



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109350031 A

(43)申请公布日 2019.02.19

(21)申请号 201811496886.8

(22)申请日 2018.12.07

(71)申请人 深圳先进技术研究院

地址 518000 广东省深圳市南山区西丽大
学城学苑大道1068号

(72)发明人 李烨 刘增丁 苗芬 刘记奎
闻博

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371

代理人 逯恒

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

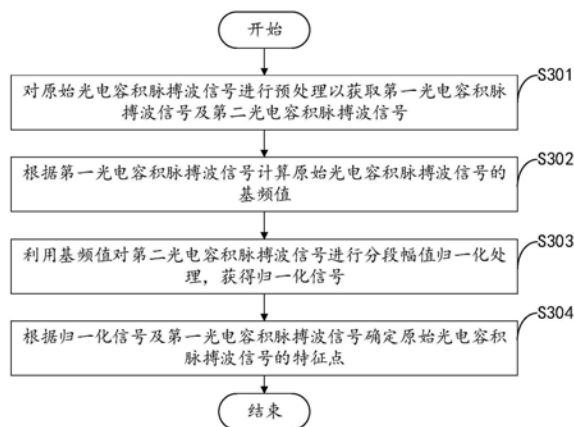
权利要求书2页 说明书8页 附图6页

(54)发明名称

一种光电容积脉搏波信号特征点检测方法
及装置

(57)摘要

本发明实施例提出一种光电容积脉搏波信号特征点检测方法及装置,涉及生物医学信号处理技术领域。该方法及装置通过对原始光电容积脉搏波信号进行预处理以获取第一光电容积脉搏波信号及第二光电容积脉搏波信号,根据第一光电容积脉搏波信号计算原始光电容积脉搏波信号的基频值,然后利用基频值对第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理,获得归一化信号,从而根据归一化信号确定原始光电容积脉搏波信号的特征点。通过基频值对第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理,以增强和凸显原始光电容积脉搏波信号在归一化信号中的位置,提高了原始光电容积脉搏波信号波谷和波峰特征检测的准确度。



1. 一种光电容积脉搏波信号特征点检测方法,其特征在于,所述光电容积脉搏波信号特征点检测方法包括:

对原始光电容积脉搏波信号进行预处理以获取第一光电容积脉搏波信号及第二光电容积脉搏波信号;

根据所述第一光电容积脉搏波信号计算所述原始光电容积脉搏波信号的基频值;

利用所述基频值对所述第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理,获得归一化信号;

根据所述归一化信号及所述第一光电容积脉搏波信号确定所述原始光电容积脉搏波信号的特征点。

2. 根据权利要求1所述的光电容积脉搏波信号特征点检测方法,其特征在于,所述利用所述基频值对所述第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理,获得归一化信号的步骤包括:

根据所述原始光电容积脉搏波信号的采样频率及所述基频值计算信号分段长度;

根据所述信号分段长度,对所述第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理以获得所述归一化信号。

3. 根据权利要求2所述的光电容积脉搏波信号特征点检测方法,其特征在于,所述根据所述原始光电容积脉搏波信号的采样频率及所述基频值计算信号分段长度的步骤包括:

通过算式 $M = \frac{f_s}{f_m} \cdot \alpha$ 计算所述信号分段长度;其中, f_s 为采样频率, f_m 为基频值, α 为预设定的常数。

4. 根据权利要求1所述的光电容积脉搏波信号特征点检测方法,其特征在于,所述对所述原始光电容积脉搏波信号进行预处理以获取第一光电容积脉搏波信号及第二光电容积脉搏波信号的步骤包括:

对所述原始光电容积脉搏波信号进行低通滤波操作以获取所述第一光电容积脉搏波信号;

对所述第一光电容积脉搏波信号进行差分运算以获得差分信号;

对所述差分信号进行次方运算以获取所述第二光电容积脉搏波信号。

5. 根据权利要求1所述的光电容积脉搏波信号特征点检测方法,其特征在于,所述特征点包括波峰及波谷,所述根据所述归一化信号及所述第一光电容积脉搏波信号确定所述原始光电容积脉搏波信号的特征点的步骤包括:

根据所述归一化信号确定多个特征点参考位置,其中,每个所述特征点参考位置对应的幅值均为1,且相邻两个所述特征点参考位置之间的间隔大于或等于第一阈值;

以所述第一光电容积脉搏波信号为基准,将位于以所述特征点参考位置确定的时域范围内、且位于所述特征点参考位置左边的第一个过零点位置作为波谷位置,将位于以所述特征点参考位置确定的时域范围内、且位于所述特征点参考位置右边的第一个极大值点位置作为波峰位置。

6. 一种光电容积脉搏波信号特征点检测装置,其特征在于,所述光电容积脉搏波信号特征点检测装置包括:

预处理单元,用于对原始光电容积脉搏波信号进行预处理以获取第一光电容积脉搏波

信号及第二光电容积脉搏波信号；

计算单元，用于根据所述第一光电容积脉搏波信号计算所述原始光电容积脉搏波信号的基频值；

归一化单元，用于利用所述基频值对所述第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理，获得归一化信号；

特征点确定单元，用于根据所述归一化信号及所述第一光电容积脉搏波信号确定所述原始光电容积脉搏波信号的特征点。

7. 根据权利要求6所述的光电容积脉搏波信号特征点检测装置，其特征在于，所述归一化单元用于根据所述原始光电容积脉搏波信号的采样频率及所述基频值计算信号分段长度；

所述归一化单元用于根据所述信号分段长度，对所述第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理以获得所述归一化信号。

8. 根据权利要求7所述的光电容积脉搏波信号特征点检测装置，其特征在于，所述归一化单元用于通过算式 $M = \frac{f_s}{f_m} \cdot \alpha$ 计算所述信号分段长度；其中， f_s 为采样频率， f_m 为基频值， α 为预设定的常数。

