



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111065323 A

(43)申请公布日 2020.04.24

(21)申请号 201880048936.8

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2018.07.23

代理人 刘兆君

(30)优先权数据

17182479.0 2017.07.21 EP

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.01.21

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/069894 2018.07.23

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/016405 EN 2019.01.24

(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·施米特 J·米尔施泰夫

E·布雷施 X·于

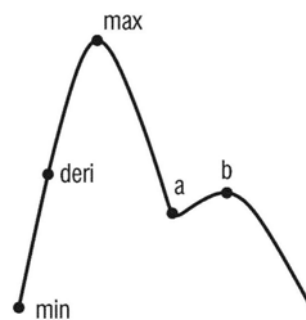
权利要求书2页 说明书10页 附图6页

(54)发明名称

用于确定对象的血压的装置和方法

(57)摘要

本发明涉及用于确定对象的血压的装置和方法。为了自动触发校准,所述装置包括:传感器信号输入端(31),其被配置为获得所述对象的动脉脉搏波传感器信号(11);特征提取单元(32),其被配置为从所获得的动脉脉搏波传感器信号中提取多个特征(42);估计单元(33),其被配置为针对个体提取的特征和/或提取的特征的组确定多个血压估计值(43),并且根据所述多个血压估计值来确定所述对象的血压(44);校准单元(34),其被配置为基于血压参考测量结果(21)来校准所述估计单元(33);以及校准触发单元(35),其被配置为在所述多个血压估计值分散超过分散度极限时触发通过所述校准单元(34)进行的校准。



1. 一种用于确定对象的血压的装置,包括:
传感器信号输入端(31),其被配置为获得所述对象的动脉脉搏波传感器信号(11),
特征提取单元(32),其被配置为从所获得的动脉脉搏波传感器信号中提取多个特征(42),
估计单元(33),其被配置为针对个体提取的特征和/或提取的特征的组确定多个血压估计值(43),并且根据所述多个血压估计值来确定所述对象的血压(44),
校准单元(34),其被配置为基于血压参考测量结果(21)来校准所述估计单元(33),以及
校准触发单元(35),其被配置为在所述多个血压估计值分散超过分散度极限时触发通过所述校准单元(34)进行的校准。
2. 根据权利要求1所述的装置,
其中,所述校准触发单元(35)被配置为确定特征分散度量,所述特征分散度量表示针对所述多个血压估计值之间的差的度量。
3. 根据权利要求1所述的装置,
其中,所述校准触发单元(35)被配置为在预定数量的或所有所述多个血压估计值的差的平均差、最大差或标准偏差超过分散度阈值时触发校准。
4. 根据权利要求3所述的装置,
其中,所述校准触发单元(35)被配置为使用预定的或时间变化的分散度阈值,特别地其中,所述时间变化的分散度阈值自上一次校准以后随着时间被减小。
5. 根据权利要求1所述的装置,
其中,所述校准单元(34)被配置为通过以下操作来确定用于通过所述估计单元(33)针对个体提取的特征和/或提取的特征的组确定所述多个血压估计值的校准值:将提取的特征或提取的特征的组与血压之间的建模的关系拟合到实际提取的特征值或提取的特征值的组和所述血压参考测量结果,所述拟合特别是经由线性或非线性回归进行的。
6. 根据权利要求1所述的装置,
其中,所述估计单元(33)被配置为通过获取所述多个血压估计值中的一些或全部的平均值或中值来确定所述对象的血压。
7. 根据权利要求1所述的装置,
其中,所述估计单元(33)被配置为通过获取所述多个血压估计值中的一些或全部的加权平均值来确定所述对象的血压,其中,用于所述加权平均值的权重基于对象的血压与对应特征之间的相关性来确定,特别地其中,对象的血压与对应特征之间的所述相关性是基于所获得的血压参考测量结果来确定的。
8. 根据权利要求1所述的装置,
其中,所述估计单元(33)被配置为通过获取所述多个血压估计值中的一些或全部的加权平均值来确定所述对象的血压,其中,用于所述加权平均值的权重通过选择其对应特征具有与所述对象的血压的最好相关性的血压估计值、或依据所述血压估计值的对应特征的信噪比、或基于回归误差来确定。
9. 根据权利要求1所述的装置,
其中,所述校准单元(34)被配置为执行所述估计单元(33)针对所有提取的特征的初始

校准,并且基于对象的血压与对应特征之间的相关性来选择提取的特征的子集,并且

其中,所述估计单元(33)被配置为针对所述子集的个体提取的特征和/或提取的特征的组确定所述多个血压估计值。

10. 根据权利要求9所述的装置,

其中,所述校准单元(34)被配置为在针对一个或多个特征与所述对象的血压的所述相关性的一个或多个相关性值低于相关性阈值时重复所述估计单元(33)针对一些或所有提取的特征的所述初始校准。

11. 根据权利要求9所述的装置,

其中,所述校准单元(34)被配置为在针对一个或多个特征与所述对象的血压的所述相关性的一个或多个相关性值低于相关性阈值时重复所述估计单元(33)针对一些或所有提取的特征的所述校准。

12. 一种用于确定对象的血压的方法,包括:

获得所述对象的动脉脉搏波传感器信号(11),

从所获得的动脉脉搏波传感器信号中提取多个特征(42),

针对个体提取的特征和/或提取的特征的组确定多个血压估计值(43),

根据所述多个血压估计值来确定所述对象的血压(44),

基于血压参考测量结果(21)来校准对所述多个血压估计值的所述确定,并且

在所述多个血压估计值分散超过分散度极限的情况下触发校准。

13. 一种用于监测对象的血压的装置,包括:

动脉脉搏波传感器(10),其被配置为采集所述对象的动脉脉搏波传感器信号(11),

血压参考测量单元(20),其被配置为采集所述对象的血压参考测量结果(21),以及

根据权利要求1所述的装置(30),其用于基于所采集的动脉脉搏波传感器信号(11)和所采集的血压参考测量结果(21)来确定对象的血压(31)。

14. 根据权利要求13所述的装置,

其中,所述动脉脉搏波传感器(10)包括加速度计、光电体积描记传感器、超声传感器、雷达传感器和生命体征相机中的一个或多个。

15. 一种包括程序代码单元的计算机程序,当所述计算机程序在计算机上被执行时,所述程序代码单元用于使所述计算机执行根据权利要求12所述的方法的步骤。

用于确定对象的血压的装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于确定对象的血压的装置和方法。另外,本发明涉及用于监测对象的血压的装置。

背景技术

[0002] 血压(BP)测量在所有医院环境中都是常见的,以评价并监测患者的血液动力学状况。对于不稳定的患者,需要目前主要使用有创动脉内压力导管的连续监测。该方法需要经训练的医务人员来应用,并且与患者的感染风险相关联。然而,如果患者的血液动力学稳定性允许,那么无创测量方法(听诊或示波)被应用。这些方法涉及通常被施加在上臂处的袖带。该方法不允许连续地监测血压,并且对于患者来说是相当不舒适的,特别是当在夜间进行利用例如15分钟间隔的自动化抽查测量时。

