



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110464302 A

(43)申请公布日 2019.11.19

(21)申请号 201910752731.4

(22)申请日 2019.08.15

(71)申请人 天津市天中依脉科技开发有限公司
地址 300000 天津市滨海新区滨海高新区
华苑产业区物华道2号A座539、540、
541室

(72)发明人 周鹏 杨成 孙士松

(74)专利代理机构 北京沁优知识产权代理事务
所(普通合伙) 11684
代理人 郭峰

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

一种快速无级气动加压采集脉象的系统和
方法

(57)摘要

本发明公开了一种快速无级气动加压采集脉象的系统和方法，系统包括气路模块、压力传感器、供电模块、信号调整模块和微控制器模块，气路模块用于采集脉搏信息，压力传感器用于将采集到的脉搏信息传输给信号调整模块；方法包括如下步骤：步骤一：采集脉象信息，从脉象仪获取脉象数据；步骤二：对采集到的脉搏信号进行纠漂处理，获取不同压力下脉象数据，进而对其时域特征参数进行提取；步骤三：利用ILP算法对每个周期脉图主波峰峰值提取，并以峰值对应的压力为横坐标，绘制散点图并拟合成波峰值-压力趋势图。本发明能够充分模拟中医师取脉的过程获取最佳取脉压力下的脉象数据，误差小，精确程度高。



1. 一种快速无级气动加压采集脉象的系统,其特征在于:该快速无级气动加压采集脉象的系统包括气路模块、压力传感器、供电模块、信号调整模块和微控制器模块,所述气路模块用于采集脉搏信息,所述压力传感器用于将采集到的脉搏信息传输给信号调整模块,所述供电模块为整个系统提供电源,所述信号调整模块用于对采集的脉象信号进行放大和滤波处理。

2. 根据权利要求1所述的快速无级气动加压采集脉象的系统,其特征在于:所述气路模块包括气泵、气囊、放气阀及气压缓冲瓶,所述气泵、气囊、放气阀和气压缓冲瓶之间通过气体管路相连接。

3. 根据权利要求2所述的快速无级气动加压采集脉象的系统,其特征在于:所述放气阀安装于所述气囊上,控制气囊的充气和放气。

4. 根据权利要求1所述的快速无级气动加压采集脉象的系统,其特征在于:所述信号调整模块是对传感器采集并转换后的脉象信号进行差分放大,对经过放大后的脉象信号进行滤波处理并将其分离为两路信号,用来表征取脉压力与绘制脉象波形图;所述微控制器模块用于对气路控制模块进行控制,当气路控制模块开始工作,气路控制模块将脉象信号通过压力传感器传输给信号调整模块。

5. 一种快速无级气动加压采集脉象的方法,其特征在于:包括如下步骤:

步骤一:采集脉象信息,从脉象仪获取脉象数据;

步骤二:对采集到的脉搏信号进行纠漂处理,获取不同压力下脉象数据,进而使用极值阈值法对其时域特征参数进行提取;

步骤三:利用归纳程序逻辑设计(Inductive Logic Programming, ILP)算法对每个周期脉图主波峰峰值提取,并以峰值对应的压力为横坐标,绘制脉图主波峰值随压力变化的散点图并拟合成波峰值-压力趋势图。

6. 根据权利要求5所述的快速无级气动加压采集脉象的方法,其特征在于:所述步骤二中,采用极值阈值法对其时域特征参数进行提取的步骤如下:

步骤一:按照ILP计算得到峰峰值,得到每个周期的下降支;

步骤二:寻找每个下降支距离最低点1/5处,记为P点,从最高点到P点中寻找潮波与重搏波,该步的目的是去除多余抖动;

步骤三:计算每个周期最高点到P点成对的极点个数,分为3种情况:

1) 极点对数为2,则距离最高点近的极大值点为潮波,另一个极值点为降中峡和重搏波;

2) 极点对数为1,则该对极值点为降中峡和重搏波,最高点到该点的中点定义为潮波;

3) 极点个数为0,对该段脉象寻找拐点,即求二次导为0处为降中峡与重搏波,此情况认为潮波不存在;

提取完特征点之后,求取对应于各个特征点的时域参数即可。

7. 根据权利要求5所述的快速无级气动加压采集脉象的方法,其特征在于:所述纠漂处理过程是基于归纳程序逻辑设计(Inductive Logic Programming, ILP)的三次样条插值法去除基线漂移[56, 57]。

8. 根据权利要求7所述的快速无级气动加压采集脉象的方法,其特征在于:所述三次样条插值法去除基线漂移的过程如下:

首先标记每个脉搏周期的起点,将周期设定为一个能够连续平行移动的窗口,将每个窗口的最低点连接作为基点进行三次样条插值来拟合基线,原始的脉象信号减去拟合基线则得到平稳的脉象信号,通过自相关函数来计算混有噪声周期性信号的周期;

自相关是对随机信号的时域描述,即信号在两个任意时刻的瞬时值间的相互关系,式1-1表示随机信号的自相关性:

$$R_x(t_1, t_2) = E\{x(t_1)x(t_2)\} = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} x_1 x_2 p_2(x_1, x_2; t_1, t_2) dx_1 dx_2 \quad (1-1)$$

平稳随机信号的统计学意义不受其时间起点影响,因此其自相关函数是时间间隔 τ 的函数,如式1-2所示:

$$R_x(\tau) = E\{X(t)X(t+\tau)\} \quad (1-2)$$

脉搏信号的自相关函数在信号周期的整数倍处会出现峰值,只需要检测峰值的位置即可得到其周期。

9.根据权利要求8所述的快速无级气动加压采集脉象的方法,其特征在于:为了更加便捷准确获得其周期,将脉象信号分割成多个数据长度为10倍采样率的数据段,提取每段数据的前三个峰值,连续两个峰值对应的时间差即为一个周期,对于获取的信号周期求其去尾平均数获得脉象信号的周期。

