



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110916624 A

(43)申请公布日 2020.03.27

(21)申请号 201911157222.3

(22)申请日 2019.11.22

(71)申请人 新绎健康科技有限公司

地址 065001 河北省廊坊市开发区金源道
艾力枫社中区

(72)发明人 高明杰 汤青 宋臣 宿天赋
张士磊

(74)专利代理机构 北京工信联合知识产权代理
有限公司 11266

代理人 郭欣欣

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

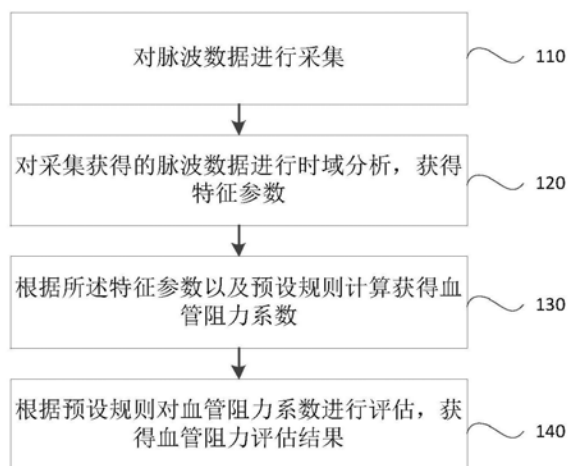
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种用于检测血管阻力的智能诊脉方法及系统

(57)摘要

本发明公开了一种用于检测血管阻力的智能诊脉方法及系统,所述方法包括:对脉波数据进行采集;对采集获得的脉波数据进行时域分析,获得特征参数;所述特征参数包括主波幅度以及降中峡幅度;根据所述特征参数以及预设规则计算获得血管阻力系数;根据预设规则对血管阻力系数进行评估,获得血管阻力评估结果;所述方法及系统通过脉象采集设备检测脉搏波信号,对其波形进行时域分析,利用相关特征值的进一步计算得出动脉血管阻力系数,据此判断患者的血管硬度,有助于预测或者诊断心血管疾病的潜在的危险,为心血管疾病的预防和治疗争取宝贵时间;所述方法及系统操作简单,不会对人体造成损伤,可以较为快速、直观地反应出用户的血管外周阻力情况。



1. 一种用于检测血管阻力的智能诊脉方法,所述方法包括:
对脉波数据进行采集;
对采集获得的脉波数据进行时域分析,获得特征参数;所述特征参数包括主波幅度以及降中峡幅度;
根据所述特征参数以及预设规则计算获得血管阻力系数;
根据预设规则对血管阻力系数进行评估,获得血管阻力评估结果。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,对采集获得的脉波数据进行时域分析获得特征参数,包括:
对所述脉波数据进行滤波处理;
对所述滤波处理后的脉波数据进行分析,截取一个完整周期;
识别所述周期内包括主波峰以及降中峡的特征,获得包括所述主波幅度以及降中峡幅度的特征参数。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于:
对所述滤波处理后的脉波数据进行分析,截取多个完整周期,并获得对应每个周期的一组特征参数;
根据每组特征参数计算获得每个周期对应的血管阻力系数;
计算获得多组血管阻力系数的均值,根据所述血管阻力系数均值获得血管阻力评估结果。
4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:所述血管阻力系数计算的预设规则为:
$$p=k*h_4/h_1+a$$

其中, h_1 为主波峰幅度, h_4 为降中峡幅度, k 及 a 为修正系数。
5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,根据预设规则对血管阻力系数进行评估,包括:
根据历史数据对血管阻力系数与血管阻力情况进行线性关系分析,并根据历史数据中血管阻力情况对血管阻力系数设置 N 个阈值,并划分等级,获得 $N+1$ 个递进的等级;
将所述血管阻力系数与所述 N 个阈值进行对比,确定所述血管阻力系数所在等级,并输出所在等级的评估结果。
6. 一种用于检测血管阻力的智能诊脉系统,所述系统包括:
采集单元,所述采集单元用于对脉波数据进行采集;
时域分析单元,所述时域分析单元用于对采集获得的脉波数据进行时域分析,获得特征参数;所述特征参数包括主波幅度以及降中峡幅度;
血管阻力系数计算单元,所述血管阻力系数计算单元用于根据所述特征参数以及预设规则计算获得血管阻力系数;
评估单元,所述评估单元用于根据预设规则对血管阻力系数进行评估,获得血管阻力评估结果。
7. 根据权利要求6所述的系统,其特征在于:
所述时域分析单元用于对所述脉波数据进行滤波处理;
所述时域分析单元对所述滤波处理后的脉波数据进行分析,截取一个完整周期;
所述时域分析单元识别所述周期内包括主波峰以及降中峡的特征,获得包括所述主波

