



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110960203 A

(43)申请公布日 2020.04.07

(21)申请号 201911283257.1

(22)申请日 2019.12.13

(71)申请人 心核心科技(北京)有限公司

地址 100086 北京市海淀区学院路30号一  
区方兴大厦8层815室

(72)发明人 王众 吕伟民 陈立洋

(74)专利代理机构 北京嘉科知识产权代理事务  
所(特殊普通合伙) 11687

代理人 刘力

(51) Int. Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

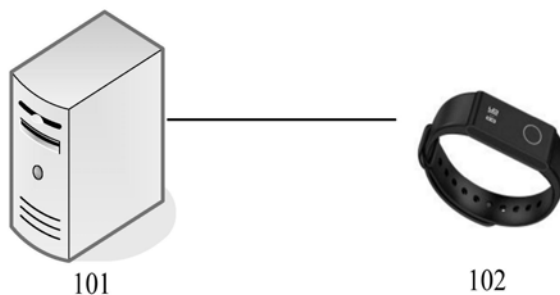
权利要求书2页 说明书14页 附图2页

### (54)发明名称

一种心血管特性参数检测方法及装置

### (57)摘要

本发明公开了一种心血管特性参数检测方法,所述方法包括:在确定脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形之后,先对所述脉搏波信号的主波波峰进行筛选,得到目标主波波峰,接着,判断所述目标主波波峰对应的波形是否为规则波动,若是,再根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。可见,本发明在根据脉搏波信号确定心血管特性参数前,通过对脉搏波信号去除信号值不满足阈值条件的主波波峰以及确定主波波峰对应的波形为规则波动,以保证用于确定心血管特性参数的脉搏波信号中不存在错误的脉搏波波形,从而提高了根据脉搏波信号所得到的心血管特性参数的准确性。



1. 一种心血管特性参数检测方法,其特征在于,包括:  
确定脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形;  
对所述脉搏波信号的主波波峰进行筛选,得到目标主波波峰,其中,所述目标主波波峰的信号值满足阈值条件;  
若所述目标主波波峰对应的波形为规则波动,根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述对所述脉搏波信号的波峰进行筛选,得到目标主波波峰,包括:  
利用滑动窗口将所述脉搏波信号划分为多个脉搏波子信号;  
分别针对每个脉搏波子信号,确定所述脉搏波子信号对应的平均信号值,并将所述脉搏波子信号中信号值大于所述平均信号值的主波波峰确定为目标主波波峰。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述若所述目标主波波峰对应的波形为规则波动,根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数,包括:  
确定所述目标主波波峰对应的波形的异常度;  
若所述异常度小于或等于第一阈值,根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。
4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述确定所述目标主波波峰对应的波形的异常度,包括:  
将所述目标主波波峰对应的波形分割为多个子波形,其中,每个子波形均为两个相邻的目标主波波峰之间的波形;  
确定各个子波形分别对应的心率值;  
根据所述各个子波形分别对应的心率值,确定所述目标主波波峰对应的波形的异常度。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述多个子波形的数量为N,N为正整数;所述根据所述各个子波形分别对应的心率值,确定所述目标主波波峰对应的波形的异常度,包括:  
分别将所述多个子波形中的第n个子波形和第n+1个子波形作为一个分组,形成N-1个分组;其中, $n=1,2,\dots,N-2,N-1$ ,且,第n个子波形和第n+1个子波形为相邻的两个子波形;  
针对每一个分组,确定该分组中第n个子波形对应的心率值和第n+1个子波形对应的心率值之间的差值,若所述差值的绝对值大于第二阈值,将该分组作为异常分组;  
根据异常分组的数量,确定所述目标主波波峰对应的波形的异常度。
6. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,在所述根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数的步骤之前,所述方法还包括:  
分别计算各个子波形对应的周期;  
根据各个子波形对应的周期,确定平均周期;  
根据所述平均周期,确定正常周期范围;  
去除所述目标主波波峰对应的波形中不符合所述正常周期范围的子波形,得到调整后的所述目标主波波峰对应的波形。
7. 根据权利要求1-6任一所述的方法,其特征在于,所述心血管特性参数包括心律、血

氧饱和度、血管硬化指数和血管反射指数；所述根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数，包括：

根据所述目标主波波峰对应的波形，确定脉搏波周期，并根据所述脉搏波周期确定心律；

根据所述目标主波波峰和所述波形中的波谷，确定血氧饱和度；

根据所述目标主波波峰、所述波形中的波谷和次波波峰，确定血管硬化指数；

根据所述目标主波波峰和所述波形中的次波波峰，确定血管反射指数。

8. 根据权利要求7所述的方法，其特征在于，所述脉搏波信号包括红外光电容积脉搏波(PPG)信号和红光PPG信号；在所述根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数之后，所述方法还包括：

若所述红外PPG信号对应的心律与所述红光PPG信号对应的心律的差值满足第三阈值，根据所述红外PPG信号对应的心律与所述红光PPG信号对应的心律，确定心律对应的输出结果；

若所述红外PPG信号对应的血氧饱和度与所述红光PPG信号对应的血氧饱和度的差值满足第四阈值，根据所述红外PPG信号对应的血氧饱和度与所述红光PPG信号对应的血氧饱和度，确定血氧饱和度对应的输出结果；

若所述红外PPG信号对应的血管硬化指数与所述红光PPG信号对应的血管硬化指数的差值满足第五阈值，根据所述红外PPG信号对应的血管硬化指数与所述红光PPG信号对应的血管硬化指数，确定血管硬化指数对应的输出结果；

若所述红外PPG信号对应的血管反射指数与所述红光PPG信号对应的血管反射指数的差值满足第六阈值，根据所述红外PPG信号对应的血管反射指数与所述红光PPG信号对应的血管反射指数，确定血管反射指数对应的输出结果。

9. 一种心血管特性参数检测装置，其特征在于，该装置包括：

波峰确定模块，用于确定脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形；

波峰筛选模块，用于对所述脉搏波信号的主波波峰进行筛选，得到目标主波波峰，其中，所述目标主波波峰的信号值满足阈值条件；

参数确定模块，用于若所述目标主波波峰对应的波形为规则波动，根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。

10. 一种电子设备，包括处理器以及存储有执行指令的存储器，当所述处理器执行所述存储器存储的所述执行指令时，所述处理器执行如权利要求1-8中任一所述的方法。

## 一种心血管特性参数检测方法及装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及健康检测领域,尤其涉及一种心血管特性参数检测方法及装置。

### 背景技术

[0002] 随着人们的生活水平提高,人们越来越关心健康问题。当前,由于工作压力、环境原因和家庭压力等因素,越来越多人群的健康都出现不同的问题。因此,人们都需要通过生理参数了解自身的健康状况,预防潜在的健康风险,尤其是心脏、心血管等问题造成的健康风险。

[0003] 现有技术中,对于心脏、心血管等相关生理参数的检测,通常都是通过为用户佩戴相关检测仪器,检测到脉搏信号,再根据脉搏波信号的时域特征,计算得到心脏、心血管等相关生理参数。然而,在检测的过程中,用户若发生移动导致检测仪器发生移动或佩戴不正确,会导致所检测的脉搏波信号中会存在错误的脉搏波波形。这样,会导致根据脉搏波信号的时域特征,计算得到心脏、心血管等相关生理参数与真实情况存在较大误差,即导致检测结果不准确的问题。

