



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108720821 A

(43)申请公布日 2018.11.02

(21)申请号 201810523004.6

(22)申请日 2018.05.28

(71)申请人 京东方科技集团股份有限公司

地址 100015 北京市朝阳区酒仙桥路10号

(72)发明人 曹世杰 邓伟 张忆非 裴宏岩
王澍

(74)专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司 11225

代理人 黄威 夏东栋

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

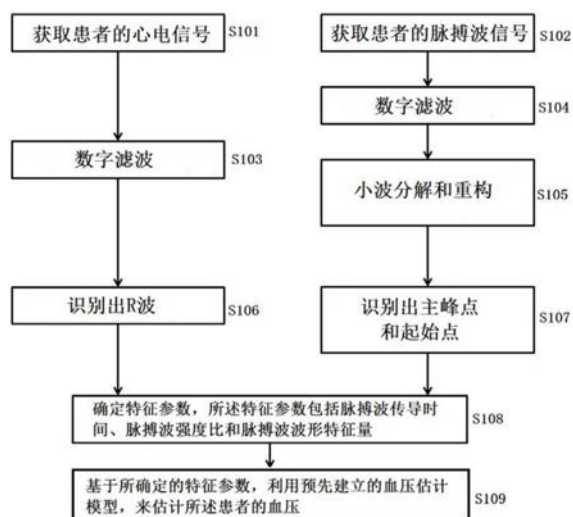
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

一种血压估计装置和血压估计系统

(57)摘要

本公开涉及一种血压估计装置和血压估计系统。该血压估计装置包括存储器、处理器及可由所述处理器执行的计算机可执行指令,处理器执行指令时实现:获取患者的同步的心电信号和脉搏波信号;对心电信号进行数字滤波并从数字滤波后的心电信号中识别出R波;对脉搏波信号进行数字滤波和小波分解重构,并从重构得到的脉搏波信号中识别出起始点和主峰点;基于心电信号中识别出的R波以及所述脉搏波信号中识别出的起始点和主峰点确定特征参数,特征参数包括脉搏波传导时间、脉搏波强度比和脉搏波波形特征量;基于所确定的特征参数,利用预先建立的血压估计模型,来估计所述患者的血压。该装置能无创、舒适、迅速且精确地估计患者的血压,且成本较低。



1. 一种血压估计装置,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可由所述处理器执行的计算机可执行指令,其特征在于,所述处理器执行所述计算机可执行指令时实现如下步骤:

获取患者的同步的心电信号和脉搏波信号;

对所述心电信号进行数字滤波并从数字滤波后的心电信号中识别出R波;

对所述脉搏波信号进行数字滤波和小波分解重构,并从重构得到的脉搏波信号中识别出起始点和主峰点;

基于所述心电信号中识别出的R波以及所述脉搏波信号中识别出的起始点和主峰点确定特征参数,所述特征参数包括脉搏波传导时间、脉搏波强度比和脉搏波波形特征量;

基于所确定的特征参数,利用预先建立的血压估计模型,来估计所述患者的血压。

2. 根据权利要求1所述的血压估计装置,其特征在于,对所述脉搏波信号进行小波分解重构的步骤包括:

对数字滤波后的脉搏波信号进行小波分解,以得到一组小波系数;

将所述一组小波系数中与基线漂移对应的频带范围内的近似系数置零,从而得到处理后的一组小波系数;以及

基于处理后的所述一组小波系数进行小波重构。

3. 根据权利要求2所述的血压估计装置,其特征在于,对数字滤波后的脉搏波信号进行小波分解的步骤利用多贝西4小波作为小波基将数字滤波后的脉搏波信号分解为8到12层。

4. 根据权利要求2所述的血压估计装置,其特征在于,所述脉搏强度比 $PIR = \frac{P_s}{P_d}$, 其中 P_s 为重构得到的脉搏波信号中主峰点相对于基线的高度, P_d 为重构得到的脉搏波信号中起始点相对于基线的高度,

采用K值作为所述脉搏波波形特征量,

$$K = \frac{P_m - P_d}{P_s - P_d}, \text{ 其中 } P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt, \text{ } P(t) \text{ 为脉搏波信号的 } t \text{ 时刻点相对于基线的高度, } T$$

为一个心拍的周期。

5. 根据权利要求4所述的血压估计装置,其特征在于,所述特征参数还包括患者的身体质量指数。

6. 根据权利要求5所述的血压估计装置,其特征在于,所述血压估计模型由以下公式表示:

$$DBP = \frac{a}{PIR} + bBMI + cK + d$$

$$SBP = \frac{a}{PIR} + bBMI + cK + \frac{e}{PTT^2} + f$$

其中,a、b、c、d、e和f为常数,DBP表示舒张压,SBP表示收缩压,PIR表示脉搏波强度比,PTT表示脉搏波传导时间,BMI表示身体质量指数。

7. 根据权利要求1-6中任何一项所述的血压估计装置,其特征在于,所述脉搏波传导时间为识别出的R波与识别出的主峰点之间的时间差值。

8. 根据权利要求1-6中任何一项所述的血压估计装置,其特征在于,所述血压估计模型

通过如下方式预先建立：

获取之前采集的同步的心电信号和脉搏波信号及其对应的血压测量值；

基于之前采集的同步的心电信号和脉搏波信号确定所述特征参数；

利用所确定的特征参数及其对应的血压测量值作为训练数据集，来建立所述血压估计模型。

9. 一种计算机可读存储介质，其上存储有计算机可执行指令，所述计算机可执行指令由处理器执行时，实现如下步骤：

获取患者的同步的心电信号和脉搏波信号；

对所述心电信号进行数字滤波并从数字滤波后的心电信号中识别出R波；

对所述脉搏波信号进行数字滤波和小波分解重构，并从重构得到的脉搏波信号中识别出起始点和主峰点；

基于所述心电信号中识别出的R波以及所述脉搏波信号中识别出的起始点和主峰点确定特征参数，所述特征参数包括脉搏波传导时间、脉搏波强度比和脉搏波波形特征量；

基于所确定的特征参数，利用预先建立的血压估计模型，来估计所述患者的血压。

10. 一种血压估计系统，其特征在于，所述血压估计系统包括：

心电采集装置，用于采集心电信号；

脉搏波采集装置，用于采集脉搏波信号；以及

根据权利要求1-6中任何一项所述的血压估计装置，可通信地连接到所述心电采集装置和所述脉搏波采集装置，用于获取所述心电采集装置所采集的心电信号和所述脉搏波采集装置所采集的脉搏波信号。

