



(12)发明专利



(10)授权公告号 CN 106491108 B

(45)授权公告日 2019.08.20

(21)申请号 201610803255.0

(22)申请日 2016.09.05

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106491108 A

(43)申请公布日 2017.03.15

(30)优先权数据

3417/MUM/2015 2015.09.04 IN

(73)专利权人 塔塔咨询服务服务有限公司

地址 印度马哈拉施特拉邦孟买

(72)发明人 斯里尼瓦桑·亚拉曼

巴拉穆拉利达尔·普鲁肖撒曼

米胡恩·P·乌尼

阿尼鲁达·辛哈 阿尔帕恩·帕尔

拉梅什·库马尔·罗摩克里希楠

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

代理人 杨生平 任庆威

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

审查员 熊狮

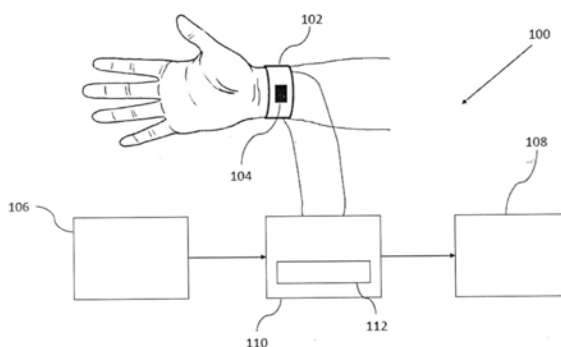
权利要求书1页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

用于连续血压监视和估计的方法和装置

(57)摘要

提供用于使用无创技术来连续估计血压的方法与装置。本方法涉及感测通过触诊径向动脉生成的位移信号。径向动脉是仿照作为一个圆柱形的沃伊特型粘弹性组织以便估计个性化血压。此模型包括位移信号与参数集合作为输入。此参数集合包括动脉的平均半径、零毫米汞柱处的半径、粘弹性阻尼参数、动脉的弹性和动脉的壁厚。此方法涉及使用启发式优化技术来优化此参数集合,这有助于估计收缩压与舒张压。此方法与装置还可以被个性化为单独监视与估计人的血压。



1. 一种用于连续估计人的血压的装置,所述装置包括:
通过人穿戴的条带;
存在于所述条带上的压电传感器,所述压电传感器感测通过触诊人的动脉生成的位移信号;
用户接口,用于提供与人的收缩压值与舒张压值有关的病史;以及
处理器,其被配置为执行以下步骤:
接收所述位移信号作为第一输入;
接收与人的收缩压值与舒张压值有关的病史作为第二输入;
使用所述位移信号与所述病史来估计参数集合,其中所述参数集合包括动脉的平均半径、零毫米汞柱处的半径、粘弹性阻尼参数、动脉的弹性和动脉的壁厚中的至少一个;
使用启发式优化技术优化粘弹性阻尼参数、动脉的平均半径、零毫米汞柱处的半径;
使用优化的粘弹性阻尼参数、优化的动脉的平均半径、优化的零毫米汞柱处的半径、动脉的弹性、以及动脉的壁厚生成作为所述处理器的输出的血压波形;以及
使用所述血压波形来估计收缩压与舒张压。
2. 根据权利要求1所述的装置,还包括用于显示所述血压波形的显示屏。
3. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述动脉是径向动脉。
4. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述条带存在于人的臂或腿或腕部的至少一个上。
5. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述装置可适于与移动的人一起使用。
6. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述处理器被配置为使用预定数量的样本控制所述血压测量的效率。
7. 根据权利要求1所述的装置,其中,使用启发式算法来优化所述参数集合。
8. 根据权利要求1所述的装置,其中,所述装置被配置为共享估计的血压到中央服务器、云或移动装置中的至少一个以便长期监视。

用于连续血压监视和估计的方法和装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求来自于2015年9月4日递交的印度非临时说明书No.3417/MUM/2015的优先权,其完整公开内容通过引用方式并入本文中。

技术领域

[0003] 本申请通常涉及血压测量。更具体地而非特别地,本发明提供用于使用由动脉的触诊生成的位移信号来连续地监视和估计人的血压的方法和装置。

背景技术

[0004] 血压测量是监视个人的健康的技术之一。通常,血压以两个读数(收缩压和舒张压)为特征。收缩压是当心脏收缩时的压力且是两个压力中较高的一个。舒张压是当心脏放松且充满血液以为另一个收缩做准备时的压力。高血压可以导致头疼、视力问题、流鼻血等。高血压可以指示几个问题,例如防二型糖尿病胃病或者毒血症。低血压导致头晕、视力模糊、昏厥,这可以为对某些疾病(像过敏反应、心脏问题、休克等)的指示。因此,必须连续监视且测量患者或个人的血压。

[0005] 传统无创血压测量方法需要袖套被强加于身体的特定部位上,且每组测量数据在经历袖套的充气和放气的时段之后获得。因此,不可能连续监视患者的血压而没有中断。除此之外,这些方法易受噪声影响。

