压力信号时减小所施加的压力相比,这是有利的。

[0027] 所述处理器还可以被配置为确定血压确定曲线的最大值的位置,并且还基于该进一步确定的位置和测量压力来确定血压。特别地,所述处理器可以被配置为进一步基于所述进一步确定的位置处(即,所确定的血压确定曲线的最大值的位置)的测量压力的平均值来确定血压。基于所确定的血压确定曲线的最大值以及所确定的其导数的最大值并且根据

皮肤上的测量压力(即,根据组织压力)来确定血压允许更准确地确定血压,即使血压确定曲线在其最大值处对所施加的压力的依赖性通常将被认为相对较弱或甚至消失,这是因为血压确定曲线的导数在其最大值处消失。实际上,所述处理器可以被配置为基于血压确定曲线的导数(即,也基于经变换的血压确定曲线,即,通过确定导数在何处为零)来确定血压确定曲线的最大值的位置。备选地,例如,所述处理器可以被配置为通过将相应曲线上的点或对应的函数值彼此进行比较来确定血压确定曲线和/或其经变换的版本的最大值的位置,其中,可以确定位于相应曲线或其对应的函数的相应最大值从上升或增加变为下降或减小。此外,可以在测量压力信号时确定相应的最大值,特别是在测量压力信号中产生相应曲线中的相应最大值的部分时。

[0028] 尽管除了血压确定曲线的经变换的版本之外还基于血压确定曲线(特别是,基于这两个曲线的最大值的位置)确定血压可以允许更准确地确定血压,但是仅基于血压确定曲线的经变换的版本(特别是仅基于血压确定曲线的导数的最大值的位置)确定血压可以在计算上更有效。此外,由于血压确定曲线的导数通常将在测量时间段内比血压确定曲线本身更早地呈现其最大值,因此这还允许较快的血压确定并且因此允许对象的较少不适。

[0029] 除了基于血压确定曲线的导数的最大值的位置来确定血压之外或替代地,可以基于血压确定曲线的导数的最小值的位置来确定血压。这在压力施加器增加或减小所施加的压力并且测量压力信号的测量时间相对较长的情况下可以是特别有利的。

[0030] 如上面已经指出的,血压确定曲线可以特别对应于所施加的压力或所测量的平均压力的函数。因此,代替测量压力,特别是其平均值,也可以使用相应最大值处的所施加的压力来确定血压。所施加的压力涉及控制压力施加器施加的压力。

[0031] 应当理解,仍然可以接受的是,并非使用在相应最大值的所确定的位置处的精确相应压力值而是使用接近该压力的压力来确定血压。换句话说,如果并非精确而是以预定的足够的准确度来确定相应的最大值,则可能是可接受的。

[0032] 在一个实施方案中,所述处理器被配置为:将血压确定为a)所确定的血压确定曲线的导数的最大值的位置处的测量压力的平均值和b)所确定的血压确定曲线的最大值的位置处的测量压力的平均值的函数,其中,所述函数对两个位置处的测量压力的平均值的依赖性是基于参考测量结果预先确定的。特别地,所述函数可以是线性函数,其对两个位置处的测量压力的平均值的依赖性是由线性系数表示的,其中,所述线性系数是在基于参考测量结果执行的线性回归中预先确定的。即使通用函数可以允许更高的准确度,但是线性函数保持计算努力可接受,同时仍然允许在确定血压中非常高的准确度。

[0033] 参考测量(其也可以被称为校准测量)优选地对应于由成对的以下项组成的校准集合的评估:a)侵入式测量的血压值和b)基于非侵入式测量的压力信号确定的非侵入式血压值,其中,由如上定义的装置与侵入式测量同时测量非侵入式测量的压力信号。优选地,从足够数量的个体并且在不同的血液动力学条件下收集校准集合。由如上定义的装置确定非侵入式血压值,并且可以优化根据所施加的压力表达血压的上述函数的线性系数,特别是上述两个位置处的测量压力的平均值,使得侵入式血压值和非侵入式血压值之间的偏差最小化。例如,可以执行使用最小二乘法的线性回归。

[0034] 尽管已经发现允许非常准确地确定血压以基于血压确定曲线的导数来确定血压,但是应用于血压确定曲线的其他变换也可以导致良好的或甚至更好的基础来准确地确定

血压。例如,所述处理器可以被配置为确定血压确定曲线的对数并基于此确定血压。

[0035] 此外,尽管上面已经使用了术语“导数”并且随后也将用于指代一阶导数,但是也可以使用更高的导数作为要应用于血压确定曲线的变换。

[0036] 优选地,所述处理器被配置为:针对多个压力脉冲中的相应压力脉冲来确定表征相应压力脉冲的至少一个特征;针对相应压力脉冲基于所确定的至少一个特征来确定血压确定值,使得针对在不同时间存在的若干压力脉冲确定若干血压确定值,其中,所述处理器被配置为确定血压确定曲线,使得针对若干压力脉冲并且因此针对若干时间确定的若干血压确定值形成血压确定曲线。在这种情况下用于血压测量的血压确定曲线可以被认为是从单个组织压力波形(TPW)构造的,使得其可以被缩写为TPW_M-curve,而血压确定值可以被认为是对组织压力波形参数化,使得它们可以缩写为TPWP_M。已经发现,即使考虑单个特征来确定血压确定值,也可以准确地确定血压。因此,可能以相对低的计算努力准确地确定血压。

[0037] 至少一个特征可以直接表征相应压力脉冲或间接表征相应压力脉冲。在后一种情况下,处理相应压力脉冲以确定特征确定脉冲,并且基于所确定的特征确定脉冲来确定至少一个特征。这将在下面进一步更详细地解释。所述处理器可以被配置为针对多个压力脉冲中的全部或仅一些(例如,至少5个或至少10个)的每个压力脉冲来确定表征相应压力脉冲的至少一个特征。

[0038] 所述处理器可以适于处理针对若干压力脉冲获得的若干血压确定值,以获得血压确定曲线。例如,可以应用插值并且可选地还可以应用平滑。以这种方式,可以获得连续的、至少一次可微分的或甚至平滑的血压确定曲线。

[0039] 在实施例中,所述处理器被配置为:为了针对相应压力脉冲来确定至少一个特征,基于相应压力脉冲提供特征确定脉冲,并且确定以下特征中的至少一个:i)特征确定脉冲的最大收缩压(TPSys)与特征确定脉冲在舒张末期点处的压力(TPdia)之间的差(TPP),ii)由特征确定脉冲的上部包围的面积(TPA+.top50),其中,a)上部的上端处于特征确定脉冲的最大收缩压(TPSys)处,并且b)上部的下端处于特征确定脉冲的最大收缩压(TPSys)与对应于测量压力(TP)的平均值(TPcl)的压力值之间,iii)相应特征确定脉冲的持续时间(t(脉冲)),iv)相应特征确定脉冲的面积(TPA/TPA.norm),以及v)相应特征确定脉冲的半峰全宽(W50)。已经发现,通过使用这些特征中的至少一个,可以进一步改善血压的确定。

[0040] 可以例如通过从相应压力脉冲减去测量平均压力(TPcl)来获得针对相应压力脉冲的特征确定脉冲。然而,还可以以另一种方式确定针对相应压力脉冲的特征确定脉冲。它也可以直接是相应压力脉冲,即,相应测量压力脉冲。如果已经通过从相应压力脉冲减去测量平均压力(TPcl)而获得针对相应压力脉冲的特征确定脉冲,则为了确定面积TPA+.top50,对应于测量压力(TP)的平均值(TPcl)的压力值将为零。

[0041] 特征确定脉冲的最大收缩压与特征确定脉冲在舒张末期点处的压力之间的差(TPP)优先是相应压力脉冲的最大测量压力与最小测量压力之间的差,即,相应压力脉冲在最大收缩点处的组织压力(TP)(即,皮肤上的测量压力)与相应压力脉冲的舒张末期点处的组织压力(TP)之间的差。相应特征确定脉冲的持续时间t(脉冲)优选地对应于针对相应压力脉冲的舒张末期点与下一舒张末期点之间的时间差。此外,面积TPA优选地是从舒张末期点到下一舒张末期点的相应特征确定脉冲的曲线下的面积。面积可以是归一化面积,然后

命名为“TPA.norm”。例如,可以通过将面积TPA缩放为相应特征确定脉冲的最大压力与最小压力之间的差来使面积TPA归一化,以便确定TPA.norm。半峰全宽W50对应于相应特征确定脉冲的最大压力与最小压力之间的差的50%处的宽度。因此,它是特征确定脉冲在最大收缩点处的压力与特征确定脉冲在舒张末期点处的压力之间的差的50%处的宽度。

[0042] 在优选实施例中,所述处理器被配置为确定由特征确定脉冲的上部包围的面积TPA+.top50,使得上部的下端处于对应于特征确定脉冲的最大收缩压(TPsys)与对应于测量压力(TP)的平均值(TPcl)的压力值之间的压力距离(TPP+)的一半的压力值。

[0043] 此外,在优选实施例中,所述处理器被配置为仅基于作为特征确定脉冲的最大收缩压(TPsys)与特征确定脉冲在舒张末期点(TPdia)处的压力之间的差(TPP)的特征来确定血压确定值(TPWP_M),并且因此形成血压确定曲线(TPW_M-curve)。因此,在该实施例中,除了TPP之外,没有其他上述特征用于确定血压确定值。已经发现,这允许以相对低的计算努力来进一步增加确定血压的准确性。

[0044] 在进一步改进的实施例中,所述处理器被配置为仅基于以下各项来确定血压确定值(TPWP_M),并且因此形成血压确定曲线(TPW_M-curve):a)作为特征确定脉冲的最大收缩压(TPsys)与特征确定脉冲在舒张末期点处的压力(TPdia)之间的差TPP的特征;以及,b)作为由特征确定脉冲的上部包围的面积TPA+.top50的特征。因此,在该实施例中,除了TPP和TPA+.top50之外,没有其他上述特征用于确定血压确定值。已经发现,这允许确定血压的甚至进一步增加的准确性,其中,计算努力可能相对较低。

[0045] 优选地,所述处理器被配置为提供接收相应压力脉冲的至少一个特征作为输入并且输出相应血压确定值的函数,并且确定血压确定曲线,使得由相应血压确定值与针对其他压力脉冲确定的血压确定值一起形成血压确定曲线。所述函数具有可以通过校准确定的至少一个参数,其中,通过侵入式方式非常准确地确定参考血压值,并且确定至少一个参数,使得所述装置以高统计精度和准确度产生非常准确的侵入式测量的血压值。特别地,对于校准测量,使用成对的来自在不同血液动力学条件下的足够数量的个体的同时记录的侵入式和非侵入式血压值。应当注意,优选地仅在开发阶段,即不在实际血液测量过程期间执行校准。可以针对不同的壳体尺寸(即,优选地针对不同的血压袖带尺寸)或针对壳体尺寸的不同组合单独地执行校准。例如,对于不同的壳体尺寸或壳体尺寸组合,可以通过校准来确定函数的不同参数,即,对于每个壳体尺寸或对于每组壳体尺寸,可以确定相应的至少一个参数。

[0046] 例如,所述处理器可以被配置为针对相应压力脉冲,通过将至少一个特征升高为预定义指数的幂,基于所确定的至少一个特征来确定血压确定值(TPWP_M)。可以通过如先前段落中描述的校准来预定义所述预定义指数。因此,预定义指数可以是先前段落中提到的函数的参数,其中,通过校准来预定义参数(即,在该示例中为预定义指数)。所述函数可以具有以下结构:a)预定义因子乘以b)将表征相应压力脉冲的第一特征提升到第一预定义指数的幂的第一幂的结果,可选地进一步乘以c)将表征相应压力脉冲的第二特征提升到第二预定义指数的幂的第二幂的结果,可选地进一步乘以d)将表征相应压力脉冲的第三特征提升到第三预定义指数的幂的第三幂的结果,等等,其中,在优选实施例中,所述函数仅包括a)和b)或仅包括a)、b)和c)。预定义因子也可以通过校准来预定义。

[0047] 所述处理器还可以被配置为可能根据确定的血压值(即,在测量期间确定的血压

值)来控制压力信号的测量。在实施例中,所述处理器被配置为控制测量设备,使得所施加的压力在延伸到结束测量时间点的测量时间段内增加,并且所施加的压力在之后的血压测量后时间段内减小,其中,压力传感器至少在测量时间段期间测量皮肤上的压力(TP),其中,所述处理器被配置为基于针对多个压力脉冲中的至少一些确定的至少一个特征来确定结束测量时间点,在所述结束测量时间点处或所述结束测量时间点后停止测量时间段,并且控制压力施加器,使得当达到结束测量时间点时或结束测量时间点之后,其减小所施加的压力以开始之后的血压测量后时间段。特别地,针对压力脉冲分别确定的至少一个特征可以用于确定结束测量时间点,使得测量时间段相对较短并且仍然已经测量了足够的压力数据,这允许准确确定血压。这允许减小的血压测量时间和组织压力,即,在测量期间施加在身体部位的皮肤上的夹紧压力保持并结束于基本上低于收缩动脉压。

[0048] 优选地,所述处理器被配置为:a)针对相应压力脉冲,基于已经针对相应压力脉冲确定的至少一个特征来确定结束确定值,使得针对在不同时间存在的若干压力脉冲,确定若干结束确定值,其中,针对若干压力脉冲并且因此针对若干时间确定的若干结束确定值形成结束确定曲线,以及b)基于结束确定曲线来确定结束测量时间点。通过使用结束确定曲线,可以进一步提高确定结束测量时间点的准确性。所述处理器可以适于处理针对若干压力脉冲获得的若干结束确定值,以获得连续的结束确定曲线。为了基于不同的结束确定值获得连续曲线,可以使用已知的数学技术。例如,可以应用插值、拟合过程、滤波过程等。

[0049] 所述处理器优选地被配置为确定结束确定曲线,使得其满足以下条件之一:a)结束确定曲线的最大值在时间上出现在血压确定曲线的最大值之前,b)结束确定曲线的最大值在时间上出现在血压确定曲线的最大值处或最大值之后,并且结束确定曲线在其最大值之后的减小比血压确定曲线在其最大值之后的减小更陡,以及c)结束确定曲线与血压确定曲线相同。已经发现,如果结束确定曲线和血压确定曲线相对于彼此具有这些关系之一,则可以更准确地确定结束测量时间点。