一种血压估计装置和血压估计系统

技术领域

[0001] 本公开涉及医疗设备领域,尤其涉及生理参数估计装置和系统,更具体地,涉及一种血压估计装置和血压估计系统。

背景技术

[0002] 随着人们的日常保健和养生意识的逐渐增强,求医人数日益增加,单纯依靠求医已经不能满足人们的健康保障的需求。家庭血压测量作为临床血压测量的补充,能够随时、及时和实时了解血压情况,并且费用较低,省时省力,简单方便。

[0003] 传统采用柯氏音听诊法所获得的血压不能够实现连续测量,频繁地使用袖带会造成袖带下血管和组织的压迫与不适。同时由于基于袖带的血压计无法小型化,不方便携带,不能满足高血压患者随时测量的需求。

[0004] 目前开发出了各种无袖带测量血压的技术以及相关的可穿戴设备,其中引入了基于脉搏波信号(PPG)和心电信号(ECG)的血压测量。然而手臂部位采集的桡动脉的脉搏波信号弱,受到的干扰较多,噪声大,影响特征点识别的准确性;另外,血压的计算多基于传统线性模型,致使计算出的血压值准确度并不高。

发明内容

[0005] 为解决上述问题,需要一种基于同步的心电信号和脉搏波信号的血压估计装置和血压估计系统,其能够摆脱对袖带的依赖,无创、舒适、迅速且精确地估计患者的血压,并且成本较低,便于推广和应用。

[0006] 根据本公开的第一方案,提供了一种血压估计装置,包括存储器、处理器及存储在存储器上并可由所述处理器执行的计算机可执行指令,其特征在于,所述处理器执行所述计算机可执行指令时实现如下步骤:获取患者的同步的心电信号和脉搏波信号;对所述心电信号进行数字滤波并从数字滤波后的心电信号中识别出R波;对所述脉搏波信号进行数字滤波和小波分解重构,并从重构得到的脉搏波信号中识别出起始点和主峰点;基于所述心电信号中识别出的R波以及所述脉搏波信号中识别出的起始点和主峰点确定特征参数,所述特征参数包括脉搏波传导时间、脉搏波强度比和脉搏波波形特征量;基于所确定的特征参数,利用预先建立的血压估计模型,来估计所述患者的血压。

[0007] 在一些实施例中,对所述脉搏波信号进行小波分解重构的步骤包括:对数字滤波后的脉搏波信号进行小波分解,以得到一组小波系数;将所述一组小波系数中与基线漂移对应的频带范围内的近似系数置零,从而得到处理后的一组小波系数;以及基于处理后的所述一组小波系数进行小波重构。

[0008] 在一些实施例中,对数字滤波后的脉搏波信号进行小波分解的步骤利用多贝西4小波作为小波基将数字滤波后的脉搏波信号分解为8到12层。

[0009] 在一些实施例中,所述脉搏强度比 $PIR = \frac{P_s}{P_d}$, 其中 P_s 为重构得到的脉搏波信号中主

峰点相对于基线的高度, P_d 为重构得到的脉搏波信号中起始点相对于基线的高度, 并且采用 K 值作为所述脉搏波波形特征量,

[0010] $K = \frac{P_m - P_d}{P_s - P_d}$, 其中 $P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt$, $P(t)$ 为脉搏波信号的 t 时刻点相对于基线的高度, T 为一个心拍的周期。

[0011] 在一些实施例中, 所述特征参数还包括患者的身体质量指数。

[0012] 在一些实施例中, 所述血压估计模型由以下公式表示:

[0013] $DBP = \frac{a}{PIR} + bBMI + cK + d$

[0014] $SBP = \frac{a}{PIR} + bBMI + cK + \frac{e}{PTT^2} + f$

[0015] 其中, a 、 b 、 c 、 d 、 e 和 f 为常数, DBP 表示舒张压, SBP 表示收缩压, PIR 表示脉搏波强度比, PTT 表示脉搏波传导时间, BMI 表示身体质量指数。

[0016] 在一些实施例中, 所述脉搏波传导时间为识别出的 R 波与识别出的主峰点之间的时间差值。

[0017] 在一些实施例中, 所述血压估计模型通过如下方式预先建立: 获取之前采集的同步的心电信号和脉搏波信号及其对应的血压测量值; 基于之前采集的同步的心电信号和脉搏波信号确定所述特征参数; 利用所确定的特征参数及其对应的血压测量值作为训练数据集, 来建立所述血压估计模型。

[0018] 根据本公开的第二方案, 提供一种计算机可读存储介质, 其上存储有计算机可执行指令, 所述计算机可执行指令由处理器执行时, 实现如下步骤: 获取患者的同步的心电信号和脉搏波信号; 对所述心电信号进行数字滤波并从数字滤波后的心电信号中识别出 R 波; 对所述脉搏波信号进行数字滤波和小波分解重构, 并从重构得到的脉搏波信号中识别出起始点和主峰点; 基于所述心电信号中识别出的 R 波以及所述脉搏波信号中识别出的起始点和主峰点确定特征参数, 所述特征参数包括脉搏波传导时间、脉搏波强度比和脉搏波波形特征量; 基于所确定的特征参数, 利用预先建立的血压估计模型, 来估计所述患者的血压。

