



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111493855 B

(45) 授权公告日 2023. 01. 06

(21) 申请号 202010317299.9

(22) 申请日 2020.04.21

(65) 同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 111493855 A

(43) 申请公布日 2020.08.07

(73) 专利权人 重庆理工大学  
地址 400054 重庆市巴南区李家沱红光大道69号

(72) 发明人 肖汉光 黄金锋 任慧娇

(74) 专利代理机构 重庆博凯知识产权代理有限公司 50212  
专利代理师 周玉玲

(56) 对比文件

CN 103892818 A, 2014.07.02

CN 104323768 A, 2015.02.04

CN 104244814 A, 2014.12.24

US 5400793 A, 1995.03.28

US 2004158163 A1, 2004.08.12

审查员 赵利蕊

(51) Int. Cl.

A61B 5/029 (2006.01)

A61B 5/021 (2006.01)

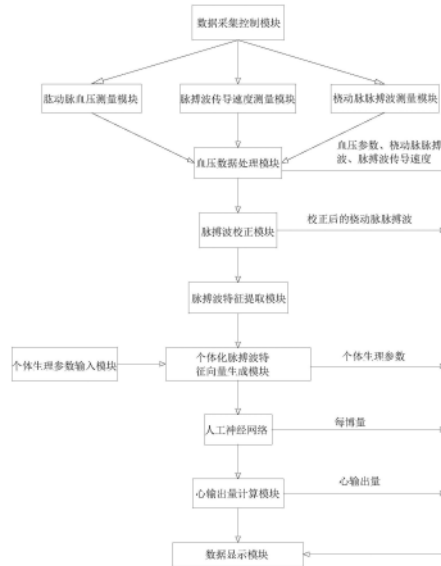
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54) 发明名称

个性化心输出量的无创测量系统与方法

(57) 摘要

本发明公开了个性化心输出量的无创测量系统与方法,包括肱动脉血压测量模块、外周浅层动脉脉搏波测量模块与脉搏波传导速度测量模块;脉搏波校正模块根据肱动脉血压参数对外周浅层动脉脉搏波进行校正;脉搏波特征提取模块用于提取脉搏波特征并输出给个性化脉搏特征向量生成模块,生成的个性化脉搏波特征向量包括脉搏波特征与受测者的个体生理参数;神经网络根据个性化脉搏波特征向量识别出相应的每博量,心输出量计算模块,根据每博量计算出心输出量。本发明解决了现有技术中的无创测量方法针对个体的心输出量测量的准确性不高的技术问题,大大缩小了无创测量与金标准法测量精度之间的差距。



1. 一种个体化心输出量的无创测量系统,其特征在于,包括肱动脉血压测量模块、外周浅层动脉脉搏波测量模块,肱动脉测量血压测量模块用于采集肱动脉的血压参数,包括肱动脉收缩压与肱动脉舒张压;外周浅层动脉脉搏波测量模块用于采集外周浅层动脉脉搏波;

脉搏波校正模块用于输入肱动脉的血压参数与外周浅层动脉脉搏波,利用肱动脉的血压参数对外周浅层动脉脉搏波进行校正,并将校正后的外周浅层动脉脉搏波输出给脉搏波特征提取模块;

脉搏波特征提取模块用于从校正后的外周浅层动脉脉搏波中提取脉搏波特征,并包括以下时域特征:血压特征、时间特征、面积特征与比例特征,并将脉搏波特征输出给个体化脉搏波特征向量生成模块;

个体化脉搏波特征向量生成模块用于根据脉搏波特征与受测者的个体生理参数生成个体化脉搏波特征向量,并输出给已训练完成的人工神经网络;

人工神经网络用于根据输入的个体化脉搏波特征向量,计算出对应的每博量,并输出给心输出量计算模块;

心输出量计算模块用于根据每博量计算出心输出量,计算公式如下:

$$CO = SV * N / Fs * 60$$

其中,CO表示心输出量,SV表示每博量,N表示一个心动周期内脉搏波的采样点数,Fs表示系统的信号采样频率。

2. 根据权利要求1所述的个体化心输出量的无创测量系统,其特征在于,还包括用于测量肱动脉到外周浅层动脉的脉搏波传导速度的脉搏波传导速度测量模块;外周浅层动脉脉搏波为桡动脉血压波、手指动脉血压波或下肢动脉血压波,脉搏波校正模块根据如下公式对外周浅层动脉脉搏波进行校正:

$$W_r = (W_r^0 - DBP_r) \cdot \frac{SBP_b - DBP_b}{SBP_r - DBP_r} \cdot \alpha + DBP_b$$

其中, $W_r^0$ 是校正前的外周浅层动脉脉搏波; $W_r$ 是校正后的外周浅层动脉脉搏波; $SBP_b$ 是肱动脉收缩压; $DBP_b$ 是肱动脉舒张压; $SBP_r$ 是外周浅层动脉脉搏波收缩压; $DBP_r$ 是外周浅层

动脉脉搏波舒张压; $\alpha$ 是肱动脉到外周浅层动脉的放大因子, $\alpha = c_1 \frac{PWV}{PWV_0} + c_2$ , $c_1$ 、 $c_2$ 均为回归系数,PWV为受测者的脉搏波传导速度, $PWV_0$ 为脉搏波传导速度参考值。

3. 根据权利要求2所述的个体化心输出量的无创测量系统,其特征在于,放大因子 $\alpha$ 的取值范围限制在[1,1.5]。

4. 根据权利要求1所述的个体化心输出量的无创测量系统,其特征在于,脉搏波特征提取模块还从校正后的外周浅层动脉脉搏波中提取包含多倍频的谐波幅值在内的频域特征,时域特征与频域特征合并组成脉搏波特征后输出给个体化脉搏波特征向量生成模块。

