(19)国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 113573632 B
(45)授权公告日 2024.10.01

(21)申请号 202080020853.5
(22)申请日 2020.01.09
(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 113573632 A
(43)申请公布日 2021.10.29
(30)优先权数据
19151589.9 2019.01.14 EP
19208237.8 2019.11.11 EP
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2021.09.13
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2020/050347 2020.01.09
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2020/148137 EN 2020.07.23

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬
(72)发明人 U·J·法伊弗 B·施托尔策
S·雷格 M·A·阿克特尔
(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 孟杰雄

(51)Int.Cl.
A61B 5/0225(2006.01)
(56)对比文件
WO 2017169924 A1,2017.10.05
审查员 张利

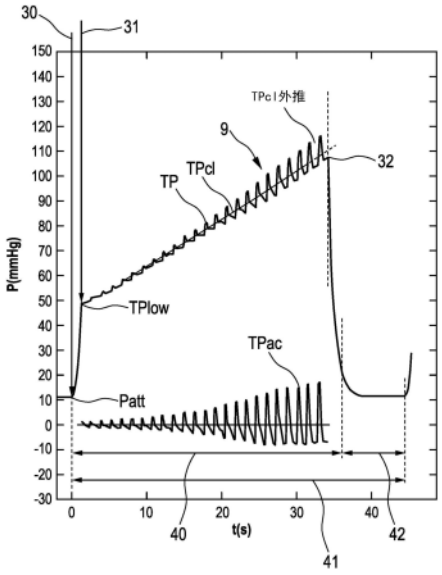
权利要求书4页 说明书17页 附图10页

(54)发明名称

用于控制用于测量血压的测量系统的控制设备

(57)摘要

本发明涉及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将增加的压力施加到对象的部分,同时所述对象的部分的皮肤上包括多个压力脉冲(9)的压力(TP)被测量。针对所述多个压力脉冲中的至少一些中的每个压力脉冲,表征相应压力脉冲的若干特征被确定,其中,所述测量时间段要在其处或其后停止的结束测量时间点(32)是基于这些特征来确定的,并且其中,在已经到达结束测量时间点时或之后,即,当所述测量时间段要停止时,所施加的压力减小以开始随后的血压测量后时间段。这允许减少的血压测量时间和施加在所述皮肤上的最大组织压力。



CN 113573632 B

1.一种用于控制用于测量对象的血压的测量系统(1)的控制设备,其中,所述测量系统(1)包括:a)壳体(4),其被配置为包绕血液流过的所述对象的部分(5);b)压力施加器(6、8),其被配置为从所述壳体(4)外部将压力施加到所述壳体(4)并且从而到所述对象的被包绕部分(5);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绕部分(5)的皮肤上的压力(TP),其中,所述控制设备(3)被配置为控制所述测量系统(1),使得:

-所述压力施加器(6、8)在测量时间段内增加所施加的压力并且在随后的血压测量后时间段内减小所施加的压力,

-所述压力传感器(7)至少在所述测量时间段期间测量所述皮肤上的所述压力(TP),

其中,测量压力(TP)包括多个压力脉冲(9),其中,所述控制设备(3)被配置为:针对所述多个压力脉冲(9)中的至少一些压力脉冲中的每个压力脉冲来确定表征相应压力脉冲的若干特征(TPP、t(脉冲)、TPA、TPA.norm、W50);基于针对所述多个压力脉冲(9)中的所述至少一些压力脉冲确定的所述特征(TPP、t(脉冲)、TPA/TPA.norm、W50)来确定结束测量时间点(32),所述测量时间段要在所述结束测量时间点处或之后停止;并且控制所述压力施加器(6、8),使得当已经到达所述结束测量时间点(32)时或者在已经到达所述结束测量时间点之后,所述压力施加器降低所施加的压力以开始随后的血压测量后时间段。

2.根据权利要求1所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为:

-针对相应脉冲压力通过组合已经针对所述相应压力脉冲确定的所述特征(TPP、t(脉冲)、TPA/TPA.norm、W50)中的至少两个特征来确定结束确定组合值(TPWP_E),使得针对在不同时间处存在的若干压力脉冲,若干结束确定组合值(TPWP_E)被确定,其中,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结束确定组合值(TPWP_E)形成结束确定曲线(TPW_E),

-基于所述结束确定曲线(TPW_E-曲线)来确定所述结束测量时间点(32)。

3.根据权利要求1和2中的任一项所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为为了针对相应脉冲压力确定若干特征而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项:

-所述特征确定脉冲的最大收缩压(TRsys)与舒张末期点(TPdia)处的所述特征确定脉冲的压力之间的差异(TPP),

-相应特征确定脉冲(29)的持续时间(t(脉冲)),

-相应特征确定脉冲(29)的面积(TPA/TPA.norm),以及

-相应特征确定脉冲(29)的半峰宽(W50)。

4.根据当从属于权利要求2时的权利要求3所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为基于以下计算中的至少一项来确定针对相应压力脉冲的结束确定组合值(TPWP_E):

-将a)所确定的面积(TPA/TPA.norm)的预定第一指数(exp1)的幂乘以b)所确定的差异(TPP)的预定第二指数(exp2)的幂,

-将a)所确定的面积(TPA/TPA.norm)的预定第三指数(exp3)的幂除以b)所确定的持续时间(t(脉冲))的预定第四指数(exp4)的幂,并且将得到的商乘以c)所确定的差异(TPP)的预定第五指数(exp5)的幂。

5.根据权利要求4所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为基于与半峰宽(W50)的另外的预定指数的幂的另外的相乘来确定针对相应压力脉冲的结束确定组合值

(TPWP_E)。

6.根据前述权利要求中的任一项所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为:

-针对相应压力脉冲通过组合所确定的特征(TPP、t(脉冲)、TPA/TPA.norm、W50)中的至少两个特征来确定血压确定组合值(TPWP_M),使得针对在不同时间处存在的若干压力脉冲,若干血压确定组合值(TPWP_M)被确定,其中,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组合值(TPWP_M)形成血压确定曲线(TPW_M-曲线),

-基于所述血压确定曲线(TPW_M-曲线)来确定所述血压。

7.根据权利要求6所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为确定所述血压确定曲线(TPW_M-曲线)的最大值并且基于所确定的最大值和所述测量压力(TP)来确定所述血压。

8.根据当从属于权利要求3时的权利要求6和7中的任一项所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为基于以下计算中的至少一项来确定针对相应压力脉冲的血压确定组合值(TPWP_M):

-将a)所确定的面积(TPA/TPA.norm)的预定第十指数(exp10)的幂乘以b)所确定的差异(TPP)的预定第十一指数(exp11)的幂,

-将a)所确定的面积(TPA/TPA.norm)的预定第十二指数(exp12)的幂除以b)所确定的持续时间(t(脉冲))的预定第十三指数(exp13)的幂,并且将得到的商乘以c)所确定的差异(TPP)的预定第十四指数(exp14)的幂。

9.根据权利要求8所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为基于与半峰宽(W50)的另外的预定指数的幂的另外的相乘来确定针对相应压力脉冲的血压确定组合值(TPWP_M)。

10.根据当从属于权利要求3和7时的前述权利要求中的任一项所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为确定所述结束确定曲线(TPW_E-曲线),使得所述结束确定曲线满足以下条件中的一项:

-所述结束确定曲线(TPW_E-曲线)的最大值在时间上在所述血压确定曲线(TPW_M-曲线)的最大值之前出现,

-所述结束确定曲线(TPW_E-曲线)的最大值在时间上在所述血压确定曲线(TPW_M-曲线)的最大值处或其后出现,并且所述结束确定曲线(TPW_E-曲线)在其最大值之后的减小比所述血压确定曲线(TPW_M-曲线)在其最大值之后的减小更加陡峭,以及

-所述结束确定曲线(TPW_E-曲线)与所述血压确定曲线(TPW_M-曲线)相同。

11.根据当从属于权利要求2和6时的前述权利要求中的任一项所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为还基于所述血压确定曲线(TPW_M-曲线)来确定所述结束测量时间点(32)。

12.根据权利要求11所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为通过以下来确定所述结束测量时间点(32):确定何时a)所述结束确定曲线(TPW_E-曲线)在已经经过其最大值之后已经下降到等于或小于所述最大值的预定义百分比并且b)所述血压确定曲线(TPW_M-曲线)已经到达或经过其最大值。

13.根据权利要求12所述的控制设备,其中,所述最大值的所述预定义百分比在从40%到95%的范围内。

14.根据前述权利要求中的任一项所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为控制所述压力施加器(6、8),使得所述压力施加器在预测量时间段内以第一速率增加所施加的压力,所述预测量时间段之后是所述测量时间段,在所述测量时间段中,所施加的压力以第二速率增加,其中,所述第一速率大于所述第二速率。

15.根据权利要求14所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为控制所述压力施加器(6、8),使得在所述预测量时间段结束时所述测量压力(TP)在15至30mmHg的范围内。

16.根据权利要求14和15中的任一项所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为:

-存储或接收通过先前血压测量所获得的先前舒张期动脉压(DAPprev),

-根据所述先前舒张期动脉压(DAPprev)来确定应当在所述预测量时间段结束时存在的第一结束测量压力(TPlow),使得所述第一结束测量压力(TPlow)小于所述先前舒张期动脉压(DAPprev),

-控制所述压力施加器(6、8),使得在所述预测量时间段结束时的所述测量压力(TP)等于或小于所确定的第一结束测量压力(TPlow)。

17.根据权利要求16所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为确定所述第一结束测量压力(TPlow),使得所述第一结束测量压力是所述先前舒张期动脉压(DAPprev)的90%或更少。

18.根据权利要求16和17中的任一项所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为还存储或接收所述先前舒张期动脉压(DAPprev)已经被测量的时间并且根据以下各项来确定所述第一结束测量压力(TPlow):i)所述先前舒张期动脉压(DAPprev)和ii)由所存储的时间所指示的距所述先前舒张期动脉压(DAPprev)已经被测量的所述血压测量的时间距离。

19.根据权利要求14至18中的任一项所述的控制设备,其中,所述控制设备(3)被配置为:

-存储或接收在先前血压测量的先前测量时间段的结束与所述预测量时间的开始之间的时间段内由所述压力传感器(7)测量的先前压力,

-控制所述压力施加器(6、8),使得在所述预测量时间段开始时的所述测量压力(TP)等于或小于基于所存储的或接收到的先前量度的预定义压力值。

20.一种用于测量对象的血压的测量系统,其中,所述测量系统(1)包括:

-壳体(4),其被配置为包绕血液流过的所述对象的部分(5);

-压力施加器(6、8),其被配置为从所述壳体(4)外部将压力施加到所述壳体(4)并且从而到所述对象的被包绕部分(5),

-压力传感器(7),其被配置为测量所述对象的所述被包绕部分(5)的皮肤上的压力(TP),以及

-根据权利要求1至19中的任一项所述的控制设备。

21.一种用于控制根据权利要求20所述的测量系统的控制方法,其中,所述控制方法包括:

-通过使用所述压力施加器(6、8)在测量时间段内增加所施加的压力并且在随后的血压测量后时间段内减小所施加的压力,

-通过使用所述压力传感器(7)至少在所述测量时间段期间测量所述皮肤上的所述压力(TP),

其中,测量压力(TP)包括多个压力脉冲(9),其中,针对所述多个压力脉冲(9)中的至少一些压力脉冲中的每个压力脉冲来确定表征相应压力脉冲的若干特征(TPP、t(脉冲)、TPA、TPA.norm、W50),并且其中,基于针对所述多个压力脉冲(9)中的所述至少一些压力脉冲确定的所述特征(TPP、t(脉冲)、TPA/TPA.norm、W50)来确定结束测量时间点(32),所述测量时间段要在所述结束测量时间点处或之后停止,并且其中,所述压力施加器(6、8)被控制为使得,当已经到达所述结束测量时间点(32)时或者在已经到达所述结束测量时间点之后,所述压力施加器降低所施加的压力以开始随后的血压测量后时间段。

22.一种用于控制根据权利要求20所述的测量系统的计算机程序,所述计算机程序包括程序代码模块,所述程序代码模块用于当所述计算机程序在所述测量系统(1)的所述控制设备(3)上运行时使所述测量系统(1)执行根据权利要求21所述的步骤。

用于控制用于测量血压的测量系统的控制设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于控制用于测量对象的血压的测量系统的控制设备。本发明还涉及用于测量对象的血压的测量系统,以及用于控制测量系统的控制方法和计算机程序。

背景技术

[0002] EP 3 430 992 A1公开了一种被配置为围绕对象的身体部分的血压测量系统,其中,血压测量系统包括用于向身体部分施加压力的加压模块和防扭结壳体。防扭结壳体被布置为当血压测量系统围绕身体部分时位于加压模块与身体部分之间。血压测量系统允许通过连续地升高夹持压力并停止高于收缩压的升高来非常准确地测量血压,但是期望减少执行血压测量所需的时间和在测量期间施加在身体部分上的最大夹持压力。

发明内容

[0003] 本发明的目的是提供一种用于控制用于测量对象的血压的测量系统的控制设备,其允许减少的测量时间和施加在所述对象上的减少的最大夹持压力。本发明的另一目的是提供一种包括所述控制设备的用于测量对象的血压的测量系统,以及用于控制所述测量系统的控制方法和计算机程序。

