



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108992054 A

(43)申请公布日 2018.12.14

(21)申请号 201810677236.7

(22)申请日 2018.06.27

(71)申请人 深圳还是威健康科技有限公司
地址 518000 广东省深圳市前海深港合作区前湾一路1号A栋201室(入驻深圳市前海商务秘书有限公司)

(72)发明人 刘均 任娟娟

(74)专利代理机构 广州三环专利商标代理有限公司 44202
代理人 郝传鑫 熊永强

(51)Int.Cl.
A61B 5/024(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

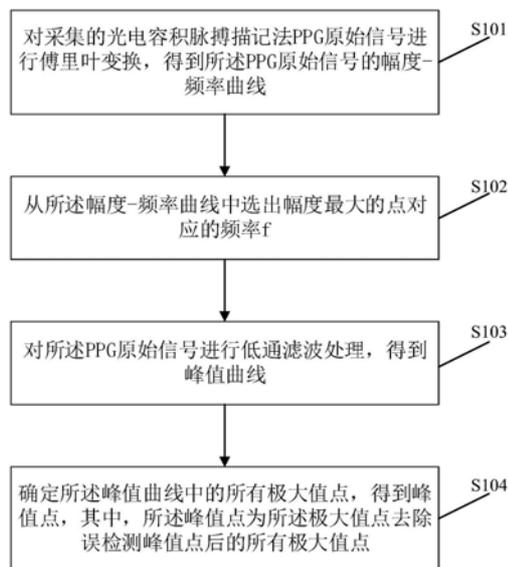
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种脉搏信号峰值点检测方法及装置

(57)摘要

本申请公开了一种脉搏信号峰值点检测方法及装置。该方法包括：对采集的光电容脉搏描记法PPG原始信号进行傅里叶变换，得到所述PPG原始信号的幅度-频率曲线；从所述幅度-频率曲线中选出幅度最大的点对应的频率 f ；对所述PPG原始信号进行低通滤波处理，得到峰值曲线；确定所述峰值曲线中的所有极大值点，得到峰值点，其中，所述峰值点为所述极大值点去除误检测峰值点后的所有极大值点。还公开了相应的装置。通过傅里叶变换提取出PPG原始信号的频率值 f ，再以 f 为阈值对PPG原始信号进行低通滤波，并求出滤波后的信号的极大值点，最后对已得的频率 f 对极大值点中的错误峰值点进行剔除，即可精确的提取出PPG信号中的峰值点。



1. 一种脉搏信号峰值点检测方法,其特征在于,包括:

对采集的光电容积脉搏描记法PPG原始信号进行傅里叶变换,得到所述PPG原始信号的幅度-频率曲线;

从所述幅度-频率曲线中选出幅度最大的点对应的频率 f ;

对所述PPG原始信号进行低通滤波处理,得到峰值曲线;

确定所述峰值曲线中的所有极大值点,得到峰值点,其中,所述峰值点为所述极大值点去除误检测峰值点后的所有极大值点。

2. 如权利要求1所述方法,其特征在于,所述从所述幅度-频率曲线中选出幅度最大的点对应的频率 f ,包括:

从所述幅度-频率曲线中选取预设频率之间的幅度-频率曲线,得到第一幅度-频率曲线;

对所述第一幅度-频率曲线进行平滑滤波处理,得到第二幅度-频率曲线;

将所述第一幅度-频率曲线与所述第二幅度-频率曲线进行相减,并取绝对值,得到第三幅度-频率曲线;

从所述第三幅度-频率曲线中选出除左、右两个端点之外的幅度值最大的点,得到所述幅度值最大的点对应的频率值 f 。

3. 如权利要求2所述方法,其特征在于,所述预设频率为 $0.667\text{HZ}\sim 2.667\text{HZ}$ 。

4. 如权利要求1所述方法,其特征在于,所述对所述PPG原始信号进行低通滤波处理,得到峰值曲线,包括:

将所述频率值 f 设为低通滤波的阈值;

将所述PPG原始信号的频率值与 f 相比较,若所述PPG信号中的频率值小于或等于 f ,则保留所述频率值对应的信号,得到峰值曲线,若所述PPG信号中的频率值大于 f ,则去除所述频率值对应的信号。

5. 如权利要求1所述方法,其特征在于,所述确定所述峰值曲线中的所有极大值点,得到峰值点,包括:

根据所述频率值 f ,求得时间周期 T ,其中, T 大于 0 ;

对所述第峰值曲线求导,找出所有极大值点;

求出所述任意一个极大值点与相邻两个极大值点的时间差 t_1 和 t_2 ,其中, t_1 和 t_2 均大于 0 ;

若所述时间差 t_1 和 t_2 均大于 $T/1.5$,则将所述任意一个极值点划分为峰值点,若所述时间差 t_1 和 t_2 均小于或等于 $T/1.5$,则不将所述任意一个极值点划分为峰值点。

6. 一种脉搏信号峰值点检测装置,其特征在于,包括:

处理单元,用于对采集的光电容积脉搏描记法PPG原始信号进行傅里叶变换,得到所述PPG原始信号的幅度-频率曲线;

选取单元,用于从所述幅度-频率曲线中选出幅度最大的点对应的频率 f ;

滤波单元,用于对所述PPG原始信号进行低通滤波处理,得到峰值曲线;

确定单元,用于确定所述峰值曲线中的所有极大值点,得到峰值点,其中,所述峰值点为所述极大值点去除误检测峰值点后的所有极大值点。

7. 如权利要求6所述装置,其特征在于,所述选取单元包括:

