



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109171678 A

(43)申请公布日 2019.01.11

(21)申请号 201811119099.1

(22)申请日 2018.09.25

(71)申请人 北方民族大学

地址 750021 宁夏回族自治区银川市西夏
区文昌北路204号

(72)发明人 韦海成 李云琴 吴官胜 肖明霞
潘俊涛 许亚杰

(74)专利代理机构 北京市领专知识产权代理有
限公司 11590

代理人 林辉轮 张玲

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书3页 说明书7页 附图8页

(54)发明名称

一种脉搏波的分析方法及装置

(57)摘要

本发明涉及一种脉搏波的分析方法及装置，该方法包括步骤：步骤1，接收待分析的原始脉搏波；步骤2，对所述原始脉搏波进行分解，从原始脉搏波中提取出若干个本征模态函数；步骤3，选取与原始脉搏波最接近的一个本征模态函数，基于该本征模态函数进行希尔伯特变换，得到原始脉搏波的边际谱密度函数，以该边际谱密度函数的最大频率作为所述原始脉搏波的最大频率输出。本发明方法是对脉搏波进行频率域分析，可以消除脉搏波在传输过程中，受内脏器官影响而叠加的多种不同频率杂波信号对人体的脉搏波造成的影响，准确度高，可将输出的最大频率作为评价心血管健康状态的生理指标。

步骤1，接收待分析的原始脉搏波

步骤2，对所述原始脉搏波进行分解，从原始脉搏波中提取出若干个本征模态函数

步骤3，选取与原始脉搏波最接近的一个本征模态函数，基于该本征模态函数进行希尔伯特变换，得到原始脉搏波的边际谱密度函数，以该边际谱密度函数的最大频率作为所述原始脉搏波的最大频率输出

1. 一种脉搏波的分析方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1,接收待分析的原始脉搏波;

步骤2,对所述原始脉搏波进行分解,从原始脉搏波中提取出若干个本征模态函数;

步骤3,选取与原始脉搏波最接近的一个本征模态函数,基于该本征模态函数进行希尔伯特变换,得到原始脉搏波的边际谱密度函数,以该边际谱密度函数的最大频率作为所述原始脉搏波的最大频率输出。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述对所述原始脉搏波进行分解,从原始脉搏波中提取出若干个本征模态函数,包括步骤:

步骤2-1,提取原始脉搏波 $x(t)$ 中所有的局部极大值和局部极小值;若某个时刻的值既大于前一时刻的值也大于后一时刻的值,则该时刻的值为局部极大值;若某个时刻的值既小于前一时刻的值也小于后一时刻的值,则该时刻的值为局部极小值;

步骤2-2,使用三次样条函数进行拟合,获得上包络线 $x_{\max}(t)$ 和下包络线 $x_{\min}(t)$,并计算上包络线、下包络线的均值, $m(t) = [x_{\max}(t) + x_{\min}(t)]/2$;

步骤2-3,用原脉搏波信号 $x(t)$ 减去均值 $m(t)$,得到一个组件 $h(t) = x(t) - m(t)$;

步骤2-4,判断 $h(t)$ 是否为本征模态函数,若是,则进入步骤2-5,否则进入步骤2-6;

步骤2-5,令 $I_1(t) = h(t)$, $r(t) = x(t) - I_1(t)$,并判断 $r(t)$ 是否为单调序列或常值序列,若是则结束,否则以 $r(t)$ 代替 $x(t)$,并返回步骤2-1;

步骤2-6,以 $h(t)$ 代替 $x(t)$,并返回步骤2-1。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述步骤2-6用以下步骤代替:

判断SD是否大于设定值,若是,则以 $h(t)$ 代替 $x(t)$,并返回步骤2-1,否则进入步骤2-5;

$$\text{其中, } SD = \sum_{t=0}^T \left[\frac{\left| (h_{l(k-1)}(t) - h_{lk}(t)) \right|^2}{h_{l(k-1)}^2(t)} \right], \quad h_{l(k-1)}(t) \text{ 和 } h_{lk}(t) \text{ 分别表示两个连续的筛选结果。}$$

4. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述基于该本征模态函数进行希尔伯特变换,得到原始脉搏波的边际谱密度函数,包括步骤:

步骤3-1,对该本征模态函数做希尔伯特变换,有 $H[I_i(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{I_i(\tau)}{t - \tau} d\tau$ 步骤3-2,构

造解析信号 $z_i(t)$, $z_i(t) = I_i(t) + H[I_i(t)] = \alpha_i(t) \exp[j\phi_i(t)]$, 式中, $\alpha_i(t)$ 为幅值,

$\phi_i(t)$ 为相位, $\alpha_i(t) = \sqrt{I_i^2(t) + \{H[I_i(t)]\}^2}$, $\phi_i(t) = \arctan \frac{H[I_i(t)]}{I_i(t)}$, 则有瞬时频率

$$\omega_i(t) = \frac{d\phi_i(t)}{dt};$$

步骤3-3,将原始脉搏波信号可改写为

$$x(t) = \operatorname{Re} \left\{ \sum_{i=1}^n \alpha_i(t) \exp[j\phi_i(t)] \right\} = \operatorname{Re} \left\{ \sum_{i=1}^n \alpha_i(t) \exp \left[j \int \omega_i(t) dt \right] \right\}, \quad \text{则有}$$

$H(\omega, t) = \text{Re}\{\sum_{i=1}^n \alpha_i(t) \exp[j \int \omega_i(t) dt]\}$, 把 $H(\omega, t)$ 对时间积分, 得到 Hilbert 边际谱函数

$$\text{为 } h(\omega) = \int_0^T H(\omega, t) dt \quad T \text{ 表示总的长度。}$$

5. 一种脉搏波的分析装置, 其特征在于, 包括以下模块:

数据输入模块, 用于接收待分析的原始脉搏波;

数据分解模块, 用于对所述原始脉搏波进行分解, 从原始脉搏波中提取出若干个本征模态函数;

最大频率计算输出模块, 选取与原始脉搏波最接近的一个本征模态函数, 基于该本征模态函数进行希尔伯特变换, 得到原始脉搏波的边际谱密度函数, 以该边际谱密度函数的最大频率作为所述原始脉搏波的最大频率输出。

6. 根据权利要求5所述的装置, 其特征在于, 所述数据分解模块包括:

局部极值提取子模块, 用于提取原始脉搏波 $x(t)$ 中所有的局部极大值和局部极小值, 以及分别在接收到余项构建子模块、第二判决子模块的输出结果时, 提取 $h(t)$ 、 $r(t)$ 中所有的局部极大值和局部极小值; 若某个时刻的值既大于前一时刻的值也大于后一时刻的值, 则该时刻的值为局部极大值; 若某个时刻的值既小于前一时刻的值也小于后一时刻的值, 则该时刻的值为局部极小值;

均值计算子模块, 用于使用三次样条函数进行拟合, 获得上包络线 $x_{\max}(t)$ 和下包络线 $x_{\min}(t)$, 并计算上包络线、下包络线的均值, $m(t) = [x_{\max}(t) + x_{\min}(t)]/2$;

组件构建子模块, 用于将原脉搏波信号 $x(t)$ 减去均值 $m(t)$, 得到一个组件 $h(t) = x(t) - m(t)$;

第一判决子模块, 用于判断 $h(t)$ 是否为本征模态函数, 若是, 则输出判决结果到余项构建子模块, 否则输出判决结果到第二判决子模块;

所述余项构建子模块, 用于在接收到第一判决子模块和第二判决子模块输出的判决结果时, 令 $I_1(t) = h(t)$, $r(t) = x(t) - I_1(t)$, 并判断 $r(t)$ 是否为单调序列或常值序列, 若是则结束, 否则输出以 $r(t)$ 代替 $x(t)$ 的结果到局部极值提取子模块;

所述第二判决子模块, 用于判断 SD 是否大于设定值, 若是, 则输出以 $h(t)$ 代替 $x(t)$ 的结果到局部极值提取子模块, 否则输出判决结果到所述余项构建子模块; 其中,

$$SD = \sum_{t=0}^T \left[\frac{\left| \left(h_{l(k-1)}(t) - h_{l(k)}(t) \right) \right|^2}{h_{l(k-1)}^2(t)} \right], \quad h_{l(k-1)}(t) \text{ 和 } h_{l(k)}(t) \text{ 分别表示两个连续的筛选结果。}$$

7. 根据权利要求6所述的装置, 其特征在于, 所述最大频率计算输出模块包括:

本征模态函数筛选子模块, 用于从所述若干个本征模态函数中筛选出与原始脉搏波最接近的一个本征模态函数;

希尔伯特变换子模块, 用于对该本征模态函数做希尔伯特变换, 有

$$H[I_i(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{I_i(\tau)}{t - \tau} d\tau$$

信号构造子模块,用于构造解析信号 $z_i(t)$,

$$z_i(t) = I_i(t) + H[I_i(t)] = \alpha_i(t) \exp[j\phi_i(t)]$$

式中, $\alpha_i(t)$ 为幅值, $\phi_i(t)$ 为相位,

$$\alpha_i(t) = \sqrt{I_i^2(t) + \{H[I_i(t)]\}^2}, \quad \phi_i(t) = \arctan \frac{H[I_i(t)]}{I_i(t)}$$

则有瞬时频率

$$\omega_i(t) = \frac{d\phi_i(t)}{dt}$$

Hilbert 边际谱函数计算子模块,用于将原始脉搏波信号可改写为

$$x(t) = \operatorname{Re}\left\{\sum_{i=1}^n \alpha_i(t) \exp[j\phi_i(t)]\right\} = \operatorname{Re}\left\{\sum_{i=1}^n \alpha_i(t) \exp\left[j \int \omega_i(t) dt\right]\right\}$$

,则则有

$$H(\omega, t) = \operatorname{Re}\left\{\sum_{i=1}^n \alpha_i(t) \exp\left[j \int \omega_i(t) dt\right]\right\}$$

把 $H(\omega, t)$ 对时间积分,得到Hilbert边际谱函数

$$h(\omega) = \int_0^T H(\omega, t) dt$$

T 表示总的长度;

最大频率输出子模块,用于将Hilbert边际谱函数的最大频率作为所述原始脉搏波的最大频率输出。

一种脉搏波的分析方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及信号分析技术领域,特别涉及一种脉搏波的分析方法及装置。

背景技术

[0002] 中医理论讲究“望、闻、问、切”四个字,其中切就是通过切脉来诊断人体健康状况。但中医诊断主要是靠经验,没有可以数字化的特征进行分析;西医也常用脉搏的频率来分析人体的心跳状态。然而上述分析均为简单的时域分析,无法描述人体状况的具体特征。另外,目前主要采用傅里叶变换和小波分析方法对脉搏波的特征进行分析,然而这些分析方法很难解决脉搏波在传输过程中,受内脏器官影响而叠加的多种不同频率杂波信号对人体的脉搏波造成的影响。

发明内容

[0003] 本发明的目的在于提供一种脉搏波的分析方法及装置,采用频率域处理方法对非线性非稳态的脉搏波信号进行处理。

[0004] 为了实现上述发明目的,本发明实施例提供了以下技术方案:

[0005] 一种脉搏波的分析方法,包括以下步骤:

[0006] 步骤1,接收待分析的原始脉搏波;

[0007] 步骤2,对所述原始脉搏波进行分解,从原始脉搏波中提取出若干个本征模态函数;

[0008] 步骤3,选取与原始脉搏波最接近的一个本征模态函数,基于该本征模态函数进行希尔伯特变换,得到原始脉搏波的边际谱密度函数,以该边际谱密度函数的最大频率作为所述原始脉搏波的最大频率输出。

[0009] 进一步地,上述方法中,所述对所述原始脉搏波进行分解,从原始脉搏波中提取出若干个本征模态函数,包括步骤:

[0010] 步骤2-1,提取原始脉搏波 $x(t)$ 中所有的局部极大值和局部极小值;若某个时刻的值既大于前一时刻的值也大于后一时刻的值,则该时刻的值为局部极大值;若某个时刻的值既小于前一时刻的值也小于后一时刻的值,则该时刻的值为局部极小值;

[0011] 步骤2-2,使用三次样条函数进行拟合,获得上包络线 $x_{\max}(t)$ 和下包络线 $x_{\min}(t)$,并计算上包络线、下包络线的均值, $m(t) = [x_{\max}(t) + x_{\min}(t)]/2$;

[0012] 步骤2-3,用原脉搏波信号 $x(t)$ 减去均值 $m(t)$,得到一个组件 $h(t) = x(t) - m(t)$;

[0013] 步骤2-4,判断 $h(t)$ 是否为本征模态函数,若是,则进入步骤2-5,否则进入步骤2-6;

[0014] 步骤2-5,令 $I_1(t) = h(t)$, $r(t) = x(t) - I_1(t)$,并判断 $r(t)$ 是否为单调序列或常值序列,若是则结束,否则以 $r(t)$ 代替 $x(t)$,并返回步骤2-1;