10.根据权利要求9所述的快速无级气动加压采集脉象的方法,其特征在于:确定了脉象信号的周期即确定移动窗口的宽度,重叠移动过程中的最低点就是离散的点,利用插值法将这些离散的最低点拟合成连续的基线,在窗口移动过程中需要注意相邻的两点间的距离过大导致遗漏数据点,选用三次多项式来拟合相邻两个最低点之间的连线,拟合公式如式1-3所示:

$$S_i(x) = a_i + b_i(x - x_i) + c_i(x - x_i)^2 + d_i(x - x_i)^3 \quad (1-3)$$

其中*i*为自然数,*a_i*,*b_i*,*c_i*,*d_i*代表4*n*个未知系数。

一种快速无级气动加压采集脉象的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及中医医疗技术领域,尤其涉及一种快速无级气动加压采集脉象的系统和方法。

背景技术

[0002] 采集脉象是由动脉搏动的显现部位(深、浅)、速率(快、慢)、强度(有力、无力)、节律(整齐与否、有无歇止)和形态等方面组成的。脉象是中医辨证的一个重要依据,对分辨疾病的原因,推断疾病的变化,识别病情的真假,判断疾病的预后等,都具有重要的临床意义。

[0003] 由于脉为血之府,贯通全身,所以人体脏腑发生病变,往往反映于脉,有时在症状还未充分显露之前,脉象已经发生了改变。所以,中医取脉作为中国的传统文化流传至今。

[0004] 为了更好的模拟中医取脉过程,当前中医脉象采集设备在气路控制方面多采用梯度加压,设定固定梯度压力采集相应压力下的脉象信号,但是该梯度加压的方式采集到的脉象数据都是固定压力下的,每个个体其最佳取脉压力会有所不同,因没有考虑到个体差异性,存在一定的误差,导致采集相应压力下的脉象信号精确程度不高。

发明内容

[0005] 为了解决上述问题,本发明提供了一种快速无级气动加压采集脉象的系统及方法,采用“快速无级气动加压—连续缓慢减压”的系统模式,能够获取全压力梯度下的脉象数据,进而通过分析全压力梯度下的最佳脉压趋势图,能够充分模拟中医师取脉的过程获取最佳取脉压力下的脉象数据,误差小,精确程度高。

[0006] 为实现上述目的,本发明提供如下一种技术方案:

[0007] 一种快速无级气动加压采集脉象的系统,该快速无级气动加压采集脉象的系统包括气路模块、压力传感器、供电模块、信号调整模块和微控制器模块,所述气路模块用于采集脉搏信息,所述压力传感器用于将采集到的脉搏信息传输给信号调整模块,所述供电模块为整个系统提供电源,所述信号调整模块用于对采集的脉象信号进行放大和滤波处理。

[0008] 进一步地,所述气路模块包括气泵、气囊、放气阀及气压缓冲瓶,所述气泵、气囊、放气阀和气压缓冲瓶之间通过气体管路相连接。

[0009] 进一步地,所述放气阀安装于所述气囊上,控制气囊的充气和放气。

[0010] 进一步地,所述信号调整模块是对传感器采集并转换后的脉象信号进行差分放大,对经过放大后的脉象信号进行滤波处理并将其分离为两路信号,用来表征取脉压力与绘制脉象波形图,所述微控制器模块用于对气路控制模块进行控制,当气路控制模块开始工作,气路控制模块将脉象信号通过压力传感器传输给信号调整模块。

[0011] 为实现上述目的,本发明提供如下另一种技术方案:

[0012] 一种快速无级气动加压采集脉象的方法,包括如下步骤:

[0013] 步骤一:采集脉象信息,从脉象仪获取脉象数据;

[0014] 步骤二:对采集到的脉搏信号进行纠漂处理,获取不同压力下脉象数据,进而对其

时域特征参数进行提取,纠漂处理运用ILP算法求取的;

[0015] 步骤三:利用归纳程序逻辑设计(Inductive Logic Programming,ILP)算法对每个周期脉图主波峰峰值提取,并以峰值对应的压力为横坐标,绘制脉图主波峰值随压力变化的散点图并拟合成波峰值-压力趋势图。

[0016] 进一步地,上述步骤二中,采用极值阈值法对其时域特征参数进行提取的步骤如下:

[0017] 步骤一:按照ILP计算得到峰峰值,得到每个周期的下降支;

[0018] 步骤二:寻找每个下降支距离最低点1/5处,记为P点,从最高点到P点中寻找潮波与重搏波,该步的目的是去除多余抖动;

[0019] 步骤三:计算每个周期最高点到P点成对的极点个数,分为3种情况:

[0020] 1) 极点对数为2,则距离最高点近的极大值点为潮波,另一个极值点为降中峡和重搏波;

[0021] 2) 极点对数为1,则该对极值点为降中峡和重搏波,最高点到该点的中点定义为潮波;

[0022] 3) 极点个数为0,对该段脉象寻找拐点,即求二次导为0处为降中峡与重搏波,此情况认为潮波不存在;

[0023] 提取完特征点之后,求取对应于各个特征点的时域参数即可。

[0024] 进一步地,所述纠漂处理过程是基于归纳程序逻辑设计(Inductive Logic Programming,ILP)的三次样条插值法去除基线漂移[56,57]。

[0025] 进一步地,所述三次样条插值法去除基线漂移的过程如下:

[0026] 首先标记每个脉搏周期的起点,将周期设定为一个能够连续平行移动的窗口,将每个窗口的最低点连接作为基点进行三次样条插值来拟合基线,原始的脉象信号减去拟合基线则得到平稳的脉象信号,通过自相关函数来计算混有噪声周期性信号的周期;

[0027] 自相关是对随机信号的时域描述,即信号在两个任意时刻的瞬时值间的相互关系,式1-1表示随机信号的自相关性:

$$[0028] R_x(t_1, t_2) = E\{x(t_1)x(t_2)\} = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} x_1 x_2 p_2(x_1, x_2; t_1, t_2) dx_1 dx_2 \quad (1-1)$$