[0004] 在本发明的第一方面中,呈现了一种用于控制用于测量对象的血压的测量系统的控制设备,其中,所述测量系统包括:a)壳体,其被配置为包绕血液流过的所述对象的部分;b)压力施加器,其被配置为从所述壳体外部将压力施加到所述壳体并且从而到所述对象的被包绕部分;以及c)压力传感器,其被配置为测量所述对象的所述被包绕部分的皮肤上的压力(TP),其中,所述控制设备被配置为控制所述测量系统,使得:

[0005] -所述压力施加器在测量时间段内增加所施加的压力并且在随后的血压测量后时间段内减小所施加的压力,

[0006] -所述压力传感器至少在所述测量时间段期间测量所述皮肤上的所述压力,

[0007] 其中,测量压力包括多个压力脉冲,其中,所述控制设备被配置为:针对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来确定表征相应压力脉冲的若干特征;基于针对所述多个压力脉冲中的所述至少一些压力脉冲确定的所述特征来确定结束测量时间点,所述测量时间段要在所述结束测量时间点处或之后停止;并且控制所述压力施加器,使得当已经到达所述结束测量时间点时或者在已经到达所述结束测量时间点之后,所述压力施加器降低所施加的压力以开始随后的血压测量后时间段。

[0008] 已经发现,针对所述压力脉冲确定的特征可以被用于确定结束测量时间点,使得所述测量时间点相对短并且然而已经测量足够的压力数据,其允许所述血压的准确确定。这允许减少的血压测量时间和组织压力,即,施加在身体部分的皮肤上的夹持压力,在测量期间停留和结束基本上低于收缩期动脉压。

[0009] 所述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。在后者的情况下,所述相应压力脉冲被处理用于确定特征确定脉冲,并且所述特征基于所确定的特征确

定脉冲来确定。这还将在下文更详细地解释。所述控制设备可以被配置为针对例如所述多个压力脉冲中的至少5个或至少10个的每个压力脉冲确定若干特征，其表征所述相应压力脉冲。所述控制设备还可以被配置为针对所述多个压力脉冲中的每个压力脉冲确定表征所述相应压力脉冲的若干特征。

[0010] 在实施例中，被配置为测量所述对象的被包绕部分的皮肤上的压力的压力传感器被布置在所述壳体内部。然而，所述压力传感器也可以以另一方式被布置用于测量所述对象的被包绕部分的皮肤上的压力。例如，流体填充的压力传感器垫可以被布置在所述壳体内部并且经由流体路径(即，经由流体填充管道)连接到所述壳体外部的压力传感器，以便测量所述对象的被包绕部分的皮肤上的压力。

[0011] 优选地，所述控制设备被配置为：a)针对相应脉冲压力通过组合已经针对所述相应压力脉冲确定的所述特征中的至少两个特征来确定结束确定组合值，使得针对在不同时间处存在的若干压力脉冲，若干结束确定组合值被确定，其中，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结束确定组合值形成结束确定曲线；并且b)基于所述结束确定曲线来确定所述结束测量时间点。通过使用所述结束确定曲线，确定所述结束测量时间点的准确度可以进一步增加。所述控制设备可以适于处理针对所述若干压力脉冲获得的若干结束确定组合值，以用于获得连续结束确定曲线。为了基于不同的结束确定组合值获得连续曲线，可以使用已知的数学技术。例如，可以应用内插、拟合流程、滤波流程等。

[0012] 还优选的是，所述控制设备被配置为为了针对相应脉冲压力确定若干特征而基于所述相应压力脉冲来提供特征确定脉冲，并且确定以下特征中的至少一项：a)所述特征确定脉冲的最大收缩压与舒张末期点处的所述特征确定脉冲的压力之间的差异，b)相应特征确定脉冲的持续时间，c)相应特征确定脉冲的面积，以及d)相应特征确定脉冲的半峰宽。相应压力脉冲的最大测量压力与最小测量压力之间的差异优选地对应于最大收缩期点处的相应压力脉冲的组织压力(即，所述皮肤上的测量压力)与所述相应压力脉冲的舒张末期点处的组织压力之间的差异。所述相应压力脉冲的持续时间优选地对应于针对所述相应压力脉冲的舒张末期点与随后的舒张末期点之间的时间差。此外，面积优选地是从舒张末期点到随后的舒张末期点的相应特征确定脉冲的曲线下面积。所述面积可以是归一化面积。例如，所述面积可以通过将其缩放到所述相应特征确定脉冲的最大压力与最小压力之间的差异来归一化。半峰宽对应于所述相应特征确定脉冲的最大压力与最小压力之间的差异的50％处的宽度。因此，其是所述最大收缩点处的特征确定脉冲的压力与舒张末期点处的特征确定脉冲的压力之间的差异的50％处的宽度。已经发现，通过使用这些特征，可以进一步改进所述结束测量时间点的确定。例如，可以通过从相应压力脉冲减去平均测量压力来获得针对相应压力脉冲的特征确定脉冲。然而，也可以以另一方式确定针对相应压力脉冲的特征确定脉冲。其也可以直接是相应压力脉冲，即，相应测量压力脉冲。

[0013] 在优选实施例中，所述控制设备被配置为基于以下计算中的至少一项来确定针对相应压力脉冲的结束确定组合值：i)将a)所确定的面积的预定第一指数的幂乘以b)所确定的差异的预定第二指数的幂；以及ii)将a)所确定的面积的预定第三指数的幂除以b)所确定的持续时间的预定第四指数的幂，并且将得到的商乘以c)所确定的差异的预定第五指数的幂。还优选的是，所述控制设备被配置为基于与半峰宽的另外的预定指数的幂的另外的相乘来确定针对相应压力脉冲的结束确定组合值。因此，在实施例中，以上计算i)和/或以

上计算ii)通过与半峰宽的另外的预定指数的幂的相乘来扩展。不同指数优选地预定义并且可以通过校准测量来预定,其中,通过有创手段,参考血压值非常准确地确定并且所述指数被确定以使得由所述控制设备控制的测量系统以高统计精度和准确度产生非常准确地有创测量血压值,而血压测量时间基本上短于在相同条件下的常规示波无创血压测量结果(例如,血压、脉冲压力和心率的倒数的高度)。特别地,对于所述校准测量,使用来自在不同血液动力学条件下的足够数目的身高、体重和年龄的相关范围的所有性别的个体的同时记录的有创和无创血压值对。应当注意,校准优选地仅在开发阶段中执行,即,不在实际血液测量流程期间。校准可以分离地针对不同的壳体大小执行,即,优选地针对不同的血压袖带大小,或针对不同的壳体大小组。例如,针对不同的壳体大小或壳体大小组,不同的指数集可以通过校准来确定,即,针对每个壳体大小或针对每个壳体大小组,可以确定相应指数集。

[0014] 所述控制设备优选地还被配置为:a)针对相应压力脉冲通过组合所确定的特征中的至少两个特征来确定血压确定组合值,使得针对在不同时间处存在的若干压力脉冲,若干血压确定组合值被确定,其中,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组合值形成血压确定曲线;并且b)基于所述血压确定曲线来确定所述血压。通过使用用于确定所述血压的该血压确定曲线,可以非常准确地确定所述血压。优选地,所述控制设备被配置为确定所述血压确定曲线的最大值并且基于所确定的最大值和测量压力来确定所述血压。基于所述血压确定曲线的所确定的最大值并且根据所述皮肤上的测量压力(即,根据所述组织压力)来确定所述血压允许进一步增加确定所述血压的准确度。

[0015] 所述控制设备可以适于处理针对所述若干压力脉冲获得的若干血压确定组合值,以用于获得连续血压确定曲线。例如,可以应用内插以及任选地还应用平滑。

[0016] 优选地,所述控制设备被配置为基于以下计算中的至少一项来确定针对相应压力脉冲的血压确定组合值:i)将a)所确定的面积的预定第十指数的幂乘以b)所确定的差异的预定第十一指数的幂;并且ii)将a)所确定的面积的预定第十二指数的幂除以b)所确定的持续时间的预定第十三指数的幂,并且将得到的商乘以c)所确定的差异的预定第十四指数的幂。还优选地,所述控制设备被配置为基于与半峰宽的另外的预定指数的幂的另外的相乘来确定针对相应压力脉冲的血压确定组合值。因此,在实施例中,以上计算i)和/或以上计算ii)通过与半峰宽的另外的预定指数的幂的相乘来扩展。此外,这些不同指数还优选地预定义并且可以通过校准测量来预定,其中,通过有创手段,参考血压值非常准确地确定并且所述指数被确定以使得由所述控制设备控制的测量系统以高统计精度和准确度产生非常准确地有创测量血压值,而所述血压测量时间基本上短于在相同条件下的常规示波无创血压测量结果(例如,血压、脉冲压力和心率倒数的高度)。特别地,对于所述校准测量,使用来自在不同血液动力学条件下的足够数目的个体的同时记录的有创和无创血压值的对。再次,应当注意,所述校准优选地仅在开发阶段中执行,即,不在实际血液测量流程期间。而且,在这种情况下,所述校准可以分离地针对不同的壳体大小执行,即,优选地针对不同的血压袖带大小,或针对不同的壳体大小组。例如,针对不同的壳体大小或壳体大小组,不同的指数集可以通过校准来确定,即,针对每个壳体大小或针对每个壳体大小组,可以确定相应指数集。

[0017] 所述控制设备被配置为确定所述结束确定曲线,使得所述结束确定曲线满足以下条件中的一项:a)所述结束确定曲线的最大值在时间上在所述血压确定曲线的最大值之前出现;b)所述结束确定曲线的最大值在时间上在所述血压确定曲线的最大值处或其后出现,并且所述结束确定曲线在其最大值之后的减小比所述血压确定曲线在其最大值之后的减小更加陡峭,以及c)所述结束确定曲线与所述血压确定曲线相同。已经发现,如果所述结束确定曲线和所述血压确定曲线具有关于彼此的这些关系之一,则可以甚至更准确地确定所述结束测量时间点。

[0018] 在优选实施例中,所述控制设备被配置为还基于所述血压确定曲线来确定所述结束测量时间点。还已经发现,如果不仅所述结束确定曲线而且所述血压确定曲线被用于确定所述结束测量时间点,则测量时间可以更进一步降低。

[0019] 优选地,所述控制设备被配置为通过以下来确定所述结束测量时间点:确定何时a)所述结束确定曲线在已经经过其最大值之后已经下降到等于或小于所述最大值的预定义百分比并且b)所述血压确定曲线已经到达或经过其最大值。还优选地,最大值的预定义百分比在从40%至95%的范围内。已经特别发现,如果这两个曲线以这种方式被用于确定所述结束测量时间点,则该时间点可以非常准确地确定以使得所述血压测量时间是相对短的,并且然而血压非常精确地测量。

[0020] 在实施例中,所述控制设备被配置为控制所述压力施加器,使得所述压力施加器在预测量时间段内以第一速率增加所施加的压力,所述预测量时间段之后是所述测量时间段,在所述测量时间段中,所施加的压力以第二速率增加,其中,所述第一速率大于所述第二速率。因此,所述测量时间段应当开始的施加的压力可以相对快速地到达,从而允许测量所述血压所需的总体时间的进一步减少。

[0021] 在实施例中,所述控制设备被配置为控制所述压力施加器,使得在所述预测量时间段结束时所述测量压力在15至30mmHg的范围内。这确保在所述测量时间段期间,所述皮肤上的压力,即,所述组织压力,在足够大的压力范围上测量,其允许所述血压的准确和精确的测量。

[0022] 如果通过相同对象的先前血压测量获得的先前舒张期动脉压未由用于控制所述压力施加器的控制设备使用,则优选地应用15至30mmHg的范围。如果先前舒张期动脉压被用于所述压力施加器的控制,则在所述预测量时间段结束时的测量压力也可以是更高的。下面将解释取决于先前获得的舒张期动脉压来控制所述压力施加器。

[0023] 应当注意,在所述预测量时间结束时的压力不是在两个随后的血压测量之间施加的压力,特别地在预测量时间段开始之前。该压力可以被称为“附接压力”并且不应当超过15mmHg。

[0024] 在实施例中,所述控制设备被配置为:a)存储或接收通过先前血压测量所获得的先前舒张期动脉压;b)根据所述先前舒张期动脉压来确定应当在所述预测量时间段结束时存在并且因此也能够被认为是靶向脉冲的第一结束测量压力,使得所述第一结束测量压力小于所述先前舒张期动脉压;以及c)控制所述压力施加器,使得在所述预测量时间段结束时的所述测量压力等于或小于所确定的第一结束测量压力。优选的是,所述控制设备被配置为确定所述第一结束测量压力,使得所述第一结束测量压力是所述先前舒张期动脉压的90%或更少。此外,这确保在所述测量时间段期间,所述皮肤上的压力,即,所述组织压力,