第一选取子单元,用于从所述幅度-频率曲线中选取预设频率之间的幅度-频率曲线,得到第一幅度-频率曲线;

第二选取子单元,用于对所述第一幅度-频率曲线进行平滑滤波处理,得到第二幅度-频率曲线;

第一计算子单元,用于将所述第一幅度-频率曲线与所述第二幅度-频率曲线进行相减,并取绝对值,得到第三幅度-频率曲线;

第三选取子单元,用于从所述第三幅度-频率曲线中选出除左、右两个端点之外的幅度值最大的点,得到所述幅度值最大的点对应的频率值 f 。

8.如权利要求6所述装置,其特征在于,所述滤波单元包括:

设定子单元,用于将所述频率值 f 设为低通滤波的阈值;

比较子单元,用于将所述PPG原始信号的频率值与 f 相比较,若所述PPG信号中的频率值小于或等于 f ,则保留所述频率值对应的信号,得到峰值曲线,若所述PPG信号中的频率值大于 f ,则去除所述频率值对应的信号。

9.如权利要求6所述装置,其特征在于,所述确定单元包括:

第二计算子单元,用于根据所述频率值 f ,求得时间周期 T ,其中, T 大于0;

第三计算子单元,用于对所述第峰值曲线求导,找出所有极大值点;

第四计算子单元,用于求出所述任意一个极大值点与相邻两个极大值点的时间差 t_1 和 t_2 ,其中, t_1 和 t_2 均大于0;

划分子单元,用于若所述时间差 t_1 和 t_2 均大于 $T/1.5$,则将所述任意一个极值点划分为峰值点,若所述时间差 t_1 和 t_2 均小于或等于 $T/1.5$,则不将所述任意一个极值点划分为峰值点。

10.一种可穿戴设备穿戴状态的检测装置,其特征在于,包括:处理器、存储器;所述计算机可读存储介质中存储有指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行如权利要求1~5任一项所述的方法。

一种脉搏信号峰值点检测方法及装置

技术领域

[0001] 本申请涉及信息处理技术领域,尤其涉及一种脉搏信号峰值点检测方法及装置。

背景技术

[0002] 光电容积脉搏波描记法 (photoplethysmography, PPG) 测量人体生理参数具有操作简单、性能稳定和适应性强等优点。随着光电技术在医疗应用中的扩大,人们对利用光电技术测量人体生理参数的研究也逐渐加强。在利用PPG信号进行心率变异性分析时,需要对采集的PPG信号进行峰值点提取。现有技术一般采用对信号进行滤波处理、差分处理及傅里叶变换来提取PPG信号中的峰值点,但这种方式提取的峰值点精确度较低,且容易提取出错误的峰值点。

发明内容

[0003] 本申请提供了一种脉搏信号峰值点检测方法及装置,以实现脉搏信号峰值点的精确检测。

[0004] 第一方面,提供了一种脉搏信号峰值点检测方法,包括:对采集的光电容积脉搏描记法PPG原始信号进行傅里叶变换,得到所述PPG原始信号的幅度-频率曲线;从所述幅度-频率曲线中选出幅度最大的点对应的频率 f ;对所述PPG原始信号进行低通滤波处理,得到峰值曲线;确定所述峰值曲线中的所有极大值点,得到峰值点,其中,所述峰值点为所述极大值点去除误检测峰值点后的所有极大值点。在一种可能的实现方式中,所述从所述幅度-频率曲线中选出幅度最大的点对应的频率 f ,包括:从所述幅度-频率曲线中选取预设频率之间的幅度-频率曲线,得到第一幅度-频率曲线;对所述第一幅度-频率曲线进行平滑滤波处理,得到第二幅度-频率曲线;将所述第一幅度-频率曲线与所述第二幅度-频率曲线进行相减,并取绝对值,得到第三幅度-频率曲线;从所述第三幅度-频率曲线中选出除左、右两个端点之外的幅度值最大的点,得到所述幅度值最大的点对应的频率值 f 。

[0005] 在该实现方式中,所述预设频率为 $0.667\text{HZ}\sim 2.667\text{HZ}$ 。在另一种可能的实现方式中,所述对所述PPG原始信号进行低通滤波处理,得到峰值曲线,包括:将所述频率值 f 设为低通滤波的阈值;将所述PPG原始信号的频率值与 f 相比较,若所述PPG信号中的频率值小于或等于 f ,则保留所述频率值对应的信号,得到峰值曲线,若所述PPG信号中的频率值大于 f ,则去除所述频率值对应的信号。

[0006] 在又一种可能的实现方式中,所述确定所述峰值曲线中的所有极大值点,得到峰值点,包括:根据所述频率值 f ,求得时间周期 T ,其中, T 大于 0 ;对所述第峰值曲线求导,找出所有极大值点;求出所述任意一个极大值点与相邻两个极大值点的时间差 t_1 和 t_2 ,其中, t_1 和 t_2 均大于 0 ;若所述时间差 t_1 和 t_2 均大于 $T/1.5$,则将所述任意一个极值点划分为峰值点,若所述时间差 t_1 和 t_2 均小于或等于 $T/1.5$,则不将所述任意一个极值点划分为峰值点。

[0007] 第二方面,提供了一种脉搏信号峰值点检测装置,包括:处理单元,用于对采集的光电容积脉搏描记法PPG原始信号进行傅里叶变换,得到所述PPG原始信号的幅度-频率曲

