



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106859649 A

(43)申请公布日 2017.06.20

(21)申请号 201710032751.5

(22)申请日 2017.01.16

(71)申请人 深圳中科汇康技术有限公司

地址 518000 广东省深圳市福田区梅林工
业区梅秀路华强云产业园3号厂房6楼
606

(72)发明人 王燕 林剑华 陈建平 冷密清

(74)专利代理机构 深圳市神州联合知识产权代
理事务所(普通合伙) 44324

代理人 周松强

(51)Int.Cl.

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

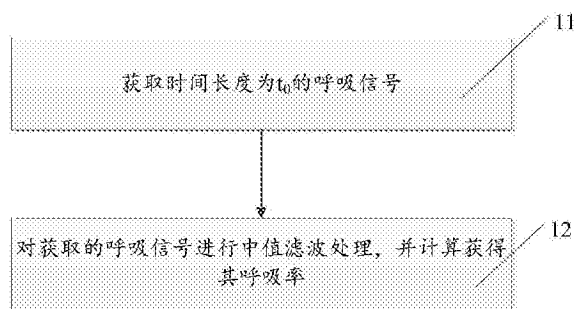
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

呼吸率检测方法及装置

(57)摘要

本发明公开了一种呼吸率检测方法,包括如下步骤:获取时间长度为 t_0 的呼吸信号;对获取的呼吸信号进行中值滤波处理,并计算获得其呼吸率。同时,本发明还公开一种呼吸率检测装置,包括:获取模块,用于获取时间长度为 t_0 的呼吸信号;滤波模块,用于对获取的呼吸信号进行中值滤波处理;计算模块,用于计算经中值滤波处理的呼吸信号获得呼吸率。本发明的提出的呼吸率检测方法及装置,通过对获取的心电信号样本进行FFT变换得到其频谱分布进而计算其呼吸率,与现有技术方案相比,计算方法较简单,易于实现;稳定性较好,抗干扰性较好;检测准确率较高。



1. 一种呼吸率检测方法,其特征在于,包括如下步骤:
获取时间长度为 t_0 的呼吸信号;
对获取的呼吸信号进行中值滤波处理,并计算获得其呼吸率。
2. 如权利要求1所述的呼吸率检测方法,其特征在于,对获取的呼吸信号进行中值滤波处理,并计算获得其呼吸率包括如下步骤:
对获取的呼吸信号分别进行窗口宽度为 t_1 、 t_2 的中值滤波处理,获取第一呼吸信号、第二呼吸信号;
分别对第一呼吸信号、第二呼吸信号以 t 为周期计算得出第一呼吸率、第二呼吸率;
计算第一呼吸率、第二呼吸率的标准差,选取标准差较小的一组呼吸率,取其平均值作为获取呼吸信号的最终呼吸率。
3. 如权利要求2所述的呼吸率检测方法,其特征在于, t_0 为30s, t_1 为3s, t_2 为5s, t 为10s。
4. 如权利要求2所述的呼吸率检测方法,其特征在于,分别对第一呼吸信号、第二呼吸信号以 t 为周期计算得出第一呼吸率、第二呼吸率具体包括步骤:
将第一呼吸信号、第二呼吸信号进行FFT变换得到其频谱分布;
在频率0.1 ~ 2.5Hz范围内获取最大谱峰,并将其对应的频率点转换为呼吸率。
5. 一种呼吸率检测装置,其特征在于,包括:
获取模块,用于获取时间长度为 t_0 的呼吸信号;
滤波模块,用于对获取的呼吸信号进行中值滤波处理;
计算模块,用于计算经中值滤波处理的呼吸信号获得呼吸率。
6. 如权利要求5所述的呼吸率检测装置,其特征在于,所述滤波模块用于:
对获取的呼吸信号分别进行窗口宽度为 t_1 、 t_2 的中值滤波处理,获取第一呼吸信号、第二呼吸信号;
所述计算模块用于:
分别对第一呼吸信号、第二呼吸信号以 t 为周期计算得出第一呼吸率、第二呼吸率;
计算第一呼吸率、第二呼吸率的标准差,选取标准差较小的一组呼吸率,取其平均值作为获取呼吸信号的最终呼吸率。
7. 如权利要求6所述的呼吸率检测装置,其特征在于, t_0 为30s, t_1 为3s, t_2 为5s, t 为10s。
8. 如权利要求6所述的呼吸率检测装置,其特征在于,所述计算模块计算呼吸率工作流程如下:
将第一呼吸信号、第二呼吸信号进行FFT变换得到其频谱分布;
在频率0.1 ~ 2.5Hz范围内获取最大谱峰,并将其对应的频率点转换为呼吸率。

呼吸率检测方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗设备中信号处理技术,尤其涉及一种呼吸率检测方法及装置。

[0002]

