



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110313903 A

(43)申请公布日 2019. 10. 11

(21)申请号 201910741258.X

(22)申请日 2019.08.12

(71)申请人 中国科学院微电子研究所

地址 100029 北京市朝阳区北土城西路3号

(72)发明人 王国泰 张以涛 耿兴光 张海英
黄成军

(74)专利代理机构 北京天达知识产权代理事务
所(普通合伙) 11386

代理人 李明里

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

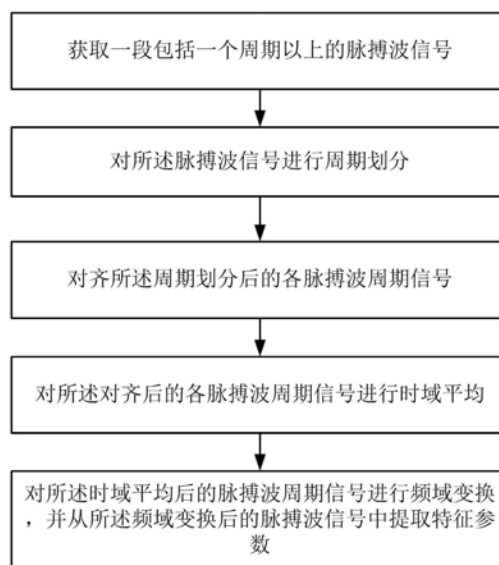
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

一种脉搏波频域特征参数提取方法及装置

(57)摘要

本发明涉及一种脉搏波频域特征参数提取方法及装置,属于脉搏波特征参数提取技术领域,解决了现有脉搏波频域特征参数提取结果不够理想的问题。包括以下步骤:获取一段包括一个周期以上的脉搏波信号;对所述脉搏波信号进行周期划分;对齐所述周期划分后的各脉搏波周期信号;对所述对齐后的各脉搏波周期信号进行时域平均;对所述时域平均后的脉搏波周期信号进行频域变换,并从所述频域变换后的脉搏波信号中提取特征参数。该方法一方面避免了传统方法中单独从时域角度抽取特征值的误差和局限性,另一方面有效避免了周期划分不准、未对齐各脉搏波周期信号等因素对特征参数提取结果的影响,能够得到精度较高的特征参数提取结果。



1. 一种脉搏波频域特征参数提取方法,其特征在于,包括以下步骤:

获取一段包括一个周期以上的脉搏波信号;

对所述脉搏波信号进行周期划分;

对齐所述周期划分后的各脉搏波周期信号;

对所述对齐后的各脉搏波周期信号进行时域平均;

对所述时域平均后的脉搏波周期信号进行频域变换,并从所述频域变换后的脉搏波信号中提取特征参数。

2. 根据权利要求1所述的脉搏波频域特征参数提取方法,其特征在于,所述对所述脉搏波信号进行周期划分,包括:

将初始采样点搜索范围内脉搏波信号幅值最小值对应的采样点,作为起始脉搏波周期信号的起始点;

在前一脉搏波周期信号起始点的基础上叠加所述初始采样点搜索范围,得到当前脉搏波周期信号的采样点搜索范围,并将该搜索范围内脉搏波信号幅值最小值对应的采样点,作为当前脉搏波周期信号的起始点;

前一脉搏波周期信号起始点与当前脉搏波周期信号起始点之间的信号即为前一脉搏波周期信号。

3. 根据权利要求2所述的脉搏波频域特征参数提取方法,其特征在于,所述初始采样点搜索范围表示为:

$(60/\text{脉搏最大跳动频率}) \times \text{采样频率} \leq \text{初始采样点搜索范围} \leq (60/\text{脉搏最小跳动频率}) \times \text{采样频率}$ 。

4. 根据权利要求1所述的脉搏波频域特征参数提取方法,其特征在于,所述对齐所述周期划分后的各脉搏波周期信号,包括:

将周期划分后的各脉搏波周期信号以主峰点对应的采样点为界分割为前、后两段;

分别求取所有脉搏波周期信号前段、后段的采样点数平均值;

基于所述两段数据的采样点数平均值,运用三次样条插值对各脉搏波周期信号的两段分别进行插值,并连接插值处理后的各脉搏波周期信号的两段,得到周期长度相同的各脉搏波周期信号。

5. 根据权利要求1所述的脉搏波频域特征参数提取方法,其特征在于,根据以下公式对所述对齐后的各脉搏波周期信号进行时域平均:

$$x(i) = \frac{1}{N_1} \sum_{k=1}^{N_1} x_k(i) \quad (1)$$

其中, $x(i)$ 表示第*i*个采样点时域平均后的脉搏波信号数据, N_1 表示周期划分后脉搏波信号的整周期个数, $x_k(i)$ 表示对齐后的第*k*个脉搏波周期信号中第*i*个采样点的脉搏波信号数据, $k=1, \dots, N_1; i=1, \dots, N_2$, N_2 表示对齐后的单个脉搏波周期信号的采样点个数。

6. 根据权利要求1所述的脉搏波频域特征参数提取方法,其特征在于,在所述获取一段包括一个周期以上的脉搏波信号后,还包括:

对所述一段包括一个周期以上的脉搏波信号进行去噪处理。

7. 根据权利要求7所述的脉搏波频域特征参数提取方法,其特征在于,所述去噪处理包括:

首先利用零相移高通滤波器去除基线漂移,然后利用中值滤波器去除异常点,最后运用带阻滤波器去除干扰。

8. 根据权利要求1所述的脉搏波频域特征参数提取方法,其特征在于,所述从所述频域变换后的脉搏波信号中提取到的特征参数至少包括振幅、相位、频率信息中的一种。

9. 一种脉搏波频域特征参数提取装置,其特征在于,所述装置包括:

脉搏波信号获取模块,用于获取一段包括一个周期以上的脉搏波信号;

特征参数提取模块,用于对所述脉搏波信号获取模块输出的脉搏波信号进行周期划分;还用于对齐所述周期划分后的各脉搏波周期信号;还用于对所述对齐后的各脉搏波周期信号进行时域平均;还用于对所述时域平均后的脉搏波周期信号进行频域变换,并从所述频域变换后的脉搏波信号中提取特征参数;

特征参数显示模块,用于显示所述特征参数提取模块输出的特征参数。

10. 根据权利要求9所述的脉搏波频域特征参数提取装置,其特征在于,在所述特征参数提取模块中,

执行以下操作对所述脉搏波信号获取模块输出的脉搏波信号进行周期划分:

将初始采样点搜索范围内脉搏波信号幅值最小值对应的采样点,作为起始脉搏波周期信号的起始点;

在前一脉搏波周期信号起始点的基础上叠加所述初始采样点搜索范围,得到当前脉搏波周期信号的采样点搜索范围,并将该搜索范围内脉搏波信号幅值最小值对应的采样点,作为当前脉搏波周期信号的起始点;

前一脉搏波周期信号起始点与当前脉搏波周期信号起始点之间的信号即为前一脉搏波周期信号;

执行以下操作对齐所述周期划分后的各脉搏波周期信号:

将周期划分后的各脉搏波周期信号以主峰点对应的采样点为界分割为前、后两段;

分别求取所有脉搏波周期信号前段、后段的采样点数平均值;

基于所述两段数据的采样点数平均值,运用三次样条插值对各脉搏波周期信号的两段分别进行插值,并连接插值处理后的各脉搏波周期信号的两段,得到周期长度相同的各脉搏波周期信号。

一种脉搏波频域特征参数提取方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及脉搏波特征参数提取技术领域,尤其涉及一种脉搏波频域特征参数提取方法及装置。

背景技术

[0002] 传统的中医诊脉完全依赖医生个人的经验和知识,医生通过自己的感官去感知脉搏波动,再根据自己的行医经验来进行疾病诊断。这就造成了病人的脉象数据中存在极大的模糊性,医生的脉诊过程中存在较强的主观性。这些不确定因素严重阻碍了中医的科学化发展,也给中医的推广造成了极大的阻力。

[0003] 近年来,脉诊技术的客观化和规范化已经成为中医研究的热点。国内外的主要研究机构也都推出了一些中医脉诊数据的处理手段,主要是利用信号采集设备从病人身体上采集脉搏波信号,并利用信号处理技术从时频域角度对脉搏波进行量化分析处理,再利用数据统计技术为脉象判断提供客观化的信息。但是在实际脉搏波采集过程中,由于脉搏波传感器本身有一些不足,又或者由于采集部位不能十分精确,从而导致仪器采集到的脉搏波波形往往存在一些较大的干扰,这就导致无法进行后续的脉搏波分析,从而严重影响脉诊的诊断效果。

[0004] 因此,如何有效的消除脉搏波波形中存在的信号干扰并提取出较为理想的人体脉搏波波形,并从合适的角度进行脉搏波特征参数的提取,对于后续的脉搏波分析以及身体状况的判别具有重要的意义,也是当前脉搏波研究领域中最紧迫的问题之一。

发明内容

[0005] 鉴于上述的分析,本发明旨在提供一种脉搏波频域特征参数提取方法及装置,用以解决现有脉搏波频域特征参数提取结果不够理想的问题。

[0006] 本发明的目的主要是通过以下技术方案实现的:

[0007] 一种脉搏波频域特征参数提取方法,包括以下步骤:

[0008] 获取一段包括一个周期以上的脉搏波信号;

[0009] 对所述脉搏波信号进行周期划分;

[0010] 对齐所述周期划分后的各脉搏波周期信号;

[0011] 对所述对齐后的各脉搏波周期信号进行时域平均;

[0012] 对所述时域平均后的脉搏波周期信号进行频域变换,并从所述频域变换后的脉搏波信号中提取特征参数。

[0013] 在上述方案的基础上,本发明还做了如下改进:

[0014] 进一步,所述对所述脉搏波信号进行周期划分,包括:

[0015] 将初始采样点搜索范围内脉搏波信号幅值最小值对应的采样点,作为起始脉搏波周期信号的起始点;

[0016] 在前一脉搏波周期信号起始点的基础上叠加所述初始采样点搜索范围,得到当前

脉搏波周期信号的采样点搜索范围,并将该搜索范围内脉搏波信号幅值最小值对应的采样点,作为当前脉搏波周期信号的起始点;

