



## (12)发明专利申请



(10)申请公布号 CN 110897617 A

(43)申请公布日 2020.03.24

(21)申请号 201911266172.2

(22)申请日 2019.12.11

(71)申请人 北京工业大学

地址 100124 北京市朝阳区平乐园100号

(72)发明人 杨琳 孙葛 张松 王薇薇

杨益民 李旭雯 郝冬梅

(74)专利代理机构 北京思海天达知识产权代理有限公司 11203

代理人 楼艮基

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书4页 说明书12页 附图3页

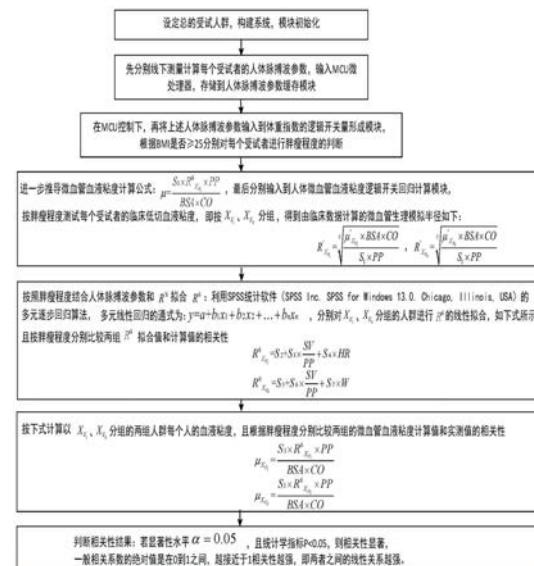
## (54)发明名称

一种基于脉搏波参数的微血管血液粘度开关量的测量系统

## (57)摘要

一种基于脉搏波参数的微血管血液粘度开关量的测量系统属于医疗设备技术领域，尤其涉及将脉搏波参数按人体胖瘦程度作为临界值以逻辑开关量表达的一种人体微血管血液粘度的测量系统，其特征在于，所述测量系统包括：人体脉搏波参数缓存模块、基于体重指数的微血管血液粘度逻辑开关量形成模块、微血管血液粘度逻辑开关量的回归计算模块以及MCU微处理器，本发明优点在于，基于脉搏波、生理模型、体重指数国际标准，采用多元回归算法得到生理血管的模拟半径用于计算微血管血液粘度估计值，此系统能用实际可测得的生理指标，结合脉搏波参数评估心血管安全性，自测操作简便，按照胖瘦程度用阈值表明慢性病的发展阶段性，以实现微血管血液粘度的无创检测。

CN 110897617 A



1. 一种基于脉搏波参数的微血管血液粘度开关量的测量系统,其特征在于,所述微血管血液粘度是指在忽略微血管间的径向间隙及各微血管入口段的旁支后,把人体微血管网模拟为半径为R、长度为L的细长圆管模型,再用牛顿流体模拟人体微血管血液,且把实测或计算得到的人体脉搏波参数代入泊肃叶poiseuille流速分布公式,得到的一个人体微血管血液粘度的数学模型中算出的,所述数学模型用于计算微血管血液粘度估计值,所述测量系统包括:人体脉搏波参数缓存模块、基于体重指数的微血管血液粘度逻辑开关量形成模块、微血管血液粘度逻辑开关量的回归计算模块以及MCU微处理器,其中,

人体脉搏波参数缓存模块,存有以下参数:人体体表面积BSA,简称BSA、体重W、身高H、体重指数BMI、人体肱动脉脉压差PP、人体心输出量CO、生理血管的模拟半径R、心率HR及每搏输出量SV共九个信息,其中:

BSA是body surface area的简称,是一种用下述回归方程式表示,相当于仅适用于中国人的人体体表面积,

$$BSA = 0.0061 \times H + 0.0128 \times W - 0.1592,$$

体重W、身高H均是实测值,体重指数  $BMI = \frac{W}{H^2}$ ,无量纲,

人体肱动脉脉压差PP,单位为mmHg,实测值,

人体心输出量CO,  $CO = SV \cdot HR$ ,单位为  $cm^3/min$ ,按实测的人体脉搏波参数计算得出,

生理血管的模拟半径R,由临床可测量数据线下回归,选值范围设定在  $10^{-2}$  量级,单位:m,

心率HR,单位为beat/min,由分解脉搏波得到,实测值,

每搏输出量SV,单位为mL/beat,按实测的人体脉搏波参数线下计算得到,

体重指数逻辑开关量形成模块,

设定:V为体重指数临界值,取V=25,

$X_V$ 为体重指数逻辑开关量,

则体重指数  $BMI = \frac{W}{H^2} \geq 25$  时,  $X_{V_1} = 1$ , 体重W的单位为kg, 身高H的单位为m, 体重指数  $BMI = \frac{W}{H^2}$ , 无量纲,

体重指数  $BMI = \frac{W}{H^2} < 25$  时,  $X_{V_0} = 0$ ,

人体微血管血液粘度逻辑开关量回归计算模块,生成每个人的微血管血液粘度数值,单位:厘泊cp,设定为血液粘度模型,

$$\mu = \frac{S_1 \times R_{X_V}^6 \times PP}{BSA \times CO}$$

$S_1$ 是微血管血液粘度公式系数,在开区间(14903, 14906)内取值,

$R_{X_V}^6$ 是用多元线性回归算法得到的生理血管模拟半径R在自乘6次方后得到的逻辑开关量值,

对于体重指数  $BMI = \frac{W}{H^2} \geq 25$  的受试者,  $X_{V_1} = 1$ ,

$$\mu_{X_{V_1}} = \frac{S_1 \times R^6_{X_{V_1}} \times PP}{BSA \times CO}$$

对于体重指数  $BMI = \frac{W}{H^2} < 25$  的受试者,  $X_{V_0} = 0$ ,

$$\mu_{X_{V_0}} = \frac{S_1 \times R^6_{X_{V_0}} \times PP}{BSA \times CO}$$

$X_{V_1}$  和  $X_{V_0}$  是由体重指数逻辑开关量  $X_V$  判断生成的,  $R^6_{X_{V_1}}$  和  $R^6_{X_{V_0}}$  是根据临床可测量的数据回归拟合得到的值, 跟每搏输出量  $SV$ 、人体肱动脉脉压差  $PP$ 、体重  $W$ 、心率  $HR$  有关系,

MCU 微处理器, 依次按以下步骤计算, 以体重指数临界值  $V$  为界线的不同受试人群的每个人的人体微血管血液粘度,

步骤(1), 线下测量每个受试者的人体脉搏波参数得到的或从人体脉搏波曲线得到的所述人体脉搏波参数, 存入 MCU 微处理器, 且输入到所述人体脉搏波参数缓存模块,

步骤(2), 在所述 MCU 微处理器, 简称 MCU 控制下, 把步骤(1) 得到的人体脉搏波参数输入到体重指数的逻辑开关量形成模块, 得到 BMI 国际标准下的体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  和  $X_{V_0}$ , 从而按胖瘦程度对受试者进行判断,

步骤(3), 在 MCU 控制下, 把步骤(2) 的结果输入到人体微血管血液粘度逻辑开关回归计算模块, 从而得到步骤(2) 所述按胖瘦程度对受试者进行判断和计算,

步骤(4), 根据体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  和  $X_{V_0}$ , 按胖瘦程度测试每个受试者的临床低切血液粘度  $\mu_{X_{V_1}}$  和  $\mu_{X_{V_0}}$ ,

步骤(4.1), 根据每个受试者的临床低切血液粘度  $\mu_{X_{V_1}}$  和  $\mu_{X_{V_0}}$ , 计算对应的微血管生理血管的模型半径  $R'_{X_{V_1}} = \sqrt[6]{\frac{\mu_{X_{V_1}} \times BSA \times CO}{S_1 \times PP}}$ ,  $R'_{X_{V_0}} = \sqrt[6]{\frac{\mu_{X_{V_0}} \times BSA \times CO}{S_1 \times PP}}$ ,  $R^6_{X_{V_1}}$  和  $R^6_{X_{V_0}}$  是对应

的  $R'_{X_{V_1}}$  和  $R'_{X_{V_0}}$  在自乘 6 次方后得到的逻辑开关量值,

步骤(4.2), 按照胖瘦程度结合人体脉搏波参数以及  $R^6_{X_{V_1}}$  和  $R^6_{X_{V_0}}$ , 来拟合  $R^6_{X_{V_1}}$  和  $R^6_{X_{V_0}}$ , 步骤如下: 采用“Statistical Product and Service Solutions”, 简称 SPSS 统计软件中的多元回归分析的方法, 多元线性回归通式为:  $y = a + b_1x_1 + b_2x_2 + \dots + b_nx_n$ ,  $a$  是常数项,  $b_1, b_2, \dots, b_n$  称为  $y$  对应于  $x_1, x_2, \dots, x_n$  的偏回归系数, 输入各变量名称和对应的数据, 包括:  $R^6_{X_{V_1}}$  和  $R^6_{X_{V_0}}$ , 还有两组人群每个受试者对应的人体脉搏波参数, 即每搏输出量  $SV$ 、人体肱动脉脉压差  $PP$ 、体重  $W$ 、心率  $HR$ ,

