



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109691999 A

(43)申请公布日 2019. 04. 30

(21)申请号 201910055015.0

(22)申请日 2019.01.21

(71)申请人 深圳瀚维智能医疗科技有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区蛇口街
道太子路111号深圳自贸中心8楼8J

(72)发明人 李尹喆 陈岸贻

(74)专利代理机构 深圳市华勤知识产权代理事
务所(普通合伙) 44426

代理人 隆毅

(51)Int.Cl.

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

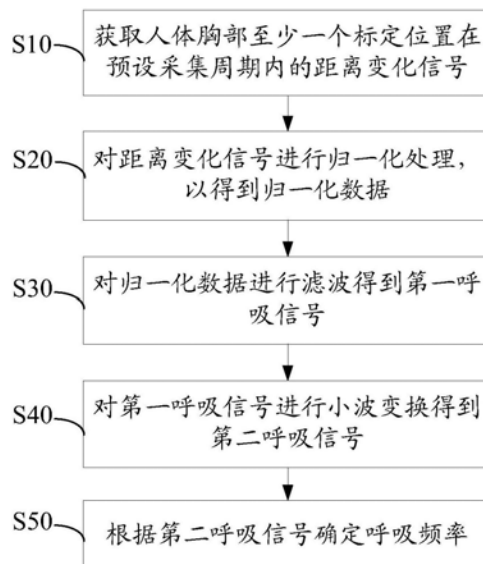
权利要求书2页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

呼吸频率检测方法、装置、存储介质及计算机设备

(57)摘要

本发明公开一种呼吸频率检测方法,其包括:获取人体胸部至少一个标定位置在预设采集周期内的距离变化信号;对距离变化信号进行归一化处理,以得到归一化数据;对归一化数据进行滤波得到第一呼吸信号;对第一呼吸信号进行小波变换得到第二呼吸信号,并根据第二呼吸信号确定呼吸频率。本发明通过记录人体胸部特定区域的起伏变化,将距离变化信号转换为呼吸信号,再结合归一化、滤波和小波变换技术对原始信号进行处理得到呼吸频率,具有信号采集实时性高、计算结果准确可靠和检测操作简便的优点。



1. 一种呼吸频率检测方法,其特征在于,包括:

获取人体胸部至少一个标定位置在预设采集周期内的距离变化信号;

对所述距离变化信号进行归一化处理,以得到归一化数据;

对所述归一化数据进行滤波得到第一呼吸信号;

对所述第一呼吸信号进行小波变换得到第二呼吸信号,并根据所述第二呼吸信号确定呼吸频率。

2. 根据权利要求1所述的呼吸频率检测方法,其特征在于,所述获取人体胸部至少一个标定位置在预设采集周期内的距离变化信号包括:

使用激光传感器采集人体胸部四个标定位置在预设采集周期内的距离变化信号,其中所述四个标定位置包括胸骨区域的胸腔和胸部侧面。

3. 根据权利要求2所述的呼吸频率检测方法,其特征在于,所述激光传感器的采样频率大于或等于6.67Hz。

4. 根据权利要求1所述的呼吸频率检测方法,其特征在于,所述对所述归一化数据进行滤波得到第一呼吸信号包括:

采用高斯函数 $f = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-(x-\mu)^2/2\sigma^2}$ 对所述归一化数据进行滤波;其中,其中 μ 为0, σ 为预设的常数, x 为高斯滤波的输入信号, f 为高斯滤波后输出信号。

5. 根据权利要求1所述的呼吸频率检测方法,其特征在于,所述对所述第一呼吸信号进行小波变换得到第二呼吸信号包括:

根据香农-奈奎斯特采样原理及所述距离变化信号的采样频率进行频段分层,计算每层的频率范围;

根据所述频段分层中每层的频率范围及预设的通带频率确定小波分解和重构所需的层数;

根据与所述小波分解所需的层数及预先选择的母小波进行信号分解,得到按频段划分的多层波形;

根据与所述小波重构所需的层数对应的系数及分解得到的所述多层波形进行信号重构,得到第二呼吸信号。

6. 根据权利要求5所述的呼吸频率检测方法,其特征在于,所述通带频率的上限截止频率为0.37Hz,所述通带频率的下限截止频率为0。

7. 根据权利要求1所述的呼吸频率检测方法,其特征在于,所述根据所述第二呼吸信号确定呼吸频率包括:

从所述第二呼吸信号中提取小波波峰或小波波谷;

根据相邻的小波波峰的时间间隔或小波波谷的时间间隔计算呼吸频率。

8. 一种呼吸频率检测装置,其特征在于,包括:

信号获取模块,用于获取人体胸部至少一个标定位置在预设采集周期内的距离变化信号;

信号预处理模块,用于对所述距离变化信号进行归一化处理,以得到归一化数据;

信号滤波模块,用于对所述归一化数据进行滤波得到第一呼吸信号;

小波变换模块,用于对所述第一呼吸信号进行小波变换得到第二呼吸信号;

呼吸频率计算模块,用于根据所述第二呼吸信号确定呼吸频率。

9.一种计算机程序存储介质,其特征在于,其特征在于,该计算机程序被处理器执行时实现权利要求1至7中任一项所述呼吸频率检测方法的步骤。

10.一种计算机设备,该计算机设备包括存储器、处理器以及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述计算机程序时实现权利要求1至7中任一项所述呼吸频率检测方法的步骤。

呼吸频率检测方法、装置、存储介质及计算机设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备技术领域,具体涉及一种呼吸频率检测方法、装置、存储介质及计算机设备。

背景技术

[0002] 在现有技术中,呼吸状况的监测手段一般是采用接触式传感器进行检测,需要对传感器进行安装、连接,使用不方便。在接触式传感器检测方案中,包括有线和无线连接方式,比如现有公开的一种无线呼吸监测装置,包括控制电路、压电薄膜传感器和天线,控制电路分别与压电薄膜传感器和天线电连接,采用压电薄膜传感器来感应呼吸运动,并将其转变为相应的电荷信号,由控制电路对该电荷信号进行处理,得到相应的监测结果,再由天线将该监测结果发送出去。该方案尽管采用了无线传输,其传感器还是需要紧密贴附在患者身体上,仍存在使用不便的缺点。

发明内容

[0003] 本发明的主要目的是提出一种呼吸频率检测方法,旨在解决现有技术中因采用接触式传感器采集呼吸信号而导致使用不便的问题。

[0004] 为实现上述目的,本发明提出一种呼吸频率检测方法,包括:

[0005] 获取人体胸部至少一个标定位置在预设采集周期内的距离变化信号;

[0006] 对所述距离变化信号进行归一化处理,以得到归一化数据;

[0007] 对所述归一化数据进行滤波得到第一呼吸信号;

[0008] 对所述第一呼吸信号进行小波变换得到第二呼吸信号,并根据所述第二呼吸信号确定呼吸频率。

[0009] 优选地,所述获取人体胸部至少一个标定位置在预设采集周期内的距离变化信号包括:

[0010] 使用激光传感器采集人体胸部四个标定位置在预设采集周期内的距离变化信号,其中所述四个标定位置包括胸骨区域的胸腔和胸部侧面。

[0011] 优选地,所述激光传感器的采样频率大于或等于6.67Hz。

[0012] 优选地,所述对所述归一化数据进行滤波得到第一呼吸信号包括:

[0013] 采用高斯函数 $f = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-(x-\mu)^2/2\sigma^2}$ 对所述归一化数据进行滤波;其中,其中 μ 为0, σ 为预设的常数, x 为高斯滤波的输入信号, f 为高斯滤波后输出信号。

[0014] 优选地,所述对所述第一呼吸信号进行小波变换得到第二呼吸信号包括:

[0015] 根据香农-奈奎斯特采样原理及所述距离变化信号的采样频率进行频段分层,计算每层的频率范围;

[0016] 根据所述频段分层中每层的频率范围及预设的通带频率确定小波分解和重构所需的层数;

[0017] 根据与所述小波分解所需的层数及预先选择的母小波进行信号分解,得到按频段划分的多层波形;

[0018] 根据与所述小波重构所需的层数对应的系数及分解得到的所述多层波形进行信号重构,得到第二呼吸信号。

[0019] 优选地,所述通带频率的上限截止频率为0.37Hz,所述通带频率的下限截止频率为0。

[0020] 优选地,所述根据所述第二呼吸信号确定呼吸频率包括:

[0021] 从所述第二呼吸信号中提取小波波峰或小波波谷;

[0022] 根据相邻的小波波峰的时间间隔或小波波谷的时间间隔计算呼吸频率。

[0023] 本发明还提供一种呼吸频率检测装置,其特征在于,包括:

[0024] 信号获取模块,用于获取人体胸部至少一个标定位置在预设采集周期内的距离变化信号;

[0025] 信号预处理模块,用于对所述距离变化信号进行归一化处理,以得到归一化数据;

[0026] 信号滤波模块,用于对所述归一化数据进行滤波得到第一呼吸信号;

[0027] 小波变换模块,用于对所述第一呼吸信号进行小波变换得到第二呼吸信号;

[0028] 呼吸频率计算模块,用于根据所述第二呼吸信号确定呼吸频率。

[0029] 本发明还提供一种计算机程序存储介质,其上存储有计算机程序,该计算机程序被处理器执行时实现上述呼吸频率检测方法中的步骤。

[0030] 本发明还提供一种计算机设备,该计算机设备包括存储器、处理器以及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述计算机程序时实现上述呼吸频率检测方法中的步骤。

[0031] 本发明所提供的呼吸频率检测方法,通过非接触式的方式记录人体胸部特定区域的起伏变化,将距离变化信号转换为呼吸信号,再通过利用归一化和滤波函数对原始信号进行处理得到噪音低且便于后期计算的第一呼吸信号,再利用小波变换技术对第一呼吸信号进行处理得到第二呼吸信号,最后根据第二呼吸信号计算得到呼吸频率,具有信号采集实时性高、计算结果准确可靠和检测操作简便的优点。

附图说明

[0032] 图1为本发明所使用的信号检测设备一实施例的结构示意图;

[0033] 图2为本发明的呼吸频率检测方法一实施例的流程示意图;

[0034] 图3为本发明的呼吸频率检测方法中“对第一呼吸信号进行小波变换得到第二呼吸信号”执行过程较佳实施例的流程示意图;

[0035] 图4为本发明的呼吸频率检测方法中“根据第二呼吸信号确定呼吸频率”执行过程较佳实施例的流程示意图;

[0036] 图5为本发明的呼吸检测装置一实施例的功能模块示意图。

具体实施方式

[0037] 下面将详细描述本发明的实施例,实施例的示例在附图中示出,其中自始至终相同标号表示相同的元件或具有相同功能的元件。下面通过参考附图描述的实施例是示例性

的,旨在用于解释本发明,而不能理解为对本发明的限制,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。

[0038] 为解决上述技术问题,本发明提出一种呼吸频率检测方法,参见图2,其包括:

[0039] 步骤S10,获取人体胸部至少一个标定位置在预设采集周期内的距离变化信号。

[0040] 在该步骤中,通过非接触式的设备来采集人体胸部特定位置的距离变化信号,从而提高呼吸频率检测的便利性。参见图1,作为一较佳实施例,使用激光传感器采集人体胸部特定位置的距离变化信号,激光传感器与人体之间保持一定距离,并且在信号采集期间一般保持不变,以减少对信号采集准确性造成影响。根据本实施例的信号采集方式,被测人员10平卧且保持不动,配置有激光传感器(21,22)的信号检测设备20置于人体胸部区域上方,使激光传感器对准预先确定的标定位置,然后启动信号检测设备20,实时记录标定位置起伏变化或横向位移的距离信号,比如以采集120个距离信号为一个采集周期。

[0041] 进一步地,使用激光传感器采集人体胸部四个标定位置在预设采集周期内的距离变化信号,其中该四个标定位置包括胸骨区域的胸腔和胸部侧面,即两个激光传感器21用于采集左右胸部侧面的横向位移信号,另外两个激光传感器22位于胸部上方,用于采集胸骨区域的胸腔起伏变化信号。另外,根据香农-奈奎斯特采样原理,设定信号检测设备20的合理采样频率,人正常呼吸频率大概为每分钟16~22次,换算成频率为0.27~0.37Hz,激光传感器的采样频率为6.67Hz,满足采样频率大于被采样信号频率的两倍要求,符合采样定理,因此原理上是能够检测到呼吸信号的。在其它实施例中,激光传感器的采样频率也可大于6.67Hz,可以在具体应用场景下选择合适的数值。另外,除了使用图1所示的信号检测设备20采集距离变化信号,在其它实施例中还可以使用超声波传感器或其它任意适用的非接触式距离感应设备采集距离变化信号,本发明对此不作限制。通过设置多个信号采样点,并将每一路信号独立进行数据处理,可以提高数据处理的鲁棒性。