[0003] 另外的方法允许连续的但无干扰的血压测量,优选地不将任何外力或压力施加于患者。这些方法通常基于能够被连续地且无创地感测的生理参数。根据周期性波形数据,计算BP替代参数,其允许在连续的或心跳到心跳的基础上导出BP信息。用于BP替代参数的范例是脉搏到达时间(PAT),其能够在逐个心跳的基础上根据连续的心电图(ECG)和光电体积描记(PPG)波形数据来计算。PAT表示测量位置处的动脉脉搏的到达时间。随着BP增加/降低,脉搏波更快地/更慢地行进通过动脉树,因此导致降低的/增加的PAT。原理上,从电、光学和加速度测量传感器获得的光电体积描记、心电图和心震图波形信号包含丰富的生理信息,能够从其中提取不同的特征用于确定BP的替代。

[0004] US2012/0136261A1公开了用于校准生理参数的计算的系统和方法。两种或更多种校准技术可以用来确定生理测量结果与期望的生理参数之间的关系,诸如差分脉搏传播时间(DPTT)与血压之间的关系。不同的校准技术可以以串联方式(一个接着另一个)或以并联方式被使用,具有根据每种校准技术的不同的权重。当生理或其他变化发生时,校准数据可以被存储用于稍后使用,并且新的校准数据可以被生成。

[0005] US2017/0042433A1公开了一种血压估计方法,包括测量包括用户的脉搏波信息的生物信号,确定用于血压估计模型的校准方法,使用所确定的校准方法来校准血压估计模型,并且使用经校准的血压估计模型根据生物信号来估计用户的血压。

[0006] 仍然需要对患者间以及患者内变化性鲁棒的特征选择和/或自动检测何时需要(重新)校准。

发明内容

[0007] 本发明的目的是提供用于确定对象的血压的装置和方法,其自动检测何时需要(重新)校准。

[0008] 在本发明的第一方面中,呈现了一种用于确定对象的血压的装置,包括:

[0009] 传感器信号输入端,其被配置为获得所述对象的动脉脉搏波传感器信号,

[0010] 特征提取单元,其被配置为从所获得的动脉脉搏波传感器信号中提取多个特征,

[0011] 估计单元,其被配置为针对个体提取的特征和/或提取的特征的组确定多个血压估计值,并且根据所述多个血压估计值来确定所述对象的血压,

[0012] 校准单元,其被配置为基于血压参考测量结果来校准所述估计单元,以及

[0013] 校准触发单元,其被配置为在所述多个血压估计值分散超过分散度极限时触发通过所述校准单元进行的校准。

[0014] 在本发明的又一方面中,呈现了一种用于监测对象的血压的装置,包括:

[0015] 动脉脉搏波传感器,其被配置为采集所述对象的动脉脉搏波传感器信号,

[0016] 血压参考测量单元,其被配置为采集所述对象的血压参考测量结果,以及

[0017] 本文中公开的装置,其用于基于所采集的动脉脉搏波传感器信号和所采集的血压参考测量结果来确定对象的血压。

[0018] 在本发明的另外的其他方面中,提供了对应的方法、计算机程序以及非瞬态计算机可读记录介质,所述计算机程序包括程序代码单元,当所述计算机程序在计算机上被执行时,所述程序代码单元用于使所述计算机执行本文中公开的方法的步骤,所述非瞬态计算机可读记录介质在其中存储了计算机程序产品,当被处理器执行时,所述计算机程序产品使本文中公开的方法被执行。

[0019] 在从属权利要求中限定了本发明的优选实施例。应当理解,要求保护的方法、装置、计算机程序和介质具有特别是如在从属权利要求中限定的和如在本文中公开的类似和/或相同的优选实施例。

[0020] 本发明基于在用于确定血压的选定特征失去其与血压的关系时利用触发器用于触发(重新)校准(在本文中一般被称为“校准”)的构思。这种情况被自动检测。确定对于针对特征的集合的校准的需要的问题因此通过使用针对个体提取的特征和/或提取的特征的组的多个血压估计值来解决,根据其对象的血压被确定,并且在多个血压估计值分散超过分散度极限时触发校准。

[0021] 因此,本发明不确定通过将最近的血压测量结果与一个或多个先前的血压测量结果(即在不同时刻获得的血压测量结果)进行比较确定的血压变化是否超过特定阈值(如根据US2012/0136261A1完成的)。另外,本发明不确定从由不同位置处的多个传感器测量的多个生物信号选择的参考生物信号(例如PPG信号)与被预先存储在模板中的生物信号之间的相似度的程度是否小于或等于预定的阈值(如根据US2017/0042433A1完成的)。替代地,本发明确定两个或更多个血压估计值,其中,每个血压估计值针对从(相同的)所获得的动脉脉搏波传感器信号(例如PPG信号)中提取的不同特征或特征的不同组来确定。

[0022] 例如,如在实施例中提取的,引入特征分散度量,其测量跨选定特征的集合的BP估计之间的差,由此提供检测何时需要校准的更直接且可靠的方式。所述校准触发单元因此可以被配置为确定特征分散度量,所述特征分散度量表示针对所述多个血压估计值之间的差的度量。分散度量然后可以与分散度阈值(或极限)进行比较以检测是否需要校准。

[0023] 在实际的实施例中,所述校准触发单元被配置为在预定数量的或所有所述多个血压估计值的差的平均差、最大差或标准偏差超过分散度阈值时触发校准。

[0024] 由此,所述校准触发单元优选地被配置为使用预定的或时间变化的分散度阈值,特别地其中,所述时间变化的分散度阈值自上一次校准以后随着时间被减小。这确保在一

些时间点处校准将会被进行,并且对于校准的需要不被完全抑制。

[0025] 在一实施方式中,所述校准单元被配置为通过以下操作来确定用于通过所述估计单元针对个体提取的特征和/或提取的特征的组确定所述多个血压估计值的校准值:将提取的特征或提取的特征的组与血压之间的建模的关系拟合到实际提取的特征值或提取的特征值的组和所述血压参考测量结果,所述拟合特别是经由线性或非线性回归进行的。

[0026] 在一简单实施例中,所述估计单元被配置为通过获取所述多个血压估计值中的一些或全部的平均值或中值来确定所述对象的血压。

[0027] 优选地,所述估计单元被配置为通过获取所述多个血压估计值中的一些或全部的加权平均值来确定所述对象的血压,其中,用于所述加权平均值的权重是基于对象的血压与其对应特征之间的相关性来确定的,特别地其中,对象的血压与其对应特征之间的所述相关性是基于所获得的血压参考测量结果来确定的。由于真实血压不是已知的,所以血压参考测量结果可以用来评价相关性。示出与血压的良好相关性的特征可以被选择,并且对于每个选定的特征,血压估计值能够被计算(例如经由根据数学模型的回归,再次使用血压参考测量结果)。如果有多个特征被选择,那么多个血压估计值可以被组合成单个血压估计值,这能够经由加权平均或其他手段来完成。