9. 根据权利要求6所述的光电容积脉搏波信号特征点检测装置，其特征在于，所述预处理单元用于对所述原始光电容积脉搏波信号进行低通滤波操作以获取所述第一光电容积脉搏波信号；

所述预处理单元用于对所述第一光电容积脉搏波信号进行差分运算以获得差分信号；

所述预处理单元用于对所述差分信号进行次方运算以获取所述第二光电容积脉搏波信号。

10. 根据权利要求6所述的光电容积脉搏波信号特征点检测装置，其特征在于，所述特征点包括波峰及波谷，所述特征点确定单元用于根据所述归一化信号确定多个特征点参考位置，其中，每个所述特征点参考位置对应的幅值均为1，且相邻两个所述特征点参考位置之间的间隔大于或等于第一阈值；

所述特征点确定单元用于以所述第一光电容积脉搏波信号为基准，将位于以所述特征点参考位置确定的时域范围内、且位于所述特征点参考位置左边的第一个过零点位置作为波谷位置，将位于以所述特征点参考位置确定的时域范围内、且位于所述特征点参考位置右边的第一个极大值点位置作为波峰位置。

一种光电容积脉搏波信号特征点检测方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及生物医学信号处理技术领域,具体而言,涉及一种光电容积脉搏波信号特征点检测方法及装置。

背景技术

[0002] 光电容积脉搏波(PhotoPlethysmoGraphy,PPG)蕴含丰富的心血管系统信息,PPG信号特征分析已经广泛运用于心血管系统健康状况评估中。准确检测PPG信号特征点位置,尤其是波谷和波峰位置,对PPG信号特征分析具有重要的作用。然而PPG信号在采集过程中容易受体表温度、体表组织低灌注以及环境光照影响,PPG信号形态可能会产生较大畸变,给PPG信号特征点检测造成困难。

[0003] 现有技术提出了一种基于自适应阈值的PPG信号波谷和波峰检测方法,然而其阈值下降曲线很容易受到PPG信号下降沿中高幅值重搏波的影响,使得波谷检测出错;同时在PPG信号波形变化较大时,该方法的检测效果较差。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明的目的在于提供一种光电容积脉搏波信号特征点检测方法及装置,以解决上述问题。

[0005] 为了实现上述目的,本发明实施例采用的技术方案如下:

[0006] 第一方面,本发明实施例提供了一种光电容积脉搏波信号特征点检测方法,所述光电容积脉搏波信号特征点检测方法包括:

[0007] 对原始光电容积脉搏波信号进行预处理以获取第一光电容积脉搏波信号及第二光电容积脉搏波信号;

[0008] 根据所述第一光电容积脉搏波信号计算所述原始光电容积脉搏波信号的基频值;

[0009] 利用所述基频值对所述第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理,获得归一化信号;

[0010] 根据所述归一化信号及所述第一光电容积脉搏波信号确定所述原始光电容积脉搏波信号的特征点。

[0011] 第二方面,本发明实施例还提供了一种光电容积脉搏波信号特征点检测装置,所述光电容积脉搏波信号特征点检测装置包括:

[0012] 预处理单元,用于对原始光电容积脉搏波信号进行预处理以获取第一光电容积脉搏波信号及第二光电容积脉搏波信号;

[0013] 计算单元,用于根据所述第一光电容积脉搏波信号计算所述原始光电容积脉搏波信号的基频值;

[0014] 归一化单元,用于利用所述基频值对所述第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理,获得归一化信号;

[0015] 特征点确定单元,用于根据所述归一化信号及所述第一光电容积脉搏波信号确定

所述原始光电容积脉搏波信号的特征点。

[0016] 本发明提供的光电容积脉搏波信号特征点检测方法及装置,通过对原始光电容积脉搏波信号进行预处理以获取第一光电容积脉搏波信号及第二光电容积脉搏波信号,根据第一光电容积脉搏波信号计算原始光电容积脉搏波信号的基频值,然后利用基频值对第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理,获得归一化信号,从而根据归一化信号确定原始光电容积脉搏波信号的特征点。通过基频值对第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理,以增强和凸显原始光电容积脉搏波信号在归一化信号中的位置,提高了原始光电容积脉搏波信号波谷和波峰特征检测的准确度。

[0017] 为使本发明的上述目的、特征和优点能更明显易懂,下文特举较佳实施例,并配合所附附图,作详细说明如下。

附图说明

[0018] 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。

[0019] 图1为光电容积脉搏波信号的波形图。

[0020] 图2为可应用于本发明的人体参数检测设备的方框示意图。

[0021] 图3为本发明提供的光电容积脉搏波信号特征点检测方法的流程图。

[0022] 图4为光电容积脉搏波信号特征点检测方法的具体流程图。

[0023] 图5为对差分信号进行次方运算的效果图。

[0024] 图6为基于第一光电容积脉搏波信号的信号频率分布图。

[0025] 图7为利用光电容积脉搏波信号特征点检测方法过程中产生的各信号的波形图。

[0026] 图8为原始光电容积脉搏波信号形态畸变较大时,利用本发明提供的光电容积脉搏波信号特征点检测方法得到的检测结果。

[0027] 图9为本发明提供的光电容积脉搏波信号特征点检测装置的功能模块图。

[0028] 图标:100-人体参数检测设备;110-存储器;120-处理器;130-通信单元;200-光电容积脉搏波信号特征点检测装置;210-预处理单元;220-计算单元;230-归一化单元;240-特征点确定单元。

具体实施方式

[0029] 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。

[0030] 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。

[0031] 需要说明的是,术语“第一”和“第二”等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何

这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0032] 如图1所示,PPG信号一个周期波形分为上升支和下降支两部分,并包括波谷、波峰和重搏波等特征。其中,波谷和波峰是PPG信号的重要特征点位置,分别反映心室射血开始和心室射血结束。因此,PPG信号波谷和波峰的准确检测已成为PPG信号评估心血管健康的重要保障。