背景技术

[0003] 随着科学技术的不断发展,呼吸率的检测可以通过多种多样的技术来实现,病人监护仪上一般采用阻抗法提取被监测者的呼吸波形,然后计算呼吸率;睡眠呼吸诊断设备上常记录口鼻气流进行呼吸暂停分析及低通气的判断;还有利用压电传感器记录胸腹呼吸运动,等等。

[0004] 目前市场上计算呼吸率的方法主要是波形法,通过寻找呼吸波形相邻的有效波峰、计算波形周期,从而得到呼吸率。虽然波形法的计算过程具有比较直观的优点,但在实际临床过程中发现,当病人躁动导致波形紊乱时,经常有效波形周期找不准,导致计算错误;当心动干扰严重导致正常呼吸波形叠加心动波形时,波形法不能正确区分心动干扰波形和呼吸波,从而存在呼吸率计算错误的风险;同时在出现肢体运动干扰并引起基线漂移时,由于波形法需要通过基线来判断波峰、波谷,因此波形法可能出现呼吸波的漏识别。总之,如果不对这些干扰进行消除,利用波形法计算呼吸率最终会导致呼吸测量的不准确和不稳定。

[0005]

发明内容

[0006] 本发明的主要目的是公开一种呼吸率检测方法及装置,主要应用于医疗设备中,以解决当前呼吸率检测方法及装置计算方法复杂、误差较大、准确率低的技术问题。

[0007] 为解决上述技术问题,本发明一方面提出一种呼吸率检测方法,包括如下步骤:

获取时间长度为 t_0 的呼吸信号;

对获取的呼吸信号进行中值滤波处理,并计算获得其呼吸率。

[0008] 优选地,在上述的呼吸率检测方法中,对获取的呼吸信号进行中值滤波处理,并计算获得其呼吸率包括如下步骤:

对获取的呼吸信号分别进行窗口宽度为 t_1 、 t_2 的中值滤波处理,获取第一呼吸信号、第二呼吸信号;

分别对第一呼吸信号、第二呼吸信号以 t 为周期计算得出第一呼吸率、第二呼吸率;

计算第一呼吸率、第二呼吸率的标准差,选取标准差较小的一组呼吸率,取其平均值作为获取呼吸信号的最终呼吸率。

[0009] 优选地,在上述的呼吸率检测方法中, t_0 为30s, t_1 为3s, t_2 为5s, t 为10s。

[0010] 优选地,在上述的呼吸率检测方法中,分别对第一呼吸信号、第二呼吸信号以 t 为周期计算得出第一呼吸率、第二呼吸率具体包括步骤:

将第一呼吸信号、第二呼吸信号进行FFT变换得到其频谱分布;

在频率0.1 ~ 2.5Hz范围内获取最大谱峰,并将其对应的频率点转换为呼吸率。

[0011]

另一方面,本发明还同时公开一种呼吸率检测装置,包括:

获取模块,用于获取时间长度为 t_0 的呼吸信号;

滤波模块,用于对获取的呼吸信号进行中值滤波处理;

计算模块,用于计算经中值滤波处理的呼吸信号获得呼吸率。

[0012] 优选地,在上述的呼吸率检测装置中,所述滤波模块用于:

对获取的呼吸信号分别进行窗口宽度为 t_1 、 t_2 的中值滤波处理,获取第一呼吸信号、第二呼吸信号;

所述计算模块用于:

分别对第一呼吸信号、第二呼吸信号以 t 为周期计算得出第一呼吸率、第二呼吸率;

计算第一呼吸率、第二呼吸率的标准差,选取标准差较小的一组呼吸率,取其平均值作为获取呼吸信号的最后呼吸率。

[0013] 优选地,在上述的呼吸率检测装置中, t_0 为30s, t_1 为3s, t_2 为5s, t 为10s。

[0014] 优选地,在上述的呼吸率检测装置中,所述计算模块计算呼吸率工作流程如下:

将第一呼吸信号、第二呼吸信号进行FFT变换得到其频谱分布;

在频率0.1 ~ 2.5Hz范围内获取最大谱峰,并将其对应的频率点转换为呼吸率。

[0015]

本发明的提出的呼吸率检测方法及装置,通过对获取的心电信号样本进行FFT变换得到其频谱分布进而计算其呼吸率,与现有技术方案相比,计算方法较简单,易于实现;稳定性较好,抗干扰性较好;检测准确率较高。

[0016]

附图说明

[0017] 为了更清楚地说明本发明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发明的一些实施例,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示出的结构获得其他的附图。

[0018] 图1为本发明公开的呼吸率检测方法中一个实施例的流程示意图;

图2为本发明公开的呼吸率检测方法中另一个实施例的流程示意图;

图3为本发明公开的呼吸率检测装置中一个实施例的结构示意图。

[0019] 本发明目的的实现、功能特点及优点将结合实施例,参照附图做进一步说明。

[0020]

具体实施方式

[0021] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明的一部分实施例,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作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。

