



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107995981 A

(43)申请公布日 2018.05.04

(21)申请号 201780002087.8

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2017.02.22

G06K 9/00(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 5/021(2006.01)

2017.12.20

A61B 5/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/CN2017/074439 2017.02.22

(71)申请人 清华大学深圳研究生院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大
学城清华校区

申请人 深圳市岩尚科技有限公司

(72)发明人 张跃 潘俊俊 张拓

(74)专利代理机构 深圳新创友知识产权代理有
限公司 44223

代理人 江耀纯

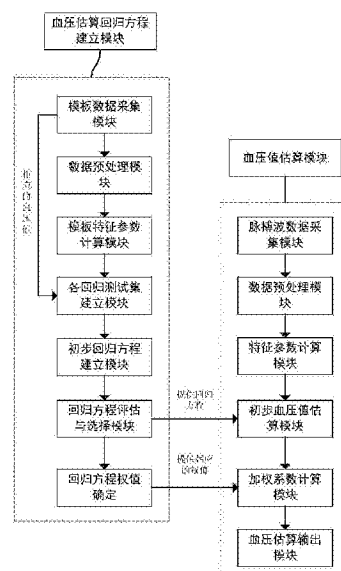
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

一种用于血压测量装置的数据处理方法

(57)摘要

一种用于血压测量装置的数据处理方法,包括建立多个血压估算回归方程的步骤和计算血压值的步骤。其中,建立多个血压估算回归方程的步骤包括获取脉搏波及对应的血压值(101);预处理获取的脉搏波(102);提取脉搏波特征点,获取脉搏波全局特征参数值(103);利用获取的脉搏波全局特征参数值和对应的血压值,通过随机选取的方式建立多组回归测试集(104);获取每组回归测试集中全局最优的回归方程(105);评估并筛选出准确度高的回归方程(106);赋予相应的权值(107)。计算血压值的步骤包括将获取的脉搏波全局特征参数代入准确度高的回归方程中,对计算结果去除异常值得到多个血压估计值,最后加权取平均。该血压测量装置的数据处理方法提高了血压测量值的准确性和稳定性。



1. 一种用于血压测量装置的数据处理方法, 其特征在于: 包括建立多个血压估算回归方程的步骤和计算血压值的步骤, 所述建立多个血压估算回归方程的步骤包括:

S11、获取多段脉搏波及对应的血压值集合;

S12、预处理获取的脉搏波;

S13、从预处理过的脉搏波中提取脉搏波特征点, 计算脉搏波全局特征参数值;

S14、在脉搏波全局特征参数值和对应的血压值集合中通过随机选取的方式建立多组回归测试集, 所述回归测试集由测试集和训练集构成;

S15、获取每组回归测试集中全局最优的回归方程;

S16、评估并筛选出准确度高的回归方程;

S17、对准确度高的回归方程赋予相应的权值;

所述计算血压值的步骤包括:

S21、采集脉搏波;

S22、预处理采集的脉搏波;

S23、从预处理过的脉搏波中提取脉搏波特征点, 计算脉搏波全局特征参数值;

S24、将获取的脉搏波全局特征参数代入步骤S16中所述的回归方程中, 对计算结果去除异常值得到多个血压估计值;

S25、对得到的的血压估计值根据步骤S17中所述的对应的权值计算出其加权系数;

S26、对得到的血压估计值加权平均, 得到血压测量值。

2. 如权利要求1所述的用于血压测量装置的数据处理方法, 其特征在于: 在步骤S15中所述全局最优的回归方程是采用逐步回归分析法获取; 所述逐步回归分析法是以全局遍历的方式对所述训练集进行分析。

3. 如权利要求1所述的用于血压测量装置的数据处理方法, 其特征在于: 在步骤S13或步骤S23中所述的脉搏波特征点包括主动脉瓣开放点、收缩期最高压力点、重搏波起点、重搏波最高压力点; 所述提取脉搏波特征点包括对脉搏波的平滑处理, 所述平滑处理采用三点线平滑处理的方式。

4. 如权利要求3所述的用于血压测量装置的数据处理方法, 其特征在于: 所述主动脉瓣开放点、收缩期最高压力点的提取步骤包括:

T1、获取脉搏波的所有广义极值点, 并得到极值点集;

T2、确定主动脉瓣开放点、收缩期最高压力点差值的阈值;