[0033] 然而,PPG信号在采集过程中容易受到环境光照强度和体表温度影响;此外,呼吸作用或传感器移动带来的基线漂移以及体表组织的低灌注影响会引起PPG信号形态畸变,给PPG信号波谷和波峰检测带来很大困难。

[0034] 经过发明人的研究发现,现有技术的一种基于自适应阈值的PPG信号波谷和波峰检测方法,其主要思想是:先使用0.5~10Hz的带通滤波器去除PPG信号中的低频和高频噪声;在对PPG信号去噪后,通过PPG信号幅值大小自适应修正阈值曲线上升和下降的斜率,当阈值曲线和PPG波段重合时,分别沿着PPG上升沿和下降沿寻找拐点位置作为波峰和波谷,然而其阈值下降曲线很容易受到PPG信号下降沿中高幅值重搏波影响,使得波谷检测出错;同时,在PPG信号波形变化较大时,该方法的检测效果较差。因此,设计一种能够在PPG信号幅值和形态变化较大时能准确检测波谷和波峰位置的检测方法,对于PPG信号用于心血管系统健康状况的评估具有重要的意义。

[0035] 请参照图2,是人体参数检测设备100的方框示意图。所述人体参数检测设备100包括光电容积脉搏波信号特征点检测装置200、存储器110、处理器120以及通信单元130。

[0036] 所述存储器110、处理器120以及通信单元130各元件相互之间直接或间接地电性连接,以实现数据的传输或交互。例如,这些元件相互之间可通过一条或多条通讯总线或信号线实现电性连接。

[0037] 所述光电容积脉搏波信号特征点检测装置200包括至少一个可以软件或固件(Firmware)的形式存储于所述存储器110中或固化在所述人体参数检测设备100的操作系统(Operating System,OS)中的软件功能模块。

[0038] 所述处理器120用于执行所述存储器110中存储的可执行模块,例如所述光电容积脉搏波信号特征点检测装置200所包括的软件功能模块及计算机程序等。

[0039] 其中,存储器110用于存储程序或者数据。所述存储器110可以是,但不限于,随机存取存储器(Random Access Memory,RAM),只读存储器(Read Only Memory,ROM),可编程只读存储器(Programmable Read-Only Memory,PROM),可擦除只读存储器(Erasable Programmable Read-Only Memory,EPROM),电可擦除只读存储器(Electric Erasable Programmable Read-Only Memory,EEPROM)等。

[0040] 应当理解的是,图2所示的结构仅为人体参数检测设备100的结构示意图,所述人体参数检测设备100还可包括比图2中所示更多或者更少的组件,或者具有与图2所示不同的配置。图2中所示的各组件可以采用硬件、软件或其组合实现。

[0041] 本发明提供了一种光电容积脉搏波信号特征点检测方法,应用于上述人体参数检

测设备100,用于准确、快速地检测光电容积脉搏波信号的波峰及波谷。请参阅图3,为本发明提供的光电容积脉搏波信号特征点检测方法的流程图。该光电容积脉搏波信号特征点检测方法包括:

[0042] S301,对原始光电容积脉搏波信号进行预处理以获取第一光电容积脉搏波信号及第二光电容积脉搏波信号。

[0043] 请参阅图4,为光电容积脉搏波信号特征点检测方法的具体流程图。该S301包括:

[0044] S3011,对原始光电容积脉搏波信号进行低通滤波操作以获取第一光电容积脉搏波信号。

[0045] 由于采集到的原始光电容积脉搏波信号 $x(n)$ 往往存在基线漂移(低频)和肌电(高频)噪声干扰,为能准确检测PPG信号的特征点位置,在对PPG信号进行特征点检测之前,需先对PPG信号进行去噪处理。

[0046] 在现有技术中,一般是利用带通滤波器或者小波滤波方法去除PPG信号中的低频噪声和高频噪声,但这两种去噪方法较为复杂,时间消耗较长,不便于便携式设备中信号实时处理。

[0047] 因此,为简化去噪流程,能够快速实现去噪,本发明使用简单整系数低通滤波器去除PPG信号高频噪声,得到去噪后的PPG信号,即为第一光电容积脉搏波信号 $f(n)$ 。

[0048] 具体地,该整系数低通滤波器传递函数为:

$$[0049] \quad H(z) = \frac{1}{N} \cdot \frac{1-z^{-M}}{1-z}, N = \frac{f_s}{f_L}$$

[0050] 其中, f_s 为PPG信号的采样频率, f_L 为低通滤波器的截止频率, N 为正整数。

[0051] 由于PPG信号频率主要集中在0~20Hz,因此设计截止频率为20Hz的整系数低通滤波器,因此在一种可选的实施方式中, $f_L=20\text{Hz}$ 。

[0052] S3012,对第一光电容积脉搏波信号进行差分运算以获得差分信号。

[0053] 差分运算具有去除基线漂移和凸显奇异点位置的特点,因此原始光电容积脉搏波信号中包含的基线漂移(低频)噪声干扰便通过差分运算进行抑制。

[0054] 在一种可选的实施方式中,为便于后期检测波峰、波谷,利用以下一阶差分算式对第一光电容积脉搏波信号 $f(n)$ 进行差分运算,并将差分数值小于0的置为0,从而得到差分信号 $d(n)$ 。具体地,该一阶差分算式为:

$$[0055] \quad d(n) = \begin{cases} f(n+1) - f(n), & f(n+1) - f(n) \geq 0 \\ 0, & f(n+1) - f(n) < 0 \end{cases}$$