[0050] 在优选实施例中,所述处理器被配置为进一步基于血压确定曲线来确定结束测量时间点。还发现,如果不仅使用结束确定曲线,而且使用血压确定曲线来确定结束测量时间点,则可以还进一步减少测量时间。

[0051] 优选地,所述处理器被配置为通过确定何时a)结束确定曲线在已经超过其最大值之后已经下降到等于或小于最大值的预定义百分比的值以及b)血压确定曲线已经达到或超过其最大值来确定结束测量时间点。进一步优选地,最大值的预定义百分比在40%至95%的范围内。特别发现,如果以这种方式使用两条曲线来确定结束测量时间点,则可以非常准确地确定该时间点,使得血压测量时间相对较短并且仍然非常准确地测量血压。

[0052] 在实施例中,所述处理器被配置为控制压力施加器,使得其在前测量时间段内以第一速率增加所施加的压力,所述前测量时间段之后是测量时间段,在测量时间段中,所施加的压力以第二速率增加,其中,第一速率大于第二速率。因此,可以相对快速地达到测量时间段应该开始的所施加的压力,从而允许进一步减少测量血压所需的总时间。

[0053] 在实施例中,所述处理器被配置为控制压力施加器,使得在前测量时间段结束时,测量压力在15至30mmHg的范围内。这确保了在测量时间段期间在足够大的压力范围内测量皮肤上的压力,即组织压力,这允许准确且精确地测量血压。

[0054] 如果由同一对象的先前血压测量获得的先前舒张动脉压不由处理器用于控制压

力施加器,则优先施加15至30mmHg的范围。如果先前的舒张动脉压用于压力施加器的控制,则在前测量时间段结束时测量压力也可以更高。下面将解释根据先前获得的舒张动脉压的压力施加器的控制。

[0055] 应当注意,在前测量时间结束时的压力不是在两个后续血压测量之间施加的压力,特别是在前测量时间段开始之前。该压力可以被命名为"附着压力"并且不应超过15mmHg。

[0056] 在实施例中,所述处理器被配置为a)存储或接收通过先前血压测量获得的先前舒张动脉压,b)根据先前舒张动脉压确定第一结束测量压力,所述第一结束测量压力应当存在于前测量时间段的结束处并且因此也可以被视为目标压力,使得第一结束测量压力小于先前舒张动脉压,以及c)控制压力施加器,使得在前测量时间段的结束处的测量压力等于或小于所确定的第一结束测量压力。优选地,所述处理器被配置为确定第一结束测量压力,使得其为先前舒张动脉压的90%或更小。此外,这确保了在测量时间段期间在足够大的范围内测量皮肤上的压力,即组织压力,以准确且精确地确定血压。

[0057] 在实施例中,所述处理器被配置为进一步存储或接收已经测量先前舒张动脉压的时间,并且根据i)已经测量先前舒张动脉压的先前舒张动脉压和ii)到血压测量的时间距离来确定第一结束测量压力,如存储的时间所示。舒张动脉压可以随时间变化,其中,如果考虑到已经测量先前舒张动脉压的到血压测量的时间距离,则仍然可以相对准确地确定第一结束测量压力。因此,尽管存在关于舒张动脉压随时间的变化的这种不确定性,但是可以确定前测量时间段的结束,使得在之后的测量时间段期间,在足够大的范围内测量皮肤上的压力,即组织压力,以准确且精确地确定血压。

[0058] 所述处理器还可以被配置为a)存储或接收由压力传感器在先前血压测量的先前测量时间段的结束与前测量时间的开始之间的时间段内测量的先前压力,以及b)控制压力施加器,使得在前测量时间段的开始处的测量压力等于或小于基于所存储或接收的先前测量的预定义压力值。预定压力值优选等于或小于15mmHg,进一步优选等于或小于10mmHg。

[0059] 在前测量时间段开始处的测量压力可以被认为是在两个后续血压测量之间(即,在相应的血压测量开始之前)测量暂停期间存在的附接压力,其中,该附接压力被优选地控制以实现给定或预设值,即,预定压力值。优选地执行该控制以适应身体部位体积的变化,例如由组织水肿引起的增加(例如在脓毒症、高血容量中的毛细管渗漏)或通过收缩组织水肿或通过低血容量而减少。这应当特别避免在测量暂停期间(即,在两个后续血压测量之间)的静脉充血,该静脉充血是由组织压力高于相应身体部位中的静脉压力的静脉压缩引起的静脉回血受损导致的。在优选实施例中,在执行一次或若干次血压测量的整个过程期间连续测量皮肤上的压力(其也可以被视为组织压力),并且控制压力施加器,使得在测量暂停期间避免静脉充血。

[0060] 壳体优选为防扭结壳体。防扭结壳体优选地位于(或夹在)压力施加器(即流体袋)与对象的被包裹部分之间。相对刚性的防扭结壳避免或至少显著地减少在压力施加器的压缩作用表面(特别是流体袋)处产生褶皱或扭结。因此,可以提高测量精度,因为没有褶皱对测量信号的振幅、形式和再现性产生负面影响。

[0061] 如果压力施加器包括这种流体袋,则防扭结壳体优选地表现出显著大于流体袋的壁的刚度的刚度。优选地,选择防扭结壳体的刚度,以确保当将压力施加到对象的被包裹部

分以测量对象的血压时不会发生防扭结壳体的屈曲。同时,防扭结壳体应当足够柔性,以允许防扭结壳体在由压力施加器施加压力时(例如,通过使压力施加器的流体袋膨胀)减小其内径。

[0062] 防扭结壳体是加强部件,其被配置为确保用于压力测量的测量设备的刚度。防扭结壳体可以是测量设备的唯一加强部件,所述加强部件表现出结构牢固性或强度,并且被配置用于在压力测量期间提供抵抗压缩力的刚度。特别地,加强防扭结壳体可以压靠在对象的被包裹部分上,而不插入任何另外的加强元件,即,在加强防扭结壳体与对象的被包裹部分之间,优选地不存在提供任何加强功能的另外的元件。

[0063] 优选地,所述防扭结壳体为加强一体式壳体。这种设计允许以直接的方式提供足够的刚度。

[0064] 优选地,所述防扭结壳体的尺寸被设计为当围绕所述对象的所述部位时重叠。换句话说,至少从由压力施加器施加压力的时间起,防扭结壳体优选地完全包围对象的身体部位。因此,可以沿着测量设备的整个圆周避免或至少显著减少扭结或皱褶。

[0065] 由于容纳扭结壳体而防止或者至少显著地减小扭结或褶皱,因此当壳体的内径由于向例如压力施加元件的流体袋供应加压流体(优选为空气)而减小时,壳体的重叠部分(即壳体的横向端部)应当能够相对于彼此移动或滑动。因此,测量设备(尤其是防扭结壳体)优选地设计为使得重叠部分能够容易地相对于彼此滑动。例如,壳体的彼此直接滑动接触的表面部分可以例如通过相应地选择材料和/或表面结构而表现出相对低的摩擦系数。在本发明的上下文中,术语“低摩擦系数”涉及两个平坦表面的摩擦系数小于0.5,优选小于0.3,更优选小于0.2,甚至更优选小于0.1。

[0066] 在示例中,壳体(特别是防扭结壳体)由金属和/或塑料,特别是纤维增强塑料制成。例如,壳体可以由热塑性材料制成或涂覆有热塑性材料,优选由聚氨酯或聚烯烃制成,更优选由聚乙烯和/或聚四氟乙烯(PTFE)制成或涂覆有PTFE。例如,壳体可以由热塑性材料制成,所述热塑性材料提供粘合剂可以持久地粘附于其上的表面。如果壳体包括纤维增强塑料材料,纤维可以是天然纤维、有机纤维或无机纤维。

[0067] 特别地,如果壳体由塑料材料制成,则在一个示例中,壳体表现出在0.25mm至6mm的范围内的厚度,更优选地在1mm至3mm的范围内,甚至更优选地在1.0mm至2.0mm的范围内。例如,壳体可以具有1.5mm的厚度,特别是对于成人。或者,壳体可以具有0.5mm的厚度,特别是对于新生儿和幼儿。在优选实施例中,壳体由厚度为1.5mm的聚乙烯(PE)制成。

[0068] 在示例中,为了一方面避免扭结并且另一方面允许减小内径,防扭结壳体表现出大于50MPa的弹性模量,更优选地在100MPa至10GPa的范围内,甚至更优选地在200MPa至1GPa的范围内。

[0069] 本发明还涉及一种用于确定对象的血压的装置,所述装置包括:a)压力信号提供单元,其被配置为提供在一段时间内的对象的测量非侵入式示波压力信号,其中,测量压力信号指示血液脉动并且包括多个压力脉冲;以及b)处理器,其被配置为:

[0070] -基于所述多个压力脉冲来确定血压确定曲线,

[0071] -确定所述血压确定曲线的第一峰,所述第一峰的峰值大于所述血压确定曲线的总最大峰的峰值的预定义百分比,

[0072] -确定在所确定的第一峰之前的血压确定曲线的导数的最大值的位置,

[0073] -基于所确定的血压确定曲线的导数的最大值的位置和测量压力信号来确定血压。

[0074] 非侵入式示波压力信号可以通过使用测量设备来测量,所述测量设备具有缠绕在对象的身体部位(如对象上臂、前臂或手腕)周围的袖带,其中,袖带不需要包括壳体。还可以使用用于测量示波压力信号的其他已知的非侵入式测量设备。压力信号提供单元可以是被配置为从例如测量设备接收压力信号并提供所接收的压力信号的接收单元。然而,压力信号提供单元也可以是其中已经存储了先前测量的压力信号并且可以从该存储器检索该压力信号以提供该压力信号的存储器。压力信号提供单元也可以是或包括测量压力信号的测量设备。

[0075] 血压确定曲线可以是非侵入式示波压力信号的包络。例如,包络可以被形成为峰到峰或基线到峰的包络。特别地,可以如M.Fouzanfar等人的文章“Oscillometric Blood Pressure Estimation:Past,Present,and Future”,IEEE Reviews in Biomedical Engineering,第八卷,第44到63页(2015)中所描述的确定包络,其通过引用或通过使用另一种已知技术并入本文。

[0076] 所述处理器可以被配置为基于在所确定的最大值的位置处的示波测量压力的平均值来确定血压。平均值是不再包括振荡的平均曲线。换句话说,测量压力信号的振荡在平均曲线附近或附近。可以通过使用例如对压力信号求平均的移动平均滤波器来确定平均值。在实施例中,所述处理器被配置为通过将在所确定的最大值的位置处的示波测量压力的平均值乘以预定义因子来确定收缩血压,其中,可以通过校准来预定义所述预定义因子。

[0077] 在本发明的另一方面,提供了一种用于确定对象的血压的方法,其中,所述方法包括:

[0078] -通过压力信号提供单元提供在一段时间内的对象的测量压力信号(TP),其中,已经通过使用测量设备来测量所述压力信号(TP),所述测量设备包括:a)壳体,其被配置为包裹所述对象中血液流过的部分;b)压力施加器,其被配置为从所述壳体外部向所述壳体并由此向所述对象的被包裹部分施加压力;以及,c)压力传感器,其被配置为测量所述对象的被包裹部分的皮肤上的压力信号,其中,在测量所述压力信号时,所述压力施加器增加或减小所施加的压力,并且其中,测量压力信号指示血液脉动并且包括多个压力脉冲,

[0079] -基于所述多个压力脉冲来确定血压确定曲线,其中,所述血压确定曲线指示压力脉冲对所施加的压力的依赖性,

[0080] -将变换应用于所述血压确定曲线,以及

[0081] -基于所述变换的结果来确定血压。

[0082] 本发明还涉及一种用于确定对象的血压的方法,所述方法包括:

[0083] -提供在一段时间内的对象的测量非侵入式示波压力信号,其中,测量压力信号指示血液脉动并且包括多个压力脉冲,

[0084] -基于所述多个压力脉冲来确定血压确定曲线,

[0085] -确定所述血压确定曲线的第一峰,所述第一峰具有大于所述血压确定曲线的总最大峰的峰值的预定义百分比的峰值,

[0086] -确定在所确定的第一峰之前的血压确定曲线的导数的最大值的位置,

[0087] -基于所确定的血压确定曲线的导数的最大值的位置和测量压力信号来确定血

压。

[0088] 再次注意,导数的最大值优选地涉及从低施加压力到高施加压力的方向。换句话说,优选地,在测量用于确定血压的压力信号时,在从低施加压力到高施加压力的方向上考虑导数,而与施加压力是增加还是减小无关。

[0089] 还应注意,这里的词语“之前”涉及从低施加压力到高施加压力的方向。因此,如果在测量用于确定血压的压力信号时施加的压力增加,则词语“之前”也意味着在时间上之前,并且如果在测量用于确定血压的压力信号时施加的压力减小,则词语“之前”意味着在时间上之后。

[0090] 如上所述,如果血压确定曲线仅具有单个峰,则该单个峰是总最大峰值,并且也是具有大于总最大峰的峰值的预定义百分比的峰值的第一峰值。

[0091] 在本发明的另一方面,提供了一种用于确定血压的计算机程序,其中,所述计算机程序包括用于使用于确定血压的装置执行用于确定血压的方法的步骤的程序代码单元。

[0092] 本发明还涉及一种用于确定血压的计算机程序,其中,所述计算机程序包括用于使用于确定血压的装置执行以下操作的程序代码单元:

[0093] -基于所提供的在一段时间内的对象的非侵入式示波压力信号的多个压力脉冲来确定血压确定曲线,其中,测量压力信号指示血液脉动并且包括多个压力脉冲,

[0094] -确定所述血压确定曲线的第一峰,所述第一峰具有大于所述血压确定曲线的总最大峰的峰值的预定义百分比的峰值,

[0095] -确定在所确定的第一峰之前的血压确定曲线的导数的最大值的位置,

[0096] -基于所确定的血压确定曲线的导数的最大值的位置和测量压力信号来确定血压。

[0097] 装置、方法和计算机程序可以适于连续地确定血压,即执行若干后续血压测量,或者适于非连续地确定血压,即例如一次。

[0098] 应当理解,处理器、方法和计算机程序具有类似和/或相同的优选实施例,特别是如从属权利要求中定义的。

[0099] 应当理解,本发明的优选实施例也可以是从属权利要求或以上实施例与相应独立权利要求的任何组合。

[0100] 本发明的这些和其它方面根据下文描述的实施例将是显而易见的,并且参考下文描述的实施例进行阐述。

附图说明

[0101] 在以下附图中:

[0102] 图1示意性和示例性地示出了用于在测量设备的血压袖带充气的情况下确定对象的血压的装置的实施例,所述装置包括测量设备,

[0103] 图2示意性和示例性地示出了包裹对象的上臂的测量设备的壳体;

[0104] 图3示意性和示例性地示出了在血压袖带放气的情况下的装置。

[0105] 图4示意性和示例性地示出了测量组织压力和从组织压力测量结果导出的其他值,

[0106] 图5至图8图示了测量组织压力的压力脉冲的不同特征的计算,

[0107] 图9示意性和示例性地示出了结束确定曲线和血压确定曲线，

[0108] 图10示意性和示例性地图示了通过使用血压确定曲线来确定血压值，

[0109] 图11示意性和示例性地示出了用于血压确定的多条曲线，包括与血压确定曲线的导数对应的曲线，

[0110] 图12示意性和示例性地示出了若干连续血压测量的示例，

[0111] 图13示意性和示例性地示出了若干连续血压测量的另一示例，以及

[0112] 图14示出了示例性说明用于确定对象的血压的方法的实施例的流程图。

具体实施方式

[0113] 图1示意性和示例性地示出了用于确定对象血压的装置1。装置1包括壳体4，该壳体4可以在图2中看到并且被配置为包裹对象中血液流过的部分5。在该实施例中，对象的部分5是对象的手臂，其中，在图2中示出了手臂5内的肱动脉13，并且其中，肱动脉13内的箭头指示血液远离心脏的流动方向。装置1还包括压力传感器7，该压力传感器7布置在壳体4内部并被配置为测量对象的被包裹的手臂5的外皮上的压力。测量的压力也可被视为组织压力(TP)。如图2所示，肱动脉13内的脉冲波引起压力波12，压力波12经由手臂5的组织传输到压力传感器7。因此，所述测量压力信号将包括指示血液脉动的压力脉冲。为了清楚起见，图1中未示出壳体4。

[0114] 装置1还包括袖带6，袖带6包围壳体4，并且可通过使用泵8从壳体4外部向壳体4施加压力，从而向对象的被包裹的手臂5施加压力而充气。由于袖带6和泵8一起能够将压力施加到壳体4，从而施加到对象的被包裹的手臂5，因此它们可被视为形成压力施加器6、8。此外，壳体4、压力施加器6、8和压力传感器7可以被视为由处理器3控制的测量设备的部件。带有袖带6的壳体4优选为WO2014/121945A1中所述的防扭结壳体袖带。

[0115] 处理器3被配置为控制测量设备，使得压力施加器6、8在延伸到结束测量时间点的测量时间段内增加施加的压力，并在随后的血压测量后时间段内减小施加的压力，并且使得压力传感器7至少在测量时间段期间测量皮肤上的压力，即组织压力TP。此外，处理器3被配置为控制压力施加器6、8，使其在前测量时间段内以第一速率增加施加的压力，该前测量时间段之后是测量时间段，在测量时间段中以第二速率增加施加的压力，其中，第一速率大于第二速率。在图1中示出了对测量设备的控制，使得袖带6充气并且因此所施加的压力增加，即粗箭头指示充气情况。

[0116] 装置1包括阀20，当阀20打开时，阀20允许系统内的压缩空气离开系统进入周围大气，以使袖带放气。在图3中，泵8关闭的这种放气情况由粗箭头表示。

[0117] 处理器3可以被视为包括用于控制泵8和阀20的控制部分10以及处理部分11，处理部分11特别地被配置为执行将在下面进一步解释的一些计算。装置1还可以包括显示器22，用于显示例如测量的血压值。尽管在该实施例中，处理器3还控制测量，其中，控制部分10可以基于处理部分11的输出来确定如何控制测量，但是在其他实施例中，处理器可以不用于控制测量，而是例如在测量完成之后处理测量数据。

[0118] 在前测量时间段(其也可以被视为快速充气期)中，处理器3控制装置1，使得阀20关闭并且泵8以较大的第一速率对袖带6充气。在随后的测量时间段中，处理器3还控制装置1，使得阀20关闭，但是泵8被控制为使得袖带6的充气以较低的第二速率继续。因此，测量时

间段也可以被视为缓慢充气期。

[0119] 图4示意性和示例性地示出了测量压力TP与时间t的关系。前测量时间段中的第一次充气开始于组织压力TP,即附属压力Patt,该附属压力Patt是未充气袖带6中测量的组织压力。例如,该附属压力Patt可以在0至15mmHg的范围内。高达15mmHg的附属压力Patt已经被证明不会导致超过12小时的静脉充血,从而使得壳体4与袖带6的组装最适合长期监测。为此,优选附属压力Patt不大于15mmHg。在图4中,箭头30指示前测时间段的开始,即快速充气期的开始。在该前测量时间段期间,应尽快通过整个组织压力范围中没有或基本上没有用于确定血压的信息的部分。因此,在前测量时间段期间,充气速率优选地尽可能大。例如,相对于组织压力TP的充气速率可以等于或大于8mmHg/s。这个具有快速充气速率的前测量时间段在图4中由“TPlow”指示的组织压力值处结束。

[0120] 组织压力值TPlow还指示具有较慢的第二充气速率的测量时间段的开始。在图4中,测量时间段的该开始(其也可以被视为缓慢充气期)由箭头31指示。在实施例中,处理器3被配置为控制泵8,使得在前测量时间段结束时,测量压力TPlow在15至30mmHg的范围内。因此,在实施例中,组织压力TPlow可以被预定义为15至30mmHg之间的值。然而,在先前测量中确定的动脉舒张压(DAPprev)可用的情况下,组织压力TPlow可以取决于该动脉舒张压,并且组织压力TPlow也可以更大。这个较大的TPlow在图4中示意性地示出。例如,处理器3可以被配置为存储(或访问存储器存储)先前的动脉舒张压DAPprev。先前的动脉舒张压DAPprev已经通过先前的血压测量获得,并可用于确定组织压力TPlow。组织压力TPlow应出现在前测量时间段结束时,即第一充气期结束时,因此也可被视为第一结束测量压力。根据先前的动脉舒张压DAPprev确定组织压力TPlow,使得组织压力TPlow小于先前的动脉舒张压DAPprev。优选地,处理器被配置为控制泵8,使得在前测量时间段结束时的测量压力等于确定的第一结束测量压力TPlow。在实施例中,处理器3确定在前测量时间段结束时的组织压力TPlow,使得其不高于先前的动脉舒张压DAPprev的预定百分比。这可以确保记录所有必要的组织压力脉冲曲线,从而精确计算血压。下面将进一步解释基于测量的组织压力计算血压。预定百分比优选为90%。

[0121] 例如,由于对象发生的临床相关事件,血压在测量之间可能会发生变化。已经发现,在手术期间急性失血的最严重情况下,动脉舒张压(DAP)可能会在一分钟内降低约30%。为了应对这些可能的血压变化,处理器3可以适于根据先前的动脉舒张压DAPprev并且根据测量之间的中断时间的持续时间来确定组织压力TPlow。因此,处理器3可以被配置为进一步存储(或访问存储器存储)测量先前的动脉舒张压DAPprev的时间,并且根据i)先前的动脉舒张压DAPprev和ii)到血压测量的时间距离来确定第一结束测量压力TPlow,如存储的时间所指示的,在该时间距离处测量了先前的动脉舒张压DAPprev。下面将进一步给出用于确定第一结束测量压力TPlow的示例性具体等式。

[0122] 在测量时间段期间应用的第二充气速率优选地在1mmHg/s至6mmHg/s的范围内,最低充气速率优选地在1.5mmHg/s,最高充气速率优选地在2.5mmHg/s。已经发现,在该范围内的第二充气速率可以准确地确定血压。应当注意,这些速率涉及由压力传感器7测量的组织压力TP的变化。

[0123] 在实施例中,较慢的第二充气速率取决于心率(HR)和/或脉冲压(PP),脉冲压是收缩压和舒张压之间的差。例如,第二充气速率可以随着心率的增加和脉冲压PP的增加而增

加。这种增加可以是线性的,或者可以用另一个函数关系来描述。在实施方案中,该函数关系是这样的,在40/min的心率HR和20mmHg的脉冲压PP下,组织压力充气速率为1mmHg/s,并且在80/min的心率HR和100mmHg的脉冲压PP下,组织压力充气速率,即第二缓慢充气速率为10mmHg/s。测量时间段在结束测量时间点32结束,此后,立即快速放气优先以最大可能的降低速率进行,因为在结束测量时间点32之后不需要收集组织压力数据。

[0124] 在图4中,时间间隔40指示从快速充气开始30到组织压力TP在快速放气期间降至20mmHg以下的充放气时间段,以允许静脉回流。时间段41指示循环时间,即测量开始与下一测量开始之间的时间,并且时间段42指示中断期,即充放气时间段40与循环时间41之间的差。

[0125] 图4还示出了平均压力TPcl,其可被视为当袖带6附接到对象的手臂5(例如,上臂)时影响组织的组织夹紧压力。平均压力TPcl可以通过对组织压力TP应用低通滤波器来计算,其中,低通滤波器可以位于处理器3内。低通滤波器的尺寸优选地被设定使得平均压力TPcl仅包括低于预期的最低脉冲速率(PRni)的频率。下面将进一步描述优选的低通滤波器。处理器3优选地被配置为通过从测量的组织压力TP减去平均压力TPcl来确定组织压力的交流分量TPac,即,TPac＝TP-TPcl。在图4中,TPac曲线被放大了2倍,以提高该曲线的可见性。

[0126] 在缓慢充气期间,即在测量时间段期间,记录TP脉冲曲线和/或TPac脉冲曲线,这些曲线可以同时进行分析,即在线分析,其中,TP脉冲曲线和/或TPac脉冲曲线具有组织压力波形(TPW),其包括允许准确确定血压的信息。由于血压是非侵入性测量的(尽管它的精度与侵入性测量的血压的精度相当),因此它可以缩写为niBP,意思是“非侵入性血压”。在图5至图8中示意性和示例性地示出了TPac脉冲曲线。

[0127] 在下文中,TPac脉冲曲线用于确定压力脉冲9的特征。因此,TPac脉冲曲线可以被视为特征确定脉冲曲线或特征确定脉冲。图5到8因此示出了特征确定脉冲曲线或特征确定脉冲29为TPac脉冲。在另一个实施例中,特征确定脉冲也可以直接是TP脉冲曲线,即压力脉冲9可以直接用于确定特征。处理器3被配置为针对多个压力脉冲9中的相应压力脉冲确定表征相应压力脉冲的至少一个特征。针对压力脉冲9确定的特征指示压力脉冲9,即,例如指示压力脉冲9的形状和/或表征压力脉冲9的压力值。

[0128] 在实施例中,处理器3被配置为将相应特征确定脉冲29的最大测量压力和最小测量压力之间的差TPP确定为相应压力脉冲的特征。下面将参考附图5描述该特征。

[0129] 差TPP是特征确定脉冲的最大收缩压(TPsys)与特征确定脉冲在舒张末期点处的压力(TPdia)的差,TPdia优选地是相应特征确定脉冲的最小压力。在图5以及图6至图8中,术语“t.start”和“t.stop”分别指示相应脉冲29的开始和结束。

[0130] 处理器3还可以被配置为确定脉冲持续时间(t(Pulse)),脉冲持续时间(t(Pulse))是特征确定脉冲29的舒张末期点与下一舒张末期点之间的时间差。该特征还可以被定义为相应脉冲的开始(t.start)与相应脉冲的结束(t.stop)之间的时间差。该特征在图6中示出。

[0131] 处理器3还可以适于确定相应脉冲29的脉冲面积(TPA),脉冲面积(TPA)是在由t.start至t.stop限定的时间内的相应脉冲曲线下方的面积,并且范围从特征确定脉冲在舒张末期点处的压力(TPdia)到特征确定脉冲的最大收缩压(TPsys)。优选地,如图6所示,

脉冲面积TPA被缩放到TPP＝1。这个缩放的压力脉冲面积被命名为“TPA.norm”。

[0132] 处理器3还可以适于确定相应脉冲29的脉冲半峰全宽(W50),如图7所示。

[0133] 此外,处理器3可以适于确定由特征确定脉冲29的上部包围的面积TPA+.top50,如图8中示意性示出的。由上部包围的面积TPA+.top50的上端处于特征确定脉冲29的最大收缩压TPsys处,并且上部的面积TPA+.top50的下端处于特征确定脉冲29的最大收缩压TPsys与对应于测量压力TP的平均值TPcl的压力值之间。由于特征确定脉冲29已经通过从测量压力TP中减去平均值TPcl来确定,因此对应于测量压力TP的平均值TPcl的压力值为零。优选地,处理器3被配置为确定由特征确定脉冲的上部包围的面积TPA+.top50,使得上部的下端处于与特征确定脉冲的最大收缩压TPsys和对应于测量压力TP的平均值TPcl的压力值之间的压力距离TPP+的一半相对应的压力值。

[0134] 图5至图8示出了TPac脉冲曲线,使得在该示例中还基于TPac脉冲曲线定义了特征。然而,如上所述,还可以基于TP脉冲曲线来定义这些或其他特征。

[0135] 处理器3还被配置为基于至少一个确定的特征来针对相应压力脉冲确定血压确定值TPWP_M,使得针对在不同时间存在的若干压力脉冲确定若干血压确定值TPWP_M,其中,处理器3被配置为确定血压确定曲线TPW_M-curve,使得针对若干压力脉冲并且因此针对若干时间确定的若干血压确定值TPWP_M形成血压确定曲线TPW_M-curve。

[0136] 处理器3被配置为基于针对压力脉冲9确定的特征来确定血压确定值TPWP_M。因此,类似于针对压力脉冲9确定的特征,血压确定值TPWP_M也指示压力脉冲9。由于血压确定曲线TPW_M-curve由针对若干压力脉冲9并且因此针对若干时间确定的若干血压确定值TPWP_M形成,其中,所施加的压力随时间变化,因此血压确定曲线TPW_M-curve指示压力脉冲9对所施加的压力的依赖性。