5. 根据权利要求1所述的个体化心输出量的无创测量系统,其特征在于,人工神经网络的输入层采用如下公式对个体化脉搏波特征向量进行归一化:

$$\vec{F}' = \vec{F} \cdot \vec{G} + \vec{O}$$

其中,  $\vec{F}$  表示个体化脉搏波特征向量,  $\vec{F}'$  表示归一化后的个体化脉搏波特征向量,  $\vec{G}$  表示归一化增益向量,  $\vec{O}$  表示归一化偏移向量;

归一化后的个体化脉搏波特征向量  $\vec{F}'$  经过隐藏层与输出层后得到准输出向量  $\vec{F}''$ , 准输出向量  $\vec{F}''$  的计算公式如下:

$$\vec{F}'' = f(\vec{F}'^T \times \vec{W}_1 + \vec{B}_1) \times \vec{W}_2 + \vec{B}_2$$

其中,  $f$  表示神经网络中的结合函数,  $\vec{F}'^T$  表示  $\vec{F}'$  的转置向量,  $\vec{W}_1$  表示权重矩阵,  $\vec{W}_2$  表示权重列向量,  $\vec{B}_1$  与  $\vec{B}_2$  均表示偏移列向量;

输出层将准输出向量  $\vec{F}''$  进行反归一化, 从而得到输出量, 即每博量, 按如下公式计算:

$$SV = \vec{F}'' / \vec{G}' - \vec{O}'$$

其中,  $SV$  表示每博量,  $\vec{G}'$  表示反归一化增益向量,  $\vec{O}'$  表示反归一化偏移向量。

6. 根据权利要求1所述的个体化心输出量的无创测量系统, 其特征在于, 用于训练人工神经网络的样本数据来源于热稀释法的心输出量、每博量和桡动脉血压波形, 每个样本均以桡动脉血压波形的时频特征和个体生理参数组成的特征向量作为输入量, 并以与桡动脉血压波形对应的每博量作为标准输出量; 样本数据被分成训练样本集与测试样本集, 采用训练样本集对神经网络进行训练; 采用测试样本集对训练后的人工神经网络进行测试, 若输出量与标准输出量的误差满足阈值, 则表示训练完成, 训练完成后的人工神经网络获得能够使输出量与标准输出量的误差满足阈值的参数组合, 参数组合中的参数包括归一化增益向量  $\vec{G}$ 、归一化偏移向量  $\vec{O}$ 、权重矩阵  $\vec{W}_1$ 、权重列向量  $\vec{W}_2$ , 偏移列向量  $\vec{B}_1$ 、偏移列向量  $\vec{B}_2$ 、反归一化增益向量  $\vec{G}'$  与反归一化偏移向量  $\vec{O}'$ 。

7. 根据权利要求6所述的个体化心输出量的无创测量系统, 其特征在于, 采用误差反向传播法结合梯度下降法对神经网络进行训练。

8. 根据权利要求1所述的个体化心输出量的无创测量系统, 其特征在于, 肱动脉血压测量模块包括袖带、气路导管、气压传感器、充放气电机与血压数据处理模块; 电机通过气路导管对袖带进行充放气, 气压传感器监测袖带或气路中的气压变化, 并将测量的气压信号传递给血压数据处理模块; 血压数据处理模块按如下程序计算肱动脉血压参数: 对气压信号进行分解, 得到振荡信号和线性上升或下降信号; 检测出振荡信号的峰值, 在峰值左右按峰值幅度的一定比例获得对应两个时间点, 左右两个时间点对应的上升或下降信号的压力, 即为收缩压和舒张压;

外周浅层动脉脉搏波测量模块为桡动脉测量装置、手指动脉测量装置或下肢动脉测量装置。

9. 根据权利要求1所述的个体化心输出量的无创测量系统, 其特征在于, 还包括数据显示模块与数据采集控制模块, 所述数据采集控制模块用于控制肱动脉血压测量模块与外周浅层动脉脉搏波测量模块的数据采集过程; 数据显示模块用于显示心输出量测量过程中的相关数据, 包括肱动脉血压参数、外周浅层动脉脉搏波、校正后的外周浅层动脉脉搏波、每博量、心输出量与受测者的个体生理参数。

## 个体化心输出量的无创测量系统与方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于心输出量测量技术领域,尤其涉及无创心输出量测量技术领域。

### 背景技术

[0002] 心输出量(CO)是指左心室每分钟的射血量,是表征心血管系统健康状态最重要的参数,是心脏功能及心血管疾病的重要诊断依据。另外,基于心输出量可以辅助计算出许多其他心血管系统参数,因此,心输出量的准确测量在心血管疾病检测和治疗等方面十分关键,具有重要临床意义。

[0003] 目前,测量心输出量的装置及方法分为有创、微创和无创三大类。

[0004] 有创的装置及方法是利用介入设备将导管从外周动脉插入,通过导管在右心房上部注入一定量生理盐水,与血液混合,同时记录温度变化曲线,通过温度曲线的计算得到CO。该方法称为热稀释法,是测量心输出量的“金标准”。有创法主要用于急救、心血管介入手术和重症监护等领域,具有创伤性大、操作复杂等特点,并且长时间测量容易引起感染或并发症。所以,该方法临床上具有一定的局限性。

[0005] 微创的装置及方法结合单次热稀释法和脉搏波进行CO测量,该技术称为PICCO技术。FloTrac/Vigileo系统是典型的微创装置,它利用FloTrac传感器采集患者股动脉或腋动脉压力波形,通过对动脉压力波形曲线下的面积进行分析,结合患者年龄、性别、身高、体重、体表面积等参数,计算相对每搏量,并且利用单次热稀释法定标,实现心输出量连续测量。虽然微创法的有创性大幅减小,并且大幅降低了感染和并发症的风险,但是,仍然具有创性,无法满足非危重病人和健康人对心输出量测量的需求,因此,一些无创心输出量测量方法被相继提出。

