



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110236499 A

(43)申请公布日 2019.09.17

(21)申请号 201910500383.1

(22)申请日 2019.06.11

(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 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

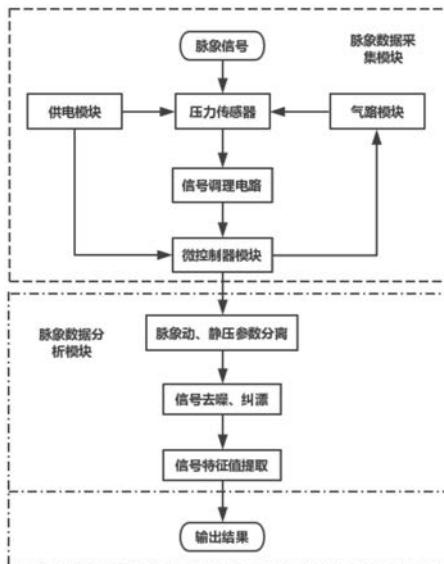
权利要求书1页 说明书4页 附图5页

(54)发明名称

一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法

(57)摘要

本发明提供一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法,采用磁性连接可分离的腕带式结构,利用底部磁吸托与柔性硅胶腕带卡扣式的固定为一体,绑在人体腕部寸关尺部位,磁吸托设计将紧密贴合在采脉区;具体工作包括以下步骤:将人体手腕置于脉枕上,随后将磁吸式传感器固定在人体手腕的关脉处,通过微控制器对气路控制模块的操控对关脉进行挤压并将信号传输给调理电路,信号调理电路对脉象进行差分放大及滤波处理,将其分为动压信号与静压信号,后对脉象信号的时频特征值和时域特征值进行提取并输出结果,本测脉方法耗时短,效率高,通过测量部位贴合式设计和本发明的配合达到最精准的监测定位;本测脉方法实现对脉象采集点的可视化、实时化地精准定位。



1. 一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法,其特征在于:采用磁性连接可分离的腕带式结构,利用底部磁吸托与柔性硅胶腕带卡扣式的固定为一体,绑在人体腕部寸关尺部位,磁吸托设计将紧密贴合在采脉区;

具体工作包括以下步骤:(1)将人体手腕置于脉枕上,随后将磁吸式传感器固定在人体手腕的关脉处,磁吸式传感器与一个显示系统通过电路连通,当显示系统上出现周期脉搏图时,则表明磁吸式传感器与人体手腕关脉的位置对正;

(2)通过微控制器对气路控制模块的操控,气路控制模块开始工作,气路控制模块通过压力传感器将手腕关脉的搏动发出的脉象信号通过压力传感器传递给信号调理电路;

(3)压力传感器采集到的脉搏信号传递给信号调节电路,信号调理电路对脉象进行差分放大及滤波处理,将其分为动压信号与静压信号,分别用于绘制脉象波形图与表征取脉能力;

(4)经过信号调理电路处理后的脉象信号经微控制器模块传输到上位机进行脉象数据的分析,主要包括动静压参数分离、信号的纠漂去噪及滤波处理,最后对脉象信号的时频特征值和时域特征值进行提取并输出结果。

2. 根据权利要求1所述的一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法,其特征在于:主要功能模块有两个,第一是脉象数据采集模块,第二是脉象数据分析模块。

3. 根据权利要求2所述的一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法,其特征在于:所述脉象数据采集模块主要包括气路模块、压力传感器、供电模块、信号调理电路和微控制器模块。

4. 根据权利要求2所述的一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法,其特征在于:所述脉象数据分析模块主要包括如下功能:(1)脉象动、静压参数分离、(2)信号去噪、纠漂、(3)信号特征值提取。

5. 根据权利要求3所述的一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法,其特征在于:气路模块的主要组成部分为:(1)气泵、(2)气压缓冲瓶、(3)气囊和(4)传感器,气泵向气压缓冲瓶内充气,使气体可以更加平稳的进入气囊内部,通过气囊的收缩来推拉传感器的位置。

6. 根据权利要求5所述的一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法,其特征在于:在气路模块开始工作时,气泵为气囊充气,此时处于快速加压模式,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。

7. 根据权利要求3所述的一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法,其特征在于:信号调理电路,该电路主要工作流程如下:首先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。

8. 根据权利要求4所述的一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法,其特征在于:脉象信号纠漂过程采用基于ILP算法的三次样条插值法,该算法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。