在足够大的范围上测量以准确并精确地确定血压。

[0025] 在实施例中,所述控制设备被配置为还存储或接收所述先前舒张期动脉压已经被测量的时间并且根据以下各项来确定所述第一结束测量压力:i)所述先前舒张期动脉压和ii)距所述先前舒张期动脉压已经被测量的所述血压测量的时间距离,如由所存储的时间所指示的。所述舒张期动脉压可以随时间改变,其中,如果考虑距所述先前舒张期动脉压已经被测量的血压测量的时间距离,则第一结束测量压力可以仍然相对准确地确定。因此,尽管关于随时间的舒张期动脉压的改变的该不确定性存在,但是可以确定所述预测量时间段的结束,使得在跟随的测量时间段期间,所述皮肤上的压力(即,组织压力)在足够大的范围上测量以准确并且精确地确定血压。

[0026] 所述控制设备还可以被配置为a)存储或接收在先前血压测量的先前测量时间段的结束与所述预测量时间的开始之间的时间段内由所述压力传感器测量的先前压力;并且b)控制所述压力施加器,使得在所述预测量时间段开始时的所述测量压力等于或小于基于所存储的或接收到的先前量度的预定义压力值。预定义压力值优选地等于或小于15mmHg,还优选地等于或小于10mmHg。

[0027] 在所述预测量时间段的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的测量暂停期间存在的附接压力,即,在相应血压测量开始之前,其中,该附接压力优选地被控制以实现给定或预设值,即,预定义压力值。该控制优选地被执行以适于身体部分体积的改变,例如由组织水肿引起的增加(如例如在败血症、血容量过高中的毛细管泄漏)或由收缩组织水肿或由血容量过低引起的减小。这应当特别避免在测量暂停期间,即,在两次随后的血压测量之间发生静脉充血,其由在组织压力高于相应身体部分的静脉压力的情况下静脉压缩造成的受损的静脉回流引起。在优选实施例中,所述皮肤上的压力(其也可以被认为是组织压力)在执行一个或若干血压测量的整个流程期间连续地测量并且所述压力施加器被控制以使得静脉充血在测量暂停期间避免。

[0028] 在本发明的另一方面中,呈现了一种用于测量对象的血压的测量系统,其中,所述测量系统包括:

[0029] -壳体,其被配置为包绕血液流过的所述对象的部分;

[0030] -压力施加器,其被配置为从所述壳体外部将压力施加到所述壳体并且从而到所述对象的被包绕部分,

[0031] -压力传感器,其被配置为测量所述对象的所述被包绕部分的皮肤上的压力,以及

[0032] -根据权利要求1至19中的任一项所述的控制设备。

[0033] 在本发明的另一方面中,呈现了一种用于控制根据权利要求20所述的测量系统的控制方法,其中,所述控制方法包括:

[0034] -通过使用所述压力施加器在测量时间段内增加所施加的压力并且在随后的血压测量后时间段内减小所施加的压力,

[0035] -通过使用布置在壳体内部的所述压力传感器至少在所述测量时间段期间测量所述皮肤上的所述压力,

[0036] 其中,测量压力包括多个压力脉冲,其中,针对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来确定表征相应压力脉冲的若干特征,并且其中,基于针对所述多个压力脉冲中的所述至少一些压力脉冲确定的所述特征来确定结束测量时间点,所述测

量时间段要在所述结束测量时间点处或之后停止,并且其中,所述压力施加器被控制为使得,当已经到达所述结束测量时间点时或者在已经到达所述结束测量时间点之后,所述压力施加器降低所施加的压力以开始随后的血压测量后时间段。

[0037] 在本发明的另一方面中,呈现了一种用于控制根据权利要求19所述的测量系统的计算机程序,所述计算机程序包括程序代码模块,以用于当所述计算机程序在所述测量系统的控制设备上运行时使得所述测量系统执行权利要求20所述的步骤。

[0038] 控制设备、方法和计算机程序优选地适于连续地控制用于当附接到所述对象时执行若干后续血压测量的测量系统。

[0039] 应当理解,根据权利要求1所述的控制设备、根据权利要求20所述的测量系统、根据权利要求21所述的控制方法和根据权利要求22所述的计算机程序具有相似和/或相同的优选实施例,尤其是如在从属权利要求中定义的。

[0040] 应当理解,本发明的优选的实施例还可以是从属权利要求或以上实施例与相应的独立权利要求的任何组合。

[0041] 本发明的这些和其他方面将根据在下文中所描述的实施例而显而易见并且得到阐述。

附图说明

[0042] 在以下附图中:

[0043] 图1示意性并且示范性地示出了用于在其中测量系统的血压袖带被充气的情况下测量对象的血压的测量系统的实施例;

[0044] 图2示意性并且示范性地示出了包绕对象的上臂的测量系统的壳体;

[0045] 图3示意性并且示范性地示出了在其中血压袖带被放气的情况下的测量系统;

[0046] 图4示意性并且示范性地示出了测量的组织压力和从组织压力测量结果导出的另外的值;

[0047] 图5图示了针对测量的组织压力的压力脉冲的第一特征的计算;

[0048] 图6图示了针对测量的组织压力的压力脉冲的另外的特征的计算;

[0049] 图7图示了针对测量的组织压力的压力脉冲的另一特征的计算;

[0050] 图8示意性并且示范性地示出了结束确定曲线和血压确定曲线;

[0051] 图9示意性并且示范性地图示了通过使用血压确定曲线对血压值的确定;

[0052] 图10示意性并且示范性地示出了若干连续血压测量结果的范例;

[0053] 图11示意性并且示范性地示出了若干连续血压测量结果的另一范例;并且

[0054] 图12示出了示范性地图示用于控制用于测量对象的血压的测量系统的控制方法的实施例的流程图。

具体实施方式

[0055] 图1示意性并且示范性地示出了用于测量对象的血压的测量系统1。测量系统1包括壳体4,其在图2中可以看到并且被配置为包绕血液流动通过的对象的部分5。在该实施例中,对象的部分5是对象的臂部,其中,在图2中在臂部5内,示出了肱动脉11,并且其中,肱动脉11内的箭头指示血液离开心脏的流动方向。测量系统1还包括压力传感器7,压力传感器7

被布置在壳体4内部并且被配置为测量对象的包绕臂部5的外部皮肤上的压力。测量压力也可以被认为是组织压力(TP)。如图2所指示的,肱动脉11内的脉搏波引起压力波12,其经由臂部5的组织传送到压力传感器7。出于清晰原因,图1未示出壳体4。

[0056] 测量系统1还包括袖带6,袖带6包围壳体4并且可通过使用泵8充气以用于从壳体4外部将压力施加到壳体4并且从而到对象的包绕臂部5。由于袖带6和泵8一起使能将压力施加到壳体4并且从而到对象的包绕臂部5,因此其可以被认为是形成压力施加器6、8。具有袖带6的壳体4优选地是如WO 2014/121945 A1中所描述的防扭结壳体袖带。

[0057] 测量系统1还包括控制设备3,控制设备3被配置为控制测量系统1,使得压力施加器6、8在测量时间段内增加施加的压力并且在跟随的血压测量后时间段内减小施加的压力,并且压力传感器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,控制设备3被配置为控制压力施加器6、8,使得其在预测量时间段内以第一速率增加施加的压力,该预测量时间段跟随有测量时间段,其中,施加的压力以第二速率增加,其中,第一速率大于第二速率。使得袖带6被充气并且因此施加的压力增加的测量系统1的控制在图1中被图示,即,粗体箭头指示充气情况。

[0058] 测量系统1还包括阀20,其当阀20打开时允许系统内的压缩空气离开系统进入周围大气以用于对袖带放气。在图3中,在其中泵8被关断的该放气情况由粗体箭头指示。

[0059] 控制设备3可以被认为是包括用于控制泵8和阀20的实际控制器10和处理器11,处理器11特别地被配置为执行下文将进一步解释的一些计算。测量系统1还可以包括显示器22以用于显示例如测量的血压值。

[0060] 在预测量时间段(其也可以被认为是快速充气时段)中,控制设备3控制测量系统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。在跟随的测量时间段中,控制设备3还控制测量系统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认为是缓慢充气时段。

[0061] 图4示意性并且示范性地图示了测量压力TP对时间t。预测量时间段中的第一充气开始于组织压力TP,该组织压力TP是附接压力Patt,其是未充气袖带6中的测量的组织压力。该附接压力Patt可以例如在从0至15mmHg的范围内变化。达到15mmHg的附接压力Patt已经证明不导致静脉充血经过12小时,从而使具有袖带6的壳体4的组件最佳地适合于长期监测。出于该原因,优选地,附接压力Patt不大于15mmHg。在图4中,箭头30指示预测量时间段的开始,即,快速充气时段的开始。在该预测量时间段期间,没有或基本上没有用于确定血压的信息的总体组织压力范围的部分应当尽可能快地通过。因此,在预测量时间段期间,充气速率优选地尽可能大。例如,关于组织压力TP的充气速率可以等于或大于8mmHg/s。具有快速充气速率的该预测量时间段在由图4中的“TPlow”指示的组织压力值处结束。

[0062] 组织压力值TPlow还指示具有较慢第二充气速率的测量时间段的开始。在图4中,测量时间段(其也可以被认为是缓慢充气时段)的该开始由箭头31指示。在实施例中,控制设备3被配置为控制泵8以使得在预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可以被预定义以使得其是15mmHg与30mmHg之间的值。然而,在其中在先前测量中确定的舒张期动脉压(DAPprev)可用的情况下,组织压力TPlow可以取决于该舒张期动脉压,并且组织压力TPlow也可以是更大的。图4示意性地示出了该较大TPlow。例如,控制设备3可以被配置为存储先前舒张期动脉压DAPprev(或者访问具有

其存储器存储设备)。先前舒张期动脉压DAPprev已经通过先前血压测量获得并且可以被用于确定组织压力TPlow。组织压力TPlow应当在预测量时间段(即,第一充气时段)结束时存在,并且可以因此也被认为是第一结束测量压力。组织压力TPlow根据先前舒张期动脉压DAPprev来确定,使得组织压力TPlow小于先前舒张期动脉压DAPprev。优选地,控制设备被配置为控制泵8,使得在预测量时间段结束时的测量压力等于所确定的第一结束测量压力TPlow。在实施例中,控制设备3,特别地控制设备3的处理器11,确定在预测量时间段结束时的组织压力TPlow,使得其不高于先前舒张期动脉压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,其允许血压的准确计算。下面将进一步解释基于测量的组织压力对血压的计算。预定百分比优选地是90%。

[0063] 血压可以由于例如对象发生的临床相关事件在测量之间改变。已经发现,舒张期动脉压(DAP)可能在手术期间的急性失血的最严重的情况下在一分钟内减少大约30%。为了处理这些可能的血压改变,控制设备3可以适于根据先前舒张期动脉压DAPprev并且根据测量之间的休息时间的持续时间来确定组织压力TPlow。因此,控制设备3可以被配置为还存储先前舒张期动脉压DAPprev已经被测量的时间(或访问具有其的存储器存储设备)并且根据以下各项来确定第一结束测量压力TPlow:i)先前舒张期动脉压DAPprev和ii)距先前舒张期动脉压DAPprev已经被测量的血压测量的时间距离,如由存储时间所指示的。下面还将给出用于确定第一结束测量压力TPlow的示范性特定等式。

[0064] 在测量时间段期间施加的第二充气速率优选地在从1mmHg/s至6mmHg/s的范围内,最低充气速率优选地在1.5mmHg/s处,最高充气速率优选地在2.5mmHg/s处。已经发现,该范围内的第二充气速率允许准确的血压确定。应当注意,这些速率指代如由压力传感器7测量的组织压力TP的改变。

[0065] 在实施例中,较慢的第二充气速率取决于心率(HR)和/或脉搏压(PP),该脉搏压是收缩血压与舒张血压之间的差异。例如,第二充气速率可以随着增加心率并且随着增加脉搏压PP而增加。该增加可以是线性的或者可以通过另一函数关系描述。在实施例中,该函数关系使得在40/min的心率HR处并且在20mmHg的脉搏压PP处,组织压力充气速率是1mmHg/s,并且在80/min的HR的心率处并且在100mmHg的脉搏压PP处,组织压力充气速率(即,第二缓慢充气速率)是10mmHg/s。测量时间时段在结束测量时间点32处结束,此后直接快速放气优选地以最大可能减小速率跟随,因为没有组织压力数据需要在结束测量时间点32之后收集。

[0066] 测量压力TP包括多个压力脉冲9,其中,控制设备3被配置为针对多个压力脉冲9中的至少一些的每个压力脉冲确定若干特征,其表征相应压力脉冲;基于针对多个压力脉冲9确定的特征来确定在其处或之后测量时间段要停止的结束测量时间点32;并且控制压力施加器6、8,使得当结束测量时间点32已经到达时或之后,其减少施加的压力以开始跟随的血压测量后时间段,该血压测量后时间段是执行快速放气的时间段。

[0067] 在图4中,时间间隔40指示从快速充气的开始30的充气-放气时间段直到组织压力TP已经在快速放气期间下降到20mmHg以下,以便允许静脉回流。时间段41指示作为测量的开始与跟随测量的开始之间的时间的循环时间,并且时间段42指示作为充气-放气时间段40与循环时间41之间的差异的休息时段。