T3、根据阈值判断并提取出所述脉瓣开放点、收缩期最高压力点。

5. 如权利要求4所述的用于血压测量装置的数据处理方法, 其特征在于: 在步骤T1中所述极值点判断条件为: $(Pc[i] - Pc[i-1]) * (Pc[i+1] - Pc[i]) \leq 0$, Pc 表示搏波数据点; 在步骤T3中所述根据阈值判断并提取出所述脉瓣开放点、收缩期最高压力点的判别式为 $ext[i+1] - ext[i] > thd$, $1 \leq i \leq len-1$, $ext[i]$ 表示第*i*个极值点, $ext[i+1]$ 表示第*i+1*个极值点, thd 表示主动脉瓣开放点、收缩期最高压力点差值的阈值, len 表示极值点的个数。

6. 如权利要求3所述的用于血压测量装置的数据处理方法, 其特征在于: 所述重搏波起点、重搏波最高压力点的提取步骤包括:

E1、分割脉搏波的周期区间;

E2、确定重搏波起点、重搏波最高压力点所在的脉搏波周期区间;

E3、通过计算所述重搏波起点、重搏波最高压力点所在的脉搏波周期区间内各点的平均斜率角变化指标值的集合提取出所述的重搏波起点、重搏波最高压力点。

7.如权利要求1所述的用于血压测量装置的数据处理方法,其特征在于:在步骤S13或步骤S23中获取脉搏波全局特征参数值包括对异常值的去除及对去除异常值的各特征参数集取平均;所述脉搏波全局特征参数值包括全局收缩期时间占比、全局主波高度、全局降中峡相对高度、全局重搏波相对高度、全局收缩期面积占比、全局主波上升斜率和全局K值;所述异常值的判别采用肖维勒方法进行。

8.如权利要求1所述的用于血压测量装置的数据处理方法,其特征在于:在步骤S15中所述全局最优的回归方程是以调整后的决定系数值作为回归方程拟合效果的判断标准,所述调整后的决定系数值的计算公式为 $\text{adjR}^2 = 1 - \text{rmse}^2 / \text{var}(\text{BPval})$,其中RMSE为回归方程拟合的均方误差, $\text{var}(\text{BPval})$ 为血压值样本的均方差, adjR^2 表示调整后的决定系数。

9.如权利要求1-8任一所述的用于血压测量装置的数据处理方法,其特征在于:所述的回归方程的表达式为
$$\text{BPest} = \text{cont} + \sum_{i=1}^{\text{lenParam}} \text{coef}[i] * \text{param}[i]$$
,其中param为最终选入参数的集合,coef为各参数对应系数的集合,cont为常数项,lenParam为选入参数的个数,BPest为估计血压值。

10.如权利要求1-9任一所述的用于血压测量装置的数据处理方法在血压测量装置或生理多参数监测设备中的应用。

一种用于血压测量装置的数据处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及血压测量装置,特别是涉及一种用于血压测量装置的数据处理方法。

背景技术

[0002] 本项研究工作得到了中国国家自然科学基金资助(项目批准号:61571268)。

[0003] 血压是人体的重要生理参数之一,能够反映人体的心血管状况,是临床上疾病诊断,手术指标考量和生命体征监控的重要依据。血压测量装置分为有创式和无创式两大类,有创式测量装置采用动脉插管法,所得血压最准确,但其技术要求高,且由于会对人体造成损伤,所以仅适用于临床上危重患者等。无创测量血压装置又分为间歇式测量血压装置和连续式测量血压装置。间歇式测量装置,包括柯氏听音法测量血压装置、示波法测量血压装置、恒定容积法测量血压装置,需要用到袖带,无法应用于长时间测量,且只能测得某一特定时刻的血压值,不能满足临床的需要。在此背景下,应用脉搏波进行血压测量的装置被提出。

[0004] 一种利用脉搏波传播速度建立与血压相关的数据关系的数据处理方法中,脉搏波速的测定至少需要两点采集,设备复杂,不便随身携带。利用单点脉搏波形的特征参数建立关于血压的回归方程,只需要在手腕上或手指上单点采集脉搏波,就可以进行测量。目前,利用脉搏波特征参数的血压测量装置基本是根据采集的数据建立单一的一个或多个回归方程,由于回归方法具有随机性,因此,难以保证建立的回归方程在拟合数据集上能达到全局最优。同时,实际测量的数据具有一定的随机性,包括采集数据的随机性及回归方程建立的随机性。这种随机性会对血压测量装置的实用性产生不利的影响。

发明内容

[0005] 为了解决因采集数据过程和建立回归方程过程的随机性、噪声干扰而导致的血压测量装置处理数据不准确的技术问题,本发明提出了一种血压测量装置以及用于该装置的数据处理方法。