[0017] 前一脉搏波周期信号起始点与当前脉搏波周期信号起始点之间的信号即为前一脉搏波周期信号。

[0018] 进一步,所述初始采样点搜索范围表示为:

[0019] $(60/\text{脉搏最大跳动频率}) \times \text{采样频率} \leq \text{初始采样点搜索范围} \leq (60/\text{脉搏最小跳动频率}) \times \text{采样频率}$ 。

[0020] 进一步,所述对齐所述周期划分后的各脉搏波周期信号,包括:

[0021] 将周期划分后的各脉搏波周期信号以主峰点对应的采样点为界分割为前、后两段;

[0022] 分别求取所有脉搏波周期信号前段、后段的采样点数平均值;

[0023] 基于所述两段数据的采样点数平均值,运用三次样条插值对各脉搏波周期信号的两段分别进行插值,并连接插值处理后的各脉搏波周期信号的两段,得到周期长度相同的各脉搏波周期信号。

[0024] 进一步,根据以下公式对所述对齐后的各脉搏波周期信号进行时域平均:

[0025]
$$x(i) = \frac{1}{N_1} \sum_{k=1}^{N_1} x_k(i) \quad (1)$$

[0026] 其中, $x(i)$ 表示第*i*个采样点时域平均后的脉搏波信号数据, N_1 表示周期划分后脉搏波信号的整周期采样点个数, $x_k(i)$ 表示对齐后的第*k*个脉搏波周期信号中第*i*个采样点的脉搏波信号数据, $k=1, \dots, N_1; i=1, \dots, N_2, N_2$ 表示对齐后的单个脉搏波周期信号的采样点个数。。

[0027] 进一步,在所述获取一段包括一个周期以上的脉搏波信号后,还包括:

[0028] 对所述一段包括一个周期以上的脉搏波信号进行去噪处理。

[0029] 进一步,所述去噪处理包括:

[0030] 首先利用零相移高通滤波器去除基线漂移,然后利用中值滤波器去除异常点,最后运用带阻滤波器去除干扰。

[0031] 进一步,所述从所述频域变换后的脉搏波信号中提取到的特征参数至少包括振幅、相位、频率信息中的一种。

[0032] 本发明还提供了一种脉搏波频域特征参数提取装置,所述装置包括:

[0033] 脉搏波信号获取模块,用于获取一段包括一个周期以上的脉搏波信号;

[0034] 特征参数提取模块,用于对所述脉搏波信号获取模块输出的脉搏波信号进行周期划分;还用于对齐所述周期划分后的各脉搏波周期信号;还用于对所述对齐后的各脉搏波周期信号进行时域平均;还用于对所述时域平均后的脉搏波周期信号进行频域变换,并从所述频域变换后的脉搏波信号中提取特征参数;

[0035] 特征参数显示模块,用于显示所述特征参数提取模块输出的特征参数。

[0036] 在上述方案的基础上,本发明还做了如下改进:

[0037] 进一步,在所述特征参数提取模块中,

[0038] 执行以下操作对所述脉搏波信号获取模块输出的脉搏波信号进行周期划分:

[0039] 将初始采样点搜索范围内脉搏波信号幅值最小值对应的采样点,作为起始脉搏波周期信号的起始点;

[0040] 在前一脉搏波周期信号起始点的基础上叠加所述初始采样点搜索范围,得到当前脉搏波周期信号的采样点搜索范围,并将该搜索范围内脉搏波信号幅值最小值对应的采样点,作为当前脉搏波周期信号的起始点;

[0041] 前一脉搏波周期信号起始点与当前脉搏波周期信号起始点之间的信号即为前一脉搏波周期信号;

[0042] 执行以下操作对齐所述周期划分后的各脉搏波周期信号:

[0043] 将周期划分后的各脉搏波周期信号以主峰点对应的采样点为界分割为前、后两段;

[0044] 分别求取所有脉搏波周期信号前段、后段的采样点数平均值;

[0045] 基于所述两段数据的采样点数平均值,运用三次样条插值对各脉搏波周期信号的两段分别进行插值,并连接插值处理后的各脉搏波周期信号的两段,得到周期长度相同的各脉搏波周期信号。

[0046] 本发明有益效果如下:

[0047] 本发明提出的脉搏波频域特征参数提取方法,在获取脉搏波信号后,通过对脉搏波信号进行周期划分、对齐,得到周期长度相同的各脉搏波周期信号,并对所述对齐后的各脉搏波周期信号进行时域平均;然后对时域平均后的结果进行频域变换,并从所述频域变换后的脉搏波信号中提取特征参数。一方面,该方法避免了传统方法中单独从时域角度抽取特征值的误差和局限性,相比较单独通过频域进行原始数据的信号处理方法及参数提取方法,只运用了一次傅里叶变换,降低了频域特征参数提取的复杂度。另一方面,该方法在具体实现过程中,充分考虑到了影响特征提取精度的各种因素,给出了具体的周期划分、对齐方法,有效避免了周期划分不准、未对齐各脉搏波周期信号等因素对特征参数提取结果的影响,能够得到精度较高的特征参数提取结果。