[0137] 处理器3还被配置为将变换应用于血压确定曲线TPW_M-curve,并且基于所述变换的结果(即,基于血压确定曲线TPW_M-curve的经变换的版本TPW_M-curve')或者如果仅血压确定曲线TPW_M-curve的一部分被变换,则基于经变换的部分来确定血压。在该实施例中,变换对应于取导数,即一阶导数,使得所述变换的结果(即TPW_M-curve')是血压确定曲线TPW_M-curve的一阶导数,但在其他实施例中,变换可以是不同的变换,其中,可能的不同变换可以对应于将例如对数或较高导数的函数应用于血压确定曲线TPW_M-curve。尽管通常不一定是这种情况,但是在该实施例中,处理器3被配置为还基于血压确定曲线TPW_M-curve本身来确定血压。

[0138] 具体地,处理器3被配置为确定血压确定曲线TPW_M-curve的导数TPW_M-curve'的最大值(TPW_M-curve.max)的位置,并且额外地确定血压确定曲线TPW_M-curve的最大值(TPW_M-curve.max)的位置,并且基于两个所确定的位置和测量压力TP来确定血压。例如,处理器3被配置为根据以下等式基于两个所确定的位置处的测量压力TP的平均值TPcl来确定收缩动脉血压(SAPni):

[0139] $SAPni = \alpha \cdot (TPcl@TPW_M\text{-}curve.max)$

[0140] $+\beta \cdot (TPcl@TPW_M\text{-}curve'.max)$ (1)

[0141] 其中,参数α和β可以通过校准(特别是基于线性回归)被预先确定为非常准确地、可能非侵入地确定的收缩动脉血压的参考值,诸如通过使用最小二乘法。已经在校准期间使用示例性数据集确定的α和β的示例性值是α＝1.43,并且β＝-0.25。

[0142] 处理器3可以被配置为通过确定血压确定曲线的第一峰(其具有大于血压确定曲线的总峰的峰值的预定义百分比的峰值)并且通过确定血压确定曲线的导数的最大值的位置(其在所确定的第一峰之前)来确定血压确定曲线的一阶导数的最大值的位置。总峰的预定义百分比可以通过校准来预先确定。在优选实施例中,预定义百分比为90%。可以通过将血压确定曲线归一化为总最大峰的峰值来实现对血压确定曲线的第一峰的确定,所述第一峰具有大于血压确定曲线的总最大峰的峰值的预定义百分比的峰值,使得该峰值在归一化之后为1。预定义百分比则是0和1之间的固定绝对值,并且优选地是0.9。

[0143] 优选地,处理器3被配置为提供函数,所述函数接收相应压力脉冲的至少一个特征作为输入,并且输出相应血压确定值TPWP_M,该相应血压确定值TPWP_M与针对其他压力脉冲确定的血压确定值一起形成血压确定曲线TPW_M-curve。所述函数具有可以通过校准确定的至少一个参数,其中,通过侵入式方式非常准确地确定参考血压值,并且确定至少一个参数,使得所述装置以高统计精度和准确度产生非常准确的侵入式测量的血压值。

[0144] 根据上述等式(1),一旦已经基于参考测量结果预先确定参数α和β,收缩动脉血压(SAPni)也可以被视为由两个位置TPW_M-curve.max和TPW_M-curve'.max的固定函数确定,其中,函数对两个位置的线性依赖性由预先确定的参数α和β表示。因此,处理器3被有效地配置为提供用于根据压力脉冲9来确定血压确定值TPWP_M的第一函数,以便形成血压确定曲线TPW_M-curve,并且提供用于基于TPW_M-curve及其变换TPW_M-curve'来确定血压的对应于等式(1)的第二函数。

[0145] 在优选实施例中,处理器3被配置为基于血压确定值TPWP_M形成血压确定曲线TPW_M-curve,血压确定值TPWP_M仅取决于作为特征确定脉冲的最大收缩压TPsys与特征确定脉冲在舒张末期点处的压力TPdia之间的差TPP的特征。因此,在实施例中,用于确定血压确定值TPWP_M的函数(即,第一函数)取决于TPP,但不取决于压力脉冲的任何其他特征。在这种情况下,例如,可以根据以下等式来确定血压确定值TPWP_M:

[0146] $TPWP_M = c \cdot TPP^{exp1}$, (2)

[0147] 其中,c和exp1是预定常数。例如,可以通过校准来预先确定c和exp1。然而,已经发现它们也可以被选择为等于1,即,c=1=exp1,使得等于TPWP_M=TPP。

[0148] 此外,在优选实施例中,处理器3被配置为基于血压确定值TPWP_M形成血压确定曲线TPW_M-curve,所述血压确定值TPWP_M仅取决于a)作为特征确定脉冲的最大收缩压TPsys与特征确定脉冲在舒张末期处的压力TPdia之间的差TPP的特征,以及b)作为由特征确定脉冲的上部包围的面积TPA+.top50的特征。因此,在实施例中,用于确定血压确定值TPWP_M的函数(其被称为上述第一函数)取决于TPP和TPA+.top50,但不取决于压力脉冲的其他特征。在这种情况下,例如,可以根据以下等式来确定血压确定值TPWP_M:

[0149] $TPWP_M = c \cdot TPA+.top50^{exp2} \cdot TPP^{exp1}$, (3)

[0150] 其中,c、exp1和exp2是预定常数。例如,c可以再次等于1,即c=1,其中,可以通过针对等式(3)的校准来预先确定exp1和exp2。然而,还可以通过校准来确定常数c。在优选实施例中,等式(3)中,c和exp1均等于1(c=1,exp1=1),并且exp2等于0.7(exp2=0.7)。

[0151] 优选地,处理器3还被配置为基于针对多个压力脉冲9确定的至少一个特征来确定结束测量时间点32,在该结束测量时间点处或之后停止所述测量时间段。具体地,处理器3可以被配置为针对每个压力脉冲,基于已经针对相应压力脉冲确定的至少一个特征来确定

结束确定值TPWP_E。

[0152] 优选地,处理器被配置为还提供一种函数,即,另一函数,该函数接收相应压力脉冲的至少一个特征作为输入并输出相应的结束确定值TPWP_E,该结束确定值TPWP_E与针对其他压力脉冲确定的结束确定值一起形成结束确定曲线。该函数还具有可以通过校准确定的至少一个参数。例如,可以根据下式确定结束确定值TPWP_E:

[0153] $TPWP_E = c \cdot TPP^{exp3}$, (4)

[0154] 或根据

[0155] $TPWP_E = c \cdot TPA+.top50^{exp4} \cdot TPP^{exp3}$, (5)

[0156] 其中,c、exp3和exp4分别是等式(4)和(5)的预定常数。例如,c可以等于1,即c=1,同时,并且exp3并且可能exp4可以分别通过校准来预先确定,以固定等式(4)和(5)。在实施例中,对于等式(4)和(5)中的任何一个,也可以通过校准而不是1来确定常数c。

[0157] 应当注意,如c、exp1、exp2和exp3的常数(如以上情况那样出现在多于一个等式中)通常可以在相应的不同等式中具有相同或不同的值。因此,例如,这些常数也可以用与相应等式相关联的附加索引来指代,然而在此省略。然而,应当理解,例如,为了固定上述等式(2)至(5),需要六个指数值。

[0158] 也可以如下确定结束确定值TPWP_E。

[0159] 特别地,处理器3可以被配置为将a)所确定的脉冲面积TPA.norm的预定的第七指数(exp7)幂乘以b)所确定的差TPP的预定的第八指数(exp8)幂。因此,可以根据等式$TPWP_E = TPA.norm^{exp7} \cdot TPP^{exp8}$(其中,预先确定exp7≠0,exp8≠0)来计算结束确定值TPWP_E。

[0160] 处理器3还可以被配置为通过以下方式来确定结束确定值TPWP_E:将a)所确定的脉冲面积TPa.norm的预定的第九指数(exp9)幂除以b)所确定的脉冲持续时间t(脉冲)的预定的第十指数(exp10)幂,并且将所得商乘以c)所确定的差TPP的预定的第十一指数(exp11)幂。这可以用$TPWP_E = TPA.norm^{exp9}/t(Pulse)^{exp10} \cdot TPP^{exp11}$来表示,其中,预先确定exp9≠0,exp10≠0,exp11≠0。

[0161] 处理器3还可以被配置为基于将通过使用例如在前两个段落中讨论的等式$TPWP_E = TPA.norm^{exp7} \cdot TPP^{exp8}$和$TPWP_E = TPA.norm^{exp9}/t(Pulse)^{exp10} \cdot TPP^{exp11}$之一获得的计算结果乘以半峰全宽(W50)的另一预定指数的幂来确定相应压力脉冲的结束确定值。例如,如果两个等式中的前者乘以半峰全宽W50,则等式$TPWP_E = TPA.norm^{exp12}/t(Pulse)^{exp13} \cdot TPP^{exp14} \cdot W50^{exp15}$产生结果,其中,预先确定exp6≠0,exp7≠0,exp8≠0,exp9≠0。

[0162] 因此,在该实施例中,至少基于针对相应脉冲曲线的TPP和TPA.norm,可以通过组合和加权幅度和面积参数来计算反映针对相应脉冲曲线的特征值的TPWP_E,其中,可以通过乘以W50的相应指数的幂来扩展任何TPWP_E。

[0163] 如上所述,通过校准来预先确定不同等式的指数。例如,在优选实施例中,使用公式$TPWP_E = TPA.norm^{exp9}/t(Pulse)^{exp10} \cdot TPP^{exp11}$,其中,指数exp9=1.1,exp10=0.4,exp11=0.5。

[0164] 处理器3优选地被配置为确定结束确定曲线TPW_E-curve,使得其满足以下条件之一:a)结束确定曲线的最大值(TPW_E-curve.max)在时间上出现在血压确定曲线的最大值(TPW_M-curve.max)之前,b)结束确定曲线的最大值(TPW_E-curve.max)在时间上出现在血压确定曲线的最大值(TPW_M-curve.max)处或之后,并且结束确定曲线TPW_E-curve在其最

大值之后的减小比血压确定曲线TPW_M-curve在其最大值之后的减小更陡,以及c)结束确定曲线TPW_E-curve与血压确定曲线TPW_M-curve相同。因此,函数的参数优选地被预定义,使得a)TPW_E-curve.max在时间上出现在TPW_M-curve.max之前,或者b)TPW_E-curve.max在时间上出现在TPW_M-curve.max之时或之后,但是TPW_E-curve具有负导数,该负导数的绝对导数值大于血压确定曲线TPW_M-curve在其最大值之后的负导数的绝对导数值,或者c)TPW_E-curve可以与TPW_M-curve相同,即,结束确定曲线和血压确定曲线可以相同。

[0165] 在图9中,示例性地示出了血压确定曲线TPW_M-curve和结束确定曲线TPW_E-curve,其中,这些曲线已经被归一化,使得相应的最大值对应于100%。

[0166] 期望尽可能快地终止每次血压测量,以最小化对象(即对象)的压力。一旦已经形成血压确定曲线TPW_M-curve的最大值,就可以终止血压测量,因此可以完全确定血压测量,因为在这种情况下,血压确定曲线TPW_M-curve的最大值用于非侵入性血压确定。应当注意,只有使用血压确定曲线的导数TPW_M-curve'的最大值,则一旦形成该最大值,就已经终止血压测量。因此,在测量时间段期间,检查何时达到定义结束测量时间点的结束标准,其中,为了确定何时达到该结束标准并因此确定结束测量时间点,优先地使用结束确定曲线TPW_E-curve和血压确定曲线TPW_M-curve。例如,当结束确定曲线TPW_E-curve已经形成其最大值时,可以利用每个新测量的TP脉冲曲线(即,利用每个新测量的TP脉冲)检查是否a)结束确定曲线TPW_E-curve已经降至结束确定曲线TPW_E-curve的最大值的百分比以下,其中,该百分比优选地在从40%至95%的范围内,以及是否b)血压确定曲线TPW_M-curve已经形成其最大值,即已经达到或超过其最大值。处理器3可以被配置为将结束测量时间点32确定为满足条件a)和b)两者的时间点。

[0167] 为了安全地确定血压确定曲线TPW_M-curve是否达到或超过其最大值,可以检测血压确定曲线TPW_M-curve是否在其最大值之后下降。

[0168] 在实施例中,血压确定曲线TPW_M-curve及其经变换的版本TPW_M-curve'中的任一个可以是平滑曲线,使得两条曲线的任何最大值也是平滑的。用于平滑血压确定曲线TPW_M-curve的平滑过程可以包括例如滤波和/或拟合,其中,经变换的血压确定曲线TPW_M-curve'可能已经由于血压确定曲线本身和应用于其的变换是平滑的而平滑。例如,取导数或应用平滑函数是平滑变换。此外,在相应平滑最大值之后,可以考虑若干压力脉冲,以明确地检测相应平滑最大值,其中,这些若干脉冲的数量可以是预定的,或可以取决于对象的心率。例如,该数量可以随着心率的增加而增加。在实施例中,对于60/min的心率,该数量为3,而对于200/min的心率,该数量为10。

[0169] 为了平滑血压确定曲线TPW_M-curve,可以使用应用于针对压力脉冲确定的血压确定值TPWP_M的移动平均滤波器,特别是可变移动平均滤波器。用于求平均的窗口可以是固定的或可变的,其中,在后一种情况下,其优选地具有例如8s的最大持续时间。该滤波器的使用会导致滤波器延迟,其中,最小滤波器延迟与若干脉冲加在一起的持续时间一样长。具有长度为几个脉冲的滤波器延迟足以安全地确定下降的平滑血压确定曲线TPW_M-curve,并且因此确定血压确定曲线TPW_M-curve中的最大值。这意味着,一旦检测到平滑血压确定TPW_M-curve的减小,测量时间段就将终止,而不需要收集更多的压力脉冲。这是可能的,因为在该示例中,用具有例如至少三个TP压力脉冲和最大8s两次(2×8s滤波器)的相对大的可变移动平均滤波窗口对血压确定曲线TPW_M-curve进行平滑,消除了估计95%的

测量中干扰的心肺相互作用。这些平滑滤波器窗口可适应呼吸速率或通气速率,从而允许更好地消除由心肺相互作用引起的不想要的TPW_M-curve干扰。

[0170] 在图9中,当结束确定曲线TPW_E-curve降至结束确定曲线TPW_E-curve最大值的90%以下时,条件a)和b)都满足。由于滤波器延迟,在满足条件a)和b)两者之后的几个组织压力脉冲终止测量。

[0171] 图9中所示的连续TPW_E-curve和连续TPW_M-curve通过分别过滤针对不同压力脉冲确定的TPWP_E和TPWP_M值来获得。下面将进一步解释导致滤波器延迟的这种滤波。在图9中,滤波器延迟导致两个附加的压力脉冲,使得在满足条件a)和b)之后的两个压力脉冲开始袖带6的快速放气。

