



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110974189 A

(43)申请公布日 2020.04.10

(21)申请号 201911024222.6

(22)申请日 2019.10.25

(71)申请人 广州视源电子科技股份有限公司
地址 510530 广东省广州市黄埔区云埔四路6号

(72)发明人 李振齐 鄢聪 赵巍

(74)专利代理机构 广州骏思知识产权代理有限公司 44425
代理人 潘桂生

(51) Int. Cl.
A61B 5/02(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

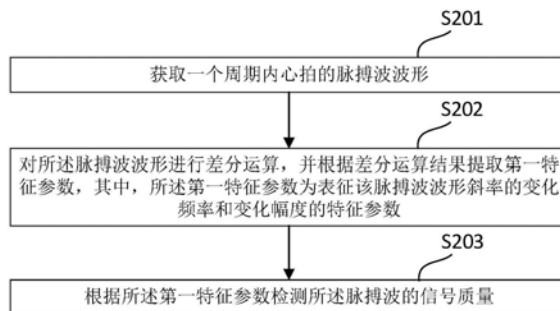
权利要求书2页 说明书13页 附图5页

(54)发明名称

脉搏波的信号质量检测方法及装置、设备、系统

(57)摘要

本申请实施例涉及一种脉搏波的信号质量检测方法及装置、设备、系统。本申请实施例的脉搏波的信号质量检测方法包括：获取一个周期内心拍的脉搏波波形；对所述脉搏波波形进行差分运算，并根据差分运算结果提取第一特征参数，所述第一特征参数为表征该脉搏波波形斜率的变化频率和变化幅度的特征参数；根据所述第一特征参数检测所述脉搏波的信号质量。本申请实施例的脉搏波的信号质量检测方法可以从一个周期内心拍的脉搏波波形中提取能表征该离散心拍波形斜率的变化频率和变化幅度的第一特征参数，并根据第一特征参数检测脉搏波的信号质量，从而可以通过检测该脉搏波波形的变化频率和变化幅度是否合格来判断一个周期内心拍的脉搏波波形是否合格。



1. 一种脉搏波的信号质量检测方法,其特征在于,包括步骤:
获取一个周期内心拍的脉搏波波形;
对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,其中,所述第一特征参数为表征该脉搏波波形斜率的变化频率和变化幅度的特征参数;
根据所述第一特征参数检测所述脉搏波的信号质量。
2. 根据权利要求1所述的脉搏波的信号质量检测方法,其特征在于,对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,包括:
获取该脉搏波波形的一阶差分信号;
获取该一阶差分信号的幅频谱;
计算所述幅频谱中高频幅值之和与低频幅值之和,其中,所述高频幅值为大于设定频率中每个频率的幅值,所述低频幅值为小于所述设定频率中每个频率的幅值;
获取所述高频幅值之和与低频幅值之和之间的比值,作为第一特征参数。
3. 根据权利要求1所述的脉搏波的信号质量检测方法,其特征在于,对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,包括:
获取该脉搏波波形的二阶差分信号;
获取该脉搏波波形指定区间内所述二阶差分信号绝对幅值的累加和作为所述第一特征参数。
4. 根据权利要求3所述的脉搏波的信号质量检测方法,其特征在于,还包括:
根据预设的采样点序号选取所述脉搏波波形中的指定区间。
5. 根据权利要求1至4任一项所述的脉搏波的信号质量检测方法,其特征在于,获取一个周期内心拍的脉搏波波形后,还包括:
对该脉搏波波形进行线性插值,对插值后的所述脉搏波波形等距离采样N个点,获取重采样后的脉搏波波形。
6. 根据权利要求5所述的脉搏波的信号质量检测方法,其特征在于,获取重采样后的脉搏波波形后,还包括:
获取该重采样后的脉搏波波形中每个采样点的第一幅值;
获取连接该重采样后的脉搏波波形的起点和终点的基线在每个采样点对应的第二幅值;
将每个采样点的第一幅值减去该每个采样点的第二幅值,获取基线校准后的脉搏波波形。
7. 根据权利要求1所述的脉搏波的信号质量检测方法,其特征在于,根据所述第一特征参数检测所述脉搏波的信号质量,包括:
判断所述第一特征参数是否在预先设定的阈值范围内;
或者,
将所述第一特征参数输入预先训练好的分类模型中,由所述分类模型的输出结果判断所述脉搏波的信号质量是否合格。
8. 根据权利要求1所述的脉搏波的信号质量检测方法,其特征在于,对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,包括:
获取该脉搏波波形的一阶差分信号;

获取所述一阶差分信号的能量和/或一阶差分信号的熵,作为该离散心拍波形的第一特征参数。

9. 根据权利要求1所述的脉搏波的信号质量检测方法,其特征在于,对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,包括:

获取该脉搏波波形的二阶差分信号;

获取该脉搏波波形指定区间内所述二阶差分信号中幅值大于设定阈值的采样点数量,和/或,获取该脉搏波波形指定区间内所述二阶差分的能量作为所述第一特征参数。

10. 一种的脉搏波的信号质量检测装置,其特征在于,包括:

波形获取模块,用于获取一个周期内心拍的脉搏波波形;

特征参数提取模块,用于对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,其中,所述第一特征参数为表征该脉搏波波形斜率的变化频率和变化幅度的特征参数;

检测模块,用于根据所述第一特征参数检测所述脉搏波的信号质量。

11. 一种脉搏波的信号质量检测设备,其特征在于:

包括存储器以及处理器;

所述存储器,用于存储一个或多个程序;

当所述一个或多个程序被所述一个或多个处理器执行,使得所述一个或多个处理器实现如权利要求1-9中任一所述的脉搏波的信号质量检测方法。

12. 一种脉搏波检测系统,其特征在于:

包括脉搏波检测装置以及权利要求11所述的脉搏波的信号质量检测设备;

所述脉搏波检测装置用于检测受检者的脉搏波信号,并向所述脉搏波的信号质量检测设备输出脉搏波波形。

脉搏波的信号质量检测方法及装置、设备、系统

技术领域

[0001] 本申请实施例涉及脉搏测量技术领域,特别是涉及一种脉搏波的信号质量检测方法及装置、设备、系统。

背景技术

[0002] 脉搏波是心脏的搏动沿动脉和血流向外周传播而形成的,包含了丰富的心血管信息,被广泛应用于健康监测和疾病筛查中。脉搏波信号在采集过程中,可能会受到多种干扰,如运动伪迹、工频干扰、高频噪声污染、基线漂移等。虽然可以利用一些信号处理方法来减少这些干扰带来的影响,但是如何评估处理后的脉搏波信号质量仍是一个问题。

发明内容

[0003] 本申请实施例提供了一种脉搏波的信号质量检测方法及装置、设备、系统,可以检测脉搏波波形是否合格。

[0004] 第一方面,本申请实施例提供了一种脉搏波的信号质量检测方法,包括步骤:

[0005] 获取一个周期内心拍的脉搏波波形;

[0006] 对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,其中,所述第一特征参数为表征该脉搏波波形斜率的变化频率和变化幅度的特征参数;

[0007] 根据所述第一特征参数检测所述脉搏波的信号质量。

[0008] 可选的,对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,包括:

[0009] 获取该脉搏波波形的一阶差分信号;

[0010] 获取该一阶差分信号的幅频谱;

[0011] 计算所述幅频谱中高频幅值之和与低频幅值之和,其中,所述高频幅值为大于设定频率中每个频率的幅值,所述低频幅值为小于所述设定频率中每个频率的幅值;

[0012] 获取所述高频幅值之和与低频幅值之和之间的比值,作为第一特征参数。

[0013] 可选的,对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,包括:

[0014] 获取该脉搏波波形的二阶差分信号;

[0015] 获取该脉搏波波形指定区间内所述二阶差分信号绝对幅值的累加和作为所述第一特征参数。

[0016] 可选的,还包括:

[0017] 根据预设的采样点序号选取所述脉搏波波形中的指定区间。

[0018] 可选的,获取一个周期内心拍的脉搏波波形后,还包括:

[0019] 对该脉搏波波形进行线性插值,对插值后的所述脉搏波波形等距离采样N个点,获取重采样后的脉搏波波形。

[0020] 可选的,获取重采样后的脉搏波波形后,还包括:

- [0021] 获取该重采样后的脉搏波波形中每个采样点的第一幅值；
- [0022] 获取连接该重采样后的脉搏波波形的起点和终点的基线在每个采样点对应的第二幅值；
- [0023] 将每个采样点的第一幅值减去该每个采样点的第二幅值，获取基线校准后的脉搏波波形。
- [0024] 可选的，还包括：
- [0025] 根据所述第一特征参数检测所述脉搏波信号质量，包括：
- [0026] 判断所述第一特征参数是否在预先设定的阈值范围内；
- [0027] 或者，
- [0028] 将所述第一特征参数输入预先训练好的分类模型中，由所述分类模型的输出结果判断所述脉搏波信号质量是否合格。
- [0029] 可选的，对所述脉搏波波形进行差分运算，并根据差分运算结果提取第一特征参数，包括：
- [0030] 获取该脉搏波波形的一阶差分信号；
- [0031] 获取所述一阶差分信号的能量和/或一阶差分信号的熵，作为该离散心拍波形的第一特征参数。
- [0032] 可选的，对所述脉搏波波形进行差分运算，并根据差分运算结果提取第一特征参数，包括：
- [0033] 获取该脉搏波波形的二阶差分信号；
- [0034] 获取该脉搏波波形指定区间内所述二阶差分信号中幅值大于设定阈值的采样点数量，和/或，获取该脉搏波波形指定区间内所述二阶差分的能量作为所述第一特征参数。
- [0035] 第二方面，本申请实施例提供了一种脉搏波信号质量检测装置，包括：
- [0036] 波形获取模块，用于获取一个周期内心拍的脉搏波波形；
- [0037] 特征参数提取模块，用于对所述脉搏波波形进行差分运算，并根据差分运算结果提取第一特征参数，其中，所述第一特征参数为表征该脉搏波波形斜率的变化频率和变化幅度的特征参数；
- [0038] 检测模块，用于根据所述第一特征参数检测所述脉搏波信号质量。
- [0039] 第三方面，本申请实施例提供了一种脉搏波信号质量检测设备，包括存储器以及处理器；
- [0040] 所述存储器，用于存储一个或多个程序；
- [0041] 当所述一个或多个程序被所述一个或多个处理器执行，使得所述一个或多个处理器实现如本申请实施例第一方面所述的脉搏波信号质量检测方法。
- [0042] 第四方面，本申请实施例提供了一种脉搏波检测系统，包括脉搏波检测装置以及本申请实施例第三方面所述的脉搏波信号质量检测设备，所述脉搏波检测装置用于检测受检者的脉搏波信号，并向所述脉搏波信号质量检测设备输出脉搏波波形。
- [0043] 在本申请实施例中，从一个周期内心拍的脉搏波波形中提取能表征该离散心拍波形斜率的变化频率和变化幅度的第一特征参数，并根据第一特征参数检测脉搏波信号质量，从而可以通过检测该脉搏波波形的变化频率和变化幅度是否合格，来判断一个周期内心拍的脉搏波波形是否合格。

[0044] 为了更清楚地说明本申请实施例或现有技术中的技术方案,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申请的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

附图说明

[0045] 图1为在一个示例性实施例中示出的本申请实施例脉搏波的信号质量检测方法应用场景示意图;

[0046] 图2为在一个示例性实施例中示出的本申请实施例脉搏波的信号质量检测方法流程图;

[0047] 图3为在一个示例性实施例中的脉搏波波形示意图;

[0048] 图4为在一个示例性实施例中从一阶差分信号中提取第一特征参数流程图;

[0049] 图5为在一个示例性实施例中从一阶差分信号中提取第一特征参数的频谱示意图;

[0050] 图6为在一个示例性实施例中从二阶差分信号中提取第一特征参数流程图;

[0051] 图7为在一个示例性实施例中从二阶差分信号中提取第一特征参数的示意图;

[0052] 图8为在一个示例性实施例中对波形进行等采样点采样的示意图;

[0053] 图9为在一个示例性实施例中对波形进行等采样点采样的流程图;

[0054] 图10为在一个示例性实施例中示出的本申请实施例脉搏波的信号质量检测装置结构示意图;

[0055] 图11为在一个示例性实施例中示出的本申请实施例电子设备的结构框图。

具体实施方式

[0056] 为使本申请的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合附图对本申请实施例方式作进一步地详细描述。

[0057] 应当明确,所描述的实施例仅仅是本申请实施例一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本申请实施例中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其它实施例,都属于本申请实施例保护的范围。

[0058] 在本申请实施例使用的术语是仅仅出于描述特定实施例的目的,而非旨在限制本申请实施例。在本申请实施例和所附权利要求书中所使用的单数形式的“一种”、“所述”和“该”也旨在包括多数形式,除非上下文清楚地表示其他含义。还应当理解,本文中使用的术语“和/或”是指并包含一个或多个相关联的列出项目的任何或所有可能组合。

[0059] 下面的描述涉及附图时,除非另有表示,不同附图中的相同数字表示相同或相似的要素。以下示例性实施例中所描述的实施方式并不代表与本申请相一致的所有实施方式。相反,它们仅是如所附权利要求书中所详述的、本申请的一些方面相一致的装置和方法的例子。在本申请的描述中,需要理解的是,术语“第一”、“第二”、“第三”等仅用于区别类似的对象,而不必用于描述特定的顺序或先后次序,也不能理解为指示或暗示相对重要性。对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语在本申请中的具体含义。

[0060] 此外,在本申请的描述中,除非另有说明,“多个”是指两个或两个以上。“和/或”,

描述关联对象的关联关系,表示可以存在三种关系,例如,A和/或B,可以表示:单独存在A,同时存在A和B,单独存在B这三种情况。字符“/”一般表示前后关联对象是一种“或”的关系。

[0061] 图1为本申请实施例脉搏波的信号质量检测方法在一示例性实施例中的应用场景示意图,在图1的应用场景中,脉搏波检测装置101与脉搏波的信号质量检测设备102通信连接,所述脉搏波检测装置101用于检测用户的脉搏波信号,具体可以是任意的可以检测用户脉搏的装置,例如检测仪器、运动手环等,所述信号质量检测设备用于检测所述脉搏波检测装置101所检测的用户的脉搏波信号的信号质量,所述脉搏波的信号质量检测设备102具体可以是计算机设备或专用的脉搏检测分析设备,脉搏波检测装置101检测受检者的脉搏波信号,并向所述脉搏波的信号质量检测设备102输出脉搏波波形,脉搏波检测装置101与脉搏波的信号质量检测设备102之间的通信连接可以是有线连接,也可以是无连接。在本申请的另一实施例中,所述脉搏波检测装置101与所述脉搏波的信号质量检测设备102可以为一整合性装置,例如一包括脉搏波检测模块和脉搏波的信号质量检测模块的医疗检测设备,该医疗检测设备的脉搏波检测模块可以检测用户的脉搏波信号,并通过内部的连接线路,将脉搏波信号发送至脉搏波的信号质量检测模块,以对检测到的脉搏波信号的质量进行检测。

[0062] 如图2所示,本申请实施例公开了一种脉搏波的信号质量检测方法,该方法由脉搏波的信号质量检测设备执行包括以下步骤:

[0063] S201:获取一个周期内心拍的脉搏波波形;

[0064] 脉搏波信号为周期信号,本申请实施例对一个或多个周期内的脉搏波波形进行质量检测。如图3所示,一个周期内的心拍脉搏波波形根据心脏射血和血液在血管中的传播过程,通常包括上升段和下降段,上升段的起点和下降段的终点之间即为一个周期内心拍的脉搏波波形。

[0065] 本申请实施例在接收到脉搏波信号后,通过心拍检测,得到每一个心拍的起点和终点,从输入的脉搏波信号中截取对应位置的每个心拍的波形,从而获取一个周期内心拍的脉搏波波形。所述心拍检测的方法可以是极值法,即检测相邻两个周期的最低点作为心拍的起点和终点。在其他例子中,心拍检测的方法还可以是基于同步心电信号的方法、基于小波分解的方法等。

[0066] S202:对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,其中,所述第一特征参数为表征该脉搏波波形斜率的变化频率和变化幅度的特征参数;