线;选取单元,用于从所述幅度-频率曲线中选出幅度最大的点对应的频率 f ;滤波单元,用于对所述PPG原始信号进行低通滤波处理,得到峰值曲线;确定单元,用于确定所述峰值曲线中的所有极大值点,得到峰值点,其中,所述峰值点为所述极大值点去除误检测峰值点后的所有极大值点。

[0008] 在一种可能的实现方式中,所述选取单元包括:第一选取子单元,用于从所述幅度-频率曲线中选取预设频率之间的幅度-频率曲线,得到第一幅度-频率曲线;第二选取子单元,用于对所述第一幅度-频率曲线进行平滑滤波处理,得到第二幅度-频率曲线;第一计算子单元,用于将所述第一幅度-频率曲线与所述第二幅度-频率曲线进行相减,并取绝对值,得到第三幅度-频率曲线;第三选取子单元,用于从所述第三幅度-频率曲线中选出除左、右两个端点之外的幅度值最大的点,得到所述幅度值最大的点对应的频率值 f 。

[0009] 在该实现方式中,所述预设频率为0.667HZ~2.667HZ。

[0010] 在另一种可能的实现方式中,所述滤波单元包括:设定子单元,用于将所述频率值 f 设为低通滤波的阈值;比较子单元,用于将所述PPG原始信号的频率值与 f 相比较,若所述PPG信号中的频率值小于或等于 f ,则保留所述频率值对应的信号,得到峰值曲线,若所述PPG信号中的频率值大于 f ,则去除所述频率值对应的信号。

[0011] 在又一种可能的实现方式中,所述确定单元包括:第二计算子单元,用于根据所述频率值 f ,求得时间周期 T ,其中, T 大于0;第三计算子单元,用于对所述第峰值曲线求导,找出所有极大值点;第四计算子单元,用于求出所述任意一个极大值点与相邻两个极大值点的时间差 t_1 和 t_2 ,其中, t_1 和 t_2 均大于0;划分子单元,用于若所述时间差 t_1 和 t_2 均大于 $T/1.5$,则将所述任意一个极值点划分为峰值点,若所述时间差 t_1 和 t_2 均小于或等于 $T/1.5$,则不将所述任意一个极值点划分为峰值点。

[0012] 第三方面,提供了一种脉搏信号峰值点检测装置,包括:包括处理器、存储器;所述处理器被配置为支持所述装置执行上述第一方面及其任一种可能的实现方式的方法中相应的功能。存储器用于与处理器耦合,其保存所述装置必要的程序(指令)和数据。可选的,所述装置还可以包括输入/输出接口,用于支持所述装置与其他装置之间的通信。

[0013] 第四方面,提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质中存储有指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行上述第一方面及其任一种可能的实现方式的方法。

[0014] 第五方面,提供了一种包含指令的计算机程序产品,当其在计算机上运行时,使得计算机执行上述第一方面及其任一种可能的实现方式的方法。

[0015] 根据本申请提供的一种脉搏信号峰值点检测方法,通过傅里叶变换提取出PPG原始信号的频率值 f ,再以频率值 f 为阈值对PPG原始信号进行低通滤波,并求出滤波后的信号的极大值点,最后,利用已得的频率 f 对极大值点中的错误峰值点进行剔除,即可精确的提取出PPG信号中的峰值点。

附图说明

[0016] 为了更清楚地说明本申请实施例或背景技术中的技术方案,下面将对本申请实施例或背景技术中所需要使用的附图进行说明。

[0017] 图1为本申请实施例提供的一种脉搏信号峰值点检测方法的流程示意图;

- [0018] 图2为本申请实施例提供的另一种脉搏信号峰值点检测方法的流程示意图；
- [0019] 图3为本申请实施例提供的一种脉搏信号峰值点检测装置的结构示意图；
- [0020] 图4为本申请实施例提供的一种脉搏信号峰值点检测装置的硬件结构示意图。

具体实施方式

[0021] 下面结合本申请实施例中的附图对本申请实施例进行描述。

[0022] 请参阅图1,图1是本申请实施例提供的一种脉搏信号峰值点检测方法的流程示意图。

[0023] S101、对采集的光电容积脉搏描记法PPG原始信号进行傅里叶变换,得到所述PPG原始信号的幅度-频率曲线。

[0024] 首先,通过心率传感器采集得到PPG原始信号,再对PPG原始信号进行傅里叶变换,将时间-频率曲线转换为幅度-频率曲线,得到PPG信号的幅度-频率曲线,以方便后续的处理。

[0025] S102、从所述幅度-频率曲线中选出幅度最大的点对应的频率 f 。

[0026] 根据正常人的心率范围对幅度-频率曲线进行筛选,具体地,从PPG原始信号的幅度-频率曲线中选取心率范围内的信号,并令该信号的功率为 P 。再对选取出的信号进行滤波处理,得到PPG信号,令PPG信号的功率为 P_s 。将滤波处理前和滤波处理后的两条曲线的幅值相减,并取绝对值,得到新的幅度-频率曲线。从新的幅度-频率曲线中选出除左、右两个端点之外的幅度值最大的点,得到该幅度值最大的点对应的频率值 f 。

[0027] S103、对所述PPG原始信号进行低通滤波处理,得到峰值曲线。

[0028] 将频率值 f 设为低通滤波的阈值,并对PPG原始信号进行低通滤波,得到峰值曲线。具体地,PPG原始信号中频率大于或等于 f 的信号将被去除,频率小于 f 的信号将被保留,并得到峰值曲线。

