



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110251105 A

(43)申请公布日 2019.09.20

(21)申请号 201910507886.1

G06N 20/00(2019.01)

(22)申请日 2019.06.12

G06N 20/10(2019.01)

(71)申请人 广州视源电子科技股份有限公司

地址 510663 广东省广州市科学城科珠路
192号

(72)发明人 鄢聪 赵巍 胡静 李振齐

(74)专利代理机构 厦门智慧呈睿知识产权代理
事务所(普通合伙) 35222

代理人 郭福利

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G16H 50/20(2018.01)

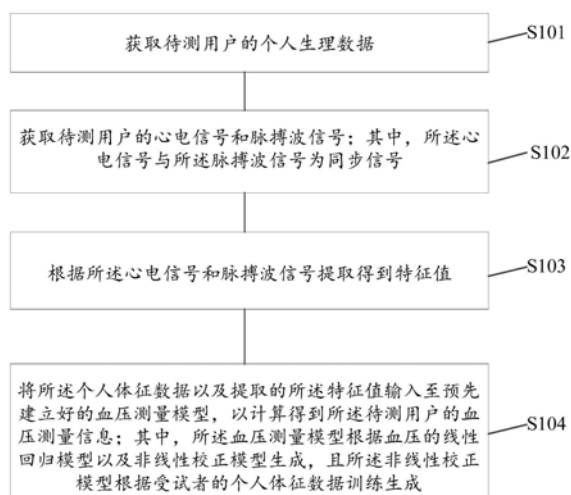
权利要求书3页 说明书13页 附图5页

(54)发明名称

一种无创血压测量方法、装置、设备及系统

(57)摘要

本发明提供了一种无创血压测量方法、装置、设备及系统,方法包括:获取待测用户的个人体征数据;获取待测用户的心电信号和脉搏波信号;其中,所述心电信号与所述脉搏波信号为同步信号;根据所述心电信号和脉搏波信号提取得到特征值;将所述个人体征数据以及提取的所述特征值输入至预先建立好的血压测量模型,以计算得到所述待测用户的血压测量信息。本发明直接将与血压相关的个性化信息如年龄、身高、体重、体重系数作为特征输入训练模型中,用户在测量血压时不需要进行校准即可进行血压测量,避免了校准对使用者造成的不便。



1. 一种无创血压测量方法,其特征在于,包括:

获取待测用户的个人体征数据;

获取待测用户的的心电信号和脉搏波信号;其中,所述心电信号与所述脉搏波信号为同步信号;

根据所述心电信号和脉搏波信号提取得到特征值;

将所述个人体征数据以及提取的所述特征值输入至预先建立好的血压测量模型,以计算得到所述待测用户的血压测量信息;其中,所述血压测量模型根据血压的线性回归模型以及非线性校正模型生成,且所述非线性校正模型根据受试者的个人体征数据训练生成。

2. 根据权利要求1所述的无创血压测量方法,其特征在于,在将所述个人体征数据以及提取的所述特征值输入至预先建立好的血压测量模型,以测量得到所述待测用户的血压测量信息之前,还包括:

获取多个受试者的测量数据;其中,所述测量数据包括受试者的个人体征数据、受试者静坐预定时间后测量的处于同步的ECG信号和PPG信号以及受试者通过血压测量设备测量得到的测量血压值;所述个人体征数据至少包括以下其中之一:性别、年龄、身高、体重;

将所述测量数据分为第一测量数据组以及第二测量数据组;

对第一测量数据组中的ECG信号和PPG信号进行预处理后,提取获得相应于每个受试者的脉搏波传递时间;

根据每个受试者的脉搏波传递时间以及对应的测量血压值,拟合得到血压的线性回归模型;

根据所述线性回归模型以及所述测量血压值,得到血压的非线性校正项;

对第二测量数据组中的PPG信号进行处理,获得脉搏波单心拍数据和脉搏波波形特征;

建立多任务深度神经网络模型,将脉搏波单心拍数据作为输入,血压的非线性校正项作为输出,得到经过多任务深度神经网络模型的隐藏层提取获得的脉搏波深度特征;

将个人体征数据、脉搏波波形特征、脉搏波深度特征输入随机森林模型中进行训练,得到血压的非线性校正模型;

根据血压的线性回归模型以及血压的非线性校正模型得到血压测量模型。

3. 根据权利要求2所述的无创血压测量方法,其特征在于,所述将个人体征数据、脉搏波波形特征、脉搏波深度特征输入随机森林模型中进行训练,得到血压的非线性校正模型,具体包括:

将个人体征数据、脉搏波波形特征、脉搏波深度特征输入随机森林模型中,并根据特征重要性对所有特征进行排序,选取重要性在前预定比例的特征;

对选取的特征进行再次训练,根据特征重要性对特征进行再次排序并选取重要性在前预定比例的特征作为最终特征;

将非线性校正项作为随机森林模型的标签值时,所述最终特征作为非线性校正项的相关特征进行训练,得到血压的非线性校正模型。

4. 根据权利要求2所述的无创血压测量方法,其特征在于,所述特征值包括脉搏波传递时间、脉搏波波形特征以及脉搏波深度特征;

则所述根据所述心电信号和脉搏波信号提取得到特征值具体为:

对采集到的脉搏波信号和心电信号进行预处理,以得到具有预定长度的PPG信号和ECG

信号;所述预处理包括:信号切分、滤波、去基线、归一化、平滑;

检测PPG信号和ECG信号中的特征点;

根据所述特征点,获得脉搏波波形特征以及脉搏波传递时间;其中,脉搏波传递时间包括PATf,PATd,PATp;PATf为ECG信号R峰到PPG对应心拍的波谷的时间差,PATd为ECG的R峰到PPG对应心拍上升沿最大斜率点的时间差,PATp为ECG的R峰到PPG对应心拍最大值处的时间差;

根据PPG信号中的特征点中的心拍起点和心拍终点将预定长度的PPG信号切分为多个心拍片段,将多个心拍片段作平均得到脉搏波单心拍波形;

将所述脉搏波单心拍波形输入至训练好的多任务深度神经网络模型,得到由隐藏层输出的脉搏波深度特征。

5.根据权利要求4所述的无创血压测量方法,其特征在于,所述血压的线性回归模型为:

$P_{\text{linear}} = a_0 \cdot \text{PATf} + a_1 \cdot \text{PATd} + a_2 \cdot \text{PATp} + a_3$;其中, a_0 、 a_1 、 a_2 、 a_3 为回归系数;所述血压的非线性校正模型为:

$P_{\text{nonlinear}} = f(C_0, C_1, \dots, C_4, C_5, \dots, C_i, C_{i+1}, \dots, C_m)$;其中, C_i 为个人体征数据、脉搏波深度特征或者脉搏波波形特征。

6.根据权利要求5所述的无创血压测量方法,其特征在于,所述将所述个人体征数据以及提取的所述特征值输入至预先建立好的血压测量模型,以测量得到所述待测用户的血压测量信息具体为:

根据所述脉搏波传递时间以及所述血压的线性回归模型计算得到待测用户的线性血压项;

根据所述非线性校正模型以及所述个人体征数据、脉搏波深度特征、脉搏波波形特征计算得到待测用户的非线性校正项;