[0019] 根据本公开的第三方案, 提供一种血压估计系统, 其特征在于, 所述血压估计系统包括: 心电采集装置, 用于采集心电信号; 脉搏波采集装置, 用于采集脉搏波信号; 以及上述的血压估计装置, 可通信地连接到所述心电采集装置和所述脉搏波采集装置, 用于获取所述心电采集装置所采集的心电信号和所述脉搏波采集装置所采集的脉搏波信号。

[0020] 应当理解, 前面的一般描述和以下详细描述都仅是示例性和说明性的, 而不是用于限制本公开。

[0021] 本节提供本公开中描述的技术的各种实现或示例的概述, 并不是所公开技术的全部范围或所有特征的全面公开。

附图说明

[0022] 为了更清楚地说明本公开实施例的技术方案, 下面将对实施例的附图作简单地介绍, 显而易见地, 下面描述中的附图仅仅涉及本公开的一些实施例, 而非对本公开的限制。

[0023] 图1示出根据本公开实施例的血压估计装置中执行的血压估计方法的流程图;

- [0024] 图2示出根据本公开实施例的血压估计装置的图示；
- [0025] 图3 (a) 和图3 (b) 分别示出根据本公开实施例的心电信号和数字滤波后的心电信号的图示；
- [0026] 图4 (a) 和图4 (b) 分别示出根据本公开实施例的脉搏波信号和数字滤波后的脉搏波信号的图示；
- [0027] 图5示出根据本公开实施例的数字滤波后尚未进行小波分解重构的脉搏波信号和小波分解重构后的脉搏波信号的对比图示；
- [0028] 图6 (a) 示出根据本公开实施例的心电信号中识别出的R波的示意性图示；
- [0029] 图6 (b) 示出根据本公开实施例的脉搏波信号中识别出的主峰点和起始点的示意性图示；以及
- [0030] 图7示出根据本公开实施例的一个心拍内的脉搏波信号的波形图。

具体实施方式

[0031] 为了使得本公开实施例的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合本公开实施例的附图，对本公开实施例的技术方案进行清楚、完整地描述。显然，所描述的实施例是本公开的一部分实施例，而不是全部的实施例。基于所描述的本公开的实施例，本领域普通技术人员在无需创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例，都属于本公开保护的范围。

[0032] 除非另外定义，本公开使用的技术术语或者科学术语应当为本公开所属领域内具有一般技能的人士所理解的通常意义。本公开中使用的“第一”、“第二”以及类似的词语并不表示任何顺序、数量或者重要性，而只是用来区分不同的组成部分。“包括”或者“包含”等类似的词语意指出现该词前面的元件或者物件涵盖出现在该词后面列举的元件或者物件及其等同，而不排除其他元件或者物件。

[0033] 为了保持本公开实施例的以下说明清楚且简明，本公开省略了已知功能和已知部件的详细说明。

[0034] 根据本公开的实施例，提供一种计算机可读存储介质，其上存储有计算机可执行指令，所述计算机可执行指令由处理器执行时，实现血压估计方法，图1示出所述血压估计方法的示例的流程图。所述计算机可读存储介质可以采用各种形式，包括但不限于例如易失性存储器和/或非易失性存储器。易失性存储器例如可以包括随机存取存储器 (RAM) 和/或高速缓冲存储器 (cache) 等。非易失性存储器例如可以包括只读存储器 (ROM)、硬盘、可擦除可编程只读存储器 (EPROM)、便携式紧致盘只读存储器 (CD-ROM)、USB存储器、闪存等。

[0035] 如图1所示，所述血压估计方法包括如下步骤：获取患者的同步的心电信号和脉搏波信号 (S101和S102)；对所述心电信号进行数字滤波 (S103) 并从数字滤波后的心电信号中识别出R波 (S106)；对所述脉搏波信号进行数字滤波 (S104) 和小波分解重构 (S105)，并从重构得到的脉搏波信号中识别出起始点和主峰点 (S107)；基于所述心电信号中识别出的R波以及所述脉搏波信号中识别出的起始点和主峰点确定特征参数，所述特征参数包括脉搏波传导时间、脉搏波强度比和脉搏波波形特征量 (S108)；及基于所确定的特征参数，利用预先建立的血压估计模型，来估计所述患者的血压 (S109)。

[0036] 注意，所获取的患者的的心电信号和脉搏信号是同步的，这可以通过接收同步采集

的患者的心电信号和脉搏信号来实现,也可以通过接收非同步采集的患者的心电信号和脉搏信号并进行信号配准以消除采集时间差来实现。对心电信号的处理步骤S103和S104的处理支路和对脉搏波信号的处理步骤S104、S105和S107的处理支路可以彼此并行执行,也可以先后执行,只要从数字滤波后的心电信号中识别出R波并从小波分解和重构得到的脉搏波信号中识别出起始点和主峰点,以便基于其来确定血压估计的特征参数。

[0037] 图2示出根据本公开实施例的血压估计装置200的结构框图。如图2所示,该血压估计装置200包括:存储器203,存储器203上存储有计算机可执行指令;以及处理器204,其中,所述处理器204执行所述计算机可执行指令时,实现如图1中所示的血压估计方法的各个步骤。处理器204可以通信地联接到存储器203,并且处理器204可以被配置为执行存储于其上的计算机可执行指令。例如,处理器204可以执行存储器203上存储的操作系统205,也可以执行存储器203上存储的血压估计单元206中用于实现上述血压估计方法的计算机可执行指令。在一些实施例中,用于实现上述血压估计方法的计算机可执行指令可以以应用程序的方式(血压估计单元206)存储在存储器203中,但须知,该单元以其功能来划分,因此也可根据功能改变单元的划分,例如,其可以与心电信号和/或脉搏波信号的检测分析模块整合。