[0172] 具有在时间上比血压确定曲线TPW_M-curve的最大值之前早几秒出现最大值的结束确定曲线TPW_E-curve允许缩短测量时间段,即允许缩短缓慢充气时间并减少施加到对象的压力量。在达到t(a_end)之后,即在达到结束确定曲线TPW_E-curve已经降至TPW_E-curve的最大值的预定义百分比以下的时间点之后,如果TPW_M-curve具有若干最大值,则迄今为止找到的血压确定曲线TPW_M-curve中最大的最大值是血压确定曲线TPW_M-curve的绝对最大值(TPW_M-curve.max),如果血压确定曲线TPW_M-curve在时间t(a_end)处正在降低。否则,在实施例中,将继续测量,直到TPW_M-curve的下一个最大值,随后将确定血压确定曲线的最大值(TPW_M-curve.max)。

[0173] 在不使用具有在时间上出现在血压确定曲线TPW_M-curve的最大值之前的最大值的结束确定曲线TPW_E-curve的情况下,将需要继续缓慢充气,直到血压确定曲线TPW_M-curve已经降至其最大值的某个百分比以下。平均而言,通过使用在时间上出现在血压确定曲线TPW_M-curve的最大值之前的最大值的结束确定曲线TPW_E-curve,可以在动脉收缩压(SAP)的70%至95%的范围内的TPc1下在约20秒至60秒之后终止血压测量。这明显低于常规示波式niBP测量的结束压力水平。当夹紧压力达到约SAP+20mmHg时,终止血压测量。当使用如上参考图1所述的装置1时,并且当测量终止时,组织压力TP尽可能快地下降到Patt,在另一次测量开始之前Patt会在那里停留一段时间,最好在图4中指示的充放气时间段40的约20%内。

[0174] 处理器3被配置为基于经变换的血压确定曲线TPW_M-curve来确定血压,尤其是基于血压确定曲线TPW_M-curve的导数的最大值的位置,并且在这种情况下进一步基于血压确定曲线TPW_M-curve本身,尤其是基于血压确定曲线TPW_M-curve本身的最大值的位置。处理器3可以适于执行血压的这种确定(其为非侵入式血压),如上文关于等式(1)所述。尽管由处理器3确定,曲线TPW_M-curve'不包括在图9中。然而,在从其得到的变换被选择为导数的情况下,可以从图9中的TPW_M-curve的斜率推导出TPW_M-curve'。图11示出了TPW_M-curve和TPW_M-curve'包括在单个图中的示例,这将在下面进一步描述。

[0175] 在实施例中,处理器3被配置为确定在时间点t(TPW_M-curve'.max)处血压确定曲线的导数TPW_M-curve'具有其最大值(TPW_M-curve'.max)的TPc1值和在时间点t(TPW_M-curve.max)处血压确定曲线TPW_M-curve具有其最大值(TPW_M-curve.max)的TPc1值,其中,在图10中,最大值的相应时间处的TPc1值分别被表示为"TPc1@TPW_M-curve'.max"和"TPc1@TPW_M-curve.max"。尽管在图10中也未示出曲线TPW_M-curve',但是从TPW_M-curve本身在t(TPW_M-curve.max)处具有其最大值的斜率,可以推断出TPW_M-curve的导数TPW_

M-curve'具有其最大值的时间点t(TPW_M-curve'.max)。时间点t(TPW_M-curve.max)和t(TPW_M-curve'.max)也在图9中示出。

[0176] 处理器3还被配置成通过将滤波器应用于组织压力TP的舒张末期点来确定组织压力TP的下包络。滤波器可以与用于确定例如血压确定曲线TPW_M-curve的滤波器相同。所得曲线在图10中命名为"TPdia-curve"。此外,处理器3可以被配置成通过将滤波器应用于组织压力TP的收缩最大值来确定组织压力TP的上包络。此外,该滤波器可以类似于用于例如生成血压确定曲线TPW_M-curve的滤波器。该曲线在图10中被命名为"TPsys-curve"。

[0177] 然后,处理器3则可以被配置为将收缩动脉压值确定为TPcl@TPW_M-curve'.max和TPcl@TPW_M-curve.max的预定线性组合,即,具有与由上述等式(1)给出的对应于校准函数的预定系数α和β的线性组合。预定系数α和β优选地使得线性组合产生可表示为TPcl@TPW_M-curve.max的百分比(TPcl.s%)的收缩动脉压值,其中,所述百分比优选地在100%至150%的范围内,进一步优选地在110%至150%的范围内。在图10中,非侵入式收缩动脉压被命名为"SAPni",其中,再次示出了上述等式(1)。在图10中,非侵入式收缩动脉压SAPni约为134mmHg。

[0178] 预定系数α和β还可以使得非侵入式收缩动脉压SAPni是在血压确定曲线TPW_M-curve具有其最大值的时间位置处的TPsys曲线的预定百分比(TPsys.s%)。该预定百分比优选地在100%至140%的范围内。

[0179] 处理器3还可以被配置为基于经变换的TPW_M-curve(特别是其导数)来确定非侵入式平均动脉压(MAPni)。例如,可以再次使用类似于上述等式(1)的等式,即

[0180] $MAPni=\alpha'\cdot(TPcl@TPW_M\text{-}curve.max)+\beta'\cdot(TPcl@TPW_M\text{-}curve'.max)$, (6)

[0181] 使用新的预定的(即相应校准的)系数α'和β'。预定系数α'和β'可以使得所确定的非侵入式平均动脉压(MAPni)对应于在时间点t(bx)处的TPcl值,或者替代地TPdia曲线的值,或者替代地TPsys曲线的值,所述时间点t(bx)是血压确定曲线TPW_M-curve具有表示相对于其最大值的预定百分比的值bx的时间点。预定系数α'和β'可以使得非侵入式平均动脉压MAPni是TPcl@TPW_M-curve.max的预定百分比(TPcl.m%),其中,预定百分比优选地在80%至110%的范围内。已经在校准期间使用示例性数据集确定的α'和β'的示例性值是α'=0.44,并且β'=0.46。

[0182] 处理器3还可以被配置为基于经变换的TPW_M-curve(特别是其导数)来确定非侵入式舒张动脉压DAPni。例如,可以再次使用类似于上述等式(1)和(6)的等式,即

[0183] $DAPni=\alpha''\cdot(TPcl@TPW_M\text{-}curve.max)+\beta''\cdot(TPcl@TPW_M\text{-}curve'.max)$, (7)

[0184] 使用新的预定的(即相应校准的)系数α"和β"。预定系数α"和β"可以使得所确定的非侵入式舒张动脉压(DAPni)对应于在时间点t(cx)处的TPdia曲线的值或替代地TPcl曲线的值,时间点t(cx)是血压确定曲线TPW_M-curve具有表示其最大值的预定百分比的值cx的时间点。预定系数α"和β"可以使得DAPni是TPcl@TPW_M-curve.max的预定义百分比(TPcl.d%),其中,该预定百分比优选地在从60%到80%的范围内。已经在校准期间使用示例性数据集确定的α"和β"的示例性值是α"=-0.08,并且β"=0.88。

[0185] 如上所述,通过校准来确定用于确定结束确定曲线TPW_E-curve和用于确定血压确定曲线TPW_M-curve的函数的参数。因此,这些参数被预先确定,使得在校准阶段期间,非常准确测量的侵入式血压值与由装置1获得的血压值之间的偏差被最小化,并且血压测量

所需的时间相对较短。优选地,由此选择用于确定血压确定曲线TPW_M-curve的函数中的一个或若干个参数(即,上面进一步称为第一函数的函数,其可以被认为是一个或若干个参数的第一集合),以一方面实现高精度非侵入式血压与在测量结束时的低TP水平之间的良好平衡,并且另一方面实现短测量时间。如果选择一个或若干个参数使得它们创建具有相对较早最大值的TPW_M-curve,则测量结束时的TP水平和测量时间将相对较低。然而,最终确定的非侵入式血压值的准确性和位置也降低。因此,优选地选择一个或若干个参数的第一集合,使得实现测量时间和非侵入式血压值的准确度之间的期望平衡。

[0186] 优选地选择用于确定结束确定曲线TPW_E-curve的函数的一个或若干个参数(即上面进一步称为另一函数的函数,其可以被视为形成一个或若干个参数的另一集合),使得结束确定曲线TPW_E-curve的最大值相对较早。在实施例中,一个或若干个参数的第一集合和一个或若干个参数的第二集合也可以是相同的,使得结束确定曲线TPW_E-curve和血压确定曲线TPW_M-curve也可以是相同的。

[0187] 就血压确定曲线及其导数的最大值的位置(即,其函数各自可以在上面进一步使用的术语中被称为第二函数)而言,导致描述收缩动脉血压(SAPni)、平均动脉血压(SAPni)和舒张动脉血压(SAPni)的函数中的系数α、β、α′、β′、α″和β″的预定值的校准优选地对应于由同时记录的侵入式血压值和来自不同血液动力学状况下的足够数量的个体的非侵入式血压值的测量对组成的校准集合的评估。如上所述由装置1确定非侵入式血压值,并且可以优化如系数α、β、α′、β′、α″和β″的参数,使得侵入式血压值与非侵入式血压值之间的偏差最小化。

[0188] 图11示出了根据另一示例的曲线TP、TPcl、TPac、TPW_M-curve和TPW_E-curve。因此,这些曲线如同图9和图10中所示的其对应者一样被确定,但是基于进一步的测量,导致不同的测量压力信号TP。与图9和10不同,图11还示出了TPW_M-curve的导数TPW_M-curve',其用于确定血压。此外,同样在图11中指示TPW_M-curve和TPW_M-curve'具有其各自最大值的时间点t(TPW_M-curve.max)和t(TPW_M-curve'.max)。相应地,在该示例中,还可以识别TPcl@TPW_M-curve.max和TPcl@TPW_M-curve'.max,使得同样可以根据上面讨论的等式(1)、(6)和(7)中的任何等式确定血压。

[0189] 处理器3可以适于基于另外两种已经测量的血压值来估计一种血压值。特别地,可基于这些血压值中的另一个来估计血压值MAPni、SAPni和DAPni中的一个。这可以根据以下等式来完成:

[0190] $SAPni = c1 \cdot MAPni + c2 \cdot (MAPni - DAPni) - c3$ mmHg (8)

[0191] 其中,c1=(0.2..0.7),c2=(2..6),c3=(-5..5),

[0192] $MAPni = c4 \cdot DAPni + c5 \cdot (SAPni - DAPni) - c6$ mmHg (9)

[0193] 其中,c4=(0.8..1.3),c5=(0.25..0.5),c6=(-5..5),

[0194] $DAPni = c7 \cdot MAPni - c8 \cdot (SAPni - MAPni) - c9$ mmHg (10)

[0195] 其中,c7=(0.6..1.1),c8=(0.15..0.4),c9=(-5..5)。

[0196] 等式(8)、(9)和(10)的系数和常数通过基于尽可能大且充分广泛的临床侵入性血压数据集的统计评估进行校准来预先确定。因此,使用非常准确的侵入性血压值SAPi(侵入性动脉收缩压)、MAPi(侵入性平均动脉压)和DAPi(侵入性动脉舒张压),其中,给定这些非常准确的侵入性血压值,修改等式(8)、(9)和(10)的系数和常数,使得这些等式有效。

[0197] 血压测量旨在快速连续地用于一系列测量中,以允许有效的半连续血压监测,使得被监测个体(即被监测对象)的压力最小化。这种快速压力测量序列也可以被视为血压的非侵入性快速模式循环(FMC)测量。

[0198] 在实施方案中,初始血压测量没有关于先前动脉舒张压(DAP)的信息,因此在15至30mmHg范围内的预定组织压力TPlow下开始缓慢充气,即测量时间段。此外,在该测量时间段中,充气速率被设置为中间值。充气速率可以被定义为TPcl随时间增加的速率,其中,该充气速率可以被选择为使得其具有例如1.9mmHg/s的值。这将对应于“正常”血压值的测量。在放气阶段结束时,当TPcl已经达到Part时,血压测量优先中断至少2s,以便允许被壳体4包裹的对象身体部位进行再灌注。该中断时间42优选地具有在前一充放气时间段40的大于0％至约50％的范围内的长度,导致循环41。以下血压测量将使用在相应的先前测量(DAPprev)中确定的动脉舒张压(DAP)的信息来开始缓慢充气,即测量时间段,具有较高的TPlow,如图12所示。

[0199] TPlow值不应高于动脉舒张压的90％,以确保记录血压计算所需的所有脉冲。此外,如上所述,血压可以在开始放气和开始下一次缓慢充气之间的时间间隔(t_inter)内变化。因此,优选地,应用根据时间间隔t_inter对血压降低进行建模的函数。在来自高风险手术的临床数据中已经观察到,动脉舒张压可以在一分钟内降低超过28％。因此,可以通过使用如下函数的线性函数来计算TPlow:

[0200] $$Tplow = 90\%DAPprev - 28\%DAPprev \cdot t_inter/60s, \quad (11)$$

[0201] 其中,“90％DAPprev”和“28％DAPprev”分别表示先前测量的动脉舒张压DAPprev的90％和28％。

[0202] 可以通过使用线性函数来确定TPlow,该线性函数取决于开始放气和开始下一次缓慢充气之间的先前时间间隔,其中,线性函数具有负斜率,使得TPlow随时间减小。线性函数的斜率以及线性函数的正常数可以通过校准来预先确定。在等式(12)中,正常数为90％DAPprev,负斜率为-28％DAPprev。正常数和负斜率也可以具有其他值。例如,负斜率可以是-30％DAPprev。

[0203] 在图12中,可以看出,如何根据等式(12)根据t_inter调整TPlow。尤其可以看出,测量#2a和#2b具有不同的TPlow值,其中,测量#2b的TPlow值小于测量#2a的TPlow值,因为对于测量#2b,时间间隔t_inter大于测量#2a。在图12中还可以看出,测量#3的充气速率由于测量#2a之前PP的增加而增加。此外,对于测量#3,TPlow比先前的测量大,因为动脉舒张压DAP在测量#2a之前已经增加。应当注意,在图12中,间隔44是第二测量#2a的循环周期,间隔43是第二测量#2a的充放气期,并且间隔45是第二测量#2a的中断时间。此外,应当注意的是,第三测量#3涉及第二测量#2a,并且另一个第二测量#2b只是为了说明第二测量#2a的替代方案而示出的。