### 发明内容

[0004] 本发明提供一种心血管特性参数检测方法及装置,以保证用于确定心血管特性参数的脉搏波信号中不存在错误的脉搏波波形,从而提高了根据脉搏波信号所得到的心血管特性参数的准确性。

[0005] 第一方面,本发明提供了一种心血管特性参数检测方法,包括:

[0006] 确定脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形;

[0007] 对所述脉搏波信号的主波波峰进行筛选,得到目标主波波峰,其中,所述目标主波波峰的信号值满足阈值条件;

[0008] 若所述目标主波波峰对应的波形为规则波动,根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。

[0009] 第二方面,本发明提供了一种心血管特性参数检测装置,包括:

[0010] 波峰确定模块,用于确定脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形;

[0011] 波峰筛选模块,用于对所述脉搏波信号的主波波峰进行筛选,得到目标主波波峰,其中,所述目标主波波峰的信号值满足阈值条件;

[0012] 参数确定模块,用于若所述目标主波波峰对应的波形为规则波动,根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。

[0013] 第三方面,本发明提供了一种可读介质,包括执行指令,当电子设备的处理器执行所述执行指令时,所述电子设备执行如第一方面中任一所述的方法。

[0014] 第四方面,本发明提供了一种电子设备,包括处理器以及存储有执行指令的存储器,当所述处理器执行所述存储器存储的所述执行指令时,所述处理器执行如第一方面中任一所述的方法。

[0015] 由上述技术方案可以看出,本发明在确定脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形之后,先对所述脉搏波信号的主波波峰进行筛选,得到目标主波波峰,接着,判断所述目标主波波峰对应的波形是否为规则波动,若是,再根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。可见,本发明在根据脉搏波信号确定心血管特性参数前,通过对脉搏波信号去除信号值不满足阈值条件的主波波峰以及确定主波波峰对应的波形为规则波动,以保证用于确定心血管特性参数的脉搏波信号中不存在错误的脉搏波波形,从而提高了根据脉搏波信号所得到的心血管特性参数的准确性。

[0016] 上述的非惯用的优选方式所具有的进一步效果将在下文中结合具体实施方式加以说明。

### 附图说明

[0017] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明中记载的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0018] 图1为本发明一实施例提供的一种示例性应用场景的框架示意图;

[0019] 图2为本发明一实施例提供的一种心血管特性参数检测方法的流程示意图;

[0020] 图3为本发明一实施例提供的一种心血管特性参数检测装置的结构示意图;

[0021] 图4为本发明一实施例提供的一种电子设备的结构示意图。

### 具体实施方式

[0022] 为使本发明的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合具体实施例及相应的附图对本发明的技术方案进行清楚、完整地描述。显然,所描述的实施例仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动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。

[0023] 在现有技术中,在对心脏、心血管等相关生理参数的检测过程中,若用户发生移动会使得检测仪器发生移动或佩戴不正确,导致所检测的脉搏波信号中会存在错误的脉搏波波形。这样,会导致根据脉搏波信号的时域特征,计算得到心脏、心血管等相关生理参数与真实情况存在较大误差,即导致检测结果不准确的问题。

[0024] 为了解决上述问题,本发明提供了一种心血管特性参数检测方法,在本方法中,在确定脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形之后,先对所述脉搏波信号的主波波峰进行筛选,得到目标主波波峰,接着,判断所述目标主波波峰对应的波形是否为规则波动,若是,再根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。可见,本发明在根据脉搏波信号确定心血管特性参数前,通过对脉搏波信号去除信号值不满足阈值条件的主波波峰以及确定主波波峰对应的波形为规则波动,以保证用于确定心血管特性参数的脉搏波信号中不存在错误的脉搏波波形等问题,从而提高了根据脉搏波信号所得到的心血管特性参数的准确性。因此,与现有技术相比,本发明不直接使用采集到的脉搏波信号确定心血管特性参数,而是先对采集到的脉搏波信号进行处理,再利用处理后的脉搏波信号确定心血管特性参数,例如,先对所述脉搏波信号的主波波峰进行筛选,得到目标主波波峰,接着,判

断所述目标主波波峰对应的波形是否为规则波动,若是,再根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。

[0025] 举例说明,本发明实施例可以应用到如图1所示的场景。在该场景中,包括具有心血管特性参数检测功能的服务器101和数据采集的佩戴设备102,其中,服务器101与佩戴设备102之间通信连接。具体地,佩戴设备102佩戴于用户身体上,佩戴设备102采集脉搏波信号,并将该脉搏波信号向服务器101发送;服务器101接收到该脉搏波信号后,服务器101可以先确定该脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形,接着,服务器101可以对该脉搏波信号的主波波峰进行筛选,得到目标主波波峰,且,若所述目标主波波峰对应的波形为规则波动,服务器101可以根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。这样,保证用于确定心血管特性参数的脉搏波信号中不存在错误的脉搏波波形等问题,从而提高了根据脉搏波信号所得到的心血管特性参数的准确性。

[0026] 可以理解的是,在上述应用场景中,虽然将本发明实施方式的动作描述为由服务器101执行,但是这些动作也可以由佩戴设备102执行。本发明在执行主体方面不受限制,只要执行了本发明实施方式所公开的动作即可。

[0027] 需要注意的是,上述应用场景仅是为了便于理解本申请而示出,本申请的实施方式在此方面不受任何限制。相反,本申请的实施方式可以应用于适用的任何场景。

[0028] 下面结合附图,详细说明本发明的各种非限制性实施方式。

[0029] 参见图2,示出了本发明实施例中的一种心血管特性参数检测方法。在本实施例中,所述方法例如可以包括以下步骤:

[0030] S201:确定脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形。

[0031] 脉搏波信号是心脏的搏动沿动脉血管和血流向外周传播而形成的具有周期性的信号,例如,可以是电容积脉搏波(PPG)信号;需要说明的是,在本实施例的一种实现方式中,脉搏波信号可以包括一个PPG信号或者包括多个PPG信号,比如,脉搏波信号可以包括红外光电容积脉搏波(PPG)信号和/或红光PPG信号。其中,在脉搏波信号的每个周期波长范围内,可以将波幅的最大值称之为主波波峰,将波幅的最小值则被称为波谷,比如,以横波为例,突起的最高点就是波峰,陷下的最低点就是波谷;需要说明的是,每个周期波长范围内还可以包括次波峰,次波峰为每个周期波长范围内除主波波峰以外波幅最大的波峰。需要说明的是,主波波峰对应的波形可以理解为脉搏波信号在主波波峰所对应的周期内的波形,可以理解的是,脉搏波信号包括多个主波波峰对应的波形。

[0032] 在实施例中,可以先获取脉搏波信号,例如可以通过脉搏波传感器采集到脉搏波信号,或者,可以接收其他设备发送的脉搏波信号。获取到脉搏波信号后,可以确定该脉搏波信号中的各个主波波峰,以及各个主波波峰分别对应的波形,例如,可以先提取脉搏波信号的波形特征,再根据波形特征确定各个主波波峰,以及各个主波波峰分别对应的波形。

[0033] S202:对所述脉搏波信号的主波波峰进行筛选,得到目标主波波峰。

[0034] 在对心脏、心血管等相关生理参数的检测过程中,若检测设备与用户皮肤之间的贴合状态发生变化时(比如检测设备与用户皮肤之间不贴合),可能会导致所采集的脉搏波信号中包括异常的主波波峰,例如异常的主波波峰的信号值(即波幅对应的数值)远远小于其他主波波峰的信号值。由于异常的主波波峰会影响到确定心血管特性参数的准确性,故此,在确定脉搏波信号中各个主波波峰以及各个主波波峰分别对应的波形之后,可以将脉