[0029] S104、确定所述峰值曲线中的所有极大值点,得到峰值点,其中,所述峰值点为所述极大值点去除误检测峰值点后的所有极大值点。

[0030] 通过对峰值曲线中的任意一点进行求导,得到峰值曲线中所有的极大值点。由于所求得的极大值点有部分极大值点并非峰值点,即极大值点中有误检测峰值点,因此,需要将这些误检测峰值点排除。

[0031] 首先,根据上述所求得的频率 f ,求得与频率对应的周期 T ,即 $T=1/f$ 。然后,求出所述任意一个极大值点与相邻两个极大值点的时间差,并令两个时间差分别为 t_1 和 t_2 ,其中, t_1 和 t_2 均大于0。最后,结合 t_1 、 t_2 及 T 对所有极大值点进行判断,具体地,若某一极大值点的时间差 t_1 和 t_2 均大于 $T/1.5$,则将该极大值点划分为峰值点,若某一极大值点的时间差 t_1 和 t_2 均小于或等于 $T/1.5$,则不将该极大值点划分为峰值点。

[0032] 这样,就可将非峰值点的极大值点排除,得到PPG原始信号中的峰值点。

[0033] 根据本申请提供的一种脉搏信号峰值点检测方法,通过傅里叶变换提取出PPG原始信号的频率值 f ,再以频率值 f 为阈值对PPG原始信号进行低通滤波,并求出滤波后的信号的极大值点,最后,利用已得的频率 f 对极大值点中的错误峰值点进行剔除,即可精确的提取出PPG信号中的峰值点。

[0034] 请参阅图2,图2是本申请实施例提供的一种脉搏信号峰值点检测方法的流程示意

图。

[0035] S201、通过心率传感器采集PPG原始信号。

[0036] 利用心率传感器采集PPG原始信号。具体地,当心室收缩时,血液冲开主动脉瓣,并把血液射入主动脉中,主动脉内压突然增高,血管壁迅速膨大,当心室舒张时,主动脉压降低,主动脉壁因其具有弹性而回缩,这样,动脉管壁就随心室的收缩而出现周期性的起伏搏动,形成脉搏。由于皮肤、肌肉组织等对光的吸收在整个血液循环中是保持恒定不变的,而皮肤内的血液、容积在心脏作用下呈搏动性变化。一定波长的光束照射到指端皮肤表面时,光束将通过透射或反射方式传送到光电接收器,当心脏收缩时外周血容量最多光吸收量也最大,检测到的光强度最小,而在心脏舒张时,正好相反,检测到的光强度最大。将光源和光敏元件置于被测部位(如手指)的同一侧(或两侧),光源发出的光照射在组织上,经反射(或透射)后被光敏元件接收,光敏元件再将脉动的光强度信号转变为脉动的电信号,从而可得到PPG原始信号。

[0037] S202、对所述PPG原始信号进行傅里叶变换,得到PPG信号的幅度-频率曲线。

[0038] 通过对PPG原始信号进行傅里叶变换,将时间-频率曲线转换为幅度-频率曲线,得到PPG信号的幅度-频率曲线,以方便后续的处理。

[0039] S203、从所述幅度-频率曲线中选取频率为0.667HZ~2.667HZ之间的幅度-频率曲线,得到第一幅度-频率曲线。

[0040] 通过上述脉搏波信号可得到相应的心率,心率是指正常人安静状态下每分钟心跳的次数,正常人在安静状态下的心率一般为60~100次/分,但由于存在年龄、性别或其他生理因素的影响,心率也会产生个体差异。本实施例是对正常人的脉搏信号中的峰值点进行检测,因此,综合各种因素考虑(包括正常人的运动状态),取心率在40~160次/分钟之间的信号为正常信号,再将40~160次/分钟的心率转换为频率,即为0.667HZ~2.667HZ。

[0041] S204、对所述第一幅度-频率曲线进行平滑滤波处理,得到第二幅度-频率曲线。

[0042] 由于上述得到的第一幅度-频率曲线中有其他干扰信号,而这一部分干扰信号将对后续的处理产生很大的干扰,同时是曲线看起来很不平滑,且带来很大的误差,因此,在进行后续处理之前需要先对第一幅度-频率曲线进行滤波处理。

[0043] 本实施例采用的是5点平滑滤波,本质就是去掉信号中不必要的快速起伏的成份,使信号看起来更平滑。采用简单平均法进行,求邻近5点信号的平均值,用以替代该点的信号值,以达到对信号平滑处理的效果。具体可由下式表达:

$$[0044] \quad Y(n) = \frac{(x(n-2) + x(n-1) + x(n) + x(n+1) + x(n+2))}{5} \dots\dots\dots \text{公式 (1)}$$

[0045] 其中, $x(\cdot)$ 为滤波处理前的信号值, $y(\cdot)$ 为滤波处理后的信号值, $n \geq 2$,且 n 为整数。

[0046] 通过对第一幅度-频率曲线进行5点平滑滤波处理,即可得第二幅度-频率曲线。

[0047] S205、将所述第一幅度-频率曲线与所述第二幅度-频率曲线做差,并取绝对值,得到第三幅度-频率曲线。

[0048] 由上述可知,第二幅度-频率曲线是由第一幅度-频率曲线滤波处理后得到的,因此,两条曲线的频率范围一致,但相同频率对应的幅度值不同,通过将第一幅度-频率曲线与第二幅度-频率曲线同一频率下的幅度相减,得到幅度差值,再对差值取绝对值,并将该