[0006] 无创的装置及方法主要包括超声法、胸阻抗法、脉搏波波形分析法等。

[0007] 超声法通过连续多普勒超声波技术,测量主动脉或者肺动脉的血流速度,得到血流速度的时间积分,再乘其管腔截面面积计算出每搏量等指标。代表性仪器有澳大利亚USCOM仪器。基于超声法的CO测量仪器对操作者要求较高,传感器的力度和方向都会影响血流速度波形,从而影响计算结果,超声法与热稀释法的测量结果误差可达40%,所以,其准确性和稳定性有待改进。

[0008] 胸阻抗法通过测量人体体表电极的电位变化,建立电位与心排量之间的关系,从而实现心排量的测量。该方法的典型代表包括美国的NICOM系统和德国的ICON系统等。阻抗法因其无创、连续测量、设备简单、安全已普遍应用与临床,但是该技术较依赖于振荡电流通过胸腔的扩散,抗干扰能力较差。

[0009] 基于脉搏波波形分析法可以通过光学技术获得动脉内血流容量变化引起的透射或反射光的变化。当动脉中血流量随心脏搏动变化时,光源发出的光经过动脉后被探测器接收,其接收光强与血流量同步发生脉动变化,进而利用动脉血流量与CO之间的关系模型计算出CO,从而实现CO测量。光电容积脉搏波测量心输出量时成本较低、信号稳定,但波形形状易受传感器位置和背景光的影响,准确性有待提高。

[0010] 基于脉搏波波形分析法也可以通过压力传感器获得的外周脉搏波形,然后建立血管数学模型和统计模型,如Windkessel模型、传输线模型、回归模型等,通过模型计算CO。由于外周脉搏波形获取十分容易,且设备廉价,能很好地监测心输出量的相对变化,所以,该技术具有宽广的应用前景,但是,该技术还存在一些不足,如数学模型不够准确,尤其是缺乏对个体差异性的考虑,往往导致心输出量绝对值偏差较大。

[0011] 综上所述,心输出量的测量正从有创和微创向无创方向发展,基于脉搏波的波形分析法的优势较为突出,但是存在心输出量测量不够准确的问题。

## 发明内容

[0012] 针对上述技术的不足,本发明提供了一种个体化心输出量的无创测量方法,解决现有技术中的无创测量方法针对个体的心输出量测量的准确性不高的技术问题。

[0013] 为解决上述技术问题,本发明的技术方案如下:一种个体化心输出量的无创测量系统,包括肱动脉血压测量模块与外周浅层动脉脉搏波测量模块,肱动脉测量血压测量模块用于采集肱动脉的血压参数,包括肱动脉收缩压与肱动脉舒张压;外周浅层动脉脉搏波测量模块用于采集外周浅层动脉脉搏波;

[0014] 脉搏波校正模块用于输入肱动脉的血压参数与外周浅层动脉脉搏波,利用肱动脉的血压参数对外周浅层动脉脉搏波进行校正,并将校正后的外周浅层动脉脉搏波输出给脉搏波特征提取模块;

[0015] 脉搏波特征提取模块用于从校正后的外周浅层动脉脉搏波中提取脉搏波特征,并包括以下时域特征:血压特征、时间特征、面积特征与比例特征,并将脉搏波特征输出给个体化脉搏波特征向量生成模块;

[0016] 个体化脉搏波特征向量生成模块用于根据脉搏波特征与受测者的个体生理参数生成个体化脉搏波特征向量,并输出给已训练完成的人工神经网络;

[0017] 人工神经网络用于根据输入的个体化脉搏波特征向量,计算出对应的每博量,并输出给心输出量计算模块;

[0018] 心输出量计算模块用于根据每博量计算出心输出量,计算公式如下:

$$[0019] \quad CO = SV * N / Fs * 60$$

[0020] 其中,CO表示心输出量,SV表示每博量,N表示一个心动周期内脉搏波的采样点数,Fs表示系统的信号采样频率。

[0021] 进一步的,还包括用于测量从肱动脉到外周浅层动脉的脉搏波传导速度的脉搏波传导速度测量模块;外周浅层动脉脉搏波为桡动脉血压波、手指动脉血压波或下肢动脉血压波,脉搏波校正模块根据如下公式对外周浅层动脉脉搏波进行校正:

$$[0022] \quad W_r = (W_r^0 - DBP_r) \cdot \frac{SBP_b - DBP_b}{SBP_r - DBP_r} \cdot \alpha + DBP_b$$

[0023] 其中, $W_r^0$ 是校正前的外周浅层动脉脉搏波; $W_r$ 是校正后的外周浅层动脉脉搏波; $SBP_b$ 是肱动脉收缩压; $DBP_b$ 是肱动脉舒张压; $SBP_r$ 是外周浅层动脉脉搏波收缩压; $DBP_r$ 是外周浅层动脉脉搏波舒张压; $\alpha$ 是肱动脉到外周浅层动脉的放大因子, $\alpha = c_1 \frac{PWV}{PWV_0} + c_2$ , $c_1$ 、

$c_2$ 均为回归系数, PWV为受测者的脉搏波传导速度,  $PWV_0$ 为脉搏波传导速度参考值。

[0024] 进一步的, 放大因子 $\alpha$ 的取值范围限制在 $[1, 1.5]$ 。

[0025] 进一步的, 人工神经网络的输入层采用如下公式对个体化脉搏波特征向量进行归一化:

$$[0026] \quad \vec{F}' = \vec{F} \cdot \vec{G} + \vec{O}$$

[0027] 其中,  $\vec{F}$ 表示个体化脉搏波特征向量,  $\vec{F}'$ 表示归一化后的个体化脉搏波特征向量,  $\vec{G}$ 表示归一化增益向量,  $\vec{O}$ 表示归一化偏移向量;