搏波信号中异常的主波波峰对应的波形去除。

[0035] 具体地,可以先确定一阈值条件,再利用该阈值条件对脉搏波信号的主波波峰进行筛选。其中,该阈值条件可以为主波波峰大于或等于一异常阈值,该异常阈值可以用于反映主波波峰的信号值是否异常,可以理解的是,若主波波峰的信号值大于或等于该异常阈值,则可以认为该主波波峰为非异常主波波峰,若主波波峰的信号值小于该异常阈值,则可以认为该主波波峰远远小于其他主波波峰的信号值,即认为该主波波峰为异常主波波峰。

[0036] 需要说明的是,为了便于说明,在本实施例中,可以将满足阈值条件的主波波峰称之为目标主波波峰。并且,在一种实现方式中,该异常阈值可以为脉搏波信号的平均信号值;可以理解的是,在本实施例的一种实现方式中,可以先确定脉搏波信号的平均信号值,再利用该平均信号值对该脉搏波信号的主波波峰进行筛选,确定大于或等于该平均信号值的目标主波波峰,也就是说,将脉搏波信号中异常主波波峰对应的波形去除了,只保留目标主波波峰对应的波形;举例来说,假设脉搏波信号的平均信号值为3000V,主波波峰a的信号值为3005V,主波波峰b的信号值为2500V,主波波峰c的信号值为3008V,由于主波波峰a和主波波峰c的信号值均大于平均信号值,因此,可以将主波波峰a和主波波峰c作为目标主波波峰,即将该主波波峰b对应的波形从脉搏波信号中去除,仅保留脉搏波信号a和脉搏波信号c对应的波形。

[0037] S203:若所述目标主波波峰对应的波形为规则波动,根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。

[0038] 在对心脏、心血管等相关生理参数的检测过程中,若检测设备与用户皮肤之间的贴合状态发生变化时,也会导致所采集的脉搏波信号中的波形出现异常,例如检测设备与用户皮肤不贴合状态持续时间较长,此时,可能主波波峰的信号值正常,但脉搏波信号的波形出现异常,从而导致根据脉搏波信号中的所确定的心血管特性参数不准确。故此,在确定脉搏波信号中的目标主波波峰之后,可以判断各个目标主波波峰对应的波形是否为规则波动。需要说明的是,目标主波波峰的波形为规则波动可以理解为一目标主波波峰对应的波形的波动特征与其他目标主波波峰对应的波形的波动特征相似或相同,例如,一目标主波波峰对应的波形的周期与其相邻的目标主波波峰对应的波形的周期相似。

[0039] 若确定各个目标主波波峰对应的波形为规则波动,则可以根据各个目标主波波峰对应的波形,确定包括各个目标主波波峰对应的波形的脉搏波信号对应的心血管特性参数;其中,心血管特性参数可以理解为能够反映心脏、心血管的健康情况的参数,例如,心血管特性参数可以包括心律、血氧饱和度、血管硬化指数、血管反射指数等。举例来说,可以根据各个目标主波波峰对应的波形分别对应的周期,计算平均周期,再根据该平均周期确定心律;继续举例,可以根据各个目标主波波峰对应的波形分别对应的周期、主波波峰信号值、波谷信号值,计算血氧饱和度。

[0040] 需要说明的是,若确定各个目标主波波峰对应的波形并非为规则波动,则可以生成警告信息,提醒用户,并且,在一种可能的实现方式中,可以重新采集或获取脉搏波信号,并继续执行S201对应的“确定脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形”的步骤,直至确定心血管特性参数。

[0041] 由上述技术方案可以看出,本发明在确定脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形之后,先对所述脉搏波信号的主波波峰进行筛选,得到目标主波波峰,接着,判

断所述目标主波波峰对应的波形是否为规则波动,若是,再根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。可见,本发明在根据脉搏波信号确定心血管特性参数前,通过对脉搏波信号去除信号值不满足阈值条件的主波波峰以及确定主波波峰对应的波形为规则波动,以保证用于确定心血管特性参数的脉搏波信号中不存在错误的脉搏波波形,从而提高了根据脉搏波信号所得到的心血管特性参数的准确性。

[0042] 图2所示仅为本发明所述方法的基础实施例,在其基础上进行一定的优化和拓展,还能够得到所述方法的其他优选实施例。

[0043] 接下来,将介绍本发明一种心血管特性参数检测方法的另一个具体实施例,该实施例将主要介绍S202的实现过程(S303-S304),以及S203的具体实现方式(S305-S306),以及S301。在本实施例中,所述方法具体包括以下步骤:

[0044] S301:确定所述脉搏波信号,并对所述脉搏波信号进行低通滤波处理,得到处理后的脉搏波信号。

[0045] 通常,脉搏波信号的采集方式为使用红光和红外光对人体进行测量,并将测量后的结果转换为脉搏波信号,但由于通过红光和红外光采集脉搏波信号时,会产生低频随机干扰信号,而该低频随机干扰信号会影响到确定心血管特性参数的准确性,因此,在利用采集到的脉搏波信号确定心血管特性参数之前,需要将采集到的脉搏波信号中的低频随机干扰信号去除掉。

[0046] 在本实施例中,采集或获取到脉搏波信号之后,可以对该脉搏波信号进行低通滤波处理,以便将该脉搏波信号中的低频随机干扰信号去除掉,例如,可以采用低通滤波器对脉搏波信号进行低通滤波处理,从而得到处理后的脉搏波信号,即得到去除掉低频随机干扰信号的脉搏波信号。在一种实现方式中,低频随机干扰信号可以理解为波段最高值与最低值的差值低于500的波段。

[0047] S302:确定脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形。

[0048] 需要说明的是,本实施例中的S302与图2对应实施例中的S201相同。因此,在本实施例中,不再对S302进行阐述,具体可以参见S201的介绍。

[0049] S303:利用滑动窗口将所述脉搏波信号划分为多个脉搏波子信号;

[0050] S304:分别针对每个脉搏波子信号,确定所述脉搏波子信号对应的平均信号值,并将所述脉搏波子信号中信号值大于所述平均信号值的主波波峰确定为目标主波波峰。

[0051] 作为一种示例,确定脉搏波信号后,可以先根据预设时长设定窗口对应的时长。然后,针对脉搏波信号,将每个预设时长对应的脉搏波信号作为一个窗口,例如,假设预设市场为6s,则可以将0s-6s对应的一段脉搏波信号作为一个窗口,将6s-12s对应的一段脉搏波信号作为一个窗口,以此类推,将该脉搏波信号划分为多个窗口,其中,为了便于描述,在本实施例中,将每个窗口对应的一段脉搏波信号称之为脉搏波子信号。

[0052] 接着,可以分别计算每一个脉搏波子信号中的目标主波波峰,具体地,针对每一个脉搏波子信号,可以确定该脉搏波子信号对应的平均信号值,即确定该脉搏波子信号中各个信号的平均值,并将该脉搏波子信号中信号值大于该平均信号值的主波波峰确定为目标主波波峰。这样,便可以确定出各个脉搏波子信号分别对应的目标主波波峰,即相当于,将脉搏波信号中的异常主波波峰(各个脉搏波子信号中信号值低于或等于平均信号值的主波波峰)对应的波形去除掉,保留了脉搏波信号中的目标主波波峰对应的波形。

[0053] S305:确定所述目标主波波峰对应的波形的异常度;