对应上述的多元线性回归通式具体如下:  $R^6_{X_{V_1}}$ 、 $R^6_{X_{V_0}}$  为因变量“ $y_1, y_2$ ”, 人体脉搏波相关参数为自变量“ $x_1, x_2, x_3$ ”, 即:  $y_1 = a_1 + b_{11}x_1 + b_{12}x_2$ ,  $y_2 = a_2 + b_{21}x_1 + b_{22}x_3$ , 其中“ $x_1, x_2, x_3$ ”为

$\frac{SV}{PP}$ 、HR、W, a<sub>1</sub>、a<sub>2</sub>是常数项, b<sub>11</sub>、b<sub>12</sub>为y<sub>1</sub>对应于“x<sub>1</sub>、x<sub>2</sub>”的系数, b<sub>21</sub>、b<sub>22</sub>为y<sub>2</sub>对应于“x<sub>1</sub>、x<sub>3</sub>”的系数,

根据多元回归算法输出的各自变量的权重系数和常数:“S<sub>2</sub>~S<sub>7</sub>”,推算出  $R^6_{X_{V_1}}$ 、 $R^6_{X_{V_0}}$  分别跟每搏输出量SV、人体肱动脉脉压差PP、体重W、心率HR有关的拟合方程,即得到  $R^6_{X_{V_1}}$ 、 $R^6_{X_{V_0}}$  公式如下:

$$R^6_{X_{V_1}} = S_2 + S_3 \times \frac{SV}{PP} + S_4 \times HR$$

$$R^6_{X_{V_0}} = S_5 + S_6 \times \frac{SV}{PP} + S_7 \times W$$

S<sub>2</sub>是体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  对应的  $R^6_{X_{V_1}}$  公式系数,取值在开区间 (-0.34, -0.11) 内, S<sub>3</sub>是体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  对应的  $R^6_{X_{V_1}}$  公式系数,取值在开区间 (0.14, 0.18) 内, S<sub>4</sub>是体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  对应的  $R^6_{X_{V_1}}$  公式系数,取值在开区间 (0.002, 0.008) 内,

S<sub>5</sub>是体重指数逻辑开关量  $X_{V_0}$  对应的  $R^6_{X_{V_0}}$  公式系数,取值在开区间 (-0.35, -0.16) 内, S<sub>6</sub>是体重指数逻辑开关量  $X_{V_0}$  对应的  $R^6_{X_{V_0}}$  公式系数,取值在开区间 (0.17, 0.20) 内, S<sub>7</sub>是体重指数逻辑开关量  $X_{V_0}$  对应的  $R^6_{X_{V_0}}$  公式系数,取值在开区间 (0.001, 0.006) 内,

步骤 (4.3), 根据体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  和  $X_{V_0}$ , 按胖瘦程度将两组受试人群每个人的  $R^6_{X_{V_1}}$ 、 $R^6_{X_{V_0}}$  拟合值, 分别和按临床低切血液粘度  $\mu'_{X_{V_1}}$  和  $\mu'_{X_{V_0}}$  计算的对应的微血管生理血管的模型半径  $R'^6_{X_{V_1}}$ 、 $R'^6_{X_{V_0}}$  相比较, 采用上述SPSS统计软件的Pearson相关分析, 分别得到两组受试人群对应的两个相关系数, 若显著性水平  $\alpha=0.05$ , 且统计学指标  $P<0.05$ , 则相关性显著, 一般相关系数的绝对值是在0~1之间, 越接近于1相关性越强, 即两者之间的线性关系越强,

步骤 (4.4), 用上述对应的微血管血液粘度  $\mu_{X_{V_1}}$ 、 $\mu_{X_{V_0}}$  公式计算在体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$ 、 $X_{V_0}$  下两组受试人群每个人的血液粘度, 即得到按不同的微血管的细长圆管模型采用多元回归算法得到的血液粘度的估计值,

步骤 (4.5), 根据体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  和  $X_{V_0}$ , 按胖瘦程度将两组受试人群每个人的  $\mu_{X_{V_1}}$ 、 $\mu_{X_{V_0}}$ , 分别和临床低切血液粘度  $\mu'_{X_{V_1}}$  和  $\mu'_{X_{V_0}}$  相比较, 采用上述SPSS统计软件的Pearson相关分析, 分别得到两组受试人群对应的两个相关系数, 若显著性水平  $\alpha=0.05$ , 且统计学指标  $P<0.05$ , 则相关性显著, 一般相关系数的绝对值是在0~1之间, 越接近于1相关

性越强,即两者之间的线性关系越强。

## 一种基于脉搏波参数的微血管血液粘度开关量的测量系统

### 技术领域

[0001] 一种基于脉搏波参数的微血管血液粘度开关量的测量系统属于医疗设备技术领域,尤其 涉及将脉搏波参数按人体胖瘦程度作为临界值以逻辑开关量表达的一种人体微血管血液粘度 的测量系统。

### 背景技术

[0002] 高血压、高血糖、高血脂已成为如冠心病、动脉粥样硬化、心肌梗塞等心血管疾病的高 危因素。同时由于心脑血管这种慢性疾病,具有病程长、病因复杂、迁延性、无自愈性等特 点,实时、动态测量血液粘度对研究这些疾病的形成、发展及预防有着极其重要的生理和病 理意义。

[0003] 血液粘度尤其是微血管血液粘度,是表征人体血液流变特性的重要参数之一。血 液粘度 的高与低部分可表征血液循环的优与劣或血液供应的多与少。并且在不同病理状 态下,血液 粘度变化规律还可为疾病的诊断、治疗及预后判断提供有用的资料。

[0004] 目前针对微血管血液粘度的检测方式,主要分为有创和无创两种检测方式。有创检测方 式主要通过采集人体肘前静脉血进行检测,为防止采集后的血液样本出现凝聚现 象,需要添 加血液抗凝剂并将抗凝血样在室温即15~25℃下存放,静置20min后进行测量。 目前普遍应 用的血液粘度的测量方法多是有创伤、离体检测的,如毛细管粘度计和旋转粘 度计,这类方 法主要是根据泊肃叶定律,利用仪器检测血液中各分子间摩擦力计算血液粘 度值,是临 床上 的一种“金标准”。

[0005] 血液粘度随着切变率的增加而减小,不同切变率下的全血血液粘度表征的 血流 特性也有所不同。高切变率下的全血血液粘度,即高切粘度,主要表征血液在大血管中 的 血液流动状态,临 床上通过设定旋转粘度计的转速在200<sup>-s</sup>以检测高切血液粘度;低切变率 下的全血血液粘度,即低切粘度,主要表征血液在微血管的血液流动状态,临 床上通过设定 旋转粘度计的转速在1<sup>-s</sup>以检测低切血液粘度。

[0006] 无创检测方式主要通过生物力学建模或基于脉搏波血流动力学无创检测技术的 波形特征 提取方式实现。其中,生物力学建模方式是依托计算机平台利用流体力学相关原 理,基于生 物力学建模模拟人体血管结构,通过输入个体各项生理参数,计算得到血液粘 度。

[0007] 基于脉搏 波血流动力学无创检测技术的波形特征提取方式主要是通过采集人体 脉搏波波形,提取波形 特征参数建立血液粘度算法,得到人体血液粘度值。

[0008] 目前针对血液粘度的有创和无创检测方式都存在一定缺陷。其中,血液粘度有创检测方 式操作复杂,仪器的管壁、管道等检测环境要求严格且具有一定的局限性和专业性,因而不 易实现针对个体的连续、动态的血液粘度检测功能。基于生物力学建模的无创检测技术的算 法复杂,所需人体基础生理参数繁多,个体差异性较大,检测结果准确度有 限,因而不易于 算法的移动终端平台的移植,且不易实现个体的自我管理与保健。

[0009] 另一种基于脉搏波血流动 力学的无创检测技术的波形特征提取方式主要是通过

采集人体脉搏波波形,提取波形特征参数建立血液粘度算法,得到人体血液粘度值。这种方式所述血液粘度检测方式未考虑基于检测对象的胖瘦程度、血管半径、血管状态、心脏供血能力等因素对血液粘度的影响,检测结果有一定局限性。