[0204] 图13示出了根据等式(12)根据时间间隔t_inter来调整TPlow值的另一示例。在该示例中,由于测量#2a之的PP降低并且由于测量#2a之前DAP降低而导致TPlow值减小,因此测量#3的测量时间段中的充气速率与先前的测量相比降低。

[0205] 如上所述,为了确定结束确定曲线TPW_E-curve、血压确定曲线TPW_M-curve以及包络曲线TPsys-curve和TPdia-curve,使用滤波器。此外,还为了基于TP确定TPcl,使用滤波器。作为滤波器,优先使用低通滤波器。低通滤波器可以是例如具有高达8s的变化窗口长

度的级联移动平均滤波器,其中,窗口长度可以在滤波的开始和结束时更短,以便最小化滤波器稳定时间。例如,滤波可以包括在包含至少三个TP压力脉冲曲线和最大8s两次(2x8s滤波器)的信号的移动窗口内进行平均。可选地,可以在信号的开始之前和/或结束之后应用信号填充,以在滤波之前完全填充滤波器窗口。例如,可以应用在开始之前的第一压力脉冲值和在结束之后的最后一个压力脉冲值进行填充。

[0206] 由于滤波器延迟,TPcl从其先前的值外推为可用于测量信号的最后一部分。滤波器可以应用于例如从TP提取TPcl,形成平滑的TPW_E-curve和平滑的TPW_M-curve,而没有由血压脉动引起的变化,并在TP的收缩峰(TPsys-curve)和舒张末期最小值(TPdia-curve)上创建包络函数。

[0207] 在下文中,将参考图14中所示的流程图来示例性地描述用于确定血压的方法的实施例。

[0208] 在步骤101中初始化和启动装置之后,在步骤102中确定TPlow。对于第一测量,它可以是从15mmHg到30mmHg的值。如果已经执行了血压测量,则可以例如根据等式(12)使用先前的动脉舒张血压值来确定TPlow。

[0209] 在步骤103中,在测量前时间段中,以相对大的第一充气速率对袖带充气,直到达到TPlow。然后,在步骤104中,开始测量时间段,即缓慢充气期,其中,在该测量时间段期间,确定血压确定曲线TPW_M-curve和结束确定曲线TPW_E-curve。此外,这些曲线用于确定结束测量时间点,其中,当已经达到或超过该结束测量时间点时,停止缓慢充气期,并且在步骤105中,使袖带放气。在步骤106中放气并暂停允许静脉回流之后,该方法继续步骤102。因此,该方法可以在循环中执行,用于在几个测量周期中连续监测血压随时间变化。在执行步骤102至105时,处理器并行地计算血压值。可以执行该循环,直到满足中止标准。例如,如果医师已经经由诸如键盘、计算机鼠标、触摸板等的输入单元将相应的命令输入到设备中,则血压的监测被中断。

[0210] 该装置允许基于优选地用WO2014/121945A1中所述的防扭结壳体系统记录的非侵入性高保真度组织压力TP记录的非侵入性FMC血压测量。该装置优选地允许动脉收缩压的约85%或更小的统计平均最大压力充气。根据动脉血压的高度、脉压和心率的倒数,使用装置1进行单次血压测量可能需要约20至60s,其中,该装置优选地被配置为提供非侵入性收缩压SAPni、非侵入性平均动脉压MAPni和非侵入性动脉舒张压DAPni。优选地,在连续测量之间利用未加压的袖带进行短暂休息,以允许静脉回流。这些短暂的中断优选在5至10s的范围内。在测量期间,由壳体包裹的部分(如对象的上臂或手腕)的动脉灌注优先从不完全中断,因为夹紧压力优先永久地保持在SAP以下。因此,与常规示波测量相比,该测量对对象的压力较小。

[0211] 以上参考例如图1描述的装置1提供了一种可靠方法,用于在夹紧压力不超过SAP的情况下快速确定血压。由于相对较短的测量时间和相对较低的最大袖带压力,该血压测量对于个体非常方便,并且可以降低潜在并发症(如血栓性静脉炎、疼痛、皮下血肿、肢体水肿、外周神经病等)的可能性。

[0212] 在实施例中,TPlow可以在DAP处或更高。TPlow定义了测量时间段开始时的组织压力,即缓慢充气期开始时的组织压力,其中,当达到某个结束标准时可以终止缓慢充气。上文已经描述了结束标准。

[0213] 尽管在上述实施例中,特征是通过使用TPac脉冲来确定的,但是也可以通过直接使用测量的压力脉冲(即TP脉冲)来确定特征。还可以以另一种方式处理TP脉冲,即,不通过减去平均TP值来确定TPac脉冲。例如,对于相应的测量压力脉冲,可以通过直线连接t.start和t.stop处的压力值,并且可以从相应的测量压力脉冲中减去该直线,以便确定特征确定脉冲。

[0214] 尽管在上述实施例中已经确定了TPW_M-curve和TPW_E-curve,但是也可以确定TPW_M-curve而不是TPW_E-curve,其中,TPW_M-curve的变换以及可能还有TPW_M-curve本身用于确定血压。

[0215] 通过对附图、公开内容和权利要求书的研究,本领域技术人员可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。

[0216] 在权利要求中,词语“包括”不排除其他元素或步骤,定语“一”或“一个”不排除多个。

[0217] 单个单元或设备可以实现权利要求中记载的若干项目的功能。在相互不同的从属权利要求中记载了某些措施的事实并不意味着这些措施的组合不能发挥优势。

[0218] 由一个或多个单元或设备执行的诸如确定结束测量时间点、脉冲特征、某些曲线及其变换、血压值等的计算可以由任何其他数量的单元或设备执行。根据该方法的设备的计算和确定和/或控制可以实现为计算机的程序代码模块和/或专用硬件。

[0219] 计算机程序可以存储/分布在合适的介质上,例如光学存储介质或固态介质,与其他硬件一起提供或作为其他硬件的一部分,但是也可以以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线电信系统。

[0220] 权利要求中的任何附图标记不应被解释为限制范围。特别地,权利要求中括号内使用的TPP、TPA等字母作为附图标记不应被解释为限制范围。例如,根据权利要求,除了由附图标记表示的特征之外,也可以使用其他特征。

[0221] 提出了一种用于确定对象的血压的装置。所述装置包括压力信号提供单元,所述压力信号提供单元被配置为提供在一段时间内的对象的测量压力信号,其中,所述压力信号指示血液脉动并且包括多个压力脉冲。所述装置还包括处理器,所述处理器被配置为:所述基于多个压力脉冲来确定指示所述压力脉冲对所施加的压力的依赖性的血压确定曲线;将变换应用于血压确定曲线;并且,基于所述变换的结果来确定血压。这允许更准确地确定血压。

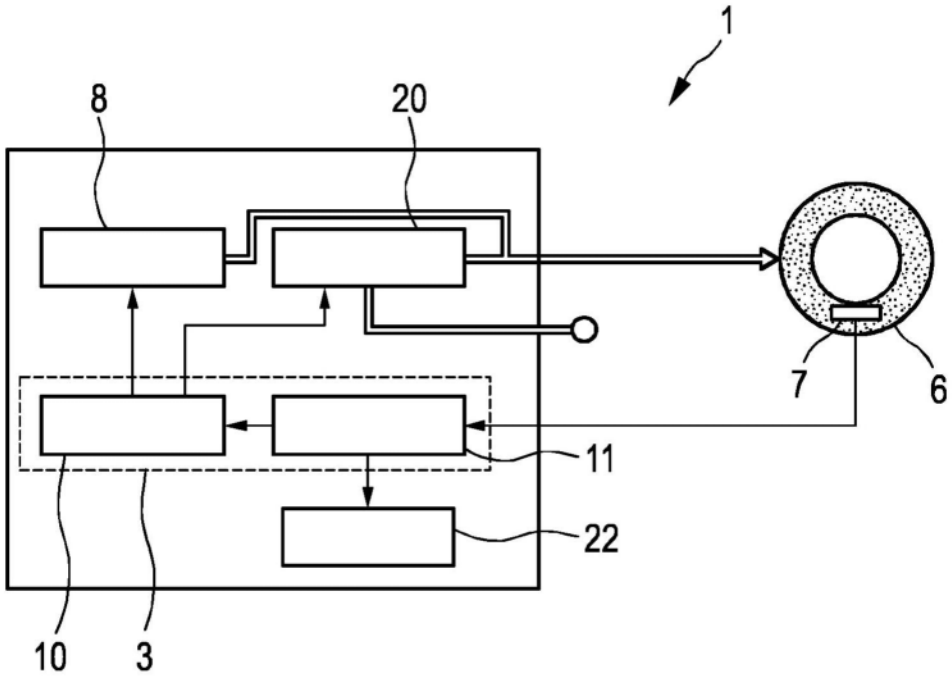


图1

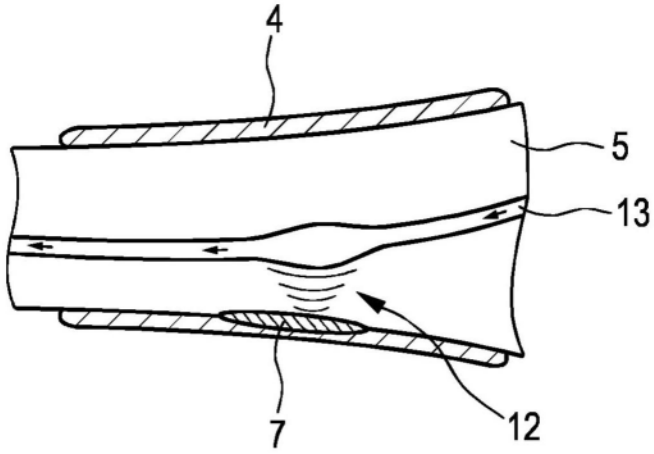


图2

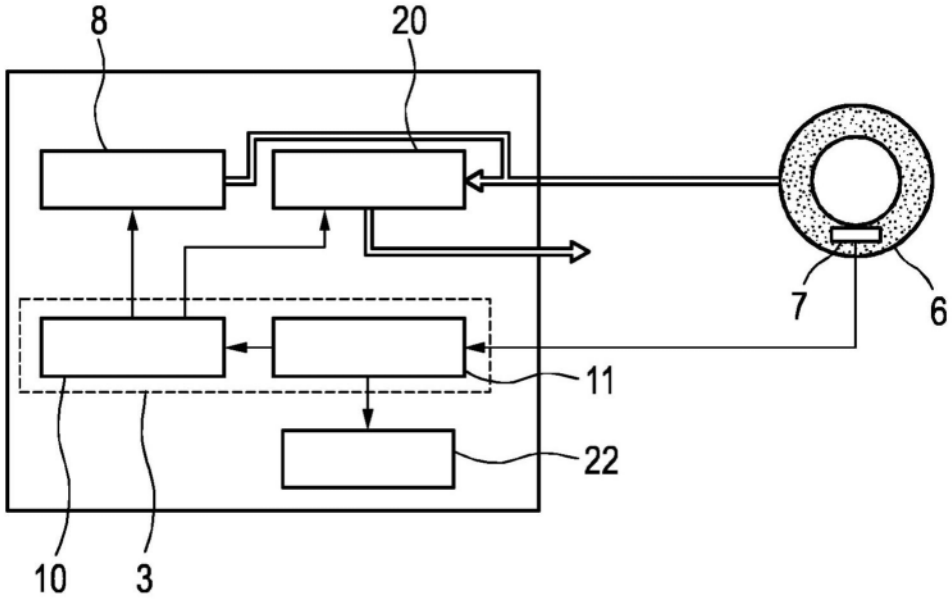


图3

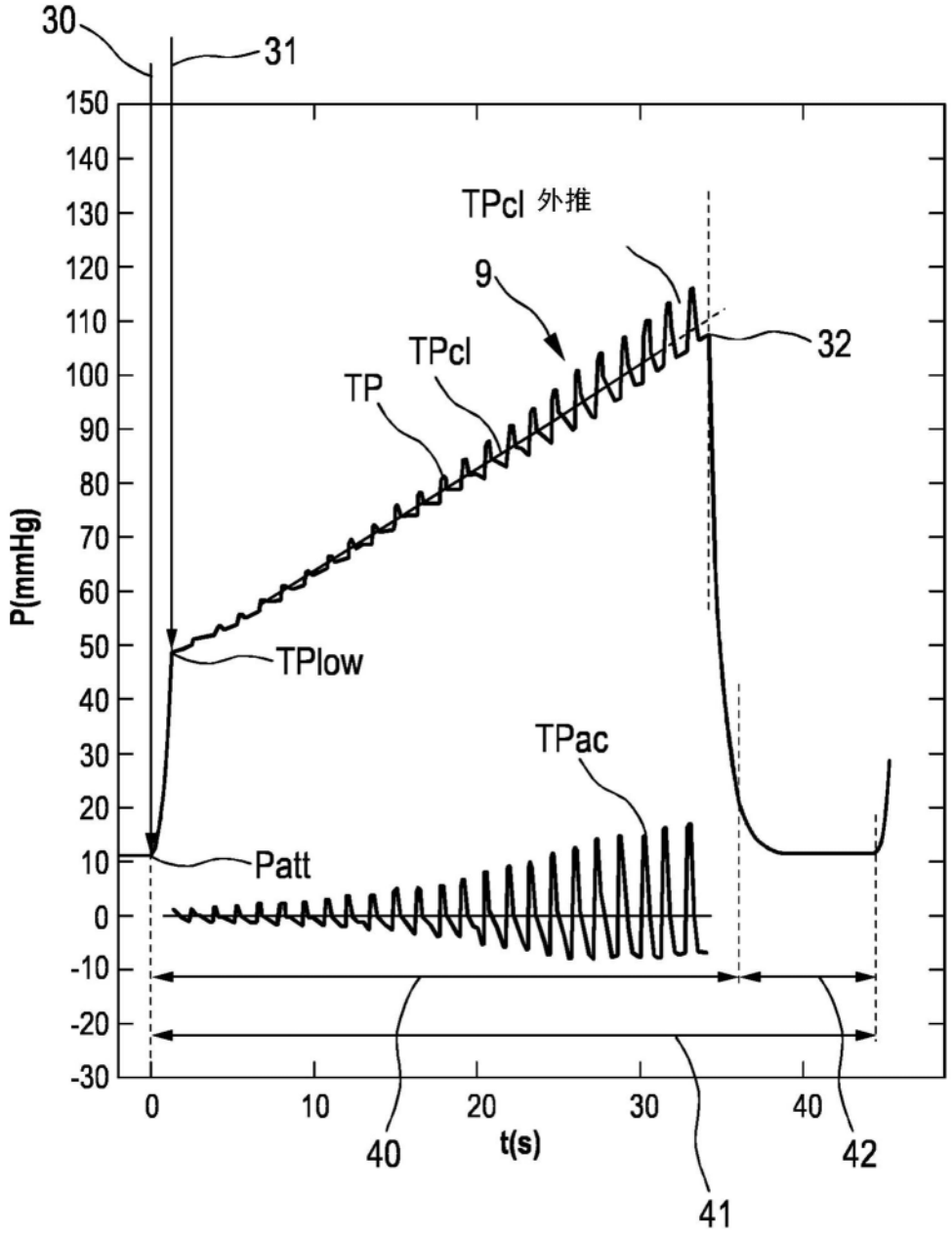

30
31
150
140
130
120
110
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
-10
-20
-30
P(mmHg)
TPcl 外推
9
32
TPcl
TP
TPlow
TPac
Patt
0
10
20
30
40
t(s)
40
41
42