[0054] S306:若所述异常度小于或等于第一阈值,根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。

[0055] 在将脉搏波信号中的异常主波波峰对应的波形去除掉之后,可以确定该脉搏波信号的异常度,即确定该脉搏波信号中目标主波波峰对应的异常度,其中,该异常度用于反映该脉搏波信号的波形是否异常;例如,脉搏波信号的波形的异常度大于第一阈值,可以认为该脉搏波信号的波形异常,不能用于确定心血管特性参数,反之,若脉搏波信号的波形的异常度小于或等于第一阈值,可以认为该脉搏波信号的波形正常,能够用于确定心血管特性参数,需要说明的是,该第一阈值可以根据实际情况进行调整,在本实施中不对第一阈值的具体数值进行限定。

[0056] 接下来,将介绍如何确定脉搏波信号的波形的异常度,即目标主波波峰对应的波形的异常度。

[0057] 作为一种示例,可以先将目标主波波峰对应的波形划分为多个子波形,其中,每个子波形均为两个相邻的目标主波波峰之间的波形,例如,脉搏波信号包括目标主波波峰a、目标主波波峰b和目标主波波峰c,其中,目标主波波峰a、目标主波波峰b相邻,目标主波波峰b和目标主波波峰c相邻,则可以将该脉搏波信号中的目标主波波峰a和目标主波波峰b之间的波形分割为子波形A,将该脉搏波信号中的目标主波波峰b和目标主波波峰c之间的波形分割为子波形B。

[0058] 接着,可以确定各个子波形分别对应的心率值,继续以子波形A和子波形B为例,在确定子波形A和子波形B之后,可以利用子波形A的周期确定该子波形A对应的心率值,以及利用子波形B的周期确定该子波形B对应的心率值。

[0059] 紧接着,可以根据各个子波形分别对应的心率值,确定各个目标主波波峰对应的波形的异常度。在一种实现方式中,假设将脉搏波信号划分为N个子波形之后,其中,N为正整数。可以先分别将这N个子波形中的第n个子波形和第n+1个子波形作为一个分组,形成N-1个分组,其中, $n=1,2,\dots,N-2,N-1$ ,其中,第n个子波形和第n+1个子波形为相邻的两个子波形;举例来说,假设将脉搏波信号分割为子波形a、子波形b、子波形c和子波形d,且,子波形a位于子波形b之前,子波形b位于子波形c之前,子波形c位于子波形d之前,即子波形a为第一个子波形,子波形b为第二个子波形,子波形c为第三个子波形,子波形d为第四个子波形,这样,可以将子波形a和子波形b分为一组,将子波形b和子波形c分为一组,将子波形c和子波形d分为一组。然后,针对每一个分组,确定该分组中第n个子波形对应的心率值和第n+1个子波形对应的心率值之间的差值,若所述差值的绝对值大于第二阈值,将该分组作为异常分组,例如,假设第二阈值为5,子波形a和子波形b为一分组,且子波形a对应的心率值为100,子波形b对应的心率值为106,由于子波形a和子波形b的心率值的差值的绝对值为6,大于第二阈值,因此,可以将该组确定为异常分组。在确定完各个分组是否为异常分组之后,可以根据异常分组的数量,确定目标主波波峰对应的波形的异常度,例如,可以将异常分组的数量作为异常度,也可以将异常分组的数量与分组总数量的比值作为异常度。

[0060] 至此,本实施例结合具体的应用场景实现了心血管特性参数检测方法过程。当然应该认为,上述场景仅仅为示例性场景,并不对本发明提供的方法构成限定。本发明提供的方法可延申的应用在其他相同原理的心血管特性参数检测过程当中。

[0061] 图2所示仅为本发明所述方法的基础实施例,在其基础上进行一定的优化和拓展,还能够得到所述方法的其他优选实施例。

[0062] 需要说明的是,在对心脏、心血管等相关生理参数的检测过程中,若检测设备与用户皮肤之间的贴合状态发生变化时(比如检测设备与用户皮肤之间不贴合),也会导致所采集的脉搏波信号中的波形出现异常,例如检测设备与用户皮肤不贴合状态持续时间较长,此时,可能主波波峰的信号值正常,但主波波峰对应的波形的周期远远大于其他主波波峰对应的波形的周期,从而导致根据波形所确定的心血管特性参数不准确。

[0063] 故此,本发明还提供了一种心血管特性参数检测方法的另一个具体实施例,该实施例将主要介绍在S203“若所述目标主波波峰对应的波形为规则波动,根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数”之前,还需要将脉搏波信号中周期异常的子波形去除(即对应步骤S403-S406),以使得根据脉搏波信号确定的心血管特性参数更加精确。在本实施例中,所述方法具体包括以下步骤:

[0064] S401:确定脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形。

[0065] S402:对所述脉搏波信号的主波波峰进行筛选,得到目标主波波峰,其中,所述目标主波波峰的信号值满足阈值条件。

[0066] 需要说明的是,本实施例中的S401、S402与图2对应实施例中的S201、S202相同。因此,在本实施例中,不再对S401、S402进行阐述,具体可以参见S201、S202的介绍。

[0067] S403:将所述目标主波波峰对应的波形分割为多个子波形,并分别计算各个子波形对应的周期;

[0068] S404:根据各个子波形对应的周期,确定平均周期。

[0069] 在本实施例中,可以先将包括多个目标主波波峰的脉搏波信号的波形划分为多个子波形,其中,每个子波形均为两个相邻的目标主波波峰之间的波形。然后,可以分别确定各个子波形对应的周期,并根据各个子波形分别对应的周期,确定该脉搏波信号中各个子波形的平均周期。例如,将脉搏波信号划分为子波形a、子波形b和子波形c,且子波形a对应的周期为0.5s,子波形b对应的周期为0.6s,子波形c对应的周期为0.4s,则可以确定该脉搏波信号中各子波形的平均周期为0.5s。

[0070] S405:根据所述平均周期,确定正常周期范围。

[0071] 在一种可能的实现方式中,可以将平均周期的预设倍数作为正常周期的范围,例如,可以将大于或等于0.7倍的平均周期,且小于或等于4倍的平均周期的周期范围作为正常周期范围,即正常周期范围可以为 $[0.7X, 4X]$ ,其中,X为平均周期。

[0072] S406:去除所述目标主波波峰对应的波形中不符合所述正常周期范围的子波形,得到调整后的所述目标主波波峰对应的波形。

[0073] 在确定正常周期范围之后,可以将包括全部主波波峰的脉搏波信号的波形中不符合所述正常周期范围的子波形去除,即仅保留周期为正常周期范围内的子波形。这样,便可以得到去除了不符合正常周期范围的子波形的脉搏波信号,即调整后的目标主波波峰对应的波形。

[0074] S407:若所述目标主波波峰对应的波形为规则波动,根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。

[0075] 需要说明的是,本实施例中的S407与图2对应实施例中的S203相同。因此,在本实

施例中,不再对S407进行阐述,具体可以参见S203的介绍。

[0076] 至此,本实施例结合具体的应用场景实现了心血管特性参数检测方法过程。当然应该认为,上述场景仅仅为示例性场景,并不对本发明提供的方法构成限定。本发明提供的方法可延申的应用在其他相同原理的心血管特性参数检测过程当中。

