



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110801210 A

(43)申请公布日 2020.02.18

(21)申请号 201911074352.0

(22)申请日 2019.11.06

(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 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 5/00(2006.01)

A61B 5/145(2006.01)

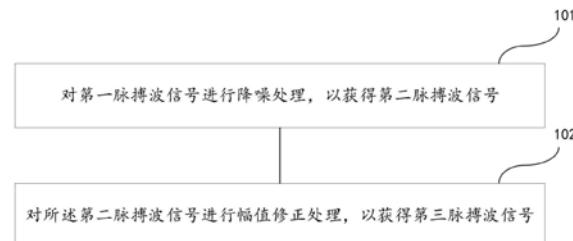
权利要求书1页 说明书9页 附图4页

(54)发明名称

一种脉搏波信号的滤波方法、装置、可读介
质及电子设备

(57)摘要

本发明公开了一种脉搏波信号的滤波方法、
装置、可读介质及电子设备,包括:对第一脉搏波
信号进行降噪处理,以获得第二脉搏波信号;对
所述第二脉搏波信号进行幅值修正处理,以获得
第三脉搏波信号;首先实现基本降噪,滤除基线
漂移以及幅值相对较小的噪声信号;再滤除幅值
较大的噪声信号,将脉搏波信号的幅值调整到特
定的区间范围内;由此实现更加完善的滤波处
理,在完成常规滤波的基础上,能够进一步的滤
除剧烈且无规律的噪声信号;为准确的完成对于
心率值、血氧值等人体数据的测算提供了前提条
件。



1. 一种脉搏波信号的滤波方法,其特征在于,包括:
 - 对第一脉搏波信号进行降噪处理,以获得第二脉搏波信号;
 - 对所述第二脉搏波信号进行幅值修正处理,以获得第三脉搏波信号。
2. 根据权利要求1所述方法,其特征在于,所述对第一脉搏波信号进行降噪处理,以获得第二脉搏波信号包括:
 - 对所述第一脉搏波信号进行偏离修正,以获得第四脉搏波信号;
 - 对所述第四脉搏波信号进行降噪处理,以获得所述第二脉搏波信号。
3. 根据权利要求2所述方法,其特征在于,所述对所述第一脉搏波信号进行偏离修正,以获得第四脉搏波信号包括:
 - 根据所述第一脉搏波信号中数据点的幅值,确定滤波中值;
 - 根据所述滤波中值,和所述第一脉搏波信号中数据点的幅值确定第四脉搏波信号中数据点的幅值。
4. 根据权利要求3所述方法,其特征在于,将对所述第四脉搏波信号进行降噪处理,以获得所述第二脉搏波信号包括:
 - 对所述第四脉搏波信号中数据点的幅值进行均值计算,以获得所述第二脉搏波信号中数据点的幅值。
5. 根据权利要求4所述方法,其特征在于,所述对所述第二脉搏波信号进行幅值修正处理,以获得第三脉搏波信号包括:
 - 根据预设的幅值修正逻辑对所述第二脉搏波信号中数据点的幅值进行计算,以获得所述第三脉搏波信号中数据点的幅值。
6. 根据权利要求1~5任意一项所述方法,其特征在于,还包括:
 - 根据所述第三脉搏波信号确定时域心率数据;
 - 将所述第三脉搏波信号转换成频域信号,并根据所述频域信号确定频域心率数据;
 - 根据所述时域心率数据和所述频域心率数据确定心率值。
7. 根据权利要求1~5任意一项所述方法,其特征在于,所述第三脉搏波信号包括,第一光波对应的第三脉搏波子信号和第二光波对应的第三脉搏波子信号;则还包括:
 - 根据所述第一光波对应的第三脉搏波子信号,和所述第二光波对应的第三脉搏波子信号,确定血氧值。
8. 一种脉搏波信号的滤波装置,其特征在于,包括:
 - 第一滤波模块,用于对第一脉搏波信号进行降噪处理,以获得第二脉搏波信号;
 - 第二滤波模块,用于对所述第二脉搏波信号进行幅值修正处理,以获得第三脉搏波信号。
9. 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权利要求1至7中任一权项所述的脉搏波信号的滤波方法。
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至7中任一权项所述的脉搏波信号的滤波方法。

一种脉搏波信号的滤波方法、装置、可读介质及电子设备

技术领域

[0001] 本发明涉及计算机技术领域,尤其涉及一种脉搏波信号的滤波方法、装置、可读介质及电子设备。

背景技术

[0002] 目前如智能手环、智能手表等可穿戴设备,都是通过传感器采集脉搏波信号(Photo Plethysmo Graphy,简称PPG)来实现对于心率值、血氧值等人体数据的测算。

[0003] 但是脉搏波信号本质上是一种光信号,所以随着佩戴者的运动、环境光的变化等情况,会导致脉搏波信号的采集比较不稳定,噪声信号明显。为了准确的实现相关测算,对脉搏波信号进行滤波处理便至关重要。而现有技术中,往往只能够针对静态场景进行比较基本的滤波,难以满足使用需求。

发明内容

[0004] 本发明提供一种脉搏波信号的滤波方法、装置、可读介质及电子设备,通过第一滤波模块和第二滤波模块依次对脉搏波信号进行滤波,实现了对于脉搏波信号中各类噪声的滤除,以便于有效的应对信号采集过程中的不稳定情况。