9. 根据权利要求8所述的一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法,其特征在于:拟合公式如式所示: $S_i(x) = a_i + b_i(x - x_i) + c_i(x - x_i)^2 + d_i(x - x_i)^3$ 其中i为自然数, a_i, b_i, c_i, d_i 代表4n个未知系数。

一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种采脉方法,尤其是一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法。

背景技术

[0002] 脉象,是指脉搏的快慢、强弱、深浅的情况,脉象是中医学名词,指脉搏的形象与动态,为中医辨证的依据之一,脉象要素指脉象的基本组成部分,包括位、数、形、势等四个方面。中医学名词。指脉搏的形象与动态,为中医辨证的依据之一,一般分为浮、沉、迟、数四大类。现在市场上的脉象传感器的取脉方式主要为机械式、或腕带夹式,无法满足精准定位、灵活使用以及便于操作等要求,采集的脉象在重复性上较差,无法实现脉象客观化的要求。

发明内容

[0003] 本发明要解决的问题是提出一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法,以实现采脉区定位精确化、可视化,实现对脉象采集点的可视化、实时化地精准定位,以解决采集的脉象在重复性上较差,无法实现脉象客观化的问题。

[0004] 为解决上述技术问题,本发明采用的技术方案是:一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法,采用磁性连接可分离的腕带式结构,利用底部磁吸托与柔性硅胶腕带卡扣式的固定为一体,绑在人体腕部寸关尺部位,磁吸托设计将紧密贴合在采脉区;

[0005] 具体工作包括以下步骤:(1)将人体手腕置于脉枕上,随后将磁吸式传感器固定在人体手腕的关脉处,磁吸式传感器与一个显示系统通过电路连通,当显示系统上出现周期脉搏图时,则表明磁吸式传感器与人体手腕关脉的位置对正;

[0006] (2)通过微控制器对气路控制模块的操控,气路控制模块开始工作,气路控制模块通过压力传感器将手腕关脉的搏动发出的脉象信号通过压力传感器传递给信号调理电路;

[0007] (3)压力传感器采集到的脉搏信号传递给信号调节电路,信号调理电路对脉象进行差分放大及滤波处理,将其分为动压信号与静压信号,分别用于绘制脉象波形图与表征取脉能力;

[0008] (4)经过信号调理电路处理后的脉象信号经微控制器模块传输到上位机进行脉象数据的分析,主要包括动静压参数分离、信号的纠漂去噪及滤波处理,最后对脉象信号的时频特征值和时域特征值进行提取并输出结果。

[0009] 进一步的,主要功能模块有两个,第一是脉象数据采集模块,第二是脉象数据分析模块。

[0010] 进一步的,所述脉象数据采集模块主要包括气路模块、压力传感器、供电模块、信号调理电路和微控制器模块。

[0011] 进一步的,所述脉象数据分析模块主要包括如下功能:(1)脉象动、静压参数分离、(2)信号去噪、纠漂、(3)信号特征值提取。

[0012] 进一步的,气路模块的主要组成部分为:(1)气泵、(2)气压缓冲瓶、(3)气囊和(4)传感器,气泵向气压缓冲瓶内充气,使气体可以更加平稳的进入气囊内部,通过气囊的收缩

来推拉传感器的位置。

[0013] 进一步的,在气路模块开始工作时,气泵为气囊充气,此时处于快速加压模式,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。

[0014] 进一步的,信号调理电路,该电路主要工作流程如下:首先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。

[0015] 进一步的,脉象信号纠漂过程采用基于ILP算法的三次样条插值法,该算法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。

[0016] 进一步的,拟合公式如式所示: $S_i(x) = a_i + b_i(x - x_i) + c_i(x - x_i)^2 + d_i(x - x_i)^3$ 其中i为自然数, a_i, b_i, c_i, d_i 代表4n个未知系数。

[0017] 本发明具有的优点和积极效果是:(1)本测脉方法耗时短,效率高,通过测量部位贴合式设计和本发明的配合达到最精准的监测定位(2)本测脉方法可实现对脉象采集点的可视化、实时化地精准定位。

附图说明

- [0018] 图1是本发明脉象数据采集模块和脉象数据分析模块流程示意图
- [0019] 图2是本发明气路系统流程示意图
- [0020] 图3是本发明静压信号和动压信号分离示意图
- [0021] 图4是本发明脉象信号纠漂示意图
- [0022] 图5是本发明时域特征值提取流程示意图
- [0023] 图6是本发明时域周期脉象图与直线交点示意图
- [0024] 图7是本发明时域单周期脉象图与直线相交情况示意图
- [0025] 图8是本发明时域交点数与对应直线位置示意图
- [0026] 图9是本发明频域EMD分解示意图