[0010] 2007年Kaliviotis等人提出了一种基于粘弹性模型,用以描述流体体积的机械能并通过能量的变化率反应血液粘度值的方法,该模型在切变率约 $0.1\text{s}^{-1}$ 以上时表现较好,在 $0.277\text{s}^{-1}$ 处的切变率的模型灵敏度为0.42,该方法从微观血流动力学角度建立血液粘度模型,虽然能够描述在体动态血液粘度值,但主要是针对某种特殊疾病对血液粘度差异性的研究,具有一定的局限性且与临幊上全血血液粘度值对应性不强。

[0011] 测量微血管血液粘度,需要考虑可得到的参数范围,建立简单有效的血液粘度模型,是为了进一步推动血液粘度的家庭长期自我监测方式得以实现。鉴于此,为了非专业人员在独立操作时更加便捷自如,本发明以临幊低切血液粘度检测的金标准为基准,考虑血管壁血管流动、血管半径并且结合脉搏波参数来评估心血管安全性,把人体微血管网模拟为半径为R、长度为L的细长圆管模型,主要研究不同胖瘦程度的人体微血管的在体血液流动状态,以表征人体代谢功能反映人体血液粘滞性。

[0012] 本发明基于脉搏波血流动力学无创检测技术,为模拟血液在人体微血管中的血液流动状态,血液在一种微循环毛细血管网血流模型中的流动可近似为牛顿流体的泊肃叶流动。但泊 肃叶公式中的各项参数均表征人体的实际血流和血管值,且不易测量。基于脉搏波血流动力学理论,本发明考虑血管壁血管流动、血管半径并且结合脉搏波参数评估心血管安全性,将 微循环毛细血管网血流模型中根据泊肃叶公式计算得到的血液粘度的各项表征不同胖瘦程度 的人体的实际血流和血管值推导为易于测量的临幊检测指标形式,并进一步推导出微血管血液粘度计算公式。

[0013] 在本发明的微血管血液粘度模型包含的模型生理参数:人体肱动脉脉压差PP,单位: mmHg,人体体表面积BSA,简称BSA,单位: $\text{m}^2$ ,人体心输出量CO,单位: $\text{cm}^3/\text{min}$ ,生理血管的模拟半径R中,我们考虑到微循环毛细血管网血流模型的生理血管的模拟半径R是一个虚拟参数,不能通过临幊检测值得到,且不同物理特征的人群,微血管的真实数量与管径都是不定的,因此依据体重指数BMI的国际标准按胖瘦程度分别对不同人群建立相应的生理血管的模拟半径拟合方程是区别个体差异性的有效途径。在模型推广层面考虑,用逻辑开关量即阈值判断慢性病发展的情况,表明其发展阶段性。

[0014] 分析国内外现状可知,基于脉搏波血流动力学无创检测技术探讨血液粘度的无创检测研究已累积了一定的成果和经验。但是目前在理论研究方面仍缺乏在体血液粘度的分析,及可 移植的个体差异性较低的血液粘度模型的综合研究。从仪器开发角度,选择一种便捷简易的 脉搏波采集方式及采集位置,对于开发可应用于家庭的血液粘度无创检测装置是一项关键技术,进而对于帮助非专业的用户方便快捷的完成血液粘度的监测,提高慢性病患者血液粘度 持续监测积极性是非常有意义的。

[0015] 所以从结合脉搏波参数评估心血管安全性、按照胖瘦程度用阈值表明慢性病的发展阶段 性,以及自测操作简便三个方面描述出了微血管血液粘度的逻辑开关量表示的血液稠粘程度 模型,以实现微血管血液粘度的无创检测。

[0016] 综上可以看出,若选择操作方式简单便捷、无创且重复性高的脉搏波信号采集方式,并 结合简单有效的血液粘度模型,将进一步推动血液粘度的家庭自我检测,为个体实

时、动态 的长期个体监测与家庭保健提供有效手段。

[0017]

## 发明内容

[0018] 本发明旨在建立一种基于逻辑开关量表达的人体微血管血液粘度的无创测量系统,考虑 血管壁血管流动、血管半径并且结合脉搏波参数评估心血管安全性,通过对微循环血液流动 特性与血液成分的分析及微血管的血管特性分析,结合微循环毛细血管网血流模型,根据体 重指数BMI国际标准按胖瘦程度进行逻辑量化分别对不同人群建立相应的生理血管的模拟半 径的拟合方程,有效区别了个体差异性,从而进一步建立微血管血液粘度的理论计算方程。

[0019] 本发明的思路是:

[0020] 基于脉搏波血流动力学无创检测技术,考虑血管壁血管流动、血管半径并且结合脉搏波 参数评估心血管安全性,通过对微循环血液流动特性与血液成分的分析及微血管的血管特性 分析,为模拟血液在人体微血管中的血液流动状态,发现血液在一种微循环毛 细血管网血流 模型中的流动可近似为牛顿流体的泊肃叶流动。因此可根据泊肃叶流动定 律,计算得到血液 粘度值 $\mu$ ,单位:厘泊cp:

$$[0021] \mu = \frac{\pi \cdot R^4 \cdot \Delta p}{8 \cdot Q \cdot l}$$

[0022] 在牛顿流体的泊肃叶流动定律中,计算流体粘度涉及以下参数:在水平均匀圆管 中做层 流流动时流体的体积流量Q,单位:cm<sup>3</sup>/s,圆管两端压力差 $\Delta p$ ,单位:mmHg,圆管半 径R、圆管长度l,单位:cm,

[0023] 但泊肃叶公式中的各项参数均表征人体的实际血流和血管值,且不易测量。基于 脉搏波 血流动力学理论,将微循环毛细血管网血流模型中根据泊肃叶公式计算得到的血 液粘度的各 项表征人体的实际血流和血管值推导为易于测量的临床检测指标形式,并进 一步推导出微血 管血液粘度计算公式。

[0024] 对应于微循环毛细血管网血流模型,计算微血管血液粘度的参数推导如下:

[0025] (1) 体积流量Q

[0026] 血流量是指某一特定时间内流经某一血管或一组血管内的血流容积,以ml/min表 示。模 型中体积流量Q指单位时间单位面积内血液在微循环毛细血管网血流模型中的平均 流速,即 单位时间内平均流速与圆管垂直于轴向截面面积的乘积,如下式所示,

$$[0027] Q = u_m \pi R^2$$

[0028] 其中 $u_m$ ,单位:cm/s,为微循环毛细血管网血流模型中圆管内的平均血液流速,R为圆 管模拟半径。

[0029] (2) 基于微循环毛细血管网血流模型中圆管两端压力差 $\Delta p$

[0030] 血液在整个体循环血管中流动时,由于血液粘滞性会遇到阻力,而引起血管内 血液压 力 下降,而在血液的整个循环流动过程中,血液流过大、中动脉所引起的压力降仅占 整个体循 环总压力降的10%左右,相对流过小动脉的压力降40%~60%和毛细血管的压 力降15%~30% 的总压力降可忽略不计,因此在测量微循环毛细血管网血流模型两端压 力差时,可用人体肱 动脉测得的脉压差PP代替。

[0031] (3) 基于微循环毛细血管网血流模型中圆管模拟内径R

[0032] 为每一个受试者设定R的量级,人体真实的毛细血管直径仅有 $10^{-5}$ 量级,单位:m,但由于毛细血管的数量多且繁杂,其截面积达 $10^{-1}$ 量级,单位: $m^2$ ,若将每根毛细血管延同一轴向(纵向)紧密排列,把人体微血管网模拟为一个聚集形毛细血管,即半径为R、长度为L的细长圆管,计算得到的血管半径为 $10^{-2}$ 量级,单位:m,

[0033] 为此,去除人体真实毛细血管床中延轴向排列的血管间隙及血管入口段旁支的影响,对于细长圆管模型中圆管内径R的选值范围设定在 $10^{-2}$ 量级,单位:m,

[0034] 根据麦克唐纳血流动力学中提到,人体血管的半径随着人体部位的不同,尤指随着切变率的变化,是在一定范围内变动的,其中人体肾脏毛细血管床的真实血管半径是无法测量的。

[0035] R是微循环毛细血管网血流模型的生理血管的模拟半径,无直接测量方法,因此本发明 通过体重指数BMI国际标准区分人群,线性拟合临床数据建模得到拟合公式。