[0006] 用于测量血压的另一个方法使用血压计。这是测量血压的听诊方法中的一个。典型血压计具有能够在患者的手臂周围卷缩的封闭袖套;用于使袖套充气的泵;测量袖套中的压力的无液血压计或汞重力血压计;以及用于检测柯氏音的听诊器或其它系统。这种装置广泛用在医院和医生的办公室以用于进行日常血压测量,但是不是很好适合于提供连续血压监视。

[0007] 用于测量血压的另一个方法为示波法。示波血压测量通过使用感测器来检测且测量压力袖套中的压力波作为通过由压力袖套限制的动脉的血波来完成。许多当前可用数字血压监视器使用示波法以用于确定血压。示波法对于连续血压监视不是理想的,因为它通常不能生成比大约每30秒一次的更频繁的更新血压读数。进一步地,该袖套压缩下面的组织。在长期之后,这可以导致组织损伤。

[0008] 通过基于光学的压力感测器技术的血压的连续测量,也已经提出了使用导管插入到血道。存在用于确定连续无创血压监视的几种其他方法。然而,它们没有被广泛地接受。问题包括对移动的敏感性、可疑准确性和不好的传感器位置。

[0009] 根据生理信号来估计BP的另一种无创方法在于使用多模式方法。例如,获取超过一个信号,像ECG和PPG,或ECG和PCG,或PCG和PPG。这里,我们必须使用多传感器,这是一种麻烦方法且是低准确率的。

[0010] 除了这些之外,基于袖套的方法可以在睡眠期间不生成代表性血压,因为重复充气引起唤醒反应,从而导致非代表性高估BP值。因此,减小充气袖套的复发使用的新颖性技

术的开发是清楚正当的。

[0011] 上述现有技术缺乏能够被持续佩戴而给患者提供完全移动性的连续血压监视系统的优势。

发明内容

[0012] 本公开的实施方式提出了作为对通过传统系统中的发明人认识到的上述技术问题的一个或多个的解决方案的技术改进。

[0013] 本申请提供了用于连续监视与估计人的血压的处理器实施方法。使用压电传感器来感测通过触诊某人的动脉生成的位移。位移信号然后放大、过滤以生成已处理的位移信号。已处理的位移信号然后作为第一输入被发送到处理器。参数集合作为第二输入被提供到处理器。此参数集合包括动脉的平均半径、零毫米汞柱处的半径、粘弹性阻尼参数、动脉的弹性与动脉的壁厚中的至少一个。然后使用此参数集合与已处理的位移信号通过处理器产生作为输出的血压波形。最终，处理器使用血压波形的最大值与最小值来估计收缩压与舒张压。

[0014] 根据另一个实施方式，本发明还提供了处理器实施方法，其中血压的连续监视与估计个性化到特定某人。在此方法中，使用与此人收缩压与舒张压有关病史与已处理的位移信号来估计此参数集合。然后使用启发式优化技术通过处理器优化粘弹性阻尼参数、动脉的平均半径以及零毫米汞柱处的半径。然后利用优化的粘弹性阻尼参数、优化的平均半径的动脉和优化零毫米汞柱处的半径、动脉的弹性、动脉的壁厚，和已处理的位移信号通过处理器生成作为输出的血压波形。最终，处理器使用血压波形的最大值与最小值来估计收缩压与舒张压。

[0015] 根据实施方式，本发明还提供了用于连续监视与估计某人的血压的装置。此装置包括通过某人穿戴的条带、压电传感器、用户界面与处理器。压电传感器存在于条带上。压电传感器感测通过触诊此人的动脉生成的位移信号。用户界面提供了参数集合。此参数集合包括动脉的平均半径、零毫米汞柱处的半径、粘弹性阻尼参数、动脉的弹性与动脉的壁厚中的至少一个。处理器执行如上面段落中所述的步骤以便在一般化与个性化情形中估计某人的收缩压与舒张压。

附图说明

[0016] 当结合附图阅读时，将会更好地理解上面的发明内容与优选实施方式的下面的详细描述。为了说明本发明的目的，在附图中示出了本发明的示例性构造；然而，本发明不限于公开的特定方法与装置。在附图中：

[0017] 图1示出了描述根据本发明的实施方式附接到人的腕部的血压监视与估计装置的框图；

[0018] 图2示出了描述根据本发明的实施方式的血压监视与估计装置的多个部分的示意图；

[0019] 图3示出了描述涉及根据本发明的实施方式的用于此人的血压监视与估计的步骤的流程图；以及

[0020] 图4示出了描述根据本发明的实施方式的用于单独监视此人的血压监视与估计中

涉及的步骤的流程图。

[0021] 此附图描述了仅用于说明目的的本发明的多个实施方式。通过下面的说明本技术领域中的技术人员将会容易认识到,在不偏离这里描述的本发明的原理的情况下可以使用这里说明的结构与方法的另选实施方式。

具体实施方式

[0022] 现在将详细讨论示出所有其特征的本发明的一些实施例。

[0023] 词语“包括”、“具有”、“包含”和“包括”及其其他形式旨在等同意义且开放的,因为下面这些词语中的任一个的一个或者多个项目不意味着是这种或这些项目的详细清单,或者不意味着限于仅仅列出的一个或多个项目。