- [0005] 第一方面,本发明提供了一种脉搏波信号的滤波方法,包括:
 - [0006] 对第一脉搏波信号进行降噪处理,以获得第二脉搏波信号;
 - [0007] 对所述第二脉搏波信号进行幅值修正处理,以获得第三脉搏波信号。
 - [0008] 优选地,所述对第一脉搏波信号进行降噪处理,以获得第二脉搏波信号包括:
 - [0009] 对所述第一脉搏波信号进行偏离修正,以获得第四脉搏波信号;
 - [0010] 对所述第四脉搏波信号进行降噪处理,以获得所述第二脉搏波信号。
 - [0011] 优选地,所述对所述第一脉搏波信号进行偏离修正,以获得第四脉搏波信号包括:
 - [0012] 根据所述第一脉搏波信号中数据点的幅值,确定滤波中值;
 - [0013] 根据所述滤波中值,和所述第一脉搏波信号中数据点的幅值确定第四脉搏波信号中数据点的幅值。
 - [0014] 优选地,将对所述第四脉搏波信号进行降噪处理,以获得所述第二脉搏波信号包括:
 - [0015] 对所述第四脉搏波信号中数据点的幅值进行均值计算,以获得所述第二脉搏波信号中数据点的幅值。
 - [0016] 优选地,所述对所述第二脉搏波信号进行幅值修正处理,以获得第三脉搏波信号包括:
 - [0017] 根据预设的幅值修正逻辑对所述第二脉搏波信号中数据点的幅值进行计算,以获得所述第三脉搏波信号中数据点的幅值。
 - [0018] 优选地,还包括:
 - [0019] 根据所述第三脉搏波信号确定时域心率数据;

- [0020] 将所述第三脉搏波信号转换成频域信号，并根据所述频域信号确定频域心率数据；
- [0021] 根据所述时域心率数据和所述频域心率数据确定心率值。
- [0022] 优选地，所述第三脉搏波信号包括，第一光波对应的第三脉搏波子信号和第二光波对应的第三脉搏波子信号；则还包括：
- [0023] 根据所述第一光波对应的第三脉搏波子信号，和所述第二光波对应的第三脉搏波子信号，确定血氧值。
- [0024] 第二方面，本发明提供了一种脉搏波信号的滤波装置，包括：
- [0025] 第一滤波模块，用于对第一脉搏波信号进行降噪处理，以获得第二脉搏波信号；
- [0026] 第二滤波模块，用于对所述第二脉搏波信号进行幅值修正处理，以获得第三脉搏波信号。
- [0027] 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脉搏波信号的滤波方法。
- [0028] 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脉搏波信号的滤波方法。
- [0029] 本发明提供了一种脉搏波信号的滤波方法、装置、可读介质及电子设备；首先实现基本降噪，滤除基线漂移以及幅值相对较小的噪声信号；再滤除幅值较大的噪声信号，将脉搏波信号的幅值调整到特定的区间范围内；由此实现更加完善的滤波处理，在完成常规滤波的基础上，能够进一步的滤除剧烈且无规律的噪声信号；为准确的完成对于心率值、血氧值等人体数据的测算提供了前提条件。
- [0030] 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

- [0031] 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。
- [0032] 图1为本发明一实施例提供的一种脉搏波信号的滤波方法的流程示意图；
- [0033] 图2为本发明一实施例提供的另一种脉搏波信号的滤波方法的流程示意图；
- [0034] 图3为本发明一实施例提供的一种脉搏波信号的滤波方法相关的心率值计算方法的流程示意图；
- [0035] 图4为本发明一实施例提供的一种脉搏波信号的滤波方法中第三脉搏波信号的波形示意图；
- [0036] 图5为本发明一实施例提供的一种脉搏波信号的滤波方法相关的血氧值计算方法的流程示意图；
- [0037] 图6为本发明一实施例提供的一种脉搏波信号的滤波装置的结构示意图；
- [0038] 图7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

[0039] 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。

[0040] 前述已知的是,脉搏波信号的采集环境相对比较不稳定,导致其中噪声信号明显。例如可穿戴设备佩戴者的运动、环境光的变化等各种外界因素,都会产生严重的噪声信号,导致脉搏波信号出现明显的突变。这无疑会严重的干扰对于心率值、血氧值等人体数据的测算。所以对脉搏波信号进行滤波处理便至关重要。

[0041] 现有技术中,通常只能够对脉搏波信号进行一些比较常规的滤波处理,即针对静态环境下相对轻微且规律性明显的噪声信号进行滤除。但对于一些剧烈且无规律的噪声信号,则现有技术无法有效的应对。

[0042] 本发明提供一种脉搏波信号的滤波方法、装置、可读介质及电子设备,可以对脉搏波信号进行更加完善的滤波处理,从而更加准确的完成对于心率值、血氧值等人体数据的测算。

[0043] 参见图1所示,为本发明提供的脉搏波信号的滤波方法的具体实施例。本实施例中,所述方法具体包括以下步骤:

[0044] 步骤101、对第一脉搏波信号进行降噪处理,以获得第二脉搏波信号。

[0045] 所述第一脉搏波信号,可以是通过传感器直接采集得到的原始脉搏波信号。第一脉搏波信号中由于未经过任何滤波处理,所以通常可能存在基线漂移以及各种不同幅值的噪声信号。

[0046] 本步骤中涉及的降噪处理可利用第一滤波模块实现。所述第一滤波模块,主要用于对所述第一脉搏波信号进行基本的降噪处理,能够滤除第一脉搏波信号中的基线漂移以及幅值相对较小的噪声信号。所述第一滤波模块可以包括中值滤波单元和均值滤波单元,且中值滤波单元和均值滤波单元可以串联。

[0047] 具体的,可通过中值滤波单元中的中值算法滤除第一脉搏波信号中的基线漂移情况,再通过均值滤波单元中的均值算法滤除幅值相对较小的噪声信号。由此获得第二脉搏波信号。