幅度以及降中峡幅度的特征参数。

8. 根据权利要求7所述的系统,其特征在于:

所述时域分析单元用于对所述滤波处理后的脉波数据进行分析,截取多个完整周期,并获得对应每个周期的一组特征参数;

所述血管阻力系数计算单元根据每组特征参数计算获得每个周期对应的血管阻力系数;

所述评估单元计算获得多组血管阻力系数的均值,根据所述血管阻力系数均值获得血管阻力评估结果。

9. 根据权利要求6所述的系统,其特征在于:所述血管阻力系数计算单元计算血管阻力系数的预设规则为:

$$p=k*h_4/h_1+a$$

其中, h_1 为主波峰幅度, h_4 为降中峡幅度, k 及 a 为修正系数。

10. 根据权利要求6所述的系统,其特征在于:

所述评估单元用于根据历史数据对血管阻力系数与血管阻力情况进行线性关系分析,并根据历史数据中血管阻力情况对血管阻力系数设置 N 个阈值,并划分等级,获得 $N+1$ 个递进的等级;

所述评估单元将所述血管阻力系数与所述 N 个阈值进行对比,确定所述血管阻力系数所在等级,并输出所在等级的评估结果。

一种用于检测血管阻力的智能诊脉方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗技术领域,更具体地,涉及一种用于检测血管阻力的智能诊脉方法及系统。

背景技术

[0002] 动脉硬化是心血管疾病及衰老的危险信号,它会引起动脉系统病变,导致收缩压增大,舒张压降低,左心室负荷增加,冠脉灌注障碍,往往危及人的生命。然而,动脉硬化的病变程度很难在临床中及时发现,从而错过最佳的治疗时间。动脉硬化的诊断可以通过检测血管阻力参数来实现。血管阻力即血液在血管系统中流动时所受到的总的阻力,大部分发生在小动脉,特别是微动脉。

[0003] 目前临床评价血管阻力的手段主要包括血管超声、动脉血管造影以及磁共振血管成像等,这些方法注重形态学的改变。虽然血管超声、磁共振等方法也可通过观察收缩期与舒张期动脉腔径变化来获得动脉血管阻力的功能状况,而且在临床上发挥着不可替代的作用,但是这些方法检测出的改变往往都是在已经有比较明显的器质性病变的血管,血管已经处于不可逆的损伤状态,使其对于心血管疾病预防的作用受到限制。同时这些检查存在着操作专业性强、价格昂贵、有创性等特点,使其不宜作为在人群中进行提示动脉硬化的筛查。

发明内容

[0004] 为了解决背景技术存在的对血管阻力功能的检测滞后且专业性强价格昂贵的问题,本发明提供了一种用于检测血管阻力的智能诊脉方法及系统,所述方法及系统通过脉象采集设备检测脉搏波信号,对其波形进行时域分析,利用相关特征值的进一步计算得出动脉血管阻力系数,据此判断患者的血管硬度,所述一种用于检测血管阻力的智能诊脉方法包括:

[0005] 对脉波数据进行采集;

[0006] 对采集获得的脉波数据进行时域分析,获得特征参数;所述特征参数包括主波幅度以及降中峡幅度;

[0007] 根据所述特征参数以及预设规则计算获得血管阻力系数;

[0008] 根据预设规则对血管阻力系数进行评估,获得血管阻力评估结果。

[0009] 进一步的,对采集获得的脉波数据进行时域分析获得特征参数,包括:

[0010] 对所述脉波数据进行滤波处理;

[0011] 对所述滤波处理后的脉波数据进行分析,截取一个完整周期;

[0012] 识别所述周期内包括主波峰以及降中峡的特征,获得包括所述主波幅度以及降中峡幅度的特征参数。

[0013] 进一步的,对所述滤波处理后的脉波数据进行分析,截取多个完整周期,并获得对应每个周期的一组特征参数;

- [0014] 根据每组特征参数计算获得每个周期对应的血管阻力系数；
- [0015] 计算获得多组血管阻力系数的均值，根据所述血管阻力系数均值获得血管阻力评估结果。
- [0016] 进一步的，所述血管阻力系数计算的预设规则为：
- [0017] $p = k * h_4 / h_1 + a$
- [0018] 其中， h_1 为主波峰幅度， h_4 为降中峡幅度， k 及 a 为修正系数。
- [0019] 进一步的，根据预设规则对血管阻力系数进行评估，包括：
- [0020] 根据历史数据对血管阻力系数与血管阻力情况进行线性关系分析，并根据历史数据中血管阻力情况对血管阻力系数设置 N 个阈值，并划分等级，获得 $N+1$ 个递进的等级；
- [0021] 将所述血管阻力系数与所述 N 个阈值进行对比，确定所述血管阻力系数所在等级，并输出所在等级的评估结果。
- [0022] 所述一种用于检测血管阻力的智能诊脉系统包括：
- [0023] 采集单元，所述采集单元用于对脉波数据进行采集；
- [0024] 时域分析单元，所述时域分析单元用于对采集获得的脉波数据进行时域分析，获得特征参数；所述特征参数包括主波幅度以及降中峡幅度；
- [0025] 血管阻力系数计算单元，所述血管阻力系数计算单元用于根据所述特征参数以及预设规则计算获得血管阻力系数；
- [0026] 评估单元，所述评估单元用于根据预设规则对血管阻力系数进行评估，获得血管阻力评估结果。
- [0027] 进一步的，所述时域分析单元用于对所述脉波数据进行滤波处理；
- [0028] 所述时域分析单元对所述滤波处理后的脉波数据进行分析，截取一个完整周期；
- [0029] 所述时域分析单元识别所述周期内包括主波峰以及降中峡的特征，获得包括所述主波幅度以及降中峡幅度的特征参数。
- [0030] 进一步的，所述时域分析单元用于对所述滤波处理后的脉波数据进行分析，截取多个完整周期，并获得对应每个周期的一组特征参数；
- [0031] 所述血管阻力系数计算单元根据每组特征参数计算获得每个周期对应的血管阻力系数；
- [0032] 所述评估单元计算获得多组血管阻力系数的均值，根据所述血管阻力系数均值获得血管阻力评估结果。
- [0033] 进一步的，所述血管阻力系数计算单元计算血管阻力系数的预设规则为：
- [0034] $p = k * h_4 / h_1 + a$
- [0035] 其中， h_1 为主波峰幅度， h_4 为降中峡幅度， k 及 a 为修正系数。
- [0036] 进一步的，所述评估单元用于根据历史数据对血管阻力系数与血管阻力情况进行线性关系分析，并根据历史数据中血管阻力情况对血管阻力系数设置 N 个阈值，并划分等级，获得 $N+1$ 个递进的等级；
- [0037] 所述评估单元将所述血管阻力系数与所述 N 个阈值进行对比，确定所述血管阻力系数所在等级，并输出所在等级的评估结果。
- [0038] 本发明的有益效果为：本发明的技术方案，给出了一种用于检测血管阻力的智能诊脉方法及系统；所述方法及系统通过脉象采集设备检测脉搏波信号，对其波形进行时域

分析,利用相关特征值的进一步计算得出动脉血管阻力系数,据此判断患者的血管硬度,有助于预测或者诊断心血管疾病潜在的危险,为心血管疾病的预防和治疗争取宝贵时间。所述方法及系统操作简单,不会对人体造成损伤,可以较为快速、直观地反应出用户的血管外周阻力情况。