[0056] S3013,对差分信号进行次方运算以获取第二光电容积脉搏波信号。

[0057] 由于获得的差分信号 $d(n)$ 仍然存在部分噪声,为进一步减少噪声干扰,对差分信号 $d(n)$ 进行次方运算得到第二光电容积脉搏波信号 $dd(n)$ 。

$$[0058] \quad dd(n) = \{d(n)\}^k$$

[0059] 需要说明的是,幂指数 k 与原始光电容积脉搏波信号的信噪比有关。

[0060] 请参阅图5,为对差分信号进行次方运算的效果图。可以看出,随着幂指数 k 的增加,噪声逐渐为抑制,且特征点在信号中的位置越加凸显。

[0061] 从而,通过对原始光电容积脉搏波信号进行预处理,能够有效抑制原始光电容积脉搏波信号中的噪声干扰,使得后续基于取第一光电容积脉搏波信号及第二光电容积脉搏

波信号得到的检测结果更加精确。

[0062] S302,根据第一光电容积脉搏波信号计算原始光电容积脉搏波信号的基频值。

[0063] 其中,原始光电容积脉搏波信号的基频值可以反应脉搏的脉动频率以及心跳频率。

[0064] 具体地,对第一光电容积脉搏波信号进行快速傅里叶变换,获得第一光电容积脉搏波信号的信号频率分布情况,然后将预设频率范围内具有最大幅值的频率值作为基频值。

[0065] 根据心跳频率的先验知识可知,人类的心跳频率在30次/min~300次/min之间,也即在0.5Hz~5Hz之间,因此,在一种可选的实施方式中,预设频率范围为0.5Hz~5Hz。从而,将0.5Hz~5Hz内具有最大幅值的频率值作为基频值。

[0066] 需要说明的是,在一种可选的实施方式中,在执行完S3011之后可直接执行S302,无需等到执行完S3012、S3013后才执行S302。

[0067] 如图6所示,为基于第一光电容积脉搏波信号的信号频率分布图。可以看出在频率为1.27Hz的点具有最大的幅值,因此,基频值 $f_m=1.27\text{Hz}$ 。

[0068] S303,利用基频值对第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理,获得归一化信号。

[0069] S3031,根据原始光电容积脉搏波信号的采样频率及基频值计算信号分段长度。

[0070] 具体地,通过算式 $M = \frac{f_s}{f_m} \cdot \alpha$ 计算信号分段长度。其中, f_s 为采样频率, f_m 为基频值, α 为预设定的常数,且 $0.9 < \alpha \leq 1$ 。

[0071] S3032,根据信号分段长度,对第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理以获得归一化信号。

[0072] 根据S3032获得的归一化信号 $s(n)$ 为:

$$[0073] \quad s_i(j) = \frac{dd_i(j) - \min_i}{\max_i - \min_i}$$

[0074] 其中, $s_i(j)$ 为 $s(n)$ 第 i 段的第 j 个数据, $dd_i(j)$ 为 $dd(n)$ 第 i 段的第 j 个数据,且 $1 \leq i \leq \text{len}/M$, $(i-1) \cdot M + 1 \leq j \leq i \cdot M$, len 指 $dd(n)$ 的长度, $\min_i$ 及 $\max_i$ 分别为 $dd(n)$ 第 i 段的最小值和最大值。

[0075] S304,根据归一化信号及第一光电容积脉搏波信号确定原始光电容积脉搏波信号的特征点。

[0076] 请继续参阅图4,S304包括:

[0077] S3041,根据归一化信号确定多个特征点参考位置,其中,每个特征点参考位置对应的幅值均为1,且相邻两个特征点参考位置之间的间隔大于或等于第一阈值。

[0078] 其中,每个特征点参考位置对应的幅值均为1,且相邻两个特征点参考位置之间的间隔大于或等于第一阈值。

[0079] 可以理解地,人体反应存在不应期,也即两个相邻的PPG信号峰值之间的必然大于不应期持续的时间,一般地,该不应期持续的时间为200ms,因此,与之对应地,第一阈值为200ms。

[0080] 在一种可选的实施方式中,可以首先确定归一化信号中所有幅值为1的点,再以第

一个幅值为1的点为第一个特征点参考位置剔除多检点,多检点即为虽然幅值为1但与上一个特征点参考位置之间的距离小于第一阈值的点,从而确定所有特征点参考位置。

[0081] 还需要说明的是,特征点参考位置实际对应于PPG信号的上升沿位置。

[0082] S3042,以第一光电容积脉搏波信号为基准,将位于以特征点参考位置确定的时域范围内、且位于特征点参考位置左边的第一个过零点位置作为波谷位置,将位于以特征点参考位置确定的时域范围内、且位于特征点参考位置右边的第一个极大值点位置作为波峰位置。

[0083] 需要说明的是,以特征点参考位置确定的时域范围与PPG信号的频率范围有关。确定波谷位置及波峰位置的过程,即为以每个特征点参考位置作为一个PPG信号的上升沿位置,将其特征点参考位置映射至第一光电容积脉搏波信号找到该PPG信号的波谷位置以及波峰位置的过程。

[0084] 请参阅图7,为使用光电容积脉搏波信号特征点检测方法过程中产生的各信号的波形图。其中,(a)为原始光电容积脉搏波信号 $x(n)$;(b)为低通滤波后的第一光电容积脉搏波信号 $f(n)$;(c)为差分信号 $d(n)$;(d)为进行次方运算后的第二光电容积脉搏波信号 $dd(n)$;(e)为归一化信号 $s(n)$;(f)为第一光电容积脉搏波信号 $f(n)$ 中波谷和波峰位置检测效果。

[0085] 可以看出,经由低通滤波、差分运算、次方运算以及分段幅值归一化处理后,每个周期的PPG信号在整个归一化信号 $s(n)$ 中得到了有效增强和凸显,因此通过检测归一化信号 $s(n)$ 的特征点参考位置,便能有效检测第一光电容积脉搏波信号 $f(n)$ 中的波峰和波谷位置。