[0048] 本发明还提供了一种脉搏波频域特征参数提取装置,与上述方法对应设置。由于本实施例与上述方法实施例原理相同,所以本装置也具有上述方法实施例相应的技术效果。此处不再赘述。

[0049] 本发明中,上述各技术方案之间还可以相互组合,以实现更多的优选组合方案。本发明的其他特征和优点将在随后的说明书中阐述,并且,部分优点可从说明书中变得显而易见,或者通过实施本发明而了解。本发明的目的和其他优点可通过说明书、权利要求书以及附图中所特别指出的内容中来实现和获得。

附图说明

[0050] 附图仅用于示出具体实施例的目的,而并不认为是对本发明的限制,在整个附图中,相同的参考符号表示相同的部件。

[0051] 图1为本发明实施例1中脉搏波频域特征参数提取方法流程图;

[0052] 图2为采集到的脉搏波信号波形图;

[0053] 图3为去噪处理后的脉搏波波形图;

[0054] 图4为对齐后的各脉搏波周期信号叠加波形图;

- [0055] 图5为时域平均后的脉搏波周期信号；
[0056] 图6为脉搏波信号幅频特性图；
[0057] 图7为脉搏波信号相频特性图；
[0058] 图8为本发明实施例2中脉搏波频域特征参数提取装置结构示意图。

具体实施方式

[0059] 下面结合附图来具体描述本发明的优选实施例,其中,附图构成本申请一部分,并与本发明的实施例一起用于阐释本发明的原理,并非用于限定本发明的范围。

[0060] 实施例1

[0061] 本发明的一个具体实施例,公开了一种脉搏波频域特征参数提取方法,流程图如图1所示,包括以下步骤:

[0062] 步骤S1:获取一段包括一个周期以上的脉搏波信号;具体地,可通过脉搏波采集设备采集脉搏波信号。图2为一具体实施例中获取的脉搏波信号波形图,波形图包括多个周期的脉搏波波形数据。其中横坐标代表脉搏波采样点数,纵坐标代表脉搏波信号的幅度。一般的,脉搏波采集设备采集到的脉搏波信号存在不同程度的噪声,其与脉搏波采集设备的具体设置、被测点的具体位置以及被测者的个体特征等情况有关。这些非理性因素导致脉搏波采集设备采集到的信号波形不能准确反映被测者的生理特征,进而无法用于人体生理参数的测量,所以获取脉搏波信号后需要先对信号进行去噪处理。本实施例提供了一种优选的去噪处理方式:首先利用零相移高通滤波器去除由于采样过程中被测者身体起伏和呼吸灯引起的基线漂移,然后利用中值滤波器去除脉搏波采集过程中可能出现的过高或者过低的异常点,最后运用带阻滤波器去除采集设备本身存在的干扰及50Hz的工频干扰,去噪处理后的脉搏波波形图如图3所示。

[0063] 步骤S2:对所述脉搏波信号进行周期划分;具体地,可执行以下步骤实现周期划分:

[0064] 步骤S21:将初始采样点搜索范围内脉搏波信号幅值最小值对应的采样点,作为起始脉搏波周期信号的起始点;

[0065] 步骤S22:在前一脉搏波周期信号起始点的基础上叠加所述初始采样点搜索范围,得到当前脉搏波周期信号的采样点搜索范围,并将该搜索范围内脉搏波信号幅值最小值对应的采样点,作为当前脉搏波周期信号的起始点;

[0066] 其中,前一脉搏波周期信号起始点与当前脉搏波周期信号起始点之间的信号即为前一脉搏波周期信号。

[0067] 考虑到脉搏波采集设备采集到的脉搏波信号的起始段可能不是一个完整的脉搏波周期,对于这部分不完整脉搏波周期,周期划分过程中要予以剔除。因此,本实施例设置了初始采样点搜索范围,一方面可以在上述初始采样点搜索范围内确定脉搏波周期信号的起始点;另一方面,能够避免将起始部分的不完整脉搏波周期纳入周期划分的范围。优选地,在一实施例中,还给出了具体的初始采样点搜索范围,可表示为: $(60/\text{脉搏最大跳动频率}) \times \text{采样频率} \leq \text{初始采样点搜索范围} \leq (60/\text{脉搏最小跳动频率}) \times \text{采样频率}$ 。由于该搜索范围内存在有一个完整的脉搏波周期,因此可以在该搜索范围内确定脉搏波周期信号的起始点,从而实现准确度较高的周期划分。

[0068] 步骤S3:对齐所述周期划分后的各脉搏波周期信号;周期划分后的各脉搏波周期信号周期长度不一定一致,无法直接对其进行时域平均,因此,需要对齐所述周期划分后的各脉搏波周期信号,得到周期长度相同的各脉搏波周期信号。具体地,通过以下步骤实现各脉搏波周期信号的对齐:

[0069] 步骤S31:将周期划分后的各脉搏波周期信号以主峰点对应的采样点为界分割为前、后两段;

[0070] 步骤S32:分别求取所有脉搏波周期信号前段、后段的采样点数平均值;

[0071] 步骤S33:基于所述两段数据的采样点数平均值,运用三次样条插值对各脉搏波周期信号的两段分别进行插值,并连接插值处理后的各脉搏波周期信号的两段,得到周期长度相同的各脉搏波周期信号。