附图说明

- [0039] 通过参考下面的附图,可以更为完整地理解本发明的示例性实施方式;
- [0040] 图1为本发明具体实施方式的一种用于检测血管阻力的智能诊脉方法的流程图;
- [0041] 图2为本发明具体实施方式的一个周期内脉波幅值与时值关系的脉图;
- [0042] 图3为本发明具体实施方式的一种用于检测血管阻力的智能诊脉系统的结构图。

具体实施方式

[0043] 现在参考附图介绍本发明的示例性实施方式,然而,本发明可以用许多不同的形式来实施,并且不局限于此处描述的实施例,提供这些实施例是为了详尽地且完全地公开本发明,并且向所属技术领域的技术人员充分传达本发明的范围。对于表示在附图中的示例性实施方式中的术语并不是对本发明的限定。在附图中,相同的单元/元件使用相同的附图标记。

[0044] 除非另有说明,此处使用的术语(包括科技术语)对所属技术领域的技术人员具有通常的理解含义。另外,可以理解的是,以通常使用的词典限定的术语,应当被理解为与其相关领域的语境具有一致的含义,而不应该被理解为理想化的或过于正式的意义。

[0045] 图1为本发明具体实施方式的一种用于检测血管阻力的智能诊脉方法的流程图;如图1所示,所述方法包括:

[0046] 步骤110,对脉波数据进行采集;

[0047] 所述脉波数据的采集可以以多种方式实现,例如:

[0048] 方式一:测量心电信号,对所述心电信号进行解析,提取出脉波数据;

[0049] 方式二:通过将压力传感器设置于被测用户桡动脉经过的腕部,测量用户的脉波波动对压力传感器的影响,进而获得脉波数据。

[0050] 方式三:采用光电容积法获得脉波数据,其使用的传感器由光源和光电变换器两部分组成,通过绑带或夹子固定在病人的手指或耳垂上。光源一般采用对动脉血中氧和血红蛋白有选择性的一定波长(500nm~700nm)的发光二极管。当光束透过人体外周血管,由于动脉搏动充血容积变化导致这束光的透光率发生改变,此时由光电变换器接收经人体组织反射的光线,转变为电信号并将其放大和输出,进而获得脉波数据。步骤120,对采集获得的脉波数据进行时域分析,获得特征参数;所述特征参数包括主波幅度以及降中峡幅度;

[0051] 所述对采集获得的脉波数据进行时域分析具体包括:

[0052] 步骤121,对所述脉波数据进行滤波处理;

[0053] 所述对滤波处理包括对脉波数据中的异常值通过抖动标记法进行剔除,并通过低通滤波的方式将呼吸对脉波数据的影响剔除;

[0054] 进一步的,所述滤波处理还可通过滑动窗口平滑处理方法、小波阈值去噪方法等对脉波数据进行滤波处理,获得平滑清晰的脉波数据;

[0055] 步骤122,对所述滤波处理后的脉波数据进行分析,截取一个完整周期;

[0056] 如图2所示,所述一个完整的脉波周期中具有多个特征参数,具体包括:主波幅度 h_1 ,主波峡幅度 h_2 ,重搏前波幅度 h_3 ,降中峡幅度 h_4 ,重搏波幅度 h_5 ,及脉波起点到各波峰、波谷点的时值 t_1 、 t_2 、 t_3 、 t_4 、 t_5 以及脉动周期 t 。

[0057] 主波幅度 h_1 ,为主波峰顶到脉搏波图基线的高度(基线与时间轴平行时)。主要反映左心室的射血功能和大动脉的顺应性,即左心室收缩力强,大动脉顺应性好的状态下, h_1 高大,反之则小。

[0058] 主波峡幅度 h_2 ,是主波与重搏前波之间的一个低谷的幅度。其生理意义与 h_3 一致,脉图分析时往往可略去。

[0059] 重搏前波幅度 h_3 ,为重搏前波峰顶到脉搏波图基线的高度。主要反映动脉血管弹性和外周阻力状态。如动脉血管由于管壁张力高,或者硬化,或者外周阻力增高时,均可引起 h_3 幅度增高。重搏前波抬高一般伴随其时相的提前,反映了动脉血管高张力、高阻力状态时,脉搏反射波传导速度的增快。