[0036] (4) 圆管长度l

[0037] 圆管的长度假设需要克服真实毛细血管复杂分支的问题,因此依据血液在圆管内定常流动的假设,通过平均血流速度与血液滞留时间的乘积表示,如下式所示,

[0038]  $l_m = u_m \cdot t_m$

[0039] 其中,  $t_m$ 的单位:s,为血液在毛细血管床内的平均滞留时间。

[0040] 根据临床生理检测报告,单位时间通过毛细血管模型的总血流量Q计算方法如下:

$$[0041] Q = \frac{CO}{60}$$

[0042] 在微循环毛细血管网血流模型中,血流平均滞留时间  $t_m$ ,即为血流半更新率ALK的倒数, 血流平均滞留时间  $t_m$ 和血流半更新率ALK计算如下:

$$[0043] t_m = \frac{1}{ALK}$$

$$[0044] ALK = 25.2 \times 10^{-3} \times \frac{CO}{BSA}$$

[0045] 经上述推导过程的公式置换,且根据体重指数逻辑开关量  $X_V$ ,其中V为体重指数临界值, 取V=25,生成含有临床可测生理参数的每个人的血液粘度微血管血液粘度数值 $\mu$ ,单位: 厘泊cp,命名为本发明的微血管血液粘度模型,

$$[0046] \mu = \frac{S_1 \times R_{X_V}^6 \times PP}{BSA \times CO}$$

[0047]  $S_1$ 是微血管血液粘度公式系数,取值在开区间(14903,14906)内,

[0048]  $R_{X_V}^6$ 是用多元线性回归算法得到的生理血管模拟半径R在自乘6次方后得到的逻辑开关 量值,

[0049] 线下测量每个受试者的人体脉搏波参数得到的或从人体脉搏波曲线得到的所述人体脉搏 波参数,根据BMI是否 $\geq 25$ 对受试者进行判断,

[0050] 对于体重指数  $BMI = \frac{W}{H^2} \geq 25$ 的受试者,  $X_{V_1}=1$ ,

$$[0051] \quad \mu_{X_{V_1}} = \frac{S_1 \times R^6_{X_{V_1}} \times PP}{BSA \times CO}$$

[0052] 对于体重指数  $BMI = \frac{W}{H^2} < 25$  的受试者,  $X_{V_0} = 0$ ,

$$[0053] \quad \mu_{X_{V_0}} = \frac{S_1 \times R^6_{X_{V_0}} \times PP}{BSA \times CO}$$

[0054]  $R^6_{X_{V_1}}$  和  $R^6_{X_{V_0}}$  是由体重指数逻辑开关量  $X_V$  判断生成的,  $R^6_{X_{V_1}}$  和  $R^6_{X_{V_0}}$  是根据临床可测量的数据回归拟合得到的值, 跟每搏输出量 SV、人体肱动脉脉压差 PP、体重 W、心率 HR 有关系,  $R^6_{X_{V_1}}$ 、 $R^6_{X_{V_0}}$  公式如下:

$$[0055] \quad R^6_{X_{V_1}} = S_2 + S_3 \times \frac{SV}{PP} + S_4 \times HR$$

$$[0056] \quad R^6_{X_{V_0}} = S_5 + S_6 \times \frac{SV}{PP} + S_7 \times W$$

[0057]  $S_2$  是体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  对应的  $R^6_{X_{V_1}}$  公式系数, 取值在开区间  $(-0.34, -0.11)$  内,  $S_3$  是 体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  对应的  $R^6_{X_{V_1}}$  公式系数, 取值在开区间  $(0.14, 0.18)$  内,  $S_4$  是体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  对应的  $R^6_{X_{V_1}}$  公式系数, 取值在开区间  $(0.002, 0.008)$  内,

[0058]  $S_5$  是体重指数逻辑开关量  $X_{V_0}$  对应的  $R^6_{X_{V_0}}$  公式系数, 取值在开区间  $(-0.35, -0.16)$  内,  $S_6$  是 体重指数逻辑开关量  $X_{V_0}$  对应的  $R^6_{X_{V_0}}$  公式系数, 取值在开区间  $(0.17, 0.20)$  内,  $S_7$  是体重指数逻辑开关量  $X_{V_0}$  对应的  $R^6_{X_{V_0}}$  公式系数, 取值在开区间  $(0.001, 0.006)$  内,

[0059] 一种基于脉搏波参数的微血管血液粘度开关量的测量系统, 其特征在于, 所述微血管血液粘度是指在忽略微血管间的径向间隙及各微血管入口段的旁支后, 把人体微血管网模拟为 半径为 R、长度为 L 的细长圆管模型, 再用牛顿流体模拟人体微血管血液, 且把实测或计算 得到的人体脉搏波参数代入泊肃叶 poiseuille 流速分布公式, 得到的一个人体微血管血液粘度 的数学模型中算出的, 所述数学模型用于计算微血管血液粘度估计值, 所述测量系统包括: 人体脉搏波参数缓存模块、基于体重指数的微血管血液粘度逻辑开关量形成模块、微血管血液粘度逻辑开关量的回归计算模块以及 MCU 微处理器, 其中,

[0060] 人体脉搏波参数缓存模块, 存有以下参数: 人体体表面积 BSA, 简称 BSA、体重 W、身高 H、体重指数 BMI、人体肱动脉脉压差 PP、人体心输出量 CO、生理血管的模拟半径 R、心率 HR 及每搏输出量 SV 共九个信息, 其中:

[0061] BSA 是 body surface area 的简称, 是一种用下述回归方程式表示, 相当于仅适用于中国 人的人体体表面积,

[0062]  $BSA = 0.0061 \times H + 0.0128 \times W - 0.1592$ ,

[0063] 体重 W、身高 H 均是实测值, 体重指数  $BMI = \frac{W}{H^2}$ , 无量纲,

- [0064] 人体肱动脉脉压差PP,单位为mmHg,实测值,
- [0065] 人体心输出量CO,CO=SV • HR,单位为cm<sup>3</sup>/min,按实测的人体脉搏波参数计算得出,
- [0066] 生理血管的模拟半径R,由临床可测量数据线下回归,选值范围设定在10<sup>-2</sup>量级,单位: m,
- [0067] 心率HR,单位为beat/min,由分解脉搏波得到,实测值,
- [0068] 每搏输出量SV,单位为mL/beat,按实测的人体脉搏波参数线下计算得到,
- [0069] 体重指数逻辑开关量形成模块,
- [0070] 设定:V为体重指数临界值,取V=25,
- [0071] X<sub>V</sub>为体重指数逻辑开关量,
- [0072] 则体重指数  $BMI = \frac{W}{H^2} \geq 25$  时,  $X_{V_1} = 1$ , 体重W的单位为kg, 身高H的单位为m, 体重指数
- [0073]  $BMI = \frac{W}{H^2}$ , 无量纲,
- [0074] 体重指数  $BMI = \frac{W}{H^2} < 25$  时,  $X_{V_0} = 0$ ,
- [0075] 人体微血管血液粘度逻辑开关量回归计算模块,生成每个人的微血管血液粘度数值,单位:厘泊cp,设定为血液粘度模型,
- [0076] 
$$\mu = \frac{S_1 \times R_{X_V}^6 \times PP}{BSA \times CO}$$
- [0077] S<sub>1</sub>是微血管血液粘度公式系数,在开区间(14903, 14906)内取值,
- [0078]  $R_{X_V}^6$ 是用多元线性回归算法得到的生理血管模拟半径R在自乘6次方后得到的逻辑开关量值,
- [0079] 对于体重指数  $BMI = \frac{W}{H^2} \geq 25$  的受试者,  $X_{V_1} = 1$ ,
- [0080] 
$$\mu_{X_{V_1}} = \frac{S_1 \times R_{X_{V_1}}^6 \times PP}{BSA \times CO}$$
- [0081] 对于体重指数  $BMI = \frac{W}{H^2} < 25$  的受试者,  $X_{V_0} = 0$ ,
- [0082] 
$$\mu_{X_{V_0}} = \frac{S_1 \times R_{X_{V_0}}^6 \times PP}{BSA \times CO}$$
- [0083]  $X_{V_1}$  和  $X_{V_0}$  是由体重指数逻辑开关量X<sub>V</sub>判断生成的,  $R_{X_{V_1}}^6$  和  $R_{X_{V_0}}^6$  是根据临床可测量的数据回归拟合得到的值,跟每搏输出量SV、人体肱动脉脉压差PP、体重W、心率HR有关系,
- [0084] MCU微处理器,依次按以下步骤计算,以体重指数临界值V为界线的不同受试人群的每个人的人体微血管血液粘度,
- [0085] 步骤(1),线下测量每个受试者的人体脉搏波参数得到的或从人体脉搏波曲线得