[0024] 也必须注意,如本文和附图中所用,单数形式“一”、“一个”和“所述”包括复数参考,除非上下文另外清楚规定。虽然与本文所述的那些类似的系统和方法可以用于本发明的实施例的实践或测试,但是现在描述优选的系统和方法。在出于解释和理解的目的的以下描述中,已经对意图不在于限制本发明的范围的多个实施例做出参考。

[0025] 本发明的一个或者多个组件被描述为用于理解本说明书的模块。例如,模块可以包括由逻辑门、半导体器件、集成电路或任何其它离散组件组成的硬件电路中的自含组件。该模块也可以为由任何硬件实体例如处理器执行的任何软件程序的一部分。作为软件程序的模块的实现可以包括要由处理器或者任何其它硬件实体执行的逻辑指令集合。

[0026] 所公开的实施例仅仅是本发明的示例性实施例,其可以各种形式体现。

[0027] 本发明的方法步骤可以由执行在计算机可读介质上可触知体现的程序的一个或者多个计算机处理器执行以通过对输入进行操作且生成输出来执行本发明的功能。适当处理器包括例如通用微处理器和专用微处理器。通常,该处理器接收(读取)来自存储器(例如只读存储器和/或随机存取存储器)的指令和数据且向存储器写入(存储)指令和数据。适合于可触知体现计算机程序指令和数据的存储装置包括例如所有形式的非易失性存储器例如半导体存储装置,包括EPROM、EEPROM、和闪存装置;磁盘,例如内置硬盘和可移动硬盘;磁光盘;以及CD-ROM。上述中的任一个可以通过具体设计的ASIC(专用集成电路)或FPGA(现场可编程门阵列)补充或者被并入在具体设计的ASIC(专用集成电路)或FPGA(现场可编程门阵列)中。计算机可以通常也接收(读取)来自非暂时性计算机可读存储介质(例如内置硬盘(未示出)或可移动硬盘)的程序和数据且向非暂时性计算机可读存储介质(例如内置硬盘(未示出)或可移动硬盘)写入(存储)程序和数据。

[0028] 本申请提供用于连续监视且估计人的血压的方法。由人的动脉的触诊生成的位移使用压电传感器来感测。位移信号然后被放大,被过滤以生成已处理的位移信号。已处理的位移信号然后作为第一输入被发送到处理器。参数集合作为第二输入被提供给处理器。参数集合包括动脉的平均半径、零毫米汞柱处的半径、粘弹性阻尼参数、动脉的弹性和动脉的壁厚中的至少一个。然后,通过处理器使用参数集合和已处理的位移信号来生成作为输出的血压波形。最后,处理器使用血压波形的最大值和最小值来估计收缩压与舒张压。

[0029] 根据另一个实施例,本发明也提供一种其中血压的连续监视和估计特定于人是个性化的方法。在该方法中,参数集合使用与人的收缩压与舒张压有关的病史和已处理的位移信号来估计。粘弹性阻尼参数、动脉的平均半径和零毫米汞柱处的半径然后通过处理器

使用启发式优化算法来优化。然后通过处理器使用优化的粘弹性阻尼参数、优化的动脉的平均半径和优化的零毫米汞柱处的半径、动脉的弹性、动脉的壁厚和已处理的位移信号来生成作为输出的血压波形。最后,处理器使用血压波形的最大值和最小值来估计收缩压与舒张压。

[0030] 根据本发明的实施例,在图1中示出了用于监视和估计人的血压的装置100。装置100被配置为使用无创技术来连续监视人的血压。该装置感测和分析来人的径向动脉的压力传输属性,由此估计其他特性,例如人的舒张压、收缩压、平均血压。装置100正在以无创方式连续监视动脉脉动触诊以估计人的血压。

[0031] 根据本发明的实施例,装置100包括:条带102、存在于条带102上的压电传感器104、用户接口106、显示屏108、处理器110和信号处理模块112,如图1所示。处理器110通过有线或无线介质与用户接口106和显示屏108电耦合。信号处理模块112被配置为获取来自压电传感器104的输入以生成已处理的位移信号。处理器110被配置为从用户接口106接收已处理的信号和参数集合以估计血压且在显示屏108上显示它。应当明白,在另一个实施例中,显示屏108和用户接口106是相同的,即显示屏108可以被转换成用户接口106且用于提供输入。显示屏108可以为在市场中可购得的触摸屏或者任何其它类型的显示屏。

[0032] 通常,皮带102由人穿戴在腕部上,如图1所示。该压电传感器104以压电传感器104可以容易感测来自人的身体的脉动触诊信号的方式被附接到皮带102。在人中,生成以平均每分钟72个触诊的触诊信号。因此,与触诊对应的动脉触诊的测量和血压估计导致人的血压的连续监视和估计。动脉脉动触诊信号可以在人体的各个位置处是准确的,然而,针对脉动和血压的连续监视,必须调整适当位置。在本发明的实施例中,皮带102存在于人的腕部。更确切地说,感兴趣区域包括在腕部表面上的茎突处理地标的背侧下方1-5cm。虽然应当明白,具有本领域的公知常识的人可以以皮带102也可以由人穿戴在人体的任何其它部位例如腿、臂等处的方式容易设计装置100。也应当明白,装置100也可以以除了皮带布置之外的任何其它形式实施。