[0067] 对所述脉搏波波形进行差分运算可以是对所述脉搏波波形进行一阶差分运算,或二阶差分运算,或更高阶的差分运算,所述差分运算结果即为脉搏波波形的差分信号。其中,一阶差分信号为离散函数中连续相邻两个采样点的幅值之差,一阶差分信号的曲线每个点的值直接反应了所述脉搏波波形处于上升状态或下降状态,以及所述脉搏波波形的变化快慢,例如如果一阶差分信号的值为正,则表明所述脉搏波的波形在该采样点的位置处于上升状态,如果一阶差分信号的值为负,则表明所述脉搏波的波形在该采样点的位置处于下降状态,如果一阶差分的信号经过零点,则表明所述脉搏波在该过零点的位置包含一个极值点。二阶差分信号为离散函数中连续两个相邻采样点的一阶差分信号之差,二阶差分信号的曲线每个点的值直接反应了所述脉搏波波形的斜率在该采样点处于上升状态或下降状态,以及所述脉搏波波形斜率的变化快慢。

[0068] 然而差分运算得出的一阶差分信号或二阶差分信号以及更高阶的差分信号单个点的值无法全面地反映该脉搏波波形斜率的变化频率和变化幅度,因此,本申请实施例通过对脉搏波波形的差分信号进行数学运算后,提取能表征该脉搏波波形斜率的变化频率和变化幅度的第一特征参数。

[0069] S203:根据所述第一特征参数检测所述脉搏波信号的质量。

[0070] 合格的脉搏波波形曲线通常比较光滑,其波形曲线斜率的变化频率和变化幅度都较小,然而脉搏波信号在采集过程中,可能会受到多种干扰,如运动伪迹、工频干扰、高频噪声污染等,会造成脉搏波中存在局部或全局的扰动,因此,如果第一特征参数所表征的该脉搏波波形斜率的变化频率和变化幅度不合格,则所述脉搏波信号质量不合格。

[0071] 在一些例子中,根据所述第一特征参数检测所述脉搏波信号的质量可以是判断所述第一特征参数是否在设定阈值范围内,还可以是将所述第一特征参数输入至分类模型中,由分类模型判断所述第一特征参数是否合格。

[0072] 在本申请实施例中,从一个周期内心拍的脉搏波波形中提取能表征该离散心拍波形斜率的变化频率和变化幅度的第一特征参数,并根据第一特征参数检测脉搏波信号的质量,从而可以通过检测该脉搏波波形的变化频率和变化幅度是否合格,来判断一个周期内心拍的脉搏波波形是否合格。

[0073] 在一个示例性的实施例中,如图4所示,对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,具体包括如下步骤:

[0074] S401:获取该脉搏波波形的一阶差分信号;

[0075] S402:获取该一阶差分信号的幅频谱;

[0076] S403:计算所述幅频谱中高频幅值之和与低频幅值之和,其中,所述高频幅值为大于设定频率中每个频率的幅值,所述低频幅值为小于所述设定频率中每个频率的幅值;

[0077] S404:获取所述高频幅值之和与低频幅值之和之间的比值,作为第一特征参数。

[0078] 如图5所示,图5为一个示例性实施例中脉搏波波形的一阶差分图形和一阶差分信号的频谱图,所述一阶差分信号的频谱图是在直角坐标系中,以所述一阶差分信号的频率为横轴,以所述一阶差分信号的振幅为纵轴,将每一分量的振幅用一条竖线画在坐标上的图形,其中,频率的幅值可以表示为频率的功率,则所述高频幅值之和与低频幅值之和之间的比值,可以表示为高频部分频率的功率与低频部分频率的功率之间的功率比。

[0079] 在本实施例中,通过获取脉搏波波形一阶差分信号的幅频谱,并通过所述一阶差分信号的功率在各频率点的分布情况,计算出各频率点中高频部分所占的比值。在所述幅频谱中,所述一阶差分信号的功率可以用于表征所述脉搏波波形斜率的频率,则本申请实施例所计算出的所述一阶差分信号高频部分频率的功率与低频部分频率的功率之间的功率比,可以用于表征脉搏波波形的变化频率和变化幅度,其中,高频部分频率的功率占比越高,则意味着所述脉搏波波形斜率的变化频率和幅度越大,波形越不光滑。

[0080] 本实施例通过获取脉搏波波形的一阶差分信号的幅频谱,并在该幅频谱中获取高频幅值之和与低频幅值之和之间的比值以作为表征该脉搏波波形斜率的变化频率和变化幅度的特征参数第一特征参数,计算方法简单,且能准确和全面的反应一个周期内脉搏波波形整体的变化频率和变化幅度。

[0081] 在一个示例性的实施例中,如图6所示,对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据

差分运算结果提取第一特征参数,具体包括如下步骤:

[0082] S601:获取该脉搏波波形的二阶差分信号;

[0083] S602:获取该脉搏波波形指定区间内所述二阶差分信号绝对幅值的累加和作为所述第一特征参数。

[0084] 在本申请实施例中,获取指定范围内所述二阶差分信号绝对幅值的累加和作为第一特征参数,所述脉搏波波形二阶差分信号绝对幅值的累加和,也可以表示为脉搏波波形二阶差分的幅值与横坐标轴之间形成的面积。

[0085] 所述脉搏波波形的二阶差分信号反映了所述脉搏波波形的变化快慢,所述二阶差分信号绝对幅值越大,所述脉搏波波形斜率的增加或减小速度也就越快,即表明所述脉搏波波形的上升速度和下降速度越加快,在脉搏波波形中的一些区间内的波形通常受干扰影响较大,因此,针对受干扰影响较大的波形区间,将该脉搏波波形指定区间内所述二阶差分信号绝对幅值的累加和作为所述第一特征参数,可以较为准确的评价在该指定区间内脉搏波波形的平滑程度。

[0086] 如图7所示,一个周期内脉搏波信号的波形依次包括主波1、潮波2、降中峡3和重搏波4,脉波的起点至主波1的波峰为升支,主波1的波峰为至脉波的终点为降支。所述重搏波通常用于表征心脏主动脉是否正常,通过实验表明,所述脉搏波波形在重搏波后的下降沿的波形通常受干扰影响较大,因此,在一些例子中,所述指定区间可以是在重搏波后的波形下降沿。波形二阶差分特定区间的面积可反映该区间的波形斜率波动情况,面积越大,斜率波动越大,波形越不光滑。

[0087] 在一个优选的例子中,由于脉搏波波形的采样周期已知,因此,可以是通过脉搏波波形采样点的序号来方便的选取所述脉搏波波形中的指定区间,从而不需要通过其他手段来检测每个周期脉搏波周期中的重搏波下降沿的起点和终点。

[0088] 在一些例子中,由于受干扰影响,每个周期的脉搏波波形的采样时间会有偏差,也即每个周期的脉搏波波形的采样点个数会有偏差,而对于不同的脉搏波采样设备,其采样周期也不相同,通过脉搏波波形采样点的序号来确定重搏波下降沿的起点和终点时,会造成一定的误差。

[0089] 为解决这一问题,如图8所示,在一个实施例中,在步骤S10获取一个周期内心拍的脉搏波波形后,还对该由离散点组成的脉搏波波形进行线性插值,形成连续的脉搏波波形,对插值后连续的脉搏波波形等距离采样N个点,获取包括同等数量采样点的离散心拍波形,从而克服了不同周期之间的采样时间误差,在通过脉搏波波形采样点的序号来选取所述脉搏波波形中的指定区间时,可以更加准确。

[0090] 在进行脉搏波测量时,由于检测设备的误差影响,一个周期内的脉搏波的幅值会产生漂移,在一个示例性的实施例中,如图8和图9所示,获取离散心拍波形后,还包括校准脉搏波基线的步骤:

[0091] S901:获取该重采样后的脉搏波波形中每个采样点的第一幅值;

[0092] S902:获取连接该重采样后的脉搏波波形的起点和终点的基线在每个采样点对应的第二幅值;

[0093] S903:将每个采样点的第一幅值减去该每个采样点的第二幅值,获取基线校准后的脉搏波波形。

[0094] 本申请实施例的技术方案不仅仅通过第一特征参数检测脉搏波波形斜率的变化频率和变化幅度是否合格,还包括对心拍的预处理步骤,以及对心拍的其他特征的检测,下面以一个具体的例子来说明本申请脉搏波的信号质量检测方法的技术方案,包括心拍检测及预处理、特征提取和信号质量检测三个主要步骤,具体如下:

[0095] 步骤一:心拍检测及预处理。

[0096] 心拍检测目的是获得输入的脉搏波信号中每一个心拍的脉搏波波形的起点 i_{start} 和终点 i_{end} 。现有的心拍检测的方法有多种,本申请实施例选用基于极值点检测的方法,其优点是原理简单,计算速度快,且只需单脉搏波信号就能实现检测。

[0097] 本申请实施例根据心拍检测结果对脉搏波波形作预处理,从而便于后续特征提取。预处理可分为心拍切分、采样点数标准化、去基线、幅值标准化四个子步骤。

[0098] 1. 心拍切分。根据心拍检测得到的每一个心拍的起点和终点,从输入信号上截取对应位置的每个心拍的波形 P_{raw} 。

[0099] 2. 采样点数标准化。设定标准化心拍的采样点个数 N (如 $N=128$), 然后对 P_{raw} 中每个心拍波形进行线性插值,而后在插值后波形中等间距采样 N 个点作为处理后的心拍波形 $P_{resampled}$, 从而每个脉搏波波形都包括了同样的采样点数,根据采样点来分析每个脉搏波波形,可以克服在采样时所造成的时间误差。

[0100] 3. 去基线。对 $P_{resampled}$ 中每个心拍,用一条直线连接该心拍的起点和终点,这条直线即为该心拍的基线,用该心拍波形减去基线,即可得到处理后克服了采样时造成的基线漂移的心拍波形 $P_{debaseline}$ 。

[0101] 4. 幅值标准化。设定标准化心拍的幅值 M (如 $M=1$), 对于 $P_{debaseline}$ 中每个心拍,用该心拍的波形除以该心拍波形的最大值,然后乘上 M 得到处理后的心拍波形 $P_{rescaled}$ 。

[0102] 步骤二:特征提取。

[0103] 特征提取的目的为提取每个心拍的特征,根据每个心拍的特征描述脉搏波波形的各种状态,以便于进行脉搏波信号质量检测。本申请实施例提取的脉搏波波形的特征如下:心拍时长、绝对幅值、基线漂移幅值比值、特定位置的相对幅值、波形一阶差分特定区间的过零率、波形一阶差分的功率比、波形二阶差分特定区间的面积。各特征提取方式如下:

[0104] 1. 心拍时长 T 。

[0105] $T = (i_{end} - i_{start}) / f_s$

[0106] 其中为 f_s 采样频率。合格的心拍时长通常在 $0.2s \sim 2s$ 之间,如果该心拍的时长 T 不在这一区间,则可以认为该脉搏波波形不合格。

[0107] 2. 绝对幅值 A 。

[0108] $A = \max(P_{raw}) - \min(P_{raw})$

[0109] 脉搏波波形的绝对幅值的正常范围可根据采集信号的硬件设备获取。

[0110] 3. 基线漂移幅值比值 A_{br} 。

[0111]
$$A_{br} = \frac{|P_{resampled}[i_{start}] - P_{resampled}[i_{end}]|}{\min(\max(P_{resampled}) - P_{resampled}[i_{start}], \max(P_{resampled}) - P_{resampled}[i_{end}])}$$

[0112] 所述基线漂移幅值比值反映了基线漂移对脉搏波信号的干扰程度, A_{br} 越大,干扰程度越大。本申请实施例可以采用 0.5 作为阈值,如果 A_{br} 超过阈值,则可以认为该脉搏波波

形不合格。

[0113] 4. 特定位置的相对幅值 Ar_i 。

[0114] $Ar_i = P_{rescaled}[i]/M$

[0115] 特定位置的相对幅值反映了脉搏波波形的整体走势, 如当 $i = \frac{3}{4}N$ 时, 统计上有

99%以上的 Ar_i 小于0.6。

[0116] 5. 波形一阶差分特定区间的过零率 Z 。

[0117] 首先求波形一阶差分 P_{diff} :

[0118] $P_{diff}[j] = P_{rescaled}[j] - P_{rescaled}[j-1], j=2, 3, 4, \dots, N$

[0119] 然后根据设定的特定区间的起点坐标 i_{cut_start} 和终点坐标 i_{cut_end} 获取特定区间内的一阶差分波形 x 及区间长度 N_x :

[0120] $x = P_{diff}[i_{cut_start}:i_{cut_end}]$

[0121] $N_x = i_{cut_end} - i_{cut_start}$

[0122] 而后计算波形一阶差分特定区间的过零率 Z :

[0123]
$$Z = \frac{1}{2N_x} \sum_{j=2}^{N_x} |\text{sgn}(x[j]) - \text{sgn}(x[j-1])|$$

[0124] 其中 $\text{sgn}()$ 为符号函数, 即:

[0125]
$$\text{sgn}(\theta) = \begin{cases} 1, & \theta \geq 0 \\ -1, & \theta < 0 \end{cases}$$

[0126] 波形一阶差分特定区间的过零率直接描述了该区间内波形极值点的数量, 间接反映了该区间波形的光滑程度。对于信号质量较好的脉搏波, 单心拍过零率大于 $1/N$, 小于 $4/N$, 即最少有一个波峰, 最多有四个波峰, 如果该脉搏波波形的整体过零率或特定区间的过零率过高, 则可以认为该脉搏波波形不合格。

[0127] 6. 波形一阶差分的功率比 F_r , 即波形一阶差分幅频谱中高频幅值之和与低频幅值之和之间的比值。

[0128] 首先求波形一阶差分 P_{diff} :

[0129] $P_{diff}[j] = P_{rescaled}[j] - P_{rescaled}[j-1], j=2, 3, 4, \dots, N$

[0130] 然后求 P_{diff} 的幅频谱 F (长度为 n 个点):

[0131] $F = |\text{FFT}(P_{diff})|$

[0132] 而后求设定的频率分界线 i_{cut} 两边的功率比 F_r :

[0133]
$$F_r = \frac{\sum_{i=i_{cut}+1}^{n/2} F[i]}{\sum_{j=1}^{i_{cut}} F[j]}, \quad (1 \leq i_{cut} < \frac{n}{2})$$

[0134] 波形一阶差分的功率比反映了整体波形斜率的频率分布, 高频部分功率所占的比值越大, 波形斜率的变化频率和幅度越大, 波形越不光滑。划分幅频谱中高频/低频部分的频率分界线可根据实际需求调整。

[0135] 本申请实施例中,如图5所示,频率分界线可以是 $i_{cut} = \frac{n}{16}$,在理想情况下,每个心拍中波形一阶差分的过零点不超过4个(即原波形中最多有4个波峰)。对于信号质量较好的脉搏波,统计上有99%的 F_r 小于0.25。

[0136] 7. 波形二阶差分特定区间的面积 S ,即指定范围内所述二阶差分信号绝对幅值的累加和。

[0137] 首先求波形二阶差分 P_{diff2} :

[0138] $P_{diff2}[j] = P_{rescaled}[j] - 2P_{rescaled}[j-1] + P_{rescaled}[j-2]$, $j=3, 4, 5, \dots, N$

[0139] 然后根据设定的特定区间的起点坐标 i_{cut_start} 和终点坐标 i_{cut_end} 获取特定区间内的二阶差分波形 y :

[0140] $y = P_{diff2}[i_{cut_start}:i_{cut_end}]$

[0141] $N_y = i_{cut_end} - i_{cut_start}$

[0142] 而后求波形二阶差分特定区间的面积 S :

$$[0143] \quad S = \sum_{j=1}^{N_y} |y[j]|$$

[0144] 波形二阶差分特定区间的面积可反映该区间的波形斜率波动情况,面积越大,斜率波动越大,波形越不光滑。本申请实施例优选的选择在重搏波后的下降沿提取 S ,以描述波形在下降过程中的光滑程度。此特征的阈值可以根据选取的区间长度和归一化的方式进行调整,在一个优选的例子中, $N=128, M=1$ 时,选取 $i_{cut_start}=75, i_{cut_end}=126$,选用的阈值是 $S < 0.15$ 。因为统计中有99%以上的正常心拍的 S 在此范围内。