[0028] 在一备选实施例中,所述估计单元被配置为通过获取所述多个血压估计值中的一些或全部的加权平均值来确定所述对象的血压,其中,用于所述加权平均值的权重通过选择其对应特征具有与所述对象的血压的最好相关性的血压估计值、或依据所述血压估计值的对应特征的信噪比、或基于回归误差来确定。

[0029] 现有的系统和方法的另一问题是缺少用于对患者间以及患者内变化性鲁棒的特征选择的方法。该问题通过以下实施例来解决,根据该实施例,所述校准单元被配置为执行所述估计单元针对所有提取的特征的初始校准,并且基于对象的血压与对应特征之间的相关性来选择提取的特征的子集,并且所述估计单元被配置为针对所述子集的个体提取的特征和/或提取的特征的组确定所述多个血压估计值。以此方式,提供了自动特征选择,其中对于个体患者,源于大量可能特征的特征的子集被自动地且单独地选择。优选地,选定特征的集合在每次校准期间被自动更新。

[0030] 由此,所述校准单元可以被配置为在针对一个或多个特征与所述对象的血压的所述相关性的一个或多个相关性值低于相关性阈值时重复所述估计单元针对一些或所有提取的特征的所述初始校准。备选地,所述校准单元可以被配置为在针对一个或多个特征与所述对象的血压的所述相关性的一个或多个相关性值低于相关性阈值时重复所述估计单元针对一些或所有提取的特征的所述校准。

[0031] 本发明还提供了一种用于监测对象的血压的装置,包括动脉脉搏波传感器、血压参考测量单元、如本文中公开的用于确定对象的血压的装置。所述动脉脉搏波传感器可以包括加速度计、光电体积描记传感器、超声传感器、雷达传感器和生命体征相机中的一个或多个。

附图说明

[0032] 本发明的这些和其他方面将参考下文描述的(一个或多个)实施例变得显而易见并将参考下文描述的(一个或多个)实施例得以阐述。在以下附图中,

- [0033] 图1示出了根据本发明的用于监测血压的装置和用于确定血压的装置的实施例，
- [0034] 图2示出了指示特性点的PPG波形信号的示意图，
- [0035] 图3示出了根据本发明的方法的第一实施例的流程图，
- [0036] 图4示出了根据本发明的方法的第二实施例的流程图，
- [0037] 图5示出了根据本发明的方法的第三实施例的流程图，
- [0038] 图6示出了时间变化的分散度阈值的示意图，
- [0039] 图7示出了根据本发明的方法的第四实施例的流程图，以及
- [0040] 图8示出了根据本发明的方法的第五实施例的流程图。

具体实施方式

[0041] 图1示出了根据本发明的用于监测血压的装置1和用于确定对象(例如患者)的血压的装置30的实施例。用于监测血压的装置1包括动脉脉搏波传感器10,其被配置为采集对象的动脉脉搏波传感器信号11(或多个动脉脉搏波传感器信号)。动脉脉搏波传感器10包括加速度计、光电体积描记(PPG)传感器、超声传感器、雷达传感器和生命体征相机中的一个或多个。装置1还包括血压参考测量单元20,其被配置为采集对象的血压参考测量结果21。血压参考测量单元20可以例如是常规的无创BP(例如NIBP)测量设备。装置1还包括用于基于所采集的动脉脉搏波传感器信号11和所采集的血压参考测量结果21来确定对象的血压的装置30。装置30可以以软件和/或硬件方式被实施,例如被实施为适当编码的处理器、CPU或计算机。

[0042] 如果需要,可以提供用于附接或定位传感器10和/或单元20的装置,诸如带、粘附物等。

[0043] 用于确定对象的血压的装置30包括传感器信号输入端31,其被配置为获得对象的动脉脉搏波传感器信号11。传感器信号输入端31可以例如是用于检索或接收直接来自动动脉脉搏波传感器10或来自存储设备或缓冲器的动脉脉搏波传感器信号11的无线或有线接口(例如USB接口、WLAN接口、网络接口等)。

[0044] 装置30还包括特征提取单元32,其被配置为从所获得的动脉脉搏波传感器信号11中提取多个特征42。一般存在可以被使用的大量特征,例如所获得的动脉脉搏波传感器信号11的特性点之间的时间、特性点的幅度等。

[0045] 装置30还包括估计单元33,其被配置为针对个体提取的特征42和/或提取的特征42的组确定多个血压估计值43,并且根据所述多个血压估计值43来确定对象的血压44。校准单元34基于提取的特征42和血压参考测量结果21来校准估计单元33,提取的特征和血压参考测量结果可以被存储在装置30中或例如直接或经由输入单元31从血压参考测量单元20或从存储设备或缓冲器获得(检索或接收)。如果多个血压估计值43分散超过分散度极限,那么校准触发单元35(例如通过触发信号45)触发通过校准单元34进行的校准,所述分散度极限可以是预定的或时间变化的阈值,并且所述分散度极限可以被存储在装置30中或从外部实体获得。

[0046] 图2示出了PPG波形信号的示意图,表示范例动脉脉搏波传感器信号11,指示特性点(特征)。在该范例中,这些点包括PPG脉搏的最小值(min)、PPG脉搏的最大值(max)、一阶导数的最大值(deri)、重搏切迹的最小值和最大值(a和b)。在下表中示出了能够从PPG波形

信号中提取的特征的范例,这些能够在文献中发现:

编号	特征	定义
	1 amp_der1/max	第一导数的最大值的幅度/PPG 的最大值的幅度
	2 time_der1a	从第一导数的最大值到 PPG 中的重搏切迹*的最小值的时间
	3 time_der1b	从第一导数的最大值到 PPG 中的重搏切迹*的最大值的时间
	4 time_max2a	从 PPG 最大值到 PPG 中的重搏切迹*的最小值的时间
	5 time_max2b	从 PPG 最大值到 PPG 中的重搏切迹*的最大值的时间
[0047]	6 time_pulse	脉搏时间
	7 time_sys	收缩时间: 从 PPG 最小值到 PPG 最大值的时间
	8 time_dias	舒张时间: 从 PPG 最大值到 PPG 最小值的时间
	9 time_dias_sys	舒张时间/收缩时间
	10 area_a	从 PPG 最小值到重搏切迹*的最小值的面积/从重搏切迹*的最小值到脉搏的结束的面积
	11 area_b	从 PPG 最小值到重搏切迹*的最大值的面积/从重搏切迹*的最大值到脉搏的结束的面积
	12 width_2/3	在脉搏幅度的 2/3 处的脉搏宽度
	13 width_1/2	在脉搏幅度的 1/2 处的脉搏宽度
	14 area_sys_dias	收缩分量的面积/脉搏的舒张分量的面积
[0048]	15 curve_sys_dias	从 PPG 最小值到 PPG 最大值的曲线长度/从 PPG 最大值到脉搏的结束的曲线长度