[0029] 平稳随机信号的统计学意义不受其时间起点影响,因此其自相关函数是时间间隔 τ 的函数,如式1-2所示:

$$[0030] R_x(\tau) = E\{X(t)X(t+\tau)\} \quad (1-2)$$

[0031] 脉搏信号的自相关函数在信号周期的整数倍处会出现峰值,只需要检测峰值的位置即可得到其周期。

[0032] 进一步地,为了更加便捷准确获得其周期,将脉象信号分割成多个数据长度为10倍采样率的数据段,提取每段数据的前三个峰值,连续两个峰值对应的时间差即为一个周期,对于获取的信号周期求其去尾平均数获得脉象信号的周期。

[0033] 进一步地,确定了脉象信号的周期即确定移动窗口的宽度,重叠移动过程中的最低点就是离散的点,利用插值法将这些离散的最低点拟合成连续的基线,在窗口移动过程中需要注意相邻的两点间的距离过大导致遗漏数据点,选用三次多项式来拟合相邻两个最低点之间的连线,拟合公式如式1-3所示:

[0034] $S_i(x) = a_i + b_i(x - x_i) + c_i(x - x_i)^2 + d_i(x - x_i)^3 \quad (1-3)$

[0035] 其中 i 为自然数, a_i, b_i, c_i, d_i 代表 $4n$ 个未知系数。

[0036] 与现有技术相比, 本发明的有益效果如下:

[0037] 1) 本发明气路模块的设计采用“快速无级气动加压-连续缓慢减压”模式, 能够获取全压力梯度下脉象数据, 进而分析全压力梯度的最佳脉压趋势图, 能够充分模拟中医师取脉的过程获取最佳取脉压力下的脉象数据, 误差小, 采集脉搏信息的精确程度高。

[0038] 2) 本发明的气路模块主要由气泵、气囊、放气阀及气压缓冲瓶组成; 在气路模块开始工作时, 气泵为气囊充气, 此时处于快速无级气动加压模式, 达到最大取脉压力后, 气泵停止加压, 此时放气阀缓慢释放气囊气压, 取脉压力逐渐变小至初始压力, 采集脉象信息中间不需要间断, 适用于中医脉诊时为医生提供有效精确的脉搏数据。

[0039] 3) 本发明通过对数据的分析归纳, 更为精确的知晓病人的脉象信息, 避免没有考虑到个体差异性, 而存在一定的误差, 导致采集相应压力下的脉象信号精确程度不高。

附图说明

[0040] 图1为本发明采集脉象系统的采集模块示意图;

[0041] 图2为本发明采集脉象系统的流程框图;

[0042] 图3为本发明采集脉象系统的控制过程图;

[0043] 图4为本发明主波峰值随压力变化的主波幅值-压力值趋势图;

[0044] 图5为本发明拟合而成的脉象信号图;

[0045] 图6为本发明脉搏信号基线纠漂过程示意图;

[0046] 图7为本发明气路模块的俯视图;

[0047] 图8为本发明气路模块的主视图;

[0048] 图9为本发明气路模块的左视图。

[0049] 图中: 1-气泵, 2-气囊, 3-放气阀, 4-气压缓冲瓶, 5-气体管路, 6-安装基板。

具体实施方式

[0050] 下面将结合本发明实施例中的附图, 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。基于本发明中的实施例, 本领域普通技术人员在没做出创造性劳动前提下所获得的所其他实施例, 都属于本发明保护的范围。

[0051] 需要说明的是, 当组件被称为“固定于”另一个组件, 它可以直接在另一个组件上或者也可以存在居中的组件。当一个组件被认为是“连接”另一个组件, 它可以是直接连接到另一个组件或者可能同时存在居中组件。当一个组件被认为是“设置于”另一个组件, 它可以是直接设置在另一个组件上或者可能同时存在居中组件。本文所使用的术语“垂直的”、“水平的”、“左”、“右”以及类似的表述只是为了说明的目的。

[0052] 请参阅图1-6, 本发明提供一种快速无级气动加压采集脉象的系统, 该快速无级气动加压采集脉象的系统包括气路模块、压力传感器、供电模块、信号调整模块和微控制器模块, 其中, 气路模块用于采集脉搏信息, 压力传感器用于将采集到的脉搏信息传输给信号调整模块, 信号调整模块是对压力传感器采集并转换后的脉象信号进行差分放大, 对经过放

大后的脉象信号进行滤波处理并将其分离为两路信号,用来表征取脉压力与绘制脉象波形图;微控制器模块用于对气路控制模块进行控制,当气路控制模块开始工作,气路控制模块将脉象信号通过压力传感器传输给信号调整模块。

[0053] 具体地,请参阅图7-9,上述气路模块包括气泵1、气囊2、放气阀3及气压缓冲瓶4,所述气泵1、气囊2、放气阀3和气压缓冲瓶4之间通过气体管路5相连接。放气阀3安装于所述气囊2上,控制气囊2的充气和放气,采用该气路模块进行脉象信息采集,中间过程无需停止,能获取全压力梯度下的脉象信息。

[0054] 为获取最佳取脉压力下的脉象波形图,本系统设计了“快速无级加压-连续缓慢减压”模式,快速无极加压-连续缓慢减压模式代替现有梯度模式,即在压力下降过程中的固定几个点停止降压,并传输信号的模式,改为在压力下降过程中不停止传输信号,即不断地上传信号。这种模式不仅加快了采集脉象的速度至少半分钟,更可以得到全压力梯度下的脉象图,得到更多的信息,提高脉象分类和诊断的准确度。从而能够快速高效获取全压力梯度下的脉象图,具体地获取全压力梯度下的脉象图的步骤为:在连续减压的过程中,压力下降的同时,脉象信号源源不断的上传,以压力为横坐标,采集的脉象信号为纵坐标,绘制出全压力梯度下的脉形图,并对采集到的脉搏信号进行纠漂处理,获取不同压力下脉象数据进而对其时域特征参数进行提取。利用ILP算法对每个周期脉图主波峰峰值提取,并以峰值对应的压力为横坐标,绘制脉图主波峰值随压力变化的散点图并拟合成波峰值-压力趋势。