[0077] 图2所示仅为本发明所述方法的基础实施例,在其基础上进行一定的优化和拓展,还能够得到所述方法的其他优选实施例。

[0078] 接下来,将介绍本发明一种心血管特性参数检测方法的另一个具体实施例,该实施例将主要介绍S203的实现过程(S503-S506),在本实施例中将主要以心血管特性参数包括心律、血氧饱和度、血管硬化指数和血管反射指数为例进行举例说明,需要说明的是,心血管特性参数还可以包括其他参数,在这里不对心血管特性参数的具体参数进行限定。在本实施例中,所述方法具体包括以下步骤:

[0079] S501:确定脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形;

[0080] S502:对所述脉搏波信号的主波波峰进行筛选,得到目标主波波峰,其中,所述目标主波波峰的信号值满足阈值条件。

[0081] 需要说明的是,本实施例中的S501、S502与图2对应实施例中的S201、S202相同。因此,在本实施例中,不再对S501、S502进行阐述,具体可以参见S201、S202的介绍。

[0082] S503:根据所述目标主波波峰对应的波形,确定脉搏波周期,并根据所述脉搏波周期确定心律。

[0083] 作为一种示例,可以先确定各个目标主波波峰对应的波形的周期,接着确定平均周期,并将该平均周期作为脉搏波周期。由于脉搏波周期可以视为一次心跳的时间,因此,可以根据脉搏波周期确定心律。

[0084] S504:根据所述目标主波波峰和所述波形中的波谷,确定血氧饱和度。

[0085] 作为一种示例,可以先确定目标主波波峰的信号值和该目标主波波峰对应波形中的波谷的信号值,接着,再根据该目标主波波峰的信号值、该波谷的信号值确定血氧饱和度,例如,可以根据公式(1),确定血氧饱和度:

$$[0086] \quad spo2 = A - B * \frac{AC(r)/DC(r)}{AC(ir)/DC(ir)} \quad (1),$$

[0087] 其中,spo2表示血氧饱和度;AC(r)表示红光PPG信号中目标主波波峰的信号值与该目标主波波峰所在波形中的波谷的信号值之间的差值;DC(r)表示红光PPG信号中与该目标主波波峰所在波形中的波谷的信号值;AC(ir)表示红外光PPG信号中目标主波波峰的信号值与该目标主波波峰所在波形中的波谷的信号值之间的差值;DC(ir)表示红外光PPG信号中与该目标主波波峰所在波形中的波谷的信号值;A、B为预设系数,其中,A、B均是根据动脉血液中氧和血红蛋白对光的吸收系数、动脉血液中还原血红蛋白对光的吸收系数和照射光的波长确定的,需要说明的是,A、B的取值可以根据实际情况确定,通常情况下,A可以为104,B可以为17。

[0088] S505:根据所述目标主波波峰、所述波形中的波谷和次波波峰,确定血管硬化指数。

[0089] 作为一种示例,可以先确定目标主波波峰、在该目标主波波峰之前的一个波谷以及该目标主波波峰所在波形中的次波波峰,接着,再根据该目标主波波峰、该波谷以及该次

波波峰确定血管硬化指数,例如,可以根据公式(2),确定血管硬化指数:

$$[0090] \quad SI = \frac{Height}{TP2 - TP1} \quad (2),$$

[0091] 其中,SI表示血管硬化指数,单位为m/s;TP1表示从目标主波波峰的上一个波谷到该目标主波波峰所需要的时间;TP2表示从该上一个波谷到该目标主波波峰所在波形中的次波波峰所需的时间;(TP2-TP1)反映了发射波延时时长;Height为受试者身高,其与反射波传递的距离相关。

[0092] S506:根据所述目标主波波峰和所述波形中的次波波峰,确定血管反射指数。

[0093] 作为一种示例,可以先确定目标主波波峰、该目标主波波峰所在波形中的次波波峰,接着,再根据该目标主波波峰的信号值以及该次波波峰的信号值确定血管反射指数,例如,可以根据公式(3),确定血管硬化指数:

$$[0094] \quad RI = \frac{AP2}{AP1} \quad (3),$$

[0095] 其中,RI表示血管反射指数;AP1、AP2分别代表了目标主波波峰与次波波峰的波幅(即信号值)。

[0096] 需要说明的是,上述S503-S506可以同时进行,也可以分别进行,可以四个步骤全部执行,也可以执行其中的至少一个步骤。在一种实现方式中,在得到心血管特性参数之后,可以以健康报告的形式向用户展示该心血管特性参数。

[0097] 需要强调的是,在一种实现方式中,还可以计算短时间场景以及长时间场景下心率和血氧饱和度指标的波动情况,以及心率过速、心率过缓、心脏骤停的次数。其中,短时间(例如三分钟)场景的计算方法,就是在预设短时间的长度内,基于S503和S504计算得到心率和血氧饱和度,然后根据实时心率的值(例如每6秒计算得到的心率值)可以判断心率过速、心率过缓、心脏骤停的次数。同理,可以计算长时间场景下相关指标,比如心率过速、心率过缓、心脏骤停的次数。也就是说,在一种实现方式中,心血管特性参数包括心律、血氧饱和度、血管硬化指数和血管反射指数、心率过速、心率过缓、心脏骤停的次数。

[0098] 至此,本实施例结合具体的应用场景实现了心血管特性参数检测方法过程。当然应该认为,上述场景仅仅为示例性场景,并不对本发明提供的方法构成限定。本发明提供的方法可延申的应用在其他相同原理的心血管特性参数检测过程当中。

[0099] 图2所示仅为本发明所述方法的基础实施例,在其基础上进行一定的优化和拓展,还能够得到所述方法的其他优选实施例。

[0100] 接下来,将介绍本发明一种心血管特性参数检测方法的另一个具体实施例,该实施例将主要介绍为了使根据脉搏波信号所确定的心血管特性参数更加精确,可以根据多种脉搏波信号确定心血管特性参数,即S-S。在本实施例中,所述方法具体包括以下步骤:

[0101] S601:确定脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形;

[0102] S602:对所述脉搏波信号的主波波峰进行筛选,得到目标主波波峰,其中,所述目标主波波峰的信号值满足阈值条件;

[0103] S603:若所述目标主波波峰对应的波形为规则波动,根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。

[0104] 需要说明的是,本实施例中的S601、S602、S603与图2对应实施例中的S201、S202、

S203相同。因此,在本实施例中,不再对S601、S602、S603进行阐述,具体可以参见S201、S202、S203的介绍。

[0105] 需要说明的是,本实施例中的脉搏波信号可以包括红外光电容积脉搏波(PPG)信号和红光PPG信号,并且,可以通过S601-S603分别得到红外光PPG信号对应的心血管特性参数(比如心律、血氧饱和度、血管硬化指数和血管反射指数),以及红光PPG信号对应的心血管特性参数(比如心律、血氧饱和度、血管硬化指数和血管反射指数)。

[0106] S604:若所述红外PPG信号对应的心律与所述红光PPG信号对应的心律的差值满足第三阈值,根据所述红外PPG信号对应的心律与所述红光PPG信号对应的心律,确定心律对应的输出结果。

[0107] 在本实施例中,确定红外PPG信号对应的心律与红光PPG信号对应的心律之后,可以先计算红外PPG信号对应的心律与红光PPG信号对应的心律的差值,再判断所述差值是否大于第三阈值,需要说明的是,第三阈值可以根据实际情况进行调整,在本实施例中并不限定具体数值;若红外PPG信号对应的心律与红光PPG信号对应的心律的差值满足第三阈值,说明根据红外PPG信号以及红光PPG信号确定的心率属于正常范围内,接着,可以根据红外PPG信号对应的心律与红光PPG信号对应的心律,确定心律对应的输出结果,例如,可以将红外PPG信号对应的心律与红光PPG信号对应的心律的平均值,确定心律对应的输出结果。