[0049] (a) 时域特征

特征	定义
f_NHA	$\sum_{i=2}^n FFT(f_i)^2 / \sum_{i=1}^n FFT(f_i)^2$
f_NHA2	$\sum_{i=2}^n FFT(f_i) / \sum_{i=1}^n FFT(f_i)$
[0050] f_NHA3	$FFT(f_2)/FFT(f_1)$
f_diff	$f_2 - f_1$
f_area1	针对大于 f2 的频率的曲线下面积/针对大于 f1 的频率的曲线下面积
f_area2	针对大于 f2 的频率的曲线下面积/总曲线下面积

[0051] (b) 频域特征

特征	定义
w_1/E5	D5 的能量的百分比的倒数
w_E6/E5	D6 的能量的百分比/D5 的能量的百分比
w_E5/E4	D5 的能量的百分比/D4 的能量的百分比
[0052] w_a1_456	P_456 上的反射波峰与直接波峰的幅度比
w_a2_456	P_456 上的反射波峰与直接波峰的平方幅度比
w_t_456	P_456 上的 time_max2b
w_a1_45	P_45 上的反射波峰与直接波峰的幅度比
w_a2_45	P_45 上的反射波峰与直接波峰的平方幅度比
w_t_45	P_45 上的 time_max2b

[0053] (c) 小波域特征

[0054] 由于患者间变化性,具体的BP替代参数具有与一些患者中的BP的更强的相关性和与其他患者中的BP更少的相关性。而且,替代参数需要被校准到针对个体患者的血压以便允许定量估计。为了给出范例:患者的身高确定动脉树的长度,并且因此是当使用PAT作为替代参数时贡献于患者间变化性的许多因素之中的一个因素。

[0055] 用于校准的标准方法如下:定义用于将替代参数与BP相关的数学模型,包含一个或多个未知的校准参数。多对替代参数值和参考BP值(通常利用袖带设备)被测量。校准常数通过将模型拟合到BP替代参数对(回归)来确定。此后,血压能够根据连续测量的替代参数经由定义的数学模型通过利用所确定的校准常数来估计。

[0056] 校准过程需要被定期地重复(重新校准)以考虑患者内变化性。作为一范例,血管顺应性能够由于某些生理事件或由于药物而改变,使得校准参数需要被更新。此外,患者的血管状态的改变甚至能够影响具体替代参数与BP的相关性,使得重新校准仅部分地考虑患者内互操作性。

[0057] 因此,对于使用BP替代,存在两个主要挑战,即总是识别与BP很好地相关的良好替

代参数,并且对于所有患者,检测经校准的替代参数何时需要重新校准。关于后一挑战的挑战是当BP估计性能下降时需要重新校准。然而,对BP估计性能的直接评价是不可能的,因为参考BP测量结果不可获得。

[0058] 在一实施例中,根据本发明使用的校准方法包括,获得并存储来自NIBP设备的一个或多个参考血压测量结果,评价每个特征与血压之间的关系(例如利用p值的相关性系数),基于存储的参考血压测量结果,选择最强特征的子集(与血压具有最好关系的那些),以及(例如经由线性或非线性回归)基于存储的血压参考测量结果,确定针对每个特征的校准参数。

[0059] 根据依据本发明的血压估计方法的实施例,对于每个选定的特征,经由函数关系(例如线性模型)通过使用校准参数来估计血压,并且每个选定的特征的血压估计被组合成单个血压估计(替代),例如通过获取中值或借助于平均。

[0060] 根据用于自动触发重新校准(即确定是否以及何时重新校准)的方法的实施例,在选定的特征失去其与血压的关系时重新校准被触发。这种情况可以通过将特征分散度量(FDM)与阈值(其可选地是时间变化的)进行比较来自动检测。FDM表示针对来自选定的个体特征的BP估计之间的差的度量(例如最大差或标准偏差)。

[0061] 用于重新校准的方法的实施例使用上面描述的校准方法的步骤:选定的特征的集合和其校准参数被动态地更新。用于重新校准的更老的存储的参考血压测量结果的影响可以被降低(例如通过从存储设备移除它们或通过分配适当的加权因子)。

[0062] 图3示出了根据本发明的方法100的第一实施例的流程图。该实施例涉及用于连续的BP估计的多个特征的自动重新校准。

[0063] 在第一步骤101中,选择N个PPG信号特征。特征的选择是基于能够被应用于PPG波形信号并且提供特征值的函数。作为一范例,来自上面示出的表的特征time_der12a(从第一导数的最大值到重搏切迹的最小值的时间)可以被使用。对于每一个脉搏搏动,通过提取PPG波形信号中的与第一导数的最大值到重搏切迹的最小值相对应的时间差来获得特征值。

[0064] 作为备选选项,除了PPG信号之外的不同生理信号(例如ECG信号)可以被使用。而且,多个生理信号的组合能够被使用。例如,特征PAT从两个不同的生理信号(心电图和光电体积描记图)中提取。此外,对于每个特征,定义根据若干未知的校准参数将特征与BP相关的数学模型。这些能够是线性或非线性模型。例如,线性模型涉及两个校准参数,一个用于斜率,另一个用于偏移。N个特征的有意义的预先选择可以基于已知一般与BP很好相关的特征的公知常识。备选地,特征的预先选择可以基于关于对象的专门数据收集研究。在该具体实施例中,对于连续的BP估计,预先选择的特征的集合不针对个体患者进行调整,而是对于所有患者都是相同的,并且在整个监测程序期间保持固定。

[0065] 在第二步骤102中,进行N个特征的初始校准。出于该目的,利用血压测量设备(通常是无创设备)来获得多个BP参考测量结果。该设备可以例如是袖带设备或另一经校准的NIBP设备。BP参考测量值和参考测量时的对应特征值被存储。随后,对于每个特征,通过将特征与BP之间的建模的关系拟合到特征值和BP参考测量值的实际测量对来确定校准参数。通常,这经由回归来完成,取决于建模的关系,回归是线性的或非线性的。

[0066] 在第三步骤103中,执行连续的BP估计。对于每个特征,从所接收的生理信号中提

取特征值。随后,根据每个特征值,通过使用与BP的建模的数学关系和所确定的校准参数来估计对应的BP值。最后,根据所有特征估计的BP值被组合成单个估计的BP值。该组合能够通过各种方法来完成。在优选实施例中,根据所有特征估计的BP值的中值被选择。为了给出备选选项的一些范例,组合可以通过平均或通过加权平均来完成。加权因子可以根据相应的特征与BP之间的相关性来选择,其中,所述相关性根据校准程序期间的测量结果来确定。另一备选方案将会是选择该估计的BP值,其对应于具有最好相关性的特征。

[0067] 在第四步骤104中,检测对于重新校准的需要(“重新校准条件满足?”)。该步骤可以立即、在单个新的估计的BP值已经被确定的先前步骤103之后或期间、或备选地在几个新的估计的BP值已经被确定之后进行。在图4中图示了用于确定对于重新校准的需要的自动程序200的实施例(即步骤104的实施例)。

[0068] 根据第一检查201(“自上一次重新校准以后逝去的时间 $<T_{max}$?”),在最近的重新校准/校准之后逝去的时间已经超过某一阈值 T_{max} 时,触发重新校准。根据第二检查202(“与上一次重新校准相比BP的变化 $<\Delta BP_{max}$?”),在估计的BP与最近的参考测量结果的BP之间的差已经超过某一阈值 ΔBP_{max} 时,触发重新校准。这两头两个校准是可选的。它们表示用于确保重新校准在某一时间间隔(例如2小时)内进行至少一次或在显著的BP变化发生时进行重新校准的条件。