[0055] 具体地,上述纠漂处理是通过ILP算法得到每个周期脉图的周期起点,即波谷值,将每个波谷值进行三次样条插值处理,并用原信号减去三次样条插值所得到的插值函数,便可以得到去除基线的脉象信号。

[0056] 具体地,对不同压力下脉象数据的时域特征参数进行提取,提出一种新的时域提取方法,命名为极值阈值法,步骤如下:

[0057] 步骤一:按照ILP计算得到峰峰值,得到每个周期的下降支;

[0058] 步骤二:寻找每个下降支距离最低点1/5处,记为P点,从最高点到P点中寻找潮波与重搏波,该步的目的是去除多余抖动;

[0059] 步骤三:计算每个周期最高点到P点成对的极点个数,分为3种情况:

[0060] 1) 极点对数为2,则距离最高点近的极大值点为潮波,另一个极值点为降中峡和重搏波;

[0061] 2) 极点对数为1,则该对极值点为降中峡和重搏波,最高点到该点的中点定义为潮波;

[0062] 3) 极点个数为0,对该段脉象寻找拐点,即求二次导为0处为降中峡与重搏波,此情况认为潮波不存在;

[0063] 提取完特征点之后,求取对应于各个特征点的时域参数即可。

[0064] 本发明提供一种快速无级气动加压采集脉象的方法,该方法包括如下步骤:

[0065] 步骤一:采集脉象信息,从脉象仪获取脉象数据;

[0066] 步骤二:对采集到的脉搏信号进行纠漂处理,获取不同压力下脉象数据,进而使用极值阈值法对其时域特征参数进行提取;

[0067] 步骤三:利用归纳程序逻辑设计(Inductive Logic Programming, ILP)算法对每个周期脉图主波峰峰值提取,并以峰值对应的压力为横坐标,绘制脉图主波峰值随压力变

化的散点图并拟合成波峰值-压力趋势图。

[0068] 进一步地,上述步骤二中,纠漂处理过程是基于归纳程序逻辑设计(Inductive Logic Programming, ILP)的三次样条插值法去除基线漂移[56,57]。

[0069] 三次样条插值法去除基线漂移的过程如下:

[0070] 首先标记每个脉搏周期的起点,将周期设定为一个能够连续平行移动的窗口,将每个窗口的最低点连接作为基点进行三次样条插值来拟合基线,原始的脉象信号减去拟合基线则得到平稳的脉象信号,通过自相关函数来计算混有噪声周期性信号的周期;

[0071] 该算法的关键是寻找信号的周期,由于采集到的脉象信号中会混有部分噪声,自相关函数可用来计算混有噪声周期性信号的周期,因此选用自相关函数来计算脉象信号周期。

[0072] 自相关是对随机信号的时域描述,即信号在两个任意时刻的瞬时值间的相互关系,式1-1表示随机信号的自相关性:

[0073]

$$R_x(t_1, t_2) = E\{x(t_1)x(t_2)\} = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} x_1 x_2 p_2(x_1, x_2; t_1, t_2) dx_1 dx_2 \quad (1-1)$$

[0074] 平稳随机信号的统计学意义不受其时间起点影响,因此其自相关函数是时间间隔 τ 的函数,如式1-2所示:

$$R_x(\tau) = E\{X(t)X(t+\tau)\} \quad (1-2)$$

[0076] 脉搏信号的自相关函数在信号周期的整数倍处会出现峰值,只需要检测峰值的位置即可得到其周期。

[0077] 脉搏信号的自相关函数在信号周期的整数倍处会出现峰值,只需要检测峰值的位置即可得到其周期。为了更加便捷准确获得其周期,将脉象信号分割成多个数据长度为10倍采样率的数据段,提取每段数据的前三个峰值,连续两个峰值对应的时间差即为一个周期,对于获取的信号周期求其去尾平均数获得脉象信号的周期。

[0078] 确定了脉象信号的周期即确定移动窗口的宽度,重叠移动过程中的最低点就是离散的点,利用插值法将这些离散的最低点拟合成连续的基线,在窗口移动过程中需要注意相邻的两点间的距离过大导致遗漏数据点,选用三次多项式来拟合相邻两个最低点之间的连线,拟合公式如式1-3所示:

$$S_i(x) = a_i + b_i(x - x_i) + c_i(x - x_i)^2 + d_i(x - x_i)^3 \quad (1-3)$$

[0080] 其中*i*为自然数,*a_i*,*b_i*,*c_i*,*d_i*代表4n个未知系数。

[0081] 在本发明实施方式中,气路模块的设计是基于本系统中采用的“快速无级气动加压-连续缓慢减压”模式,能够获取全压力梯度下脉象数据,进而分析全压力梯度的最佳脉压趋势图,能够充分模拟中医师取脉的过程获取最佳取脉压力下的脉象数据。该模块主要由气泵1、气囊2、放气阀3及气压缓冲瓶4组成。在气路模块开始工作时,气泵1为气囊2充气,此时处于快速无级气动加压模式,达到最大取脉压力后,气泵1停止加压,此时放气阀3缓慢释放气囊2气压,取脉压力逐渐变小至初始压力。

[0082] 本发明的控制过程如下:首先打开串口,单片机向上位机发送握手标志;上位机发送接收握手标志,表示握手成功;握手成功之后单片机停止发送握手标志;上位机发送加压命令,单片机开始加压;当压力到达135克力且时间小于35秒时,关闭气泵,打开慢放气阀;