[0072] 由于周期划分后的单周期脉搏波周期不同,整体插值后会导致特征点的位置有较大差距,叠加平均时会有较大误差,所以运用此方法可以有效消除由于周期不同而导致脉搏波叠加的错误。某一实施例中,对齐后的各脉搏波周期信号叠加波形图如图4所示。

[0073] 步骤S4:对所述对齐后的各脉搏波周期信号进行时域平均;具体地,根据以下公式对所述对齐后的各脉搏波周期信号进行时域平均:

$$[0074] \quad x(i) = \frac{1}{N_1} \sum_{k=1}^{N_1} x_k(i) \quad (1)$$

[0075] 其中, $x(i)$ 表示第*i*个采样点时域平均后的脉搏波信号数据, N_1 表示周期划分后脉搏波信号的整周期个数, $x_k(i)$ 表示对齐后的第*k*个脉搏波周期信号中第*i*个采样点的脉搏波信号数据, $k=1, \dots, N_1; i=1, \dots, N_2, N_2$ 表示对齐后的单个脉搏波周期信号的采样点个数。时域平均后的脉搏波周期信号如图5所示。

[0076] 步骤S5:对所述时域平均后的脉搏波周期信号进行频域变换,并从所述频域变换后的脉搏波信号中提取特征参数。具体地,根据以下公式所述对时域平均后的脉搏波信号进行频域变换:

$$[0077] \quad W(m) = \sum_{i=1}^{N_2} x(i) e^{-j \frac{2\pi}{N_2} mi} \quad (2)$$

[0078] 其中, $W(m)$ 为傅里叶变换系数, m 为谐波次数。

[0079] 得到脉搏波信号进行频域变换后,即可从中提取特征参数信息,至少包括振幅、相位、频率信息中的一种。鉴于从频域变换结构中提取振幅、相位、频率信息的方式为本领域常规技术手段,且不是本发明的核心发明点,此处不再赘述。图6、图7分别为脉搏波信号幅频特性图、脉搏波信号相频特性图。

[0080] 与现有技术相比,本发明提出的脉搏波频域特征参数提取方法,在获取脉搏波信号后,通过对脉搏波信号进行周期划分、对齐,得到周期长度相同的各脉搏波周期信号,并对所述对齐后的各脉搏波周期信号进行时域平均;然后对时域平均后的结果进行频域变换,并从所述频域变换后的脉搏波信号中提取特征参数。一方面,该方法避免了传统方法中单独从时域角度抽取特征值的误差和局限性,相比较单独通过频域进行原始数据的信号处理方法及参数提取方法,只运用了一次傅里叶变换,降低了频域特征参数提取的复杂度。另一方面,该方法在具体实现过程中,充分考虑到了影响特征提取精度的各种因素,给出了具

体的周期划分、对齐方法,有效避免了周期划分不准、未对齐各脉搏波周期信号等因素对特征参数提取结果的影响,能够得到精度较高的特征参数提取结果。

[0081] 实施例2

[0082] 在本发明的实施例2中,公开了一种脉搏波频域特征参数提取装置,结构示意图如图8所示,所述装置包括:脉搏波信号获取模块,用于获取一段包括一个周期以上的脉搏波信号;可借助于脉搏波采集设备实现;特征参数提取模块,用于对所述脉搏波信号获取模块输出的脉搏波信号进行周期划分;还用于对齐所述周期划分后的各脉搏波周期信号;还用于对所述对齐后的各脉搏波周期信号进行时域平均;还用于对所述时域平均后的脉搏波周期信号进行频域变换,并从所述频域变换后的脉搏波信号中提取特征参数;特征参数显示模块,用于显示所述特征参数提取模块输出的特征参数。

[0083] 具体地,在所述特征参数提取模块中,执行以下操作对所述脉搏波信号获取模块输出的脉搏波信号进行周期划分:将初始采样点搜索范围内脉搏波信号幅值最小值对应的采样点,作为起始脉搏波周期信号的起始点;在前一脉搏波周期信号起始点的基础上叠加所述初始采样点搜索范围,得到当前脉搏波周期信号的采样点搜索范围,并将该搜索范围内脉搏波信号幅值最小值对应的采样点,作为当前脉搏波周期信号的起始点;前一脉搏波周期信号起始点与当前脉搏波周期信号起始点之间的信号即为前一脉搏波周期信号;

[0084] 执行以下操作对齐所述周期划分后的各脉搏波周期信号:将周期划分后的各脉搏波周期信号以主峰点对应的采样点为界分割为前、后两段;分别求取所有脉搏波周期信号前段、后段的采样点数平均值;基于所述两段数据的采样点数平均值,运用三次样条插值对各脉搏波周期信号的两段分别进行插值,并连接插值处理后的各脉搏波周期信号的两段,得到周期长度相同的各脉搏波周期信号。

[0085] 本实施例的具体实施过程参见上述方法实施例即可,本实施例在此不再赘述。由于本实施例与上述方法实施例原理相同,所以本装置也具有上述方法实施例相应的技术效果。