图4

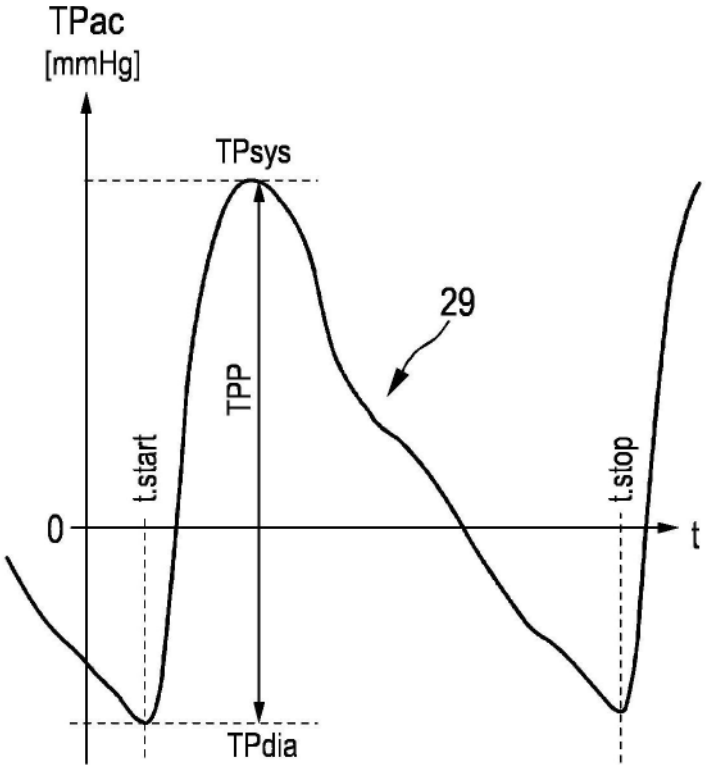

TPac
[mmHg]
TPsys
29
TPP
t.start
t.stop
0
t
TPdia

图5

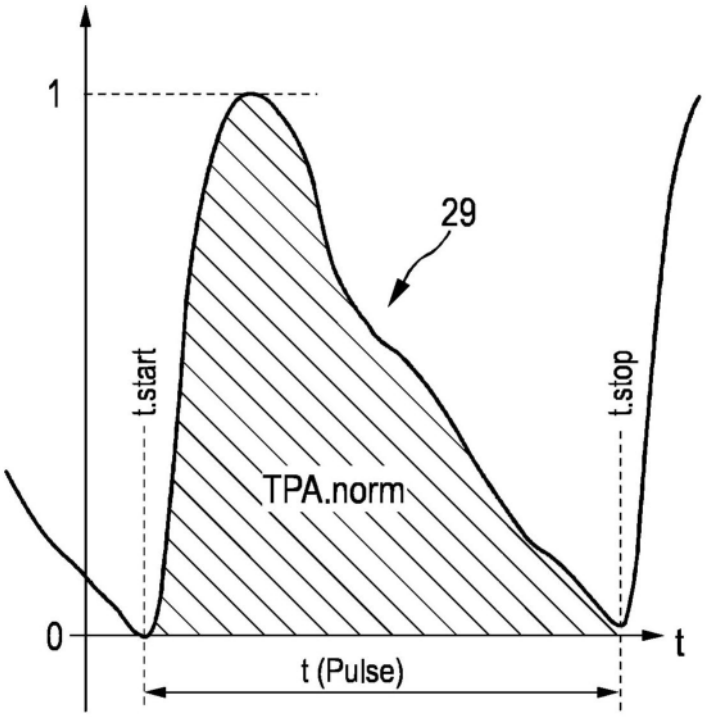

1
29
t.start
t.stop
TPA.norm
0
t
t (Pulse)

图6

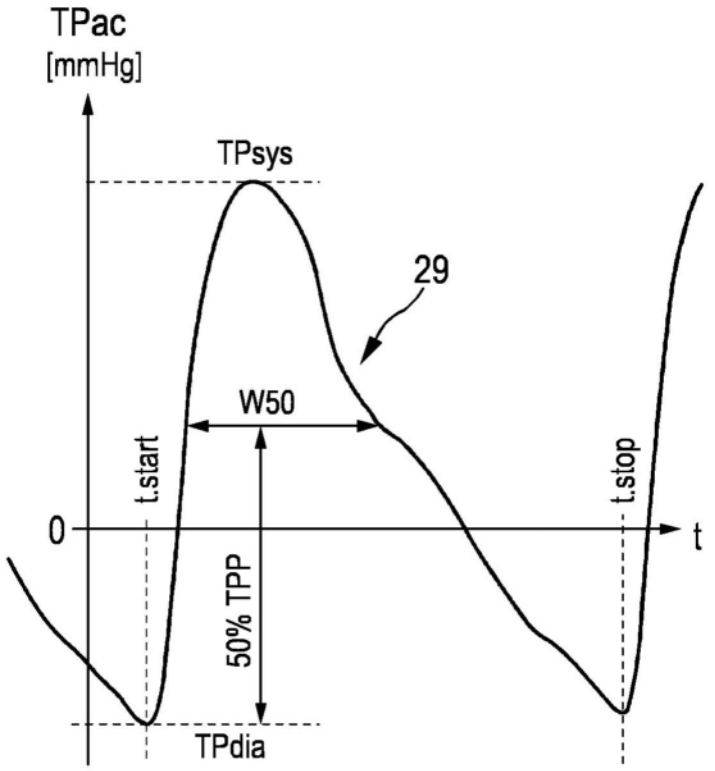

TPac
[mmHg]
TPsys
29
W50
t.start
t.stop
0
t
50% TPP
TPdia

图7

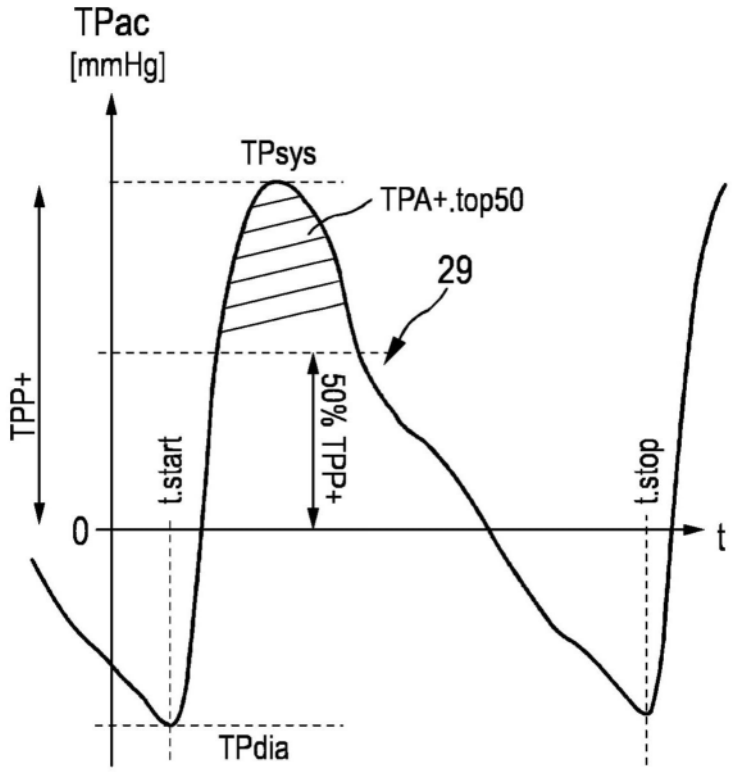

TPac
[mmHg]
TPsys
TPA+.top50
29
TPP+
50% TPP+
t.start
t.stop
0
t
TPdia

图8

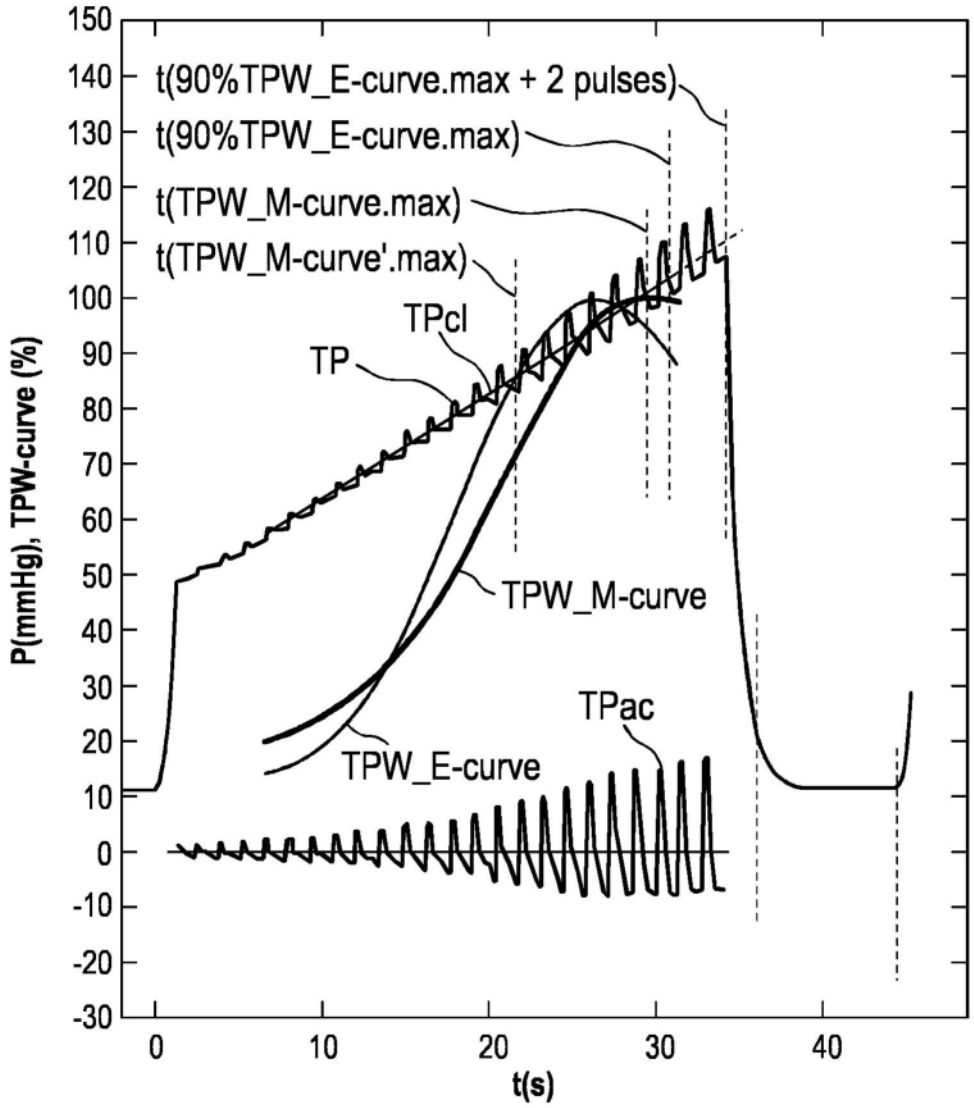

t(90%TPW_E-curve.max + 2 pulses)
t(90%TPW_E-curve.max)
t(TPW_M-curve.max)
t(TPW_M-curve'.max)
TPcl
TP
TPW_M-curve
TPac
TPW_E-curve
P(mmHg), TPW-curve (%)
t(s)
150
140
130
120
110
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
-10
-20
-30
0
10
20
30
40