[0060] 降中峡幅度 h_4 ,为降中峡谷底到脉搏波图基线的高度。降中峡高度主要反映动脉血管外周阻力的大小,外周阻力增加时,表现为 h_4 增加;反之降低。

[0061] 重搏波幅度 h_5 ,为重搏波峰顶到降中峡谷底所作的基线平行线之间的高度。重搏波幅度 h_5 主要反映大动脉的弹性(顺应性)和主动脉瓣功能情况,当大动脉顺应性降低时, h_5 减少,或者主动脉瓣硬化、闭锁不全时 h_5 可以为0(重搏波峰顶与降中峡谷底同一水平),甚至出现负值(重搏波峰顶低于降中峡谷底水平)。

[0062] t_1 为脉图起点到主波峰点的时值。 t_1 对应于左心室的快速射血期。

[0063] t_2 为脉图起始点到主波峡之间的时值。

[0064] t_3 为脉图起始点到重搏前波之间的时值。

[0065] t_4 为脉图起始点到降中峡之间的时值, t_4 对应于左心室的收缩期。

[0066] t_5 为降中峡到脉图终止点之间的时值, t_5 对应于左心室的舒张期。

[0067] t :为脉图起始点到终止点的时值。对应于左心室的一个心动周期,亦称为脉动周期。但当心房颤动、或期外收缩时,脉图与心电图的心动周期不完全一致。

[0068] 步骤123,识别所述周期内包括主波峰以及降中峡的特征,获得包括所述主波幅度以及降中峡幅度的特征参数;

[0069] 即获得所述主波幅度 h_1 和降中峡幅度 h_4 。

[0070] 步骤130,根据所述特征参数以及预设规则计算获得血管阻力系数;

[0071] 所述血管阻力系数计算的预设规则为:

[0072] $p = k * h_4 / h_1 + a$

[0073] 其中, h_1 为主波峰幅度, h_4 为降中峡幅度, k 及 a 为修正系数。

[0074] 步骤140,根据预设规则对血管阻力系数进行评估,获得血管阻力评估结果。

[0075] 所述根据预设规则对血管阻力系数进行评估,具体包括:

[0076] 步骤141,根据历史数据对血管阻力系数与血管阻力情况进行线性关系分析,并根据历史数据中血管阻力情况对血管阻力系数设置 N 个阈值,并划分等级,获得 $N+1$ 个递进的等级;

[0077] 步骤142,将所述血管阻力系数与所述 N 个阈值进行对比,确定所述血管阻力系数

所在等级,并输出所在等级的评估结果。

[0078] 本实施例中,可以通过三个阈值将等级分为较低、中等、较高、过高四个等级,通过对血管阻力系数的判断,确定属于哪一等级。

[0079] 进一步的,为提高计算的准确性,防止一个周期的异常情况导致测量不准确,在对所述滤波处理后的脉波数据进行分析时,截取多个完整周期,并获得对应每个周期的一组特征参数;

[0080] 根据每组特征参数计算获得每个周期对应的血管阻力系数;

[0081] 计算获得多组血管阻力系数的均值,根据所述血管阻力系数均值获得血管阻力评估结果。

[0082] 图3为本发明具体实施方式的一种用于检测血管阻力的智能诊脉系统的结构图。如图3所示,所述系统包括:

[0083] 采集单元310,所述采集单元310用于对脉波数据进行采集;

[0084] 时域分析单元320,所述时域分析单元320用于对采集获得的脉波数据进行时域分析,获得特征参数;所述特征参数包括主波幅度以及降中峡幅度;

[0085] 进一步的,所述时域分析单元320用于对所述脉波数据进行滤波处理;

[0086] 所述时域分析单元320对所述滤波处理后的脉波数据进行分析,截取一个完整周期;