[0145] 步骤三,信号质量检测。

[0146] 本步骤利用提取的特征对脉搏波的信号质量进行检测。本申请实施例优选选用阈值判别法,即待测心拍波形提取的特征在上述设定的阈值范围内才能判别为信号质量合格,否则判别为信号质量不合格。阈值判别法的优点是原理简单,易于实现,判别速度快,且能通过调节阈值来控制评估算法的敏感度,以适用于各种不同的应用场景。判别阈值可通过结合先验知识和统计数据的方法来选取。本申请实施例可以是检测任何一个特征不在设定的阈值范围内,则判断该脉搏波波形不合格。

[0147] 与前述脉搏波的信号质量检测方法相对应,本申请实施例还提供一种脉搏波的信号质量检测装置,所述装置可以是安装于任何智能终端,例如,可以具体为计算机、服务器,专用分析设备等。本申请实施例的脉搏波的信号质量检测装置,从一个周期内心拍的脉搏波波形中提取能表征该离散心拍波形斜率的变化频率和变化幅度的第一特征参数,并根据第一特征参数检测脉搏波的信号质量,从而可以通过检测该脉搏波波形的变化频率和变化幅度是否合格,来判断一个周期内心拍的脉搏波波形是否合格。

[0148] 在一个示例性的实施例中,如图10所示,所述脉搏波的信号质量检测装置1100包括:

[0149] 波形获取模块1101,用于获取一个周期内心拍的脉搏波波形;

[0150] 特征参数提取模块1102,用于对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,其中,所述第一特征参数为表征该脉搏波波形斜率的变化频率和

变化幅度的特征参数；

[0151] 检测模块1103,用于根据所述第一特征参数检测所述脉搏波的信号质量。

[0152] 在一个示例性的实施例中,特征参数提取模块1102包括:

[0153] 一阶差分信号获取单元,用于获取该脉搏波波形的一阶差分信号;

[0154] 幅频谱获取单元,用于获取该一阶差分信号的幅频谱;

[0155] 计算单元,用于计算所述幅频谱中高频幅值之和与低频幅值之和,其中,所述高频幅值为大于设定频率中每个频率的幅值,所述低频幅值为小于设定频率中每个频率的幅值;

[0156] 比值计算单元,用于获取所述高频幅值之和与低频幅值之和之间的比值,作为第一特征参数。

[0157] 在一个示例性的实施例中,特征参数提取模块1102包括:

[0158] 二阶差分信号获取单元,用于获取该脉搏波波形的二阶差分信号;

[0159] 累加和获取单元,获取该脉搏波波形指定区间内所述二阶差分信号绝对幅值的累加和作为所述第一特征参数。

[0160] 在一个示例性的实施例中,特征参数提取模块1102还包括:

[0161] 区间选取单元,用于根据预设的采样点序号选取所述脉搏波波形中的指定区间。

[0162] 在一个示例性的实施例中,所述脉搏波的信号质量检测装置1100还包括:

[0163] 插值模块,用于对该脉搏波波形进行线性插值,对插值后的所述脉搏波波形等距离采样 N 个点,获取重采样后的脉搏波波形。

[0164] 在一个示例性的实施例中,所述脉搏波的信号质量检测装置1100还包括:

[0165] 第一幅值获取模块,用于获取该重采样后的脉搏波波形中每个采样点的第一幅值;

[0166] 第二幅值获取模块,用于获取连接该重采样后的脉搏波波形的起点和终点的基线在每个采样点对应的第二幅值;

[0167] 基线校准模块,用于将每个采样点的第一幅值减去该每个采样点的第二幅值,获取基线校准后的脉搏波波形。

[0168] 在一个示例性的实施例中,检测模块1103包括:

[0169] 阈值判断单元,用于判断所述第一特征参数是否在预先设定的阈值范围内;

[0170] 或者,

[0171] 分类单元,用于将所述第一特征参数输入预先训练好的分类模型中,由所述分类模型的输出结果判断所述脉搏波的信号质量是否合格。

[0172] 在一个示例性的实施例中,特征参数提取模块1102还包括:

[0173] 第二一阶差分信号获取单元,用于获取该脉搏波波形的一阶差分信号;

[0174] 第二特征提取单元,用于获取所述一阶差分信号的能量和/或一阶差分信号的熵,作为该离散心拍波形的第一特征参数。

[0175] 在一个示例性的实施例中,特征参数提取模块1102还包括:

[0176] 第二二阶差分信号获取单元,用于获取该脉搏波波形的二阶差分信号;

[0177] 第三特征提取单元,用于获取该脉搏波波形指定区间内所述二阶差分信号中幅值大于设定阈值的采样点数量,和/或,获取该脉搏波波形指定区间内所述二阶差分的能量作

为所述第一特征参数。

[0178] 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。

[0179] 与前述脉搏波的信号质量检测方法相对应,本申请实施例还提供一种脉搏波的信号质量检测装置应用的脉搏波的信号质量检测设备,所述脉搏波的信号质量检测设备可以具体为计算机、手机、平板电脑、交互式智能平板、专用的脉搏检测分析设备等。所述电子设备从一个周期内心拍的脉搏波波形中提取能表征该离散心拍波形斜率的变化频率和变化幅度的第一特征参数,并根据第一特征参数检测脉搏波的信号质量,从而可以通过检测该脉搏波波形的变化频率和变化幅度是否合格,来判断一个周期内心拍的脉搏波波形是否合格。

[0180] 如图11所示,图11是本申请实施例根据一示例性实施例示出的一种电子设备的结构框图。

[0181] 该电子设备包括:处理器1200、存储器1201、具有触摸功能的显示屏1202、输入装置1203、输出装置1204以及通信装置1205。该电子设备中处理器1200的数量可以是一个或者多个,图11中以一个处理器1200为例。该电子设备中存储器1201的数量可以是一个或者多个,图11中以一个存储器1201为例。该电子设备的处理器1200、存储器1201、显示屏1202、输入装置1203、输出装置1204以及通信装置1205可以通过总线或者其他方式连接,图11中通过总线连接为例。实施例中,电子设备可以是计算机、手机、平板电脑、交互式智能平板、PDA(Personal Digital Assistant,个人数字助理)、电子书阅读器、多媒体播放器等。本申请实施例中,以电子设备为交互智能平板为例,进行描述。

[0182] 存储器1201作为一种计算机可读存储介质,可用于存储软件程序、计算机可执行程序以及模块,如本申请实施例任意实施例所述的资源调用方法程序,以及本申请实施例任意实施例所述的资源调用方法对应的程序指令/模块(例如,脉搏波的信号质量检测装置中的波形获取模块901、特征参数提取模块902、检测模块903等)。存储器1201可主要包括存储程序区和存储数据区,其中,存储程序区可存储操作系统、至少一个功能所需的应用程序;存储数据区可存储根据设备的使用所创建的数据等。此外,存储器1201可以包括高速随机存取存储器,还可以包括非易失性存储器,例如至少一个磁盘存储器件、闪存器件、或其他非易失性固态存储器件。在一些实例中,存储器1201可进一步包括相对于处理器1200远程设置的存储器,这些远程存储器可以通过网络连接至设备。上述网络的实例包括但不限于互联网、企业内部网、局域网、移动通信网及其组合。

[0183] 显示屏1202可为具有触摸功能的显示屏,其可以是电容屏、电磁屏或者红外屏。一般而言,显示屏1202用于根据处理器1200的指示显示数据,还用于接收作用于显示屏1202的触摸操作,并将相应的信号发送至处理器1200或其他装置。可选的,当显示屏1202为红外屏时,其还包括红外触摸框,该红外触摸框设置在显示屏1202的四周,其还可以用于接收红外信号,并将该红外信号发送至处理器1200或者其他设备。在其他例子中,显示屏1202也可不具有触摸功能的显示屏。

[0184] 通信装置1205,用于与其他设备建立通信连接,其可以是有线通信装置和/或无线通信装置。

[0185] 输入装置1203可用于接收输入的数字或者字符信息,以及产生与电子设备的用户

设置以及功能控制有关的键信号输入,还可以是用于获取图像的摄像头以及获取音频数据的拾音设备。输出装置1204可以包括扬声器等音频设备。需要说明的是,输入装置1203和输出装置1204的具体组成可以根据实际情况设定。