[0038] 处理器204可以是处理装置,包括例如微处理器、中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)、加速处理单元(APU)等的一个或更多通用处理装置。更具体地,处理器204可以是复杂指令集计算(CISC)微处理器、精简指令集计算(RISC)微处理器、超长指令字(VLIW)微处理器、实现其它指令集的处理器、或实现指令集的组的处理器。处理器204还可以是一个或更多专用处理装置,例如专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、数字信号处理器(DSP)、片上系统(SOC)等。如本领域技术人员将领会的,在一些实施例中,处理器204可以是专用处理器而不是通用处理器。处理器204可以包括一个或更多已知的处理装置,例如来自Intel™制造的Pentium™、Core™、Xeon™、或Itanium®系列的微处理器,由AMD™制造的Turion™、Athlon™、Sempron™、Opteron™、FX™、Phenom™系列的微处理器,或由太阳微系统公司制造的任何各种处理器。处理器204还可以包括加速处理单元,例如由AMD™制造的台式A-4(6,8)系列™,Intel™制造的Xeon Phi™系列。公开的实施例不限于任何类型的(一个或数个)处理器,其以其他方式被配置为满足识别、分析、保持、生成和/或提供大量心电信号数据或处理这样的心电信号数据的计算需求,或以其他方式被配置为处理与所公开的实施例一致的任何其它类型的数据。此外,术语“处理器”可包括多于一个处理器,例如,多核设计或每一个都具有多核设计的多个处理器。处理器204可以执行存储在存储器203的计算机程序指令序列以执行本文中更详细地说明的各种操作、处理、方法。

[0039] 例如,存储器203可以包括一个或多个计算机程序产品的任意组合,计算机程序产品可以包括各种形式的计算机可读存储介质,例如易失性存储器和/或非易失性存储器。易失性存储器例如可以包括随机存取存储器(RAM)和/或高速缓冲存储器(cache)等。非易失性存储器例如可以包括只读存储器(ROM)、硬盘、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、便携式紧致盘只读存储器(CD-ROM)、USB存储器、闪存等。

[0040] 在所述血压估计方法中,可以对患者的心电信号进行数字滤波(步骤S103),例如采用梳状滤波器来去除工频干扰,利用带通滤波器来滤除高频噪声,采用自适应快速线性拟合来消除基线漂移的影响,等等。图3(a)和图3(b)分别示出根据本公开实施例的(原始)

心电信号和数字滤波后的心电信号的图示,从中可见,通过数字滤波消除了心电信号中的高频噪声和斜坡形状的基线漂移。

[0041] 在一些实施例中,可以对患者的脉搏波信号进行类似的数字滤波(步骤S104),患者的脉搏波信号和数字滤波后的脉搏波信号分别如图4(a)和图4(b)所示,从中可见,通过数字滤波消除了脉搏波信号中的高频噪声,但是由于脉搏波信号信号弱,受到干扰较多,例如运动伪迹导致的基线漂移,这些干扰通过数字滤波无法有效地去除,采用小波分解和重构(步骤S105)能够有效地去除这些干扰。

[0042] 小波分解和重构实现如下。可以对数字滤波后的脉搏波信号进行多层的小波分解,以得到一组小波系数。根据小波分解的原理,下一层的小波分解针对上层的小波近似分量进行,每完成一层小波分解,输出的下层的近似分量的频带宽度是上层的近似分量的频带宽度的一半。因此,随着分解层数的递增,分解分量的频率逐渐降低。通过适当层数的小波分解,能够得到与基线漂移的噪声频带范围对应的频带范围的近似系数,将其置零,从而得到处理后的一组小波系数。然后,可基于处理后的所述一组小波系数进行小波重构。由于小波变换兼顾时域和频率的准确度,通过小波分解能够在时域和频域两者中准确地去除脉搏波信号中的基线漂移的噪声分量,如图5所示,而保留体现脉搏波信号的波形特征的有用信息。

[0043] 在一些实施例中,利用多贝西4小波作为小波基将数字滤波后的脉搏波信号分解为8到12层。多贝西4小波与脉搏波信号的波形较为相似,从而能使得有用信息分解对应的小波系数与噪声分解对应的小波系数差异尽量明显,进而改善去噪效果。对数字滤波后的脉搏波信号分解为8到12层后,所得的近似系数的频带范围正好覆盖了脉搏波信号中基线漂移的噪声频带范围,如此可以确保准确去除基线漂移的噪声分量,又能避免分解尺度过大导致的重构失真度的增加。

[0044] 特征参数的选择很大程度上影响血压估计的精确度,在一些实施例中,选择脉搏波传导时间、脉搏波强度比和脉搏波波形特征量作为特征参数。在本文中,术语“脉搏波传导时间”是发生R波传导到脉搏波形成主峰所需的传输时间,术语“脉搏波强度比”表示主峰的信号强度与起始点的信号强度的比,术语“脉搏波波形特征量”是表征脉搏波的波形的参数。基于数字滤波后的心电信号中的R波(如图6(a)中的▼所示)、小波重构得到的脉搏波信号中的主峰点(如图6(b)中的▲所示)和起始点(如图6(b)中的○所示),可以确定脉搏波传导时间、脉搏波强度比和脉搏波波形特征量。

[0045] 在一些实施例中,可以采用同个心拍中识别出的R波与识别出的主峰点之间的时间差值作为脉搏波传导时间,但脉搏波传导时间并不限于此,也可以采用同个心拍中心电波形的起始点与脉搏波波形的起始点之间的时间差值作为脉搏波传导时间,等等。优选地,采用同个心拍中识别出的R波与识别出的主峰点之间的时间差值作为脉搏波传导时间,心电信号中R波的识别和脉搏波信号中主峰点的识别的时域精确度较高,从而增加了所计算的脉搏波传导的时域精度。