根据所述线性血压项以及所述非线性校正项获得待测用户的血压测量信息。

7.一种无创血压测量装置,其特征在于,包括:

个人体征数据获取单元,用于获取待测用户的个人体征数据;

信号获取单元,用于获取待测用户的心电信号和脉搏波信号;其中,所述心电信号与所述脉搏波信号为同步信号;

特征提取单元,用于根据所述心电信号和脉搏波信号提取得到特征值;

血压测量单元,用于将所述个人体征数据以及提取的所述特征值输入至预先建立好的血压测量模型,以测量得到所述待测用户的血压测量信息;其中,所述血压测量模型根据血压的线性回归模型以及非线性校正模型生成,且所述非线性校正模型根据受试者的个人体征数据训练生成。

8.一种无创血压测量设备,其特征在于,包括处理器以及与处理器连接的存储器,所述存储器内存储有计算机程序;所述计算机程序能够被处理器执行,以实现如权利要求1至6任意一项的无创血压测量方法。

9.一种无创血压测量系统,其特征在于,包括生命体征采集设备、显示设备以及如权利要求8所述的无创血压测量设备;其中:

所述生命体征采集设备,用于采集用户的个人体征数据以及处于同步的测量信号,并

发送给无创血压测量设备；其中，所述测量信号包括心电信号和脉搏波信号；所述心电信号与所述脉搏波信号为同步信号；

所述无创血压测量设备，用于读取个人体征数据以及测量信号，并根据所述个人体征数据以及所述测量信号计算获得相应的血压测量信息后，将所述血压测量信息发送给所述显示设备；

所述显示设备，用于显示所述血压测量信息。

10. 根据权利要求9所述的无创血压测量系统，其特征在于，

所述生命体征采集设备具体用于，在每连续测量K秒的测量信号后，将K秒的测量信号保存为预定格式的文件后，发送给所述无创血压测量设备；其中，所述文件的文件名包括测量时间、用户ID、FLAG、用户个人体征数据；所述FLAG用于标识当前的测量次数；

所述无创血压测量设备具体用于，通过文件名获得测量时间、用户ID、FLAG、用户个人体征数据，同时读取所述文件内的测量信号；其中，当 $FLAG=1$ 时，获取此段测量信号的后N秒数据作为测量片段输入血压测量模型以计算得到相应的血压测量信息并发送给所述显示设备；当 $FLAG \neq 1$ 时，将此段测量信号拼到第 $FLAG-1$ 段测量信号后，再截取拼接得到的信号的后N秒数据作为测量片段输入血压测量模型以计算得到相应的血压测量信息后发送给显示设备； $k > N+a$ ；a为信号稳定时间；

所述显示设备具体用于，当判断接收到的血压测量信息的 $FLAG=1$ 时，清空当前界面中的所有信息，并显示当前接收的血压测量信息；当 $FLAG \neq 1$ 时，根据当前接收的血压测量信息对当前界面进行更新，以连续显示血压测量信息。

一种无创血压测量方法、装置、设备及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及血压测量技术领域,具体而言,涉及一种无创血压测量方法、装置、设备及系统。

背景技术

[0002] 动脉压是临床上诊断疾病、观察治疗效果和反映人体循环系统状态的重要生理参数,对临床血压监测、家庭监护及预警和降压药的监测都有重要的意义。目前的血压测量方法中听诊法、示波法等方法都需要对袖带进行人工或自动充放气来辅助测量,这样的测量方法会引起用户的不适,而且一段时间内只能测量一次血压值,无法进行连续测量。导管插入法可以进行连续的血压监测,但是是有创的血压测量方法,需要在体内植入传感器,便利性极差且易造成创口感染。

[0003] 近年来无创无袖带血压测量法如脉搏波特征参数法和脉搏波速血压测量法等逐渐成为研究重点。许多论文的研究中提出,PPG信号本身含有丰富的心血管系统生理病理信息如心肌收缩力、外周阻力、动脉壁弹性等,这些特性都会对血压值产生影响,脉搏波特征参数血压测量法即通过测量单路PPG信号的变化来推导血压值。脉搏波波速血压测量法则是通过位于不同位置处的光电传感器获得同步多路容积脉搏波(PhotoPlethysmoGraphy PPG),或利用一个光电传感器和一组心电电极同步采集获得同步的PPG和心电信号(ECG),利用PPG与PPG或PPG与ECG之间的时间差计算PTT,再建立PTT与血压之间的数学模型,在使用时通过此模型来估算血压,而且可通过持续监测PPG和ECG信号实现血压的连续测量。

[0004] 以上两种方法的缺点在于不同受试者建立的血压测量模型极易受到个体差异的影响,为减小个体差异对血压预测结果的影响,实施过程中通常会借助有袖带血压进行血压校准,在校准值的基础上监测血压的连续变化,但使用有袖带血压进行校准的方法本身会极大地增加使用者的不便性。

发明内容

[0005] 有鉴于此,本发明实施例的目的在于提供一种无创血压测量方法、装置、设备及系统,能降低血压测量模型受到个体差异的影响。

[0006] 本发明第一实施例提供了一种无创血压测量方法,包括:

[0007] 获取待测用户的个人体征数据;

[0008] 获取待测用户的心电信号和脉搏波信号;其中,所述心电信号与所述脉搏波信号为同步信号;

[0009] 根据所述心电信号和脉搏波信号提取得到特征值;

[0010] 将所述个人体征数据以及提取的所述特征值输入至预先建立好的血压测量模型,以计算得到所述待测用户的血压测量信息;其中,所述血压测量模型根据血压的线性回归模型以及非线性校正模型生成,且所述非线性校正模型根据受试者的个人体征数据训练生成。

[0011] 优选地,在将所述个人体征数据以及提取的所述特征值输入至预先建立好的血压测量模型,以测量得到所述待测用户的血压测量信息之前,还包括:

[0012] 获取多个受试者的测量数据;其中,所述测量数据包括受试者的个人体征数据、受试者静坐预定时间后测量的处于同步的ECG信号和PPG信号以及受试者通过血压测量设备测量得到的测量血压值;所述个人体征数据至少包括以下其中之一:性别、年龄、身高、体重;

[0013] 将所述测量数据分为第一测量数据组以及第二测量数据值;

[0014] 对第一测量数据组中的ECG信号和PPG信号进行预处理后,提取获得相应于每个受试者的脉搏波传递时间;

[0015] 根据每个受试者的脉搏波传递时间以及对应的测量血压值,拟合得到血压的线性回归模型;

[0016] 根据所述线性回归模型以及所述测量血压值,得到血压的非线性校正项;

[0017] 对第二测量数据组中的PPG信号进行处理,获得脉搏波单心拍数据和脉搏波波形特征;

[0018] 建立多任务深度神经网络模型,将脉搏波单心拍数据作为输入,血压的非线性校正项作为输出,得到经过多任务深度神经网络模型的隐藏层提取获得的脉搏波深度特征;

[0019] 将个人体征数据、脉搏波波形特征、脉搏波深度特征输入随机森林模型中进行训练,得到血压的非线性校正模型;

[0020] 根据血压的线性回归模型以及血压的非线性校正模型得到血压测量模型。

[0021] 优选地,所述将个人体征数据、脉搏波波形特征、脉搏波深度特征输入随机森林模型中进行训练,得到血压的非线性校正模型,具体包括:

[0022] 将个人体征数据、脉搏波波形特征、脉搏波深度特征输入随机森林模型中,并根据特征重要性对所有特征进行排序,选取重要性在前预定比例的特征;

[0023] 对选取的特征进行再次训练,根据特征重要性对特征进行再次排序并选取重要性在前预定比例的特征作为最终特征;

[0024] 将非线性校正项作为随机森林模型的标签值时,所述最终特征作为非线性校正项的相关特征进行训练,得到血压的非线性校正模型。

[0025] 优选地,所述特征值包括脉搏波传递时间、脉搏波波形特征以及脉搏波深度特征;

[0026] 则所述根据所述心电信号和脉搏波信号提取得到特征值具体为:

[0027] 对采集到的脉搏波信号和心电信号进行预处理,以得到具有预定长度的PPG信号和ECG信号;所述预处理包括:信号切分、滤波、去基线、归一化、平滑;

[0028] 检测PPG信号和ECG信号中的特征点;

[0029] 根据所述特征点,获得脉搏波波形特征以及脉搏波传递时间;其中,脉搏波传递时间包括PATf, PATd, PATp; PATf为ECG信号R峰到PPG对应心拍的波谷的时间差, PATd为ECG的R峰到PPG对应心拍上升沿最大斜率点的时间差, PATp为ECG的R峰到PPG对应心拍最大值处的时间差;

[0030] 根据PPG信号中的特征点中的心拍起点和心拍终点将预定长度的PPG 信号切分为多个心拍片段,将多个心拍片段作平均得到脉搏波单心拍波形;

[0031] 将所述脉搏波单心拍波形输入至训练好的多任务深度神经网络模型,得到由隐藏

层输出的脉搏波深度特征。

[0032] 优选地,所述血压的线性回归模型为:

[0033] $P_{\text{linear}} = a_0 \cdot \text{PATf} + a_1 \cdot \text{PATd} + a_2 \cdot \text{PATp} + a_3$; 其中, a_0 、 a_1 、 a_2 、 a_3 为回归系数; 所述血压的非线性校正模型为:

[0034] $P_{\text{nonlinear}} = f(C_0, C_1, \dots, C_4, C_5, \dots, C_i, C_{i+1}, \dots, C_m)$; 其中, C_i 为个人体征数据、脉搏波深度特征或者脉搏波波形特征。

[0035] 优选地,所述将所述个人体征数据以及提取的所述特征值输入至预先建立好的血压测量模型,以测量得到所述待测用户的血压测量信息具体为:

[0036] 根据所述脉搏波传递时间以及所述血压的线性回归模型计算得到待测用户的线性血压项;

[0037] 根据所述非线性校正模型以及所述个人体征数据、脉搏波深度特征、脉搏波波形特征计算得到待测用户的非线性校正项;

[0038] 根据所述线性血压项以及所述非线性校正项获得待测用户的血压测量信息。

[0039] 本发明实施例还提供了一种无创血压测量装置,包括:

[0040] 个人体征数据获取单元,用于获取待测用户的个人体征数据;

[0041] 信号获取单元,用于获取待测用户的心电信号和脉搏波信号;其中,所述心电信号与所述脉搏波信号为同步信号;

[0042] 特征提取单元,用于根据所述心电信号和脉搏波信号提取得到特征值;

[0043] 血压测量单元,用于将所述个人体征数据以及提取的所述特征值输入至预先建立好的血压测量模型,以测量得到所述待测用户的血压测量信息;其中,所述血压测量模型根据血压的线性回归模型以及非线性校正模型生成,且所述非线性校正模型根据受试者的个人体征数据训练生成。

[0044] 本发明实施例还提供了一种无创血压测量设备,包括处理器以及与处理器连接的存储器,所述存储器内存储有计算机程序;所述计算机程序能够被处理器执行,以实现如上述的无创血压测量方法。

[0045] 本发明实施例还提供了一种无创血压测量系统,包括生命体征采集设备、显示设备以及如上述的无创血压测量设备;其中:

[0046] 所述生命体征采集设备,用于采集用户的个人体征数据以及处于同步的测量信号,并发送给无创血压测量设备;其中,所述测量信号包括心电信号和脉搏波信号;所述心电信号与所述脉搏波信号为同步信号;

[0047] 所述无创血压测量设备,用于读取个人体征数据以及测量信号,并根据所述个人体征数据以及所述测量信号计算获得相应的血压测量信息后,将所述血压测量信息发送给所述显示设备;

[0048] 所述显示设备,用于显示所述血压测量信息。

[0049] 优选地,所述生命体征采集设备具体用于,在每连续测量K秒的测量信号后,将K秒的测量信号保存为预定格式的文件后,发送给所述无创血压测量设备;其中,所述文件的文件名包括测量时间、用户ID、FLAG、用户个人体征数据;所述FLAG用于标识当前的测量次数;

[0050] 所述无创血压测量设备具体用于,通过文件名获得测量时间、用户ID、FLAG、用户个人体征数据,同时读取所述文件内的测量信号;其中,当FLAG=1 时,获取此段测量信号

的后N秒数据作为测量片段输入血压测量模型以计算得到相应的血压测量信息并发送给所述显示设备；当 $FLAG \neq 1$ 时，将此段测量信号拼到第 $FLAG-1$ 段测量信号后，再截取拼接得到的信号的后N秒数据作为测量片段输入血压测量模型以计算得到相应的血压测量信息后发送给显示设备； $k > N+a$ ；a为信号稳定时间；

[0051] 所述显示设备具体用于，当判断接收到的血压测量信息的 $FLAG=1$ 时，清空当前界面中的所有信息，并显示当前接收的血压测量信息；当 $FLAG \neq 1$ 时，根据当前接收的血压测量信息对当前界面进行更新，以连续显示血压测量信息。

[0052] 上述实施例具有如下有益效果，在训练血压测量模型的过程中，直接将与血压相关的个性化信息如年龄、身高、体重、体重系数作为特征输入模型中，建立统一化模型，用户在测量血压时不需要进行校准即可进行血压测量，避免了校准对使用者造成的不便；

附图说明

[0053] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案，下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍，应当理解，以下附图仅示出了本发明的某些实施例，因此不应被看作是对范围的限定，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图获得其他相关的附图。

[0054] 图1为本发明第一实施例提供的无创血压测量方法的流程示意图；

[0055] 图2是脉搏波传递时间示意图；

[0056] 图3(a)及图3(b)是脉搏波波形特征示意图；

[0057] 图4是脉搏波单心拍平均波形图；

[0058] 图5是多任务深度神经网络模型示意图；

[0059] 图6是本发明第二实施例提供的无创血压测量装置的结构示意图；

[0060] 图7是本发明第三实施例提供的无创血压测量系统的结构示意图；

[0061] 图8是生命体征采集设备的界面示意图；

[0062] 图9是显示设备的界面示意图；

[0063] 图10是在无创血压测量设备上对文件中的信号进行处理的示意图。

具体实施方式

[0064] 下面将结合本发明实施例中附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。因此，以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围，而是仅仅表示本发明的选定实施例。基于本发明的实施例，本领域技术人员在没有做出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0065] 应注意到：相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项，因此，一旦某一项在一个附图中被定义，则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。同时，在本发明的描述中，术语“第一”、“第二”等仅用于区分描述，而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0066] 请参阅图1，本发明第一实施例提供了一种无创血压测量方法，其可由无创血压测量设备来执行，并至少包括如下步骤：