到的所述人体脉搏波参数,存入MCU微处理器,且输入到所述人体脉搏波参数缓存模块,

[0086] 步骤(2),在所述MCU微处理器,简称MCU控制下,把步骤(1)得到的人体脉搏波参数输入到体重指数的逻辑开关量形成模块,得到BMI国际标准下的体重指数逻辑开关量  $X_{V1}$  和  $X_{V0}$ ,从而按胖瘦程度对受试者进行判断,

[0087] 步骤(3),在MCU控制下,把步骤(2)的结果输入到人体微血管血液粘度逻辑开关回归计算模块,从而得到步骤(2)所述按胖瘦程度对受试者进行判断和计算,

[0088] 步骤(4),根据体重指数逻辑开关量  $X_{V1}$  和  $X_{V0}$ ,按胖瘦程度测试每个受试者的临床低切血液粘度  $\mu'_{X_{V1}}$  和  $\mu'_{X_{V0}}$ ,

[0089] 步骤(4.1),根据每个受试者的临床低切血液粘度  $\mu'_{X_{V1}}$  和  $\mu'_{X_{V0}}$ ,计算对应的微血管生理血管的模型半径  $R'_{X_{V1}} = \sqrt[6]{\frac{\mu'_{X_{V1}} \times BSA \times CO}{S_1 \times PP}}$ ,  $R'_{X_{V0}} = \sqrt[6]{\frac{\mu'_{X_{V0}} \times BSA \times CO}{S_1 \times PP}}$ ,  $R'^6_{X_{V1}}$  和  $R'^6_{X_{V0}}$

是对应的  $R'_{X_{V1}}$  和  $R'_{X_{V0}}$  在自乘6次方后得到的逻辑开关量值,

[0090] 步骤(4.2),按照胖瘦程度结合人体脉搏波参数以及  $R'^6_{X_{V1}}$  和  $R'^6_{X_{V0}}$ ,来拟合  $R'^6_{X_{V1}}$  和  $R'^6_{X_{V0}}$ ,步骤如下:采用“Statistical Product and Service Solutions”,简称SPSS统计软件中的多元回归分析的方法,多元线性回归通式为:  $y = a + b_1x_1 + b_2x_2 + \dots + b_nx_n$ , a是常数项,  $b_1$ 、 $b_2$ 、 $\dots$ 、 $b_n$  称为y对应于  $x_1$ 、 $x_2$ 、 $\dots$ 、 $x_n$  的偏回归系数,输入各变量名称和对应的数据,包括:  $R'^6_{X_{V1}}$  和  $R'^6_{X_{V0}}$ ,还有两组人群每个受试者对应的人体脉搏波参数,即每搏输出量SV、人体肱动脉脉压差PP、体重W、心率HR,

[0091] 对应上述的多元线性回归通式具体如下:  $R'^6_{X_{V1}}$ 、 $R'^6_{X_{V0}}$  为因变量“ $y_1$ 、 $y_2$ ”,人体脉搏波相关参数为自变量“ $x_1$ 、 $x_2$ 、 $x_3$ ”,即:  $y_1 = a_1 + b_{11}x_1 + b_{12}x_2$ ,  $y_2 = a_2 + b_{21}x_1 + b_{22}x_3$ ,其中“ $x_1$ 、 $x_2$ 、 $x_3$ ”为  $\frac{SV}{PP}$ 、HR、W,  $a_1$ 、 $a_2$ 是常数项,  $b_{11}$ 、 $b_{12}$ 为  $y_1$  对应于“ $x_1$ 、 $x_2$ ”的系数,  $b_{21}$ 、 $b_{22}$ 为  $y_2$  对应于“ $x_1$ 、 $x_3$ ”的系数,

[0092] 根据多元回归算法输出的各自变量的权重系数和常数:“ $S_2 \sim S_7$ ”,推算出  $R'^6_{X_{V1}}$ 、 $R'^6_{X_{V0}}$  分别跟每搏输出量SV、人体肱动脉脉压差PP、体重W、心率HR有关的拟合方程,即得到  $R'^6_{X_{V1}}$ 、 $R'^6_{X_{V0}}$  公式如下:

$$[0093] R'^6_{X_{V1}} = S_2 + S_3 \times \frac{SV}{PP} + S_4 \times HR$$

$$[0094] R'^6_{X_{V0}} = S_5 + S_6 \times \frac{SV}{PP} + S_7 \times W$$

[0095]  $S_2$  是体重指数逻辑开关量  $X_{V1}$  对应的  $R'^6_{X_{V1}}$  公式系数,取值在开区间  $(-0.34, -0.11)$

内,  $S_3$  是 体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  对应的  $R^6_{X_{V_1}}$  公式系数, 取值在开区间  $(0.14, 0.18)$  内,  $S_4$  是体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  对应的  $R^6_{X_{V_1}}$  公式系数, 取值在开区间  $(0.002, 0.008)$  内,

[0096]  $S_5$  是体重指数逻辑开关量  $X_{V_0}$  对应的  $R^6_{X_{V_0}}$  公式系数, 取值在开区间  $(-0.35, -0.16)$  内,  $S_6$  是 体重指数逻辑开关量  $X_{V_0}$  对应的  $R^6_{X_{V_0}}$  公式系数, 取值在开区间  $(0.17, 0.20)$  内,  $S_7$  是体重指数逻辑开关量  $X_{V_0}$  对应的  $R^6_{X_{V_0}}$  公式系数, 取值在开区间  $(0.001, 0.006)$  内,

[0097] 步骤 (4.3), 根据体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  和  $X_{V_0}$ , 按胖瘦程度将两组受试人群每个人的  $R^6_{X_{V_1}}$ 、 $R^6_{X_{V_0}}$  拟合值, 分别和按临床低切血液粘度  $\mu_{X_{V_1}}$  和  $\mu_{X_{V_0}}$  计算的对应的微血管生理血管的 模型半径  $R^6_{X_{V_1}}$ 、 $R^6_{X_{V_0}}$  相比较, 采用上述SPSS统计软件的Pearson相关分析, 分别得到两组 受试人群对应的两个相关系数, 若显著性水平  $\alpha=0.05$ , 且统计学指标  $P<0.05$ , 则相关性显 著, 一般相关系数的绝对值是在  $0\sim 1$  之间, 越接近于 1 相关性越强, 即两者之间的线性关系 越强,

[0098] 步骤 (4.4), 用上述对应的微血管血液粘度  $\mu_{X_{V_1}}$ 、 $\mu_{X_{V_0}}$  公式计算在体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$ 、 $X_{V_0}$  下两组受试人群每个人的血液粘度, 即得到按不同的微血管的细长圆管模型采用 多元回归算法得到的血液粘度的估计值,

[0099] 步骤 (4.5), 根据体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  和  $X_{V_0}$ , 按胖瘦程度将两组受试人群每个人的  $\mu_{X_{V_1}}$ 、 $\mu_{X_{V_0}}$ , 分别和临床低切血液粘度  $\mu_{X_{V_1}}$  和  $\mu_{X_{V_0}}$  相比较, 采用上述SPSS统计软件的 Pearson相关分析, 分别得到两组受试人群对应的两个相关系数, 若显著性水平  $\alpha=0.05$ , 且统计学指标  $P<0.05$ , 则相关性显著, 一般相关系数的绝对值是在  $0\sim 1$  之间, 越接近于 1 相 关性越强, 即两者之间的线性关系越强。

[0100] 本发明所提出的一种基于脉搏波参数的微血管血液粘度开关量的测量系统, 目的是结合 简单有效的血液粘度模型, 考虑血管壁血管流动、血管半径并且结合脉搏波参数评估心血管 安全性, 以逻辑开关量即阈值表达微血管血液的稠粘程度。这样实时、动态、无创测量血液 粘度, 非常适合非专业人员的自我检测, 而且对研究这些疾病的形成、发展及预防有着极其 重要的生理和病理意义。将进一步推动血液粘度的家庭自我检测, 为个体实时、动态的长期 个体监测与家庭保健提供有效手段。

## 附图说明

- [0101] 图1为系统框图。
- [0102] 图2为R的6次方的拟合值和计算值相关性比较图。
- [0103] 图3为微血管血液粘度计算值和实测值相关性比较图。
- [0104] 图4为程序流程框图。

## 具体实施方式

[0105] 本发明提供的一种基于脉搏波参数的微血管血液粘度开关量的测量系统,其特征在于,是在数字集成电路芯片中实现的,如存储器、运算器、微处理器芯片、可编程逻辑器件FPGA,