[0086] 请参阅图8,为原始光电容积脉搏波信号形态畸变较大时,使用本发明提供的光电容积脉搏波信号特征点检测方法得到的检测结果。其中,(a)为第一光电容积脉搏波信号 $f(n)$ 中波谷和波峰位置定位示意图;(b)为归一化信号 $s(n)$ 的特征点参考位置定位示意图。

[0087] 从图8可以看出,利用本发明提供的光电容积脉搏波信号特征点检测方法,即使在原始光电容积脉搏波信号形态畸变较大时,仍然能得到较为理想的检测结果。

[0088] 为了执行上述实施例及各个可能的方式中的相应步骤,下面给出一种光电容积脉搏波信号特征点检测装置200的实现方式,可选地,该光电容积脉搏波信号特征点检测装置200可以采用上述图2所示的人体参数检测设备100的器件结构。进一步地,请参阅图9,图9为本发明实施例提供的一种光电容积脉搏波信号特征点检测装置200的功能模块图。需要说明的是,本实施例所提供的光电容积脉搏波信号特征点检测装置200,其基本原理及产生的技术效果和上述实施例相同,为简要描述,本实施例部分未提及之处,可参考上述的实施例中相应内容。该光电容积脉搏波信号特征点检测装置200包括预处理单元210、计算单元220、归一化单元230以及特征点确定单元240。

[0089] 其中,预处理单元210用于对原始光电容积脉搏波信号进行预处理以获取第一光电容积脉搏波信号及第二光电容积脉搏波信号。

[0090] 具体地,预处理单元210用于对原始光电容积脉搏波信号进行低通滤波操作以获取第一光电容积脉搏波信号,并对第一光电容积脉搏波信号进行差分运算以获得差分信号,然后对差分信号进行次方运算以获取第二光电容积脉搏波信号。

[0091] 可以理解地,在一种可选的实施方式中,预处理单元210可用于执行S301、S3011、

S3012以及S3013。

[0092] 计算单元220用于根据第一光电容积脉搏波信号计算原始光电容积脉搏波信号的基频值。

[0093] 可以理解地,在一种可选的实施方式中,计算单元220可用于执行S302。

[0094] 归一化单元230用于利用基频值对第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理,获得归一化信号。

[0095] 具体地,归一化单元230用于根据原始光电容积脉搏波信号的采样频率及基频值计算信号分段长度,并根据信号分段长度,对第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理以获得归一化信号。

[0096] 可以理解地,在一种可选的实施方式中,归一化单元230可用于执行S303、S3031及S3032。

[0097] 特征点确定单元240用于根据归一化信号及第一光电容积脉搏波信号确定原始光电容积脉搏波信号的特征点。

[0098] 具体地,特征点确定单元240用于根据归一化信号确定多个特征点参考位置,其中,每个特征点参考位置对应的幅值均为1,且相邻两个特征点参考位置之间的间隔大于或等于第一阈值,并以第一光电容积脉搏波信号为基准,将位于以特征点参考位置确定的时域范围内、且位于特征点参考位置左边的第一个过零点位置作为波谷位置,将位于以特征点参考位置确定的时域范围内、且位于特征点参考位置右边的第一个极大值点位置作为波峰位置。

[0099] 可以理解地,在一种可选的实施方式中,归一化单元230可用于执行S304、S3041及S3042。

[0100] 可选地,上述模块可以软件或固件(Firmware)的形式存储于图2所示的存储器110中或固化于该用户设备的操作系统(Operating System,OS)中,并可由图2中的处理器120执行。同时,执行上述模块所需的数据、程序的代码等可以存储在存储器110中。

[0101] 综上所述,本发明提供的光电容积脉搏波信号特征点检测方法及装置,通过对原始光电容积脉搏波信号进行预处理以获取第一光电容积脉搏波信号及第二光电容积脉搏波信号,根据第一光电容积脉搏波信号计算原始光电容积脉搏波信号的基频值,然后利用基频值对第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理,获得归一化信号,从而根据归一化信号确定原始光电容积脉搏波信号的特征点。通过基频值对第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理,以增强和凸显原始光电容积脉搏波信号在归一化信号中的位置,提高了原始光电容积脉搏波信号波谷和波峰特征检测的准确度。

[0102] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的装置和方法,也可以通过其它的方式实现。以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,附图中的流程图和框图显示了根据本发明的多个实施例的装置、方法和计算机程序产品的可能实现的体系架构、功能和操作。在这点上,流程图或框图中的每个方框可以代表一个模块、程序段或代码的一部分,所述模块、程序段或代码的一部分包含一个或多个用于实现规定的逻辑功能的可执行指令。也应当注意,在有些作为替换的实现方式中,方框中所标注的功能也可以以不同于附图中所标注的顺序发生。例如,两个连续的方框实际上可以基本并行地执行,它们有时也可以按相反的顺序执行,这依所涉及的功能而定。也要注意的,框图和/或流程图中的每

个方框、以及框图和/或流程图中的方框的组合,可以用执行规定的功能或动作的专用的基于硬件的系统来实现,或者可以用专用硬件与计算机指令的组合来实现。

[0103] 另外,在本发明各个实施例中的各功能模块可以集成在一起形成一个独立的部分,也可以是各个模块单独存在,也可以两个或两个以上模块集成形成一个独立的部分。

[0104] 所述功能如果以软件功能模块的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,人体参数检测设备,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM,Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM,Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0105] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