[0006] 本发明的技术问题通过以下的技术方案予以解决:一种用于血压测量装置的数据处理方法,包括建立多个血压估算回归方程的步骤和计算血压值的步骤,所述建立多个血压估算回归方程的步骤包括:S11、获取多段脉搏波及对应的血压值集合;S12、预处理获取的脉搏波;S13、从预处理过的脉搏波中提取脉搏波特征点,计算脉搏波全局特征参数值;S14、在脉搏波全局特征参数值和对应的血压值集合中通过随机选取的方式建立多组回归测试集,所述回归测试集由测试集和训练集构成;S15、获取每组回归测试集中全局最优的回归方程;S16、评估并筛选出准确度高的回归方程;S17、对准确度高的回归方程赋予相应的权值;

[0007] 所述计算血压值的步骤包括:S21、采集脉搏波;S22、预处理采集的脉搏波;S23、从预处理过的脉搏波中提取脉搏波特征点,计算脉搏波全局特征参数值;S24、将获取的脉搏波全局特征参数代入步骤S16中所述的回归方程中,对计算结果去除异常值得到多个血压

估计值；S25、对得到的血压估计值根据步骤S17中所述对应的权值计算出其加权系数；S26、对得到的血压估计值加权平均，得到血压测量值。本发明还提供了上述任一所述的用于血压测量装置的数据处理方法在血压测量装置或生理多参数监测设备中的应用。

[0008] 本发明与现有技术对比的有益效果包括：一种用于血压测量装置的数据处理方法，该方法包括建立多个血压估算回归方程的步骤和计算血压值的步骤。建立多个血压估算回归方程的步骤包括获取脉搏波及对应的血压值集合，预处理获取的脉搏波，提取脉搏波特征点，计算脉搏波全局特征参数值，利用获取的脉搏波全局特征参数值和对应的血压值集合通过随机选取的方式建立多组回归测试集，获取每组回归测试集中全局最优的回归方程，评估并筛选出准确度高的回归方程，赋予相应的权值。计算血压值的步骤包括将获取的脉搏波全局特征参数代入选出的回归方程中，对计算的结果剔除异常值得到多个血压值，最后加权取平均，提高了血压测量方法的准确性和稳定性。

附图说明

[0009] 图1是本发明提供的标有特征点的周期脉搏波的典型波形图。

[0010] 图2是本发明提供的建立多个血压估算回归方程的流程图。

[0011] 图3是本发明提供的计算血压值的流程图。

[0012] 图4是本发明提供的血压测量装置的结构框图。

具体实施方式

[0013] 下面对照附图并结合优选的实施方式对本发明作进一步说明。

[0014] 图1为标有特征点的周期脉搏波的典型波形图，B表示主动脉瓣开放点，C表示收缩期最高压力点，F表示重搏波起点，G表示重搏波最高压力点。

[0015] 本发明还提供了一种用于上述血压处理装置的数据处理方法，包括建立多个血压估算回归方程的步骤和计算血压值的步骤，如图2所示，建立多个血压估算回归方程的步骤包括：

[0016] 101、获取多段脉搏波及对应的血压值集合；

[0017] 102、预处理获取的脉搏波；

[0018] 103、从预处理过的脉搏波中提取脉搏波特征点，利用特征点计算脉搏波全局特征参数值；

[0019] 104、在获取的脉搏波全局特征参数值和对应的血压值集合中，采用随机选取的方式建立多组回归测试集，所述回归测试集由测试集和训练集构成；

[0020] 105、获取每组回归测试集中全局最优的回归方程；

[0021] 106、评估并筛选出准确度高的回归方程；

[0022] 107、对选出的回归方程赋予相应的权值；

[0023] 如图3所示，所述计算血压值的步骤包括：

[0024] 201、采集脉搏波；

[0025] 202、预处理采集的脉搏波；

[0026] 203、从预处理过的脉搏波中提取脉搏波特征点，利用特征点计算脉搏波全局特征参数值；

[0027] 204、将获取的脉搏波全局特征参数代入步骤106中所述的回归方程中,对计算结果去除异常值得到多个血压估计值;

[0028] 205、对得到的血压估计值根据步骤107中所述的权值计算出其加权系数;

[0029] 206、对得到的血压估计值加权平均,得到血压测量值。

[0030] 需要说明的是,在步骤101中获取的对应的血压值是为了建立多个回归方程。

[0031] 在本具体实施方式中,在步骤105中所述全局最优的回归方程是采用逐步回归分析法获取;所述逐步回归分析法是以全局遍历的方式对所述训练集进行分析。

[0032] 具体地,预处理脉搏波包括去除基线漂移和低通滤波,所述训练集中的训练数据不少于8组。

[0033] 进一步地,基线漂移的去除可采用中值滤波器进行处理,公式如下:

$$[0034] \quad B[i] = \frac{\sum_{j=-m}^{i+m} P[j]}{2m+1}, m+1 \leq i \leq \text{len}-m;$$

$$[0035] \quad Pa[j] = \begin{cases} P[j] - B[m+1], & 1 \leq j \leq m; \\ P[j] - B[j], & m+1 \leq j \leq \text{len}-m; \\ P[j] - B[\text{len}-m], & \text{len}-m+1 \leq j \leq \text{len}. \end{cases}$$