[0015] 步骤2-6,以 $h(t)$ 代替 $x(t)$,并返回步骤2-1。

[0016] 另一方面,本发明实施例还提供了一种脉搏波的分析装置,包括以下模块:

[0017] 数据输入模块,用于接收待分析的原始脉搏波;

[0018] 数据分解模块,用于对所述原始脉搏波进行分解,从原始脉搏波中提取出若干个本征模态函数;

[0019] 最大频率计算输出模块,选取与原始脉搏波最接近的一个本征模态函数,基于该本征模态函数进行希尔伯特变换,得到原始脉搏波的边际谱密度函数,以该边际谱密度函数的最大频率作为所述原始脉搏波的最大频率输出。

[0020] 与现有技术相比,采用本发明方法,具有以下有益效果:

[0021] 1) 本发明方法是对脉搏波进行频率域分析,可以消除脉搏波在传输过程中,受内脏器官影响而叠加的多种不同频率杂波信号对人体的脉搏波造成的影响,因此准确度高,且可以描述脉搏信号的幅值和频率特征。

[0022] 2) 经过实验分析,可将输出的最大频率作为评价心血管健康状态的生理指标,为心血管健康检测提供了新的方法。

[0023] 3) 脉搏波的采集为无创式采集,不会对人体造成伤害,且脉搏波的采集方式简单,基于本发明的脉搏波分析装置可进行自动分析,无需专业的医护人员,降低了检测人员医疗知识的要求,节省了医疗资源。

附图说明

[0024] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,应当理解,以下附图仅示出了本发明的某些实施例,因此不应被看作是对范围的限定,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他相关的附图。

[0025] 图1为本发明实施例提供的脉搏波分析方法的流程图。

[0026] 图2为提取本征模态函数步骤的流程图。

[0027] 图3为一个脉搏波分解得到9个IMF的示意图。

[0028] 图4a、4c、4e分别为一个健康者的原始脉搏波、IMF、边际谱函数图,图4b、4d、4f分别为一个2型糖尿病者的原始脉搏波、IMF、边际谱函数图。

[0029] 图5为实施例提供的脉搏波分析装置的结构框图。

[0030] 图6为数据分解模块的结构框图。

具体实施方式

[0031] 下面将结合本发明实施例中附图,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。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。因此,以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围,而是仅仅表示本发明的选定实施例。基于本发明的实施例,本领域技术人员在没有做出创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0032] 请参阅图1,示意性地展示了本实施例中提供的一种脉搏波的分析方法,包括如下步骤:

[0033] 步骤1,接收待分析的脉搏波,即,将采集到的脉搏波信号作为输入信号 $x(t)$ 。

[0034] 脉搏波通过信号采集装置采集得到,例如,作为一种采集方式的举例,可以采用红外传感器对脉搏信号进行采集,红外传感器可以采用型号为LTR-309接收器、LTE-302发射器。发射器会发射出红外光,通过受测部位的血液后会有衰减,再利用PPG的红外线接收器接收剩余的红外光,转成电信号。将红外传感器夹到人体的手指即可实现脉搏信号采集。

[0035] 步骤2,对所述原始脉搏波进行分解,从原始脉搏波中提取出若干个本征模态函数。

[0036] 本实施例中,采用HHT对原始脉搏波进行EMD分解。具体地,请参阅图2,对原始脉搏波进行EMD分解包括以下步骤:

[0037] 步骤2-1,提取信号 $x(t)$ 中所有的局部极大值和局部极小值,为了更好保留原序列的特性,定义局部极大值为时间序列中某个时刻的值,只要满足既大于前一时刻的值也大于后一时刻的值即可。局部极小值的提取同理,即该时刻的值满足既小于前一时刻的值也小于后一时刻的值。

[0038] 步骤2-2,使用三次样条函数进行拟合,获得上包络线 $x_{\max}(t)$ 和下包络线 $x_{\min}(t)$,并计算上包络线、下包络线的均值 $m(t) = [x_{\max}(t) + x_{\min}(t)]/2$ 。

[0039] 步骤2-3,用原脉搏波信号 $x(t)$ 减去均值 $m(t)$,得到第一个组件 $h(t) = x(t) - m(t)$;由于原始序列的差异,组件 $h(t)$ 不一定就是一个固有模态函数(IMF,或称本征模态函数),如果 $h(t)$ 不满足固有模态函数的条件,就把 $h(t)$ 当成原始信号(即,用 $h(t)$ 代替 $x(t)$ 提取局部极大值、极小值),重复步骤2-1~步骤2-3,直到满足固有模态函数的条件为止。满足固有模态函数的两个条件为:1)在整个数据范围内,极值点的个数与零交叉点的个数必须相等或最多相差一个点;2)在任意时刻,由极大值点构成的上包络和由极小值点构成的下包络的均值为零。

[0040] 这时满足固有模态函数条件的 $h(t)$ 作为一个IMF,令 $I_1(t) = h(t)$,至此成功提取到了第一个IMF。由于剩余的 $r(t) = x(t) - I_1(t)$ 仍然包含具有更长周期组件的信息,因此可以把它看成新的信号,重复上述过程,依次得到第二个 $I_2(t)$,第三个 $I_3(t)$,...,当 $r(t)$ 满足单调序列(可以理解为函数当中的单调函数,因为信号是离散的,所以为单调序列)或常值序列条件时,终止筛选过程,可以认为完成了提取固有模态函数的任务,最后的 $r(t)$ 称为余项,是原始信号的趋势项。由此可得 $x(t)$ 的表达式为 $x(t) = \sum_{i=1}^n I_i(t) + r(t)$,即原始信号序列

是由 n 个IMF与一个趋势项组成。

[0041] 容易理解的,本实施例中的上述步骤2-3对应于权利要求书中的步骤2-3~步骤2-6,属于同样的内容采用两种不同的描述方式。

[0042] 需要说明的是,根据理论分析IMF必须满足上述两个条件,但是在实际筛选过程中发现,严格满足这两个条件的信号有可能不存在,因此如果仅以这两个条件为依据判定IMF,可能得不到结果,或者要以冗长的程序执行时间为代价。在更优的方案中,还提出了一个标准偏差SD,来判定IMF是否满足要求。标准偏差SD可以由连续两个筛选结果得到:

$$[0043] \quad SD = \sum_{t=0}^T \left[\frac{\left| \left(h_{(k-1)}(t) - h_{1k}(t) \right) \right|^2}{h_{1(k-1)}^2(t)} \right]$$