如果不是,则加压时间到达35秒时,关闭气泵,打开慢放气阀。

[0083] 等待压力降至125克力时,传出起始标志;当压力到达50克力且时间小于130秒时,传出结束标志,关闭慢放气阀,打开快放气阀;如果不是,则等加压时间到达130秒时,传出结束标志,关闭慢放气阀,打开快放气阀,获得全压力梯度下的脉搏信号,不需要中间停止。

[0084] 本发明的创新点在于:相比原有的脉象采集方法只在固定几个值读取数据,现有方法不仅可以在每个压力下得到数据,得到全压力脉象图,还可以绘制出波峰值-压力趋势,找到哪个压力下得到的脉象信号最大,记为最佳取脉压力,在这个压力点前后取1000个点进行时域计算。该方法可以得到每个人的最佳取脉压力,实现个性化计算。并且新加入的波峰值-压力趋势图在诊断疾病和脉象分类上提供了新的角度的依据,提高了诊断和分类的准确性。

[0085] 在本发明的描述中,需要说明的是,除非另明确的规定和限定,术语“安装”、“设有”、“连接”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接,或一体地连接;可以是机械连接,也可以是电连接或可以相互通讯;可以是直接相连,也可以通过中间媒介间接相连,可以是两个元件内部的连通或两个元件的相互作用关系。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本发明中的具体含义。

[0086] 尽管已经示出和描述了本发明的实施例,对于本领域的普通技术人员而言,可以理解在不脱离本发明的原理和精神的情况下可以对这些实施例进行多种变化、修改、替换和变型,本发明的范围由所附权利要求及其等同物限定。