[0067] S101,获取待测用户的个人体征数据。

[0068] S102,获取待测用户的心电信号和脉搏波信号;其中,所述心电信号与所述脉搏波信号为同步信号。

[0069] 在本实施例中,所述无创血压测量设备可以是一个独立的具有数据采集以及数据运算能力的本地终端,也可以是位于云端的服务器。

[0070] 其中,如果所述无创血压测量设备为本地终端,则其可能还包含有相应的测量传感器以及信息输入界面,例如,用于采集心电信号的心电采集传感器以及用于采集脉搏波信号的脉搏波采集传感器等,同时,用户可以通过信息输入界面输入其个人体征数据。如果所述无创血压测量设备为位于云端的服务器,则其通过本地的测量设备来获取用户的个人体征数据以及心电信号和脉搏波信号。

[0071] 其中,所述个人体征数据至少包括以下其中之一:性别、年龄、身高、体重。

[0072] S103,根据所述心电信号和脉搏波信号提取得到特征值。

[0073] 具体地,包括:

[0074] S1031,分别对接收到的脉搏波信号和心电信号进行预处理。

[0075] 其中,预处理过程包括:信号切分、滤波、去基线、归一化、平滑,最终得到具有预定时间长度(如10秒)的PPG信号和ECG信号。

[0076] S1032,检测PPG信号和ECG信号中的特征点。

[0077] 其中,特征点可包括:心拍起点(A),主波波峰点(P),主波峰上升沿最大斜率点(D),重搏波上升沿最大斜率点(即重搏波反射点(I)),心拍终点(B);ECG中的R波波峰点。

[0078] 然后,根据特征点,获得脉搏波波形特征以及脉搏波传递时间。

[0079] 其中,如图2所示,脉搏波传递时间包括:PATf,PATd,PATp。PATf为 ECG信号的R波波峰点到PPG对应心拍的波谷的时间差,PATd为ECG的R波波峰点到PPG对应心拍上升沿最大斜率点D的时间差,PATp为ECG的R波波峰点到PPG对应心拍最大值处的时间差。研究表明PATf,PATd,PATp三者都是与血压线性相关的值。

[0080] 其中,如图3(a)和图3(b)所示,脉搏波波形特征可包括:增强指数(AI),大动脉硬化指数(LASI),反射点面积比(IPAs),收缩时间(DIA_t),舒张时间(SYST),K值,最大斜率传递时间(STT),不同的收缩宽度和舒张宽度(SWs, DWs, WTs),心率(HR)。其中,脉搏波波形特征含义如表1所示。

[0081] 表1

[0082]

特征	计算过程	变量解释
----	------	------

[0083]

AI	$AI = \frac{x}{y}$		x为反射点高度， y为主波高度
LASI	t_{PI}		主波峰到反射点的 时长
IPA	Si	Si/S	Si 区域面积;面 积比
DIA _t	t_{AP}	t_{AP}/t_{AB}	主波上升阶段时 长；时长占比
SYSt	t_{PB}	t_{PB}/t_{AB}	下降阶段时长； 时长占比
STT	$STT = Amp/m$		Amp为主波高度 的定系数幅值
SW	t_{SW}	t_{SW}/t_{AB}	定幅值高度处收 缩段时长；收缩 段时长占比
DW	t_{DW}	t_{DW}/t_{AB}	定幅值高度处舒 张段时长；舒张 段时长占比
WT	$t_{WT} = t_{SW} + t_{DW}$	t_{WT}/t_{AB}	定幅值高度处时 长；时长占比

[0084] 最后,将所述脉搏波单心拍波形输入至训练好的多任务深度神经网络模型,得到由隐藏层输出的脉搏波深度特征。

[0085] S104,将所述个人体征数据以及提取的所述特征值输入至预先建立好的血压测量模型,以测量得到所述待测用户的血压测量信息;其中,所述血压测量模型根据血压的线性回归模型以及非线性校正模型生成,且所述非线性校正模型根据受试者的个人体征数据训练生成。

[0086] 在本实施例中,首先需要训练获得所述血压测量模型。其中,本实施例的血压测量模型由线性回归模型和非线性校正模型两部分组成。以下详细说明本实施例的血压测量模型的获得过程:

[0087] 首先,获取多个受试者的测量数据;其中,所述测量数据包括受试者的个人体征数据、受试者静坐预定时间后测量的处于同步的ECG信号和PPG 信号以及受试者通过血压测量设备测量得到的测量血压值;所述个人体征数据至少包括以下其中之一:性别、年龄、身高、体重。

[0088] 在本实施例中,一般而言,受试者的数量越多越好,例如,受试者数量要求大于100。此外,受试者的年龄在20岁到80岁之间,并尽量覆盖全年龄段和体重值。在本实施例中,首先要获取记录受试者的个人体征数据,例如身高、体重、年龄、性别,然后待受试者静坐预定时间(如两分钟) 后使用相应的体征仪测量受试者的同步的ECG信号和PPG信号40s以上并存储,存储完成后在两分钟内使用其他血压测量设备,如水银血压计或电子血压计测量受试者的测量血压值。

[0089] 其中,本实施例的所述测量血压值包括收缩压以及舒张压,更进一步的说明,在下述实施例中,所述的各种模型均可以包括与收缩压相关的模型以及与舒张压相关的模型。

[0090] 然后,将所述测量数据分为第一测量数据组以及第二测量数据值。

[0091] 其中,将多个受试者的测量数据按比例分为第一测量数据组和第二测量数据值两部分,第一测量数据值用于拟合生成线性回归模型,第二测量数据值中的数据样本用于计算非线性校正项。

[0092] 接着,对第一测量数据组中的ECG信号和PPG信号进行预处理后,提取获得相应于每个受试者的脉搏波传递时间。

[0093] 其中,具体预处理方法以及计算脉搏波传递时间可参考上述的说明,本发明在此不做赘述。

[0094] 再接着,根据每个受试者的脉搏波传递时间以及对应的测量血压值,拟合得到血压的线性回归模型。

[0095] 其中,根据前面的记载,PATf,PATd,PATp三者都是与血压线性相关的值。因此,可建立血压的线性回归模型:

[0096] $P_{\text{linear}} = a_0 \cdot \text{PATf} + a_1 \cdot \text{PATd} + a_2 \cdot \text{PATp} + a_3$;其中, a_0 、 a_1 、 a_2 、 a_3 为回归系数。

[0097] 其中,如果测量血压值为舒张压,则线性回归模型为舒张压的线性回归模型,如果测量血压值为收缩压,则线性回归模型为收缩压的线性回归模型。

[0098] 在建立好线性回归模型后,根据每个受试者的脉搏波传递时间以及对应的测量血压值进行线性拟合,即可以得到回归系数 a_0 、 a_1 、 a_2 、 a_3 。

[0099] 再接着,根据所述线性回归模型以及所述测量血压值,得到血压的非线性校正项。

[0100] 其中,将第二测量数据组中的每个受试者的脉搏波传递时间代入到线性回归模型中,可得到线性回归值,再用测量血压值减去所述线性回归值,即得到血压的非线性校正项,即 $P_{\text{nonlinear}} = P - P_{\text{linear}}$ 。