[0033] 根据本发明的实施例,在图2中示出了用于监视和估计血压的装置100的分解图。附图示出包括螺钉114、上盖116、下盖118和处理器110的装置100,该处理器可以被安装在上盖116和下盖118之间。皮带102还包括压电传感器104。

[0034] 压电传感器104感测与由人的动脉的触诊生成的位移对应的位移信号。人体的心血管系统将血液泵送到在每个心脏收缩期间脉动的动脉且创建遍及动脉树的位移波。该位移信号作为第一输入被发送到处理器110。

[0035] 处理器110还被配置为接收参数集合。参数集合用作到处理器110的第二输入。参数集合包括动脉的平均半径、零毫米汞柱处的半径、粘弹性阻尼参数、动脉的弹性和动脉的壁厚中的至少一个。参数集合从在现有技术文献中存在的标准参考集合获得。

[0036] 从标准文献获得参数集合使得装置100能够适合于普遍应用。装置100可以与任何人一起使用,不考虑与人有关的其它参数,例如人的年龄、健康等。参数集合相对于变量改变(平均值的10%)并且通过标准文献估计此参数集合的平均值。应当明白,参数集合使用用户接口106来提供。在另一个实施例中,参数集合被预先供给在处理器110中。

[0037] 根据本发明的另一个实施方式,装置100可以个性化为单独监视某人。与此人血压相关的病史被提供到处理器110。更具体地说,初始收缩压值与舒张压值被提供到处理器。

可以在使用装置100以前使用现有的血压监视装置测量初始收缩与舒张值。还可以从此人的病史获取初始收缩与舒张值。同人的收缩压与舒张压相关的病史用于计算对于此人特定的参数集合。对于此人具体地计算动脉的平均半径 (R_{mean})、零毫米汞柱处的半径 (R_0)、弹性阻尼参数 (γ)、血管的弹性 (H_0) 及动脉的壁厚。在实例中,使用用户接口106提供与人的血压相关的病史。在另一个实例中,与某人的血压相关的病史可以使用任何其它装置作为输入提供,诸如在卫生保健设施中的人的登记过程期间。在另一个实例中,可以使用云软件更新编程与人的血压相关的病史。

[0038] 处理器110包括用于执行多个功能的多个模块。多个模块包括模块,诸如信号处理模块112、接收模块(未示出),优化模块(未示出)等。信号处理模块112还可以包括前置放大器与滤波器(未示出)。

[0039] 处理器110使用预定模型来估计人的血压。此模型用于使用径向动脉与周围组织的“构成模型”来监视人的血压。通过如上限定的此参数集合来管理此模型。在另一个实施方式中,除了参数集合之外,此模型还可以考虑几个其它参数。

[0040] 根据本发明的实施方式,组成模型可以包括沃伊特型粘弹性圆柱的数学模型。此模型被频繁用于建模动脉的技术领域。沃伊特型粘弹性圆柱的数学模型用于建模在感兴趣区域处的径向动脉。感兴趣区域包括在腕部表面上的茎突地标的背侧下方1-5cm。通过此参数集合来管理此模型。参数集合在考虑下包括动脉的平均半径 (R_{mean})、在零毫米Hg的半径 (R_0)、弹性阻尼参数 (γ)、血管的弹性 (H_0) 及动脉或圆柱结构的壁厚。通常地,血管的弹性相对于人的心脏周期的状态改变。

[0041] 在本发明的实施方式中,从本技术领域中的标准文献中估计此参数集合中的几个,同时使用此模型估计其它。在另一个实施方式中,此参数集合被估计为单独地监视人。通过现有技术估计动脉的平均半径 (R_{mean})、零毫米汞柱处的半径 (R_0) 以及血管的弹性。这些参数相对于变量改变(平均值的10%)并且通过标准文献估计此参数集合的平均值。仅使用此模型估计粘弹性阻尼参数 (γ),血管的弹性 (H_0)。此模型构造为使动脉内部的压力与施加的外部压力相关。此模型还构造为使用蒙特卡洛抽样方法以推断参数的最大可能值以提供基本真实收缩压。

[0042] 根据本发明的实施方式,在将它们作为输入提供到模型以前需要优化此参数集合。在实例中,可以使用一般优化算法来优化此参数集合。应该理解的是使用任何其它优化技术诸如启发式优化方法也正好在本发明的范围内。

[0043] 在通常的优化算法中,独特的成本函数最小化以优化此参数集合。此模型使用一般的优化算法来优化粘弹性阻尼参数,这管控由径向动脉脉冲波形上的周围组织造成的阻尼。此模型进一步使用一般优化算法以便优化平均半径 ($R_{\text{平均}}$),在其周围径向动脉在拇指下方2-4.5cm的位置处,邻近桡侧腕屈肌脉冲。此模型进一步使用一般优化算法用于零毫米汞柱处的半径 (R_0) 的优化,其用于在等式周围发现参数 A_0 ,此径向动脉在拇指下方2-4.5cm的位置处,邻近桡侧腕屈肌脉冲。计算用于粘弹性阻尼参数的优化值,平均半径与在零毫米汞柱处的半径假设在生理范围内在具有特定变化的平均值周围任意地改变。然后使用提出的数学模型估计关于一定置信等级的血压值。