[0068] 图4还图示了可以被认为是当袖带6附接到对象的臂部5(例如,上臂)时影响组织

的组织夹持压力的平均压力TPcl。平均压力TPcl可以通过将低通滤波器应用到组织压力TP来计算,其中,低通滤波器能够位于控制设备3内,特别地在控制设备3的处理器11中。低通滤波器优选地定尺寸为使得平均压力TPcl仅包括低于最低预期脉搏率(PRni)的频率。下面还将描述优选低通滤波器。控制设备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曲线被示出扩大2倍,以便改进该曲线的可见性。

[0069] 在缓慢充气时段期间,即在测量时间段期间,记录TP脉冲曲线和/或TPac脉冲曲线,其可以分析并且参数同时(即,在线)计算,其中,TP脉冲曲线和/或TPac脉冲曲线具有组织压力波形(TPW),其包括允许血压的准确确定的信息。由于血压无创地测量(尽管然而其具有可与有创测量血压的准确度相比较的准确度),因而其可以利用意指“无创血压”的niBP缩写。图5至7示意性并且示范性地示出了TPac脉冲曲线。

[0070] 在以下中,TPac脉冲曲线被用于确定针对压力脉冲9的特征。因此,TPac脉冲曲线可以被认为是特征确定脉冲曲线或特征确定脉冲。因此,图5至7示出了作为TPac脉冲的特征确定脉冲曲线或者特征确定脉冲29。在另一实施例中,特征确定脉冲还可以直接是TP脉冲曲线,即,压力脉冲9可以直接被用于确定特征。

[0071] 控制设备3被配置为针对多个压力脉冲9的相应压力脉冲确定表征相应压力脉冲的若干特征,并且基于针对多个压力脉冲9确定的特征来确定在其处或之后测量时间段停止的结束测量时间点32。在以下中将描述针对相应压力脉冲的若干特征的确定,其也可以被认为是TPW参数。

[0072] 已经观察到,当增加夹持压力时,即,当增加经由袖带6施加到臂部5的压力时,当穿过如在WO 2018/210931 A1的图7A、图7B、图7C中可以看到的平均动脉压(MAP)时,舒张期组织压力脉冲形成从相当尖的形状到平坦舒张形状的改变。该行为可以通过若干TPW参数的改变建模。可以从如该文档WO 2018/210931 A1中所描述的TP脉冲曲线提取TPW参数。

[0073] 在实施例中,控制设备3被配置为将相应特征确定脉冲29的最大测量压力与最小测量压力之间的TTP差异确定为针对相应压力脉冲的特征。该特征(即,该TPW参数)将在以下中参考图5描述。

[0074] 差异TPP是特征确定脉冲的最大收缩压TPsys与舒张末期点处的特征确定脉冲的压力(TPdia)(其优选地是相应特征确定脉冲的最小压力)的差异。在图5中并且还在图6和图7中,术语“t.开始”和“t.停止”分别指示相应脉冲29的开始和结束。

[0075] 控制设备3也可以被配置为确定脉冲持续时间(t(脉冲)),其是特征确定脉冲29的舒张末期点和跟随的舒张末期点之间的时间差。该特征也可以被定义为是相应脉冲的开始(t.开始)与相应脉冲的结束(t.停止)之间的时间差。该特征在图6中指示。

[0076] 控制设备3还可以适于确定相应脉冲29的脉冲面积(TPA),其是由t.开始至t.停止定义的时间内的相应脉冲曲线下面积并且在从舒张末期点处的特征确定脉冲的压力到特征确定脉冲的最大收缩压(TPsys)的范围内。优选地,脉冲面积TPA被缩放到TPP＝1,如图6所指示的。该缩放压力脉冲面积被称为“TPA.norm”。

[0077] 控制设备3还可以适于确定相应脉冲29的半最大值脉冲宽度(W50),如图7所指示的。

[0078] 图5至图7示出了TPac脉冲曲线,使得在该范例中,特征(即,TPW参数)也已经基于

TPac脉冲曲线来定义。然而,如上文所提到的,基于TP脉冲曲线定义这些或其他特征也是可能的。

[0079] 控制设备3还被配置为针对每个压力脉冲通过组合已经针对相应压力脉冲确定的特征中的至少两个确定结束确定组合值TPWP_E,其也可以被称为“搏动功率参数”。特别地,控制设备3可以被配置为将a)确定的脉冲面积TPA.norm的预定第一指数(exp1)的幂乘以b)确定的差异TPP的预定第二指数(exp2)的幂。因此,结束确定组合值TPWP_E可以根据以下等式来计算:

[0080] $TPWP_E = TPA.norm^{exp1} \cdot TPP^{exp2}$ (1)

[0081] 其中,预定exp1≠0,exp2≠0。

[0082] 控制设备3还可以被配置为通过将a)确定的脉冲面积TPA.norm的预定第三指数(exp3)的幂除以b)确定的脉冲持续时间t(脉冲)的预定第四指数(exp4)的幂并且将得到的商乘以c)确定的差异TPP的预定第五指数(exp5)的幂,确定结束确定组合值TPWP_E。这可以通过以下等式表达:

[0083] $TPWP_E = TPA.norm^{exp3}/t(Pulse)^{exp4} \cdot TPP^{exp5}$ (2)

[0084] 其中,预定exp3≠0,exp≠0,exp5≠0。

[0085] 控制设备3还可以被配置为基于将如通过使用例如等式(1)或等式(2)获得的计算结果与半峰宽(W50)的另一预定指数的幂相乘来确定针对相应压力脉冲的结束确定组合值。例如,如果等式(2)乘以半峰宽W50,则以下等式(3)产生:

[0086] $TPWP_E = TPA.norm^{exp6}/t(Pulse)^{exp7} \cdot TPP^{exp8} \cdot W50^{exp9}$ (3)

[0087] 其中,预定exp6≠0,exp7≠0,exp8≠0,exp9≠0。

[0088] 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,可以计算通过组合和加权幅度和面积参数反映针对相应脉冲曲线的特性值的TPWP_E,其中,TPWP_E中的任何可以通过与W50的相应指数的幂相乘来扩展。优选地以以下文将进一步解释的方式预定针对不同等式的指数。

[0089] 在针对每个压力脉冲相应结束确定组合值TPWP_E已经通过组合已经针对相应压力脉冲确定的特征中的至少两个确定之后,针对若干压力脉冲并且因此针对不同时间,若干结束确定组合值TPWP_E是可用的,即,可以获得曲线TPW_E-曲线,其可以被称为“结束确定曲线”,因为控制设备3被配置为基于该曲线TPW_E-曲线来确定结束测量时间点32。

[0090] 控制设备3还被配置为针对相应压力脉冲通过组合所确定的特征中的至少两个来确定血压确定组合值TPWP_M,使得针对在不同时间处呈现的若干压力脉冲,若干血压确定组合值TPWP_M被确定,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血压确定组合值TPWP_M形成血压确定曲线TPW_M-曲线。控制设备3,特别地控制设备3的处理器11,被配置为基于血压确定曲线TPW_M-曲线来确定血压。在实施例中,如WO 2018/210931 A1中所解释确定血压确定曲线TPW_M-曲线。特别地基于血压确定曲线的所确定的最大值并且根据皮肤上的施加的压力(即,组织压力)来确定动脉血压允许相对短的测量时间。通常,组织压力取决于动脉血压、动脉脉冲压力和心率的倒数的高度。

[0091] 控制设备3可以被配置为基于将a)确定面积TPA或TPA.norm的预定第十指数(exp10)的幂与所确定的差异TPP的预定第十一指数(exp11)的幂相乘来确定针对相应压力脉冲的血压确定组合值TPWP_M。例如,针对相应压力脉冲,血压确定组合值TPWP_M可以根据

以下等式来计算：

[0092] $TPWP_M = TPA.norm^{exp10} \cdot TPP^{exp11}$ (4)

[0093] 其中，预定exp10≠0，exp11≠0。

[0094] 控制设备3还可以被配置为通过将a)确定面积TPA或TPA.norm的预定第十二指数(exp12)的幂除以b)确定的持续时间(t(脉冲))的预定第十三指数(exp13)的幂并且将得到的商乘以c)所确定的差异TPP的预定第十四指数(exp14)的幂，确定针对相应压力脉冲的血压确定组合值TPWP_M。例如，血压确定组合值TPWP_M可以根据以下等式来计算：

[0095] $TPWP_M = TPA.norm^{exp12}/t(Pulse)^{exp13} \cdot TPP^{exp14}$ (5)

[0096] 其中，预定exp12≠0，exp13≠0，exp14≠0。

[0097] 控制设备3还可以被配置为通过与半峰宽W50的另外的预定指数的幂的另外的相乘来确定针对相应压力脉冲的血压确定组合值TPWP_M。例如，血压确定组合值TPWP_M可以根据以下等式来计算：

[0098] $TPWP_M = TPA.norm^{exp15}/t(Pulse)^{exp16} \cdot TPP^{exp17} \cdot W50^{exp18}$ (6)

[0099] 其中，预定exp15≠0，exp16≠0，exp17≠0，exp18≠0。

[0100] 控制设备3优选地被配置为确定结束确定曲线TPW_E-曲线，使得其实现以下条件之一：a)结束确定曲线的最大值(TPW_E-曲线.max)在时间上在血压确定曲线的最大值(TPW_M-曲线.max)之前出现，b)结束确定曲线的最大值(TPW_E-曲线.max)在时间上在血压确定曲线的最大值(TPW_M-曲线.max)处或之后出现，并且在其最大值之后的结束确定曲线TPW_E-曲线的减小比在其之后的血压确定曲线TPW_M-曲线的减小陡峭，并且c)结束确定曲线(TPW_E-曲线)与血压确定曲线TPW_M-曲线相同。因此，指数优选地预定义使得a)TPW_E-曲线.max在时间上在TPW_M-曲线.max之前出现或b)TPW_E-曲线.max在TPW_M-曲线.max时或在时间上在之后出现，但是TPW_E-曲线具有带有比在其最大值之后的血压确定曲线TPW_M-曲线的负导数的绝对导数值更大的绝对导数值的负导数或c)TPW_E-曲线可以与TPW_M-曲线相同，即，结束确定曲线和血压确定曲线可以是相同的。

[0101] 在图8中，示范性地示出了血压确定曲线TPW_M-曲线和结束确定曲线TPW_E-曲线，其中，这些曲线已经归一化使得相应最大值对应于100％。

[0102] 尽快终止每个血压测量以使针对对象的应力(即，针对对象)最小化是期望的。一旦血压确定曲线TPW_M-曲线的最大值已经形成并且因此可以完全确定，可以终止血压测量，因为血压确定曲线TPW_M-曲线的最大值被用于无创血压确定。因此，在测量时间段期间，检查何时到达结束准则，其定义结束测量时间点，其中，为了确定何时该结束准则到达并且因此为了确定结束测量时间点，优选地使用结束确定曲线TPW_E-曲线和血压确定曲线TPW_M-曲线。例如，当结束确定曲线TPW_E-曲线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-曲线已经减小到结束确定曲线TPW_E-曲线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b)血压确定曲线TPW_M-曲线已经形成其最大值，即，已经到达或经过其最大值。控制设备3可以被配置为将结束测量时间点32确定为条件a)和b)两者被满足的时间点。

[0103] 为了确定血压确定曲线TPW_M-曲线是否已经安全到达或经过其最大值，可以检测血压确定曲线TPW_M-曲线在其最大值之后是否已经下降。在实施例中，血压确定曲线TPW_

M-曲线可以是平滑曲线使得血压确定曲线的最大值也平滑。用于使血压确定曲线平滑的平滑流程可以包括例如滤波和/或拟合。另外,在平滑的最大值之后,可以考虑若干压力脉冲来明确地检测平滑的最大值,其中,这些若干脉冲的数目可以预定或者可以取决于对象的心率。例如,该数目可以随着增加的心率而增加。在实施例中,该数目对于60/min的心率是3,并且对于200/min的心率是10。

[0104] 为了平滑血压确定曲线TPW_M-曲线,可以使用至少应用在若干压力脉冲上的移动平均滤波器,特别地可变移动平均滤波器。用于平均的窗口可以是固定或可变的,其中,在后者情况下,其优选地具有例如8s的最大持续时间。该滤波器的使用引起滤波器延迟,其中,最小滤波器延迟与若干脉冲的合计持续时间一样长。具有带有若干脉冲的长度的滤波器延迟足以安全确定下降的平滑的血压确定曲线TPW_M-曲线并且因此血压确定曲线TPW_M-曲线中的最大值。那意指一旦检测到平滑的血压确定TPW_M-曲线的降低,测量时间段将终止而不需要收集更多的压力脉冲。这是可能的,因为在该范例中,利用例如至少三个TP压力脉冲和最大值8s的相对大的可变移动平均滤波窗口平滑血压确定曲线TPW_M-曲线并且应用移动平均滤波两次(2x8s滤波器),其移除测量的估计的95%的心肺相互作用。可以使这些平滑滤波器窗口分别适于通气率的呼吸速率,从而允许改进由心肺相互作用引起的不想要的TPW_M-曲线干扰的估计。

[0105] 在图8中,当结束确定曲线TPW_E-曲线已经减小到结束确定曲线TPW_E-曲线的最大值的90%以下时,满足条件a)和b)两者。由于滤波器延迟,在已经满足条件a)和b)两者之后,测量终止几个组织压力脉冲。