[0108] 需要说明的是,若红外PPG信号对应的心律与红光PPG信号对应的心律的差值不满足第三阈值,说明根据红外PPG信号以及红光PPG信号确定的心率不属于正常范围内,可以重新采集或获取红外PPG信号和红光PPG信号,并重新确定红外PPG信号对应的心律与红光PPG信号对应的心律,直至红外PPG信号对应的心律与红光PPG信号对应的心律的差值满足第三阈值。

[0109] S605:若所述红外PPG信号对应的血氧饱和度与所述红光PPG信号对应的血氧饱和度的差值满足第四阈值,根据所述红外PPG信号对应的血氧饱和度与所述红光PPG信号对应的血氧饱和度,确定血氧饱和度对应的输出结果。

[0110] 在本实施例中,确定红外PPG信号对应的血氧饱和度与红光PPG信号对应的血氧饱和度之后,可以先计算红外PPG信号对应的血氧饱和度与红光PPG信号对应的血氧饱和度的差值,再判断所述差值是否大于第四阈值,需要说明的是,第四阈值可以根据实际情况进行调整,在本实施例中并不限定具体数值;若红外PPG信号对应的血氧饱和度与红光PPG信号对应的血氧饱和度的差值满足第四阈值,说明根据红外PPG信号以及红光PPG信号确定的血氧饱和度属于正常范围内,接着,可以根据红外PPG信号对应的血氧饱和度与红光PPG信号对应的血氧饱和度,确定血氧饱和度对应的输出结果,例如,可以将红外PPG信号对应的血氧饱和度与红光PPG信号对应的血氧饱和度的平均值,确定血氧饱和度对应的输出结果。

[0111] 需要说明的是,若红外PPG信号对应的血氧饱和度与红光PPG信号对应的血氧饱和度的差值不满足第四阈值,说明根据红外PPG信号以及红光PPG信号确定的血氧饱和度不属于正常范围内,可以重新采集或获取红外PPG信号和红光PPG信号,并重新确定红外PPG信号对应的血氧饱和度与红光PPG信号对应的血氧饱和度,直至红外PPG信号对应的血氧饱和度与红光PPG信号对应的血氧饱和度的差值满足第四阈值。

[0112] S606:若所述红外PPG信号对应的血管硬化指数与所述红光PPG信号对应的血管硬化指数的差值满足第五阈值,根据所述红外PPG信号对应的血管硬化指数与所述红光PPG信

号对应的血管硬化指数,确定血管硬化指数对应的输出结果。

[0113] 在本实施例中,确定红外PPG信号对应的血管硬化指数与红光PPG信号对应的血管硬化指数之后,可以先计算红外PPG信号对应的血管硬化指数与红光PPG信号对应的血管硬化指数的差值,再判断所述差值是否大于第五阈值,需要说明的是,第五阈值可以根据实际情况进行调整,在本实施例中并不限定具体数值;若红外PPG信号对应的血管硬化指数与红光PPG信号对应的血管硬化指数的差值满足第五阈值,说明根据红外PPG信号以及红光PPG信号确定的血管硬化指数属于正常范围内,接着,可以根据红外PPG信号对应的血管硬化指数与红光PPG信号对应的血管硬化指数,确定血管硬化指数对应的输出结果,例如,可以将红外PPG信号对应的血管硬化指数与红光PPG信号对应的血管硬化指数的平均值,确定血管硬化指数对应的输出结果。

[0114] 需要说明的是,若红外PPG信号对应的血管硬化指数与红光PPG信号对应的血管硬化指数的差值不满足第五阈值,说明根据红外PPG信号以及红光PPG信号确定的血管硬化指数不属于正常范围内,可以重新采集或获取红外PPG信号和红光PPG信号,并重新确定红外PPG信号对应的血管硬化指数与红光PPG信号对应的血管硬化指数,直至红外PPG信号对应的血管硬化指数与红光PPG信号对应的血管硬化指数的差值满足第五阈值。

[0115] S607:若所述红外PPG信号对应的血管反射指数与所述红光PPG信号对应的血管反射指数的差值满足第六阈值,根据所述红外PPG信号对应的血管反射指数与所述红光PPG信号对应的血管反射指数,确定血管反射指数对应的输出结果。

[0116] 在本实施例中,确定红外PPG信号对应的血管反射指数与红光PPG信号对应的血管反射指数之后,可以先计算红外PPG信号对应的血管反射指数与红光PPG信号对应的血管反射指数的差值,再判断所述差值是否大于第六阈值,需要说明的是,第六阈值可以根据实际情况进行调整,在本实施例中并不限定具体数值;若红外PPG信号对应的血管反射指数与红光PPG信号对应的血管反射指数的差值满足第六阈值,说明根据红外PPG信号以及红光PPG信号确定的血管反射指数属于正常范围内,接着,可以根据红外PPG信号对应的血管反射指数与红光PPG信号对应的血管反射指数,确定血管反射指数对应的输出结果,例如,可以将红外PPG信号对应的血管反射指数与红光PPG信号对应的血管反射指数的平均值,确定血管反射指数对应的输出结果。

[0117] 需要说明的是,若红外PPG信号对应的血管反射指数与红光PPG信号对应的血管反射指数的差值不满足第六阈值,说明根据红外PPG信号以及红光PPG信号确定的血管反射指数不属于正常范围内,可以重新采集或获取红外PPG信号和红光PPG信号,并重新确定红外PPG信号对应的血管反射指数与红光PPG信号对应的血管反射指数,直至红外PPG信号对应的血管反射指数与红光PPG信号对应的血管反射指数的差值满足第六阈值。

[0118] 至此,本实施例结合具体的应用场景实现了心血管特性参数检测方法过程。当然应该认为,上述场景仅仅为示例性场景,并不对本发明提供的方法构成限定。本发明提供的方法可延申的应用在其他相同原理的心血管特性参数检测过程当中。

[0119] 如图3所示,为本发明所述心血管特性参数检测装置的一个具体实施例。本实施例所述装置,即用于执行上述实施例所述方法的实体装置。其技术方案本质上与上述实施例一致,上述实施例中的相应描述同样适用于本实施例中。本实施例中所述装置包括:

[0120] 波峰确定模块310,用于确定脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形;