[0044] 此模型还使用一般算法用于多目标适配函数的L1最小化。在此模型中,用于考虑下的参数的每个的高斯分布并且从样本波形推断处最大可能压力。由于输入与输出波之间

的关系是非线性的并且不同参数可以适于不同类型的高斯具有或者没有偏度推理问题是不重要的。

[0045] 根据本发明的实施方式,此装置100还考虑人的当前情况与多种其它情境。装置100可以考虑第三参数集合同时估计血压。此第三参数集合包括诸如在径向动脉和周围组织中与周围的血型或者脂肪沉积。除此以外,此装置还可以使用在血压测量过程中的人的当前状态。例如,如果此人步行或慢跑或锻炼,根据当前情形,此装置可以操纵为估计血压。

[0046] 根据本发明的实施方式,此模型使用下面的公式来计算动脉内部的压力:

$$P = P_{\text{ext}} + \frac{\beta}{A_0} (\sqrt{A} - \sqrt{A_0}) + \Gamma \frac{\partial A}{\partial t} \quad \text{等式 (1)}$$

[0048] 其中

$$\Gamma = (\gamma/2) * (1/\sqrt{(\pi A_0)}) \quad \text{等式 (2)}$$

$$\beta = \left(\frac{4}{3}\right) \sqrt{\pi} E h \frac{1}{A_0} \quad \text{等式 (3)}$$

[0051] 其中可以如下限定多个符号:

[0052] P = 动脉内部的压力

[0053] P_{ext} = 外部地施加到动脉的压力

[0054] A = 动脉的横截面面积-假设动脉是圆形

[0055] A_0 = 在零跨壁压处的动脉的横截面面积,其中跨壁压是作用在动脉上的净压力

[0056] l = 动脉部分的长度

[0057] E = 动脉的弹性模量

[0058] h = 动脉的壁厚

[0059] γ (伽马) = 粘弹性阻尼参数或阻尼系数

[0060] 根据本发明的实施方式,在图3的流程图200中示出了用于连续监视与估计人的血压的一般方法。一般方法可以用于任何人而不考虑诸如此人的年龄、健康等的其它参数。初始地在步骤202处,通过此人的动脉的触诊生成位移。通过压电传感器104感测与位移相应的位移信号。在实施方式中,通过径向动脉感测位移信号。在步骤204中,位移信号发送到信号处理模块112以生成已处理的位移信号。信号处理模块112还可以包括前置放大器与滤波器。在步骤206中,已处理的位移作为第一输入发送到处理器110。

[0061] 在下一个步骤208中,此参数集合作为第二输入提供到处理器110。此参数集合包括动脉的平均半径、零压动脉半径、粘弹性阻尼参数、动脉的弹性和动脉血管的壁厚中的至少一个。使用用户界面106提供此参数集合。在另一个实例中,还可以使用其它方式提供此参数集合。可以从现有技术文献中存在的一组标准参考值获取此参数集合。

[0062] 在下一个步骤210中,使用此参数集合与处理的位移信号通过处理器110生成血压波形。此血压波形显示在显示屏108上。并且最终地,在步骤212处,通过平均存在于血压波形的每个周围中的全部最大值估计收缩血压。类似,在步骤212处,通过平均存在于血压波形的每个周围中的全部最小值估计舒张血压。

[0063] 根据本发明的另一个实施方式,在图4的流程图300中示出了用于连续单独地监视与估计人的血压的个性化方法。根据关于某人的收缩与舒张血压值的病史定制个性化方

法。初始地在步骤302处,通过此人的动脉的触诊生成位置。通过压电感测器104感测与位移相应的位移信号。在实施方式中,通过径向动脉感测位移信号。在步骤304中,位移信号发送到信号处理模块112以生成已处理的位移信号。信号处理模块112还可以包括前置放大器与滤波器。在步骤306中,处理的位移作为第一输入发送到处理器110。在步骤306处,处理的位移信号作为第一输入发送到处理器。

[0064] 在下一个步骤308中,关于此人的血压的病史被提供到处理器110。更具体地说,收缩与舒张血压值被提供到处理器110。可以在使用装置100以前使用现有的血压监视装置测量初始收缩与舒张值。还可以从此人的病史获取初始收缩与舒张值。在下一个步骤310中,使用与此人的血压相关的病史与处理的位移信号估计对于此人特定的磁阻参数。估计的此参数集合作为第二输入提供到处理器110。此参数集合包括动脉的平均半径、零压动脉半径、粘弹性阻尼参数、动脉的弹性和动脉血管的壁厚中的至少一个。使用用户界面106提供此参数集合。在另一个实例中,还可以使用其它方式提供此参数集合。