[0048] 步骤102、对所述第二脉搏波信号进行幅值修正处理,以获得第三脉搏波信号。

[0049] 如果第一脉搏波信号中还包括一些幅值较大的噪声信号,则通过第一滤波模块中的中值滤波单元和均值滤波单元无法有效的滤除。所以本实施例中还对于第二脉搏波信号进行幅值修正处理。本步骤中涉及的幅值修正处理可利用第二滤波模块实现。

[0050] 具体的,可根据预设的幅值修正逻辑对所述第二脉搏波信号进行幅值修正计算,将第二脉搏波信号的幅值调整到特定的区间范围内。进而将修正后的第二脉搏波信号确定为第三脉搏波信号。本实施例中,对于所述幅值修正逻辑不作具体限定,任何能够实现相同或类似效果的计算逻辑均可结合在本实施例整体技术方案中。

[0051] 通过以上技术方案可知,本实施例存在的有益效果是:首先实现基本降噪,滤除基线漂移以及幅值相对较小的噪声信号;再滤除幅值较大的噪声信号,将脉搏波信号的幅值调整到特定的区间范围内;由此实现更加完善的滤波处理,在完成常规滤波的基础上,能够

进一步的滤除剧烈且无规律的噪声信号;为准确的完成对于心率值、血氧值等人体数据的测算提供了前提条件。

[0052] 图1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。

[0053] 如图2所示,为本发明所述脉搏波信号的滤波方法的另一个具体实施例。本实施例在前述实施例的基础上,结合具体应用场景进行进一步的叙述。所述方法具体包括以下步骤:

[0054] 步骤201、对所述第一脉搏波信号进行偏离修正,以获得第四脉搏波信号。

[0055] 本步骤中涉及的偏离修正过程可以通过第一滤波模块的中值滤波单元实现。所述偏离修正的过程包括:确定滤波中值;根据所述滤波中值,和所述第一脉搏波信号中数据点的幅值确定第四脉搏波信号中数据点的幅值。

[0056] 从数据处理的角度来讲,所述第一脉搏波信号本质上是一系列按照时序排列的数据点,即传感器的每一次采集便得到一个数据点。数据点本身的数值即代表其幅值,而该数据点被采集的时刻决定了其在时序中的排序。另外,基于上述的数据点还可以从可视化角度绘制出一条波形曲线。

[0057] 在所述中值滤波单元中,可包括一个时间窗口和一个幅值窗口。本实施例中,每个窗口中可缓存5个数据点。当然在其他情况下,每个窗口可缓存的数据点数量可根据需求设置,在此不做限定。在所述时间窗口中,缓存的数据点按照时间顺序排列。在所述幅值窗口中,缓存的数据点则按照幅值大小进行排列。

[0058] 例如在第一时刻,时间窗口中包括的第一脉搏波信号中数据点为(13,10,8,12,11),而此时传感器最新采集到了数值为7的数据点。则此时时间窗口中将删除最早缓存的数据点(即13),并将新的数据点加入。则时间窗口中包括的数据点变为(10,8,12,11,7)。相比较在第二时刻,时间窗口中包括的数据点为(23,18,20,23,19)。显然第二时刻与第一时刻相比,数据点的数值范围区间发生了比较明显的改变。则反应在波形曲线中,便是所谓的基线漂移情况。

[0059] 则本实施例中,可将时间窗口中的数据点按照幅值顺序排列,并缓存在幅值窗口中。例如第一时刻时间窗口中的5个数据点,缓存在幅值窗口中为(8,10,11,12,13)。新的数据点(即7)进入后同样代替最早缓存的数据点(即13)。则幅值窗口中包括的数据点变为(7,8,10,11,12)。新的数据点可以以二分查找法快速的插入到幅值窗口的相应位置。

[0060] 然后,从幅值窗口中确定所有数据点的中值,对于第一时刻中值即为10。然后根据所述滤波中值,和所述第一脉搏波信号中数据点的幅值确定第四脉搏波信号中数据点的幅值。具体的,可以是将第一脉搏波信号中数据点的幅值与中值求差,确定第四脉搏波信号中数据点的幅值。对于第一时刻,计算确定的第四脉搏波信号中的数据点表示如下(-3,-2,0,1,2)。同理可计算,对于第二时刻,第四脉搏波信号中的数据点表示如下(-1,-2,0,2,3)。可见第一时刻和第二时刻对比,第四脉搏波信号中数据点的数值范围相对比较接近。则意味着中值滤波单元通过上述的中值计算解决了基线漂移的问题。

[0061] 可以理解的是,中值滤波单元将对每个获取到的第一脉搏波信号中的数据点进行上述的中值计算,并得到相应的第四脉搏波信号中的数据点。进而依次将各个第四脉搏波信号中的数据点输入到均值滤波单元,以进行后续处理。

[0062] 步骤202、对所述第四脉搏波信号进行降噪处理,以获得所述第二脉搏波信号。

[0063] 本步骤中涉及的降噪处理可利用第一滤波模块的均值滤波单元实现。均值滤波单元将根据所述第四脉搏波信号中数据点的幅值进行均值计算,以获得所述第二脉搏波信号中数据点的幅值。