[0087] 所述时域分析单元320识别所述周期内包括主波峰以及降中峡的特征,获得包括所述主波幅度以及降中峡幅度的特征参数。

[0088] 血管阻力系数计算单元330,所述血管阻力系数计算单元330用于根据所述特征参数以及预设规则计算获得血管阻力系数;

[0089] 进一步的,所述血管阻力系数计算单元330计算血管阻力系数的预设规则为:

[0090]
$$p=k \cdot h_4/h_1+a$$

[0091] 其中, h_1 为主波峰幅度, h_4 为降中峡幅度, k 及 a 为修正系数。

[0092] 评估单元340,所述评估单元340用于根据预设规则对血管阻力系数进行评估,获得血管阻力评估结果。

[0093] 进一步的,所述评估单元340用于根据历史数据对血管阻力系数与血管阻力情况进行线性关系分析,并根据历史数据中血管阻力情况对血管阻力系数设置 N 个阈值,并划分等级,获得 $N+1$ 个递进的等级;

[0094] 所述评估单元340将所述血管阻力系数与所述 N 个阈值进行对比,确定所述血管阻力系数所在等级,并输出所在等级的评估结果。

[0095] 进一步的,所述时域分析单元320用于对所述滤波处理后的脉波数据进行分析,截取多个完整周期,并获得对应每个周期的一组特征参数;

[0096] 所述血管阻力系数计算单元330根据每组特征参数计算获得每个周期对应的血管阻力系数;

[0097] 所述评估单元340计算获得多组血管阻力系数的均值,根据所述血管阻力系数均值获得血管阻力评估结果。

[0098] 在此处所提供的说明书中,说明了大量具体细节。然而,能够理解,本公开的实施例可以在没有这些具体细节的情况下实践。在一些实例中,并未详细示出公知的方法、结构

和技术,以便不模糊对本说明书的理解。

[0099] 本领域那些技术人员可以理解,可以对实施例中的设备中的模块进行自适应性地改变并且把它们设置在与该实施例不同的一个或多个设备中。可以把实施例中的模块或单元或组件组合成一个模块或单元或组件,以及此外可以把它分成多个子模块或子单元或子组件。除了这样的特征和/或过程或者单元中的至少一些是相互排斥之外,可以采用任何组合对本说明书(包括伴随的权利要求、摘要和附图)中公开的所有特征以及如此公开的任何方法或者设备的所有过程或单元进行组合。除非另外明确陈述,本说明书(包括伴随的权利要求、摘要和附图)中公开的每个特征可以由提供相同、等同或相似目的的替代特征来代替。本说明书中涉及到的步骤编号仅用于区别各步骤,而并不用于限制各步骤之间的时间或逻辑的关系,除非文中有明确的限定,否则各个步骤之间的关系包括各种可能的情况。

[0100] 此外,本领域的技术人员能够理解,尽管在此所述的一些实施例包括其它实施例中包括的某些特征而不是其它特征,但是不同实施例的特征的组合意味着处于本公开的范围之内并且形成不同的实施例。例如,在权利要求书中所要求保护的实施例的任意之一都可以以任意的组合方式来使用。

[0101] 本公开的各个部件实施例可以以硬件实现,或者以在一个或者多个处理器上运行的软件模块实现,或者以它们的组合实现。本公开还可以实现为用于执行这里所描述的方法的一部分或者全部的设备或者系统程序(例如,计算机程序和计算机程序产品)。这样的实现本公开的程序可以存储在计算机可读介质上,或者可以具有一个或者多个信号的形式。这样的信号可以从因特网网站上下载得到,或者在载体信号上提供,或者以任何其他形式提供。

[0102] 应该注意的是上述实施例对本公开进行说明而不是对本公开进行限制,并且本领域技术人员在不脱离所附权利要求的范围的情况下可设计出替换实施例。单词“包含”不排除存在未列在权利要求中的元件或步骤。位于元件之前的单词“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。本公开可以借助于包括有若干不同元件的硬件以及借助于适当编程的计算机来实现。在列举了若干系统的单元权利要求中,这些系统中的若干个可以是通过同一个硬件项来具体体现。

[0103] 以上所述仅是本公开的具体实施方式,应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本公开精神的前提下,可以作出若干改进、修改、和变形,这些改进、修改、和变形都应视为落在本申请的保护范围内。