[0065] 在下一个步骤312中,粘弹性阻尼参数、动脉的平均半径以及零毫米汞柱处的半径通过处理器110使用启发式优化技术优化。粘弹性阻尼参数管理由在径向动脉位移信号上的周围组织造成的阻尼。零毫米汞柱处的半径用于在等式(1)中发现参数 A_0 ,在其周围径向动脉在拇指下方2-4.5cm的位置处,邻近桡侧腕屈肌3-5cm的区域处搏动。在下一个步骤314处,通过处理器110生成血压波形。此血压波形显示在显示屏108上。并且最终地,在步骤316处,通过平均存在于血压波形的每个周围中的全部最大值估计收缩血压。类似,在步骤212处,通过平均存在于血压波形的每个周围中的全部最小值估计舒张血压。

[0066] 根据本发明的实施方式,此装置还构造为估计收缩血压时间与舒张血压时间。通过测量收缩升高时间与舒张开始时间之间的时间差来测量估计的收缩血压时间。通过测量舒张开始时间到血压波形的起始点之间的时间差估计舒张血压时间。

[0067] 根据本发明的实施方式,还可以在动态场景中使用此装置100。在现有的血液监视器中,当某人移动时或者当某人睡眠时难以监视血压。当前装置100附接到某人以便即使当此人移动或睡眠时也监视与估计血压。此装置100设计稳定信号处理技术以生成无噪音位移信号以便估计血压。

[0068] 根据本发明的实施方式,可以控制装置100的计算效率。在血压的估计过程中可以通过使用适当数量的样本来控制计算效率。通过这样做,可能降低血压估计的准确性。

[0069] 根据本发明的实施方式,还可以使用概率技术使此方法一般化。在此情形中,在使用以前在不每次定制它的情况下,此装置可以用于任何人。

[0070] 应该理解的是,此装置与方法还可以用于估计诸如心率等的人的其它参数。还应该理解的是还可以使用hrllasika为基础的可穿戴楠迪传感器实施此装置。

[0071] 鉴于上述,应该理解的是,本发明提供了使用从动脉捕获的触诊信号持续估计血压的方法与装置。此外,应该理解的是上述仅涉及本发明的示例性实施方式,并且在不偏离如通过下面权利一要求限定的本发明的精神与范围的情况下可以对那里作出多种改变。