- [0121] 波峰筛选模块320,用于对所述脉搏波信号的主波波峰进行筛选,得到目标主波波峰,其中,所述目标主波波峰的信号值满足阈值条件;
- [0122] 参数确定模块330,用于若所述目标主波波峰对应的波形为规则波动,根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。
- [0123] 可选的,所述波峰筛选模块320,具体用于:
- [0124] 利用滑动窗口将所述脉搏波信号划分为多个脉搏波子信号;
- [0125] 分别针对每个脉搏波子信号,确定所述脉搏波子信号对应的平均信号值,并将所述脉搏波子信号中信号值大于所述平均信号值的主波波峰确定为目标主波波峰。
- [0126] 可选的,所述参数确定模块330,具体用于:
- [0127] 确定所述目标主波波峰对应的波形的异常度;
- [0128] 若所述异常度小于或等于第一阈值,根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。
- [0129] 可选的,所述参数确定模块330,还具体用于:
- [0130] 将所述目标主波波峰对应的波形分割为多个子波形,其中,每个子波形均为两个相邻的目标主波波峰之间的波形;
- [0131] 确定各个子波形分别对应的心率值;
- [0132] 根据所述各个子波形分别对应的心率值,确定所述目标主波波峰对应的波形的异常度。
- [0133] 可选的,所述多个子波形的数量为N,N为正整数;所述参数确定模块330,还具体用于:
- [0134] 分别将所述多个子波形中的第n个子波形和第n+1个子波形作为一个分组,形成N-1个分组;其中, $n=1,2,\dots,N-2,N-1$ ,且,第n个子波形和第n+1个子波形为相邻的两个子波形;
- [0135] 针对每一个分组,确定该分组中第n个子波形对应的心率值和第n+1个子波形对应的心率值之间的差值,若所述差值的绝对值大于第二阈值,将该分组作为异常分组;
- [0136] 根据异常分组的数量,确定所述目标主波波峰对应的波形的异常度。
- [0137] 可选的,所述装置还包括去除模块,用于:
- [0138] 分别计算各个子波形对应的周期;
- [0139] 根据各个子波形对应的周期,确定平均周期;
- [0140] 根据所述平均周期,确定正常周期范围;
- [0141] 去除所述目标主波波峰对应的波形中不符合所述正常周期范围的子波形,得到调整后的所述目标主波波峰对应的波形。
- [0142] 可选的,所述心血管特性参数包括心律、血氧饱和度、血管硬化指数和血管反射指数;所述参数确定模块330,具体用于:
- [0143] 根据所述目标主波波峰对应的波形,确定脉搏波周期,并根据所述脉搏波周期确定心律;
- [0144] 根据所述目标主波波峰和所述波形中的波谷,确定血氧饱和度;
- [0145] 根据所述目标主波波峰、所述波形中的波谷和次波波峰,确定血管硬化指数;
- [0146] 根据所述目标主波波峰和所述波形中的次波波峰,确定血管反射指数。

[0147] 可选的,所述脉搏波信号包括红外光电容积脉搏波(PPG)信号和红光PPG信号;所述装置还包括结果输出模块,用于:

[0148] 若所述红外PPG信号对应的心律与所述红光PPG信号对应的心律的差值满足第三阈值,根据所述红外PPG信号对应的心律与所述红光PPG信号对应的心律,确定心律对应的输出结果;

[0149] 若所述红外PPG信号对应的血氧饱和度与所述红光PPG信号对应的血氧饱和度的差值满足第四阈值,根据所述红外PPG信号对应的血氧饱和度与所述红光PPG信号对应的血氧饱和度,确定血氧饱和度对应的输出结果;

[0150] 若所述红外PPG信号对应的血管硬化指数与所述红光PPG信号对应的血管硬化指数的差值满足第五阈值,根据所述红外PPG信号对应的血管硬化指数与所述红光PPG信号对应的血管硬化指数,确定血管硬化指数对应的输出结果;

[0151] 若所述红外PPG信号对应的血管反射指数与所述红光PPG信号对应的血管反射指数的差值满足第六阈值,根据所述红外PPG信号对应的血管反射指数与所述红光PPG信号对应的血管反射指数,确定血管反射指数对应的输出结果。

[0152] 可选的,所述装置还包括信号确定模块,用于:

[0153] 确定所述脉搏波信号,并对所述脉搏波信号进行低通滤波处理,得到处理后的脉搏波信号。

[0154] 图4是本发明实施例提供的一种电子设备的结构示意图。在硬件层面,该电子设备包括处理器,可选地还包括内部总线、网络接口、存储器。其中,存储器可能包含内存,例如高速随机存取存储器(Random-Access Memory,RAM),也可能还包括非易失性存储器(non-volatile memory),例如至少1个磁盘存储器等。当然,该电子设备还可能包括其他业务所需要的硬件。

[0155] 处理器、网络接口和存储器可以通过内部总线相互连接,该内部总线可以是ISA(Industry Standard Architecture,工业标准体系结构)总线、PCI(Peripheral Component Interconnect,外设部件互连标准)总线或EISA(Extended Industry Standard Architecture,扩展工业标准结构)总线等。所述总线可以分为地址总线、数据总线、控制总线等。为便于表示,图4中仅用一个双向箭头表示,但并不表示仅有一根总线或一种类型的总线。

[0156] 存储器,用于存放执行指令。具体地,执行指令即可被执行的计算机程序。存储器可以包括内存和非易失性存储器,并向处理器提供执行指令和数据。

[0157] 在一种可能实现的方式中,处理器从非易失性存储器中读取对应的执行指令到内存中然后运行,也可从其它设备上获取相应的执行指令,以在逻辑层面上形成心血管特性参数检测装置。处理器执行存储器所存放的执行指令,以通过执行的执行指令实现本发明任一实施例中提供的心血管特性参数检测方法。

[0158] 上述如本发明图2所示实施例提供的心血管特性参数检测装置执行的方法可以应用于处理器中,或者由处理器实现。处理器可能是一种集成电路芯片,具有信号的处理能力。在实现过程中,上述方法的各步骤可以通过处理器中的硬件的集成逻辑电路或者软件形式的指令完成。上述的处理器可以是通用处理器,包括中央处理器(Central Processing Unit,CPU)、网络处理器(Network Processor,NP)等;还可以是数字信号处理器(Digital

Signal Processor, DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit, ASIC)、现场可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array, FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件。可以实现或者执行本发明实施例中的公开的各方法、步骤及逻辑框图。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理器等。

[0159] 结合本发明实施例所公开的方法的步骤可以直接体现为硬件译码处理器执行完成,或者用译码处理器中的硬件及软件模块组合执行完成。软件模块可以位于随机存储器,闪存、只读存储器,可编程只读存储器或者电可擦写可编程存储器、寄存器等本领域成熟的存储介质中。该存储介质位于存储器,处理器读取存储器中的信息,结合其硬件完成上述方法的步骤。

[0160] 本发明实施例还提出了一种可读介质,该可读存储介质存储有执行指令,存储的执行指令被电子设备的处理器执行时,能够使该电子设备执行本发明任一实施例中提供的心血管特性参数检测方法,并具体用于执行上述心血管特性参数检测所述的方法。

[0161] 前述各个实施例中所述的电子设备可以为计算机。

[0162] 本领域内的技术人员应明白,本发明的实施例可提供为方法或计算机程序产品。因此,本发明可采用完全硬件实施例、完全软件实施例,或软件和硬件相结合的形式。

[0163] 本发明中的各个实施例均采用递进的方式描述,各个实施例之间相同相似的部分互相参见即可,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处。尤其,对于装置实施例而言,由于其基本相似于方法实施例,所以描述的比较简单,相关之处参见方法实施例的部分说明即可。

[0164] 还需要说明的是,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、商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、商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、商品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0165] 以上所述仅为本发明的实施例而已,并不用于限制本发明。对于本领域技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原理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权利要求范围之内。