[0106] 图8所示的连续的TPW_E-曲线和连续的TPW_M-曲线已经通过分别对已经针对不同压力脉冲确定的值TPWP_E和TPWP_M滤波来获得。下面还将解释导致滤波器延迟的该滤波。在图8中,滤波器延迟导致两个额外的压力脉冲使得袖带6的快速放气在条件a)和b)两者已经满足之后开始两个压力脉冲。

[0107] 具有在时间上在血压确定曲线TPW_M-曲线的最大值之前若干秒出现的最大值的结束确定曲线TPW_E-曲线允许缩短测量时间段,即,允许缩短缓慢充气时间和施加到对象的减少的压力量。在到达t(a_结束)之后,即,在到达结束确定曲线TPW_E-曲线已经减小到TPW_E-曲线的最大值的预定义百分比以下的时间点之后,至此发现的血压确定曲线TPW_M-曲线的最大的最大值,如果TPW_M-曲线具有若干最大值则是血压确定曲线TPW_M-曲线的绝对最大值(TPW_M-曲线.max),如果血压确定曲线TPW_M-曲线在时间t(a_结束)处减小。否则,在实施例中,将继续测量直到TPW_M-曲线的下一个最大值并且血压确定曲线的最大值(TPW_M-曲线.max)此后将被确定。

[0108] 在不使用具有在时间上在血压确定曲线TPW_M-曲线的最大值之前出现的最大值的结束确定曲线TPW_E-曲线的情况下,缓慢充气将需要继续直到血压确定曲线TPW_M-曲线已经落至低于其最大值的特定百分比。平均通过使用具有在时间上在血压确定曲线TPW_M-曲线的最大值之前出现的最大值的结束确定曲线TPW_E-曲线,在收缩期动脉压(SAP)的75%至95%的范围内的TPcl处的大约20至60秒之后,可以终止血压测量。这显著地低于常规示波计niBP测量的结束压力水平。在那里,当夹持压力已经到达大约SAP+20mmHg时血压测量终止。当使用如上文参考图1所描述的测量系统1时并且当测量终止时,组织压力TP尽可能快地下降到Patt,保持在那里一些时间,优选地在另一测量开始之前在图4中指示的充

气-放气时间段40的大约20％内。

[0109] 控制设备3,特别地控制设备3的处理器11,被配置为基于血压确定曲线TPW_M-曲线,特别地基于血压确定曲线TPW_M-曲线的最大值,来确定血压。控制设备3可以适于执行血压的该确定,其是无创血压,如WO2018/210931A1中所描述的。

[0110] 在实施例中,控制设备3被配置为在血压确定曲线TPW_M-曲线具有其最大值(TPW_M-曲线.max)的时间点处确定TPcl值,其中,在图9中,在该最大值的时间处的TPcl值被指代为“TPcl@TPW_M-曲线.max”。控制设备3还被配置为通过将滤波器应用到组织压力TP的舒张末期点来确定组织压力TP的下包络。滤波器可以与用于例如确定血压确定曲线TPW_M-曲线的滤波器相同。得到的曲线在图9中被称为“TPdia-曲线”。此外,控制设备3可以被配置为通过将滤波器应用到组织压力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-曲线的滤波器。曲线在图9中被称为“TPsys-曲线”。

[0111] 控制设备3然后可以被配置为将收缩期动脉压值确定为TPcl@TPW_M-曲线.max的预定百分比(TPcl.s％)。该预定百分比优选地在从100％至150％的范围内,更优选地从110％至150％的范围内。在图9中,无创收缩期动脉压被称为“SAPni”,并且预定百分比被指代为“TPcl.s％(TPcl@TPW_M-曲线.max)”。在图9中,无创收缩期动脉压SAPni是大约134mmHg。

[0112] 控制设备3还可以适于在血压确定曲线TPW_M-曲线具有其最大值的时间位置处将无创收缩期动脉压SAPni确定为TPsys曲线的预定百分比(TPsys.s％)。该预定百分比优选地在从100％至140％的范围内。

[0113] 控制设备3可以被配置为在时间点t(bx)处将无创平均动脉压(MAPni)确定为TPcl值或备选地TPdia-曲线的值或备选地TPsys-曲线的值,该时间点t(bx)是血压确定曲线TPW_M-曲线具有表示相对于其最大值的预定百分比的值bx。控制设备3还可以适于备选地将无创平均动脉压MAPni确定为TPW_M-曲线.max处的TPcl的预定百分比(TPcl.m％),其中,预定百分比优选地在从80％至110％的范围内。

[0114] 控制设备3还可以被配置为在时间点t(cx)处将无创舒张期动脉压DAPni确定为TPdia-曲线或备选地TPcl曲线的值,该时间点t(cx)是血压确定曲线TPW_M-曲线具有表示其最大值的预定百分比的值cx的时间点。控制设备3还可以被配置为备选地将DAPni确定为TPcl@TPW_M-曲线.max的预定义百分比(TPcl.d％),其中,预定百分比优选地在从60％至80％的范围内。

[0115] 如上文所解释的,通过校准确定用于确定结束确定曲线TPW_E-曲线和用于确定血压确定曲线TPW_M-曲线的指数。而且,用于确定血压值的百分比通过校准来确定。因此,这些参数预定义使得在校准阶段期间,非常准确地测量的有创血压值与由测量系统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是相对低的。优选地,从而被用于确定血压确定曲线TPW_M-曲线的指数集(其可以被认为是第一指数集)以一方式选择以实现一方面高准确度无创血压和在测量结束时的低TP水平和因此另一方面低测量时间之间的好的平衡。如果指数被选择以使得其创建具有相对早的最大值的TPW_M-曲线,则在测量结束时的TP水平和测量时间将是相对低的。然而,然后还降低了最后确定的无创血压值的准确度和位置。因此,第一指数集优选地被选择以使得实现测量时间与无创血压值的准确度之

间的期望平衡。

[0116] 用于确定结束确定曲线TPW_E-曲线的指数(其可以被认为形成第二指数集)优选地被选择以使得结束确定曲线TPW_E-曲线的最大值是相对早的。在实施例中,第一指数集和第二指数集也可以相同,使得结束确定曲线TPW_E-曲线和血压确定曲线TPW_M-曲线也可以相同。

[0117] 通过包括来自在不同血液动力学条件下的足够数目的个体的同时记录的有创血压值和无创血压值的测量对的校准集的统计评价,值TPcl.s%、TPsys.s%、TPcl.m%、TPcl.d%、bx、cx优选地被校准,如在WO 2018/210931A1中所描述的。如上文所描述的,无创血压值通过测量系统1确定,并且如值TPcl.s%、TPsys.s%、TPcl.m%、TPcl.d%的参数可以优化使得有创血压值与无创血压值之间的偏差最小化。

[0118] 控制设备3,特别地,控制设备3的处理器11,可以适于基于两个其他已经测量种类的血压值来估计一种血压值。特别地,血压值MAPni、SAPni和DAPni之一可以基于这些血压值中另一个来估计。这可以根据以下等式完成:

[0119] SAPni＝c1•MAPni+c2•(MAPni-DAPni)-c3 mmHg (7)

[0120] 其中,c1＝(0.2..0.7),c2＝(2..6),c3＝(-5..5),

[0121] MAPni＝c4•DAPni+c5•(SAPni-DAPni)-c6 mmHg (8)

[0122] 其中,c4＝(0.8..1.3),c5＝(0.25..0.5),c6＝(-5..5),

[0123] DAPni＝c7•MAPni-c8•(SAPni-MAPni)-c9mmHg (9)

[0124] 其中,c7＝(0.6..1.1),c8＝(0.15..0.4),c9＝(-5..5)。

[0125] 等式(7)、(8)和(9)的系数和常量通过基于尽可能大的统计评价和临床有创血压数据的足够广泛扩散集的校准来预定。因此,使用非常准确的有创血压值SAPi(有创收缩期动脉压)、MAPi(有创平均动脉压)和DAPi(有创舒张期动脉压),其中,给定这些非常准确的有创血压值,等式(7)、(8)和(9)的系数和常量被修改以使得这些等式是有效的。

[0126] 血压测量旨在快速连续使用在测量的序列中以允许有效半连续血压监测,使得针对监测的个体(即,针对监测的对象)的应力最小化。快速压力测量的该序列也可以被认为是血压的无创快速模式周期(FMC)测量。

[0127] 在实施例中,初始血压测量不具有关于先前舒张期动脉压(DAP)的信息并且因此在从15至30mmHg的范围内的预定组织压力TPlow处开始缓慢充气,即,测量时间段。此外,在该测量时间段中,充气速率被设置为最大值。充气速率可以被定义为TPcl利用其随时间增加的速率,其中,该充气速率可以被选择以使得其具有例如1.9mmHg/s的值。这将对应于“正常”血压值的测量结果。在放气阶段结束时,当TPcl已经到达Patt时,血压测量优选地具有至少2s的休息,以便允许由壳体4包绕的对象的身体部分的再灌注。该休息时间42优选地具有从先前充气-放气时间段40的超过0%至大约50%的范围内的长度,得到循环41。以下血压测量将使用在相应先前测量(DAPprev)中确定的舒张期动脉压(DAP)的信息以以如图10所示的较高TPlow开始缓慢充气,即,测量时间段。

[0128] TPlow值不应当高于舒张期动脉压的90%以确保对于血压的计算必要的所有脉冲被记录。另外,如上文所解释的,血压可以在放气的开始与下一次缓慢充气的开始之间的时间间隔(t_inter)内改变。因此,优选地,应用根据时间间隔t_inter而建模血压减小的函数。在来自高风险手术的临床数据中已经观察到,舒张期动脉压可以在一分钟内减小超过

28％。因此,TPlow可以通过使用如以下函数的线性函数计算:

[0129] TPlow＝90％DAPprev-28％DAPprev•t_inter/60s, (10)

[0130] 其中,“90％DAPprev”和“28％DAPprev”分别指代先前测量的舒张期动脉压DAPprev的90％和28％。

[0131] TPlow可以通过使用线性函数来确定,该线性函数取决于放气的开始和下一次缓慢充气的开始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定。在等式(10)中,正常数是90％DAPprev,并且负斜率是-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。

[0132] 在图10中,可以看到,TPlow如何根据等式(10)根据t_inter适配。可以特别地看到,测量结果#2a和#2b具有不同TPlow值,其中,针对测量结果#2b的TPlow值小于针对测量结果#2a的TPlow值,因为针对测量结果#2b,时间间隔t_inter比针对测量结果#2a更大。在图10中,也可以看到,针对测量结果#3的充气速率在测量结果#2a之前由于PP的增加而增加。此外,针对测量结果#3,TPlow与先前测量结果相比较更大,因为舒张期动脉压DAP已经在测量结果#2a之前增加。应当注意,在图10中,间隔44是针对测量结果#2a的循环时段,间隔43是针对第二测量结果#2a的充气-放气时段,并且间隔45是针对第二测量结果#2a的休息时间。此外,应当注意,第三测量结果#3涉及第二测量结果#2a,并且另外的第二测量结果#2b仅被示出用于图示第二测量结果#2a的备选。

[0133] 图11示出了用于根据等式(10)根据时间间隔t_inter来适配TPlow值的另外的范例。在该范例中,由于测量结果#2a之前的PP减小和由于测量结果#2a之前的DAP的减小的较低TPlow值,测量时间段中的充气速率与先前测量结果相比较针对测量结果#3减小。

[0134] 如上文所解释的,为了确定结束确定曲线TPW_E-曲线、血压确定曲线TPW_M-曲线和包络曲线TPsys-曲线和TPdia-曲线,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,优选地,使用低通滤波器。低通滤波器可以例如是具有多达8s的不同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处更短,以便使滤波器稳定时间最小化。例如,滤波可以包括移动窗口内的平均,包含至少三个TP压力脉冲曲线和最大8s的信号,并且应用移动滤波两次(2x 8s滤波器)。任选地,信号填充可以在信号的开始之前和/或结束之后应用用于在滤波之前完全填充滤波器窗口。例如,可以应用用在开始之前的第一压力脉冲的值和在结束之后的最后压力脉冲的值填充。

[0135] 由于滤波器延迟,TPcl从其先前值外插以可用于测量信号的最后部分。滤波器可以应用于例如从TP提取TPcl,形成平滑TPW_E-曲线和平滑TPW_M-曲线而没有由血压搏动引起的变化并且创建TP的收缩期峰(TPsys-曲线)上和舒张末期最小值(TPdia-曲线)上的包络函数。

[0136] 在优选实施例中,为了定义血压确定曲线TPW_M-曲线,等式(5)与以下指数一起使用:exp12＝0.7,exp13＝0.4和exp14＝1.0。通过将这些指数连同等式(5)一起用于从20到60秒的范围内的充气-放气时间段,可以针对血压值获得非常好的精确度和准确度,如利用如由测量系统1确定的无创血压值与同时取得的有创血压参考值的统计评价验证的。以下指数集连同等式(4)一起导致甚至更高的精确度和准确度,而且导致几秒更长的测量时间:exp10＝1.0,exp11＝1.21。