绝对值与原频率一一对应,即可得到第三幅度-频率曲线。

[0049] 通过对第一幅度-频率曲线与第二幅度-频率曲线做差,并取绝对值,可减少心率传感器采集到的错误信号。

[0050] S206、从所述第三幅度-频率曲线中选取幅度最大的点所对应的频率 f 。

[0051] 从第三幅度-频率曲线中找出幅度最大的点,并得到与该点相对应的频率 f ,用以后续的处理。

[0052] S207、以所述频率 f 为阈值,对所述PPG原始信号进行低通滤波处理,得到峰值曲线。

[0053] 以上述得到的频率 f 为阈值,对PPG原始信号进行低通滤波处理,具体地,将PPG原始信号中频率大于 f 的信号全部去除,保留频率小于或等于 f 的信号,得到峰值曲线。

[0054] 通过对PPG原始信号进行低通滤波处理,可将PPG原始信号中的高频噪声去除。

[0055] S208、确定所述峰值曲线中的所有极大值点,得到峰值点,其中,所述峰值点为所述极大值点去除误检测峰值点后的所有极大值点。

[0056] 该步骤可参考前述实施例中的S104,在此不再赘述。

[0057] 根据本申请提供的一种脉搏信号峰值点检测方法,通过傅里叶变换提取出PPG原始信号的频率值 f ,再以频率值 f 为阈值对PPG原始信号进行低通滤波,并求出滤波后的信号的极大值点,最后,利用已得的频率 f 对极大值点中的错误峰值点进行剔除,即可精确的提取出PPG信号中的峰值点。

[0058] 请参阅图3,图3为本申请实施例提供的一种脉搏信号峰值点检测装置的结构示意图,该装置1000包括:处理单元11、选取单元12、滤波单元13、确定单元14。其中:

[0059] 处理单元11,用于对采集的光容积脉搏描记法PPG原始信号进行傅里叶变换,得到所述PPG原始信号的幅度-频率曲线;

[0060] 选取单元12,用于从所述幅度-频率曲线中选出幅度最大的点对应的频率 f ;

[0061] 滤波单元13,用于对所述PPG原始信号进行低通滤波处理,得到峰值曲线;

[0062] 确定单元14,用于确定所述峰值曲线中的所有极大值点,得到峰值点,其中,所述峰值点为所述极大值点去除误检测峰值点后的所有极大值点。

[0063] 进一步地,所述选取单元12包括:

[0064] 第一选取子单元121,用于从所述幅度-频率曲线中选取预设频率之间的幅度-频率曲线,得到第一幅度-频率曲线;

[0065] 第二选取子单元122,用于对所述第一幅度-频率曲线进行平滑滤波处理,得到第二幅度-频率曲线;

[0066] 第一计算子单元123,用于将所述第一幅度-频率曲线与所述第二幅度-频率曲线进行相减,并取绝对值,得到第三幅度-频率曲线;

[0067] 第三选取子单元124,用于从所述第三幅度-频率曲线中选出除左、右两个端点之外的幅度值最大的点,得到所述幅度值最大的点对应的频率值 f 。

[0068] 其中,所述预设频率为 $0.667\text{HZ}\sim 2.667\text{HZ}$ 。

[0069] 进一步地,所述滤波单元13包括:

[0070] 设定子单元131,用于将所述频率值 f 设为低通滤波的阈值;

[0071] 比较子单元132,用于将所述PPG原始信号的频率值与 f 相比较,若所述PPG信号中

的频率值小于或等于 f ,则保留所述频率值对应的信号,得到峰值曲线,若所述PPG信号中的频率值大于 f ,则去除所述频率值对应的信号。

[0072] 进一步地,所述确定单元包括:

[0073] 第二计算子单元,用于根据所述频率值 f ,求得时间周期 T ,其中, T 大于0;

[0074] 第三计算子单元,用于对所述第峰值曲线求导,找出所有极大值点;

[0075] 第四计算子单元,用于求出所述任意一个极大值点与相邻两个极大值点的时间差 t_1 和 t_2 ,其中, t_1 和 t_2 均大于0;

[0076] 划分子单元,用于若所述时间差 t_1 和 t_2 均大于 $T/1.5$,则将所述任意一个极值点划分为峰值点,若所述时间差 t_1 和 t_2 均小于或等于 $T/1.5$,则不将所述任意一个极值点划分为峰值点。

[0077] 根据本申请提供一种脉搏信号峰值点检测装置,通过对PPG原始信号进行低通滤波,并求出滤波后的信号的极大值点,最后,从极大值点中筛选得到峰值点,可实现对PPG信号峰值点的精确提取。

[0078] 图4为本申请实施例提供一种脉搏信号峰值点检测装置的硬件结构示意图。该通信装置包括处理器21,还可以包括输入装置22、输出装置23和存储器34。该输入装置22、输出装置23、存储器24和处理器21之间通过总线相互连接。

[0079] 存储器包括但不限于是随机存储记忆体(random access memory, RAM)、只读存储器(read-only memory, ROM)、可擦除可编程只读存储器(erasable programmable read only memory, EPROM)、或便携式只读存储器(compact disc read-only memory, CD-ROM),该存储器用于相关指令及数据。

[0080] 输入装置用于输入数据和/或信号,以及输出装置用于输出数据和/或信号。输出装置和输入装置可以是独立的器件,也可以是一个整体的器件。

[0081] 处理器可以包括是一个或多个处理器,例如包括一个或多个中央处理器(central processing unit, CPU),在处理器是一个CPU的情况下,该CPU可以是单核CPU,也可以是多核CPU。