[0028] 归一化后的个体化脉搏波特征向量 $\vec{F}'$ 经过隐藏层与输出层后得到准输出向量 $\vec{F}''$ , 准输出向量 $\vec{F}''$ 的计算公式如下:

$$[0029] \quad \vec{F}'' = f(\vec{F}'^T \times \vec{W}_1 + \vec{B}_1) \times \vec{W}_2 + \vec{B}_2$$

[0030] 其中,  $f$ 表示人工神经网络中的结合函数,  $\vec{F}'^T$ 表示 $\vec{F}'$ 的转置向量,  $\vec{W}_1$ 表示权重矩阵,  $\vec{W}_2$ 表示权重列向量,  $\vec{B}_1$ 与 $\vec{B}_2$ 均表示偏移列向量;

[0031] 输出层将准输出向量 $\vec{F}''$ 进行反归一化, 从而得到输出量, 即每博量, 按如下公式计算:

$$[0032] \quad SV = \vec{F}'' / \vec{G}' - \vec{O}'$$

[0033] 其中,  $SV$ 表示每博量,  $\vec{G}'$ 表示反归一化增益向量,  $\vec{O}'$ 表示反归一化偏移向量。

[0034] 进一步的, 用于训练人工神经网络的样本数据来源于热稀释法的心输出量、每博量和桡动脉血压波形, 每个样本均以桡动脉血压波形的时频特征和个体生理参数组成的特征向量作为输入量, 并以与桡动脉血压波形对应的每博量作为标准输出量; 样本数据被分成训练样本集与测试样本集, 采用训练样本集对人工神经网络进行训练; 采用测试样本集对训练后的人工神经网络进行测试, 若输出量与标准输出量的误差满足阈值, 则表示训练完成, 训练完成后的人工神经网络获得能够使输出量与标准输出量的误差满足阈值的参数组合, 参数组合中的参数包括归一化增益向量 $\vec{G}$ 、归一化偏移向量 $\vec{O}$ 、权重矩阵 $\vec{W}_1$ 、权重列向量 $\vec{W}_2$ , 偏移列向量 $\vec{B}_1$ 、偏移列向量 $\vec{B}_2$ 、反归一化增益向量 $\vec{G}'$ 与反归一化偏移向量 $\vec{O}'$ 。

[0035] 本发明还提供一种个体化心输出量的无创测量方法, 包括以下步骤:

[0036] 步骤1: 获取受测者的肱动脉的血压参数, 包括肱动脉收缩压与肱动脉舒张压; 获取受测者的外周浅层动脉脉搏波, 外周浅层动脉脉搏波为桡动脉血压波、手指动脉血压波或下肢动脉血压波; 获取受测者从肱动脉到外周浅层动脉的脉搏波传导速度;

[0037] 步骤2: 利用肱动脉的血压参数对外周浅层动脉脉搏波进行校正, 按如下公式:

$$[0038] \quad W_r = (W_r^0 - DBP_r) \cdot \frac{SBP_b - DBP_b}{SBP_r - DBP_r} \cdot \alpha + DBP_b$$

[0039] 其中,  $W_r^0$ 是校正前的外周浅层动脉脉搏波;  $W_r$ 是校正后的外周浅层动脉脉搏波;  $SBP_b$ 是肱动脉收缩压;  $DBP_b$ 是肱动脉舒张压;  $SBP_r$ 是外周浅层动脉脉搏波收缩压;  $DBP_r$ 是外

周浅层动脉脉搏波舒张压; $\alpha$ 是肱动脉到外周浅层动脉的放大因子,  $\alpha = c_1 \frac{PWV}{PWV_0} + c_2$ ,  $c_1$ 、

$c_2$ 均为回归系数,  $PWV$ 为受测者的脉搏波传导速度,  $PWV_0$ 为脉搏波传导速度参考值;

[0040] 步骤3:从校正后的外周浅层动脉脉搏波中提取脉搏波特征,包括时域特征与频域特征;所述时域特征包括血压特征、时间特征、面积特征与比例特征,所述频域特征包括多倍频的谐波幅值;时域特征与频域特征合并组成脉搏波特征;

[0041] 步骤4:根据脉搏波特征与受测者的个体生理参数生成个体化脉搏波特征向量;

[0042] 步骤5:将个体化脉搏波特征向量输出给已训练完成的人工神经网络,人工神经网络根据个体化脉搏波特征向量计算出对应的每搏量;

[0043] 步骤6:根据每搏量计算出心输出量,按如下公式:

$$[0044] \quad CO = SV * N / F_s * 60$$

[0045] 其中,  $CO$ 表示心输出量,  $SV$ 表示每搏量,  $N$ 表示一个心动周期内脉搏波的采样点数,  $F_s$ 表示系统的信号采样频率。

[0046] 与现有技术相比,本发明具有的优点包括:

[0047] 1、脉搏波较微弱且容易受到干扰,本发明通过肱动脉血压参数对外周浅层动脉脉搏波进行校正,以降低失真度,是准确提取脉搏波特征的基础。与现有技术采用固定比例因子进行校正所不同的是,本发明在对脉搏波进行校正时,基于动脉硬化与脉搏波放大存在

正比例关系,先利用  $\frac{SBP_b - DBP_b}{SBP_r - DBP_r}$  将外周浅层动脉的收缩压与舒张压映射到肱动脉的收缩

压与舒张压,再乘以肱动脉到外周浅层动脉的放大因子 $\alpha$ ,体现放大效应。

[0048] 2、本发明的放大因子 $\alpha$ 基于个体的脉搏波传导速度进行计算,使得校正后的脉搏波体现出个体差异性。放大因子 $\alpha$ 的取值范围限制在 $[1, 1.5]$ ,防止因测量脉搏波传导速度不准确导致 $\alpha$ 过大的情况发生。同时考虑到个体生理差异对脉搏波传导过程影响的程度不同,在建立脉搏波特征向量时引入个体生理参数(如身高、年龄、体重、性别、病史等),避免片面的关注波形特征,从而形成多参数融合的个体化脉搏波特征向量。