[0042] 此外,在实时处理信号的时候,首先提取信号的前N(1~N)个样本进行处理,然后这N个样本的第一个样本被实时采集到的数据剔除,也就是下一个时刻用来处理的数据变为前一个样本中N-1(2~N)个样本加入1个最新时刻采集到的数据。

[0043] 步骤S20,对距离变化信号进行归一化处理,以得到归一化数据。

[0044] 基于前述步骤S10所采集到的距离变化信号一般是会带有某些突变信号,并且为了提高算法的普适性,简化数据处理流程,需要对距离变化信号进行预处理,转换为无量纲的数据。本实施例中,优选为采用归一化处理的方式对距离变化信号进行处理,以得到归一化数据。并且,作为较佳实施方式,该处采用Z-score标准化方法,转化函数为:

[0045]
$$Z = \frac{x - \mu}{\sigma}$$
,其中 $\sigma \neq 0$

[0046] 在该转化函数中,z为处理后的信号,x为原始信号, μ 为原始信号的平均值, σ 为原始信号的标准差。

[0047] 归一化处理使得信号在一个标准的范围内波动,便于后期计算处理。

[0048] 步骤S30,对归一化数据进行滤波得到第一呼吸信号。

[0049] 在采集用户距离变化信号的过程中,难以避免地会出现用户身体位置产生变动以及呼吸不均匀的情况,故会信号中会包含一些噪声,比如白噪声,因此需要对经过归一化处

理的信号进行滤波,实现信号的平滑处理。在一较佳实施方式中,滤波算法为高斯滤波,具体可为一维高斯滤波,其算法为:

$$[0050] \quad f = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-(x-\mu)^2/2\sigma^2}$$

[0051] 其中,其中 μ 可为0, σ 为预设的常数, x 为高斯滤波的输入信号, f 为高斯滤波后输出信号,即第一呼吸信号。

[0052] 而其其它实施例中,滤波算法也可以使用诸如限幅滤波法、中位值滤波法或算术平均滤波法等,具体可根据距离变化信号的采集情况选择。

[0053] 步骤S40,对第一呼吸信号进行小波变换得到第二呼吸信号。

[0054] 利用小波变换技术对第一呼吸信号进行处理是获得呼吸频率的关键环节,通过伸缩平移运算对信号(函数)逐步进行多尺度细化,最终达到高频处时间细分,低频处频率细分,自动适应时频信号分析的要求,从而提高计算呼吸频率的准确性,本实施例具体使用的算法为:

$$[0055] \quad WT(a,\tau) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) * \Psi\left(\frac{t-\tau}{a}\right) dt$$

[0056] 其中,尺度 a 控制小波函数的伸缩,平移量 τ 控制小波函数的平移。尺度对应于频率(反比),平移量 τ 就对应于时间。

[0057] 具体地,参见图3,前述步骤S40可包括:

[0058] 步骤S41,根据香农-奈奎斯特采样原理及距离变化信号的采样频率进行频段分层,计算每层的频率范围。

[0059] 本实施例使用6.67Hz的采用频率进行信号采样,根据香农-奈奎斯特采样原理,在第一层将频率分为0~3.33Hz和3.33~6.667Hz范围;在第二层将频率分为0~1.66Hz和1.66~3.33Hz范围;而在第三层将频率分为0~0.83Hz和0.83~1.66Hz范围。

[0060] 步骤S42,根据频段分层中每层的频率范围及预设的通带频率确定小波分解和重构所需的层数。

[0061] 通带频率根据人正常呼吸的频率范围确定,比如人正常呼吸频率大概为每分钟16~22次,换算成频率为0.27~0.37Hz,则通带频率的上限截止频率为0.37Hz,通带频率的下限截止频率为0。因此,能够将第一呼吸信号中的有效信号分量提取出来,以0~0.83Hz频率范围对应的层来重构信号。

[0062] 步骤S43,根据与小波分解所需的层数及预先选择的母小波进行信号分解,得到按频段划分的多层波形。

[0063] 在提取方式上,可以使用coif3或dmey小波作为母小波,具有较好的提取效果。当然,也可以使用其它,比如db小波作为母小波,本发明对此不作限制。在进行分解时,得到多层波形,通过提取所选定的波形来进行重构即可。