[0036] 其中,P为原始脉搏波数据,B为原始脉搏波的基线漂移,Pa为去除基线漂移之后的脉搏波数据。len为P的数据长度。m为常数,设脉搏波一个周期的数据点数为num,则m的最佳取值为 $m = \lfloor (\text{num}-1)/2 \rfloor$ (“ $\lfloor \cdot \rfloor$ ”为向下取整符号)。

[0037] 低通滤波器主要滤除高频噪声以及工频干扰等,可采用切比雪夫I型滤波器,设定相应的参数为:通带边界频率10Hz左右,阻带边界频率12Hz左右,通带最大衰减0.1dB,阻带最小衰减20dB。Pa经过滤波处理后的脉搏波数据为Pb。

[0038] 在某些优选的实施例中,在步骤103或步骤203中所述的脉搏波特征点包括主动脉瓣开放点、收缩期最高压力点、重搏波起点、重搏波最高压力点;所述提取脉搏波特征点包括对脉搏波的平滑处理,所述平滑处理采用三线平滑处理的方式。

[0039] 具体地,三线平滑处理方式的公式为:

$$[0040] \quad Pc(i) = \begin{cases} \frac{(5 \cdot Pb[i] + 2 \cdot Pb[i+1] - Pb[i+2])}{6}, & i=1; \\ \frac{Pb[i-1] + Pb[i] + Pb[i+1]}{3}, & 2 \leq i \leq \text{len}-1; \\ \frac{(5 \cdot Pb[i] + 2 \cdot Pb[i-1] - Pb[i-2])}{6}, & i=\text{len}. \end{cases}$$

其中,Pc表示搏波数据点,Pb表示经过滤波处理后的脉搏波数据。

[0041] 在本具体实施方式中,多组回归测试集的建立是通过对得到的n对脉搏波全局特征参数和对应的血压值作为样本数据的1~n组,将各组数据按1~n进行编号,通过生成随机数的方式生成1~n范围内的随机数,之后选择相应的随机数对应的数据,重复进行,直到选出k组数据。将选出的k组数据作为训练集,其余的n-k组数据作为测试集,这样的训练集和测试集构成一个回归测试集。

[0042] 重复上述步骤,得到h组不同的回归测试集。优选地, $8 < n, 8 < k < n, 5 < h$ 。

[0043] 在本具体实施方式中,所述主动脉瓣开放点、收缩期最高压力点的提取步骤包括:

[0044] T1、获取脉搏波的所有广义极值点,并得到极值点集;具体地,从头到尾遍历脉搏

波各数据点,根据极值点判断条件,判断该点是否为极值点;

[0045] T2、确定主动脉瓣开放点B、收缩期最高压力点C差值的阈值;具体地,将上一步中得到的极值点集按幅值大小进行升序排序得到排序后的极值点集extS,分别从排序后的极值点集的两端(即最小数据部分和最大数据部分)连续取thn个极值点,判断这thn个点的离散程度,若离散程度小于可接受标准程度da,则将这thn个点作为本段脉搏波数据的B点或C点的代表点集。否则,按从两端到中间的方向依次取下一组thn个点,继续判断,直到找到B点和C点的代表点集。B点的代表点集为从最小数据部分找到的满足要求的点,C点的代表点集为从最大数据部分找到的满足要求的点。更具体地,thn取2~5,da取0.003~0.01。

[0046] T3、根据阈值判断并提取出所述脉瓣开放点、收缩期最高压力点;具体地,将B点代表点取均值得到该段脉搏波的全局B点代表点幅值dB,将C点代表点取均值得到全局C点代表点幅值dC。则B、C差值的阈值公式为:

[0047] $thd = \zeta * (dC - dB)$,其中阈值系数 ζ 取值为0.5~0.7。

[0048] 具体地,在步骤T1中所述极值点判断条件为:

[0049] $(Pc[i] - Pc[i-1]) * (Pc[i+1] - Pc[i]) \leq 0$,Pc表示搏波数据点。

[0050] 在步骤T3中所述根据阈值判断并提取出所述脉瓣开放点、收缩期最高压力点的判别式为 $ext[i+1] - ext[i] > thd$, $1 \leq i \leq len-1$,ext[i]表示第i个极值点,ext[i+1]表示第i+1个极值点,thd表示主动脉瓣开放点、收缩期最高压力点差值的阈值,len表示极值点的个数。

[0051] 在本具体实施方式中,所述重搏波起点F、重搏波最高压力点G的提取步骤包括:

[0052] E1、分割脉搏波的周期区间;具体地,由上面提取到的B点为边界,来分割脉搏波的各段区间。

[0053] E2、确定重搏波起点、重搏波最高压力点所在的脉搏波周期区间;具体地,设各周期中,C、F点之间长度在周期中的比例rcf,C、G点之间长度在周期中的比例rcg。通过rcf、rcg,以及提取出的B、C点确定各周期中F、G所在的区间interFG。优选地,rcf取0.08~0.12,rcg取0.45~0.55。

[0054] E3、通过计算所述重搏波起点、重搏波最高压力点所在的脉搏波周期区间内各点的平均斜率角变化指标值的集合提取出所述的重搏波起点、重搏波最高压力点。具体地,计算公式如下:

[0055] $angChg[i] = \text{atan}((p1-p2)/ts) - \text{atan}((p2-p3)/ts)$;

[0056] $p1 = interFG[i+2] + inter[i+1] + interFG[i]$;

[0057] $p2 = interFG[i] + inter[i-1] + interFG[i-2]$;

[0058] $p3 = interFG[i-2] + inter[i-3] + interFG[i-4]$;

[0059] 其中,ts为脉搏波数据采样周期,atan为取反正切值函数。取angChg中最大值对应的点为F点,取angChg中最小值对应的点为G点。

[0060] 在本具体实施方式中,在步骤103或步骤203中获取脉搏波全局特征参数值包括对异常值的去除及对去除异常值的各特征参数集取平均;所述脉搏波全局特征参数值包括全局收缩期时间占比、全局主波高度、全局降中峡相对高度、全局重搏波相对高度、全局收缩期面积占比、全局主波上升斜率和全局K值;所述异常值的判别采用肖维勒方法进行。

[0061] 具体地,所述搏波全局特征参数值是通过计算出该段脉搏波各周期的特征参数作

为特征参数集,再从特征参数集中获取。

[0062] 需要说明的是,单周期特征参数值的计算包括根据上述提取到的特征点,以特征点B为界对这段脉搏波进行周期分割,获取各个单周期的脉搏波数据periodData,再对单周期的脉搏波数据进行处理和特征参数的计算。

[0063] 首先,单周期数据波形标准化:去除单周期数据的基线部分,通过线性方程拟合出基线,再用原数据减去基线获得标准化之后的数据nomalData。公式如下:

[0064] $\text{nomalData}[i] = \text{periodData}[i] - (k\text{Base} * i + b\text{Base}) ; 1 \leq i \leq \text{lenP}.$

[0065] $k\text{Base} = \frac{\text{periodData}[\text{lenP}] - \text{periodData}[1]}{\text{lenP} - 1},$

[0066] $b\text{Base} = \text{periodData}[1] - k\text{Base}$

[0067] 其中,lenP为periodData的数据长度,periodData为提取出的波形数据;

[0068] nomalData为标准化后的波形数据;kBase是单周期波形的基线斜率;bBase是单周期波形的基线截距;i为波形的数据点的第i个。特别的,经过标准化之后,单周期内的B点幅值为0。

[0069] 之后,单周期特征参数计算,包括:

[0070] i.收缩期时间占比slnT:

[0071] 脉搏波从B点到F点的这一段为脉搏波收缩期,slnT就是BF段时长在整个周期的比值。由于采样率不变,所以时间与样本长度成正比,这里用BF段数据长度比上本周期数据长度的值作为slnT。

[0072] ii.主波高度mainH:

[0073] 主波高度对应于C点幅值,这里取标准化之后的C点幅值作为mainH。

[0074] iii.降中峡相对高度gorgelnMainH:

[0075] 降中峡高度对应于F点幅值,gorgelnMainH是指降中峡高度相对于主波的高度比。这里取标准化之后的F点幅值与mainH的比值作为gorgelnMainH。

[0076] iv.重搏波相对高度repeatlnMianH:

[0077] 重搏波高度对应于G点幅值,repeatlnMianH是指重搏波高度相对于主波的高度比。这里取标准化之后的G点幅值与mainH的比值作为repeatlnMianH。

[0078] v.收缩期面积占比syslnArea:

[0079] syslnArea是指脉搏波波形的收缩期面积占整个周期波形面积的比值。面积计算采用如下公式:

[0080]
$$S = \sum_{i=1}^{\text{end}} \text{periodData}[i] * ts$$

[0081] 当计算收缩期面积时,end对应于F点所在位置。计算整个周期波形面积时,end=lenP。

[0082] vi.主波上升斜率slopeMain:

[0083] slopeMain是从B点到C点的平均斜率,计算公式如下:

[0084] $\text{slopeMain} = \text{mainH} / (\text{lenBC} * ts)$

[0085] 其中,lenBC为BC段脉搏波的采样点数。

[0086] vii.K值的计算公式如下:

[0087] $K = S_{\text{period}} / ((\text{lenP} - 1) * \text{mainH})$

[0088] 其中, S_{period} 为整个周期波形的面积。

[0089] 在本具体实施方式中, 在步骤105中所述全局最优的回归方程是以调整后的决定系数值作为回归方程拟合效果的判断标准, 所述调整后的决定系数值的计算公式为 $\text{adjR}^2 = 1 - \text{rmse}^2 / \text{var}(\text{BPval})$, 其中RMSE为回归方程拟合的均方误差, $\text{var}(\text{BPval})$ 为血压值样本的均方差, adjR^2 表示调整后的决定系数。

[0090] 在本具体实施方式中, 上述任一方法中所述的回归方程的表达式为

$$\text{BPest} = \text{cont} + \sum_{i=1}^{\text{lenParam}} \text{coef}[i] * \text{param}[i],$$

其中param为最终选入参数的集合, coef为各参数对应系数的集合, cont为常数项, lenParam为选入参数的个数, BPest为估计血压值。

[0091] 在本具体实施方式中, 利用上述得到的回归方程和与之对应的回归测试集中的测试集, 进行该回归方程的准确度评估。评估方法如下:

[0092] 将测试集中的各个脉搏波全局特征参数数据代入上式得到的回归方程中, 得到相应的估计血压值BPest, 将BPest与测试集对应的血压值BPval进行比较, 得到各个数据的估计误差 $|\text{BPest} - \text{BPval}|$, 并将误差值按三段要求进行划分, ≤ 5 , ≤ 10 , ≤ 15 , 计算在各段的测试数据比例。并根据评估标准将回归方程准确等级划分为A、B、C、D四个等级, 评估标准如下:

汞柱血压计与受检血压计间血压测量值的差值			
	$\leq 5\text{mmHg}$	$\leq 10\text{mmHg}$	$\leq 15\text{mmHg}$
A 级	$\geq 60\%$	$\geq 85\%$	$\geq 95\%$
B 级	$\geq 50\%$	$\geq 75\%$	$\geq 90\%$
C 级	$\geq 40\%$	$\geq 65\%$	$\geq 85\%$
D 级	未通过 C 级认证		

[0094] 将准确度等级较低的回归方程去除, 并对剩下的回归方程按准确度等级赋予不同的权值, 等级越高, 权值越高。

[0095] 在本具体实施方式中, 将准确等级为B级以下的回归方程予以去除, 设定等级A的回归方程对应的权值(w)为a, 等级为B的回归方程对应的权值为b, 优选地, 取 $a=5$, $b=2$ 。

[0096] 在本具体实施方式中, 在步骤205中的加权系数的计算公式为:

$$wR[i] = w[i] / \sum_{i=1}^{\text{lenW}} w[i], \quad i = 1, 2, \dots, \text{lenW}.$$

其中, lenW为去除异常值后的血压估计值的个数, $wR[i]$ 为第i个血压估计值对应的加权系数。

[0098] 在本具体实施方式中, 在步骤206中血压测量值的计算公式为:

$$[0099] \quad BP = \sum_{i=1}^{20000} wR[i] * BPest[i]$$

[0100] 其中, BPest为去除异常值后的血压估计值集合, wR[i]为第i个血压估计值对应的加权系数, BP为血压测量值。

[0101] 本发明还提供了上述任一所述的用于血压测量装置的数据处理方法在血压测量装置或生理多参数监测设备中的应用。

[0102] 所述用于血压测量装置的数据处理方法不局限于在血压测量装置或生理多参数监测设备中的应用, 该方法适用于其他具有血压数据处理功能的设备, 所述设备包括手机、手环、指环、脚环、电脑、平板等。

[0103] 所述血压测量装置, 如图4所示, 包括多个回归方程建立模块和血压估算模块, 所述血压估算回归方程建立模块包括:

[0104] 模板数据采集模块, 用于获取多段脉搏波及对应的血压值;

[0105] 数据预处理模块, 用于预处理从模板数据采集模块中获取的脉搏波;

[0106] 模板特征参数计算模块, 用于从预处理模块预处理过的脉搏波中提取脉搏波特征点, 利用特征点计算脉搏波全局特征参数值;

[0107] 回归测试集建立模块, 对从模板特征参数计算模块中获取的脉搏波全局特征参数值和从模板数据采集模块中获取的对应的血压值组成的样本集合应用随机选取的方式建立多组回归测试集, 所述回归测试集由测试集和训练集构成;

[0108] 初步回归方程建立模块, 用于获取各组回归测试集中全局最优的回归方程;