[0049] 3、本发明结合人工神经网络对个体化脉搏波特征向量进行每搏量识别,避免复杂的数学建模,同时也克服了数学模型表达能力不足的缺陷。训练样本源于热稀释法的测量数据,保证了人工神经网络的准确性,使训练后的人工神经网络能够输出更加接近于热稀释法的测量结果。

[0050] 4、通过对输入向量进行归一化将向量中的各种参数的数量级调整为一致,便于人工神经网络的训练。反归一化将准输出向量调整至实际范围。

## 附图说明

[0051] 图1为个体化心输出量的无创测量系统的结构框图;

[0052] 图2为采用现有技术中的测量模型测量的心输出量与“金标准”方法测量结果的对比图;

[0053] 图3为采用本具体实施方式中的个体化心输出量的无创测量系统测量的心输出量与“金标准”方法测量结果的对比图;

[0054] 图4为校正前的桡动脉脉搏波的波形图。

### 具体实施方式

[0055] 一) 系统结构

[0056] 参考图1所示,一种个体化心输出量的无创测量系统,包括肱动脉血压测量模块、外周浅层动脉脉搏波测量模块与脉搏波传导速度测量模块,肱动脉测量血压测量模块用于采集肱动脉的血压参数,包括肱动脉收缩压与肱动脉舒张压;外周浅层动脉脉搏波测量模块用于采集外周浅层动脉脉搏波;脉搏波传导速度测量模块用于从肱动脉到外周浅层动脉的脉搏波传导速度;

[0057] 脉搏波校正模块用于输入肱动脉的血压参数与外周浅层动脉脉搏波,利用肱动脉的血压参数对外周浅层动脉脉搏波进行校正,并将校正后的外周浅层动脉脉搏波输出给脉搏波特征提取模块;

[0058] 脉搏波特征提取模块用于从校正后的外周浅层动脉脉搏波中提取脉搏波特征,并包括以下时域特征:血压特征、时间特征、面积特征与比例特征,并将脉搏波特征输出给个体化脉搏波特征向量生成模块;

[0059] 个体化脉搏波特征向量生成模块用于根据脉搏波特征与受测者的个体生理参数生成个体化脉搏波特征向量,并输出给已训练完成的人工神经网络;

[0060] 人工神经网络用于根据输入的个体化脉搏波特征向量,计算出对应的每博量,并输出给心输出量计算模块;

[0061] 心输出量计算模块用于根据每博量计算出心输出量,计算公式如下:

$$[0062] \quad CO = SV * N / Fs * 60$$

[0063] 其中,CO表示心输出量,SV表示每博量,N表示一个心动周期内脉搏波的采样点数,Fs表示系统的信号采样频率。

[0064] 外周浅层动脉脉搏波为桡动脉血压波、手指动脉血压波或下肢动脉血压波,脉搏波校正模块根据如下公式对外周浅层动脉脉搏波进行校正:

$$[0065] \quad W_r = (W_r^0 - DBP_r) \cdot \frac{SBP_b - DBP_b}{SBP_r - DBP_r} \cdot \alpha + DBP_b$$

[0066] 其中, $W_r^0$ 是校正前的外周浅层动脉脉搏波; $W_r$ 是校正后的外周浅层动脉脉搏波; $SBP_b$ 是肱动脉收缩压; $DBP_b$ 是肱动脉舒张压; $SBP_r$ 是外周浅层动脉脉搏波收缩压; $DBP_r$ 是外周浅层动脉脉搏波舒张压;

$\alpha$ 是肱动脉到外周浅层动脉的放大因子, $\alpha = c_1 \frac{PWV}{PWV_0} + c_2$ , $c_1$ 、 $c_2$ 均为回归系数(通过测量多个人的PWV和桡动脉相对肱动脉血压的放大倍数,采用回归分析得到回归系数),PWV为受测者的脉搏波传导速度,PWV<sub>0</sub>为脉搏波传导速度参考值。

[0067] 放大因子 $\alpha$ 的取值范围限制在[1, 1.5]。

[0068] 为了建立能更加准确反映脉搏波的特征向量,脉搏波特征提取模块还从校正后的外周浅层动脉脉搏波中提取包含多倍频的谐波幅值在内的频域特征,时域特征与频域特征合并组成脉搏波特征后输出给个体化脉搏波特征向量生成模块。

[0069] 人工神经网络的输入层采用如下公式对个体化脉搏波特征向量进行归一化:



$$[0070] \quad \vec{F}' = \vec{F} \cdot \vec{G} + \vec{O}$$

[0071] 其中,  $\vec{F}$  表示个体化脉搏波特征向量,  $\vec{F}'$  表示归一化后的个体化脉搏波特征向量,  $\vec{G}$  表示归一化增益向量,  $\vec{O}$  表示归一化偏移向量;

[0072] 归一化后的个体化脉搏波特征向量  $\vec{F}'$  经过隐藏层与输出层后得到准输出向量  $\vec{F}''$ , 准输出向量  $\vec{F}''$  的计算公式如下:

$$[0073] \quad \vec{F}'' = f(\vec{F}'^T \times \vec{W}_1 + \vec{B}_1) \times \vec{W}_2 + \vec{B}_2$$

[0074] 其中,  $f$  表示神经网络中的结合函数,  $\vec{F}'^T$  表示  $\vec{F}'$  的转置向量,  $\vec{W}_1$  表示权重矩阵,  $\vec{W}_2$  表示权重列向量,  $\vec{B}_1$  与  $\vec{B}_2$  均表示偏移列向量;