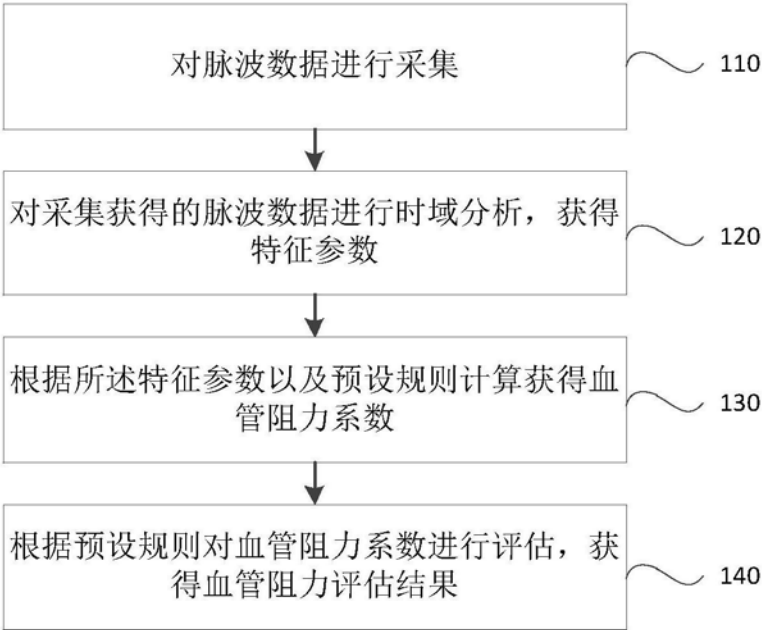


图1

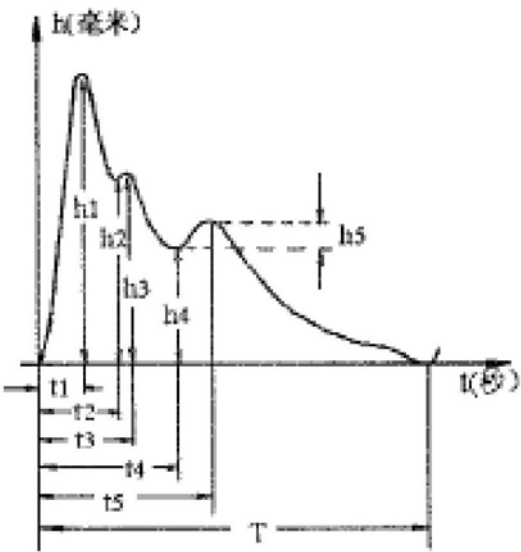


图2



图3

专利名称(译)	一种用于检测血管阻力的智能诊脉方法及系统		
公开(公告)号	CN110916624A	公开(公告)日	2020-03-27
申请号	CN201911157222.3	申请日	2019-11-22
[标]申请(专利权)人(译)	新绎健康科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	新绎健康科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	新绎健康科技有限公司		
[标]发明人	高明杰 汤青 宋臣 宿天赋 张士磊		
发明人	高明杰 汤青 宋臣 宿天赋 张士磊		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/02028 A61B5/7203 A61B5/7235		
代理人(译)	郭欣欣		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种用于检测血管阻力的智能诊脉方法及系统，所述方法包括：对脉波数据进行采集；对采集获得的脉波数据进行时域分析，获得特征参数；所述特征参数包括主波幅度以及降中峡幅度；根据所述特征参数以及预设规则计算获得血管阻力系数；根据预设规则对血管阻力系数进行评估，获得血管阻力评估结果；所述方法及系统通过脉象采集设备检测脉搏波信号，对其波形进行时域分析，利用相关特征值的进一步计算得出动脉血管阻力系数，据此判断患者的血管硬度，有助于预测或者诊断心血管疾病潜在的危险，为心血管疾病的预防和治疗争取宝贵时间；所述方法及系统操作简单，不会对人体造成损伤，可以较为快速、直观地反应出用户的血管外周阻力情况。