[0137] 在实施例中,为了确定结束确定曲线TPW_E-曲线,等式(2)连同以下指数一起使用:exp3＝1.1,exp4＝0.4,exp5＝0.5。已经发现,通过使用这些指数,可以确定缓慢充气时段的相对早的结束,即,相对早的结束测量时间点,与从20s到60s的范围内的充气-放气时间段。

[0138] 在以下中,将参考图12所示的流程图示范性地描述用于控制测量系统1的控制方法的实施例。

[0139] 在在步骤101中初始化并且开始系统之后,在步骤102中确定TPlow。针对第一测量结果,其可以是从15mmHg至30mmHg的值。如果血压测量已经被执行,则例如根据等式(10),先前舒张期动脉血压值可以被用于确定TPlow。

[0140] 在步骤103中,在预测量时间段中,袖带以相对大的第一充气速率充气直到TPlow已经到达。然后,在步骤104中,测量时间段(即,缓慢充气时段)开始,其中,在该测量时间段期间,确定血压确定曲线TPW_M-曲线和结束确定曲线TPW_E-曲线。此外,这些曲线被用于确定结束测量时间点,其中,当该结束测量时间点已经到达或经过时,缓慢充气时段停止并且在步骤105中袖带被放气。在在步骤106中放气和暂停以允许静脉回流之后,方法以步骤102继续。因此,控制方法可以在循环中执行以用于在若干测量周期中随时间连续监测血压。在执行步骤102至105时,控制设备并行执行血压值。可以执行循环直到实现中止准则。例如,如果内科医师已经经由如键盘、计算机鼠标、触摸板等的输入单元将对应命令输入到测量系统中,则血压的监测中断。

[0141] 测量系统允许基于优选地利用如在WO 2014/121945 A1中所描述的防扭结壳体系统记录的无创高保证组织压力TP记录的血压的无创FMC测量。测量系统优选地允许收缩期动脉压的大约85％或更少的统计平均最大压力充气。通过使用测量系统1完成的单个血压测量通常花费大约20至60s,这取决于动脉血压、脉冲压力和心率的倒数的高度,其中,测量系统优选地被配置为提供无创收缩期动脉压SAPni、无创平均动脉压MAPni和无创舒张期动脉压DAPni。测量优选地在连续测量之间利用未加压的袖带以短暂休息来执行以允许静脉回流。这些短暂休息优选地在从5至10s的范围内。在测量期间,如对象的上臂或手腕的由壳体包绕的部分的动脉灌注优选地从未完全中断,因为夹持压力优选地永久保持低于SAP。因此,与常规示波计测量相比较,该测量对对象的压力较小。

[0142] 常规示波计无创血压测量方法使用连续的放气或逐步放气方法来确定血压。血压袖带被充气到高于SAP的目标夹持压力并且然后放气连续或逐步执行。在常规设备中,通过缓慢放气可以确定实际SAP是否已经被超过并且如果根据专有算法发现放气尚未远高于SAP或在SAP处或低于SAP开始,则放气停止并且其被充气到远高于SAP的较高目标压力并且然后其再次放气。

[0143] 公司Nihon Kohden使用被称为iNIBP的无创血压测量。该血压测量使用检测压力振荡的算法以在血压袖带的充气期间确定血压。在检测到关于夹持压力的SAP已经超过SAP之后,测量完成。如果血压不能在充气期间确定,则逐步放气在充气之后执行。

[0144] 然而,J.Sasaki等人的文章“Validation of inflationary noninvasive blood pressure monitoring in the emergency room”(Blood Pressure Monitoring,第325-329页(2015))公开了在急诊室中iNIBP血压测量常常需要在充气之后的逐步放气。特别地,在超过30％的调查情况下,除了充气之外,需要逐步放气。因此,测量时间可以变得相对长。

此外,将夹持压力增加到高于SAP的高水平能够引起对醒着的对象的不舒适和/或疼痛。与此相对,上文参考例如图1所描述的测量系统1提供一种用于利用不超过SAP的夹持压力对血压的快速确定的可靠方法。由于相对短的测量时间和相对低的最大袖带压力,该血压测量对于个体是非常方便的,并且可以降低潜在并发症的可能性,诸如血栓性静脉炎、疼痛、瘀斑、无力水肿、周围神经病等。

[0145] 在实施例中,TPlow可以在DAP处或更高。TPlow定义了在测量时间段开始时的组织压力,即,在缓慢充气时段开始时,其中,当到达某个结束准则时可以终止缓慢充气。上文已经描述了结束准则。

[0146] 尽管在上文所描述的实施例中特征通过使用TPac脉冲来确定,但是特征也可以通过直接使用测量的压力脉冲(即,TP脉冲)来确定。也可能的是,以另一方式处理TP脉冲,即,不通过减去平均TP值以确定TPac脉冲。例如,针对相应的测量的压力脉冲,在t.开始和t.停止处的压力值可以通过直线连接并且该直线可以从相应的测量的压力脉冲减去,以便确定特征确定脉冲。

[0147] 通过研究附图、说明书和随附的权利要求书,本领域的技术人员在实践请求保护的本发明时可以理解和实现所公开的实施例的其他变型。

[0148] 在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或者步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。

[0149] 单个单元或设备可以履行权利要求中记载的若干项的功能。尽管在互不相同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0150] 如由一个或若干单元或设备执行的结束确定时间点、脉冲特征、某些曲线、血压值等的确定的计算可以由任何其他数目的单元或设备执行。根据控制方法的测量系统的计算和确定和/或控制可以被实施为计算机的程序代码模块和/或专用硬件。

[0151] 计算机程序可以被存储/分布在适合的介质上,诸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上,但是计算机程序也可以以其他形式分布,诸如经由因特网或其他有线或无线电信系统分布。

[0152] 权利要求中的任何附图标记不应当被解释为对范围的限制。特别地,在权利要求中的括号中用作附图标记的如TPP、TPA等的字母不应被解释为对范围的限制。例如,除由附图标记表示的特征之外的其他特征也可以根据权利要求使用。

[0153] 本发明涉及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将增加的压力施加到对象的部分,同时对象的部分的皮肤上的压力(其包括多个压力脉冲)被测量。针对多个压力脉冲中的至少一些的每个压力脉冲,表征相应压力脉冲的若干特征被确定,其中,在其处或之后测量时间段要停止的结束测量时间点是基于这些特征来确定的,并且其中,当已经到达结束测量时间点时或之后,即,当测量时间段要停止时,施加的压力减小以开始随后的血压测量后时间段。这允许减少的血压测量时间和施加在皮肤上的最大组织压力。