图1

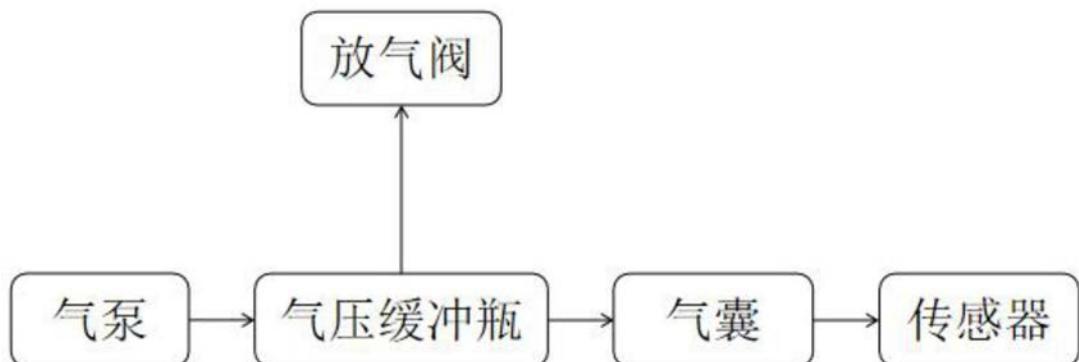


图2

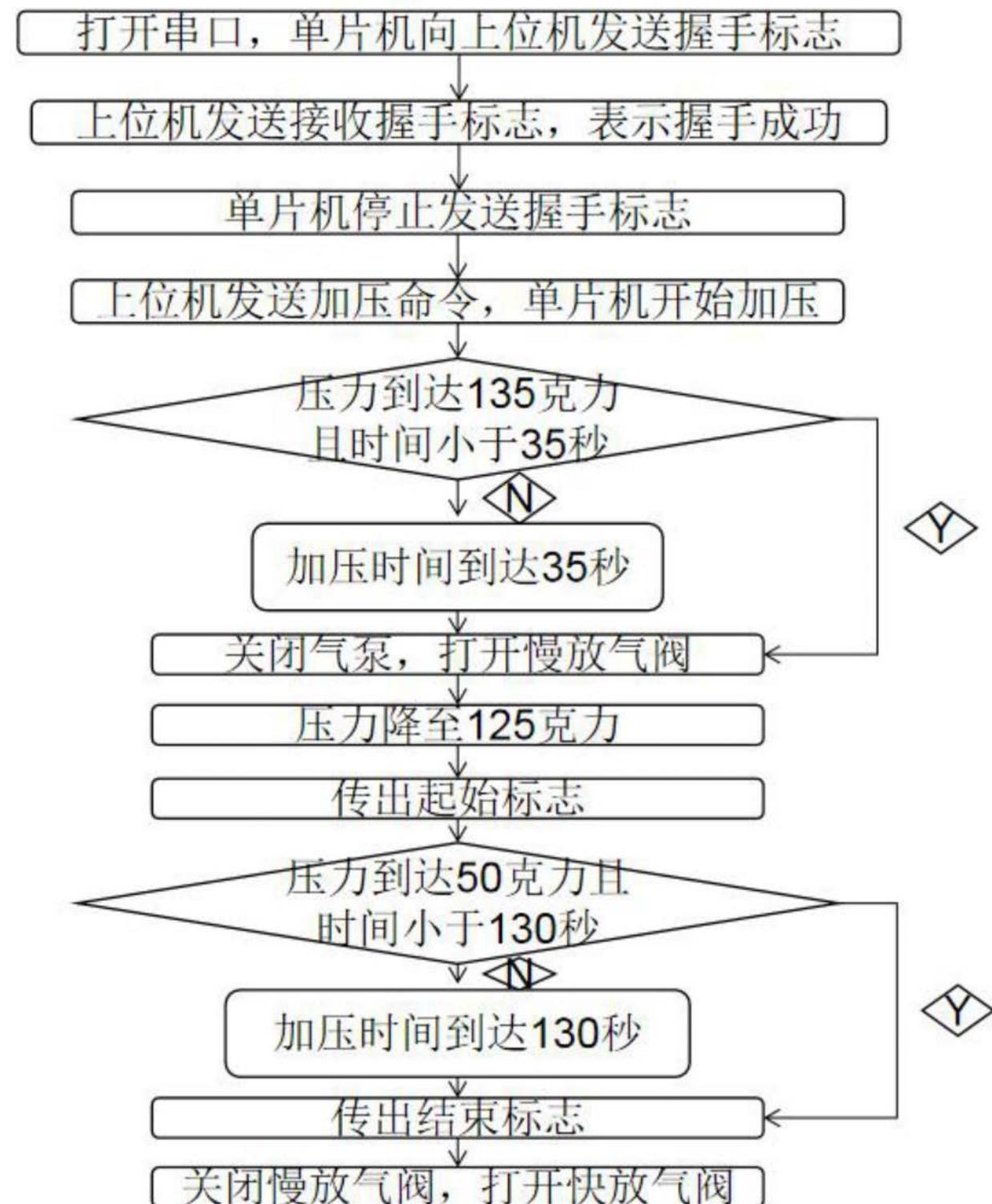


图3

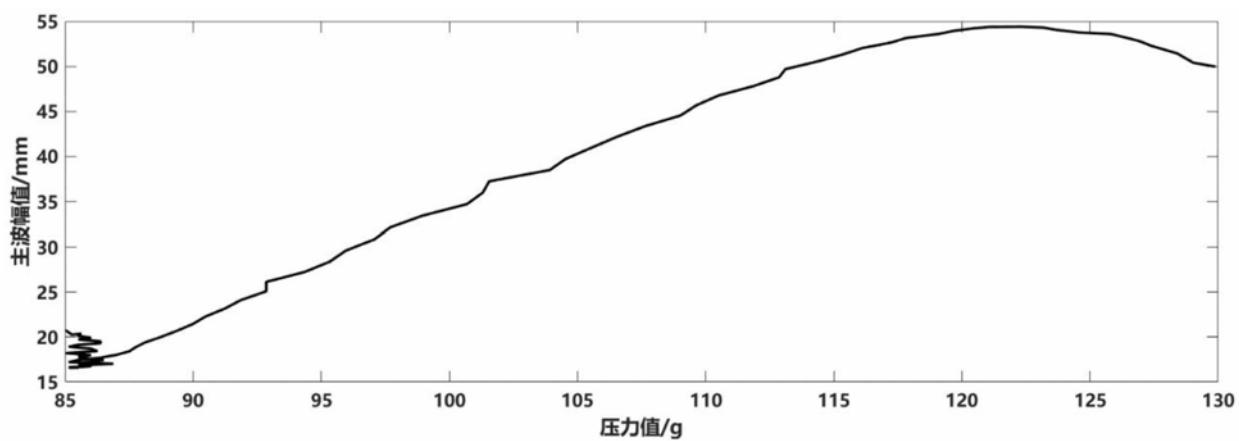


图4

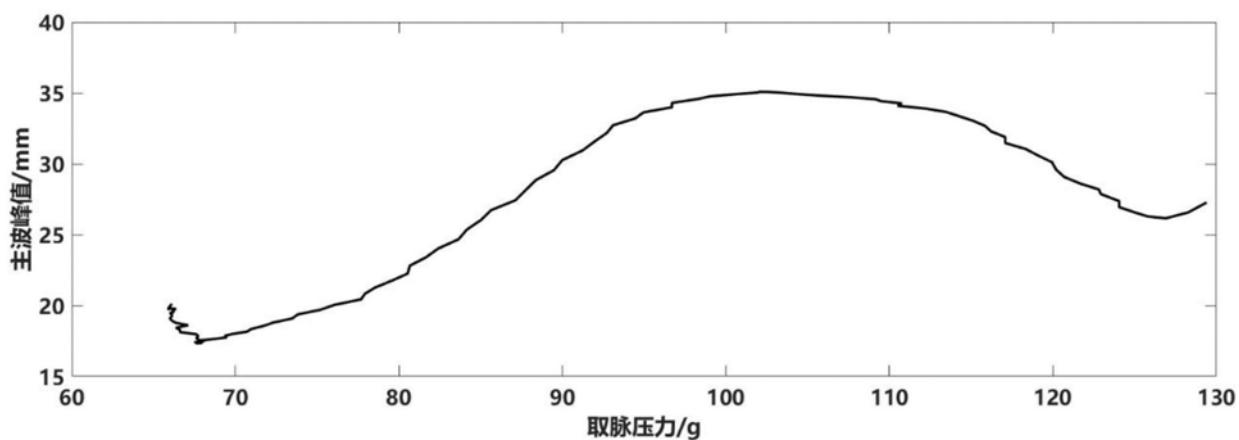


图5

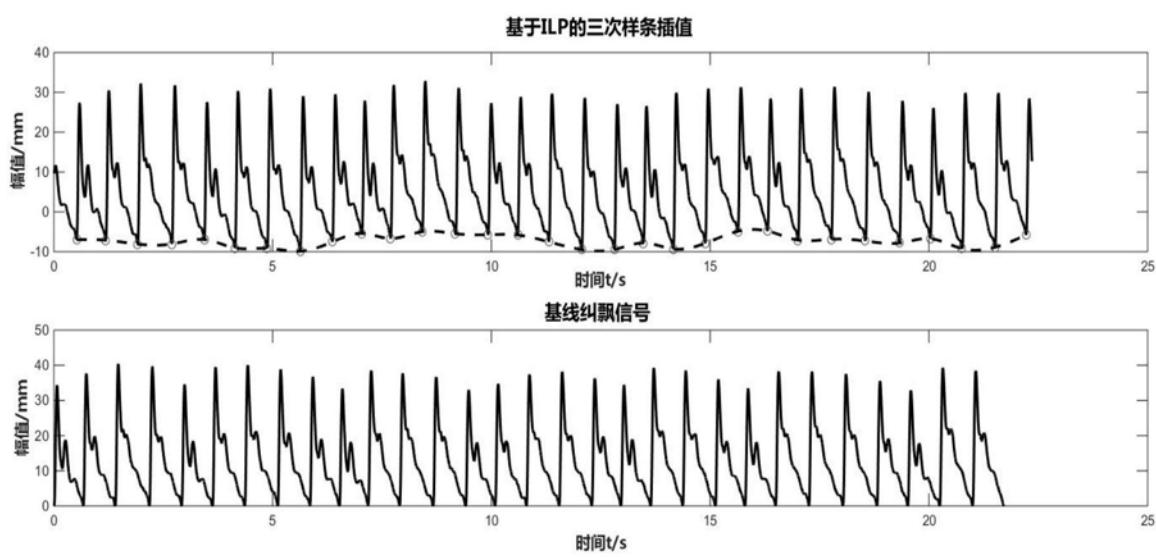


图6

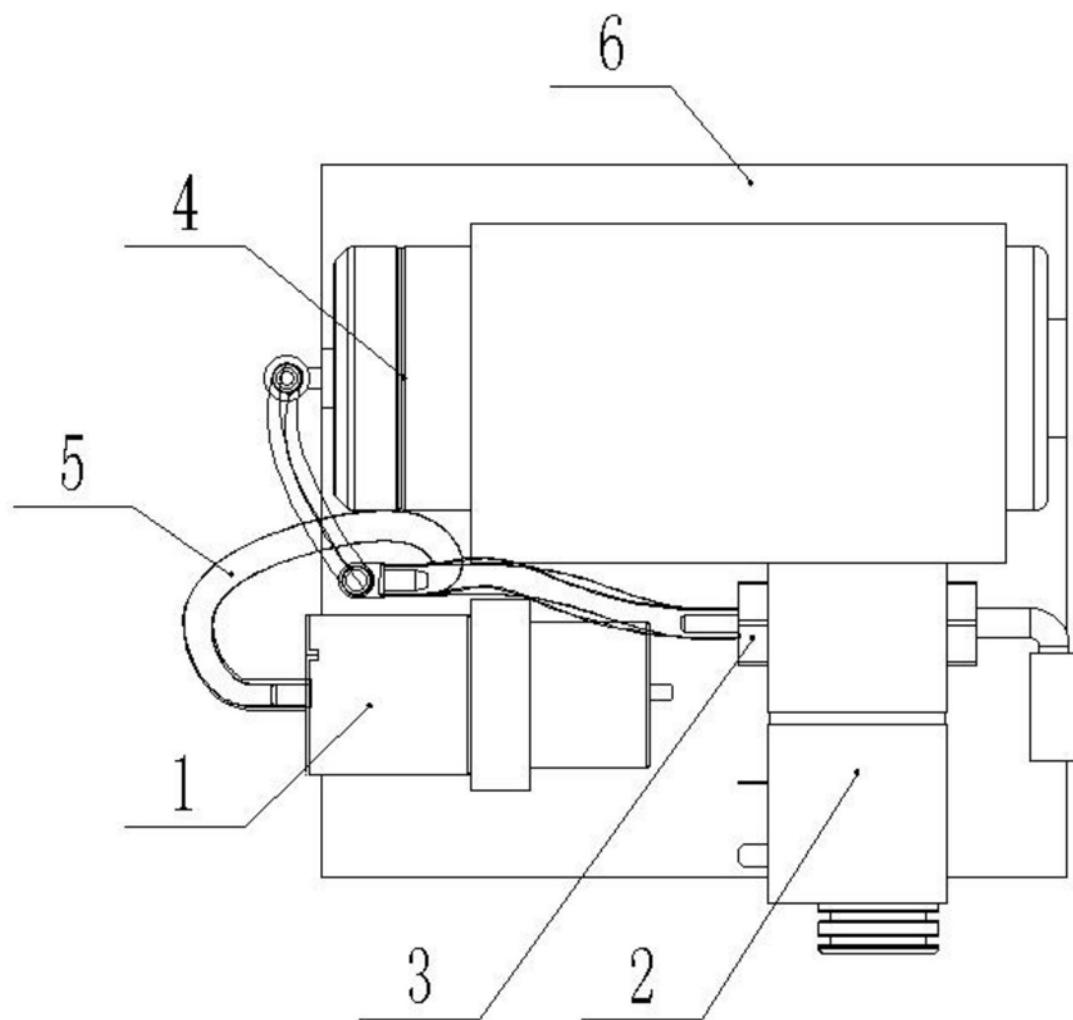


图7

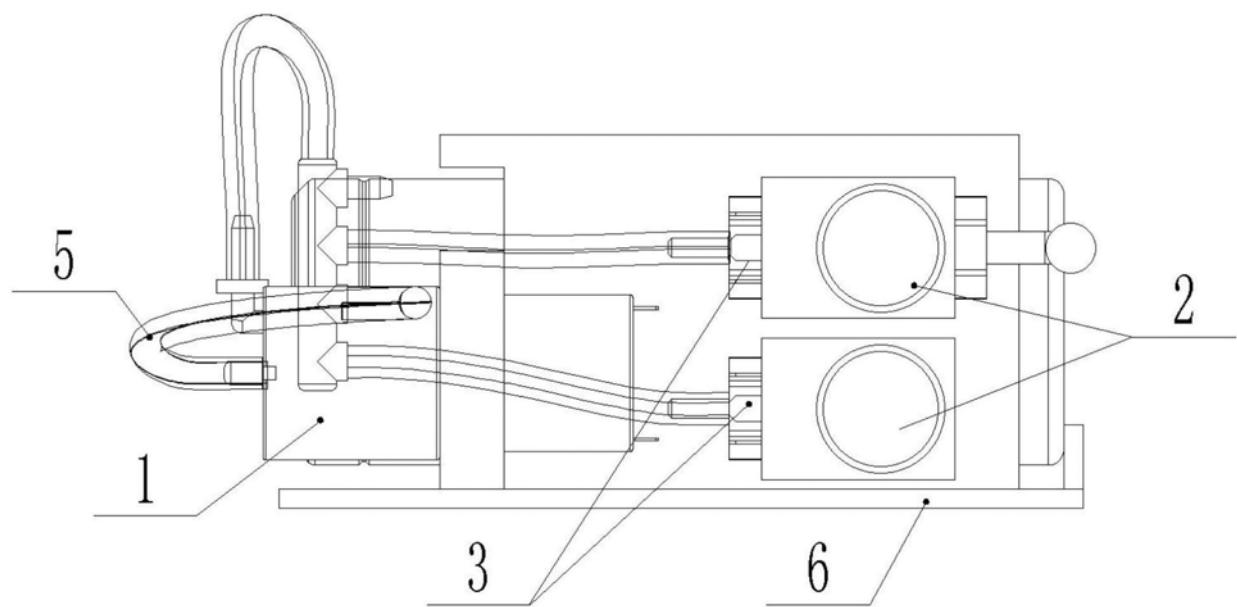