[0064] 步骤S44,根据与小波重构所需的层数对应的系数及分解得到的多层波形进行信号重构,得到第二呼吸信号。

[0065] 步骤S50,根据第二呼吸信号确定呼吸频率。

[0066] 本实施例中,第二呼吸信号的波形被聚焦在高频或低频区域,可以利用波形上相

邻的两个波峰或波谷确定呼吸频率。具体地,参见图4,步骤S50包括:

[0067] 步骤S51,从第二呼吸信号中提取小波波峰或小波波谷;

[0068] 步骤S52,根据相邻的小波波峰的时间间隔或小波波谷的时间间隔计算呼吸频率。

[0069] 即呼吸频率 $f_n = \frac{1}{T_n - T_{n-1}}$,其中T代表第n个波峰(波谷)的时刻。并且,可将多次计

算得到的呼吸频率取平均值,以提高算法的鲁棒性,排除用户身体位置变化等造成的干扰。

[0070] 由此可见,本发明的呼吸检测方法通过非接触式的方式记录人体胸部特定区域的起伏变化,将距离变化信号转换为呼吸信号,再通过利用归一化和滤波函数对原始信号进行处理得到噪音低且便于后期计算的第一呼吸信号,再利用小波变换技术对第一呼吸信号进行处理得到第二呼吸信号,最后根据第二呼吸信号计算得到呼吸频率,具有信号采集实时性高、计算结果准确可靠和检测操作简便的优点。

[0071] 本发明还提出一种呼吸频率检测装置,参见图5,其包括:

[0072] 信号获取模块100,用于获取人体胸部至少一个标定位置在预设采集周期内的距离变化信号;

[0073] 信号预处理模块200,用于对所述距离变化信号进行归一化处理,以得到归一化数据;

[0074] 信号滤波模块300,用于对所述归一化数据进行滤波得到第一呼吸信号;

[0075] 小波变换模块400,用于对所述第一呼吸信号进行小波变换得到第二呼吸信号;

[0076] 呼吸频率计算模块500,用于根据所述第二呼吸信号确定呼吸频率。

[0077] 具体地,小波变换模块400包括:

[0078] 频段划分单元,用于根据香农-奈奎斯特采样原理及距离变化信号的采样频率进行频段分层,计算每层的频率范围;

[0079] 层数确定单元,用于根据频段分层中每层的频率范围及预设的通带频率确定小波分解和重构所需的层数;

[0080] 信号分解单元,用于根据与小波分解所需的层数及预先选择的母小波进行信号分解,得到按频段划分的多层波形;

[0081] 信号重构单元,用于根据与小波重构所需的层数对应的系数及分解得到的多层波形进行信号重构,得到第二呼吸信号。

[0082] 具体地,呼吸频率计算模块500包括:

[0083] 提取单元,用于从第二呼吸信号中提取小波波峰或小波波谷;

[0084] 频率计算单元,用于根据相邻的小波波峰的时间间隔或小波波谷的时间间隔计算呼吸频率。

[0085] 上述呼吸频率检测装置中的各个模块可全部或部分通过软件、硬件及其组合来实现。上述各模块可以硬件形式内嵌于或独立于服务器中的计算机设备中,也可以以软件形式存储于服务器中的存储器中,以便于计算机设备调用执行以上各个模块对应的操作。该计算机设备可以为中央处理单元(CPU)、微计算机设备、单片机等。上述各功能模块所起到的工作原理及起到的作用可参见图2~4中所示的呼吸检测方法的实现过程,在此不作赘述。

[0086] 本发明还提供一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,该程序被处理

器执行时实现如下步骤：

[0087] 获取人体胸部至少一个标定位置在预设采集周期内的距离变化信号；

[0088] 对距离变化信号进行归一化处理，以得到归一化数据；

[0089] 对归一化数据进行滤波得到第一呼吸信号；

[0090] 对第一呼吸信号进行小波变换得到第二呼吸信号；

[0091] 根据第二呼吸信号确定呼吸频率；

[0092] 该计算机程序被处理器执行时还实现了呼吸频率检测方法的其它步骤，具体可参见上述图3、4对应实施例的说明，在此不作赘述。

[0093] 在一个实施例中，本发明还提供了一种计算机设备，包括存储器、处理器及存储在存储器上并可在处理器上运行的计算机程序，该处理器执行程序时实现上述各实施例中提供的一种呼吸频率检测方法的步骤。