[0044] $h_{1(k-1)}(t)$ 和 $h_{1k}(t)$ 分别表示两个连续的筛选结果 (当然的, 当第一次计算时 $h_{1(k-1)}(t)$ 为 0), 一般来说, SD 值越小, 所得的 IMF 分量的线性和稳定性就越好, SD 值可以取为 0.2-0.3, 也可以根据实际情况进行适当调整。即是说, 当判断出 $h(t)$ 不满足固有模态函数的条件时, 再继续判断 SD 是否大于设定值 (例如 0.3), 若大于, 则返回步骤 2-1, 并以 $h(t)$ 代替原始信号 $x(t)$ 提取局部极大值和局部极小值, 若小于等于, 则令 $I_1(t) = h(t)$, 此时的 $h(t)$ 即为 $h_{1k}(t)$, $r(t) = x(t) - I_1(t)$, 判断 $r(t)$ 是否为单调序列或者常值序列, 若是则结束, 若否则以 $r(t)$ 代替 $x(t)$, 返回步骤 2-1, 如图 2 所示。

[0045] 步骤 3, 选取与原始脉搏波最接近的一个本征模态函数, 基于该本征模态函数进行希尔伯特变换, 得到原始脉搏波的边际谱密度函数, 以该边际谱密度函数的最大频率作为所述原始脉搏波的最大频率输出。

[0046] 具体的, 本步骤 3 包括以下步骤:

[0047] 步骤 3-1, 对与脉搏波波形最接近的 IMF 做 Hilbert 变换 (希尔伯特变换), 即

$$[0048] \quad H[I_i(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{I_i(\tau)}{t - \tau} d\tau,$$

[0049] 此公式代表 Hilbert transformation 运算过程。

[0050] 步骤 3-2, 构造解析信号 $z_i(t)$ 为: $z_i(t) = I_i(t) + H[I_i(t)] = \alpha_i(t) \exp[j\phi_i(t)]$,

式中, 幅值 $\alpha_i(t)$ 和相位 $\phi_i(t)$ 分别为:

$$[0051] \quad \alpha_i(t) = \sqrt{I_i^2(t) + \{H[I_i(t)]\}^2};$$

$$[0052] \quad \phi_i(t) = \arctan \frac{H[I_i(t)]}{I_i(t)};$$

[0053] 进一步可以求出瞬时频率 $\omega_i(t)$ 为:

$$[0054] \quad \omega_i(t) = \frac{d\phi_i(t)}{dt}。$$

[0055] 步骤 3-3, 将原始信号 $x(t)$ 改写为:

$$[0056] \quad x(t) = \operatorname{Re} \left\{ \sum_{i=1}^n \alpha_i(t) \exp[j\phi_i(t)] \right\} = \operatorname{Re} \left\{ \sum_{i=1}^n \alpha_i(t) \exp[j \int \omega_i(t) dt] \right\}。$$

[0057] 这里不考虑余项 $r(t)$, 因为它只是单调函数或常量, 则可得到 Hilbert 谱 $H(\omega, t)$, 记为

$$[0058] \quad H(\omega, t) = \operatorname{Re} \left\{ \sum_{i=1}^n \alpha_i(t) \exp[j \int \omega_i(t) dt] \right\};$$

[0059] 把 $H(\omega, t)$ 对时间积分就可得到 Hilbert 边际谱为:

$$[0060] \quad h(\omega) = \int_0^T H(\omega, t) dt$$

[0061] 式中,T表示总的信号长度,H(ω ,t)精确地描述了信号的幅值在整个频率段上随时间和频率的变化规律;而h(ω)反映了在整个信号时间跨度上,每个频率成分对幅值的贡献,即表示在整个时间跨度上统计学意义上的累积幅度。因此,从边际谱密度图中可以得到最大能量的瞬时频率F_{max}。

[0062] 举例,一个原始脉搏波信号经过上述分解后,可以将原始信号分解为IM1~IMF9,一共9个固有模态函数IMF(不同的脉搏波和/或提取IMF的条件不同,则提取出的IMF的个数也可能不同),如图3所示。根据频率可以判断出在上述模态函数中,IMF1~IMF4频率过高,为背景噪声或者引入噪声,IMF6~9的频率过低,属于血液流动和蠕动噪声,IMF5波形特点与脉搏波波形特征相符。这样就通过HHT分解得到了信号的固有频率特征。

[0063] 应用举例

[0064] 对两名实验人员进行脉搏波的采集和HHT变换,如图4所示,其中一个健康人员的原始脉搏波信号(信号A)如图4a所示,另一个2型糖尿病人员的原始脉搏波信号(信号B)如图4b所示,单纯从上述信号的波形上看,很难区分出两类信号。分别对上述图4a、图4b进行希尔伯特变换,提取出本征模态函数,得到的结果分别如图4c、图4d所示,继而得到的F_{max},如图4e、图4f所示。

[0065] 通过图4发现,健康人的F_{max}(图4e信号A)小于血管不健康的人(信号B)。为了确保方法的正确性,对58人进行了分类实验,将58名实验人员分为两组,其中健康人员29人,2型糖尿病29人,其中每组实验人员中女性15人,男性14人。实验结果如表1所示,结果表明,血糖蛋白浓度和F_{max}有着显著的相关性。血糖蛋白浓度低的时候,F_{max}也比较小,血糖蛋白浓度高的时候,F_{max}比较大。这种浓度的变化实际上也是血管健康的一个重要生理指标,即是说,可以通过F_{max}来衡量血管健康程度。

[0066] 表1

[0067]

	Group1	Group2
	male/female:14/15	male/female:14/15
HbA1c (%)	6.02±0.36	8.34±1.78
F _{max} (Hz)	1.66±0.78	2.15±0.46
相关性	显著相关	显著相关

[0068] 请参阅图5,本实施例中同时提供了一种脉搏波分析装置,包括:

[0069] 数据输入模块,用于接收待分析的原始脉搏波;

[0070] 数据分解模块,用于对所述原始脉搏波进行分解,从原始脉搏波中提取出若干个本征模态函数;

[0071] 最大频率计算输出模块,选取与原始脉搏波最接近的一个本征模态函数,基于该本征模态函数进行希尔伯特变换,得到原始脉搏波的边际谱密度函数,以该边际谱密度函数的最大频率作为所述原始脉搏波的最大频率输出。

[0072] 其中,请参阅图6,本实施例中的数据分解模块包括:

[0073] 局部极值提取子模块,用于提取原始脉搏波 $x(t)$ 中所有的局部极大值和局部极小值,以及分别在接收到余项构建子模块、第二判决子模块的输出结果时,提取 $h(t)$ 、 $r(t)$ 中所有的局部极大值和局部极小值;若某个时刻的值既大于前一时刻的值也大于后一时刻的值,则该时刻的值为局部极大值;若某个时刻的值既小于前一时刻的值也小于后一时刻的值,则该时刻的值为局部极小值;

[0074] 均值计算子模块,用于使用三次样条函数进行拟合,获得上包络线 $x_{\max}(t)$ 和下包络线 $x_{\min}(t)$,并计算上包络线、下包络线的均值, $m(t) = [x_{\max}(t) + x_{\min}(t)]/2$;

[0075] 组件构建子模块,用于将原脉搏波信号 $x(t)$ 减去均值 $m(t)$,得到一个组件 $h(t) = x(t) - m(t)$;

[0076] 第一判决子模块,用于判断 $h(t)$ 是否为本征模态函数,若是,则输出判决结果到余项构建子模块,否则输出判决结果到第二判决子模块;

[0077] 所述余项构建子模块,用于在接收到第一判决子模块和第二判决子模块输出的判决结果时,令 $I_1(t) = h(t)$, $r(t) = x(t) - I_1(t)$,并判断 $r(t)$ 是否为单调序列或常值序列,若是则结束,否则输出以 $r(t)$ 代替 $x(t)$ 的结果到局部极值提取子模块;

[0078] 所述第二判决子模块,用于判断SD是否大于设定值,若是,则输出以 $h(t)$ 代替 $x(t)$ 的结果到局部极值提取子模块,否则输出判决结果到所述余项构建子模块;其中,

$$SD = \sum_{t=0}^T \left[\frac{\left| h_{(k-1)}(t) - h_{1k}(t) \right|^2}{h_{1(k-1)}^2(t)} \right], \quad h_{1(k-1)}(t) \text{ 和 } h_{1k}(t) \text{ 分别表示两个连续的筛选结果。}$$

[0079] 其中,最大频率计算输出模块包括:

[0080] 本征模态函数筛选子模块,用于从所述若干个本征模态函数中筛选出与原始脉搏波最接近的一个本征模态函数;

[0081] 希尔伯特变换子模块,用于对筛选出的与原始脉搏波最接近的本征模态函数做希

尔伯特变换,有 $H[I_i(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{I_i(\tau)}{t - \tau} d\tau$;

[0082] 信号构造子模块,用于构造解析信号 $z_i(t)$,

$z_i(t) = I_i(t) + H[I_i(t)] = \alpha_i(t) \exp[j\phi_i(t)]$, 式中, $\alpha_i(t)$ 为幅值, $\phi_i(t)$ 为相位,

$$\alpha_i(t) = \sqrt{I_i^2(t) + \{H[I_i(t)]\}^2}, \quad \phi_i(t) = \arctan \frac{H[I_i(t)]}{I_i(t)}, \quad \text{则有瞬时频率}$$

$$\omega_i(t) = \frac{d\phi_i(t)}{dt};$$

[0083] Hilbert 边际谱函数计算子模块,用于将原始脉搏波信号可改写为

$$x(t) = \operatorname{Re} \left\{ \sum_{i=1}^n \alpha_i(t) \exp[j\phi_i(t)] \right\} = \operatorname{Re} \left\{ \sum_{i=1}^n \alpha_i(t) \exp \left[j \int \omega_i(t) dt \right] \right\}, \quad \text{则有}$$

$H(\omega, t) = \text{Re}\{\sum_{i=1}^n \alpha_i(t) \exp[j \int \omega_i(t) dt]\}$, 把 $H(\omega, t)$ 对时间积分, 得到 Hilbert 边际谱函数

为 $h(\omega) = \int_0^T H(\omega, t) dt$ T 表示总的的数据长度;

[0084] 最大频率输出子模块, 用于将 Hilbert 边际谱函数的最大频率作为所述原始脉搏波的最大频率输出。

[0085] 本实施例中上述方法是对脉搏波进行频率域分析, 可以消除脉搏波在传输过程中, 受内脏器官影响而叠加的多种不同频率杂波信号对人体的脉搏波造成的影响, 因此准确度高, 且可以描述脉搏信号的幅值和频率特征。将输出的最大频率作为评价心血管健康状态的生理指标, 为心血管健康检测提供了新的方法。而且脉搏波的采集为无创式采集, 不会对人体造成伤害, 且脉搏波的采集方式简单, 脉搏波采集后可基于上述脉搏波分析装置进行自动分析, 无需专业的医护人员, 降低了检测人员医疗知识的要求, 节省了医疗资源。

[0086] 以上所述, 仅为本发明的具体实施方式, 但本发明的保护范围并不局限于此, 任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内, 可轻易想到变化或替换, 都应涵盖在本发明的保护范围之内。