[0101] 再接着,对第二测量数据组中的PPG信号进行处理,获得脉搏波单心拍数据和脉搏波波形特征。

[0102] 其中,如图4所示,根据脉搏波中的心拍起点和心拍终点将10s长度的PPG信号切分

为n个心拍片段,将n个心拍片段作平均得到对应的脉搏波单心拍波形,这样可以提高鲁棒性,减少心拍突变对结果的影响。为了使周期片段的长度相等,需要对单心拍波形进行插值或重采样处理,使得处理后的所有波形具有相同的长度。

[0103] 再接着,建立多任务深度神经网络模型,将脉搏波单心拍数据作为输入,血压的非线性校正项作为输出,得到经过多任务深度神经网络模型的隐藏层提取获得的脉搏波深度特征。

[0104] 其中,首先建立如图5所示的多任务深度神经网络模型。然后,将脉搏波单心拍数据作为模型输入,经过隐藏层提取深度特征,最终通过输出层输出血压,将上述得到的非线性校正项作为标签值,将模型中隐藏层的输出作为脉搏波深度特征。

[0105] 再接着,将个人体征数据、脉搏波波形特征、脉搏波深度特征输入随机森林模型中进行训练,得到血压的非线性校正模型。

[0106] 具体地,在本实施例中,根据血压的生理学分析可以建立血压的非线性校正模型:

[0107] $P_{\text{nonlinear}} = f(C_0, C_1, \dots, C_4, C_5, \dots, C_i, C_{i+1}, \dots, C_m)$ 。

[0108] 同样的,血压的非线性校正模型也包括舒张压的非线性校正模型以及收缩压的非线性校正模型。

[0109] 其中 $C_0 \sim C_4$ 为个人体征数据, $C_5 \sim C_i$ 为脉搏波波形特征, $C_{i+1} \sim C_m$ 为脉搏波深度特征。为对这些特征进行筛选,本实施例引入了随机森林模型。随机森林是一种集成的机器学习算法,可学习复杂且高度非线性的关系,其原理是建立多个决策树,并将它们合并在一起以获得更准确和稳定的预测,在训练过程中会多次随机选择特征和子树来确定特征重要性和最优子树。随机森林模型可完成隐含特征的选择,并且训练速度很快,能够有效避免过拟合,与其他机器学习算法如支持向量回归、XGBOOST、lightGBM、多元线性回归相比都有更优秀的性能及更高的准确度。

[0110] 在本实施例中,首先将个人体征数据、脉搏波波形特征、脉搏波深度特征一起输入随机森林模型中进行训练。随机森林模型根据特征重要性对所有特征进行排序,选取重要性在前预定比例的特征进行再次训练,根据特征重要性对特征进行再次排序并选取重要性在前预定比例的特征作为最终特征,然后将非线性校正项作为标签值,所得的最终特征作为血压相关特征进行训练。

[0111] 在训练时,可使用sklearn工具包中的RandomForestRegressor类,首先初始化一个RandomForestRegressor,设置其中子树数目 $n_estimators$ 为1000,最大树深 max_depth 为16,然后分别将所有个人体征数据和脉搏波波形特征作为input特征,非线性校正项作为标签,即可训练出相应的非线性校正模型。随机森林模型通过随机选取某些特征查看使用减少了森林中所有决策树多少不纯度来衡量特征的重要性,即可以确定在所有特征中哪些特征更有助于准确得到非线性校正值。

[0112] 最后,根据血压的线性回归模型以及血压的非线性校正模型得到血压测量模型。

[0113] 在本实施例中,血压测量模型可表示为 $P = P_{\text{linear}} + P_{\text{nonlinear}}$ 。在得到所述血压测量模型后,根据步骤S103获得的所述脉搏波传递时间以及所述血压的线性回归模型计算得到待测用户的线性血压项;然后再所述非线性校正模型以及所述个人体征数据、脉搏波深度特征、脉搏波波形特征计算得到待测用户的非线性校正项,最后将所述线性血压项以及所述非线性校正项加起来就可以获得待测用户的血压测量信息。

[0114] 综上所述,本实施例的无创血压测量方法具有如下有益效果:

[0115] (1)、在训练血压测量模型的过程中,直接将与血压相关的个人体征数据,如年龄、身高、体重、体重系数作为特征输入模型中,建立统一化模型,用户在测量血压时不需要进行校准即可进行血压测量,避免了校准对使用者造成的不便;

[0116] (2) 本实施例同时利用了脉搏波传递时间和脉搏波波形特征,并使用随机森林进行血压回归测量,提高了测量的准确性随机森林模型是一种集成的机器学习算法,可学习复杂且高度非线性的关系,在特征量维度较多时,随机森林模型相比现有的建立特征参数与血压对应的参数方程方法更加便利且避免了复杂的数学建模问题。

[0117] 请参阅图6,本发明第二实施例还提供了一种无创血压测量装置,包括:

[0118] 个人体征数据获取单元210,用于获取待测用户的个人体征数据。

[0119] 信号获取单元220,用于获取待测用户的处于同步的心电信号和脉搏波信号。

[0120] 特征提取单元230,用于根据所述心电信号和脉搏波信号提取得到特征值。

[0121] 血压测量单元240,用于将所述个人体征数据以及提取的所述特征值输入至预先建立好的血压测量模型,以计算得到所述待测用户的血压测量信息;其中,所述血压测量模型根据血压的线性回归模型以及非线性校正模型生成,且所述非线性校正模型根据受试者的个人体征数据训练生成。

[0122] 优选地,还包括:

[0123] 测量数据获取单元,用于获取多个受试者的测量数据;其中,所述测量数据包括受试者的个人体征数据、受试者静坐预定时间后测量的处于同步的ECG信号和PPG信号以及受试者通过血压测量设备测量得到的测量血压值;所述个人体征数据至少包括以下其中之一:性别、年龄、身高、体重;

[0124] 分组单元,用于将所述测量数据分为第一测量数据组以及第二测量数据值;

[0125] 预处理单元,用于对第一测量数据组中的ECG信号和PPG信号进行预处理后,提取获得相应于每个受试者的脉搏波传递时间;

[0126] 线性拟合单元,用于根据每个受试者的脉搏波传递时间以及对应的测量血压值,拟合得到血压的线性回归模型;

[0127] 非线性校正单元,用于根据所述线性回归模型以及所述测量血压值,得到血压的非线性校正项;

[0128] 特征提取单元,用于对第二测量数据组中的PPG信号进行处理,获得脉搏波单心拍数据和脉搏波波形特征;

[0129] 深度特征提取单元,用于建立多任务深度神经网络模型,将脉搏波单心拍数据作为输入,血压的非线性校正项作为输出,得到经过多任务深度神经网络模型的隐藏层提取获得的脉搏波深度特征;

[0130] 非线性校正模型训练单元,用于将个人体征数据、脉搏波波形特征、脉搏波深度特征输入随机森林模型中进行训练,得到血压的非线性校正模型;

[0131] 血压测量模型获取单元,用于根据血压的线性回归模型以及血压的非线性校正模型得到血压测量模型。

[0132] 优选地,所述非线性校正模型训练单元具体包括:

[0133] 第一选取模块,用于将个人体征数据、脉搏波波形特征、脉搏波深度特征输入随机

森林模型中,并根据特征重要性对所有特征进行排序,选取重要性在前预定比例的特征;

[0134] 第二选取模块,用于对选取的特征进行再次训练,根据特征重要性对特征进行再次排序并选取重要性在前预定比例的特征作为最终特征;

[0135] 训练模块,用于将非线性校正项作为随机森林模型的标签值时,所述最终特征作为非线性校正项的相关特征进行训练,得到血压的非线性校正模型。

[0136] 优选地,所述特征值包括脉搏波传递时间、脉搏波波形特征以及脉搏波深度特征;

[0137] 则所述特征提取单元230具体用于:

[0138] 对采集到的脉搏波信号和心电信号进行预处理,以得到具有预定长度的PPG信号和ECG信号;所述预处理包括:信号切分、滤波、去基线、归一化、平滑;

[0139] 检测PPG信号和ECG信号中的特征点;

[0140] 根据所述特征点,获得脉搏波波形特征以及脉搏波传递时间;其中,脉搏波传递时间包括PATf,PATd,PATp;PATf为ECG信号R峰到PPG对应心拍的波谷的时间差,PATd为ECG的R峰到PPG对应心拍上升沿最大斜率点的时间差,PATp为ECG的R峰到PPG对应心拍最大值处的时间差;

[0141] 根据PPG信号中的特征点中的心拍起点和心拍终点将预定长度的PPG信号切分为多个心拍片段,将多个心拍片段作平均得到脉搏波单心拍波形;

[0142] 将所述脉搏波单心拍波形输入至训练好的多任务深度神经网络模型,得到由隐藏层输出的脉搏波深度特征。

[0143] 优选地,所述血压的线性回归模型为:

[0144] $P_{\text{linear}} = a_0 \cdot \text{PATf} + a_1 \cdot \text{PATd} + a_2 \cdot \text{PATp} + a_3$;其中, a_0 、 a_1 、 a_2 、 a_3 为回归系数;所述血压的非线性校正模型为:

[0145] $P_{\text{nonlinear}} = f(C_0, C_1, \dots, C_4, C_5, \dots, C_i, C_{i+1}, \dots, C_m)$;其中, C_i 为个人体征数据、脉搏波深度特征或者脉搏波波形特征。

[0146] 优选地,所述血压测量单元240具体用于:

[0147] 根据所述脉搏波传递时间以及所述血压的线性回归模型计算得到待测用户的线性血压项;

[0148] 根据所述非线性校正模型以及所述个人体征数据、脉搏波深度特征、脉搏波波形特征计算得到待测用户的非线性校正项;

[0149] 根据所述线性血压项以及所述非线性校正项获得待测用户的血压测量信息。

[0150] 综上所述,本实施例的无创血压测量装置具有如下有益效果:

[0151] (1) 在训练血压测量模型的过程中,直接将血压相关的个性化信息如年龄、身高、体重、体重系数作为特征输入模型中,建立统一化模型,用户在测量血压时不需要进行校准即可进行血压测量,避免了校准对使用者造成的不便;

[0152] (2) 本发明同时利用了脉搏波传递时间和脉搏波波形特征,并使用随机森林进行血压回归测量,提高了测量的准确性。由于随机森林是一种集成的机器学习算法,可学习复杂且高度非线性的关系,在特征量的维度较多时,随机森林相比现有的建立特征参数与血压对应的参数方程方法更加便利且避免了复杂的数学建模问题。

[0153] 本发明第三实施例还提供了一种无创血压测量设备,包括处理器以及与处理器连接的存储器,所述存储器内存储有计算机程序;所述计算机程序能够被处理器执行,以实现

如上述任一实施例的无创血压测量方法。

[0154] 请参阅图7,本发明第四实施例还提供了一种无创血压测量系统,包括生命体征采集设备410、显示设备420以及如上述任一实施例的无创血压测量设备430;其中:

[0155] 所述生命体征采集设备410,用于采集用户的个人体征数据以及处于同步的测量信号,并发送给无创血压测量设备;其中,所述测量信号包括处于同步的心电信号和脉搏波信号。

[0156] 所述无创血压测量设备430,用于读取个人体征数据以及测量信号,并根据所述个人体征数据以及所述测量信号计算获得相应的血压测量信息后,将所述血压测量信息发送给所述显示设备。

[0157] 所述显示设备420,用于显示所述血压测量信息。

[0158] 其中,如图8所示,所述生命体征采集设备410可包括信息采集界面、心电采集单元、脉搏波采集单元、信号存储单元及通信单元。用户可通过信息采集界面输入用户ID、身高、体重、年龄等信息,心电采集单元采集用户的ECG信号,脉搏波采集单元采集用户的PPG信号,存储单元将采集到的信号以一定的文件格式保存在存储器中,通信单元建立与处于云端的无创血压测量设备430进行通信连接,将保存的包含信号的文件传输到无创血压测量设备430。文件中包含采集到的ECG和PPG同步信号、身高、体重、年龄、用户ID及标志号(FLAG)等信息。

[0159] 所述无创血压测量设备430可与所述生命体征采集设备410建立通信并接收来自生命体征采集设备410的文件。对信号文件进行处理,获得ECG 和PPG同步信号、身高、体重、年龄等信息,将ECG和PPG信号经过信号预处理后,切割其中的N秒信号进入血压测量模型中,同时将身高、体重、年龄等输入血压测量模型,通过血压测量模型计算得到收缩压、舒张压、心率及拟合动脉压等。同时,所述无创血压测量设备430还可通过通信单元与显示设备420建立通信连接,将收缩压、舒张压、拟合动脉压、心率、用户ID及FLAG传送给显示设备420。

[0160] 显示设备420接收到收缩压、舒张压、心率、用户ID及FLAG信息后,通过固定的界面进行显示。

[0161] 如图9和图10所示,在一个优选的实施例中,所述显示界面可包括四个部分:血压连续显示、数值显示、拟合动脉压及血压建议。血压连续监测部分包括3条曲线,分别为连续收缩压(SBP)曲线、连续舒张压(DBP)曲线及连续心率曲线,每隔K秒会更新一个点代表当前测量值;数值显示部分显示的是当前的收缩压、舒张压和心率的数值;拟合动脉压显示是根据血压模型得到的动脉压曲线;血压建议则显示根据当前血压值得到的高血压或低血压判断并给出的对应生活建议。

[0162] 以下详细描述本实施例实现血压连续显示的工作原理:

[0163] 具体地,首先所述生命体征采集设备410在每连续测量K秒的测量信号后,将K秒的测量信号保存为预定格式的文件后,发送给所述无创血压测量设备;其中,所述文件的文件名包括测量时间、用户ID、FLAG、用户个人体征数据;所述FLAG用于标识当前的测量次数。所述无创血压测量设备430在接收到文件后,可通过文件名获得测量时间、用户ID、FLAG、用户个人体征数据,同时读取所述文件内的测量信号;其中,当FLAG=1时,获取此段测量信号的后N秒数据作为测量片段输入血压测量模型以计算得到相应的血压测量信息并发送给所述