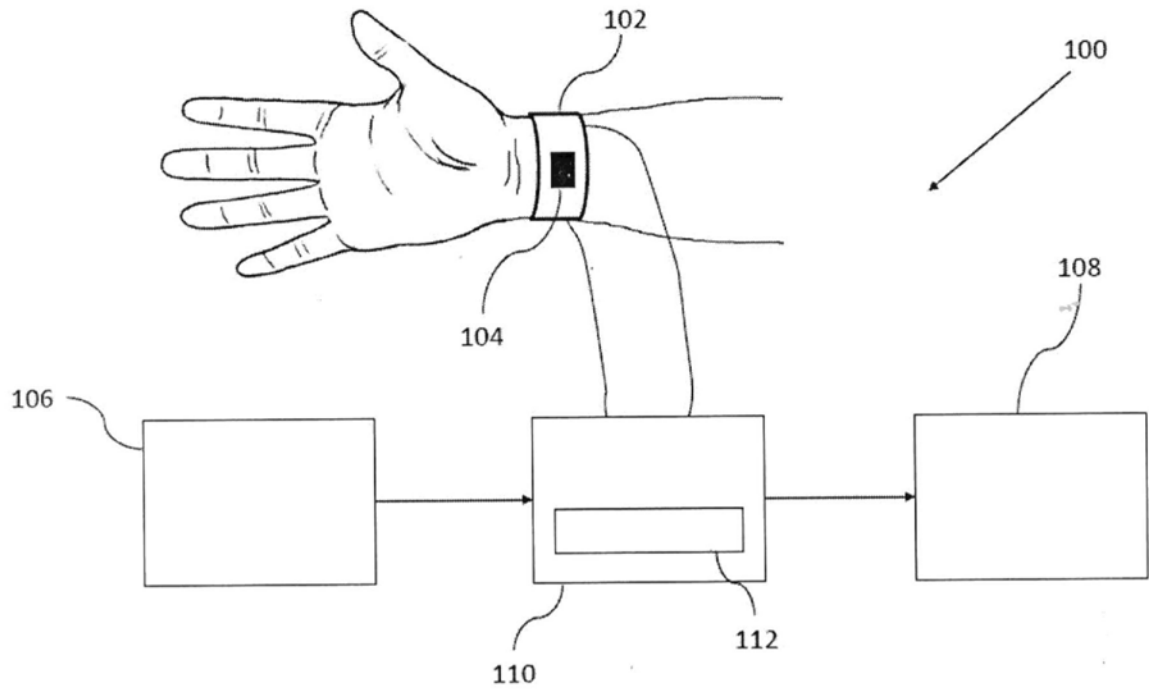


图1

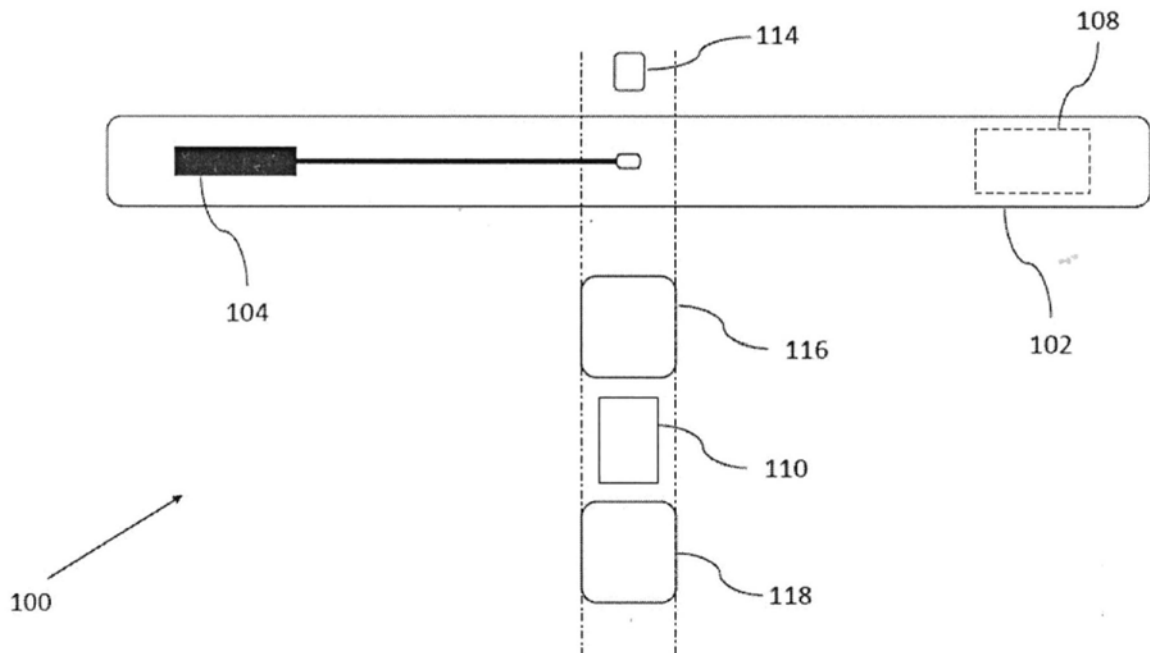


图2

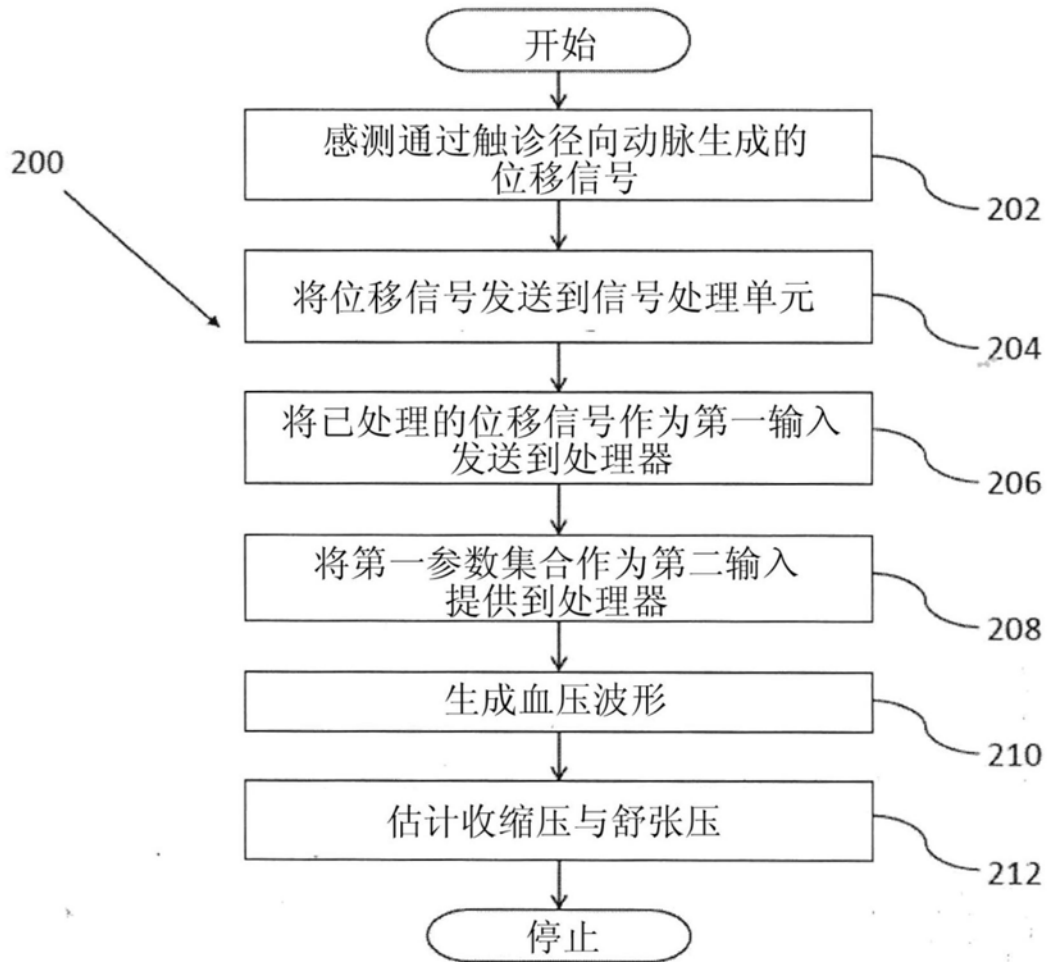


图3

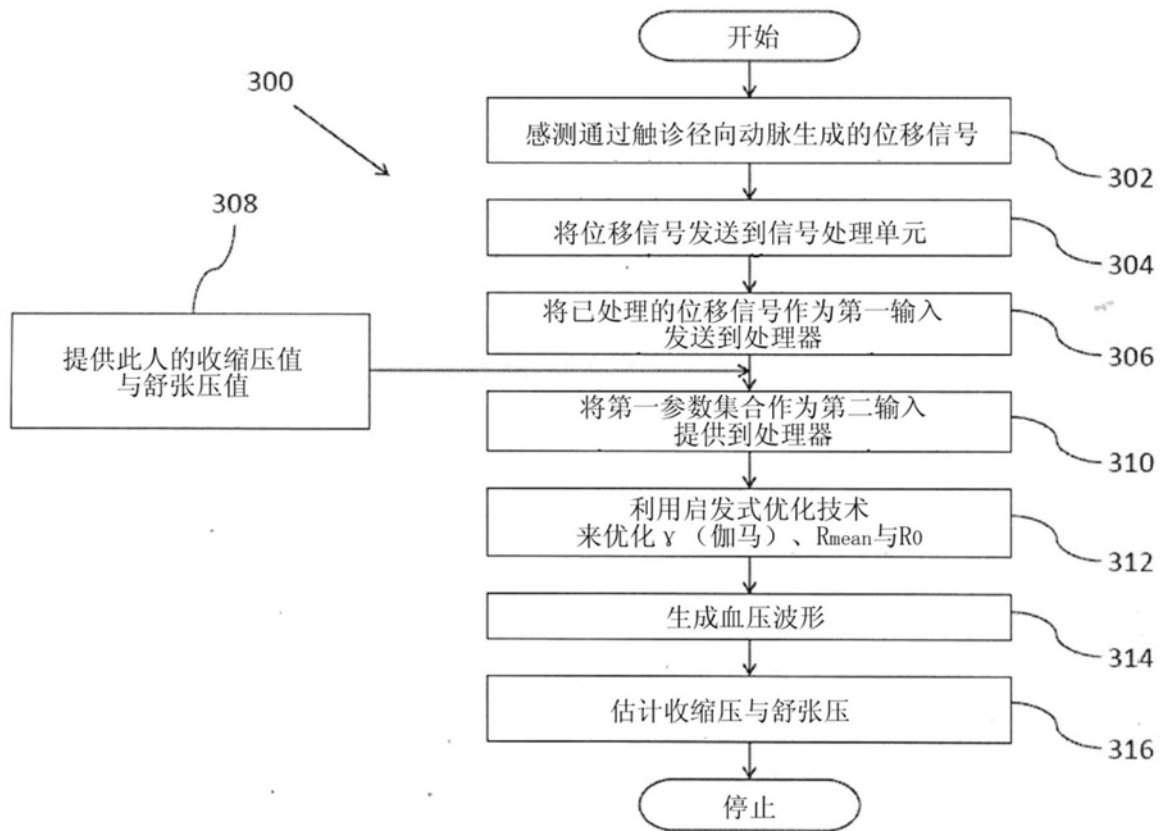


图4

专利名称(译)	用于连续血压监视和估计的方法和装置		
公开(公告)号	CN106491108B	公开(公告)日	2019-08-20
申请号	CN201610803255.0	申请日	2016-09-05
申请(专利权)人(译)	塔塔咨询服务服务有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	塔塔咨询服务服务有限公司		
[标]发明人	斯里尼瓦桑亚拉曼 巴拉穆拉利达尔普鲁肖撒曼 米胡恩 P 乌尼 阿尼鲁达辛哈 阿尔帕恩帕尔 拉梅什库马尔罗摩克里希楠		
发明人	斯里尼瓦桑·亚拉曼 巴拉穆拉利达尔·普鲁肖撒曼 米胡恩·P·乌尼 阿尼鲁达·辛哈 阿尔帕恩·帕尔 拉梅什·库马尔·罗摩克里希楠		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/02116 A61B5/02125 A61B5/6802 A61B5/6824 A61B5/6828 A61B5/6831 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/021 A61B5/7271 A61B5/0022 A61B5/02108 A61B5/02133 A61B5/7278 A61B5/743 G01L9/008		
代理人(译)	杨生平		
优先权	3417MUM2015 2015-09-04 IN		
其他公开文献	CN106491108A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供用于使用无创技术来连续估计血压的方法与装置。本方法涉及感测通过触诊径向动脉生成的位移信号。径向动脉是仿照作为一个圆柱形的沃伊特型粘弹性组织以便估计个性化血压。此模型包括位移信号与参数集合作为输入。此参数集合包括动脉的平均半径、零毫米汞柱处的半径、粘弹性阻尼参数、动脉的弹性和动脉的壁厚。此方法涉及使用启发式优化技术来优化此参数集合，这有助于估计收缩压与舒张压。此方法与装置还可以被个性化为单独监视与估计人的血压。