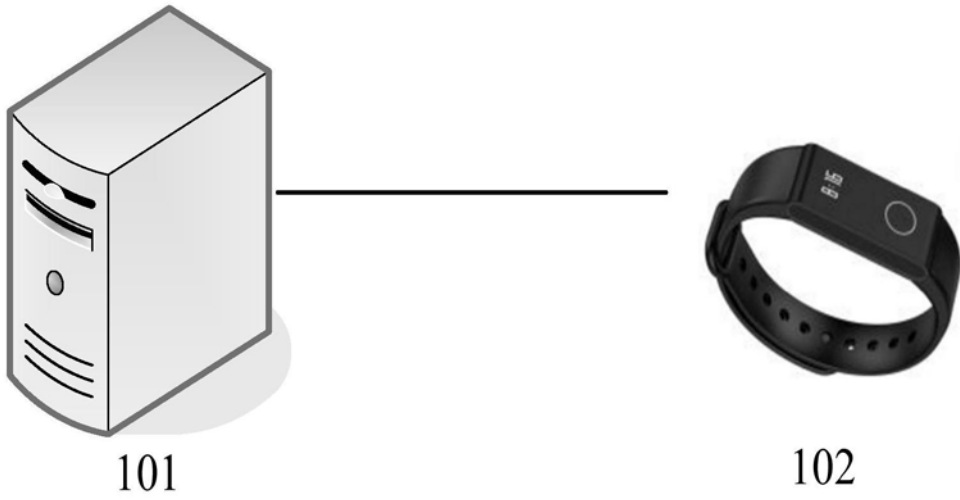


图1

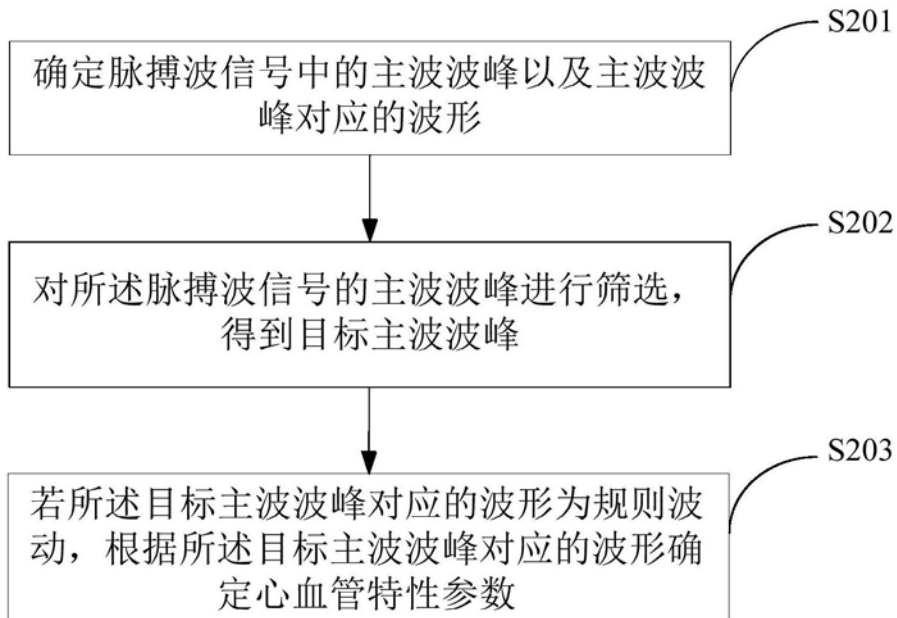


图2

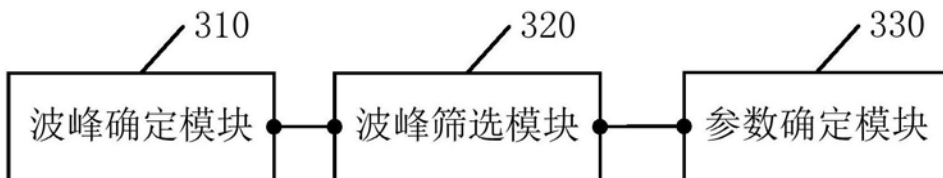


图3

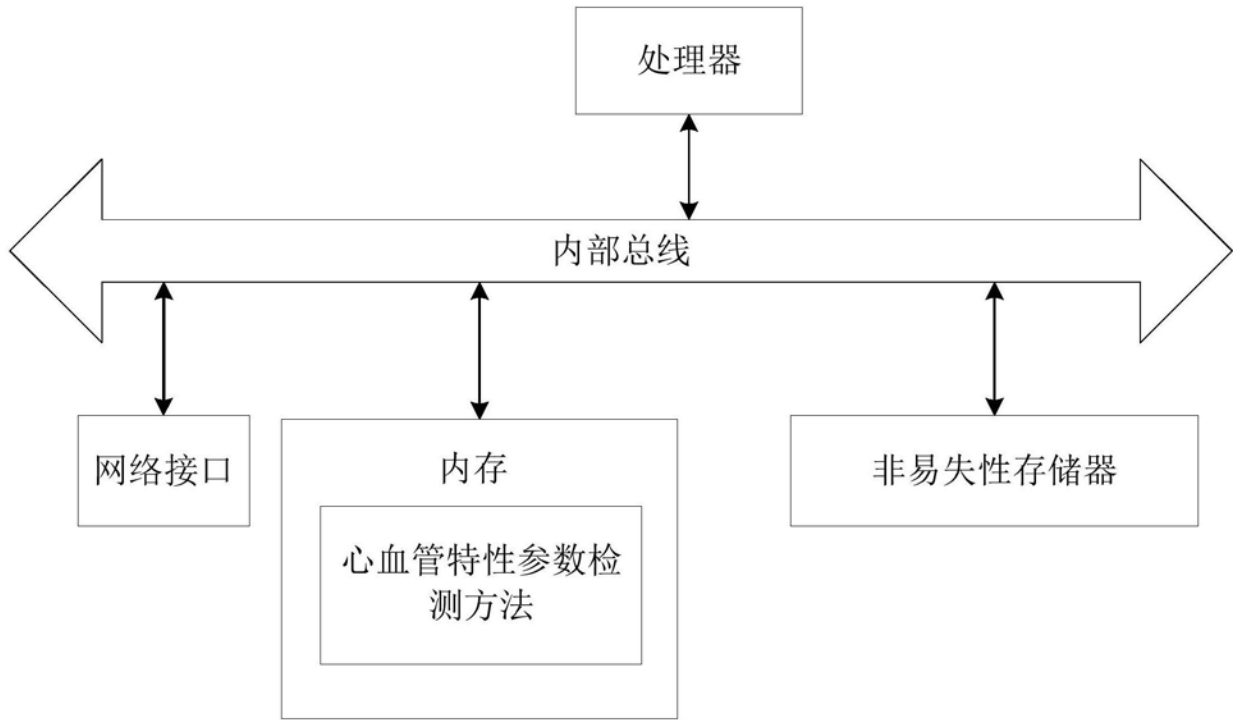


图4

专利名称(译)	一种心血管特性参数检测方法及装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN110960203A</a>	公开(公告)日	2020-04-07
申请号	CN201911283257.1	申请日	2019-12-13
[标]发明人	王众 吕伟民 陈立洋		
发明人	王众 吕伟民 陈立洋		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B5/0205 A61B5/02416 A61B5/14551 A61B5/7203 A61B5/725		
代理人(译)	刘力		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种心血管特性参数检测方法，所述方法包括：在确定脉搏波信号中的主波波峰以及主波波峰对应的波形之后，先对所述脉搏波信号的主波波峰进行筛选，得到目标主波波峰，接着，判断所述目标主波波峰对应的波形是否为规则波动，若是，再根据所述目标主波波峰对应的波形确定心血管特性参数。可见，本发明在根据脉搏波信号确定心血管特性参数前，通过对脉搏波信号去除信号值不满足阈值条件的主波波峰以及确定主波波峰对应的波形为规则波动，以保证用于确定心血管特性参数的脉搏波信号中不存在错误的脉搏波波形，从而提高了根据脉搏波信号所得到的心血管特性参数的准确性。