[0086] 本领域技术人员可以理解,实现上述实施例方法的全部或部分流程,可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的程序可存储于计算机可读存储介质中。其中,所述计算机可读存储介质为磁盘、光盘、只读存储记忆体或随机存储记忆体等。

[0087] 以上所述,仅为本发明较佳的具体实施方式,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,可轻易想到的变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。

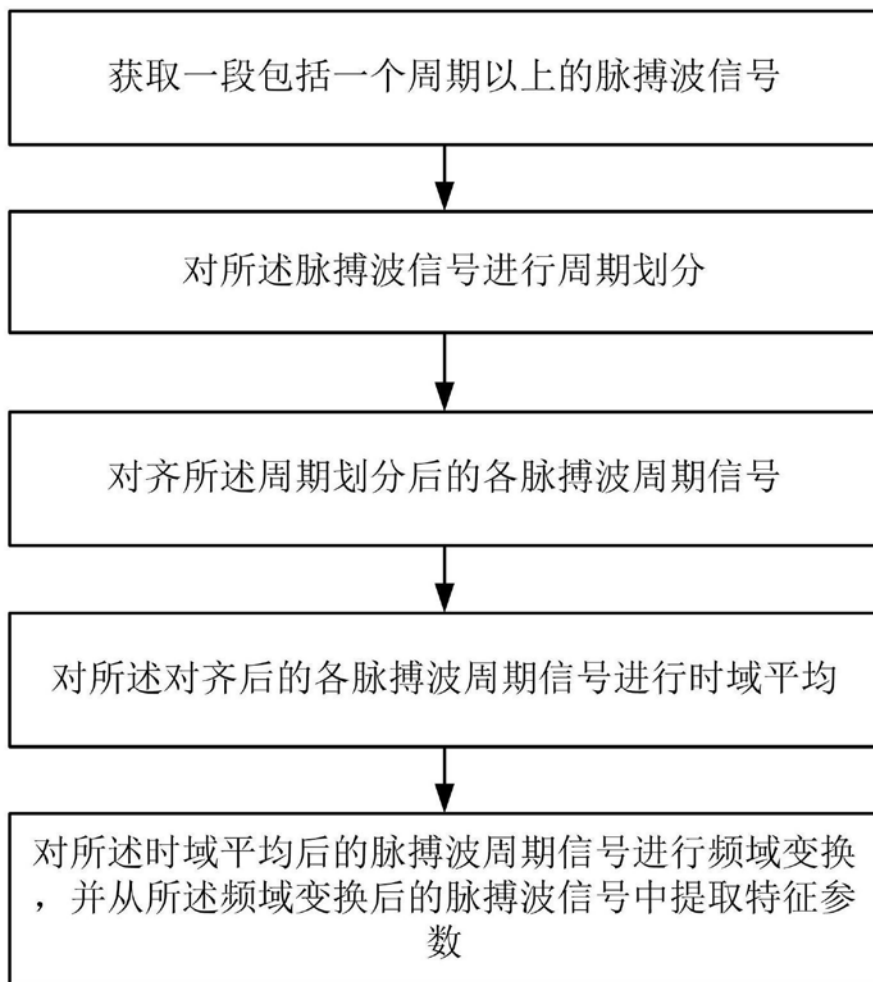


图1

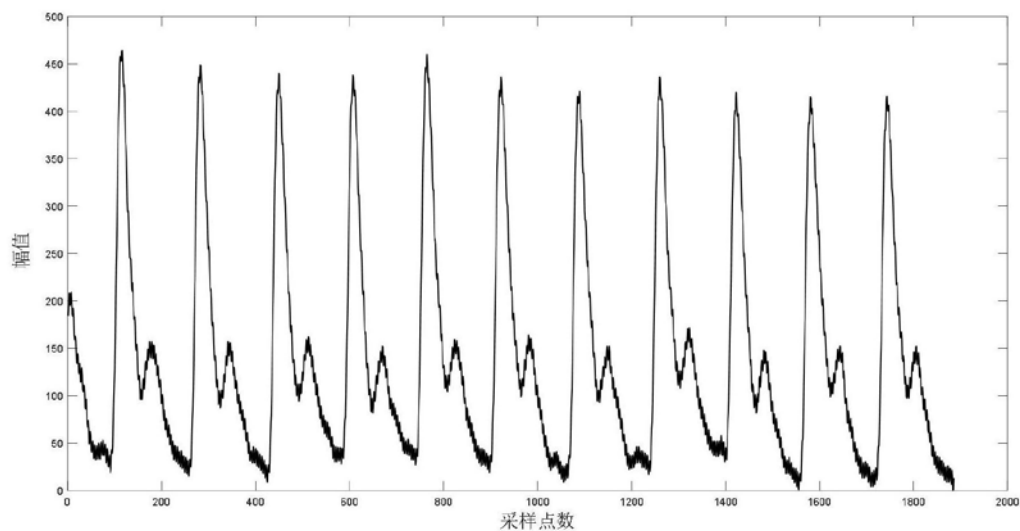


图2

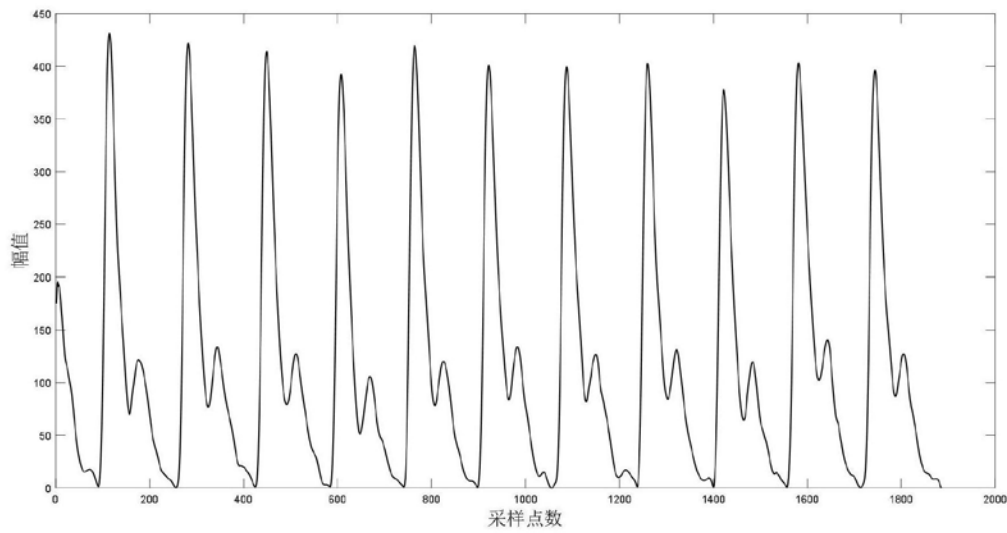


图3

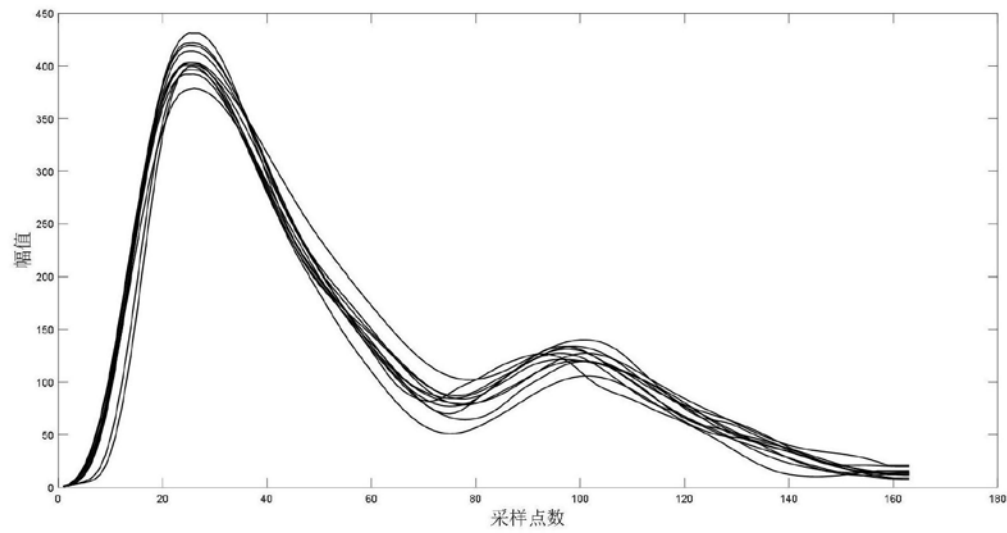


图4