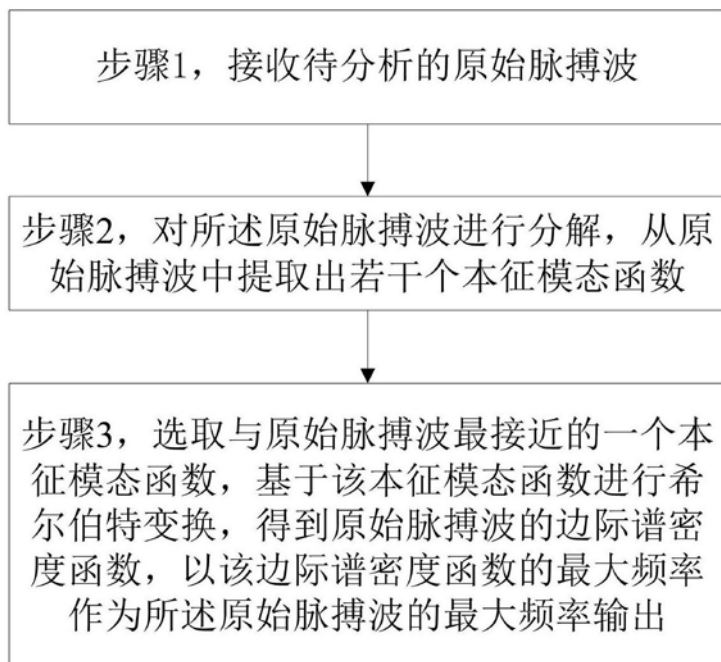


图1

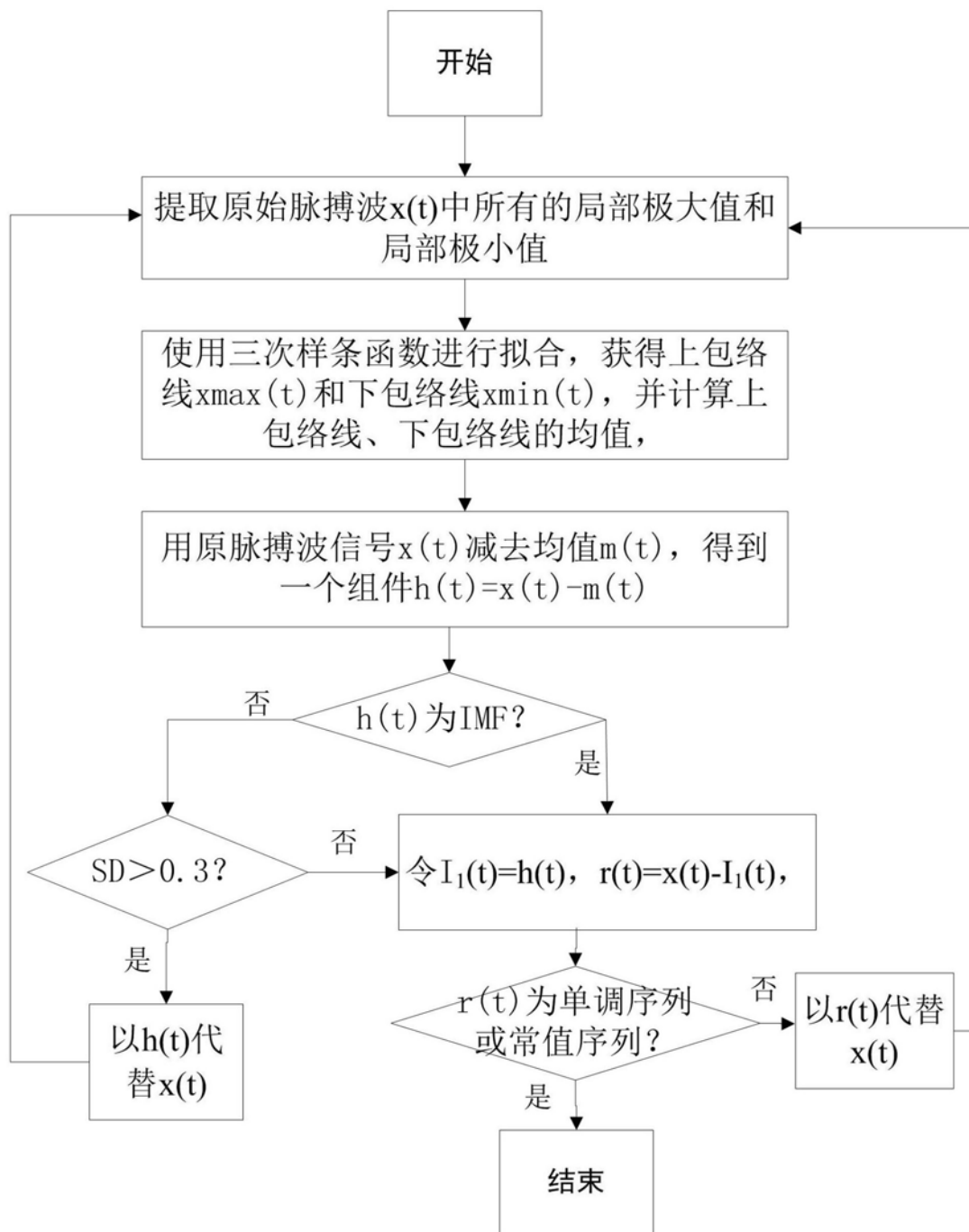


图2

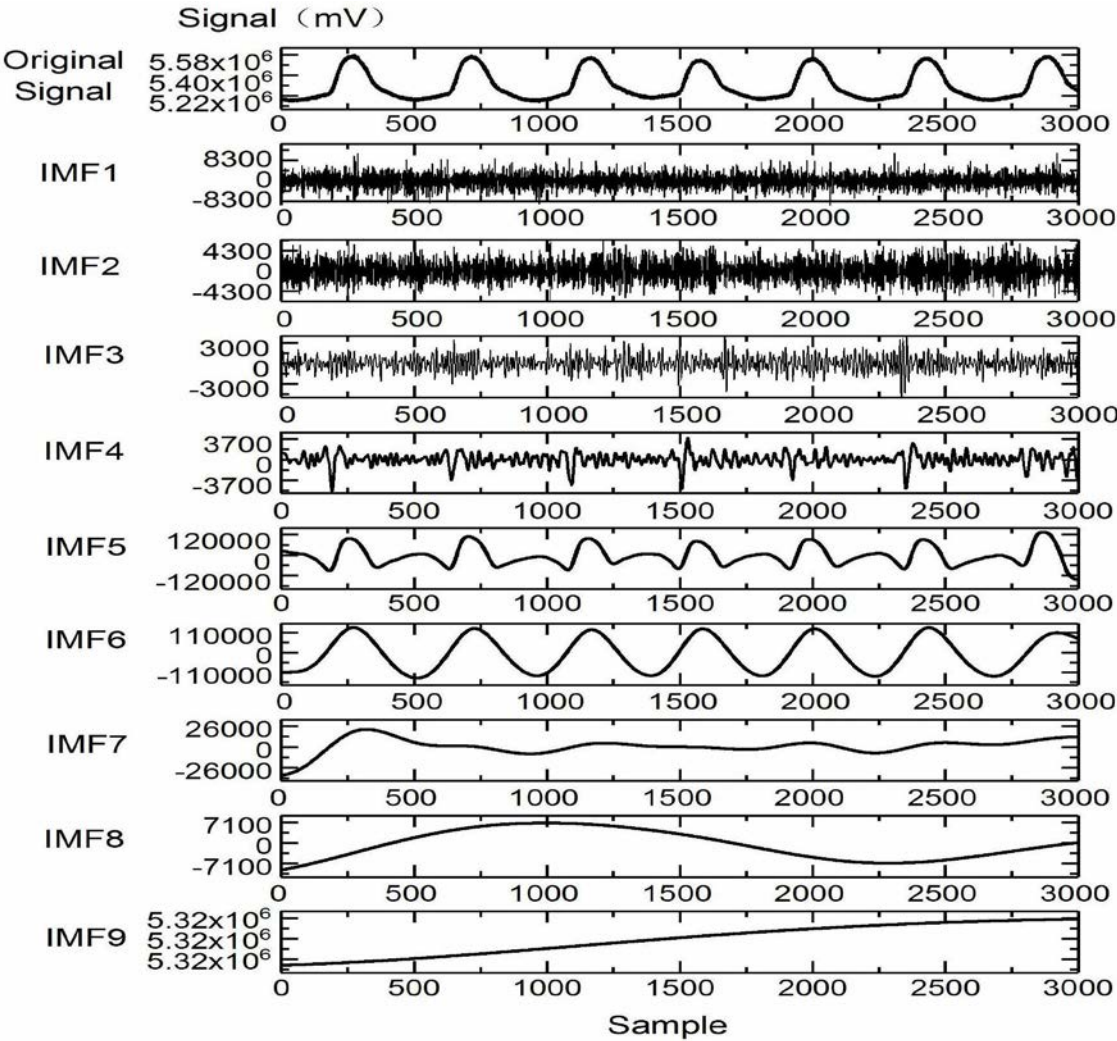


图3

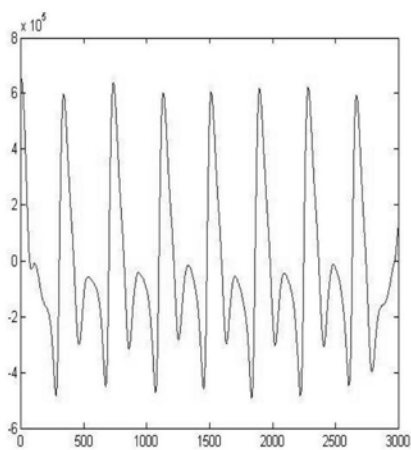


图4a

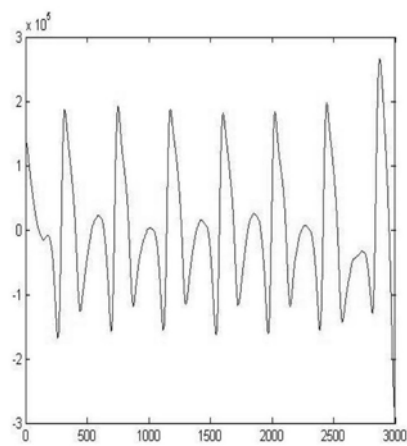


图4b

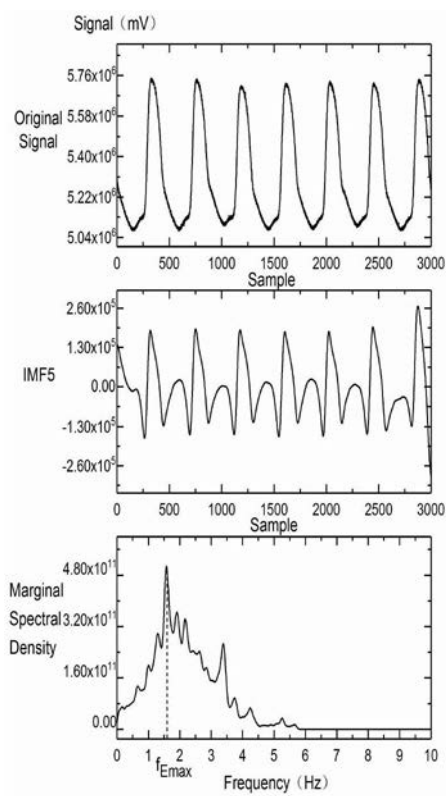


图4c

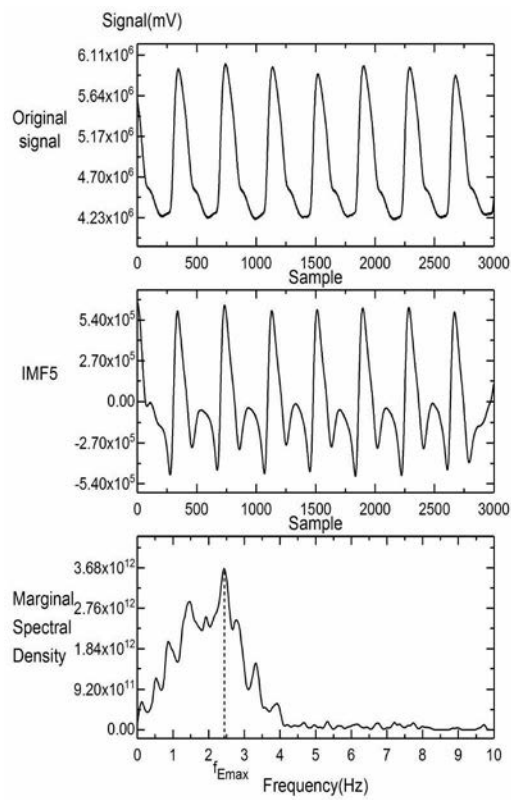


图4d

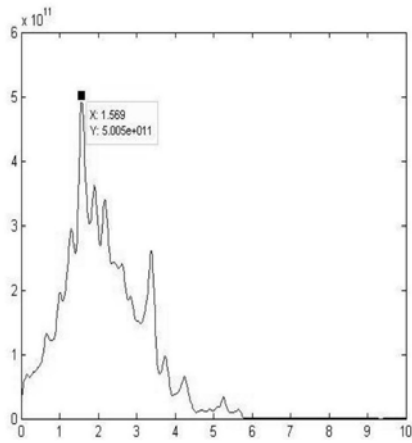


图4e