[0109] 回归方程评估与选择模块, 用于评估并筛选出回归方程建立模块中的准确度高的回归方程, 对所述准确度高的回归方程按准确度等级赋予相应的权值;

[0110] 所述血压估算模块包括:

[0111] 脉搏波采集模块, 用于采集脉搏波;

[0112] 数据预处理模块, 用于预处理从脉搏波采集模块中采集的脉搏波;

[0113] 特征参数计算模块, 用于从预处理模块中预处理过的脉搏波中提取脉搏波特征点, 利用特征点计算脉搏波全局特征参数值;

[0114] 初步血压值估算模块, 用于将特征参数计算模块中获取的脉搏波全局特征参数代入多组回归方程建立模块中的多组回归方程进行计算, 去除计算结果中的异常值, 得到多个血压估计值;

[0115] 加权系数计算模块, 利用初步血压值估算模块中得出的多个血压值所对应的回归方程的权重计算出对应的加权系数;

[0116] 血压估算输出模块, 利用加权系数计算模块中得到的加权系数对初步血压值估算模块中得到的多个血压估计值进行加权平均, 得到血压测量值。

[0117] 需要说明的是, 在模板数据采集模块中脉搏波所对应的血压值的获取方式可以是利用袖带式汞柱血压计或电子血压计进行采集。

[0118] 具体地, 所述生理多参数监测设备通过采集脉搏波信号处理血压数据, 获得血压测量值。

[0119] 具体地, 所述生理多参数监测设备为贴片式生理多参数监测设备, 包括适于贴附到人体皮肤上的扁平状柔性材料的壳体, 所述壳体正面可以通过胶贴贴至人体皮肤上, 所

述壳体的正面和/或背面设置有脉搏波传感器,通过液态硅胶注射成型方式或固态硅胶模压成型方式与壳体成型为一体,所述壳体内密封装有利于处理所采集生理参数数据的电路模块,所述电路模块与所述脉搏波传感器相连;所述脉搏波传感器进行脉搏波信号的采集,并将采集的数据传输给壳体内部的电路模块相连。采集的脉搏波信号可以计算包括血压、血氧饱和度、心率、呼吸频率、最大摄氧量中至少一种生理参数,脉搏波传感器优选光电式脉搏波传感器。

[0120] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干等同替代或明显变型,而且性能或用途相同,都应当视为属于本发明的保护范围。