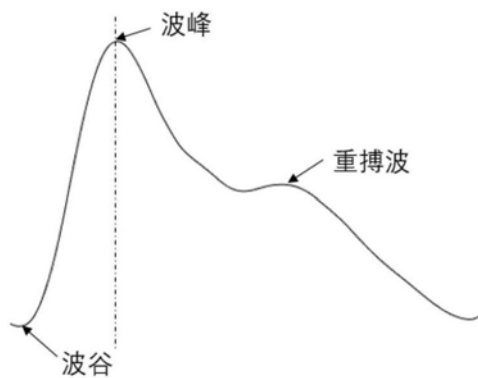


图1

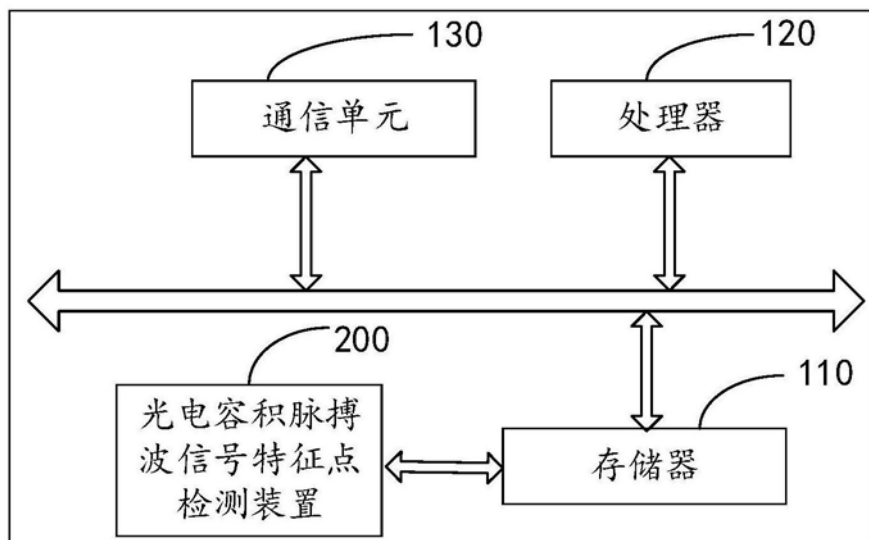
100

图2

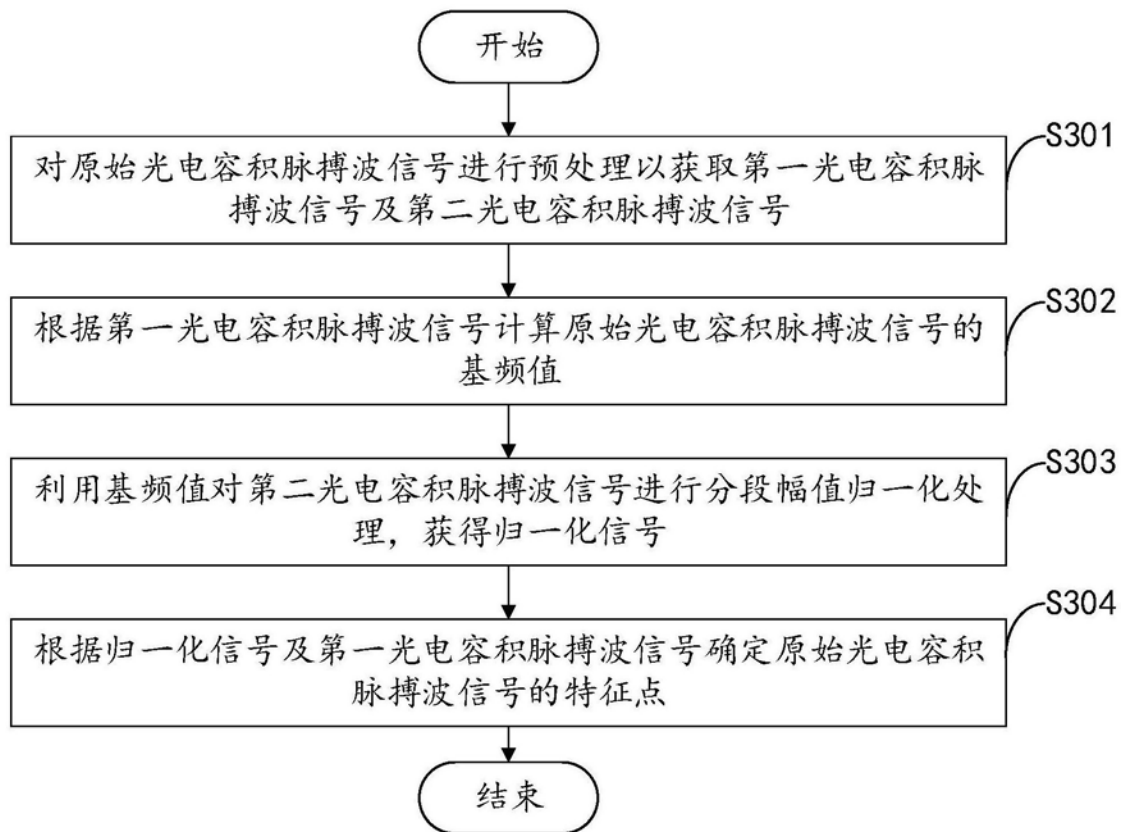


图3

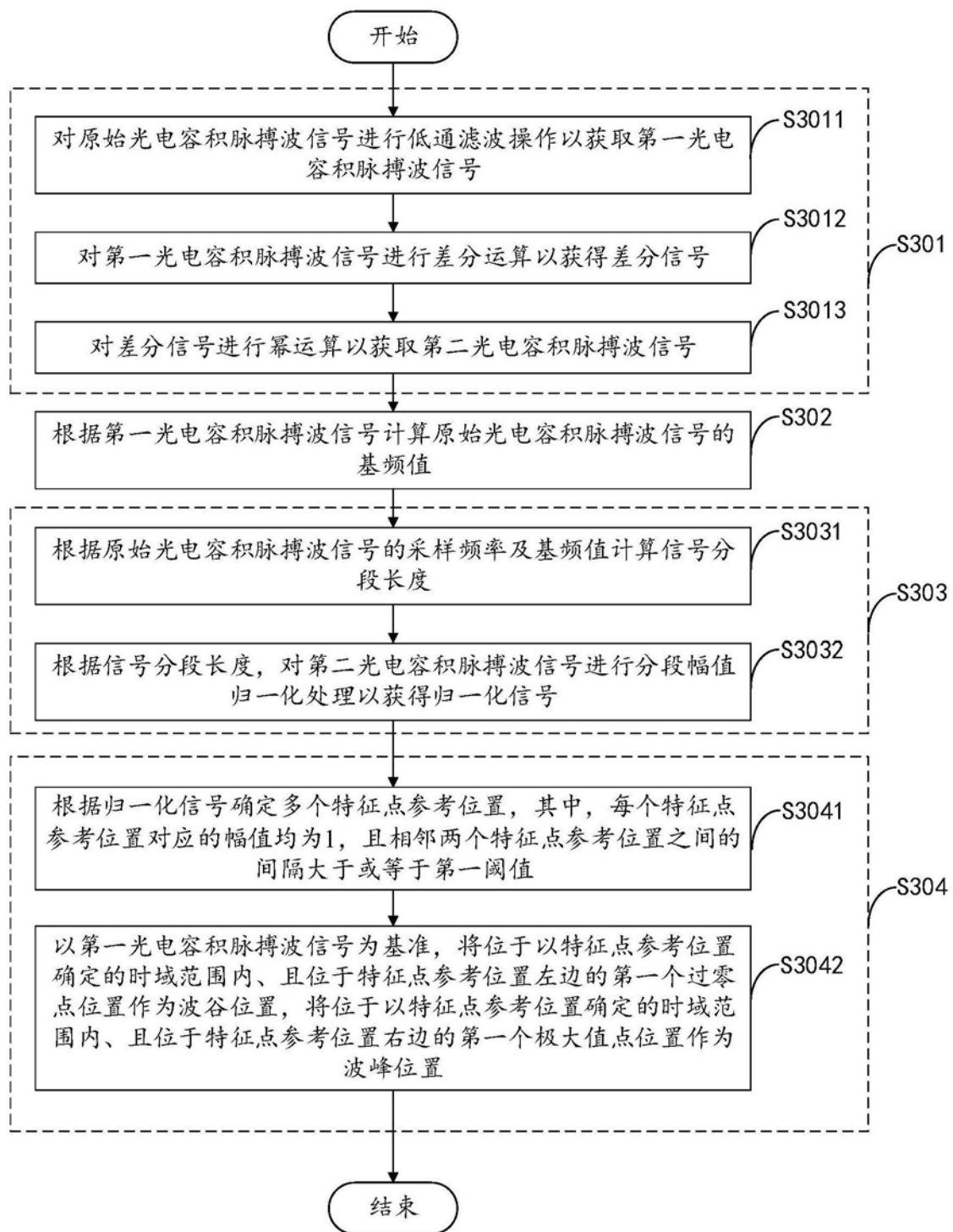


图4

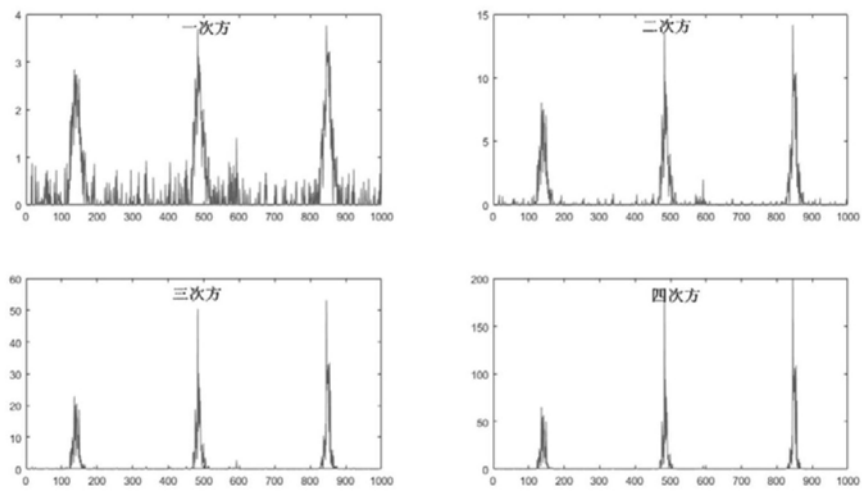


图5

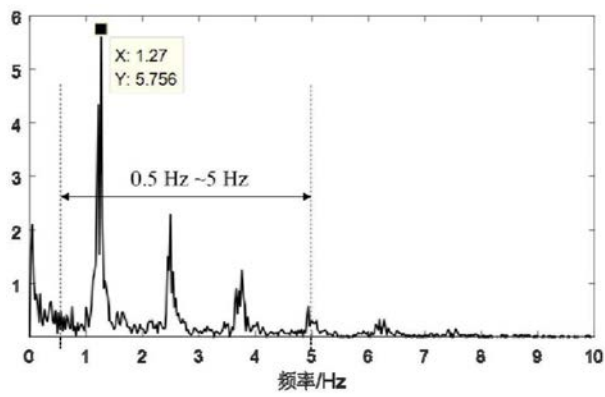


图6

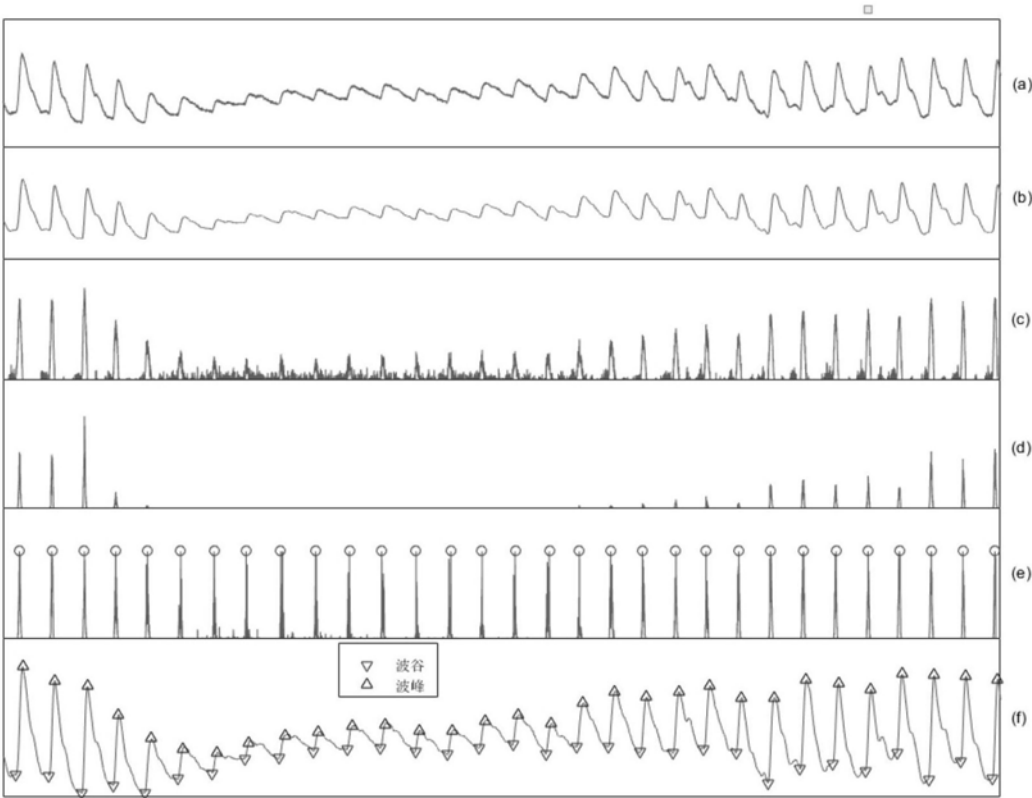


图7