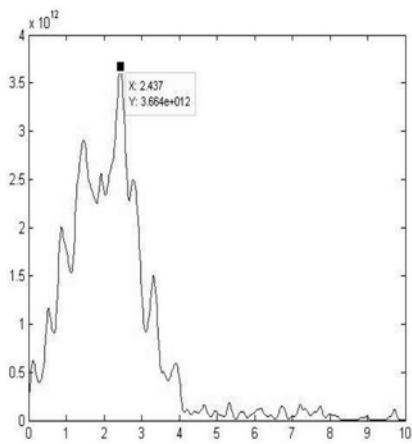


图4f

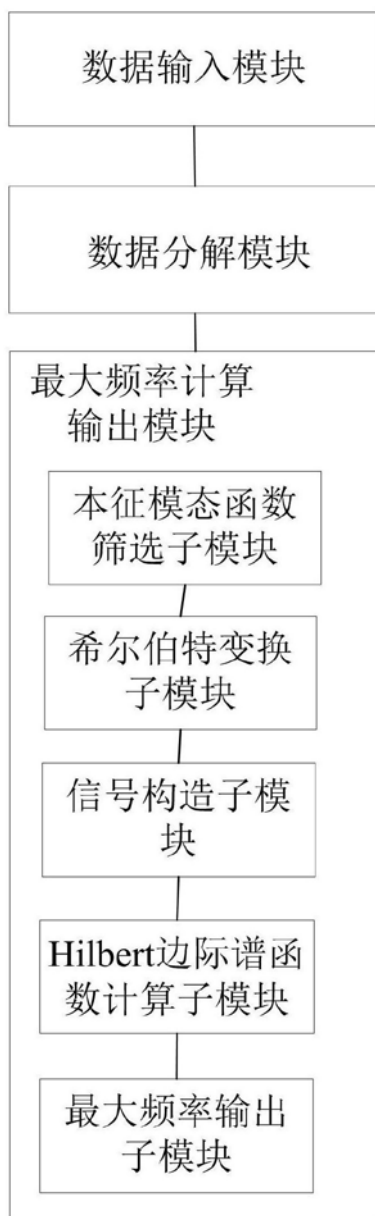


图5

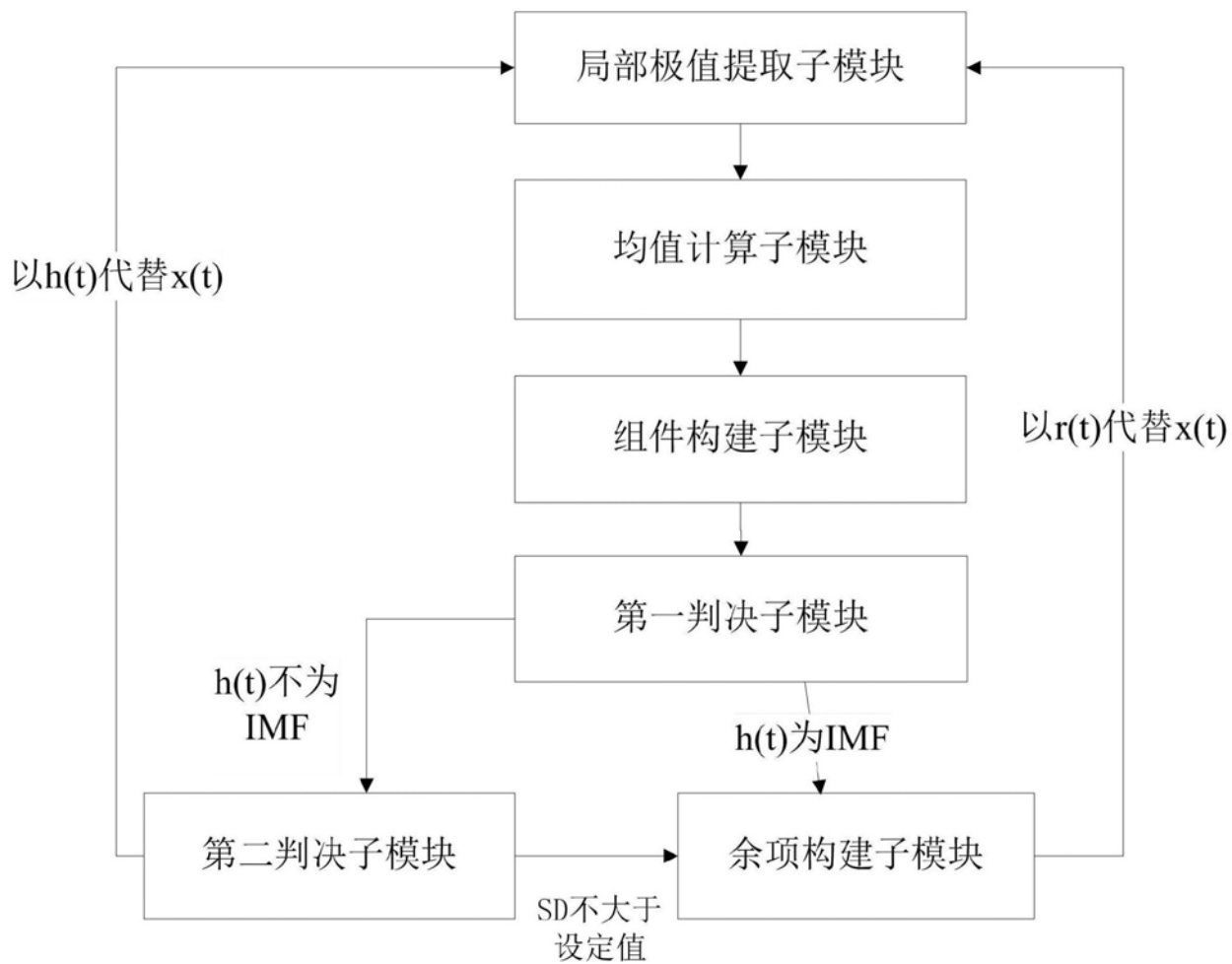


图6

专利名称(译)	一种脉搏波的分析方法及装置		
公开(公告)号	CN109171678A	公开(公告)日	2019-01-11
申请号	CN201811119099.1	申请日	2018-09-25
[标]申请(专利权)人(译)	北方民族大学		
申请(专利权)人(译)	北方民族大学		
当前申请(专利权)人(译)	北方民族大学		
[标]发明人	韦海成 李云琴 吴官胜 肖明霞 潘俊涛 许亚杰		
发明人	韦海成 李云琴 吴官胜 肖明霞 潘俊涛 许亚杰		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/4854 A61B5/7235		
代理人(译)	张玲		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种脉搏波的分析方法及装置，该方法包括步骤：步骤1，接收待分析的原始脉搏波；步骤2，对所述原始脉搏波进行分解，从原始脉搏波中提取出若干个本征模态函数；步骤3，选取与原始脉搏波最接近的一个本征模态函数，基于该本征模态函数进行希尔伯特变换，得到原始脉搏波的边际谱密度函数，以该边际谱密度函数的最大频率作为所述原始脉搏波的最大频率输出。本发明方法是对脉搏波进行频率域分析，可以消除脉搏波在传输过程中，受内脏器官影响而叠加的多种不同频率杂波信号对人体的脉搏波造成的影响，准确度高，可将输出的最大频率作为评价心血管健康状态的生理指标。