具体实施方式

[0027] 为了更好的理解本发明,下面结合具体实施例和附图对本发明进行进一步的描述。

[0028] 一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法,采用磁性连接可分离的腕带式结构,利用底部磁吸托与柔性硅胶腕带卡扣式的固定为一体,绑在人体腕部寸关尺部位,磁吸托设计将紧密贴合在采脉区;

[0029] 具体工作包括以下步骤:(1)将人体手腕置于脉枕上,随后将磁吸式传感器固定在人体手腕的关脉处,磁吸式传感器与一个显示系统通过电路连通,当显示系统上出现周期脉搏图时,则表明磁吸式传感器与人体手腕关脉的位置对正;

[0030] (2)通过微控制器对气路控制模块的操控,气路控制模块开始工作,气路控制模块通过压力传感器将手腕关脉的搏动发出的脉象信号通过压力传感器传递给信号调理电路;

[0031] (3) 压力传感器采集到的脉搏信号传递给信号调节电路,信号调理电路对脉象进行差分放大及滤波处理,将其分为动压信号与静压信号,分别用于绘制脉象波形图与表征取脉能力;

[0032] (4) 经过信号调理电路处理后的脉象信号经微控制器模块传输到上位机进行脉象数据的分析,主要包括动静压参数分离、信号的纠漂去噪及滤波处理,最后对脉象信号的时频特征值和时域特征值进行提取并输出结果。

[0033] 关于时域特征值的提取流程可以参考图5,本发明针对时域采集选用ILP算法提取脉象信号的时域参数,其基本原理是建立一条与x轴平行的直线从坐标原点垂直平行向上移动,根据直线与单个周期脉象图的交点个数来判断相应的特征点,进而获取脉象信号的时域特征参数,如图6所示;

[0034] 常见脉象图主波幅值大致在10-30mm内浮动,为了方便数据分析,将脉象图的幅值进行归一化处理,并用平行于x轴的直线向上移动来获取直线与归一化脉象信号的交点。在脉象信号的归一化图像中发现降中峡的幅值基本上在0.2以上,为了提高系统识别特征值的效率,将直线平移范围设置为0.2-1。由于直线平移的速率会影响特征点识别的效率,经过大量实验及前人的总结发现当直线移动步进为0.00001时效果最佳。考虑到脉象数据是离散的数据,即获取的脉象波形图其本质上也是离散的,不会得到该图像与直线的交点,根据这些情况本文设定当离散的脉象信号值与直线之差小于某一值时则认为两者相交,该阈值设定为0.0001;

[0035] 以标准平脉图图7为例,描述脉象时域特征点获取的过程,直线与脉象图交点数及所处位置归纳如图8所示;

[0036] 根据图8所示交点规律,发现在脉象时域特征参数点处交点个数发生了变化,将该过程中交点个数按照出现顺序存在数组里,后一个数组减去前一个数组,不为零处即为特征点,负值表示该点为波峰,正值则为波谷,图7也表述了这一过程。

[0037] 关于频域特征值的提取本发明采用HHT变换分析方法,HHT变换的基本过程是通过对待分析信号进行EMD分解得到若干IMF固态分量,分解得到的IMF分量分别进行Hilbert变换。信号经过HHT变换后能得到信号的频率随时间变化的情况,同时获取信号时频指标的分布情况。信号经过HHT变换后可得到其瞬时频率值及幅值信息,而边际谱图则可通过对时间积分来获取。

[0038] 信号的经验模式分解方法(EMD)基于信号时域局部特征,具有自适应的分解方法,适合处理非线性非平稳性及突变性信号,EMD认为每个信号序列都是由一系列本征模态函数组成,通过EMD分解后的IMF分量按照其频率成分高低进行排列。但是IMF需要达到以下条件:①该本征模态函数中极值点数目和零点数目相等或最多差值为1;②由信号局部极大值与极小值构成并定义的包络线均值为0。具体分解过程如下所示:

[0039] (1) 设定待分析信号为 $x(t)$,求 $x(t)$ 的所有极大值与极小值;

[0040] (2) 通过三次样条插值函数分别将所有极大值与极小值点连接,得到信号的包络线,并求平均值 m_1 ;