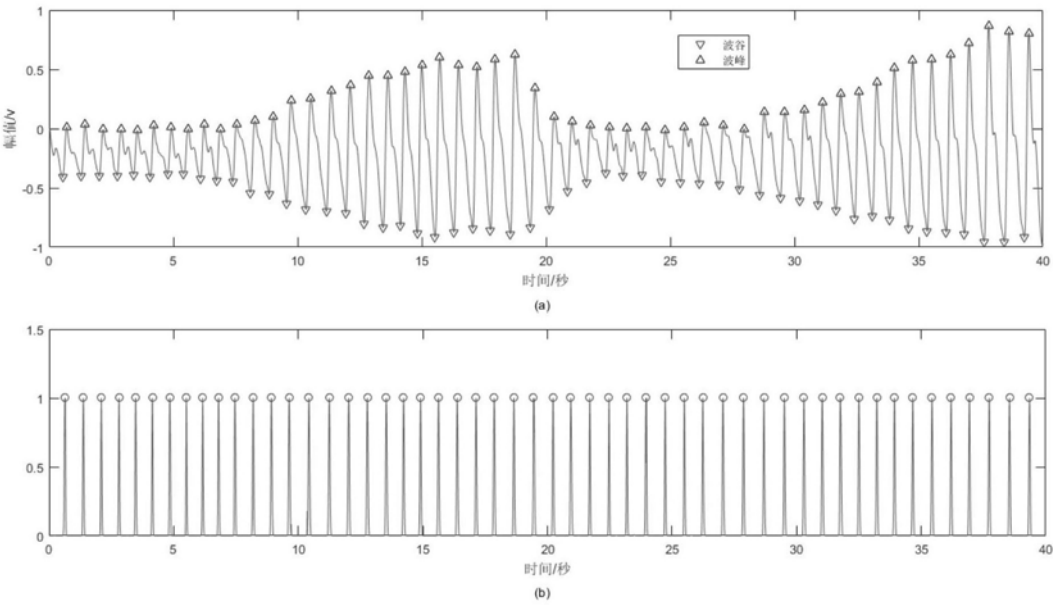


图8

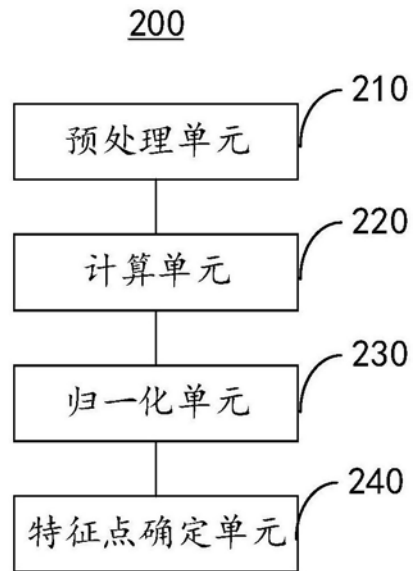


图9

专利名称(译)	一种光电容积脉搏波信号特征点检测方法及装置		
公开(公告)号	CN109350031A	公开(公告)日	2019-02-19
申请号	CN201811496886.8	申请日	2018-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	李焯 刘增丁 苗芬 刘记奎 闻博		
发明人	李焯 刘增丁 苗芬 刘记奎 闻博		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7235 A61B5/725		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例提出一种光电容积脉搏波信号特征点检测方法及装置，涉及生物医学信号处理技术领域。该方法及装置通过对原始光电容积脉搏波信号进行预处理以获取第一光电容积脉搏波信号及第二光电容积脉搏波信号，根据第一光电容积脉搏波信号计算原始光电容积脉搏波信号的基频值，然后利用基频值对第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理，获得归一化信号，从而根据归一化信号确定原始光电容积脉搏波信号的特征点。通过基频值对第二光电容积脉搏波信号进行分段幅值归一化处理，以增强和凸显原始光电容积脉搏波信号在归一化信号中的位置，提高了原始光电容积脉搏波信号波谷和波峰特征检测的准确度。