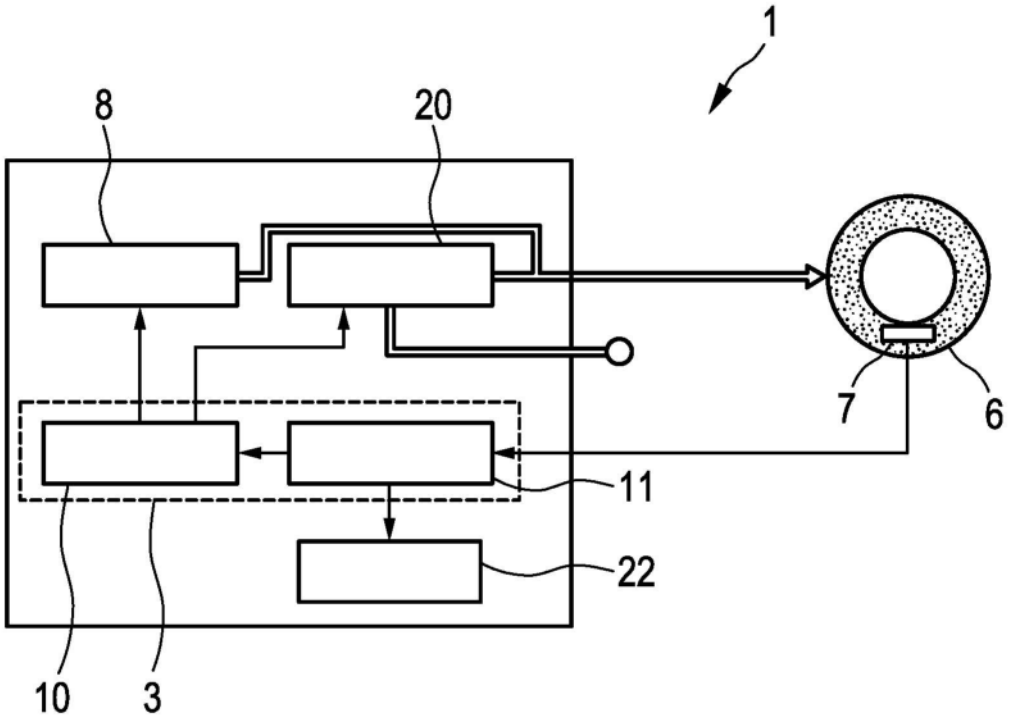


图1

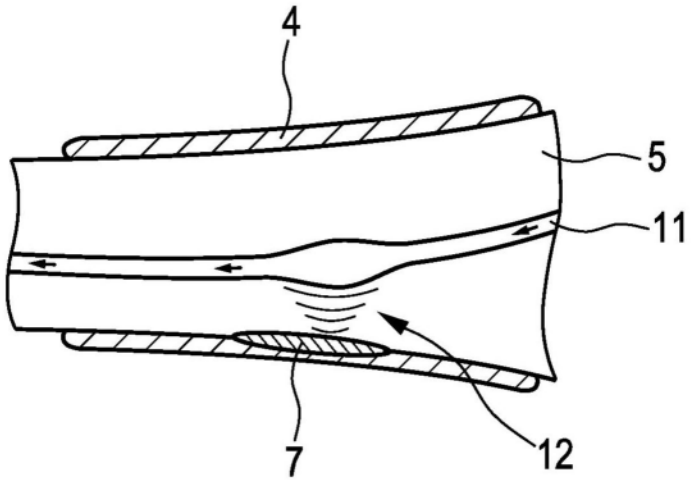


图2

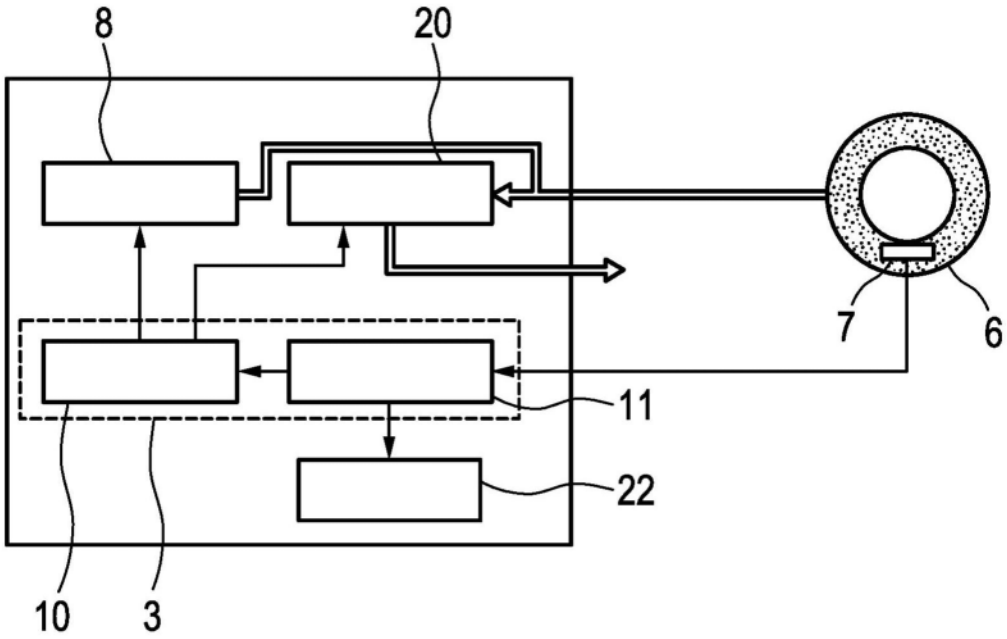


图3

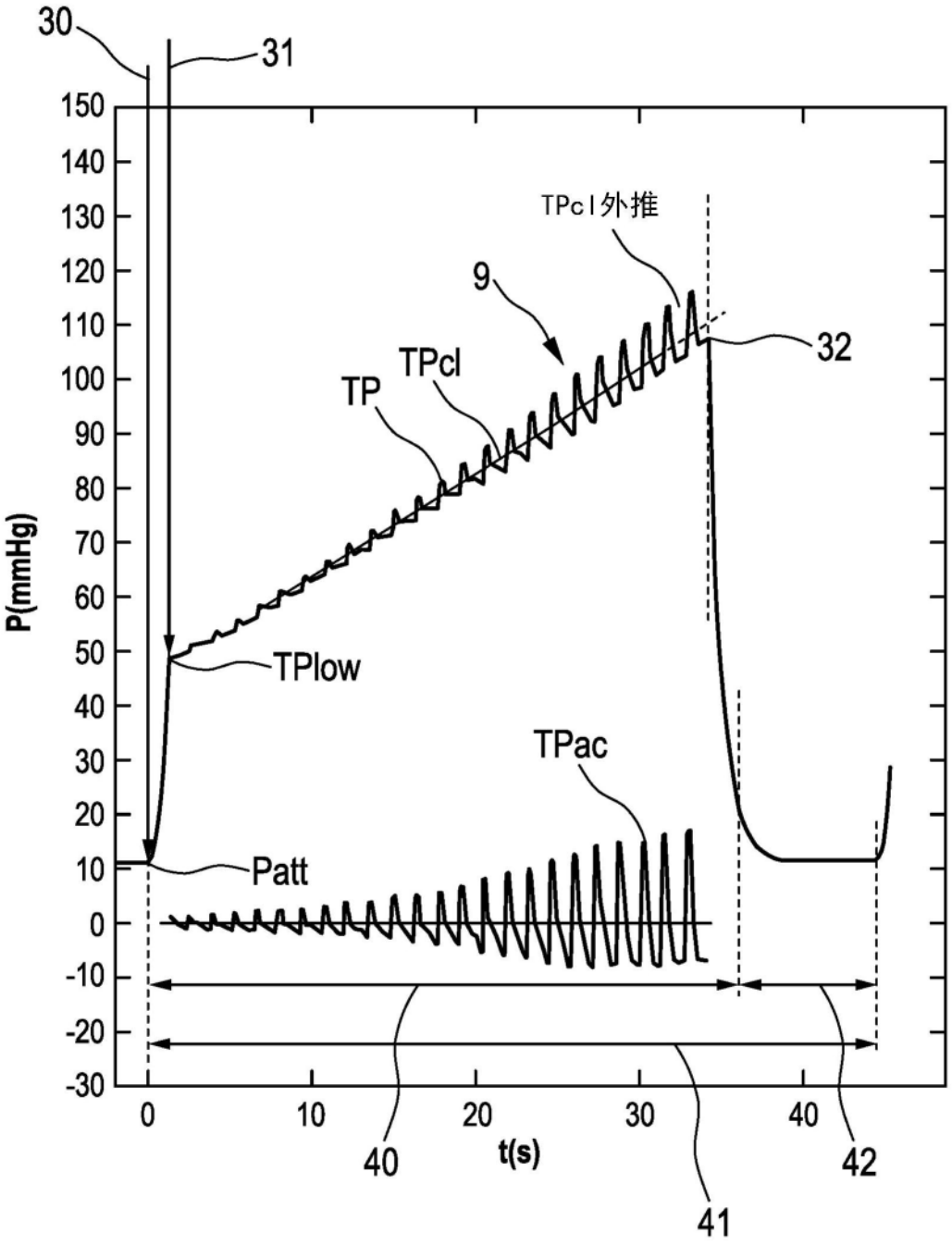

30
31
150
140
130
120
110
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
-10
-20
-30
P(mmHg)
TPcl外推
9
32
TPcl
TP
TPlow
TPac
Patt
0
10
20
30
40
t(s)
40
41
42

图4

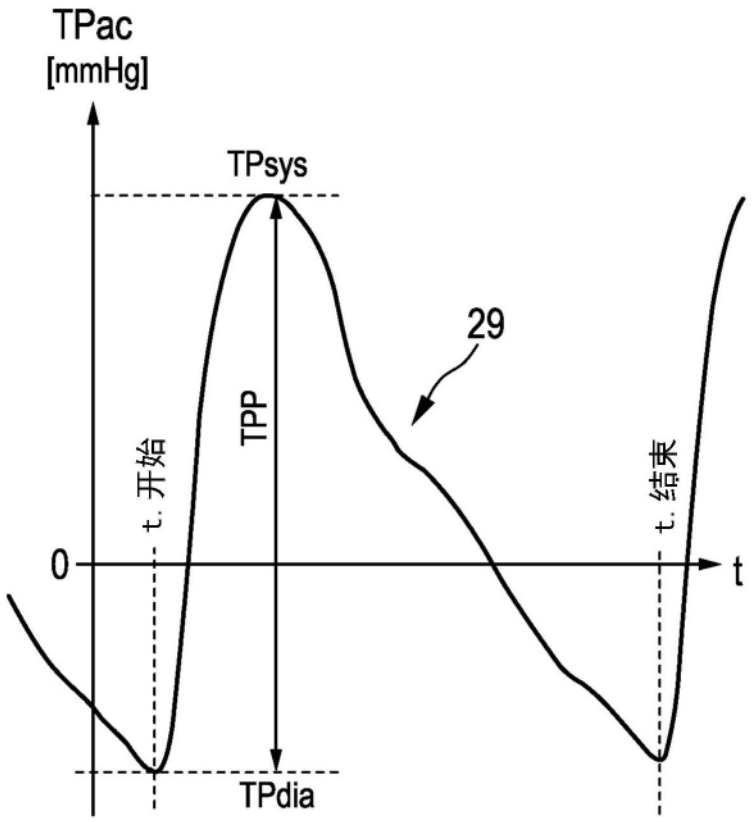

TPac
[mmHg]
TPsys
29
TPP
t. 开始
t. 结束
0
t
TPdia

图5

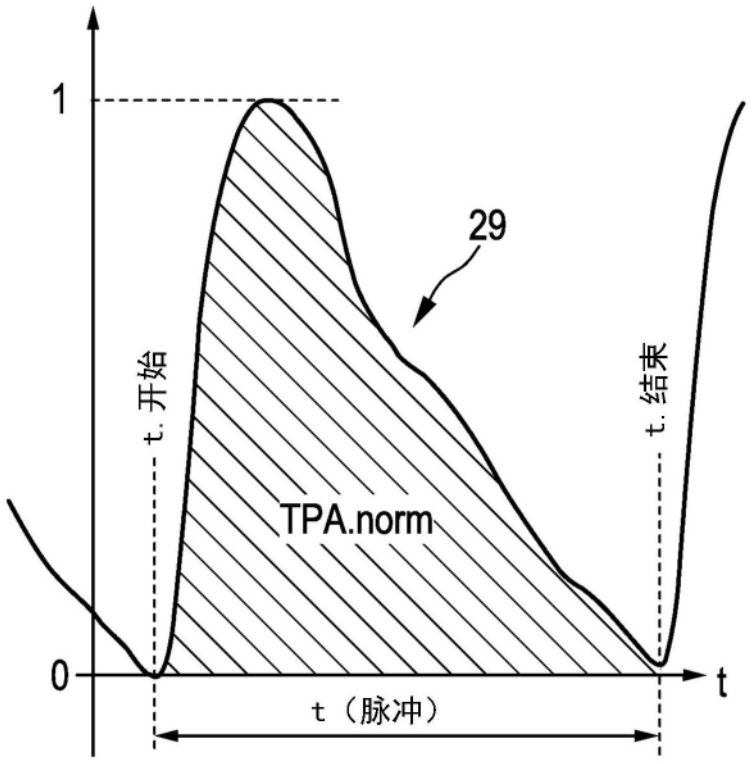

1
29
t. 开始
t. 结束
TPA.norm
0
t
t（脉冲）

图6

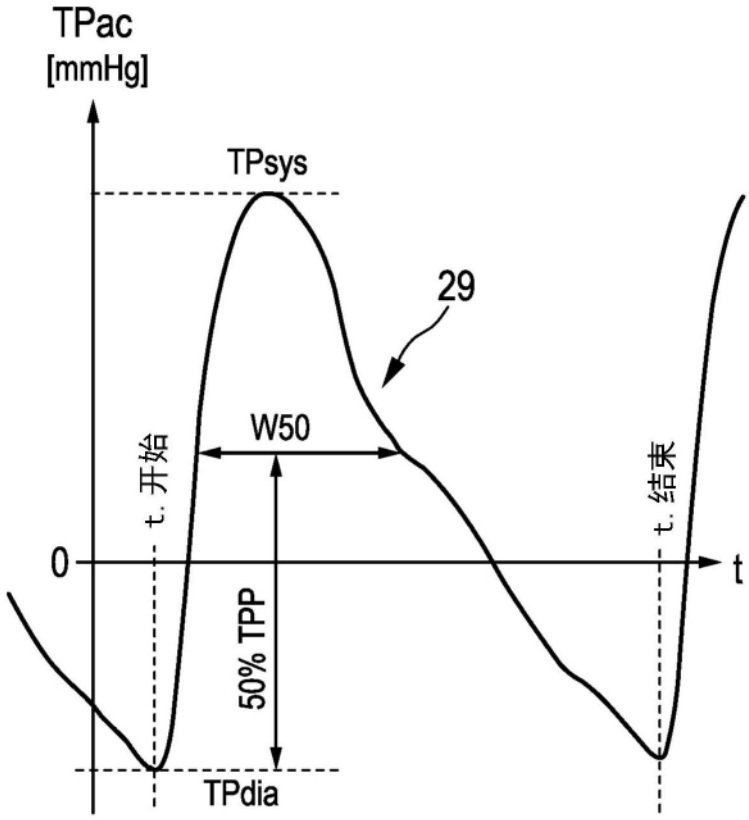


图7

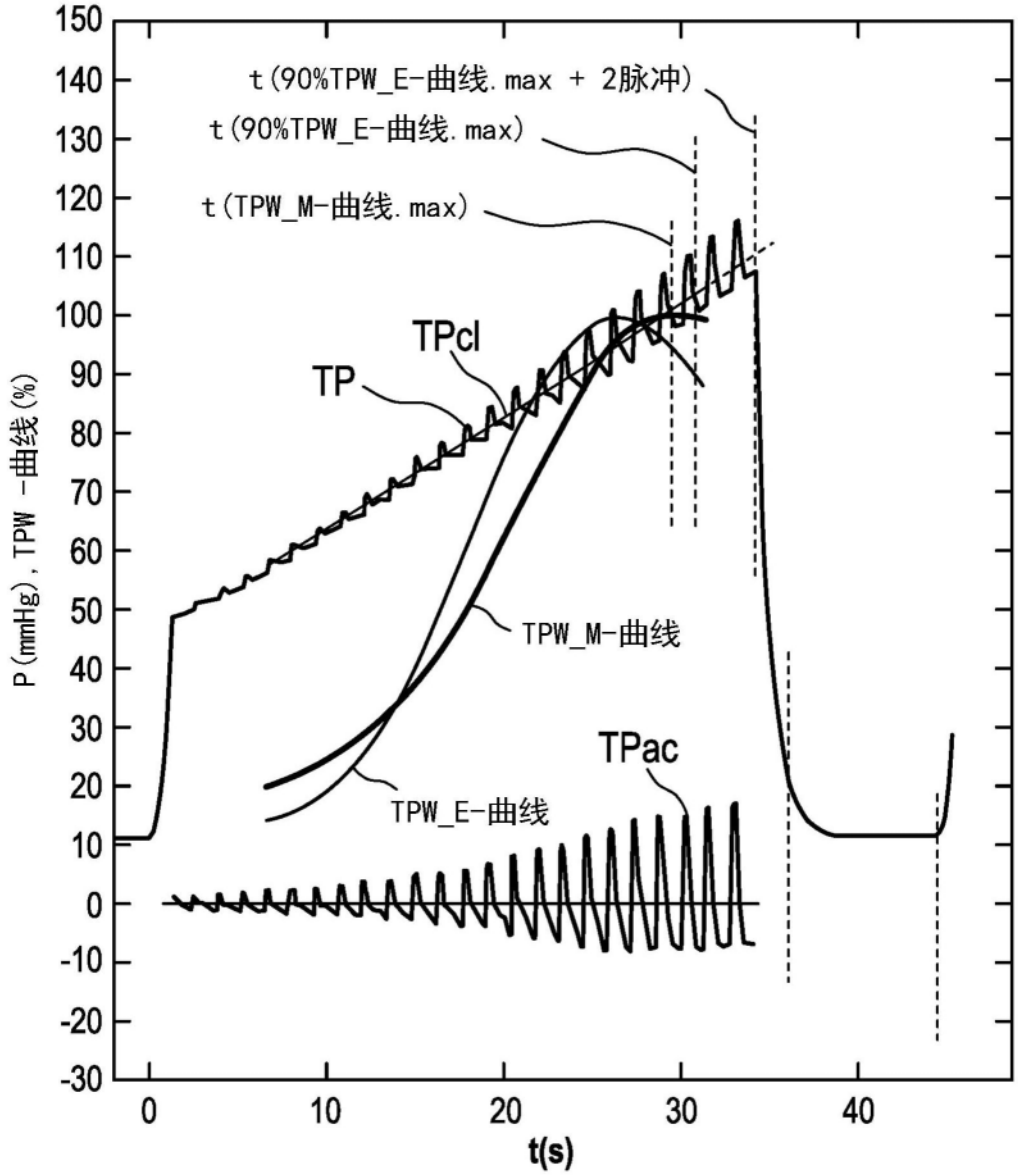

t(90%TPW_E-曲线.max + 2脉冲)
t(90%TPW_E-曲线.max)
t(TPW_M-曲线.max)
TPcl
TP
TPW_M-曲线
TPac
TPW_E-曲线
P(mmHg), TPW -曲线(%)
t(s)
150
140
130
120
110
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
-10
-20
-30
0
10
20
30
40