[0106] 如图1所示是测量系统里包含的人体脉搏波参数缓存模块、基于体重指数的微血管血液 粘度逻辑开关量形成模块、微血管血液粘度逻辑开关量的回归计算模块以及MCU微处理器 共四大模块,人体脉搏波参数线下测量计算值输入到MCU微处理器中,在MCU的控制下再 将人体脉搏波参数输入到人体脉搏波参数缓存模块,接着连接到体重指数逻辑开关量形成模 块,然后导入人体微血管血液粘度逻辑开关量回归计算形成模块,最后输出显示,

[0107] 人体脉搏波参数缓存模块,存有以下参数:人体体表面积BSA,简称BSA、体重W、身高H、体重指数BMI、人体肱动脉脉压差PP、人体心输出量CO、生理血管的模拟半径R、心率HR 及每搏输出量SV共九个信息,其中:

[0108] BSA (body surface area人体体表面积) 是根据临床数据回归计算得到的值,跟人体体重 和身高有关系。它是估算值,回归系数随不同情况的体重和身高有所变化,为得到适用于中 国一般成人及儿童BSA的通用公式,本发明采用Stevenson公式:

[0109] 1937年Paul H. Stevenson在《中国生理学杂志》上撰文称其应用修正的Du Bios线 公式 测量100名中国人BSA及身高、体重值推导出估算中国受试者BSA的多元回归方程式的相 关数据后提出了目前临幊上沿用至今的计算体表面积的Stevenson公式。(文献出处和 摘要见 附件1:Stevenson PH. Height-Weight-Surface formula for the estimation of surface area in Chinese subjects (身高-体重-表面公式估计中国受试者的表面积) . Chin J Physiol (中国生理学杂志) , 1937, 3:327~330.) Stevenson公式具体如下:

[0110]  $BSA = 0.0061 \times H + 0.0128 \times W - 0.1592$

[0111] 其中,身高H,单位:cm,体重W,单位:kg,BSA的单位: $m^2$ ,

[0112] R是微循环毛细血管网血流模型的生理血管的模拟半径,无直接测量方法,因此本发明 通过体重指数BMI国际标准按胖瘦程度区分人群,线性拟合临幊数据建模得到拟合公 式。

[0113] 体重指数逻辑开关量形成模块,

[0114] 设定:V为体重指数临界值,取V=25,

[0115]  $X_V$ 为体重指数逻辑开关量,

[0116] 则体重指数  $BMI = \frac{W}{H^2} \geq 25$  时,  $X_{V_1} = 1$ , 体重W的单位为kg,身高H的单位为m,体重指

数  $BMI = \frac{W}{H^2}$ , 无量纲,

[0117] 体重指数  $BMI = \frac{W}{H^2} < 25$  时,  $X_{V_0} = 0$ ,

[0118] 其国际标准分组如表1所示,

[0119] 表1 BMI国际标准

	BMI 分类	WHO 标准
[0120]	偏瘦	<18.5
	正常	18.5-24.9
	超重	≥25
	偏胖	25.0-29.9
	肥胖	30.0-34.9
	重度肥胖	35.0-39.9

[0121] 人体微血管血液粘度逻辑开关量回归计算模块,生成每个人的微血管血液粘度数值,单位:厘泊cp,设定为血液粘度模型,

$$[0122] \mu = \frac{S_1 \times R^6_{X_{V_1}} \times PP}{BSA \times CO}$$

[0123]  $S_1$ 是微血管血液粘度公式系数,在开区间(14903,14906)内取值,

[0124]  $R^6_{X_{V_1}}$ 是用多元线性回归算法得到的生理血管模拟半径R在自乘6次方后得到的逻辑开关量值,

[0125] 对于体重指数 $BMI = \frac{W}{H^2} \geq 25$ 的受试者,  $X_{V_1} = 1$ ,

$$[0126] \mu_{X_{V_1}} = \frac{S_1 \times R^6_{X_{V_1}} \times PP}{BSA \times CO}$$

[0127] 对于体重指数 $BMI = \frac{W}{H^2} < 25$ 的受试者,  $X_{V_0} = 0$ ,

$$[0128] \mu_{X_{V_0}} = \frac{S_1 \times R^6_{X_{V_0}} \times PP}{BSA \times CO}$$

[0129]  $X_{V_1}$ 和 $X_{V_0}$ 是由体重指数逻辑开关量 $X_V$ 判断生成的,  $R^6_{X_{V_1}}$ 和 $R^6_{X_{V_0}}$ 是根据临床可测量的数据回归拟合得到的值,跟每搏输出量SV、人体肱动脉脉压差PP、体重W、心率HR有关系,

[0130] 2007年Kaliviotis等人提出了一种基于粘弹性模型,用以描述流体体积的机械能并通过能量的变化率反应血液粘度值的方法,该模型在切变率约 $0.1\text{s}^{-1}$ 以上时表现较好,在 $0.277\text{s}^{-1}$ 处的切变率的模型灵敏度为0.42,该方法从微观血流动力学角度建立血液粘度模型,虽然能够描述在体动态血液粘度值,但主要是针对某种特殊疾病对血液粘度差异性的研究,具有一定的局限性且与临幊上全血血液粘度值对应性不强。(文献出处见附件2: KALIVIOTIS E, YIANNEKIS M. An energy-rate based blood viscosity model incorporating aggregate network dynamics (一个基于能量率结合聚合网络动态的血液粘度模型) [J]. Biorheology (生物流变学). 2009, 46 (6): 487-508.)

[0131] 本发明的实验研究资料来源于2013年~2014年北京安贞医院就诊并建档住院的男性病人,每例研究对象均具有完整的流行病学检查、血液流变学检查、生化指标检查、超声心动图检查结果记录,共计研究样本79例。

[0132] 本研究分析以世界卫生组织(WHO)标准为依据,选择依据标准主要是由于本研究数据构成,如表2所示。

[0133] 表2本研究数据结构BMI国际标准及拟合结果

[0134]		实验组		验证组	
		正常	超重	正常	超重
		数量	18	22	17
		平均值±标准差	22.13±1.61	27.94±2.35	22.33±1.23
					27.95±1.87

[0135] 由于79例数据中,有一例数据脉压差偏离值较大,因此将该数据剔除。故实验组共40 例数据,验证组共38例数据。

[0136] 根据体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  和  $X_{V_0}$ ,按胖瘦程度测试每个受试者的临床低切血液粘度  $\mu'_{X_{V_1}}$  和  $\mu'_{X_{V_0}}$ ,

[0137] 根据每个受试者的临床低切血液粘度  $\mu'_{X_{V_1}}$  和  $\mu'_{X_{V_0}}$ ,计算对应的微血管生理血管的模型半 径  $R'_{X_{V_1}} = \sqrt[6]{\frac{\mu'_{X_{V_1}} \times BSA \times CO}{S_1 \times PP}}$ ,  $R'_{X_{V_0}} = \sqrt[6]{\frac{\mu'_{X_{V_0}} \times BSA \times CO}{S_1 \times PP}}$ ,  $R'_{X_{V_1}}$  和  $R'_{X_{V_0}}$  是对应的  $R'_{X_{V_1}}$  和  $R'_{X_{V_0}}$  在 自乘6次方后得到的逻辑开关量值,

[0138]  $R'_{X_{V_1}}$  和  $R'_{X_{V_0}}$  为临床数据得到的计算值,结合人体脉搏波参数,利用多元回归算法,分别 对不同BMI国际标准分组的人群进行线性拟合,得到拟合方程,具体如下:

[0139] 按照胖瘦程度结合人体脉搏波参数以及  $R'_{X_{V_1}}$  和  $R'_{X_{V_0}}$ ,来拟合  $R^6_{X_{V_1}}$  和  $R^6_{X_{V_0}}$ ,步骤如下:采 用SPSS统计软件 (SPSS Inc. SPSS for Windows 13.0. Chicago, Illinois, USA), SPSS是 “Statistical Product and Service Solutions”的简称,即“统计产品与服务解决方案”软件,简称 SPSS统计软件中的多元回归分析的方法,多元线性回归通式为:  $y = a + b_1x_1 + b_2x_2 + \dots + b_nx_n$ , a是常数项,  $b_1, b_2, \dots, b_n$  称为y对应于  $x_1, x_2, \dots, x_n$  的偏回归系数,输入各变量名称 和对应的数据,包括:  $R^6_{X_{V_1}}$  和  $R^6_{X_{V_0}}$ ,还有两组人群每个受试者对应的人体脉搏波参数,即 每搏输出量SV、人体肱动脉脉压差PP、体重W、心率HR,