[0069] 该程序的必要元素是要检查针对不同特征的个体估计的BP值是否仍然良好吻合。如果不是这种情况,那么它是不是所有特征都正在准确地估计BP的强指示。因此,某一特征分散度量(FDM)被定义(步骤203),并且与某一阈值 FDM_{max} 进行比较(步骤204)。假如FDM值超过阈值,那么重新校准条件(“ $FDM < FDM_{max}(t)$?”)满足(步骤205),并且重新校准被触发(参见图3);否则(步骤206),重新校准不满足。作为备选选项, FDM_{max} 能够是时间变化的。自上一次重新校准/校准以后逝去的时间越多,阈值越低。在图5中图示了时间变化的阈值 $FDM_{max}(t)$ 的范例,其中在重新校准之后的某一时间 t_1 之后, FDM_{max} 被线性地降低直至时间 t_2 ,在此之后它再次被保持恒定。阈值轨迹的各种其他方式是可能的。

[0070] 在优选实施例中,FDM被定义为来自所有特征的估计的BP值的范围,即来自所有特征的估计的BP值的最大值与来自所有特征的估计的BP值的最小值之间的差。定义FDM的备选选项能够是所有特征的估计的BP值的标准偏差、四分位距、平均绝对差、中值绝对偏差或平均绝对偏差。

[0071] 在图3中示出的方法的第五步骤105中,执行重新校准。重新校准与步骤2中的初始校准类似地被执行。通常,在重新校准期间进行的BP参考测量结果的数量与初始校准相比是稍微更少的。

[0072] 最后,该循环是闭合的,并且循环再次在第三步骤103中开始。

[0073] 在图6中示出的流程图中图示了根据本发明的方法300的另一实施例,其涉及用于连续的BP估计的多个特征的自动重新校准。然而,与图3中示出的第一实施例相比的实质差异是在预选选择大量M个特征(步骤301,类似于图3中示出的第一实施例的步骤101)之后并且在初始重新校准步骤102之后,在步骤302中选择最好的N个特征的子集,并且步骤303中检查(“特征选择成功”)N个特征的特征选择是否已经成功。该元素的目的是针对患者间变化性改善鲁棒性。通过基于初始校准结果选择最好的N个特征的更小子集,特征的集合针对个体患者进行定制。对于第一实施例,不是这样的情况,其中特征的固定集合用于所有患

者。

[0074] 在图7中示出了用于从大量M个特征中选择最好的N个特征的程序400(即在图6中示出的方法300的步骤302和303的实施例)。图6中的其余步骤与在图3中是完全相同的,并且在第一实施例中进行了描述。

[0075] 作为用于对M个预先选择的特征进行排序的准则,选择与BP的相关性。基于在校准程序期间获得的特征值和BP参考值,在步骤401中确定针对每个特征的关于BP参考测量结果的相关性系数。此后,在步骤402中选择具有最高相关性系数的N个特征。在步骤403中,检查(“最小相关性系数>C_min?”)最弱特征的相关性系数是否不超过某一最小要求(C_min),例如C_min=0.7,特征选择的输出被表示不成功(步骤404)。否则(步骤405),结果被表示成功。如果特征选择的结果是不成功的,那么初始校准能够被重复,使得更多的BP参考测量结果被获得。

[0076] 通过选择与BP的高相关性作为用于选择特征的准则,呈现特征与BP之间的线性关系。然而,如果具体特征与BP之间的关系是强的但是非线性的,那么相关性系数能够是非常低的。因此,如果对于一个或多个特征来说用于将特征与BP相关的数学模型是非线性的,那么通过将特征值拟合到在校准期间获得的参考BP值获得的回归误差被选择作为用于对M个预先选择的特征进行排序的备选准则。

[0077] 作为另一备选方案,特征选择过程能够通过利用测量的特征的信噪比来改善。例如,如果测量的特征的信噪比是低的,那么测量的相关性系数或测量的回归误差能够被适当的加权因子惩罚。这防止意外地具有良好相关性因子或低回归误差的噪声特征被选择。特征的信噪比能够例如借助于标准偏差或样本方差来测量。

[0078] 图8示出了根据本发明的方法500的另一实施例的流程图。该实施例也涉及用于连续的BP估计的多个特征的自动重新校准。然而,与在图6中示出的实施例相比的实质差异是,从大量M个特征中选择最好的N个特征的子集在每个重新校准步骤之后进行。这被称为动态特征选择。该元素的目的是与在图6中示出的实施例相比针对患者内变化性(即在时间上发生的血管系统的生理变化)改善鲁棒性。通过基于每个重新校准结果选择最好的N个特征的更小子集,特征的集合不仅针对个体患者进行定制,而且针对该患者随着时间的生理变化进行定制。对于在图6中示出的实施例,不是这样的情况,其中针对个体患者的最好的N个特征的选择在初始校准之后仅进行一次。在图8中示出的个体步骤与在图6中示出的那些完全相同,并且在上面图示的实施例中进行了描述。

[0079] 本发明可以在所有临床环境(例如普通病房)中、在媒介监护中以及在不需要动脉线路的用于患者的手术室和重症监护室中使用。

[0080] 尽管已经在附图和前面的描述中详细说明和描述了本发明,但是这样的说明和描述应当被认为是说明性或示范性的,而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。本领域技术人员通过研究附图、说明书以及权利要求书,在实践请求保护的发明时能够理解并实现对所公开的实施例的其他变型。

[0081] 在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其他单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管某些措施被记载在互不相同的从属权利要求中,但是这并不指示不能有利地使用这些措施的组合。