[0064] 所述均值滤波单元同样缓存5个数据点,即将中值滤波单元依次输入的5个第四脉搏波信号中数据点缓存,以进行后续计算处理。假设对于第三时刻,均值滤波单元中缓存的5个数据点为(11.1,11.2,11.3,11.4,11.5),则对其进行均值计算,得到一个第二脉搏波信号中数据点的幅值为11.3。此时新输入一个第四脉搏波信号中数据点,幅值为12.0。同样,新的数据点(即12.0)会代替最早缓存的数据点(即11.1)。则此时均值滤波单元中缓存的5个数据点变为(11.2,11.3,11.4,11.5,12.0)。则再次对其进行均值计算,得到另一个第二脉搏波信号中数据点的幅值为11.48。

[0065] 显然,新输入的第四脉搏波信号中数据点幅值(12.0)相对于其他数据点有较小的波动,说明其中存在比较轻微的噪声信号。通过均值计算则得到的第二脉搏波信号中数据点的幅值(11.48)则更加接近其他数据点,说明这一轻微的噪声信号被均值滤波单元滤除。

[0066] 步骤203、根据预设的幅值修正逻辑对所述第二脉搏波信号中数据点的幅值进行计算,以获得所述第三脉搏波信号中数据点的幅值。

[0067] 在实际应用当中,如果可穿戴设备佩戴者的做出大幅度的动作(如挥手),则新输入的第四脉搏波信号中数据点幅值可能会发生数倍甚至数十倍的剧烈变化,说明其中包括了非常强的噪声信号。可以理解的是,在这种情况下均值滤波单元便无法有效的进行滤波。

[0068] 则本实施例中将通过第二滤波模块进行幅值修正,已解决上述的问题。在本实施例中,优选的所述第二滤波模块中可缓存50个按照时序顺序输入的第二脉搏波信号中的数据点。当然在其他情况下,第二滤波模块可缓存的数据点数量可根据需求设置,在此不做限定。

[0069] 并且所述幅值修正逻辑具体为:

$$[0070] y_i = \text{scale} \frac{x_i - x_{\min}}{x_{\max} - x_{\min}}$$

[0071] 其中, y_i 代表新输入的第二脉搏波信号中数据点对应的第三脉搏波信号中数据点的幅值; x_i 代表新输入的第二脉搏波信号中数据点的幅值; x_{\min} 代表所有已缓存的第二脉搏波信号中数据点的最小幅值; x_{\max} 代表所有已缓存的第二脉搏波信号中数据点的最大幅值; scale 为预设的缩放系数。

[0072] 则按照上述的计算公式,则无论 x_i 的变化幅度多大,对应的 y_i 的数值均可以通过计算限制在0~1倍的 scale 之间。由此实现对于剧烈的幅值变化的幅值修正,以实现对于滤除剧烈且无规律的噪声信号的过滤。

[0073] 在本发明中,还可对于经过如图1~2所示实施例中的滤波方法得到的第三脉搏波信号进行进一步的应用。图3所示实施例中,在图1~2所示实施例的技术上公开了与所述脉搏波信号的滤波方法相关的心率值计算方法。所述方法包括以下步骤:

[0074] 步骤301、对第一脉搏波信号进行降噪处理,以获得第二脉搏波信号。

[0075] 步骤302、对所述第二脉搏波信号进行幅值修正处理,以获得第三脉搏波信号。

[0076] 步骤303、根据所述第三脉搏波信号确定时域心率数据。

[0077] 通过所述第三脉搏波信号,可确定所述第三脉搏波信号中的各个波峰和波谷。具体如图4所示,图4中为从所述第三脉搏波信号中截取的一个周期波形曲线的示意图。

[0078] 本实施例中,可在波形中找到上升沿信号。参考图4中,即存在A-B,E-F,G-H三段上升沿信号。然后根据预设条件对各上升沿信号进行筛选,即在一定的时间间隔(一个周期)之内,取其中一段上升幅度超过特定阈值的上升沿信号。所述特定阈值可根据实际情况进行设定。一般在一个周期内,只有代表波峰-波谷的一段上升沿信号的上升幅度可以超过该特定阈值。如图4中,假设特定阈值设定为30,则可取到A-B段上升沿信号。进而将其中A点确定为波谷,B点确定为波峰。

[0079] 同理确定所述第三脉搏波信号中的各个波峰和波谷后,可通过波峰或波谷出现的时刻估算第三脉搏波信号中波形的平均周期,进而计算出时域心率数据。例如,当得到4个波谷的出现时刻,分别为t1、t2、t3、t4。则可由此计算出第三脉搏波信号中波形的平均周期t如下:

$$[0080] t = \frac{(t_2 - t_1) + (t_3 - t_2) + (t_4 - t_3)}{3}$$

[0081] 不过在上述的算法中,t2和t3会在计算中抵消,所以导致连续几个周期波形中中间的周期实际上并未参与运算。为了提高计算的精确度,本实施例中还可通过逐差法计算波形的平均周期t如下:

$$[0082] t = \frac{(t_4 - t_2) + (t_3 - t_1)}{4}$$

[0083] 在计算得到波形的平均周期t后,即可通过平均周期t计算得到时域心率数据。假设t=0.75秒,则可换算得到60秒内包括60/0.75=80个周期,即时域心率数据为80。

[0084] 步骤304、将所述第三脉搏波信号转换成频域信号,并根据所述频域信号确定频域心率数据。

[0085] 本实施例中为进一步的提高心率计算的准确性,还将进一步的计算所述频域心率数据。具体的,即将所述第三脉搏波信号经过傅里叶变换,转换成对应的频域信号。所述傅里叶变换为本领域常规的技术手段,在此不赘述。

[0086] 理论认为,通常在所述频域信号中,幅值明显较大的频率对应的便是心率、心率的整数倍数或整数因数。且理论上还认为人的心率只会渐变,而不会发生跳变。所以可根据上一时刻测得的实际心率就近选择频域信号中幅值的峰值,以作为本次测得的频域心率数据。