[0140] 对应上述的多元线性回归通式具体如下:  $R^6_{X_{V_1}}$  、  $R^6_{X_{V_0}}$  为因变量 “ $y_1, y_2$ ”, 人体脉搏波相 关参数为自变量 “ $x_1, x_2, x_3$ ”, 即:  $y_1 = a_1 + b_{11}x_1 + b_{12}x_2$ ,  $y_2 = a_2 + b_{21}x_1 + b_{22}x_3$ , 其中 “ $x_1, x_2, x_3$ ”为  $\frac{SV}{PP}$ 、HR、W,  $a_1, a_2$ 是常数项,  $b_{11}, b_{12}$ 为  $y_1$ 对应于 “ $x_1, x_2$ ”的系数,  $b_{21}, b_{22}$ 为  $y_2$ 对应于 “ $x_1, x_3$ ”的系数,

[0141] 根据多元回归算法输出的各自变量的权重系数和常数: “ $S_2 \sim S_7$ ”, 推算出  $R^6_{X_{V_1}}$  、  $R^6_{X_{V_0}}$  分别 跟每搏输出量SV、人体肱动脉脉压差PP、体重W、心率HR有关的拟合方程,即得到  $R^6_{X_{V_1}}$  、  $R^6_{X_{V_0}}$  公式如下:

[0142]  $R^6_{X_{V_1}} = S_2 + S_3 \times \frac{SV}{PP} + S_4 \times HR$

[0143]  $R^6_{X_{V_0}} = S_5 + S_6 \times \frac{SV}{PP} + S_7 \times W$

[0144]  $S_2$ 是体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  对应的  $R^6_{X_{V_1}}$  公式系数,取值在开区间  $(-0.34, -0.11)$  内,  $S_3$ 是 体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  对应的  $R^6_{X_{V_1}}$  公式系数,取值在开区间  $(0.14, 0.18)$  内,  $S_4$ 是 体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  对应的  $R^6_{X_{V_1}}$  公式系数,取值在开区间  $(0.002, 0.008)$  内,

[0145]  $S_5$ 是体重指数逻辑开关量  $X_{V_0}$  对应的  $R^6_{X_{V_0}}$  公式系数,取值在开区间  $(-0.35, -0.16)$  内,  $S_6$ 是 体重指数逻辑开关量  $X_{V_0}$  对应的  $R^6_{X_{V_0}}$  公式系数,取值在开区间  $(0.17, 0.20)$  内,  $S_7$ 是 体重指数逻辑开关量  $X_{V_0}$  对应的  $R^6_{X_{V_0}}$  公式系数,取值在开区间  $(0.001, 0.006)$  内,

[0146] 采用上述SPSS统计软件的Pearson相关分析,若显著性水平  $\alpha=0.05$ ,且统计学指标  $P<0.05$ ,则相关性显著,一般相关系数的数值描述的是两变量之间线性相关关系的程度和方向,数值绝对值在  $0\sim 1$  之间,数值越大表明相互关系越强。

[0147] 按照胖瘦程度分析  $R^6$  相关性,分别得到两组受试人群对应的两个相关系数,即根据体重 指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  和  $X_{V_0}$ ,按胖瘦程度将两组受试人群每个人的  $R^6_{X_{V_1}}$ 、 $R^6_{X_{V_0}}$  拟合值,分别和 按临床低切血液粘度  $\mu_{X_{V_1}}$  和  $\mu_{X_{V_0}}$  计算的对应的微血管生理血管的模型半径  $R^6_{X_{V_1}}$ 、 $R^6_{X_{V_0}}$  相比较,再进一步判断整体趋势,不分BMI整体比较受试人群的相关性,即如图2所示是  $R$  的 6 次方的拟合值和计算值比较,拟合值和计算值相关性为  $0.904$  ( $P=0.000<0.05$ ),两参数间具 有显著相关性,

[0148] 用上述对应的微血管血液粘度  $\mu_{X_{V_1}}$ 、 $\mu_{X_{V_0}}$  公式计算在体重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$ , $X_{V_0}$  下两 组受试人群每个人的血液粘度,即得到按不同的微血管的细长圆管模型采用多元回归算法得 到的血液粘度的估计值,

[0149] 按照胖瘦程度分析  $\mu$  的相关性,分别得到两组受试人群对应的两个相关系数,即根据体 重指数逻辑开关量  $X_{V_1}$  和  $X_{V_0}$ ,按胖瘦程度将两组受试人群每个人的  $\mu_{X_{V_1}}$ 、 $\mu_{X_{V_0}}$ ,分 别和临 床低切血液粘度  $\mu_{X_{V_1}}$  和  $\mu_{X_{V_0}}$  相比较,再进一步判断整体趋势,不分BMI整体比较受试人群的 相关性,即如图3所示是微血管血液粘度计算值和实测值比较,测试每个受试者实际的临床 低切血液粘度,经过生理血管的模拟半径  $R$  相关拟合的微血管血液粘度与临床低切血液粘度 的相关性为  $0.443$  ( $P=0.005<0.05$ ),两参数间具有显著相关性,