[0094] 具体地，该计算机设备可为个人计算机或服务器。该计算机设备包括通过系统总线连接的处理器、存储器和网络接口。其中，处理器用于提供计算和控制能力，支撑整个计算机设备的运行。存储器包括非易失性存储介质和内存储器。非易失性存储介质中存储有操作系统和计算机程序，该计算机程序被处理器执行时以实现一种呼吸频率检测方法。内存储器为非易失性存储介质中的操作系统和计算机程序的运行提供环境。网络接口用于与外部的服务器或终端通过网络连接通信。

[0095] 以上的仅为本发明的部分或优选实施例，无论是文字还是附图都不能因此限制本发明保护的范围，凡是在与本发明一个整体的构思下，利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构变换，或直接/间接运用在其他相关的技术领域均包括在本发明保护的范围内。

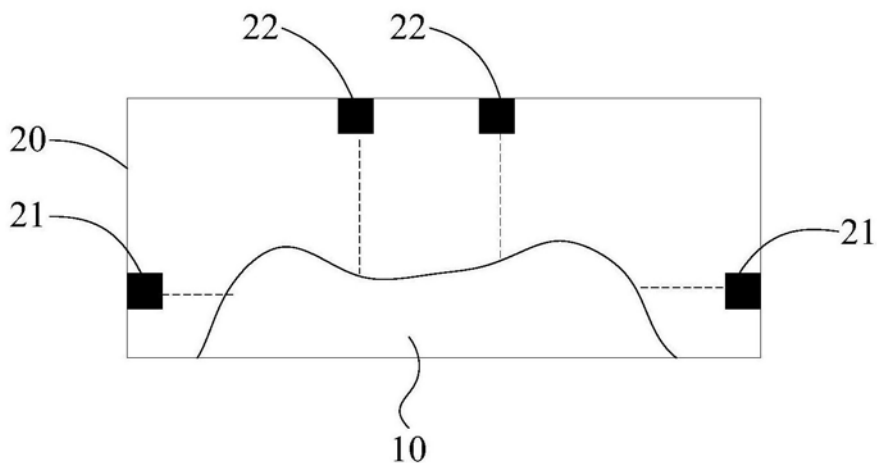


图1

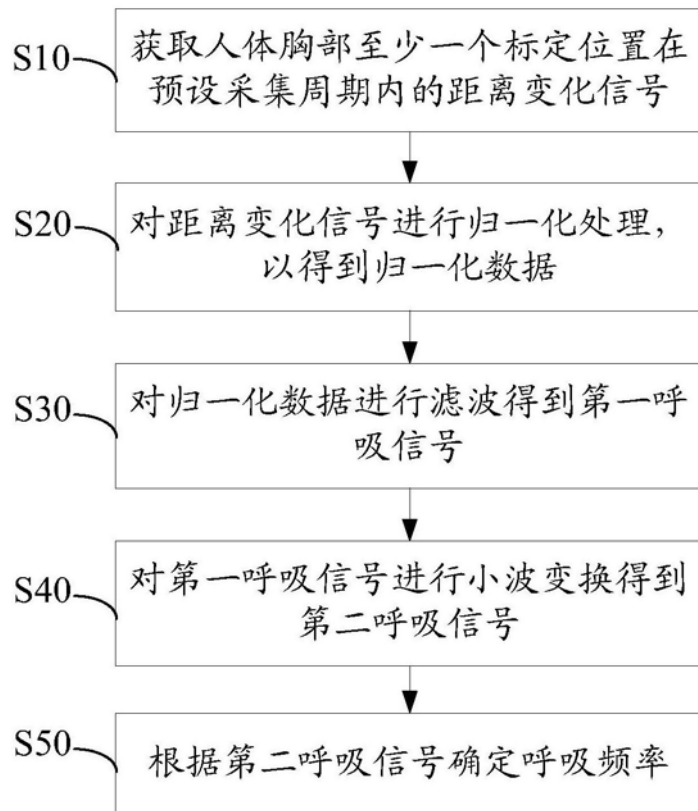


图2

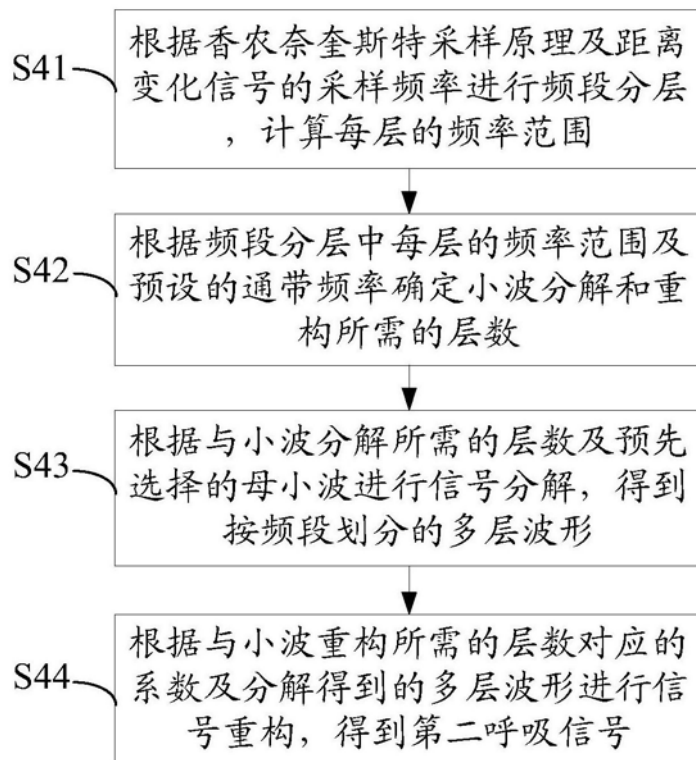


图3

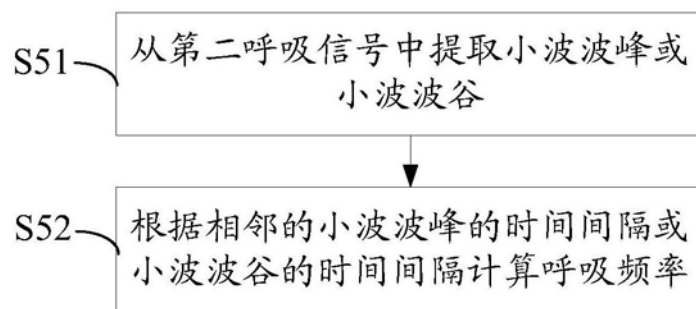