[0087] 步骤305、根据所述时域心率数据和所述频域心率数据确定心率值。

[0088] 在确定了时域心率数据和频域心率数据后,可将二者进行综合运算,以确定一个相对更加准确的心率值。具体可以通过将二者代入卡尔曼滤波器进行运算,以确定心率值。卡尔曼滤波器的相关计算过程为本领域公知,在此不作赘述。

[0089] 通过以上技术方案可知,本实施例在图1~2所示实施例的基础上,进一步存在的有益效果是:通过时域和频域两个层面更加精确的实现了对于心率值的计算。

[0090] 在本发明中,还可对于经过如图1~2所示实施例中的滤波方法得到的第三脉搏波信号进行进一步的应用。图5所示实施例中,在图1~2所示实施例的技术上公开了与所述脉

搏波信号的滤波方法相关的血氧值计算方法。本实施例中,所述第三脉搏波信号包括,第一光波对应的第三脉搏波子信号和第二光波对应的第三脉搏波子信号。其中,所述第一光波可以是红光,所述第二光波可以是红外光。所述方法包括以下步骤:

- [0091] 步骤501、对第一脉搏波信号进行降噪处理,以获得第二脉搏波信号。
- [0092] 步骤502、对所述第二脉搏波信号进行幅值修正处理,以获得第三脉搏波信号。
- [0093] 步骤503、根据所述第一光波对应的第三脉搏波子信号,和所述第二光波对应的第三脉搏波子信号,确定血氧值。
- [0094] 在医学上,血氧值的计算公式如下:

$$[0095] SpO_2 = A1 + B1 \frac{I_{AC}^{\lambda_1} / I_{DC}^{\lambda_1}}{I_{AC}^{\lambda_2} / I_{DC}^{\lambda_2}}$$

[0096] 其中,SpO₂代表血氧值;A1和B1是实测得到的与还原血红蛋白和氧合血红蛋白的光吸收系数相关的仪器参数,可视为已知。其中, $A1 = \frac{\varepsilon_{Hb}^{\lambda_1}}{(\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} - \varepsilon_{Hb}^{\lambda_1})}$, $B1 = \frac{\varepsilon_{Hb}^{\lambda_2}}{(\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} - \varepsilon_{Hb}^{\lambda_2})}$, $\varepsilon_{Hb}^{\lambda_1}$ 代表第一光波的还原血红蛋白的光吸收系数, $\varepsilon_{HbO_2}^{\lambda_1}$ 代表第一光波的氧合血红蛋白的光吸收系数, $\varepsilon_{Hb}^{\lambda_2}$ 代表第二光波的还原血红蛋白的光吸收系数。 $I_{AC}^{\lambda_1}$ 为第一光波对应的第三脉搏波信号中的交流分量; $I_{DC}^{\lambda_1}$ 为第一光波对应的第三脉搏波信号中的直流分量; $I_{AC}^{\lambda_2}$ 为第二光波对应的第三脉搏波信号中的交流分量; $I_{DC}^{\lambda_2}$ 为第二光波对应的第三脉搏波信号中的直流分量。

[0097] 上述直流分量与交流分量的含义结合图4所示可以是:直流分量为图4中D点的纵坐标,交流分量为图4中B-D纵坐标的差值。对于第一光波和第二光波对应的第三脉搏波信号,其中直流分量和交流分量的计算同理。

[0098] 通过以上技术方案可知,本实施例在图1~2所述实施例的基础上,进一步存在的有益效果是:更加精确的实现了对于血氧值的计算。

[0099] 如图6所示,为本发明所述脉搏波信号的滤波装置的一个具体实施例。本实施例所述装置,即用于执行图1~5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:

- [0100] 第一滤波模块601,用于对第一脉搏波信号进行降噪处理,以获得第二脉搏波信号。
- [0101] 第二滤波模块602,用于对所述第二脉搏波信号进行幅值修正处理,以获得第三脉搏波信号。
- [0102] 另外在图6所示实施例的基础上,优选的,所述第一滤波模块601可以包括:
- [0103] 中值滤波单元,用于对所述第一脉搏波信号进行偏离修正,以获得第四脉搏波信号。
- [0104] 具体的,所述中值滤波单元根据所述第一脉搏波信号中数据点的幅值,确定滤波

中值；根据所述滤波中值，和所述第一脉搏波信号中数据点的幅值确定第四脉搏波信号中数据点的幅值。

[0105] 均值滤波单元，用于对所述第四脉搏波信号进行降噪处理，以获得所述第二脉搏波信号。

[0106] 具体的，所述均值滤波单元对所述第四脉搏波信号中数据点的幅值进行均值计算，以获得所述第二脉搏波信号中数据点的幅值。

[0107] 优选的，所述第二滤波模块602将根据预设的幅值修正逻辑对所述第二脉搏波信号中数据点的幅值进行计算，以获得所述第三脉搏波信号中数据点的幅值。

[0108] 优选的，所述装置中还可以包括：

[0109] 心率计算模块，用于根据所述第三脉搏波信号确定时域心率数据；将所述第三脉搏波信号转换成频域信号，并根据所述频域信号确定频域心率数据；根据所述时域心率数据和所述频域心率数据确定心率值。

[0110] 血氧计算模块，用于根据所述第一光波对应的第三脉搏波子信号，和所述第二光波对应的第三脉搏波子信号，确定血氧值。

[0111] 图7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。

[0112] 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7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。

[0113] 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。

[0114] 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脉搏波信号的滤波装置。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脉搏波信号的滤波方法。

[0115] 上述如本发明图6所示实施例提供的脉搏波信号的滤波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。