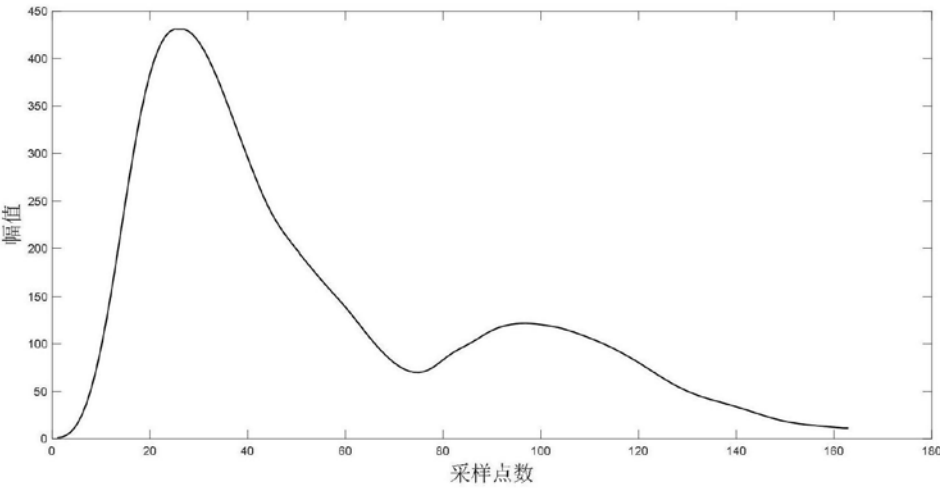


图5

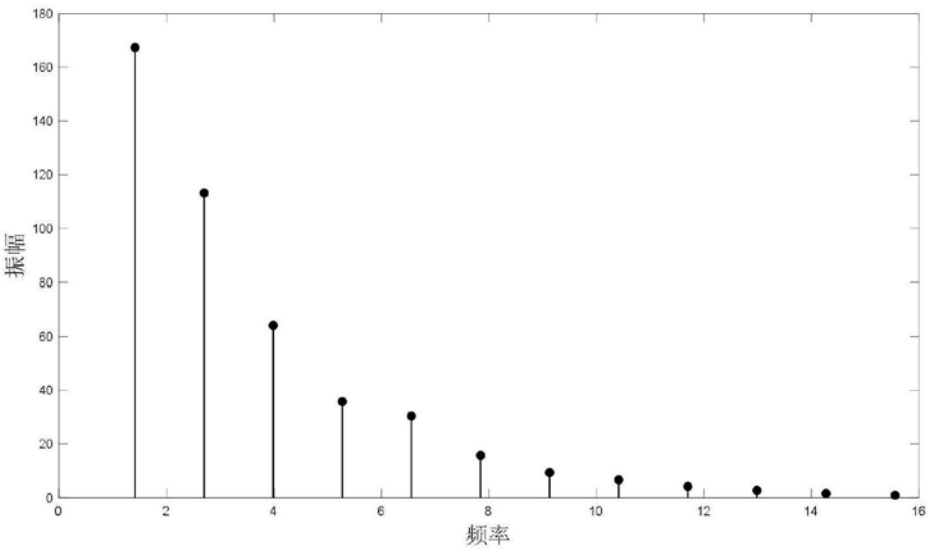


图6

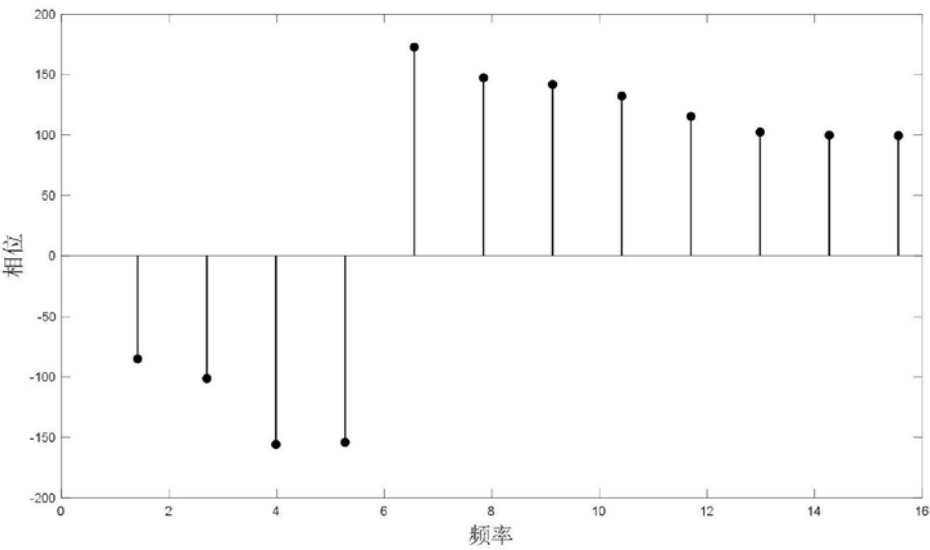


图7

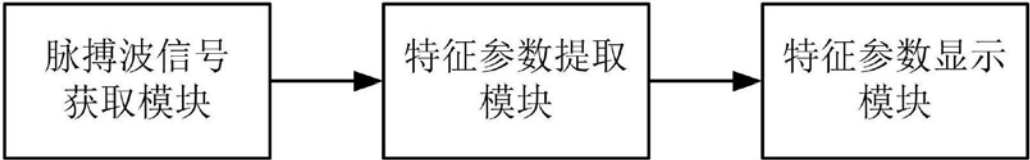


图8

专利名称(译)	一种脉搏波频域特征参数提取方法及装置		
公开(公告)号	CN110313903A	公开(公告)日	2019-10-11
申请号	CN201910741258.X	申请日	2019-08-12
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院微电子研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院微电子研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院微电子研究所		
[标]发明人	王国泰 张以涛 耿兴光 张海英 黄成军		
发明人	王国泰 张以涛 耿兴光 张海英 黄成军		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/4854 A61B5/7235 A61B5/7253 A61B5/7257		
代理人(译)	李明里		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种脉搏波频域特征参数提取方法及装置，属于脉搏波特征参数提取技术领域，解决了现有脉搏波频域特征参数提取结果不够理想的问题。包括以下步骤：获取一段包括一个周期以上的脉搏波信号；对所述脉搏波信号进行周期划分；对齐所述周期划分后的各脉搏波周期信号；对所述对齐后的各脉搏波周期信号进行时域平均；对所述时域平均后的脉搏波周期信号进行频域变换，并从所述频域变换后的脉搏波信号中提取特征参数。该方法一方面避免了传统方法中单独从时域角度抽取特征值的误差和局限性，另一方面有效避免了周期划分不准、未对齐各脉搏波周期信号等因素对特征参数提取结果的影响，能够得到精度较高的特征参数提取结果。