[0046] 在一些实施例中,参见公式(1),所述脉搏波强度比(PIR)可以为脉搏波信号中主峰点相对于基线的高度 P_s 与起始点相对于基线的高度 P_d (如图7所示)的比值。

[0047]
$$PIR = \frac{P_s}{P_d}$$
 公式(1)

[0048] 虽然图7中示出基线的幅值为0,但并非必须如此,参见图5所示,也可以在基线幅值非零的重构的脉搏波上计算PIR,通过计算主峰点相对于基线的高度 P_s 与起始点相对于基线的高度 P_d 的比值作为PIR,能够消除基线对信号强度的影响。

[0049] 在一些实施例中,可以采用表征脉搏波的波形的各种参数作为脉搏波波形特征量,例如,可以是收缩期内波形的幅值在时域上的积分值、舒张期内波形的幅值在时域上的积分值、以及两个积分值的比值,等等。在一些实施例中,可以采用K值来作为脉搏波波形特征量,K值由公式(2)定义如下:

$$[0050] \quad K = \frac{P_m - P_d}{P_s - P_d}, \text{ 其中 } P_m = \frac{1}{T} \int_0^T P(t) dt \quad \text{公式 (2),}$$

[0051] 其中, $P(t)$ 为脉搏波信号的 t 时刻点相对于基线的高度, T 为一个心拍的周期,K值大小决定脉搏波的脉图面积,它能代表与人体心血管相关的重要参数,例如血管外周阻力、血管壁弹性和血液粘度等变化。

[0052] 通过采用上述各种形式的脉搏波传导时间、脉搏波强度比和脉搏波波形特征量作为特征参数,利用大量之前获取的同步的心电信号和脉搏波信号以及对应的血压实际测量值作为训练数据集,可以预先建立所述血压估计模型,所述血压估计模型接收上述特征参数作为输入,提供估计的血压,例如估计的舒张压、收缩压、平均压中的任何一种或数种,作为输出。在一些实施例中,所述血压估计模型可以采用各种算法来实现,包括但不限于线性模型(估计准确度较低)、多项式模型、支持向量机回归模型等等。

[0053] 在一些实施例中,所述特征参数还可以引入患者的身体质量指数BMI, $BMI = m/h^2$ (m 为患者的质量, h 为患者的身高),从而在血压估计模型中计入人体肥瘦程度与血压之间的关系,通过样本测试,计入BMI的血压估计模型在血压估计的精确度上更好。

[0054] 在一些实施例中,所述血压估计模型可以由以下公式(3)表示:

$$[0055] \quad DBP = \frac{a}{PIR} + bBMI + cK + d$$

$$[0056] \quad SBP = \frac{a}{PIR} + bBMI + cK + \frac{e}{PTT^2} + f \quad \text{公式 (3),}$$

[0057] 其中, a 、 b 、 c 、 d 、 e 和 f 为常数,K即为上文中提及的用作脉搏波波形特征量的 k 值,DBP表示舒张压,SBP表示收缩压,PIR表示脉搏波强度比,PTT表示脉搏波传导时间,BMI表示身体质量指数。可以基于之前获取的同步的心电信号和脉搏波信号中处理得到的PIR、K、PTT、患者的BMI以及对应的DBP实际测量值(或SBP实际测量值)作为训练数据集,通过最小二乘法进行拟合,来得到常数 a 、 b 、 c 、 d 、 e 和 f 。如此拟合得到的血压估计模型所估计的血压值的误差较小,且由于对患者个体的BMI的引入,拟合得到的常数 a 、 b 、 c 、 d 、 e 和 f 在不同肥瘦程度的患者之间一致性较好,从而训练数据集可以来自于不同肥瘦程度的患者的之前获取的同步的心电信号和脉搏波信号以及对应的血压实际测量值,从而使得训练数据集的获得更便利;且建立后的上述血压估计模型可以便利地转用于不同肥瘦程度的患者,从而改善了其对于患者群体的适用性。

[0058] 在一些实施例中,血压估计装置200还可以包括输入装置208。输入装置208例如可以为键盘、鼠标、遥控器或带触摸功能的触摸屏等。输入装置208可被用于从外部计算机设备、从用户(例如医生)等处接收指令。医生可以利用该输入装置208与血压估计装置200进

行交互,例如,利用该输入装置208选择特征参数的类型、选择小波基和小波分解的层数等等。

[0059] 通信接口202包括接合到硬连线、无线、光学等介质中的任何一个以与另一设备通信的任何机制,诸如存储器总线接口、处理器总线接口、互联网连接、磁盘控制器等。可以通过提供配置参数和/或发送信号来将通信接口202配置成将该通信接口202准备好以提供描述软件内容的数据信号。可以经由发送到通信接口202的一个或更多个命令或信号来访问通信接口202。

[0060] 虽然图2中示出了血压估计装置200经由通信接口202连接到心电采集装置201和脉搏波采集装置210,从而获取由心电采集装置201采集的心电信号和由脉搏波采集装置210采集的脉搏波信号。但在一些实施例中,血压估计装置200,尤其是血压估计单元206,也可以整合在心电采集装置201和/或脉搏波采集装置210中。在一些实施例中,所述心电采集装置201和脉搏波采集装置210可以整合在多功能无创可穿戴装置(例如监护腕表、手环等)中,则血压估计装置200尤其血压估计单元206可以整合在该多功能无创可穿戴装置中。在一些实施例中,所述多功能无创可穿戴装置可以与便携式通信装置例如手机通信连接,而血压估计单元206可以以App的形式安装在手机中。如此,能够实时地监测血压的情况,在血压出现异常时,例如高血压或低血压时,在可穿戴装置或与之通信连接的手机上发出警报。