[0082] 存储器用于存储网络设备的程序代码和数据。

[0083] 处理器用于调用该存储器中的程序代码和数据,执行如下步骤:

[0084] 在一个实现方式中,所述处理器用于执行如下步骤:对采集的光电容积脉搏描记法PPG原始信号进行傅里叶变换,得到所述PPG原始信号的幅度-频率曲线;从所述幅度-频率曲线中选出幅度最大的点对应的频率 f ;对所述PPG原始信号进行低通滤波处理,得到峰值曲线;确定所述峰值曲线中的所有极大值点,得到峰值点,其中,所述峰值点为所述极大值点去除误检测峰值点后的所有极大值点。

[0085] 在另一个实现方式中,所述处理器用于执行如下步骤:从所述幅度-频率曲线中选取预设频率之间的幅度-频率曲线,得到第一幅度-频率曲线;对所述第一幅度-频率曲线进行平滑滤波处理,得到第二幅度-频率曲线;将所述第一幅度-频率曲线与所述第二幅度-频率曲线进行相减,并取绝对值,得到第三幅度-频率曲线;从所述第三幅度-频率曲线中选出除左、右两个端点之外的幅度值最大的点,得到所述幅度值最大的点对应的频率值 f 。

[0086] 在又一个实现方式中,所述处理器用于执行如下步骤:将所述频率值 f 设为低通滤波的阈值;将所述PPG原始信号的频率值与 f 相比较,若所述PPG信号中的频率值小于或等于

f , 则保留所述频率值对应的信号, 得到峰值曲线, 若所述PPG信号中的频率值大于 f , 则去除所述频率值对应的信号。

[0087] 在又一个实现方式中, 所述处理器用于执行如下步骤: 根据所述频率值 f , 求得时间周期 T , 其中, T 大于0; 对所述第峰值曲线求导, 找出所有极大值点; 求出所述任意一个极大值点与相邻两个极大值点的时间差 t_1 和 t_2 , 其中, t_1 和 t_2 均大于0; 与相邻两个极大值点的时间差 t_1 和 t_2 , 其中, t_1 和 t_2 均大于0;

[0088] 点与相邻两个极大值点的时间差和, 其中, 和均大于0; 若所述时间差 t_1 和 t_2 均大于 $T/1.5$, 则将所述任意一个极值点划分为峰值点, 若所述时间差 t_1 和 t_2 均小于或等于 $T/1.5$, 则不将所述任意一个极值点划分为峰值点。

[0089] 可以理解的是, 图4仅仅示出了一种脉搏信号峰值点检测装置的简化设计。在实际应用中, 脉搏信号峰值点检测装置还可以分别包含必要的其他元件, 包含但不限于任意数量的输入/输出装置、处理器、控制器、存储器等, 而所有可以实现本申请实施例的脉搏信号峰值点检测装置都在本申请的保护范围之内。

[0090] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到, 为描述的方便和简洁, 上述描述的系统、装置和单元的具体工作过程, 可以参考前述方法实施例中的对应过程, 在此不再赘述。

[0091] 在本申请所提供的几个实施例中, 应该理解到, 所揭露的系统、装置和方法, 可以通过其它的方式实现。例如, 该单元的划分, 仅仅为一种逻辑功能划分, 实际实现时可以有另外的划分方式, 例如, 多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统, 或一些特征可以忽略, 或不执行。所显示或讨论的相互之间的耦合、或直接耦合、或通信连接可以是通过一些接口, 装置或单元的间接耦合或通信连接, 可以是电性, 机械或其它的形式。

[0092] 作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的, 作为单元显示的部件可以是或者也可以不是物理单元, 即可以位于一个地方, 或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0093] 在上述实施例中, 可以全部或部分地通过软件、硬件、固件或者其任意组合来实现。当使用软件实现时, 可以全部或部分地以计算机程序产品的形式实现。该计算机程序产品包括一个或多个计算机指令。在计算机上加载和执行该计算机程序指令时, 全部或部分地产生按照本申请实施例的流程或功能。该计算机可以是通用计算机、专用计算机、计算机网络、或者其他可编程装置。该计算机指令可以存储在计算机可读存储介质中, 或者通过该计算机可读存储介质进行传输。该计算机指令可以从一个网站站点、计算机、服务器或数据中心通过有线(例如同轴电缆、光纤、数字用户线(digital subscriber line, DSL))或无线(例如红外、无线、微波等)方式向另一个网站站点、计算机、服务器或数据中心进行传输。该计算机可读存储介质可以是计算机能够存取的任何可用介质或者是包含一个或多个可用介质集成的服务器、数据中心等数据存储设备。该可用介质可以是只读存储器(read-only memory, ROM), 或随机存储存储器(random access memory, RAM), 或磁性介质, 例如, 软盘、硬盘、磁带、磁碟、或光介质, 例如, 数字通用光盘(digital versatile disc, DVD)、或者半导体介质, 例如, 固态硬盘(solid state disk, SSD)等。