[0041] (3) 由前两步得到新序列 $h_1, h_1 = x(t) - m_1$;

[0042] (4) 判断新序列 h_1 是否满足上文IMF的要求,若满足,将 h_1 幅值给 c_1 得到本征模态函数,否则将 h_1 作为 $x(t)$ 重复前面的步骤直到满足IMF要求为止。

[0043] 原始待处理信号经过EMD分解后得到n个IMF分量,原始信号x(t)可通过式:
 $x(t) = \sum_{i=1}^n c_i(t) + r(t)$ 来表示。

[0044] 该表达式中 $c_i(t)$ 代表IMF分量,分解过程中的冗余分量则用 $r(t)$ 表示。EMD分解过程主要为了去除待处理信号中混杂的无用噪声,获取性能较好的IMF分量,其分解过程如图9所示;

[0045] 将待处理信号分解获取的IMF分量通过Hilbert变换为与之对应的希尔伯特振幅频谱 $H(\omega, t)$ 。得到的频谱图是基于时间频率关系的图像,表征原始待分解信号幅值或能量的分布情况,每个频率对应的幅值或能量的总和需要对时间进行积分获取,因此边际频谱图能够表征每个频率下信号幅值及能量的值。该过程如式

$H(\omega, t) = \operatorname{Re} \sum_{j=1}^n \alpha_{j(t)} e^{j\theta_{j(t)}} = \operatorname{Re} \sum_{j=1}^n \alpha_{j(t)} e^{j \int \omega_{j(t)} dt}$ 和 $H(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} H(\omega, t) dt$ 所示。

[0046] 本发明主要功能模块有两个,第一是脉象数据采集模块,第二是脉象数据分析模块,图1对两个模块进行了流程分析。

[0047] 所述脉象数据采集模块主要包括气路模块、压力传感器、供电模块、信号调理电路和微控制器模块。

[0048] 所述脉象数据分析模块主要包括如下功能:(1)脉象动、静压参数分离、(2)信号去噪、纠漂、(3)信号特征值提取,对于动、静压参数分离过程可参考图3。

[0049] 气路模块的主要组成部分为:(1)气泵、(2)气压缓冲瓶、(3)气囊和(4)传感器,气泵向气压缓冲瓶内充气,使气体可以更加平稳的进入气囊内部,通过气囊的收缩来推拉传感器的位置,具体工作配合可参考图2。

[0050] 在气路模块开始工作时,气泵为气囊充气,此时处于快速加压模式,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。

[0051] 信号调理电路,该电路主要工作流程如下:首先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。

[0052] 脉象信号纠漂过程采用基于ILP算法的三次样条插值法,该算法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,图4为纠漂过程图。

[0053] 拟合公式如式所示: $S_i(x) = a_i + b_i(x - x_i) + c_i(x - x_i)^2 + d_i(x - x_i)^3$ 其中 i 为自然数, a_i, b_i, c_i, d_i 代表 $4n$ 个未知系数。

[0054] 以上对本发明的实施例进行了详细说明,但所述内容仅为本发明的较佳实施例,不能被认为用于限定本发明的实施范围。凡依本发明范围所作的均等变化与改进等,均应仍归属于本专利涵盖范围之内。