图8

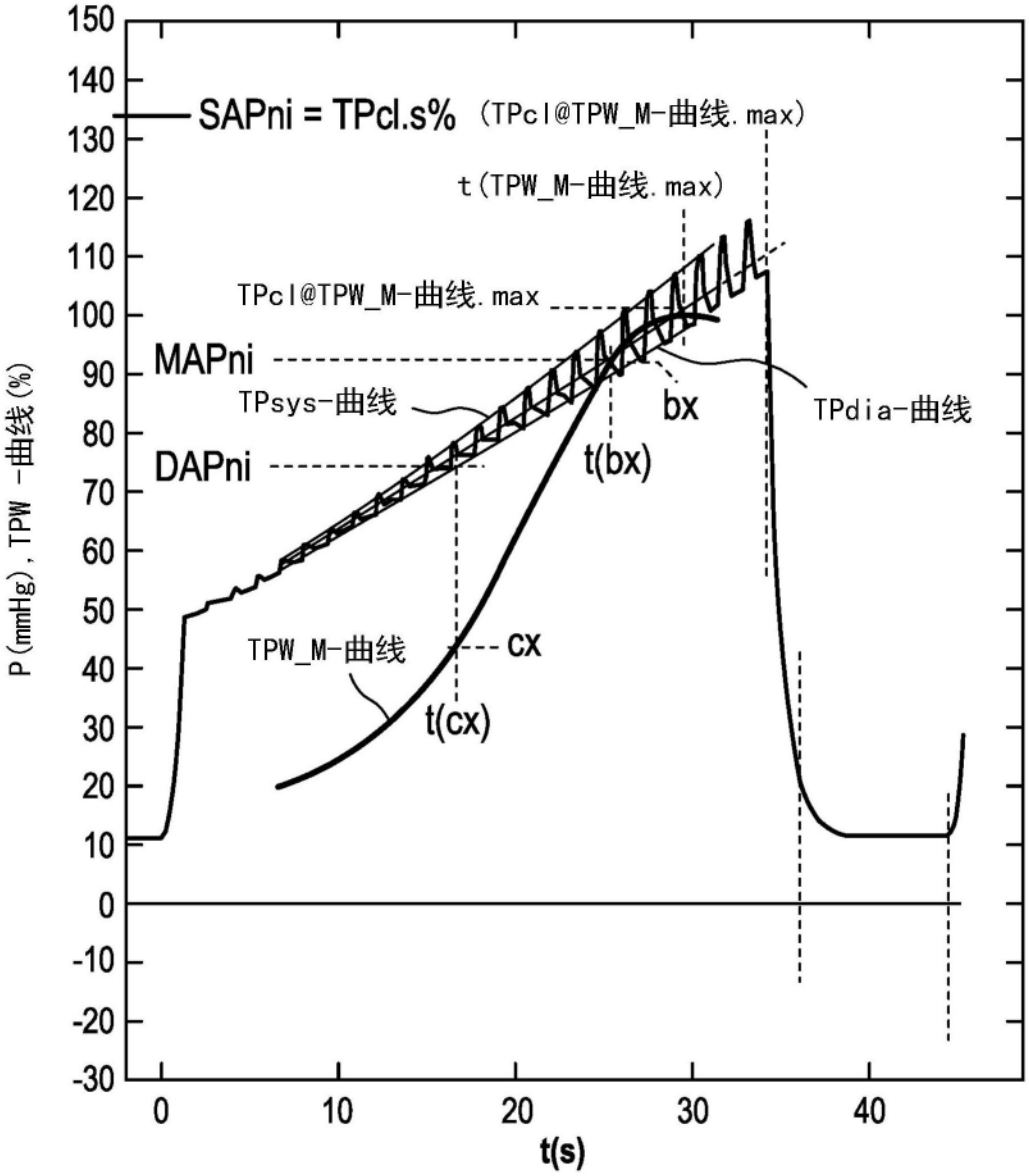

SAPni = TPcl.s%
(TPcl@TPW_M-曲线.max)
t(TPW_M-曲线.max)
TPcl@TPW_M-曲线.max
MAPni
TPsys-曲线
DAPni
bx
t(bx)
TPdia-曲线
TPW_M-曲线
cx
t(cx)
P(mmHg),TPW -曲线(%)
t(s)
150
140
130
120
110
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
-10
-20
-30
0
10
20
30
40

图9

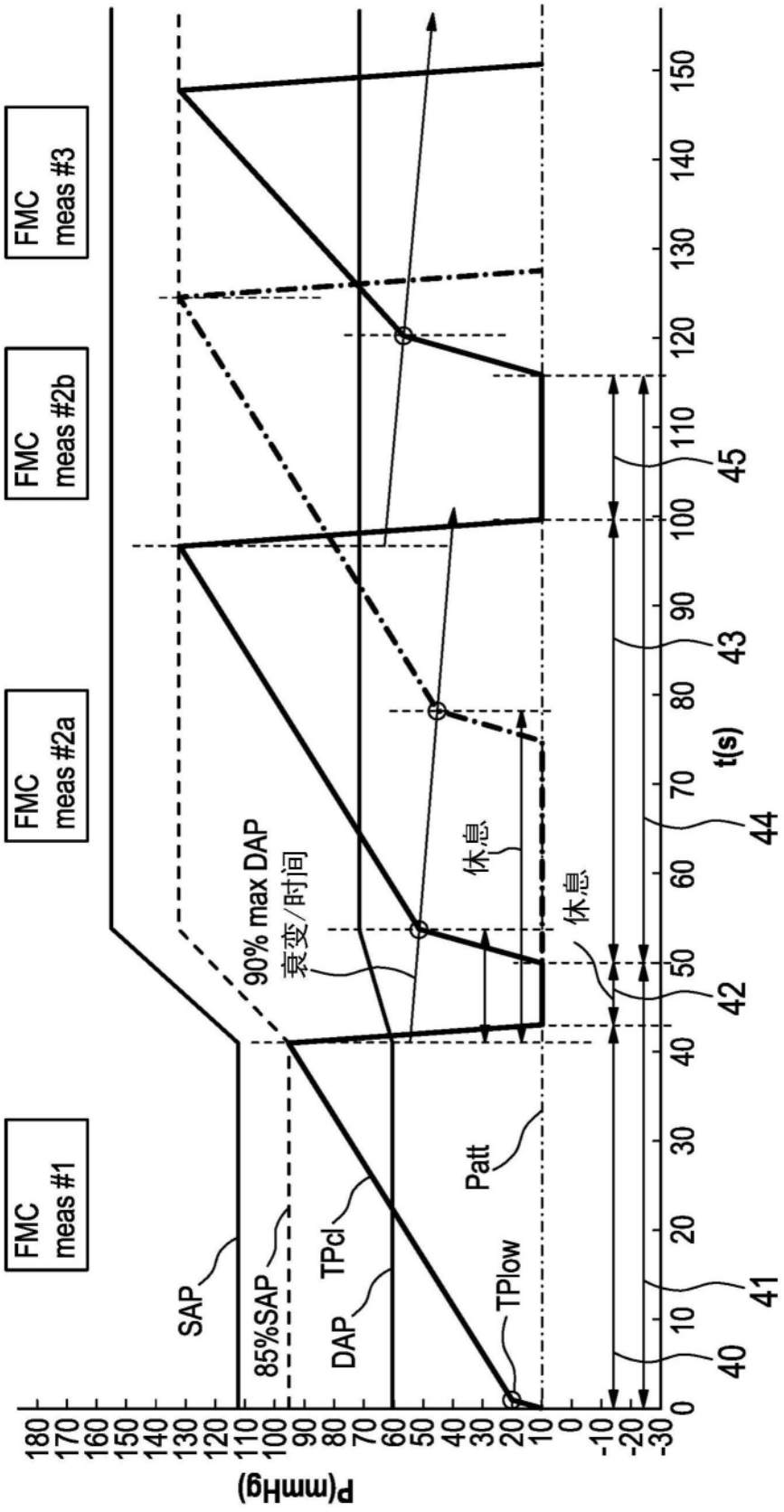

FMC meas #1
FMC meas #2a
FMC meas #2b
FMC meas #3
SAP
85%SAP
DAP
TPcl
TPlow
Patt
90% max DAP
衰变/时间
休息
休息
P(mmHg)
t(s)
40
41
42
43
44
45

图10

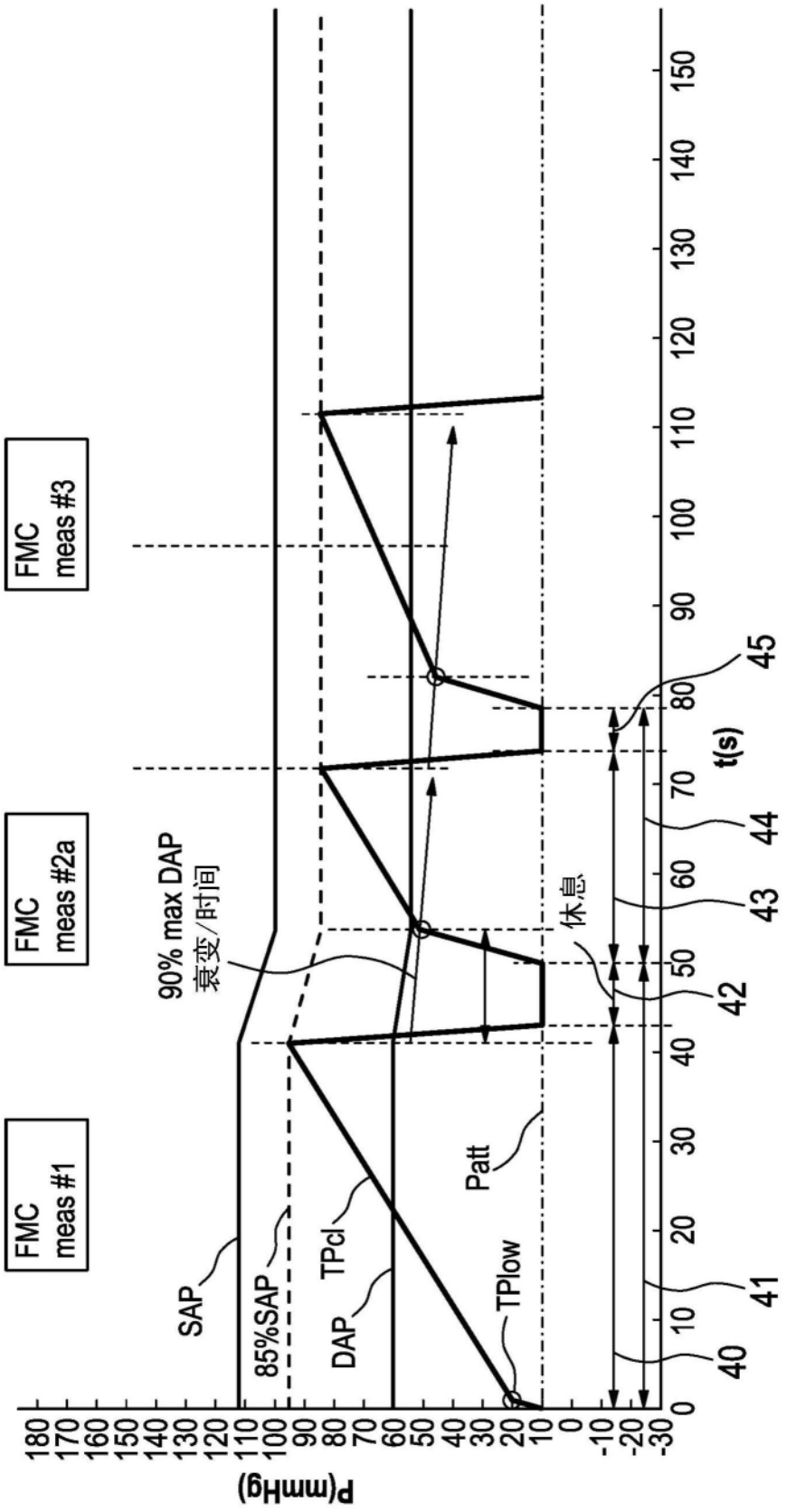

FMC meas #1
FMC meas #2a
FMC meas #3
SAP
85%SAP
DAP
TPcl
TPlow
Patt
90% max DAP 衰变/时间
休息
P(mmHg)
t(s)
40
41
42
43
44
45

图11

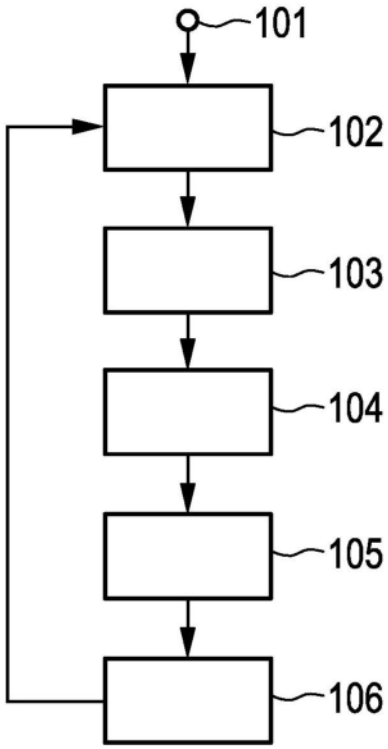


图12