[0116] 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。

[0117] 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脉搏波信号的滤波方法,并具体用于执行如图1~图5所示的方法。

[0118] 前述各个实施例中所述的电子设备可以为计算机。

[0119] 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。

[0120] 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。

[0121] 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。

[0122] 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。

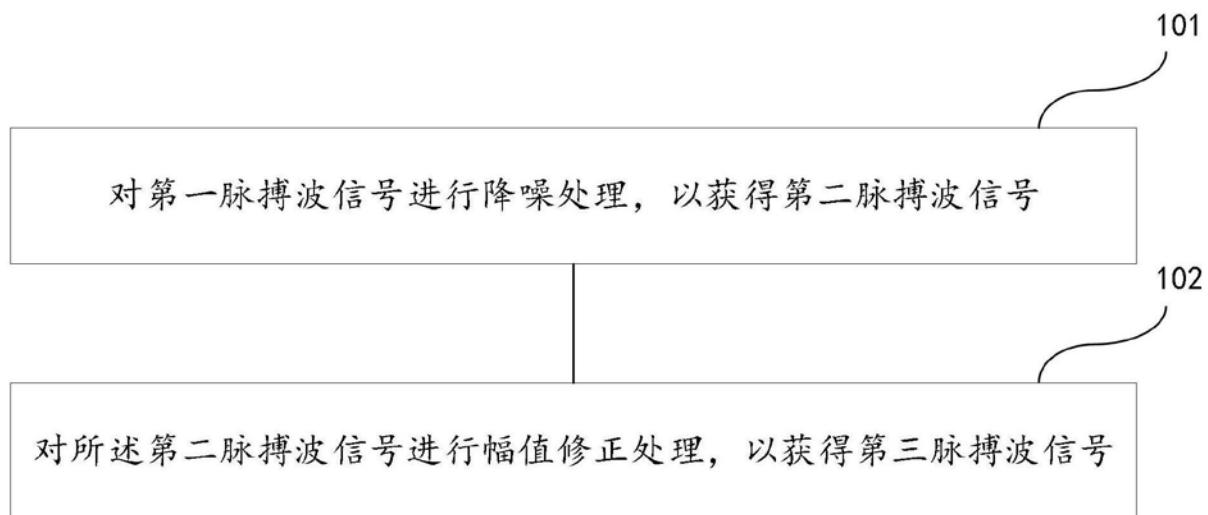