显示设备420;当 $FLAG \neq 1$ 时,将此段测量信号拼到第 $FLAG-1$ 段测量信号后,再截取拼接得到的信号的后 N 秒数据作为测量片段输入血压测量模型以计算得到相应的血压测量信息后发送给显示设备420; $k > N+a$; N 为测量单次血压所需要的信号时长, a 作为信号稳定时间,例如可选取为5秒。所述显示设备420在接收到所述无创血压测量设备410后,当判断接收到的血压测量信息的 $FLAG=1$ 时,清空当前界面中的所有信息,并显示当前接收的血压测量信息;当 $FLAG \neq 1$ 时,根据当前接收的血压测量信息对当前界面进行更新,以连续显示血压测量信息。

[0164] 本实施例中,只需要在生命体征采集设备410中进行一次设置之后即可实现单人无袖带血压的24小时连续实时监测,相比现有的袖带血压测量而言使用便利性大大提高且功能更加强大。

[0165] 进一步的,在处于云端的无创血压测量设备运行血压测量,可以运行更加复杂的模型如深度学习和机器学习等方法,也便于算法和模型的在线更新升级;

[0166] 更进一步的,本实施例可通过调节时间 K 来调整血压监测的刷新频率,同时还可以保存测量信号的文件,这样不会因为信号传输过频繁给通信造成过大压力,实时保存的文件也有利于后续的研究和数据分析。

[0167] 更进一步的,在显示设备420显示血压实时测量结果的做法不仅便于医护人员或使用者实时监控,也便于扩展各种功能模块血压异常提醒、血压记录等多种功能。

[0168] 在本发明实施例所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的装置和方法,也可以通过其它的方式实现。以上所描述的装置和方法实施例仅仅是示意性的,例如,附图中的流程图和框图显示了根据本发明的多个实施例的装置、方法和计算机程序产品的可能实现的体系架构、功能和操作。在这点上,流程图或框图中的每个方框可以代表一个模块、程序段或代码的一部分,所述模块、程序段或代码的一部分包含一个或多个用于实现规定的逻辑功能的可执行指令。也应当注意,在有些作为替换的实现方式中,方框中所标注的功能也可以以不同于附图中所标注的顺序发生。例如,两个连续的方框实际上可以基本并行地执行,它们有时也可以按相反的顺序执行,这依所涉及的功能而定。也要注意,框图和/或流程图中的每个方框、以及框图和/或流程图中的方框的组合,可以用执行规定的功能或动作的专用的基于硬件的系统来实现,或者可以用专用硬件与计算机指令的组合来实现。

[0169] 另外,在本发明各个实施例中的各功能模块可以集成在一起形成一个独立的部分,也可以是各个模块单独存在,也可以两个或两个以上模块集成形成一个独立的部分。

[0170] 所述功能如果以软件功能模块的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,电子设备或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM, Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM, Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。需要说明的是,在本文中,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没

有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0171] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

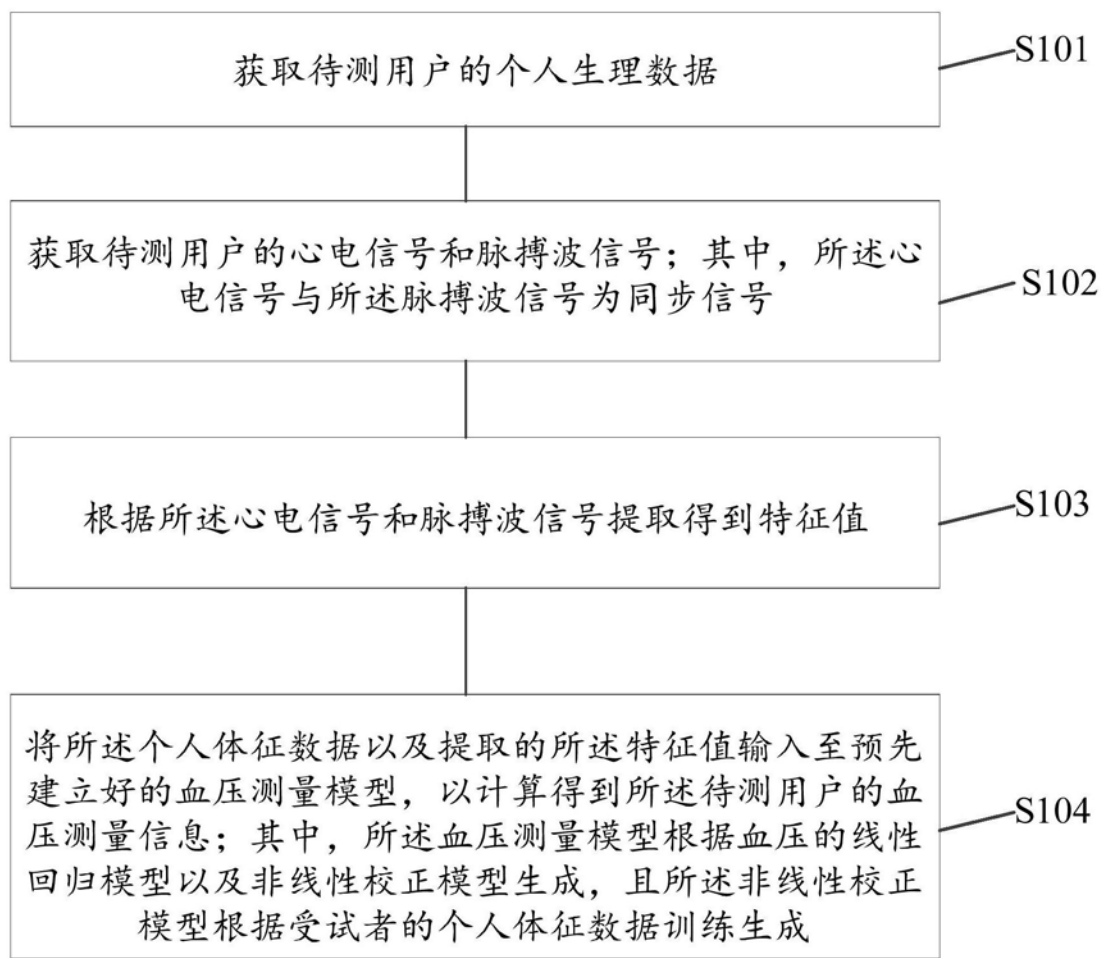


图1

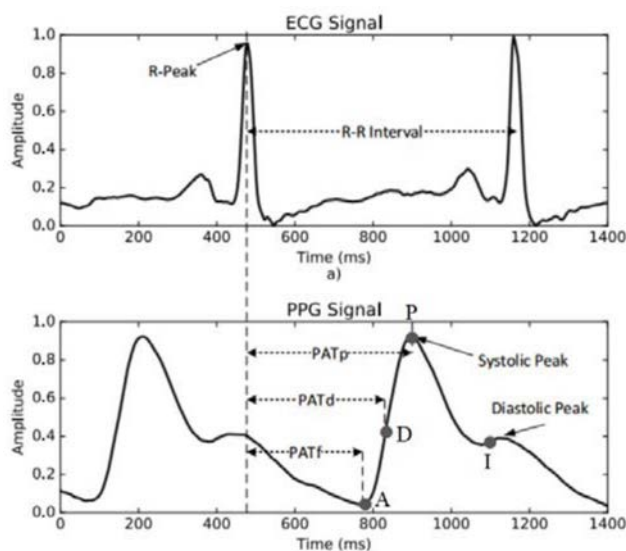


图2

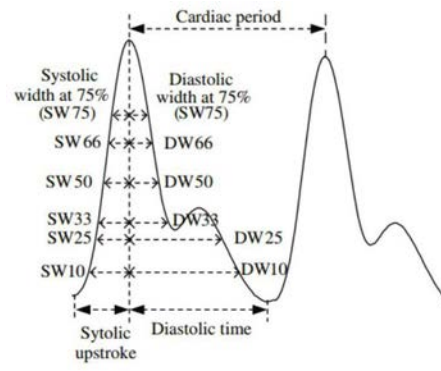


图3 (a)