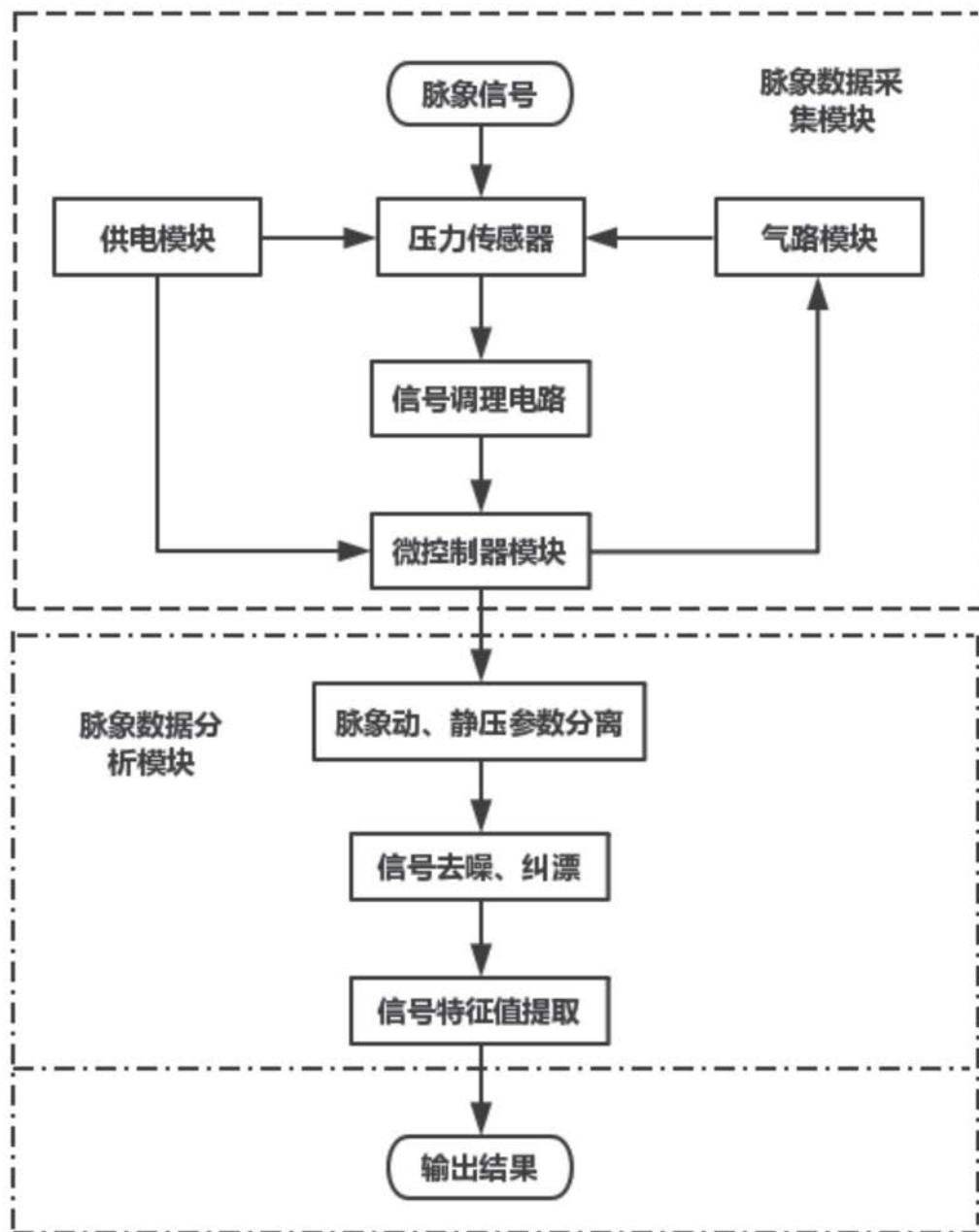


图1

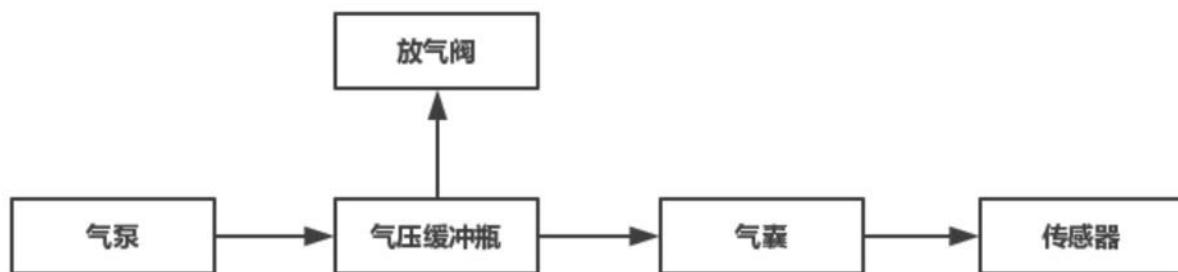


图2

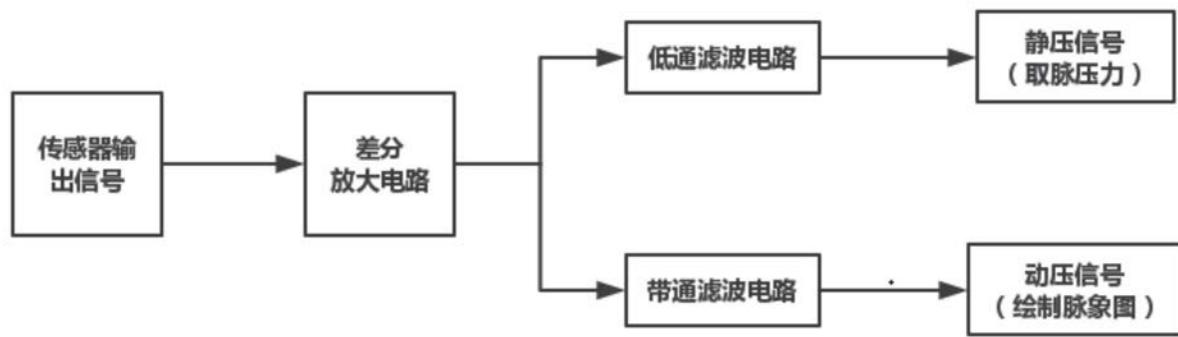


图3

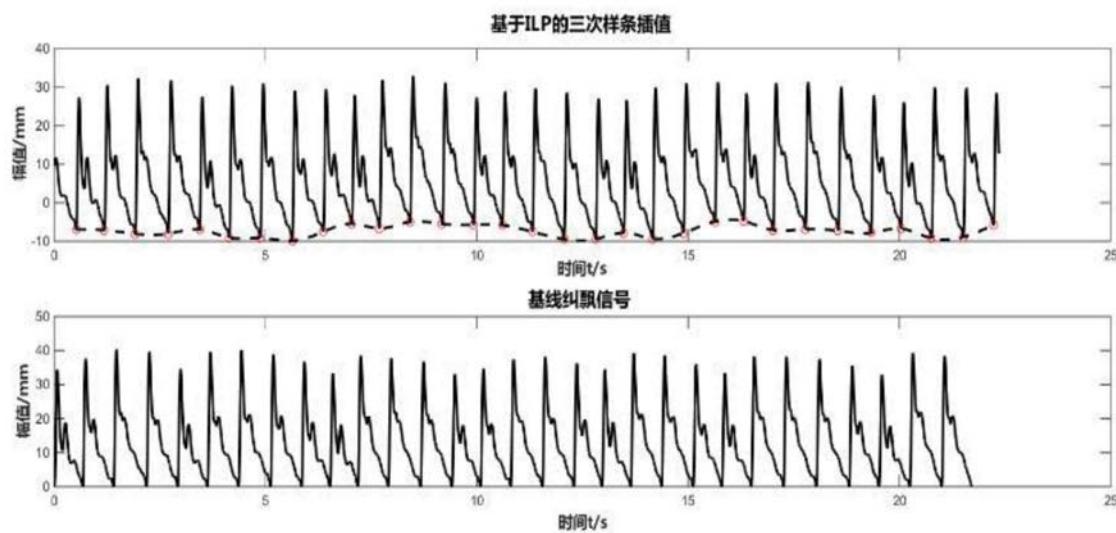


图4

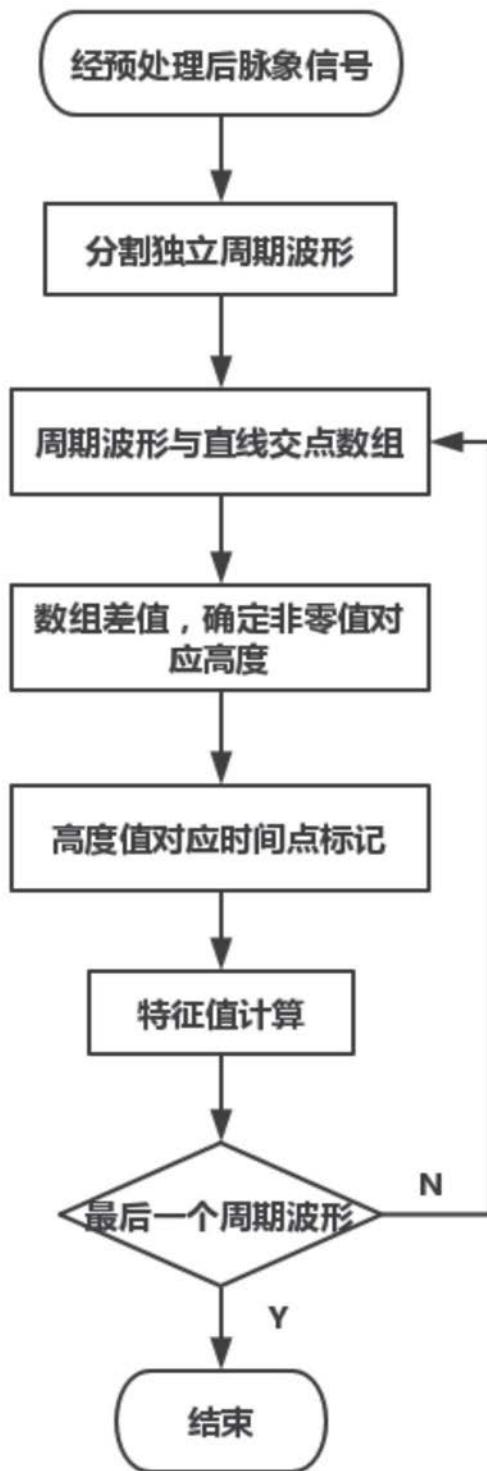


图5

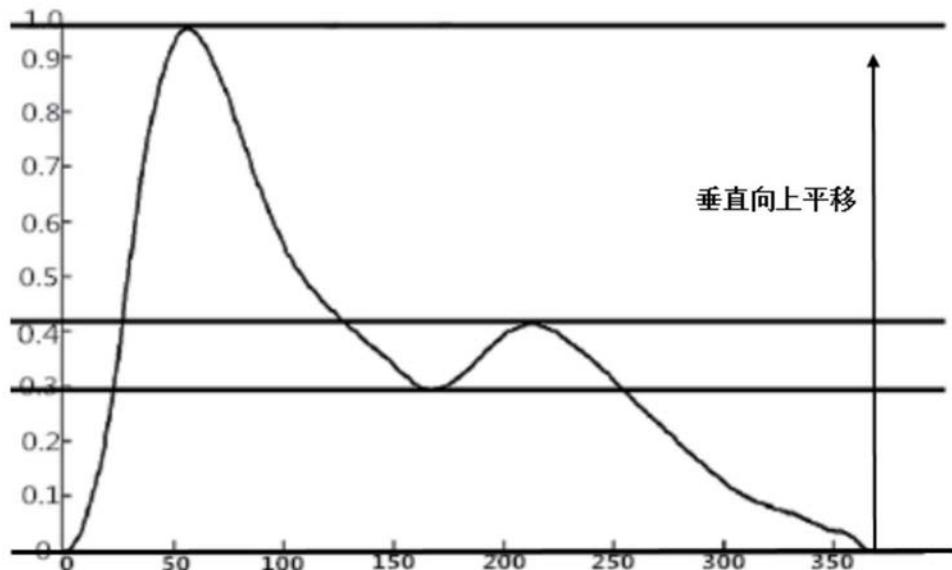


图6

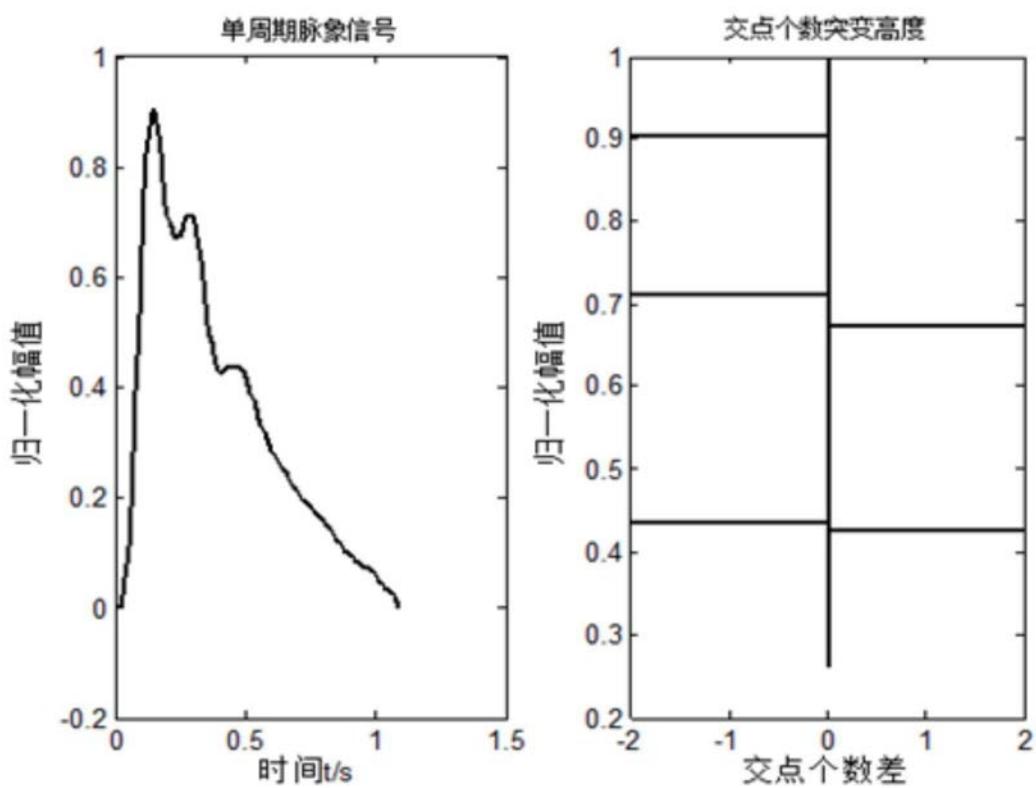