[0061] 在一些实施例中,血压估计装置200还可以经由通信接口202连接到数据库207。可以将多个心电采集装置201采集的心电信号以及脉搏波采集装置210采集的脉搏波信号存储在数据库207中,以供其他装置调用。还可以将血压估计单元206的血压估计结果连同相应的心电信号和脉搏波信号经由通信接口202传输并存储到数据库207,可供其他血压估计装置200作为训练数据集调用,也可供其他用户例如医生调用用于心血管系统疾病的诊断。所述数据库207包括诸如Oracle™数据库、Sybase™数据库、或其他的关系数据库,并且可以包括诸如Hadoop序列文件、HBase、Cassandra或其他的非关系数据库。

[0062] 在一些实施例中,血压估计装置200还可以包括输出装置209。输出装置209可以用于输出检测结果。例如,输出装置209可以为显示器、打印机、投影仪等,以显示估计结果和/或相应的心电信号波形和脉搏波信号波形。医生可以通过显示器、打印版本、投影屏幕等查看估计结果、心电信号波形和脉搏波波形。

[0063] 在本公开的一些实施例中,还提供一种血压估计系统,所述血压估计系统包括:心电采集装置201,用于采集心电信号;脉搏波采集装置210,用于采集脉搏波信号;以及上述的血压估计装置200,可通信地连接到所述心电采集装置和所述脉搏波采集装置,用于获取所述心电采集装置所采集的心电信号和所述脉搏波采集装置所采集的脉搏波信号。

[0064] 以上各个实施例的血压估计流程实现为一系列步骤,但,并非本公开的血压估计流程一定要由各个实施例所包含的各个步骤及其特定组合来实现,不同实施例所包含的各个步骤在不偏离本公开的主旨的情况下,也可以互相组合,且各个步骤的次序也可做调整,以上这些组合的改变和次序的调整所能实现的血压估计流程均作为本公开的实施例包含于此。

[0065] 以上实施例仅为本发明的示例性实施例,不用于限制本发明,本发明的保护范围由权利要求书限定。本领域技术人员可以在本发明的实质和保护范围内,对本发明做出各种修改或等同替换,这种修改或等同替换也应视为落在本发明的保护范围内。