[0150] 所以,本发明基于微循环毛细血管网血流模型计算得到的血液粘度值可以表征临 床上实 际的低切血液粘度。

[0151] 图4为本发明的程序流程框图。

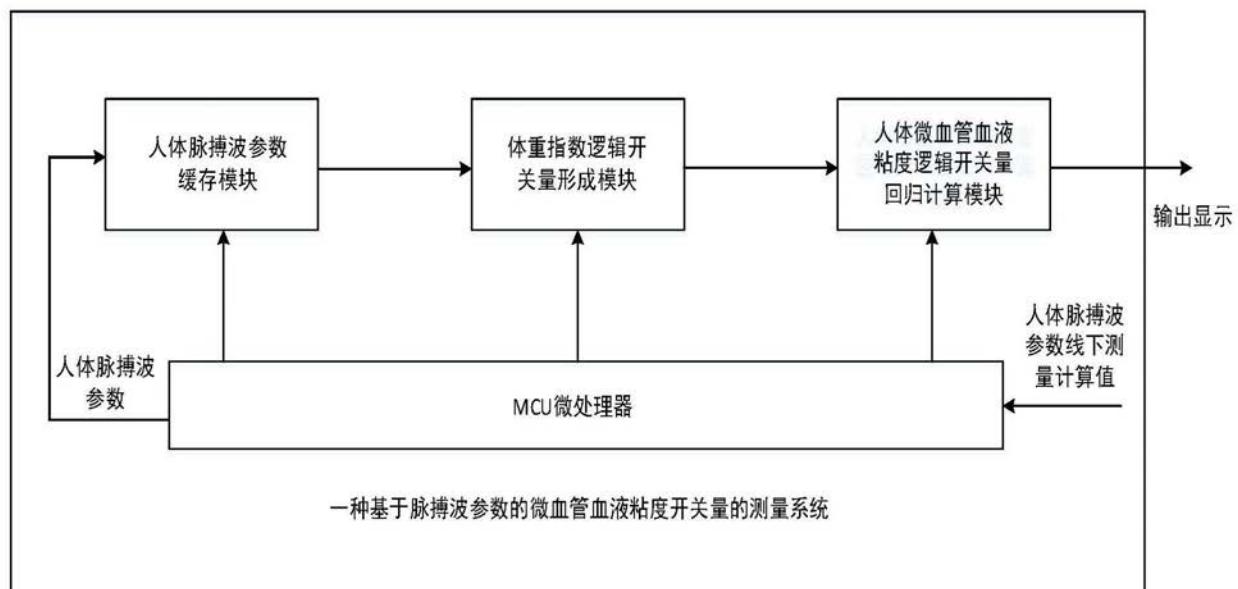


图1

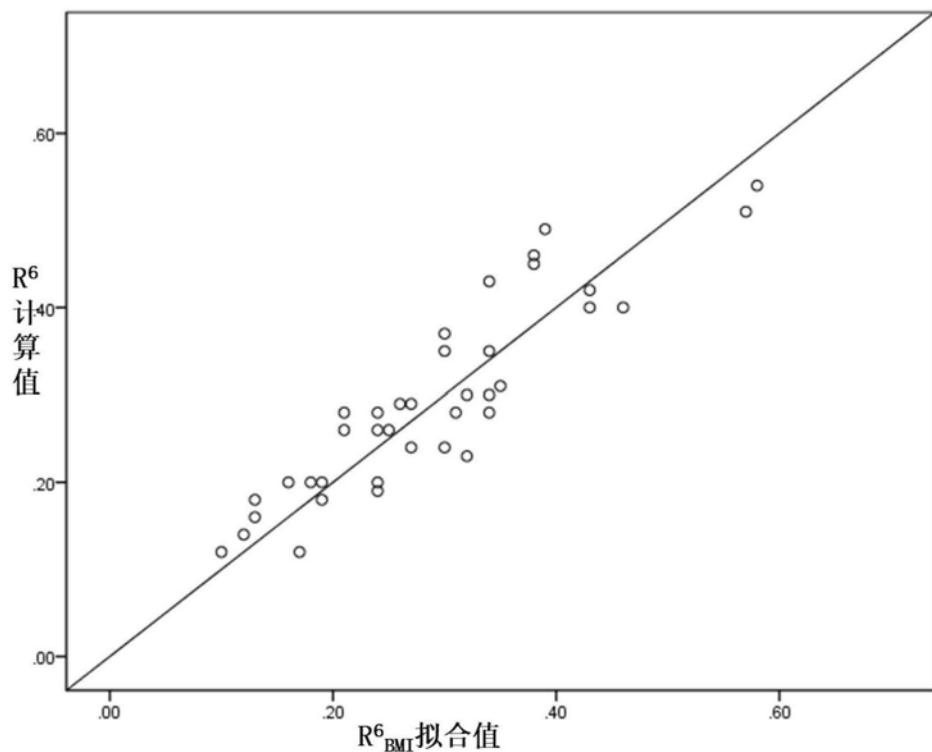


图2

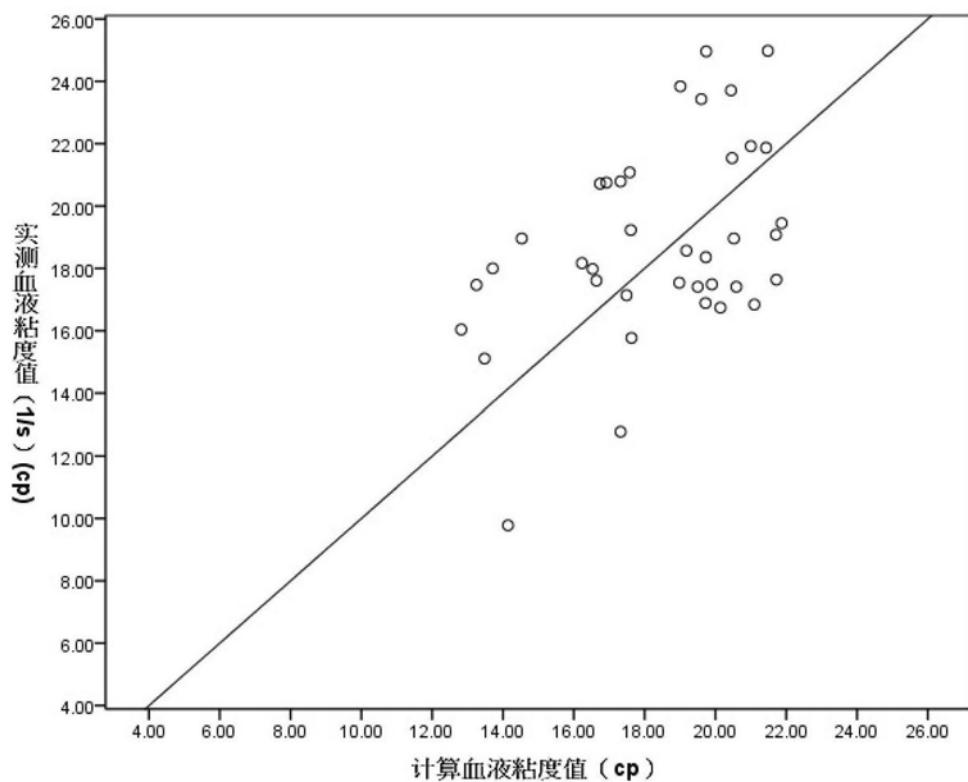


图3

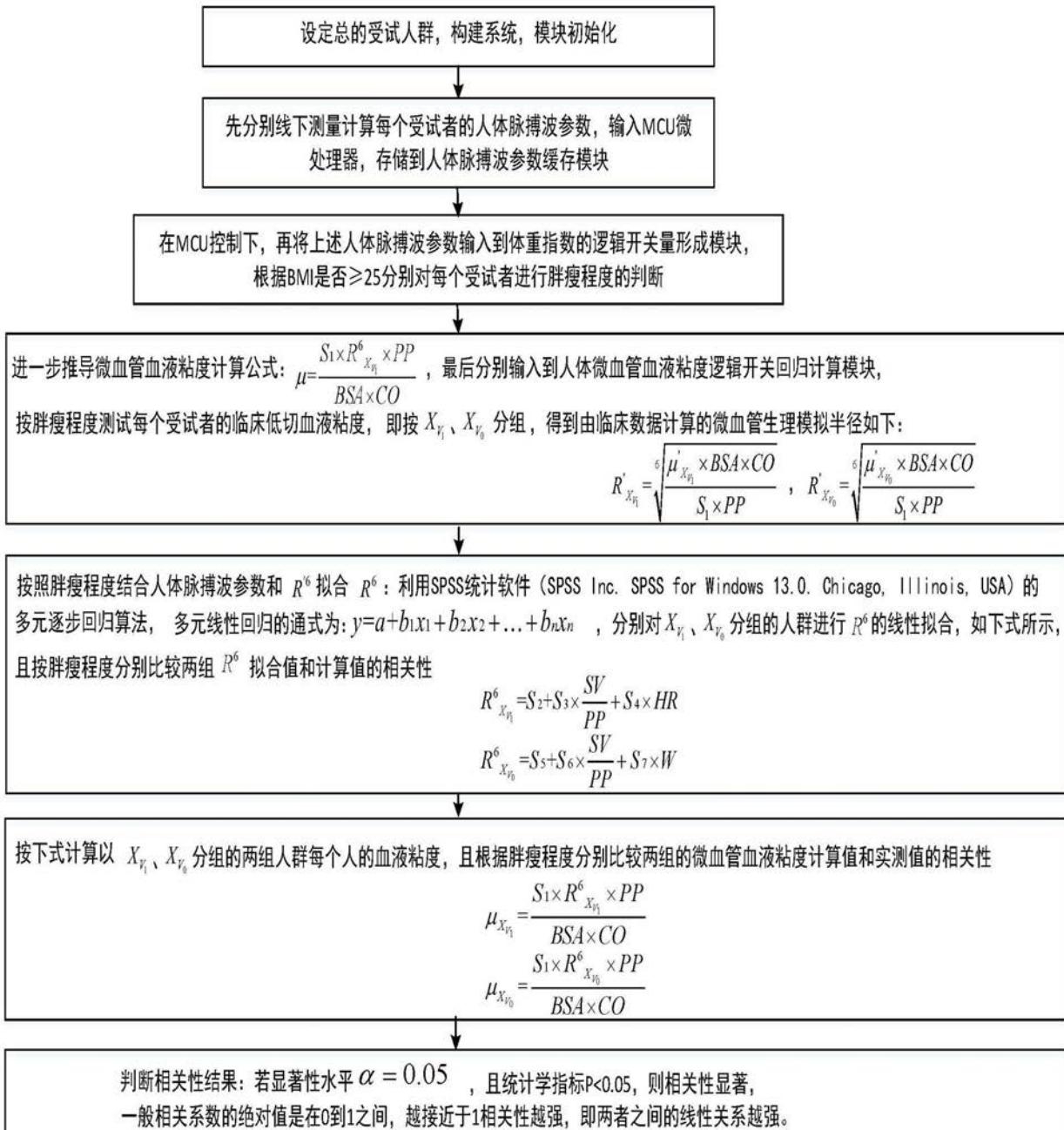


图4

专利名称(译)	一种基于脉搏波参数的微血管血液粘度开关量的测量系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN110897617A</a>	公开(公告)日	2020-03-24
申请号	CN201911266172.2	申请日	2019-12-11
[标]申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
[标]发明人	杨琳 孙葛 张松 王薇薇 杨益民 李旭雯 郝冬梅		
发明人	杨琳 孙葛 张松 王薇薇 杨益民 李旭雯 郝冬梅		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/02035 A61B5/7235 A61B5/7271		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

一种基于脉搏波参数的微血管血液粘度开关量的测量系统属于医疗设备技术领域，尤其涉及将脉搏波参数按人体胖瘦程度作为临界值以逻辑开关量表达的一种人体微血管血液粘度的测量系统，其特征在于，所述测量系统包括：人体脉搏波参数缓存模块、基于体重指数的微血管血液粘度逻辑开关量形成模块、微血管血液粘度逻辑开关量的回归计算模块以及MCU微处理器，本发明优点在于，基于脉搏波、生理模型、体重指数国际标准，采用多元回归算法得到生理血管的模拟半径用于计算微血管血液粘度估计值，此系统能用实际可测得的生理指标，结合脉搏波参数评估心血管安全性，自测操作简便，按照胖瘦程度用阈值表明慢性病的发展阶段性，以实现微血管血液粘度的无创检测。