图1



图2

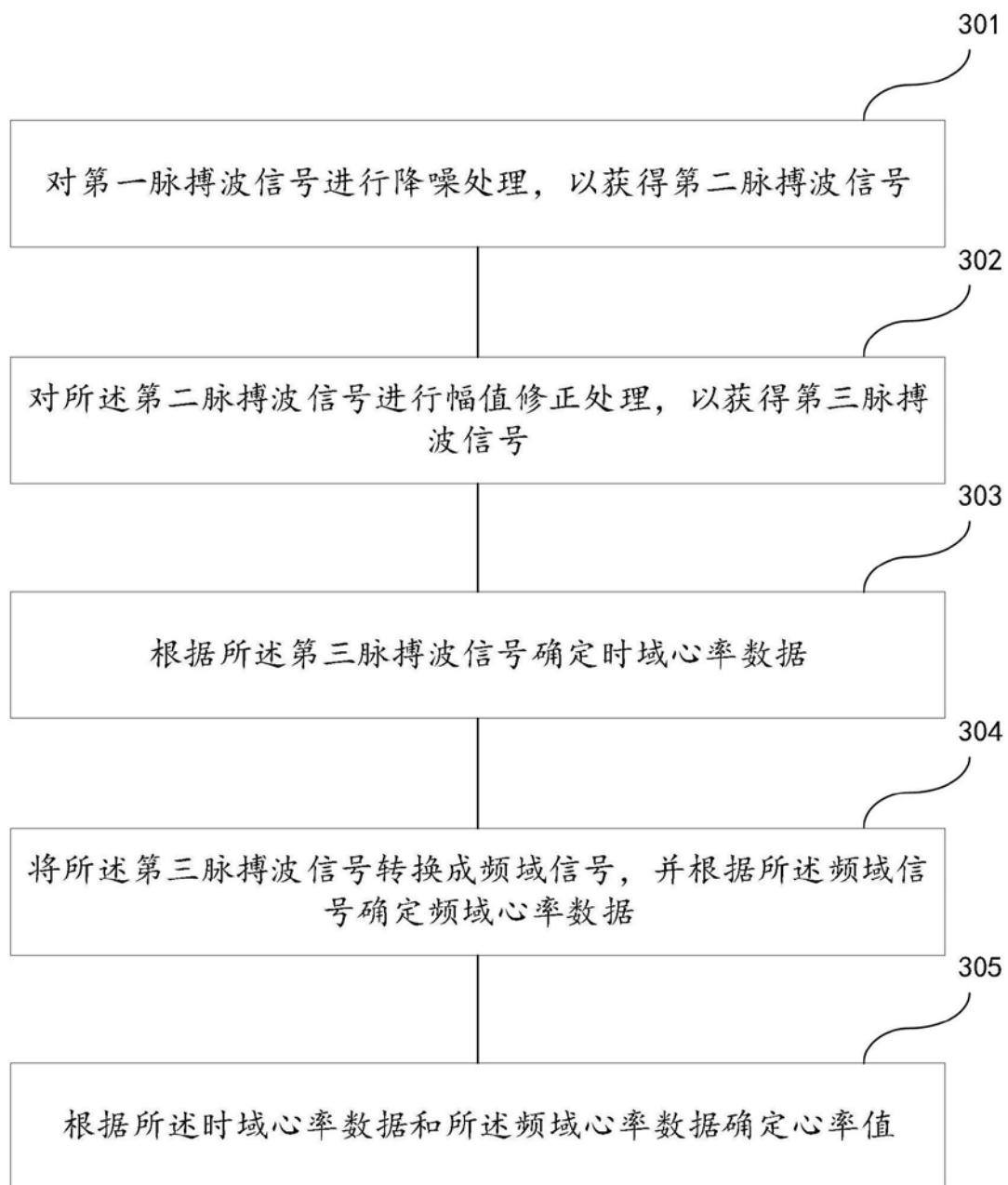


图3

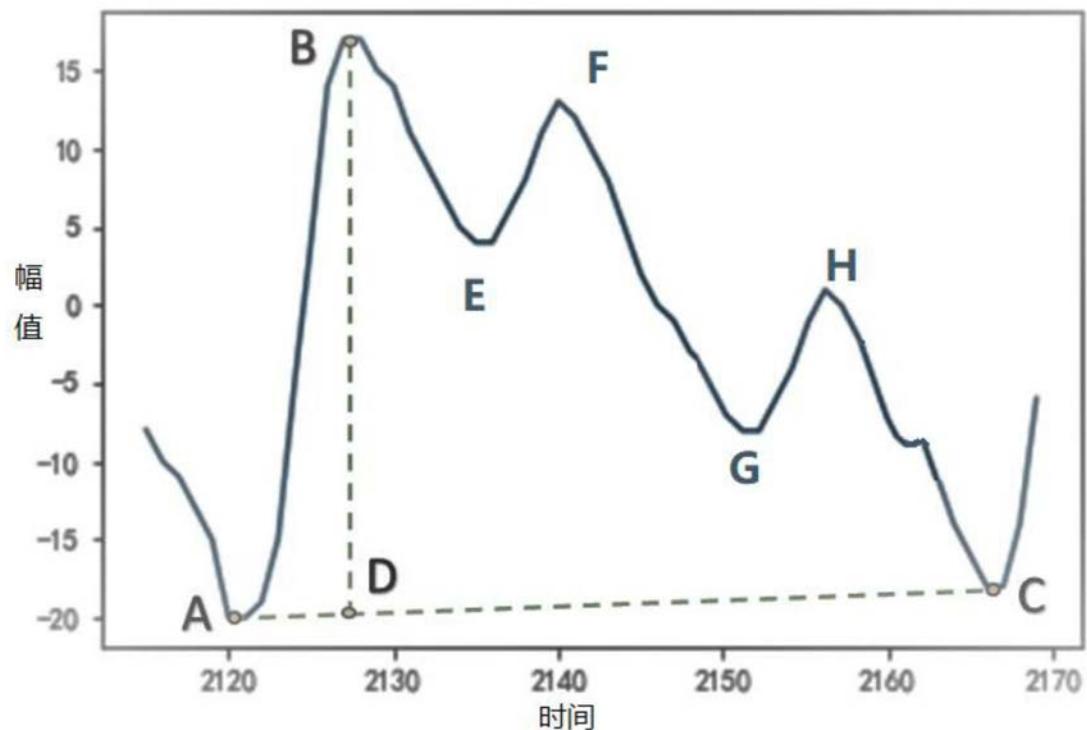


图4

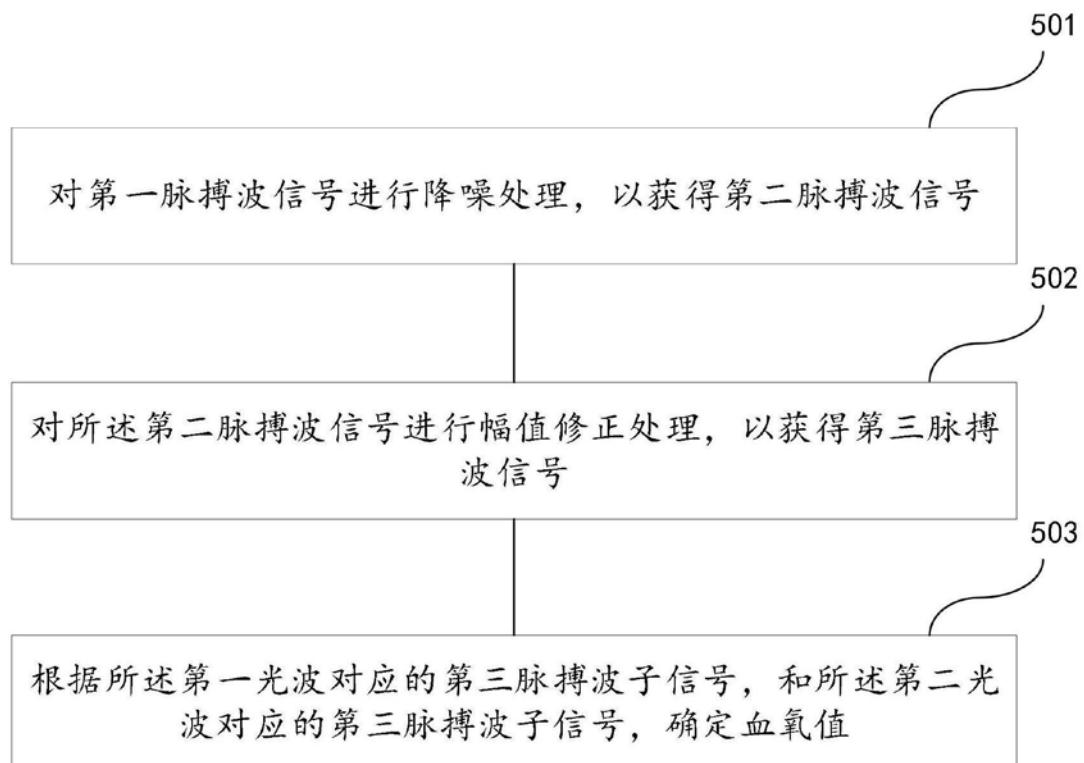


图5

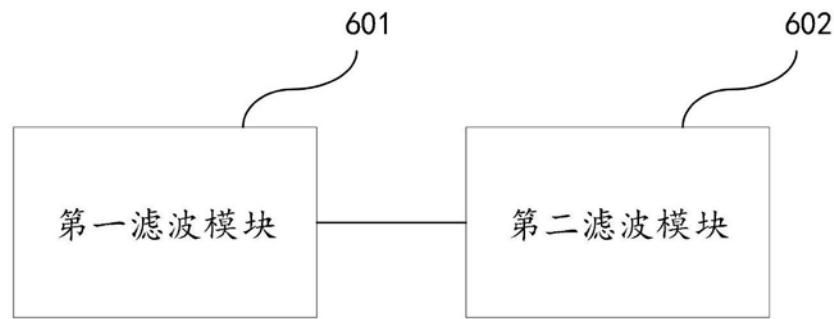


图6

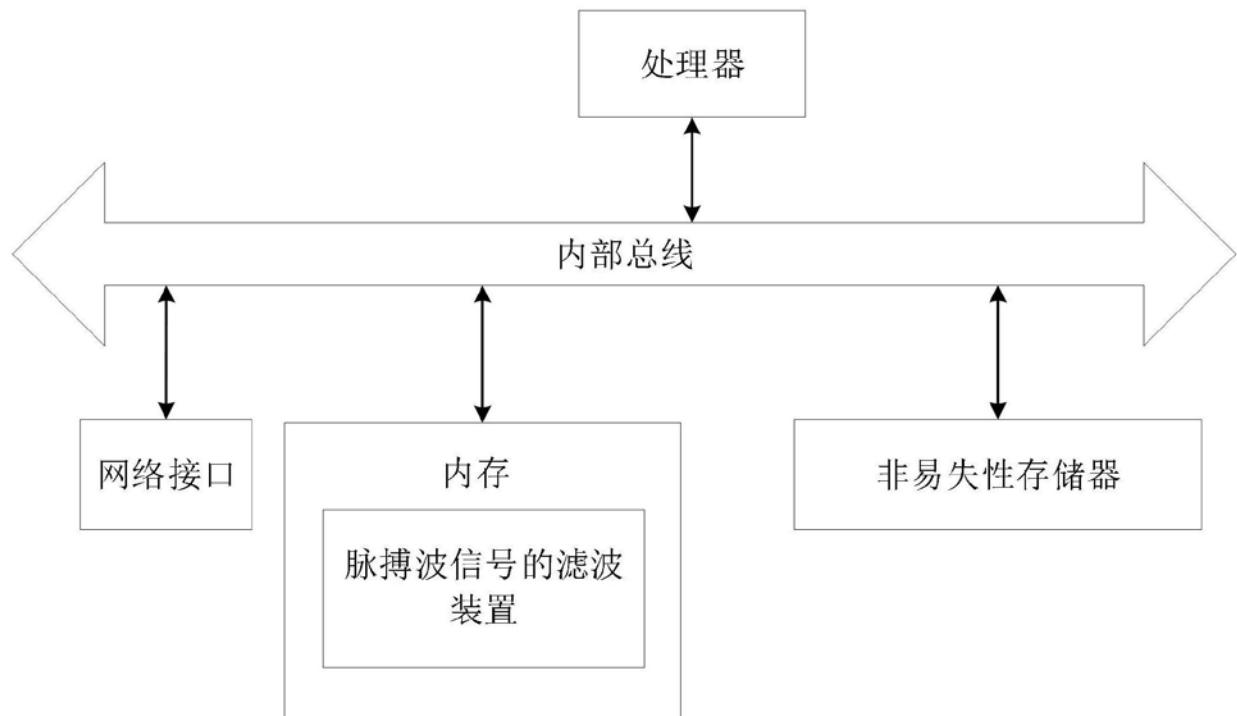


图7

专利名称(译)	一种脉搏波信号的滤波方法、装置、可读介质及电子设备		
公开(公告)号	CN110801210A	公开(公告)日	2020-02-18
申请号	CN201911074352.0	申请日	2019-11-06
[标]发明人	王众 陈立洋		
发明人	王众 陈立洋		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/00 A61B5/145		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/024 A61B5/14542 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725		
代理人(译)	刘力		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

本发明公开了一种脉搏波信号的滤波方法、装置、可读介质及电子设备，包括：对第一脉搏波信号进行降噪处理，以获得第二脉搏波信号；对所述第二脉搏波信号进行幅值修正处理，以获得第三脉搏波信号；首先实现基本降噪，滤除基线漂移以及幅值相对较小的噪声信号；再滤除幅值较大的噪声信号，将脉搏波信号的幅值调整到特定的区间范围内；由此实现更加完善的滤波处理，在完成常规滤波的基础上，能够进一步的滤除剧烈且无规律的噪声信号；为准确的完成对于心率值、血氧值等人体数据的测算提供了前提条件。

101

对第一脉搏波信号进行降噪处理，以获得第二脉搏波信号

102

对所述第二脉搏波信号进行幅值修正处理，以获得第三脉搏波信号