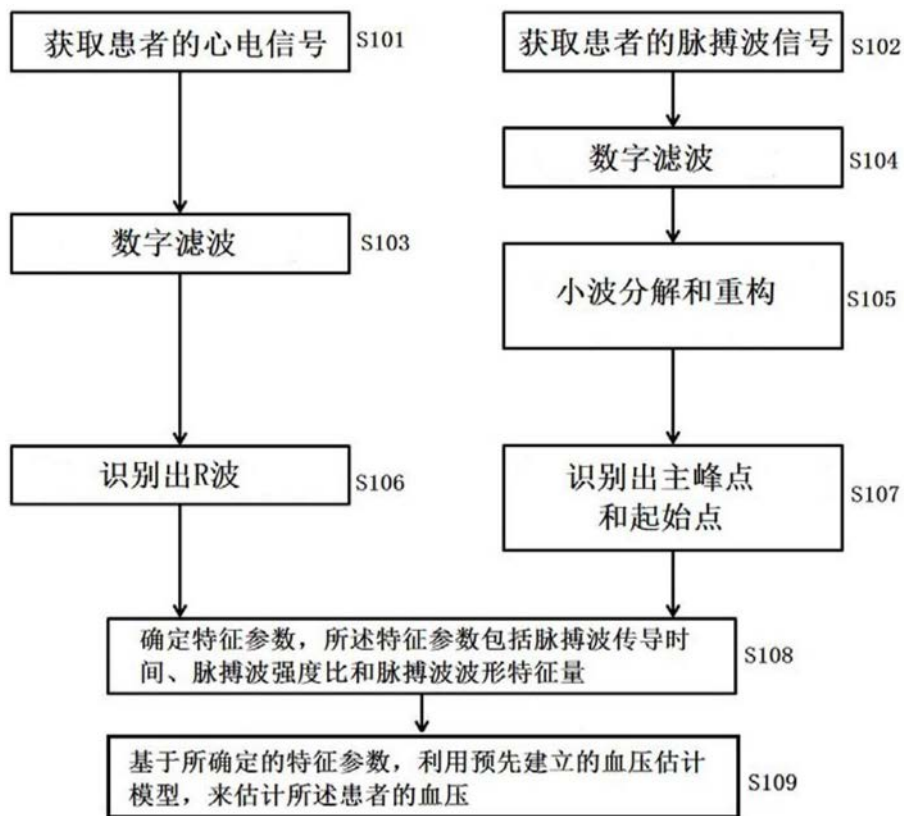


图1

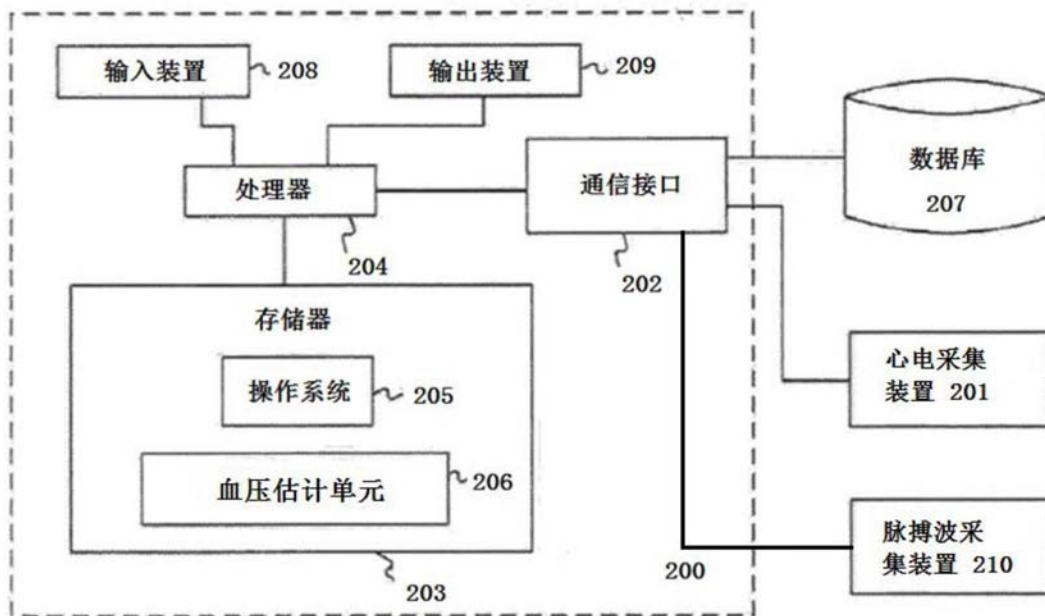


图2

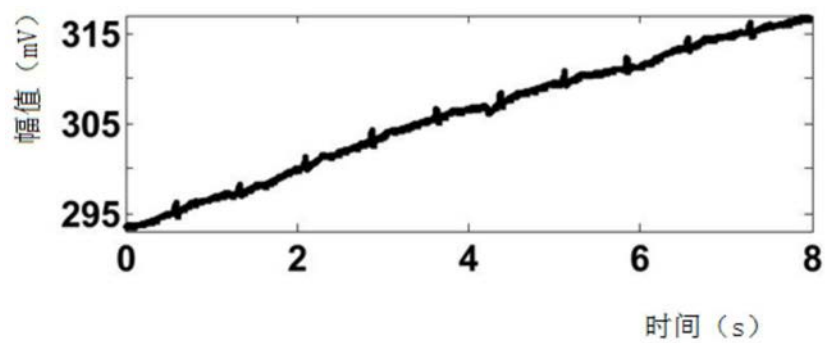


图3 (a)

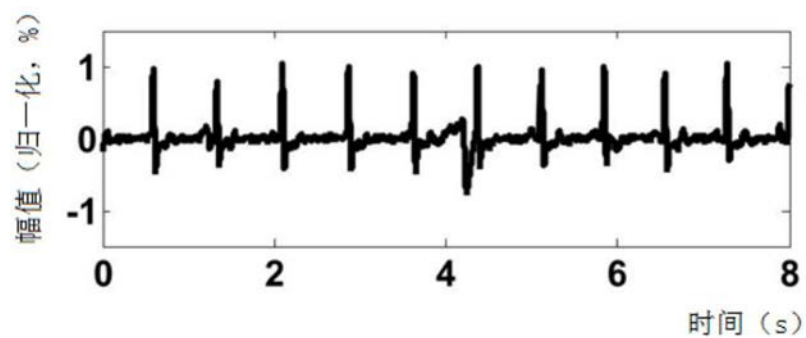


图3 (b)

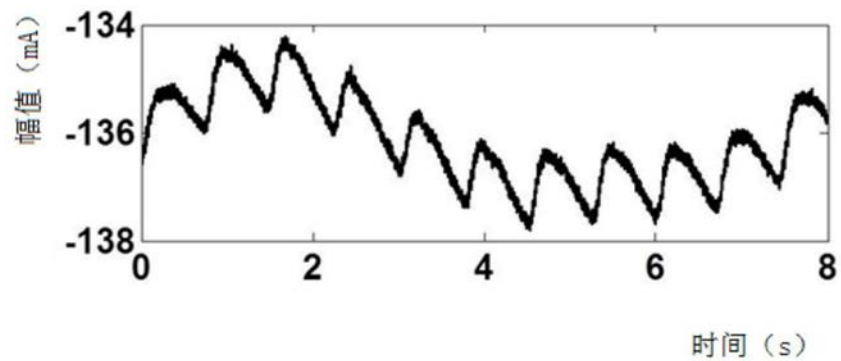


图4 (a)

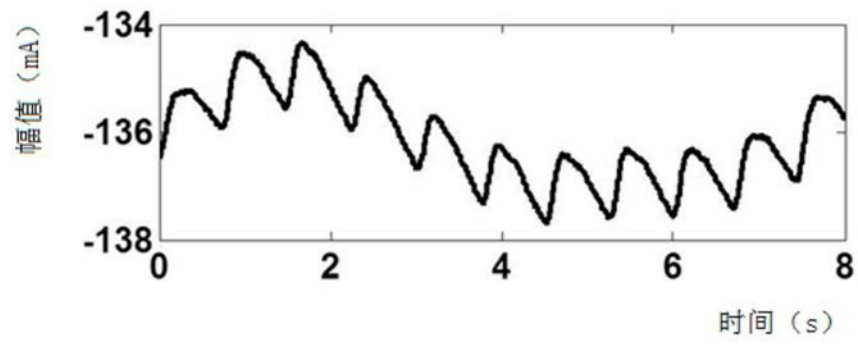


图4 (b)