[0082] 计算机程序可以被存储/分布在合适的非瞬态介质上,例如与其他硬件一起或作

为其他硬件的部分供应的光学存储介质或固态介质,但是也可以被以其他形式分布,例如经由互联网或其他有线或无线的电信系统。

[0083] 权利要求中的任何附图标记都不应被解释为对范围的限制。

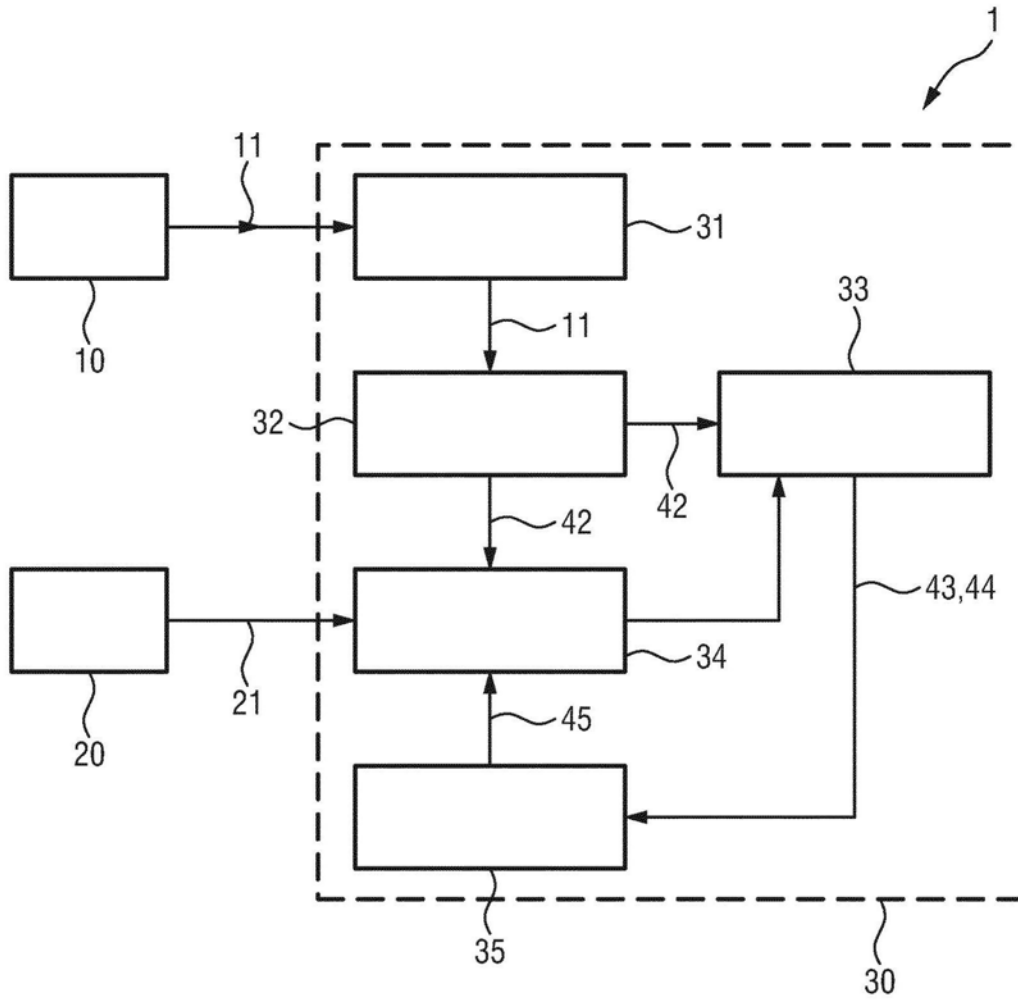


图1

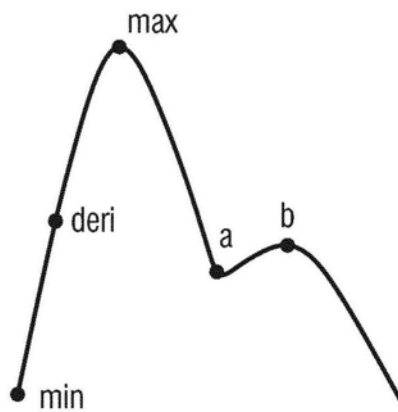


图2

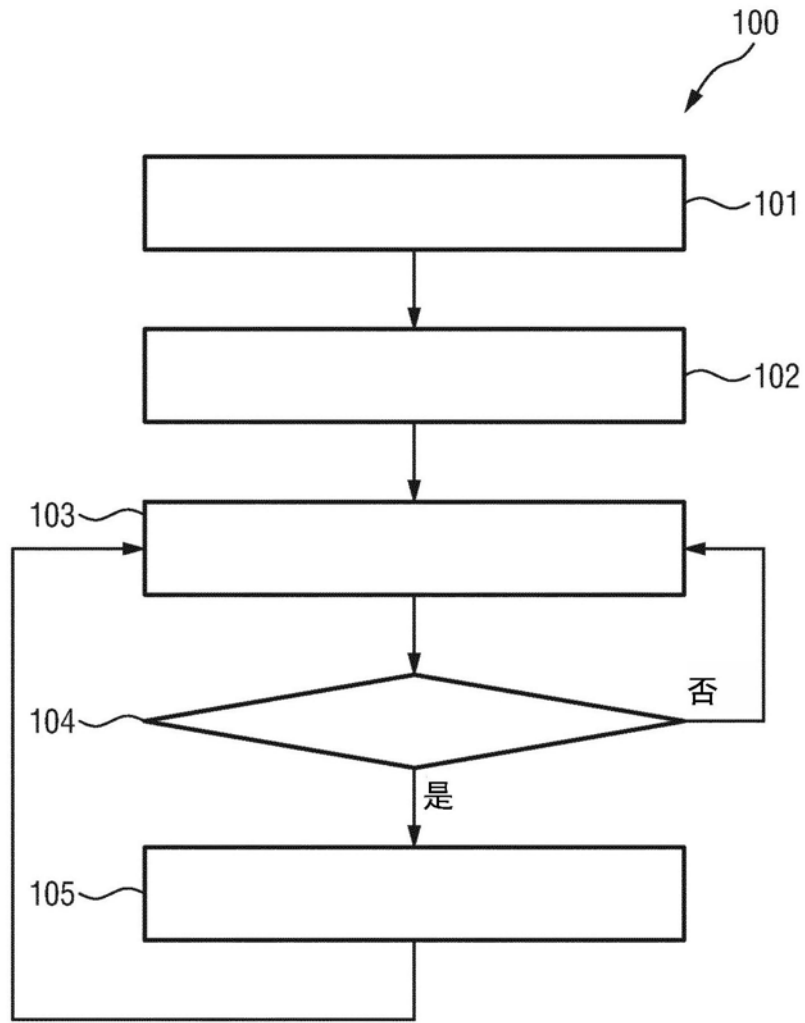


图3

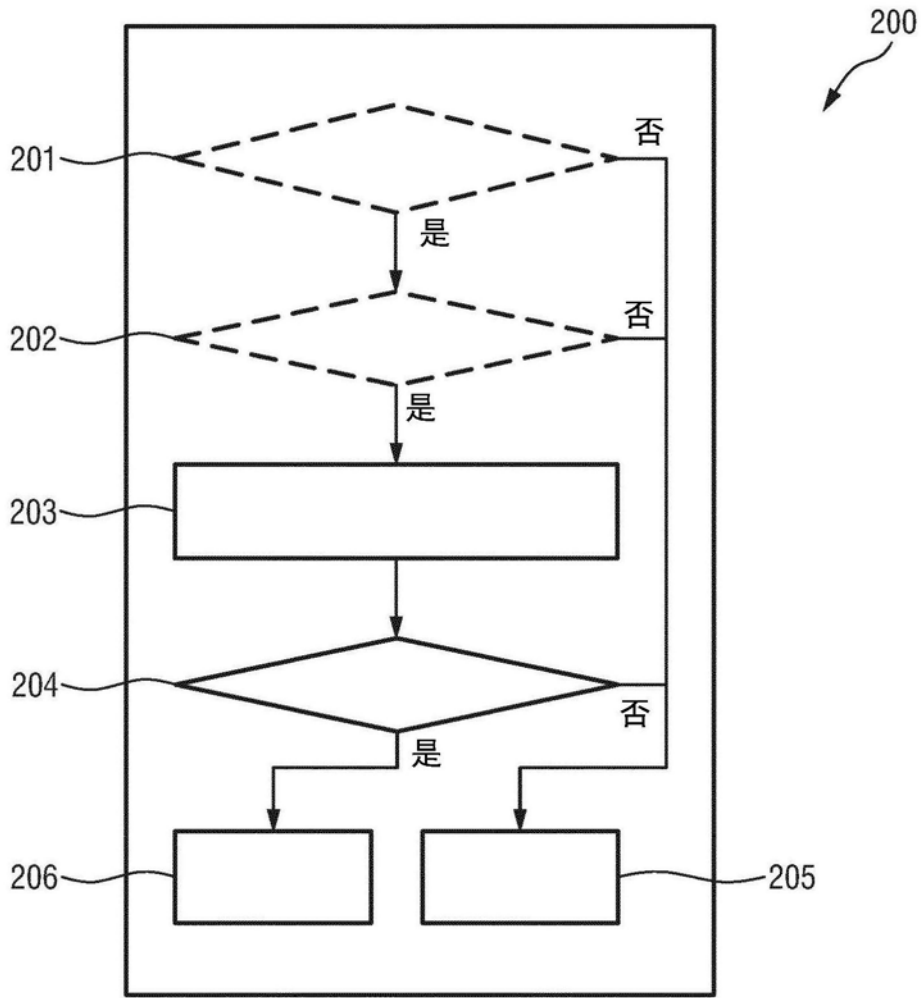


图4

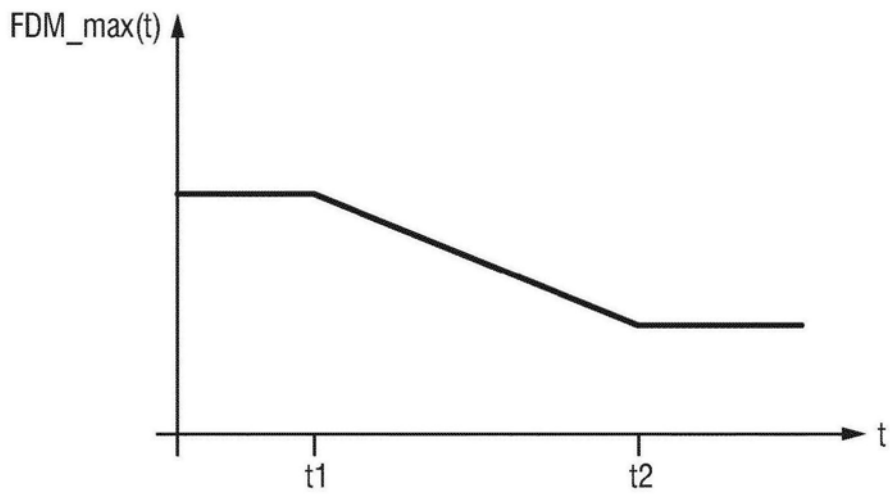


图5

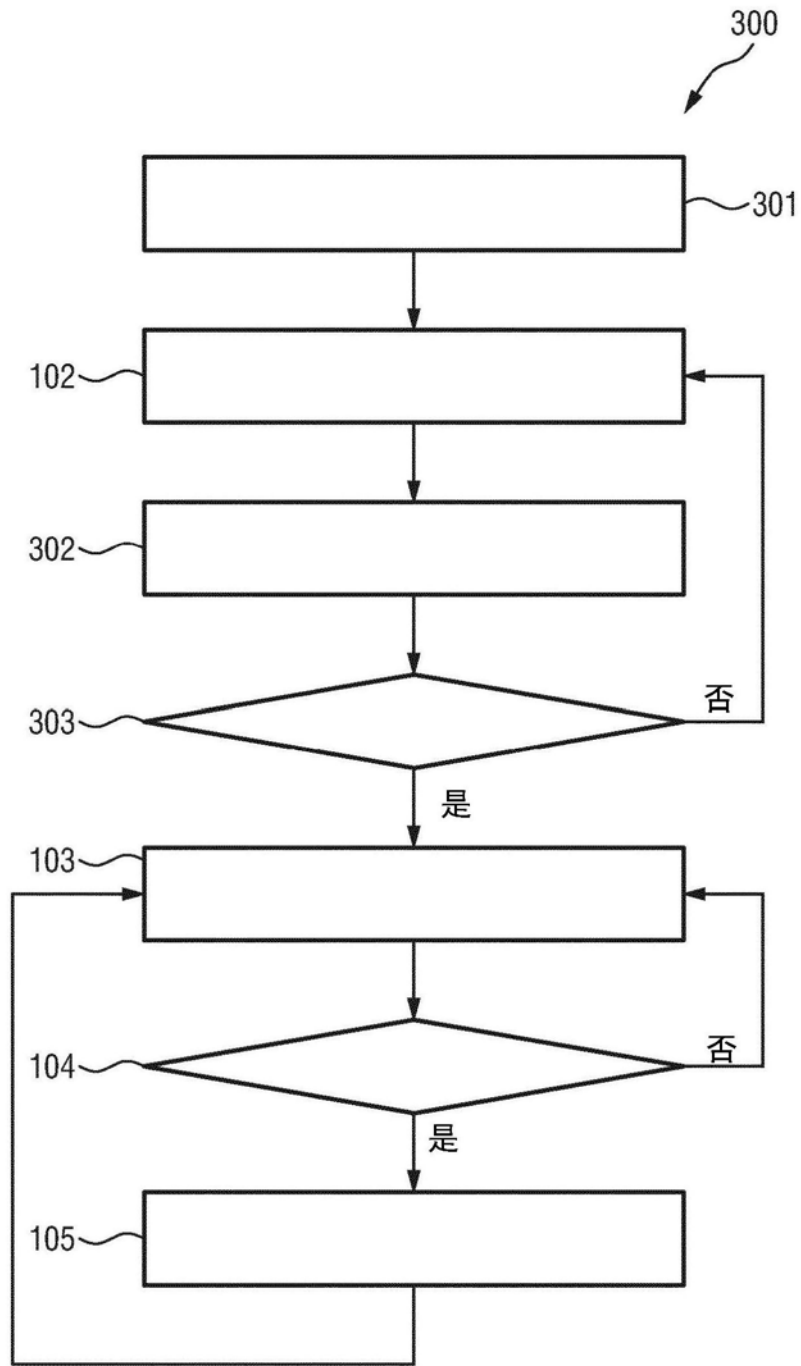