[0075] 输出层将准输出向量  $\vec{F}''$  进行反归一化, 从而得到输出量, 即每博量, 按如下公式计算:

$$[0076] \quad SV = \vec{F}'' / \vec{G}' - \vec{O}'$$

[0077] 其中,  $SV$  表示每博量,  $\vec{G}'$  表示反归一化增益向量,  $\vec{O}'$  表示反归一化偏移向量。

[0078] 还包括数据显示模块与数据采集控制模块, 所述数据采集控制模块用于控制肱动脉血压测量模块、外周浅层动脉脉搏波测量模块与脉搏波传导速度测量模块的数据采集过程; 数据显示模块用于显示心输出量测量过程中的相关数据, 包括肱动脉血压参数、外周浅层动脉脉搏波、校正后的外周浅层动脉脉搏波、每博量、心输出量与受测者的个体生理参数。

[0079] 肱动脉血压测量模块包括袖带、气路导管、气压传感器、充放气电机与血压数据处理模块; 电机通过气路导管对袖带进行充放气, 气压传感器监测袖带或气路中的气压变化, 并将测量的气压信号传递给血压数据处理模块; 血压数据处理模块按如下程序计算肱动脉血压参数: 对气压信号进行分解, 得到振荡信号和线性上升或下降信号; 检测出振荡信号的峰值, 在峰值左右按峰值幅度的一定比例 (如60%或80%) 获得对应两个时间点, 左右两个时间点对应的上升或下降信号的压力, 即为收缩压和舒张压;

[0080] 外周浅层动脉脉搏波测量模块为桡动脉测量装置、手指动脉测量装置或下肢动脉测量装置。本具体实施方式采用桡动脉血压测量模块: 由压电传感器、一路导线和血压信号处理电路组成, 其中, 压电传感器获得桡动脉的脉动信号, 并将信号通过导线传输给血压信号处理电路, 该电路完成血压信号的滤波和放大等处理, 并将处理后的信号通过数据采集控制模块传递给血压数据处理模块。

[0081] 脉搏波传导速度测量模块采用肱动脉血压测量模块和外周浅层动脉脉搏波测量模块同步测量肱动脉脉搏波和外周浅层动脉脉搏波, 并计算两路波形的波足点时间差PTT (脉搏波传导时间), 然后采用卷尺测量两测量点之间的人体体表距离  $L$ , 最后利用  $L$  除以 PTT 即为脉搏波传导速度。一般将袖带压升至肱动脉平均压, 不能升得过高, 这会导致远端外周动脉脉搏波消失, 从而使测量失败。

[0082] 二)、训练人工神经网络

[0083] 采用误差反向传播法结合梯度下降法对人工神经网络进行训练。用于训练人工神经网络的样本数据来源于热稀释法的心输出量、每博量和桡动脉血压波形，这些数据通过公用数据就可以查询到。每个样本均以桡动脉血压波形的时频特征和个体生理参数组成的特征向量作为输入量，并以与桡动脉血压波形对应的每博量作为标准输出量；样本数据被分成训练样本集与测试样本集，采用训练样本集对人工神经网络进行训练；采用测试样本集对训练后的人工神经网络进行测试，若输出量与标准输出量的误差满足阈值，则表示训练完成，训练完成后的人工神经网络获得能够使输出量与标准输出量的误差满足阈值的参数组合，参数组合中的参数包括归一化增益向量  $\vec{G}$ 、归一化偏移向量  $\vec{O}$ 、权重矩阵  $\vec{W}_1$ 、权重列向量  $\vec{W}_2$ ，偏移列向量  $\vec{B}_1$ 、偏移列向量  $\vec{B}_2$ 、反归一化增益向量  $\vec{G}'$  与反归一化偏移向量  $\vec{O}'$ 。

[0084] 受测者的部分波形特征参数统计如下表1：

[0085] 表1病人的部分波形特征参数的统计值

	平均值	标准差	最小值	最大值	单位
SBP	128.6	21.1	78.7	200.4	mmHg
DBP	85.7	19.2	27.1	133.6	mmHg
MBP	106.8	17.4	67.4	152.9	mmHg
PP	43.0	20.4	11.5	147.1	mmHg
[0086] HR	85.4	20.0	50.0	119.9	bpm
SA	896.6	566.5	71.7	4269.1	N/A
LVET	0.24	0.07	0.13	0.46	second
tSBP	0.17	0.08	0.06	0.40	second
tDBP	0.75	0.19	0.50	1.21	second
SV	76.9	16.2	46.0	123.0	ml

[0087] 图2现有模型  $Model_{RCdecay}$  与“金标准”法的测量结果对比图，横坐标是金标准测量的SV，纵坐标是现有模型  $Model_{RCdecay}$  计算的SV，图中直线表示线性回归直线。

[0088] 图3为本发明的人工神经网络 (ANN) 与“金标准”法的测量结果对比图，横坐标是金标准测量的SV，本发明的人工神经网络计算的SV，图中直线表示线性回归直线。

[0089] 本发明提出人工神经网络 (ANN) 与其他现有模型的结果比较，如下表2所示，斜率和截距为模型与实测SV的线性回归方程参数，相关系数采用皮尔森相关系数。

[0090] 表2

模型	斜率	截距	相关系数	P 值	模型与实测 SV 的标准差
$Model_{MAP}$	-0.01	77.8	0.00	0.18	16.7
[0091] $Model_{WK}$	0.00	78.4	0.03	0.00	16.7
$Model_{SA}$	0.00	62.6	0.40	0.00	15.3
$Model_{RCdecay}$	-0.04	90.6	0.54	0.00	14.0
ANN	1.00	0.1	0.95	0.00	5.4