图8

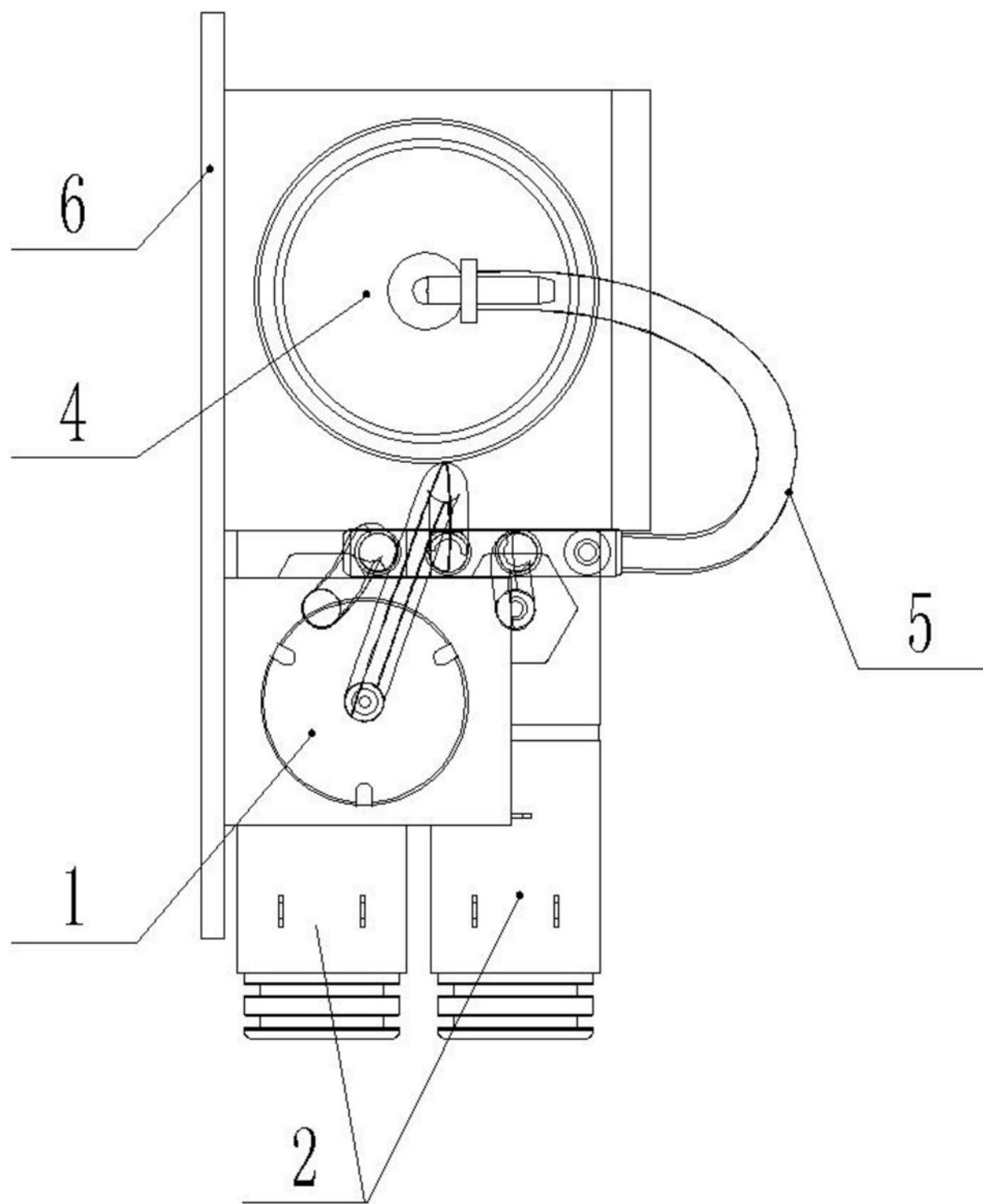


图9

专利名称(译)	一种快速无级气动加压采集脉象的系统和方法		
公开(公告)号	CN110464302A	公开(公告)日	2019-11-19
申请号	CN201910752731.4	申请日	2019-08-15
[标]发明人	周鹏 杨成 孙士松		
发明人	周鹏 杨成 孙士松		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/4854		
代理人(译)	郭峰		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

本发明公开了一种快速无级气动加压采集脉象的系统和方法，系统包括气路模块、压力传感器、供电模块、信号调整模块和微控制器模块，气路模块用于采集脉搏信息，压力传感器用于将采集到的脉搏信息传输给信号调整模块；方法包括如下步骤：步骤一：采集脉象信息，从脉象仪获取脉象数据；步骤二：对采集到的脉搏信号进行纠漂处理，获取不同压力下脉象数据，进而对其时域特征参数进行提取；步骤三：利用ILP算法对每个周期脉图主波峰峰值提取，并以峰值对应的压力为横坐标，绘制散点图并拟合成波峰值-压力趋势图。本发明能够充分模拟中医师取脉的过程获取最佳取脉压力下的脉象数据，误差小，精确程度高。