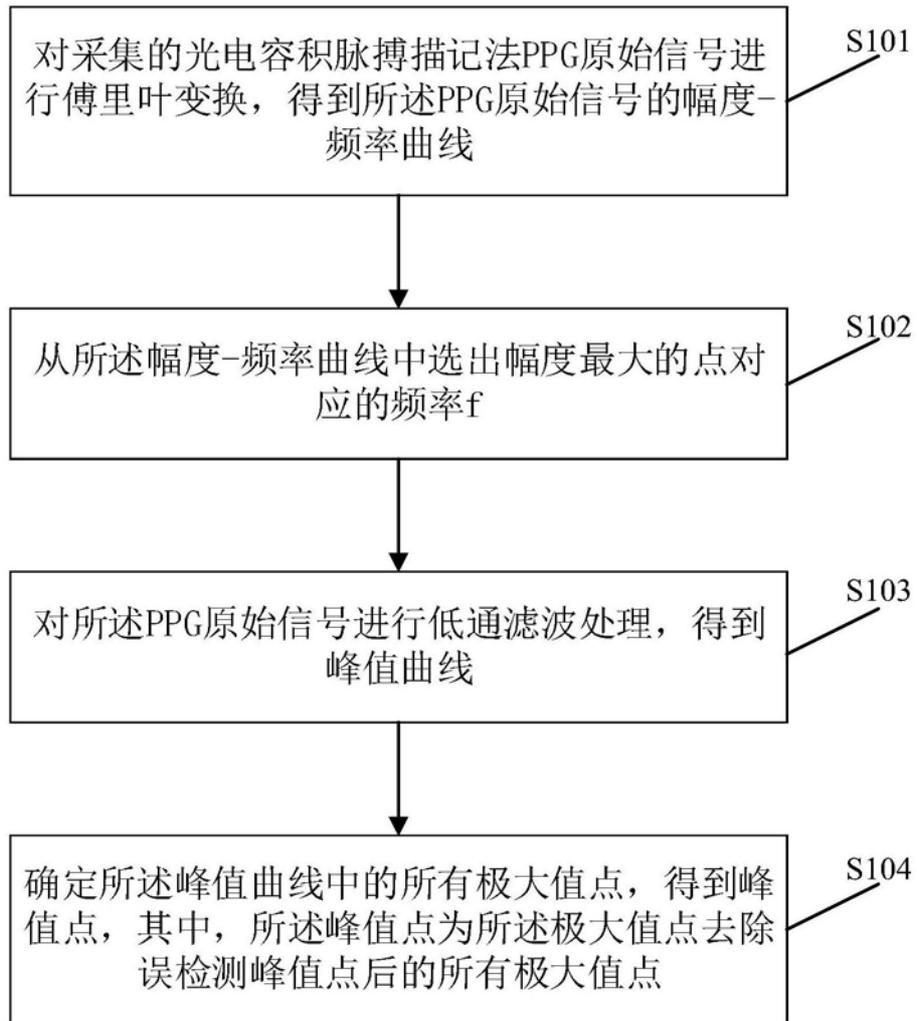


图1

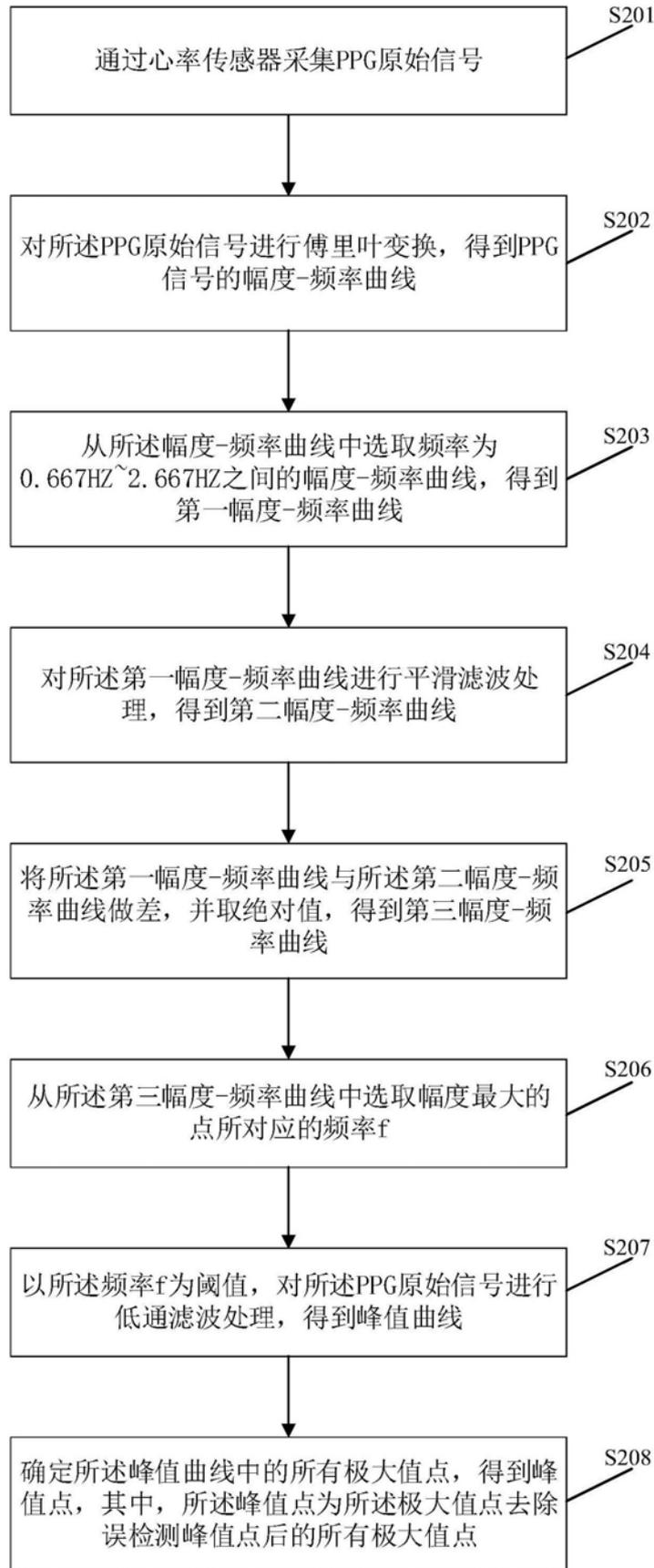


图2

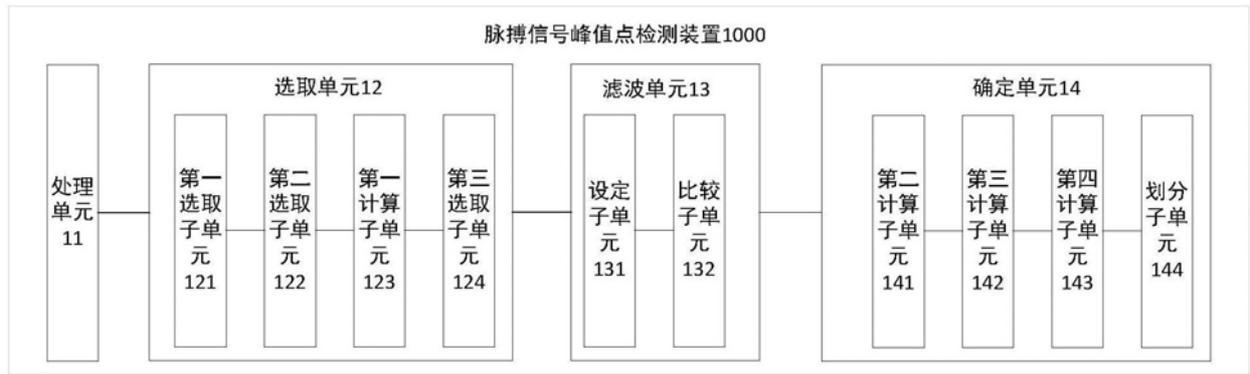


图3

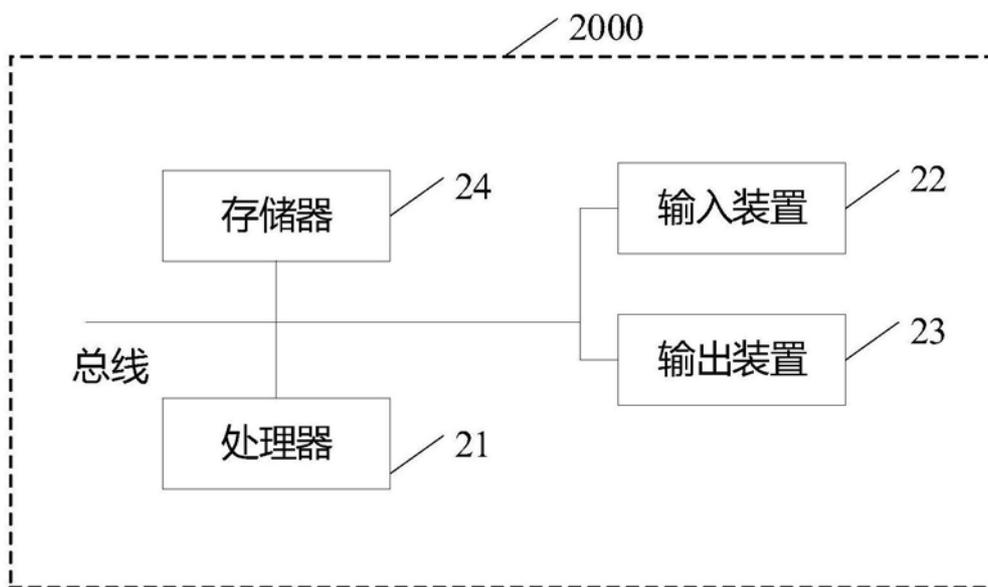


图4

专利名称(译)	一种脉搏信号峰值点检测方法及装置		
公开(公告)号	CN108992054A	公开(公告)日	2018-12-14
申请号	CN201810677236.7	申请日	2018-06-27
[标]申请(专利权)人(译)	深圳还是威健康科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳还是威健康科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳还是威健康科技有限公司		
[标]发明人	刘均 任娟娟		
发明人	刘均 任娟娟		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/7203 A61B5/725 A61B5/7257		
代理人(译)	熊永强		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开了一种脉搏信号峰值点检测方法及装置。该方法包括：对采集的光电容积脉搏描记法PPG原始信号进行傅里叶变换，得到所述PPG原始信号的幅度-频率曲线；从所述幅度-频率曲线中选出幅度最大的点对应的频率 f ；对所述PPG原始信号进行低通滤波处理，得到峰值曲线；确定所述峰值曲线中的所有极大值点，得到峰值点，其中，所述峰值点为所述极大值点去除误检测峰值点后的所有极大值点。还公开了相应的装置。通过傅里叶变换提取出PPG原始信号的频率值 f ，再以 f 为阈值对PPG原始信号进行低通滤波，并求出滤波后的信号的极大值点，最后对已得的频率 f 对极大值点中的错误峰值点进行剔除，即可精确的提取出PPG信号中的峰值点。