[0092] 从上表可以看出，本发明与金标准法的测量结果的标准差远远小于现有模型与金

标准法的测量结果之间的标准差,本发明的人工神经网络模型大大提高了无创测量的准确性。

[0093] 三)、测量过程

[0094] 采用本具体实施方式中的个体化心输出量的无创测量系统对受测者进行检查心输出量测量,具体过程如下。

[0095] 受测者平躺休息3-5分钟后,通过数据采集控制模块启动和控制肱动脉血压测量模块中气泵的充放气速度和袖带中的气压,完成肱动脉血压的测量。

[0096] 通过数据采集控制模块启动和控制桡动脉血压测量模块,完成桡动脉血压信号的测量,并通过模拟电路滤波和放大等处理,并将处理后的信号通过数据采集控制模块传递给数据处理模块。

[0097] 通过数据采集控制模块启动数据处理模块,对其输入的肱动脉气压信号进行处理得到收缩压、平均压和舒张压;对桡动脉血压信号数据进行去噪、去漂移、归一化和校准等处理;然后利用这三个血压对桡动脉血压波形进行校正和一定增益的放大,将校正并放大后的桡动脉脉搏波信号分别发送至脉搏波特征提取模块和显示模块。

[0098] 在脉搏波特征提取模块中,首先,通过脉搏波的二阶或以上高阶数值差分,检测差分数列的极小值和极大值,从而获得脉搏波下降期的二重波的降中峡和波峰,其特征点参考图4所示。基于这两个特征点和收缩期峰值特征点,计算其他相关的时域特征。

[0099] 频域特征通过脉搏波的傅里叶变换后获得多倍频的谐波幅值,然后,合并时域和频域特征构建脉搏波特征向量。启动脉搏波特征计算模块,完成脉搏波时域和频域特征的处理和计算,构建脉搏波特征向量,将脉搏波特征向量与受测者的个体生理参数输入个体化脉搏波特征向量生成模块,生成个体化的脉搏波特征向量,并输入至人工神经网络,部分参数发送给数据显示模块显示。

[0100] 人工神经网络对输入的个体化脉搏波特性向量进行输入归一化、变换和输出反归一化等一系列操作,计算出每搏量并输出给心输出量计算模块,心输出量计算模块根据每搏量计算出心输出量。