图4

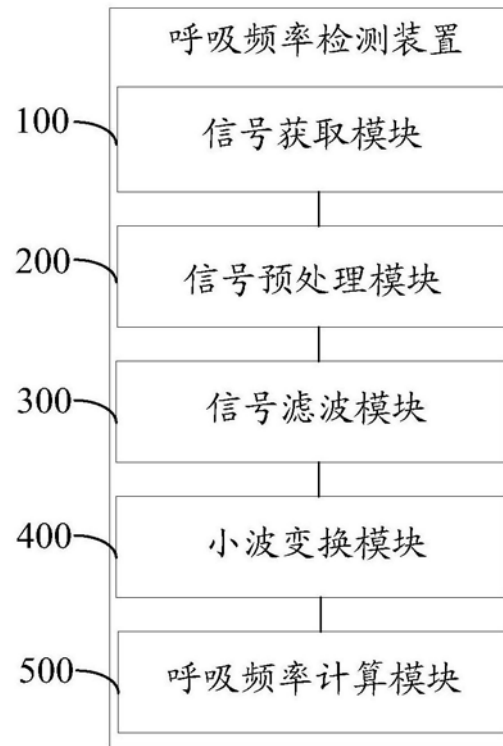


图5

专利名称(译)	呼吸频率检测方法、装置、存储介质及计算机设备		
公开(公告)号	CN109691999A	公开(公告)日	2019-04-30
申请号	CN201910055015.0	申请日	2019-01-21
[标]发明人	陈岸贻		
发明人	李尹喆 陈岸贻		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0816 A61B5/725		
代理人(译)	隆毅		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种呼吸频率检测方法，其包括：获取人体胸部至少一个标定位置在预设采集周期内的距离变化信号；对距离变化信号进行归一化处理，以得到归一化数据；对归一化数据进行滤波得到第一呼吸信号；对第一呼吸信号进行小波变换得到第二呼吸信号，并根据第二呼吸信号确定呼吸频率。本发明通过记录人体胸部特定区域的起伏变化，将距离变化信号转换为呼吸信号，再结合归一化、滤波和小波变换技术对原始信号进行处理得到呼吸频率，具有信号采集实时性高、计算结果准确可靠和检测操作简便的优点。