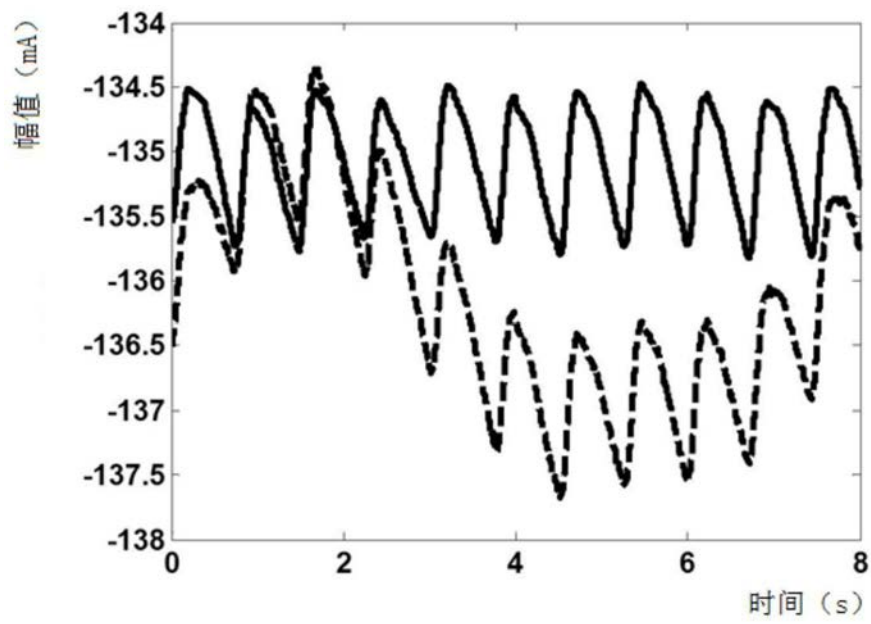


图5

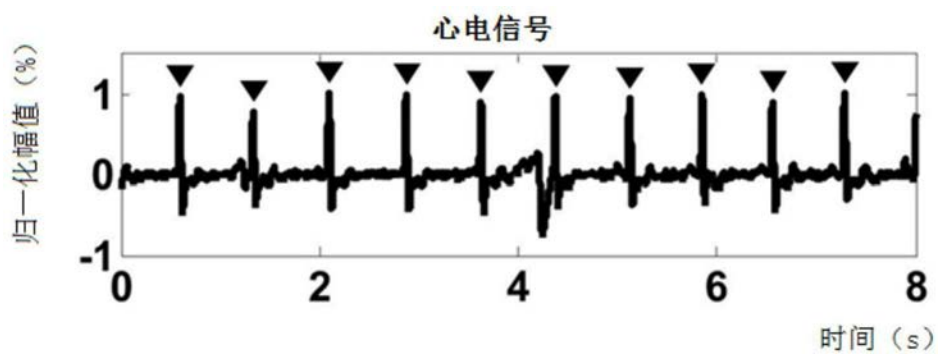


图6 (a)

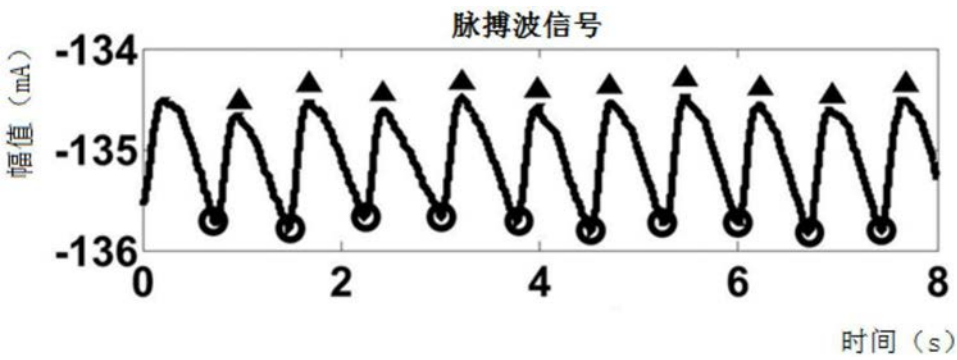


图6 (b)

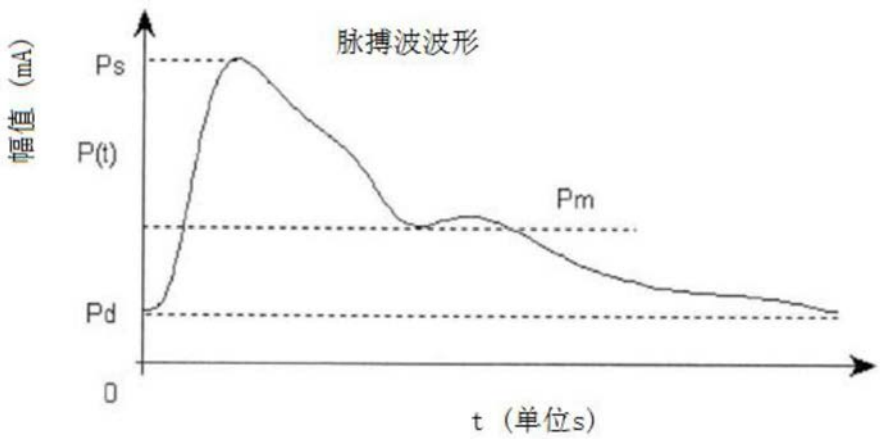


图7

专利名称(译)	一种血压估计装置和血压估计系统		
公开(公告)号	CN108720821A	公开(公告)日	2018-11-02
申请号	CN201810523004.6	申请日	2018-05-28
[标]申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
[标]发明人	曹世杰 邓伟 张忆非 裴宏岩 王澍		
发明人	曹世杰 邓伟 张忆非 裴宏岩 王澍		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/0402 A61B5/7235 A61B5/725 A61B5/726		
代理人(译)	黄威 夏东栋		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开涉及一种血压估计装置和血压估计系统。该血压估计装置包括存储器、处理器及可由所述处理器执行的计算机可执行指令，处理器执行指令时实现：获取患者的同步的心电信号和脉搏波信号；对心电信号进行数字滤波并从数字滤波后的心电信号中识别出R波；对脉搏波信号进行数字滤波和小波分解重构，并从重构得到的脉搏波信号中识别出起始点和主峰点；基于心电信号中识别出的R波以及所述脉搏波信号中识别出的起始点和主峰点确定特征参数，特征参数包括脉搏波传导时间、脉搏波强度比和脉搏波波形特征量；基于所确定的特征参数，利用预先建立的血压估计模型，来估计所述患者的血压。该装置能无创、舒适、迅速且精确地估计患者的血压，且成本较低。