图6

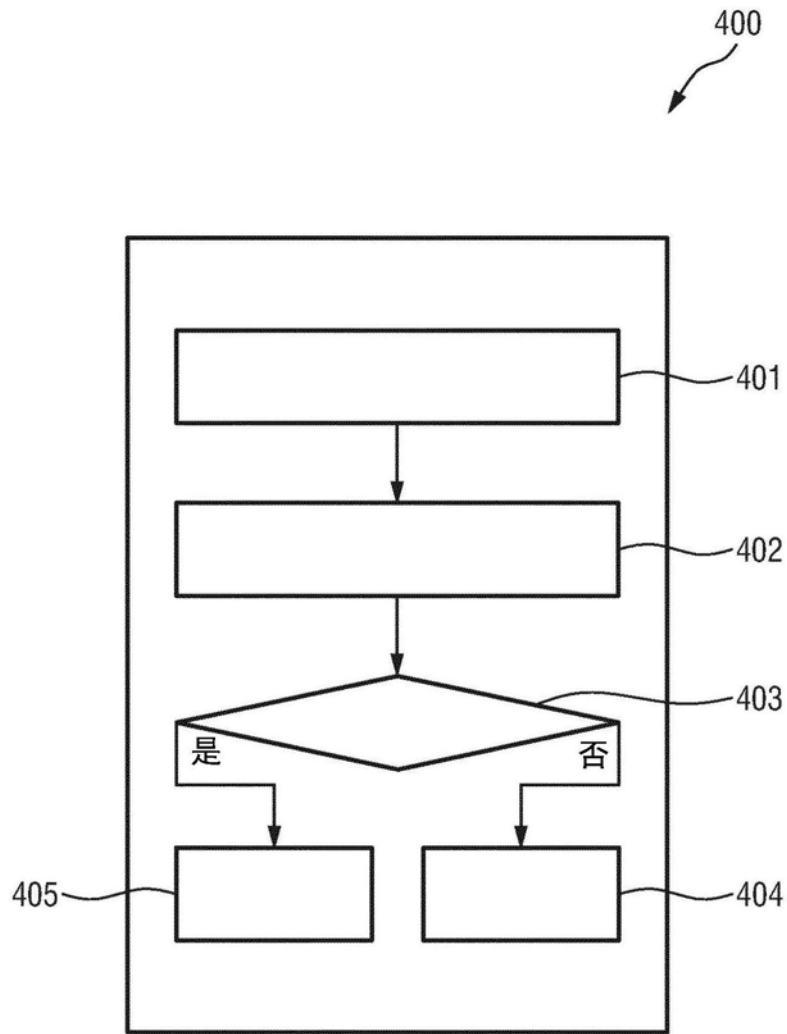


图7

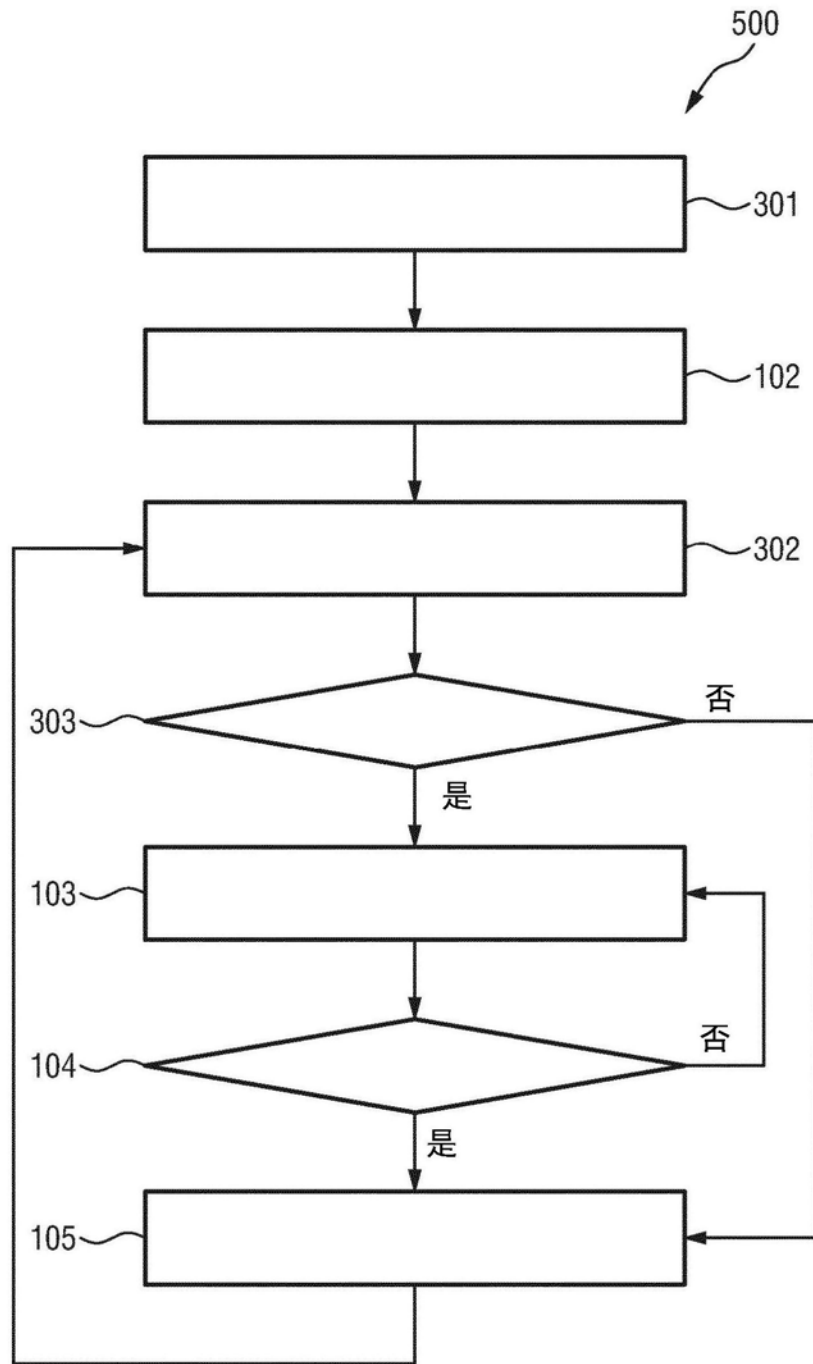


图8

专利名称(译)	用于确定对象的血压的装置和方法		
公开(公告)号	CN111065323A	公开(公告)日	2020-04-24
申请号	CN201880048936.8	申请日	2018-07-23
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	L施米特 J米尔施泰夫 E布雷施 X于		
发明人	L·施米特 J·米尔施泰夫 E·布雷施 X·于		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/02416 A61B5/7203 A61B5/7221 A61B2560/0223		
代理人(译)	刘兆君		
优先权	2017182479 2017-07-21 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及用于确定对象的血压的装置和方法。为了自动触发校准，所述装置包括：传感器信号输入端(31)，其被配置为获得所述对象的动脉脉搏波传感器信号(11)；特征提取单元(32)，其被配置为从所获得的动脉脉搏波传感器信号中提取多个特征(42)；估计单元(33)，其被配置为针对个体提取的特征和/或提取的特征的组确定多个血压估计值(43)，并且根据所述多个血压估计值来确定所述对象的血压(44)；校准单元(34)，其被配置为基于血压参考测量结果(21)来校准所述估计单元(33)；以及校准触发单元(35)，其被配置为在所述多个血压估计值分散超过分散度极限时触发通过所述校准单元(34)进行的校准。