图7

交点数 ^o	直线位置 ^o
0 ^o	高于主波峰幅值 $h1^o$
1 ^o	主波峰幅值 $h1^o$
2 ^o	重搏前波波峰 $h3^o$ 与主波峰 $h1^o$ 之间 ^o
3 ^o	重搏前波波峰 $h3^o$
4 ^o	主波峡 $h2^o$ 与重搏前波波峰 $h3^o$ 之间 ^o
3 ^o	主波峡 $h2^o$
2 ^o	重搏波波峰 $h5^o$ 与主波峡 $h2^o$ 之间 ^o
3 ^o	重搏波波峰 $h5^o$
4 ^o	降中峡 $h4^o$ 与重搏波波峰 $h5^o$ 之间 ^o
3 ^o	降中峡 $h4^o$
2 ^o	降中峡之下 ^o

图8

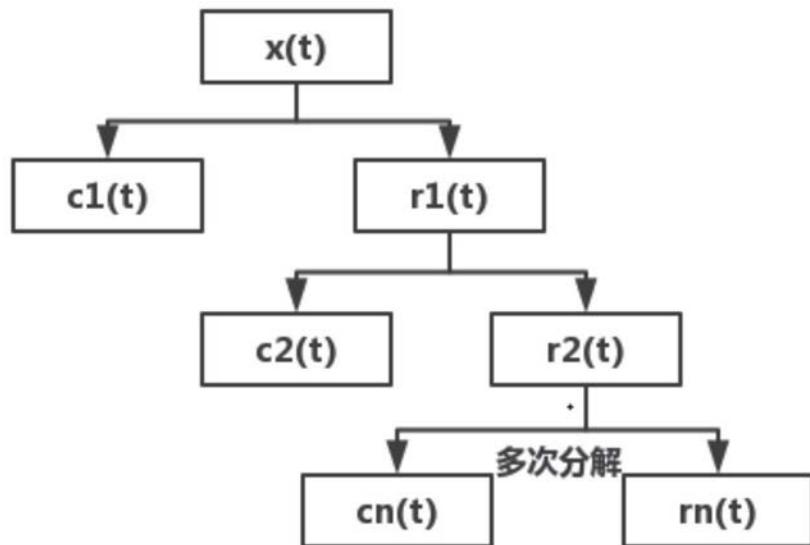


图9

专利名称(译)	一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法		
公开(公告)号	CN110236499A	公开(公告)日	2019-09-17
申请号	CN201910500383.1	申请日	2019-06-11
[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	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/4854 A61B5/681		
代理人(译)	郭峰		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明提供一种磁吸式脉象采集装置的采脉方法，采用磁性连接可分离的腕带式结构，利用底部磁吸托与柔性硅胶腕带卡扣式的固定为一体，绑在人体腕部寸关尺部位，磁吸托设计将紧密贴合在采脉区；具体工作包括以下步骤：将人体手腕置于脉枕上，随后将磁吸式传感器固定在人体手腕的关脉处，通过微控制器对气路控制模块的操控对关脉进行挤压并将信号传输给调理电路，信号调理电路对脉象信号进行差分放大及滤波处理，将其分为动压信号与静压信号，后对脉象信号的时频特征值和时域特征值进行提取并输出结果，本测脉方法耗时短，效率高，通过测量部位贴合式设计和本发明的配合达到最精准的监测定位；本测脉方法实现对脉象采集点的可视化、实时化地精准定位。