[0101] 数据显示模块脉搏波波形、每搏量、心输出量和相关心血管系统参数显示在显示屏上,同时生成测量报告。

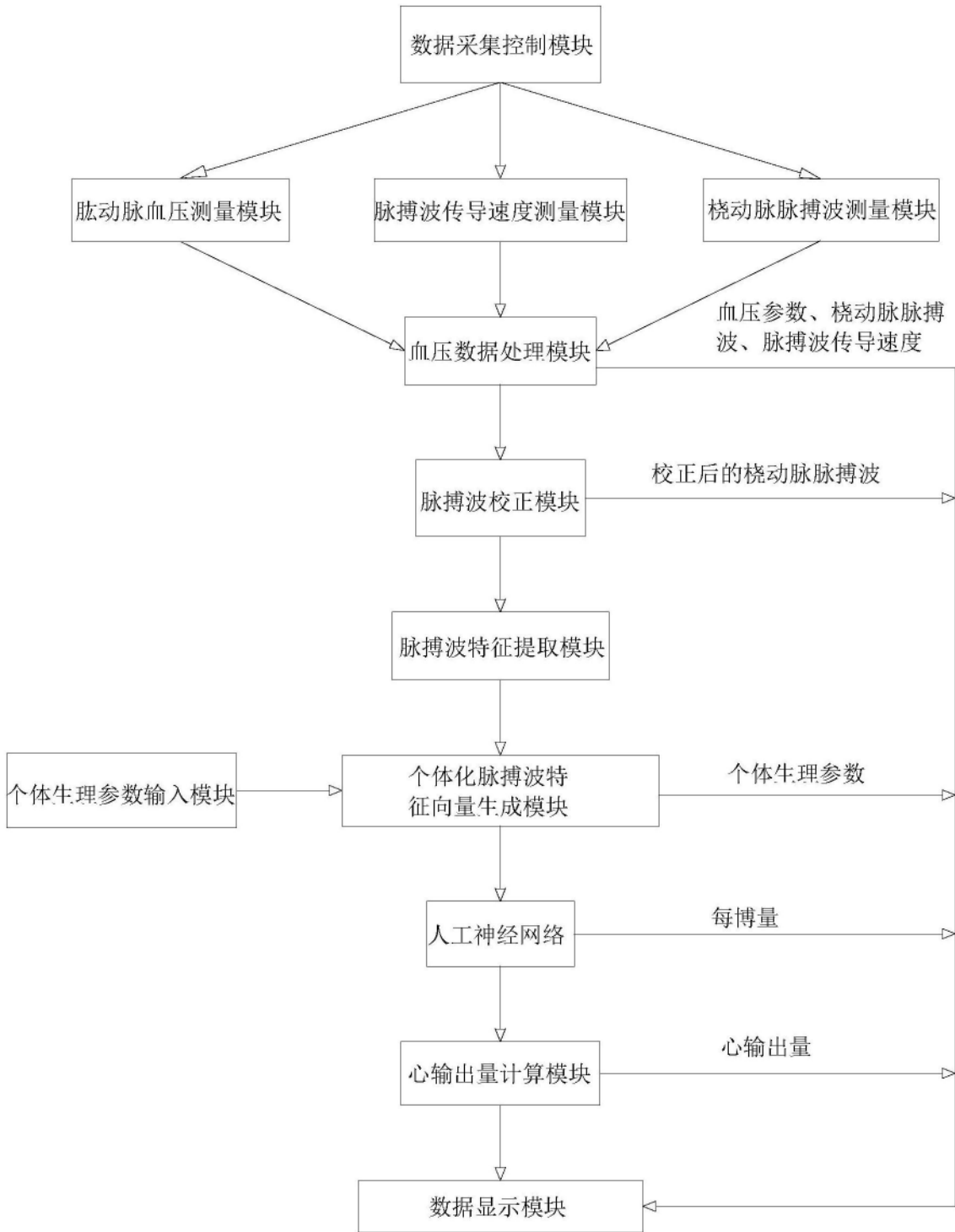


图1

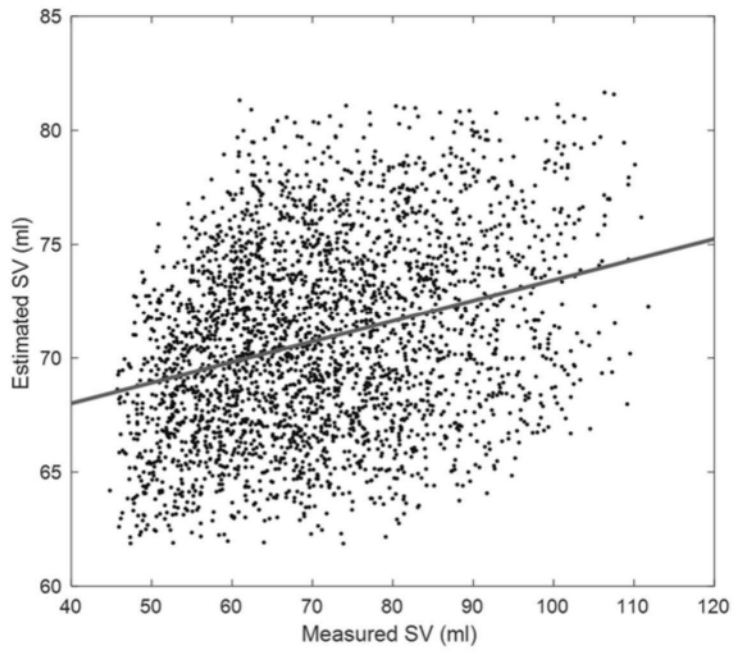


图2

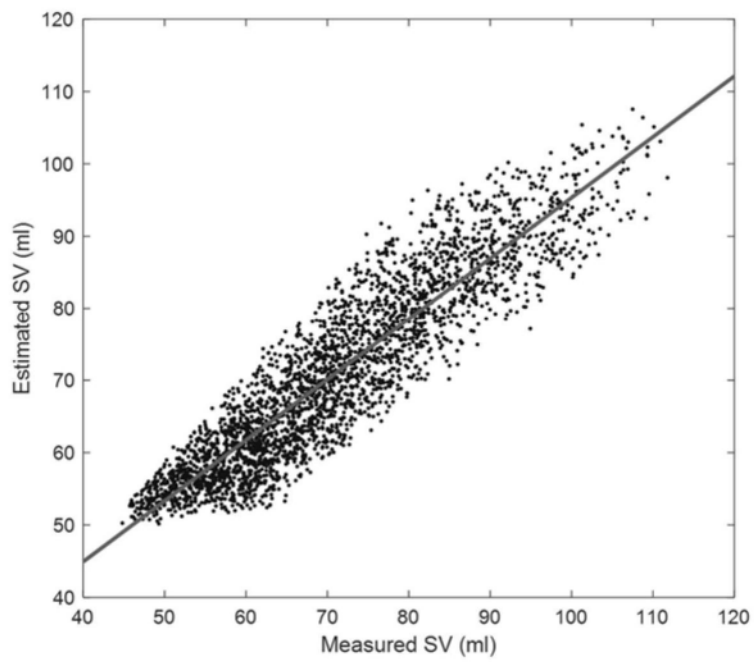


图3

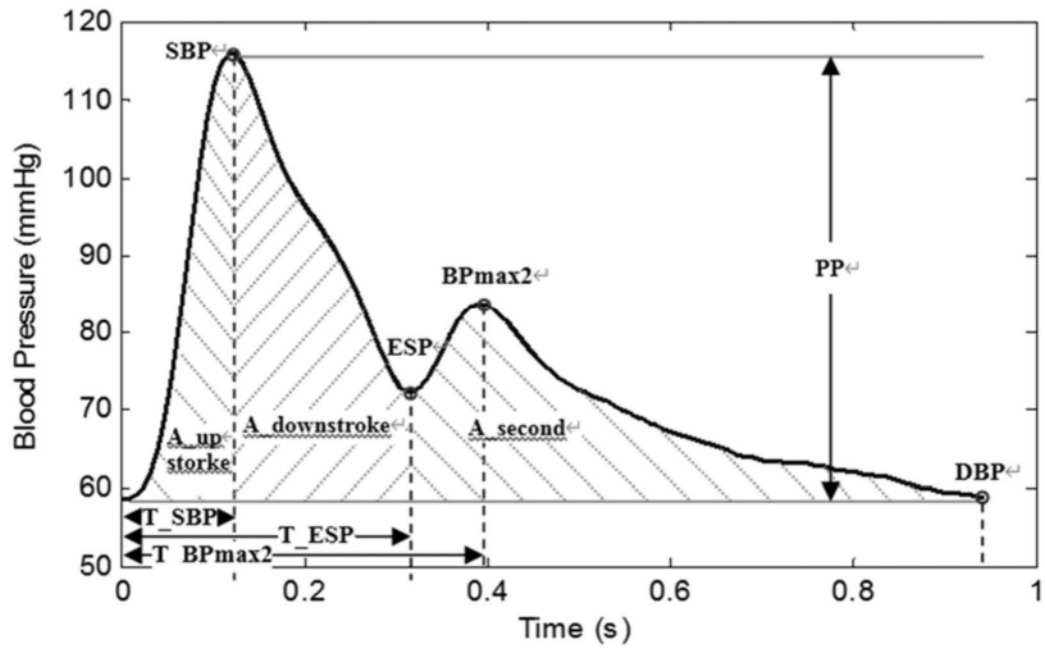


图4