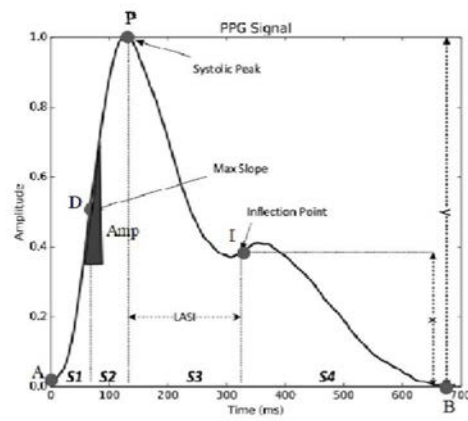


图3 (b)

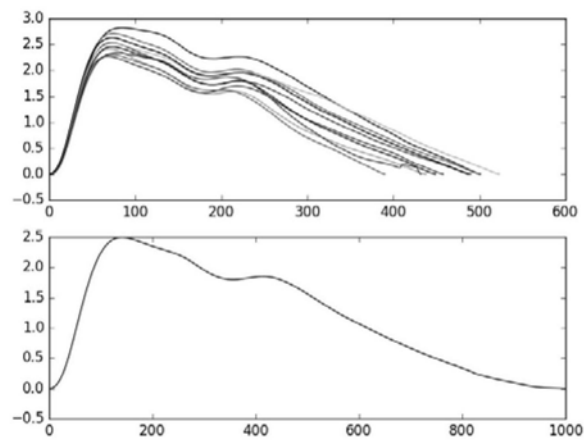


图4

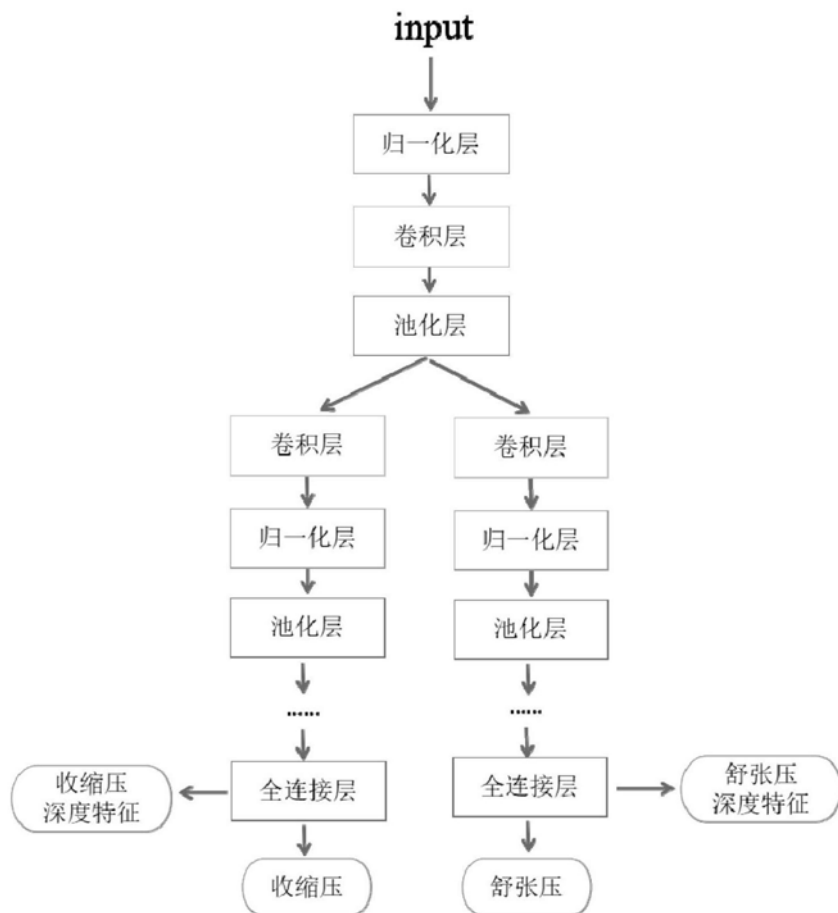


图5

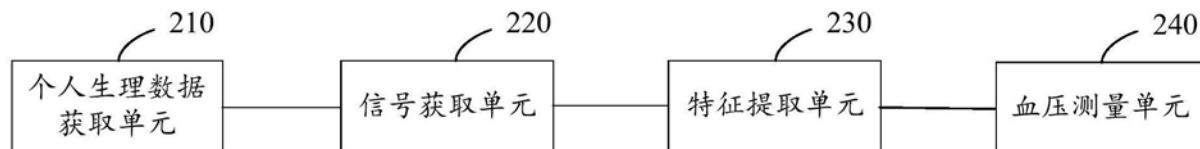


图6

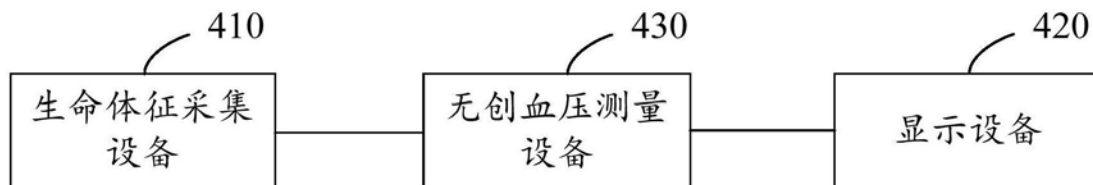


图7



图8



图9



图10

专利名称(译)	一种无创血压测量方法、装置、设备及系统		
公开(公告)号	CN110251105A	公开(公告)日	2019-09-20
申请号	CN201910507886.1	申请日	2019-06-12
[标]申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
[标]发明人	鄢聪 赵巍 胡静 李振齐		
发明人	鄢聪 赵巍 胡静 李振齐		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/04 A61B5/0402 A61B5/00 G16H50/20 G06N20/00 G06N20/10		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/02125 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/72 G06N20/00 G06N20/10 G16H50/20		
代理人(译)	郭福利		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种无创血压测量方法、装置、设备及系统，方法包括：获取待测用户的个人体征数据；获取待测用户的心电信号和脉搏波信号；其中，所述心电信号与所述脉搏波信号为同步信号；根据所述心电信号和脉搏波信号提取得到特征值；将所述个人体征数据以及提取的所述特征值输入至预先建立好的血压测量模型，以计算得到所述待测用户的血压测量信息。本发明直接将与血压相关的个性化信息如年龄、身高、体重、体重系数作为特征输入训练模型中，用户在测量血压时不需要进行校准即可进行血压测量，避免了校准对使用者造成的不便。