[0186] 处理器1200通过运行存储在存储器1201中的软件程序、指令以及模块,从而执行设备的各种功能应用以及数据处理,即实现上述任一实施例所记载的脉搏波的信号质量检测方法。

[0187] 具体的,在一个示例性的实施例中,处理器1200执行存储器1201中存储的一个或多个程序时,具体实现如下操作:

[0188] 获取一个周期内心拍的脉搏波波形;

[0189] 对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,其中,所述第一特征参数为表征该脉搏波波形斜率的变化频率和变化幅度的特征参数;

[0190] 根据所述第一特征参数检测所述脉搏波的信号质量。

[0191] 在上述实施例的基础上,对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,包括:

[0192] 获取该脉搏波波形的一阶差分信号;

[0193] 获取该一阶差分信号的幅频谱;

[0194] 计算所述幅频谱中高频幅值之和与低频幅值之和,其中,所述高频幅值为大于设定频率中每个频率的幅值,所述低频幅值为小于所述设定频率中每个频率的幅值;

[0195] 获取所述高频幅值之和与低频幅值之和之间的比值,作为第一特征参数。

[0196] 在上述实施例的基础上,对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,包括:

[0197] 获取该脉搏波波形的二阶差分信号;

[0198] 获取该脉搏波波形指定区间内所述二阶差分信号绝对幅值的累加和作为所述第一特征参数。

[0199] 在上述实施例的基础上,还包括:

[0200] 根据预设的采样点序号选取所述脉搏波波形中的指定区间。

[0201] 在上述实施例的基础上,获取一个周期内心拍的脉搏波波形后,还包括:

[0202] 对该脉搏波波形进行线性插值,对插值后的所述脉搏波波形等距离采样N个点,获取重采样后的脉搏波波形。

[0203] 在上述实施例的基础上,获取重采样后的脉搏波波形后,还包括:

[0204] 获取该重采样后的脉搏波波形中每个采样点的第一幅值;

[0205] 获取连接该重采样后的脉搏波波形的起点和终点的基线在每个采样点对应的第二幅值;

[0206] 将每个采样点的第一幅值减去该每个采样点的第二幅值,获取基线校准后的脉搏波波形。

[0207] 在上述实施例的基础上,根据所述第一特征参数检测所述脉搏波的信号质量,包括:

[0208] 判断所述第一特征参数是否在预先设定的阈值范围内;

[0209] 或者,

[0210] 将所述第一特征参数输入预先训练好的分类模型中,由所述分类模型的输出结果判断所述脉搏波的信号质量是否合格。

[0211] 在上述实施例的基础上,对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,包括:

[0212] 获取该脉搏波波形的一阶差分信号;

[0213] 获取所述一阶差分信号的能量和/或一阶差分信号的熵,作为该离散心拍波形的第一特征参数。

[0214] 在上述实施例的基础上,对所述脉搏波波形进行差分运算,并根据差分运算结果提取第一特征参数,包括:

[0215] 获取该脉搏波波形的二阶差分信号;

[0216] 获取该脉搏波波形指定区间内所述二阶差分信号中幅值大于设定阈值的采样点数量,和/或,获取该脉搏波波形指定区间内所述二阶差分的能量作为所述第一特征参数。

[0217] 上述设备中各个组件的功能和作用的实现过程具体详见上述方法中对应步骤的实现过程,在此不再赘述。

[0218] 对于设备实施例而言,由于其基本对应于方法实施例,所以相关之处参见方法实施例的部分说明即可。以上所描述的设备实施例仅仅是示意性的,其中所述作为分离部件说明的组件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模块来实现本公开方案的目的。本领域普通技术人员在不付出创造性劳动的情况下,即可以理解并实施。上述提供的电子设备可用于执行上述任意实施例提供的资源调用方法,具备相应的功能和有益效果。上述设备中各个组件的功能和作用的实现过程具体详见上述资源调用方法中对应步骤的实现过程,在此不再赘述。

[0219] 与前述脉搏波的信号质量检测设备的实施例相对应,本公开还提供一种脉搏波检测系统,包括脉搏波检测装置以及前述实施例中所述的脉搏波的信号质量检测设备,所述脉搏波检测装置用于检测受检者的脉搏波信号,并向所述脉搏波的信号质量检测设备输出脉搏波波形。

[0220] 本领域技术人员在考虑说明书及实践这里公开的发明后,将容易想到本申请实施例的其它实施方案。本申请实施例旨在涵盖本申请实施例的任何变型、用途或者适应性变化,这些变型、用途或者适应性变化遵循本申请实施例的一般性原理并包括本申请实施例未公开的本技术领域中的公知常识或惯用技术手段。说明书和实施例仅被视为示例性的,本申请实施例的真正范围和精神由下面的权利要求指出。

[0221] 应当理解的是,本申请实施例并不局限于上面已经描述并在附图中示出的精确结构,并且可以在不脱离其范围进行各种修改和改变。本申请实施例的范围仅由所附的权利要求来限制。

[0222] 以上所述实施例仅表达了本申请实施例的几种实施方式,其描述较为具体和详细,但并不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是,对于本领域的普通技术人员来说,在不脱离本申请实施例构思的前提下,还可以做出若干变形和改进,这些都属于本申请实施例的保护范围。