图9

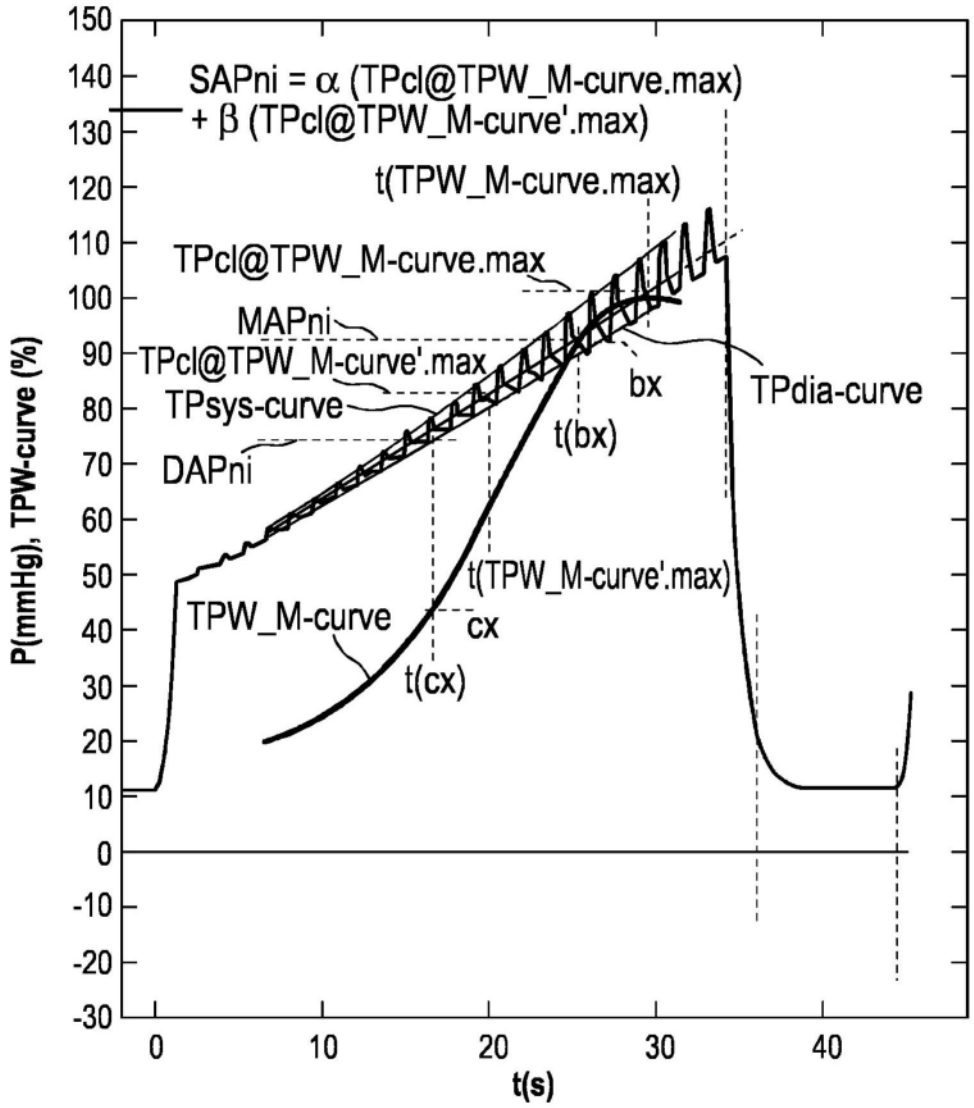

SAPni = α (TPcl@TPW_M-curve.max)
+ β (TPcl@TPW_M-curve'.max)
t(TPW_M-curve.max)
TPcl@TPW_M-curve.max
MAPni
TPcl@TPW_M-curve'.max
TPsys-curve
DAPni
bx
TPdia-curve
t(bx)
t(TPW_M-curve'.max)
TPW_M-curve
cx
t(cx)
P(mmHg), TPW-curve (%)
t(s)
150
140
130
120
110
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
-10
-20
-30
0
10
20
30
40

图10

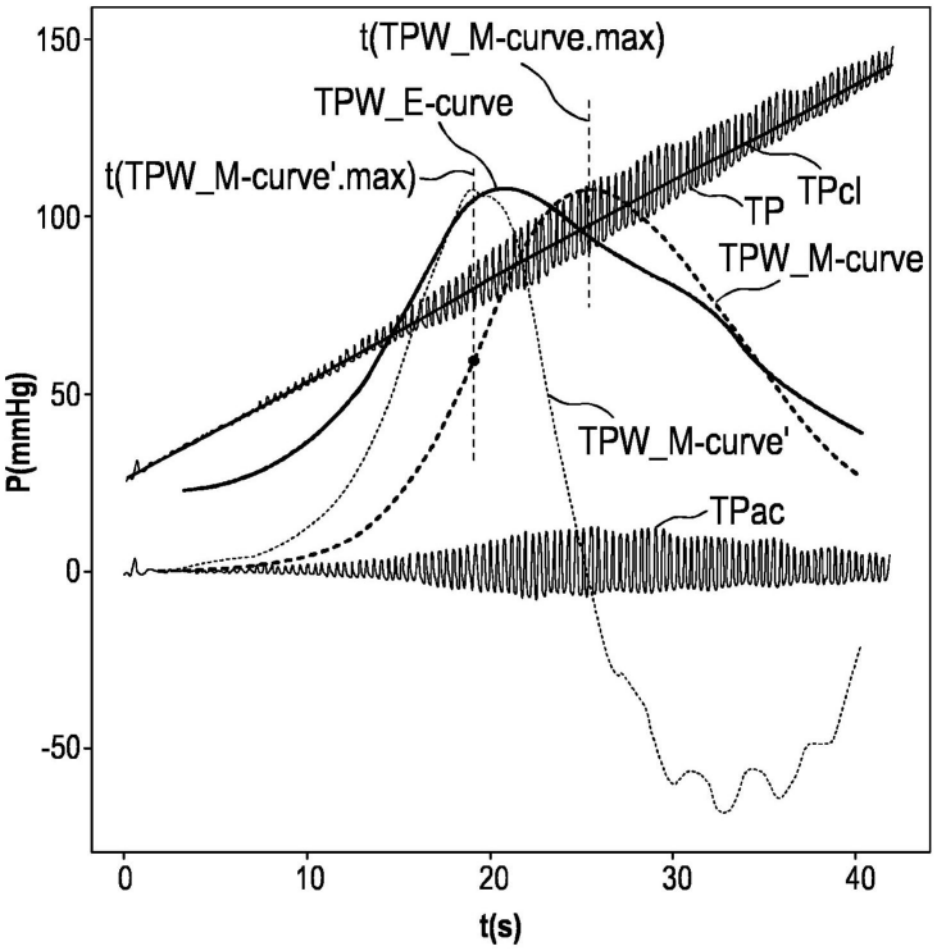

t(TPW_M-curve.max)
TPW_E-curve
t(TPW_M-curve'.max)
TP
TPcl
TPW_M-curve
TPW_M-curve'
TPac
P(mmHg)
150
100
50
0
-50
0
10
20
30
40
t(s)

图11

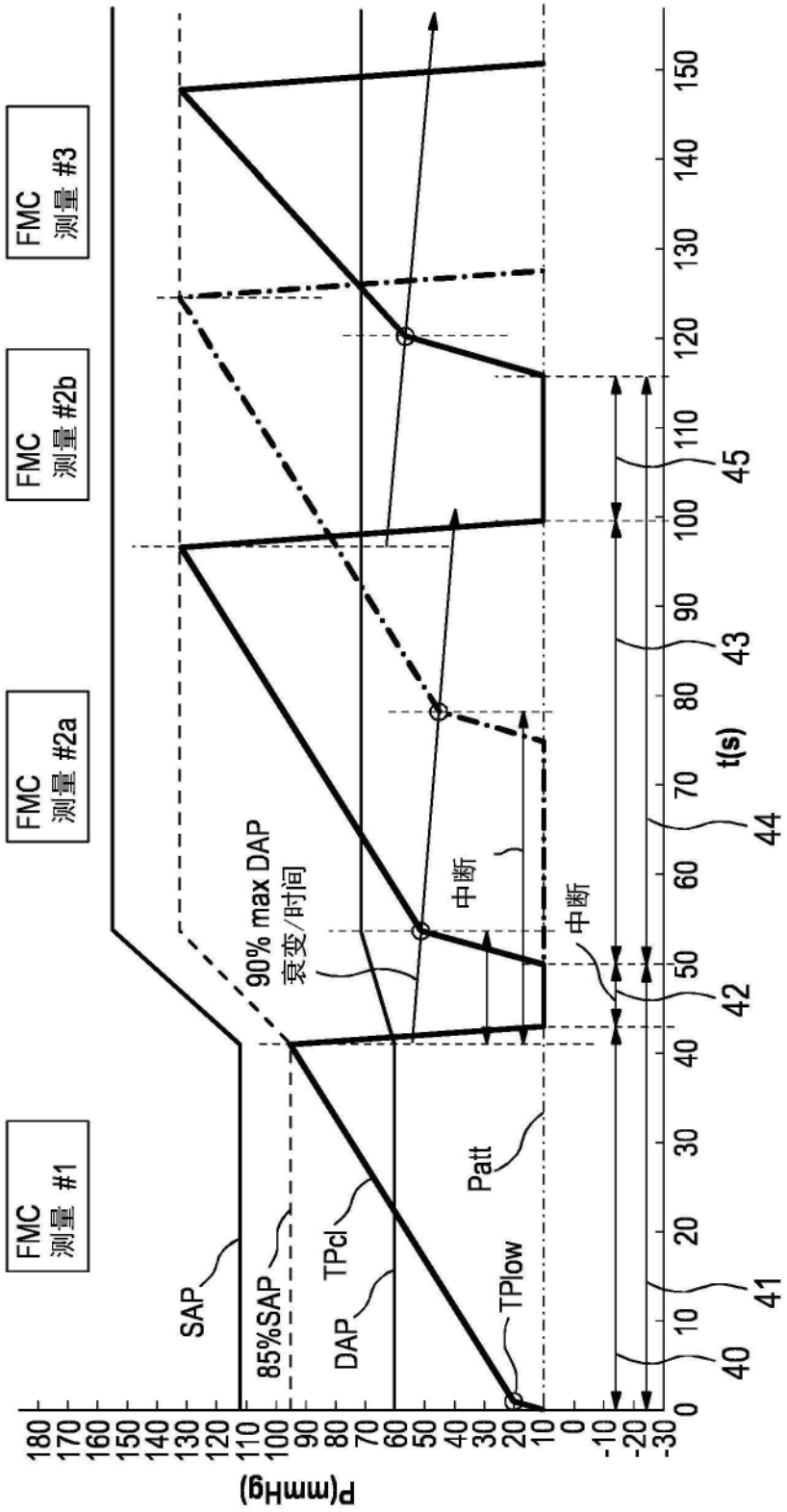

FMC 测量 #1
FMC 测量 #2a
FMC 测量 #2b
FMC 测量 #3
SAP
85%SAP
DAP
TPcl
TPlow
Patt
90% max DAP 衰变/时间
中断
中断
P(mmHg)
t(s)
40
41
42
43
44
45

图12

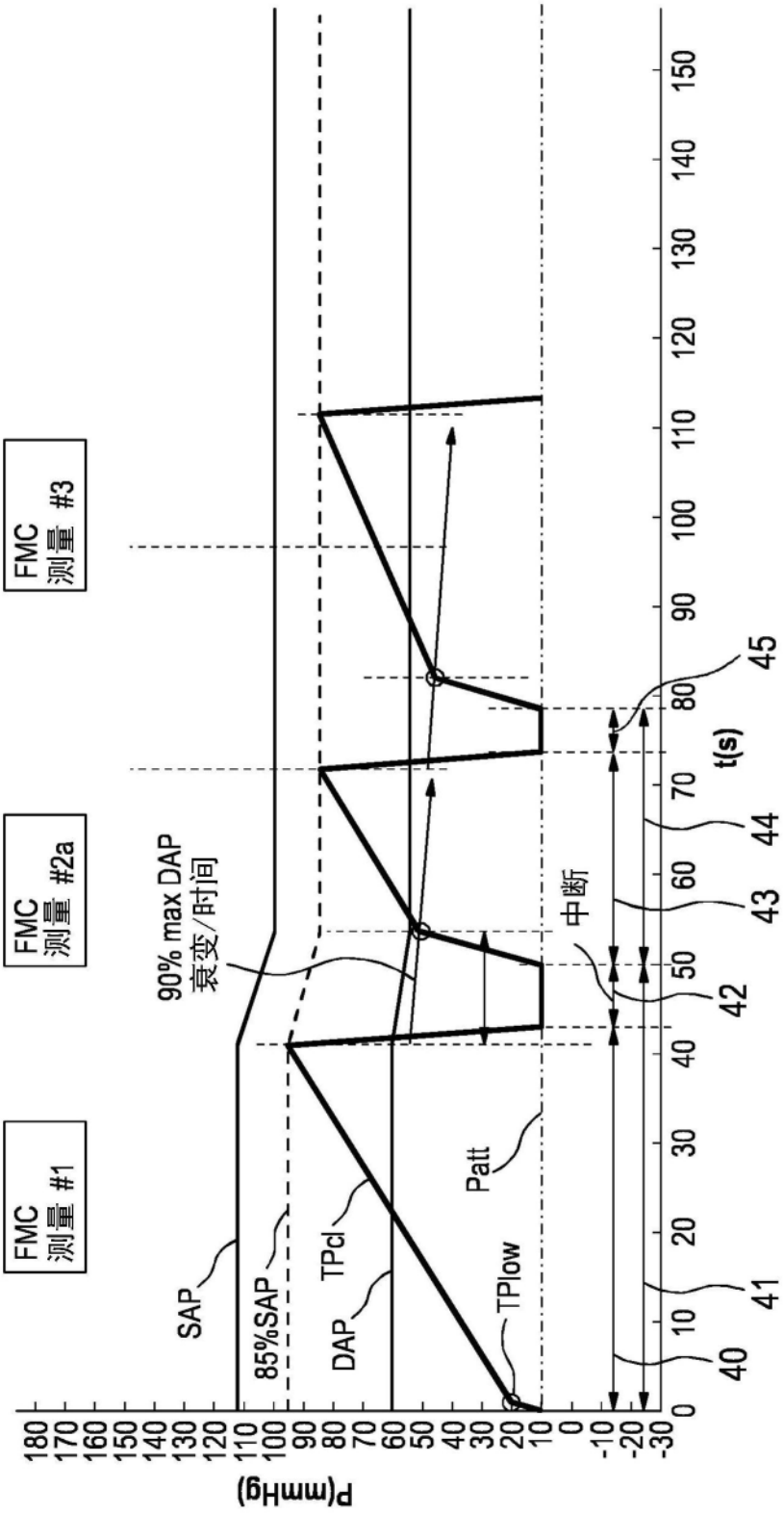

FMC
测量 #1
FMC
测量 #2a
FMC
测量 #3
SAP
85%SAP
DAP
TPcl
TPlow
Patt
90% max DAP
衰变/时间
中断
P(mmHg)
t(s)
40
41
42
43
44
45

图13

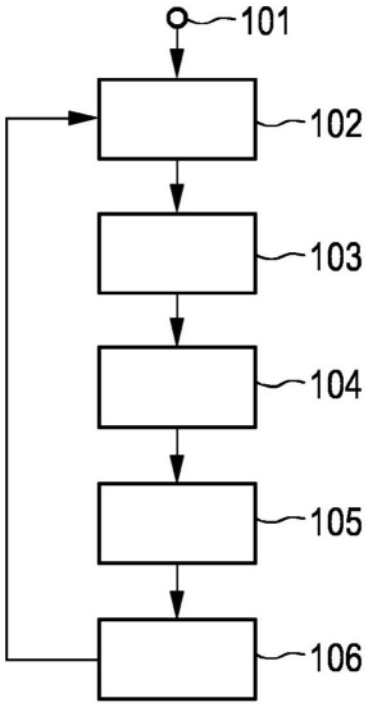


图14