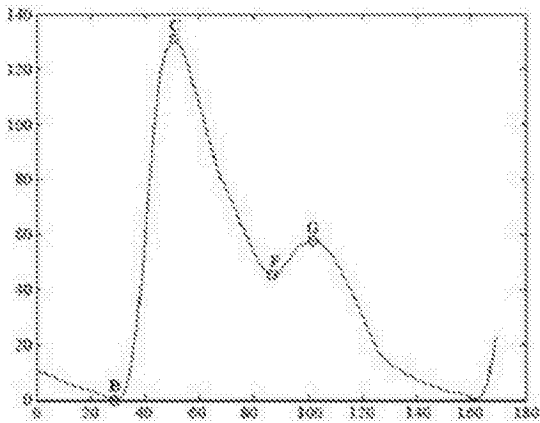


图1

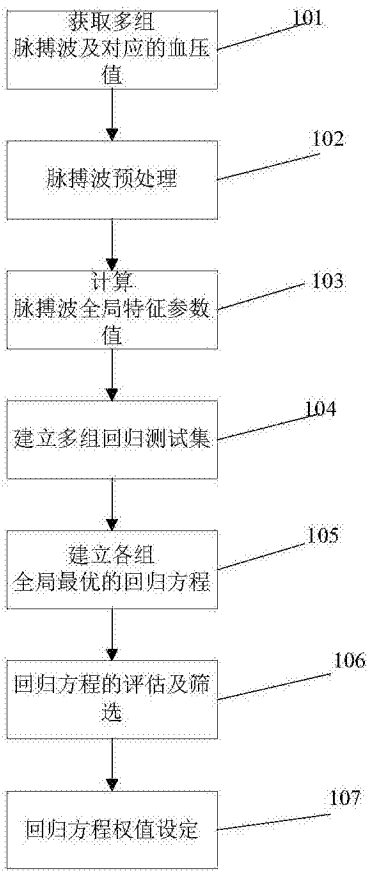


图2

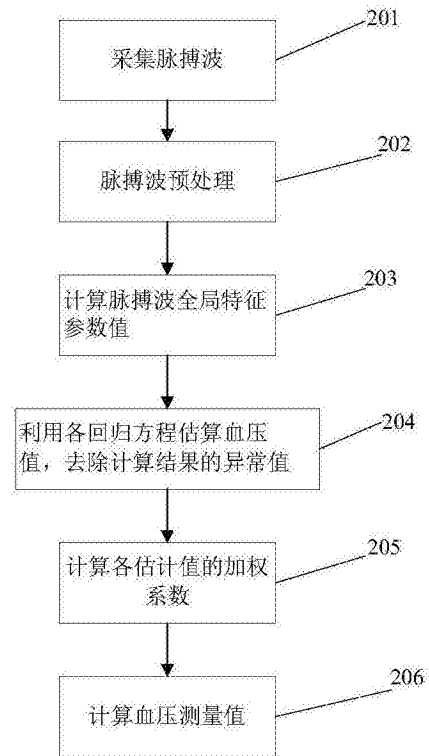


图3

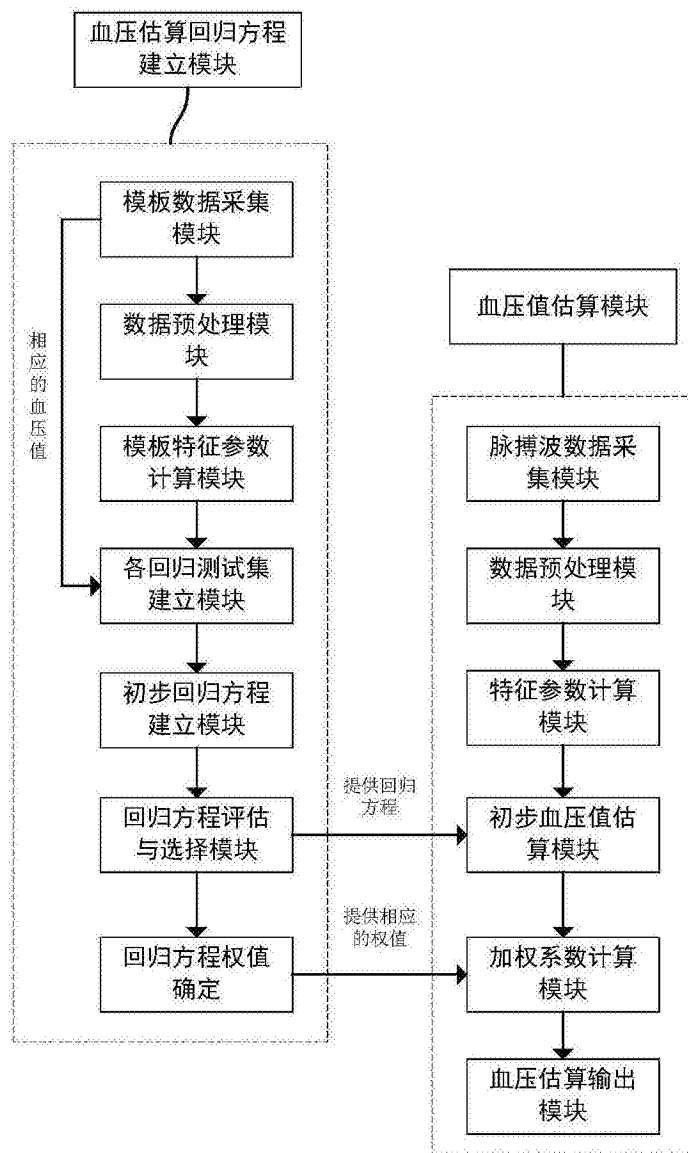


图4

专利名称(译)	一种用于血压测量装置的数据处理方法		
公开(公告)号	CN107995981A	公开(公告)日	2018-05-04
申请号	CN201780002087.8	申请日	2017-02-22
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学深圳研究生院 深圳市岩尚科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	清华大学深圳研究生院 深圳市岩尚科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学深圳研究生院 深圳市岩尚科技有限公司		
[标]发明人	张跃 潘俊俊 张拓		
发明人	张跃 潘俊俊 张拓		
IPC分类号	G06K9/00 A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/7203 A61B5/7225 G06K9/00503 G06K9/00523 G06K9/00563		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于血压测量装置的数据处理方法，包括建立多个血压估算回归方程的步骤和计算血压值的步骤。其中，建立多个血压估算回归方程的步骤包括获取脉搏波及对应的血压值(101)；预处理获取的脉搏波(102)；提取脉搏波特征点，获取脉搏波全局特征参数值(103)；利用获取的脉搏波全局特征参数值和对应的血压值，通过随机选取的方式建立多组回归测试集(104)；获取每组回归测试集中全局最优的回归方程(105)；评估并筛选出准确度高的回归方程(106)；赋予相应的权值(107)。计算血压值的步骤包括将获取的脉搏波全局特征参数代入准确度高的回归方程中，对计算结果去除异常值得到多个血压估计值，最后加权取平均。该血压测量装置的数据处理方法提高了血压测量值的准确性和稳定性。