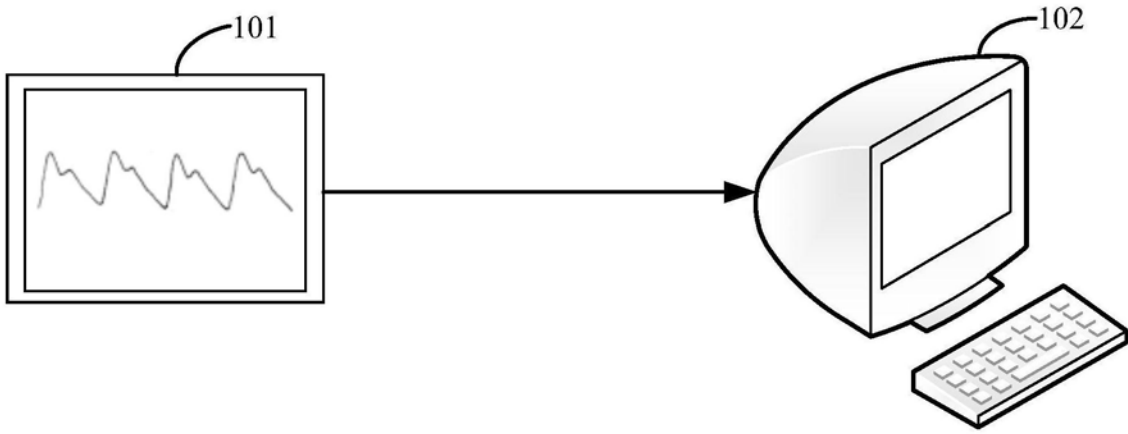


图1

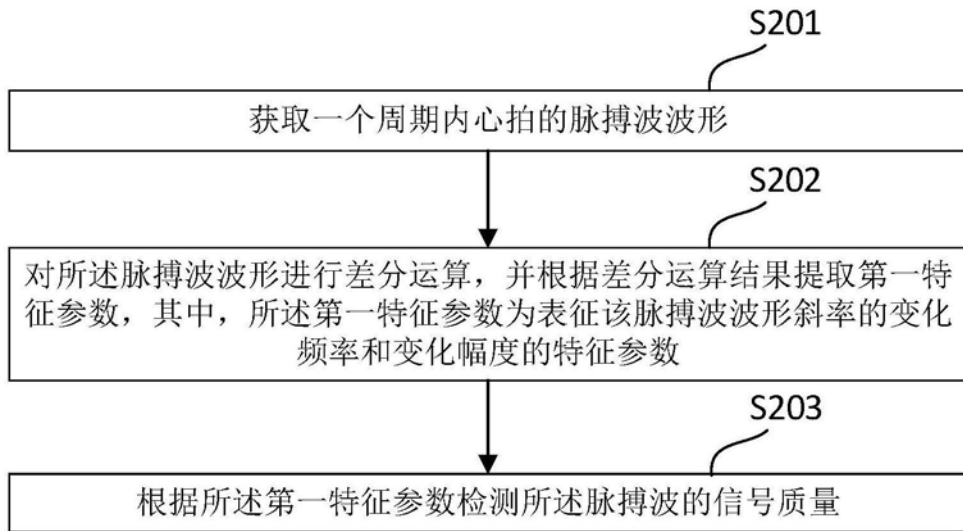


图2

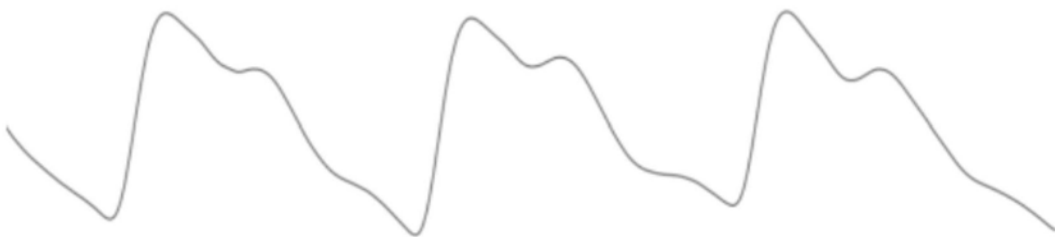


图3

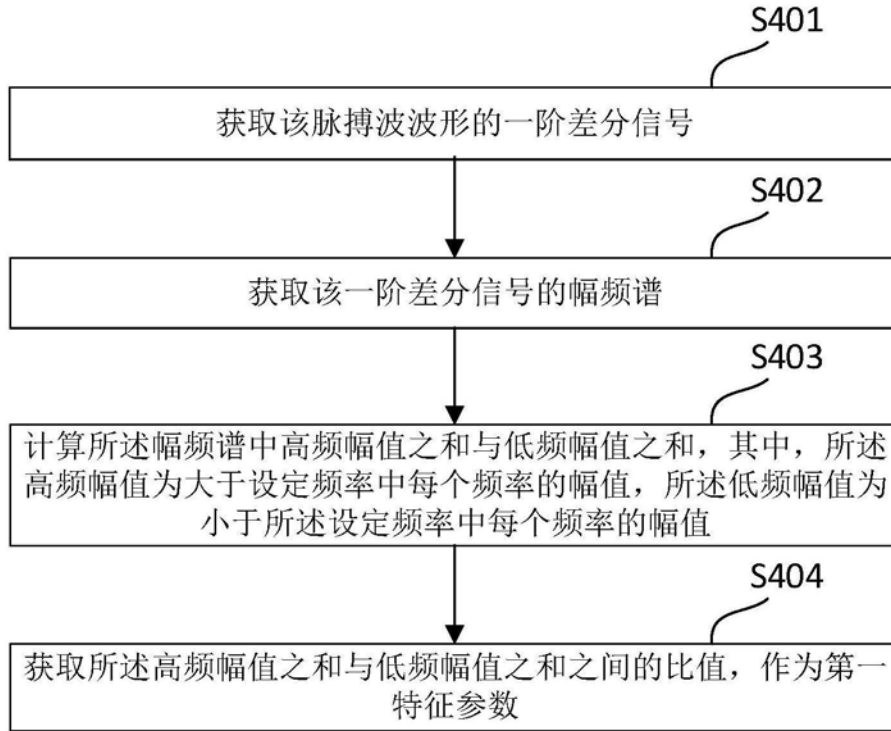


图4

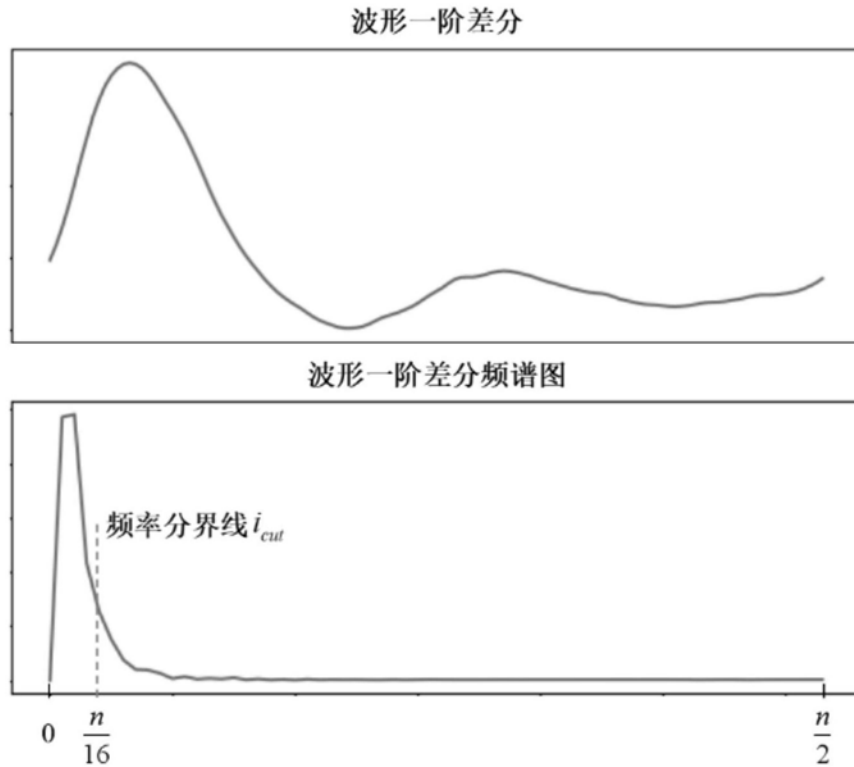


图5

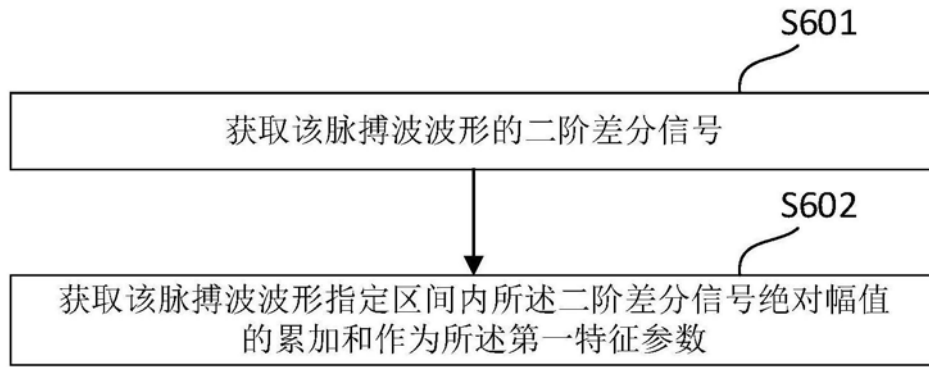


图6

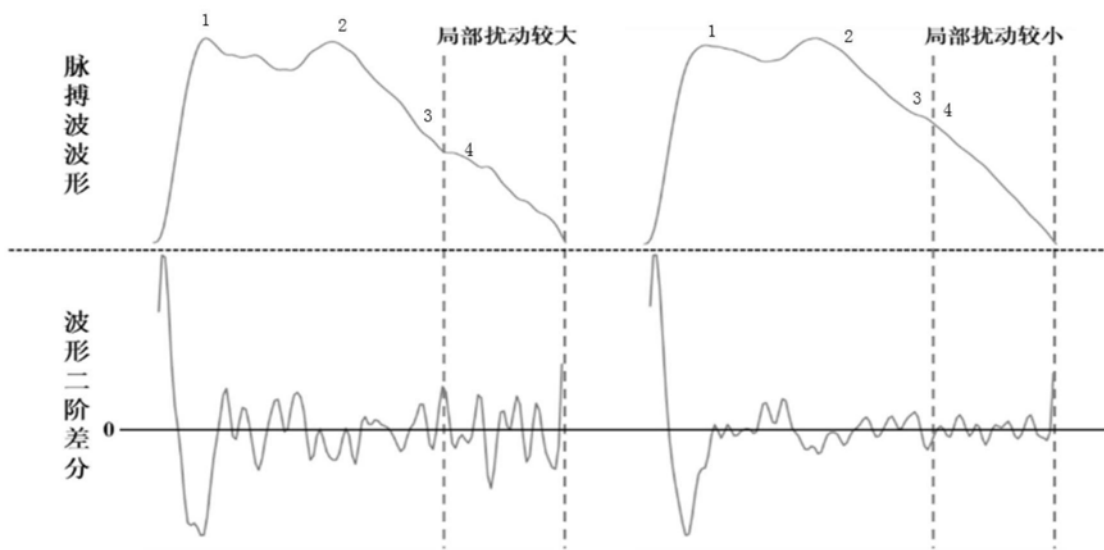


图7

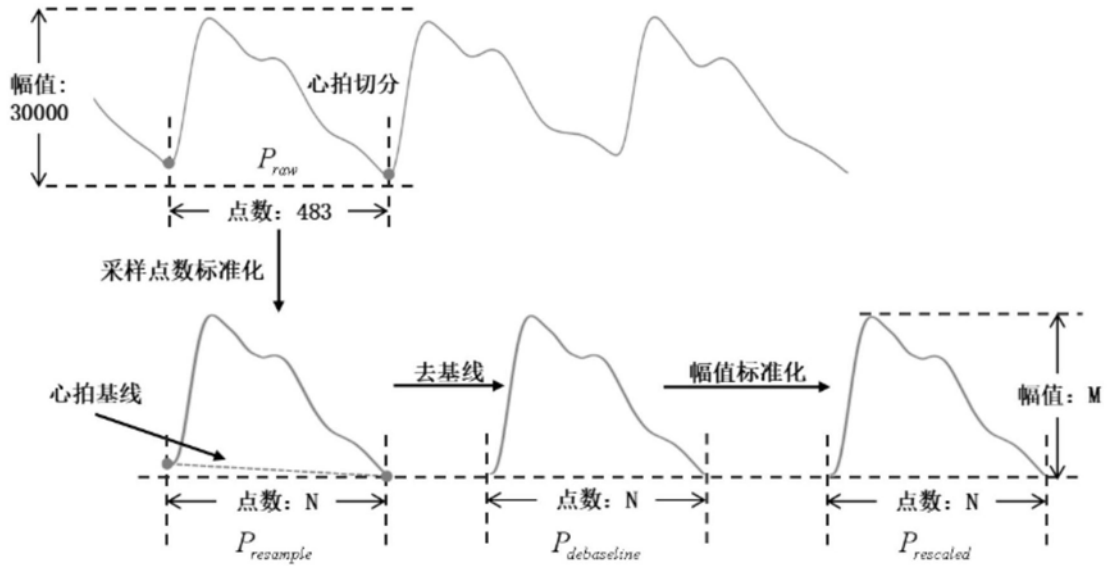


图8

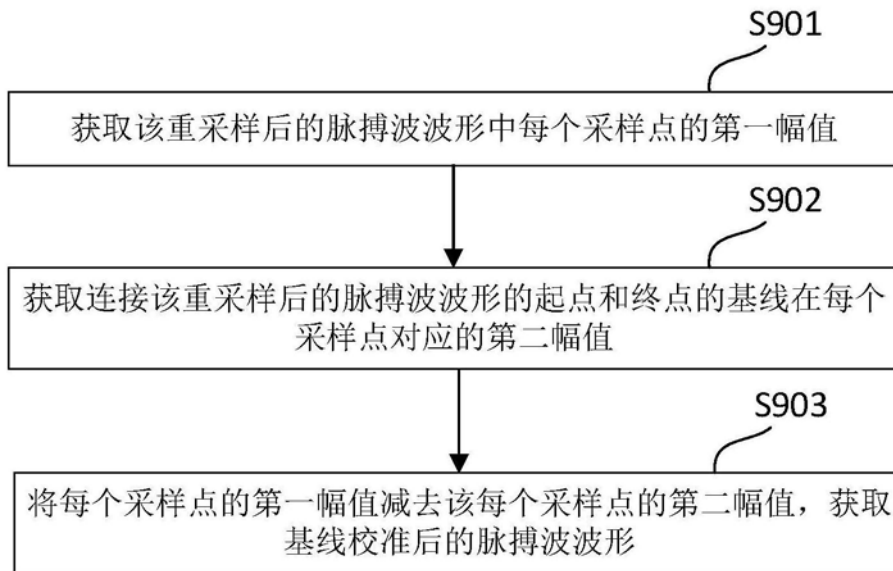


图9

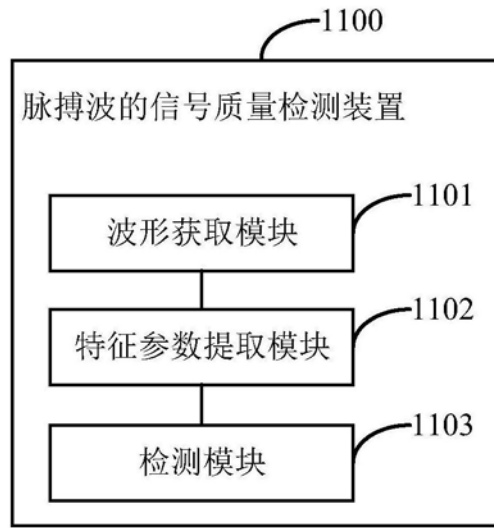


图10

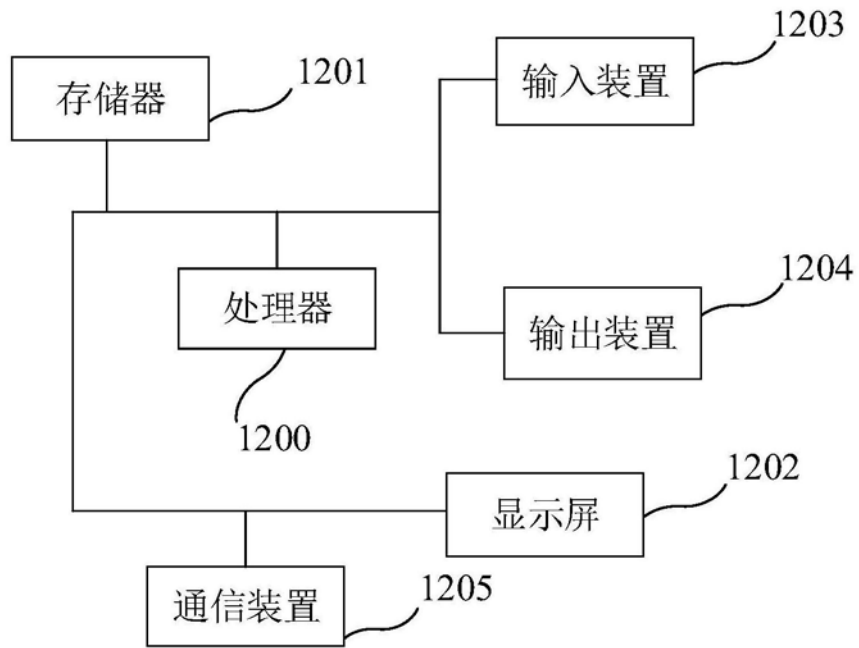


图11

专利名称(译)	脉搏波的信号质量检测方法及装置、设备、系统		
公开(公告)号	CN110974189A	公开(公告)日	2020-04-10
申请号	CN201911024222.6	申请日	2019-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广州视源电子科技股份有限公司		
[标]发明人	李振齐 鄢聪 赵巍		
发明人	李振齐 鄢聪 赵巍		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/72 A61B5/7221 A61B5/7264		
代理人(译)	潘桂生		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请实施例涉及一种脉搏波的信号质量检测方法及装置、设备、系统。本申请实施例的脉搏波的信号质量检测方法包括：获取一个周期内心拍的脉搏波波形；对所述脉搏波波形进行差分运算，并根据差分运算结果提取第一特征参数，所述第一特征参数为表征该脉搏波波形斜率的变化频率和变化幅度的特征参数；根据所述第一特征参数检测所述脉搏波的信号质量。本申请实施例的脉搏波的信号质量检测方法可以从一个周期内心拍的脉搏波波形中提取能表征该离散心拍波形斜率的变化频率和变化幅度的第一特征参数，并根据第一特征参数检测脉搏波的信号质量，从而可以通过检测该脉搏波波形的变化频率和变化幅度是否合格来判断一个周期内心拍的脉搏波波形是否合格。