[0022] 需要说明,本发明实施例中所有方向性指示(诸如上、下、左、右、前、后……)仅用于解释在某一特定姿态(如附图所示)下各部件之间的相对位置关系、运动情况等,如果该特定姿态发生改变时,则该方向性指示也相应地随之改变。

[0023] 另外,在本发明中涉及“第一”、“第二”等的描述仅用于描述目的,而不能理解为指示或暗示其相对重要性或者隐含指明所指示的技术特征的数量。由此,限定有“第一”、“第二”的特征可以明示或者隐含地包括至少一个该特征。另外,各个实施例之间的技术方案可以相互结合,但是必须是以本领域普通技术人员能够实现为基础,当技术方案的结合出线相互矛盾或无法实现时应当认为这种技术方案的结合不存在,也不在本发明要求的保护范围之内。

[0024] 本发明提出一种呼吸率检测方法及装置,参见图1、图2、图3,图1为本发明公开的呼吸率检测方法中一个实施例的流程示意图;图2为本发明公开的呼吸率检测方法中另一个实施例的流程示意图;图3为本发明公开的呼吸率检测装置中一个实施例的结构示意图。

[0025]

首先,本发明公开一种呼吸率检测方法,如图1所示,包括步骤:

11、获取时间长度为 t_0 的呼吸信号;

12、对获取的呼吸信号进行中值滤波处理,并计算获得其呼吸率。

[0026] 进一步地,如图2所示,步骤12具体包括:

121、对获取的呼吸信号分别进行窗口宽度为 t_1 、 t_2 的中值滤波处理,获取第一呼吸信号、第二呼吸信号;

122、分别对第一呼吸信号、第二呼吸信号以 t 为周期计算得出第一呼吸率、第二呼吸率;

123、计算第一呼吸率、第二呼吸率的标准差,选取标准差较小的一组呼吸率,取其平均值作为获取呼吸信号的最终呼吸率。

[0027] 下面举例说明本发明呼吸率检测方法如何实现。

[0028] (1)取30s呼吸信号,对其分别进行窗口宽度为3s、5s的中值滤波,依次将其滤波后的信号记为Resp_3sMedianFilt、Resp_6sMedianFilt;

(2)分别对信号Resp_3sMedianFilt、Resp_6sMedianFilt按10s一段计算出各段信号的呼吸率;

(3)分别计算信号Resp_3sMedianFilt、Resp_6sMedianFilt的10s段信号的呼吸率标准差;

(4)选取呼吸率标准差较小的一组呼吸率,然后取其平均值为最终的呼吸率值。

[0029] 即上述实施例中, t_0 为30s, t_1 为3s, t_2 为5s, t 为10s。

[0030] 优选地,上述的实施例中,呼吸率的计算方法如下:

将第一呼吸信号、第二呼吸信号进行FFT变换得到其频谱分布;

在频率0.1 ~ 2.5Hz范围内获取最大谱峰,并将其对应的频率点转换为呼吸率。

[0031] 本发明的技术方案与现有技术相比,计算方法较简单,易于实现;稳定性较好,抗干扰性较好;检测准确率较高。

[0032]

同时本发明还公开一种呼吸率检测装置,如图3所示,该呼吸率检测装置包括:

获取模块21,用于获取时间长度为 t_0 的呼吸信号;

滤波模块22,用于对获取的呼吸信号进行中值滤波处理;

计算模块23,用于计算经中值滤波处理的呼吸信号获得呼吸率。

[0033] 具体地,上述实施例中,滤波模块22用于对获取的呼吸信号分别进行窗口宽度为 t_1 、 t_2 的中值滤波处理,获取第一呼吸信号、第二呼吸信号;

计算模块23用于分别对第一呼吸信号、第二呼吸信号以 t 为周期计算得出第一呼吸率、第二呼吸率;

计算第一呼吸率、第二呼吸率的标准差,选取标准差较小的一组呼吸率,取其平均值作为获取呼吸信号的最终呼吸率。

[0034] 下面举例说明本发明呼吸率检测装置如何检测呼吸率。

[0035] (1) 获取模块21取30s呼吸信号,滤波模块22对其分别进行窗口宽度为3s、5s的中值滤波,依次将其滤波后的信号记为Resp_3sMedianFilt、Resp_6sMedianFilt;

(2) 计算模块23分别对信号Resp_3sMedianFilt、Resp_6sMedianFilt按10s一段计算出各段信号的呼吸率;

(3) 计算模块23分别计算信号Resp_3sMedianFilt、Resp_6sMedianFilt的10s段信号的呼吸率标准差;

(4) 选取呼吸率标准差较小的一组呼吸率,然后取其平均值为最终的呼吸率值。

[0036] 即上述实施例中, t_0 为30s, t_1 为3s, t_2 为5s, t 为10s。

[0037] 优选地,上述实施例中,计算模块23计算呼吸率工作流程如下:

将第一呼吸信号、第二呼吸信号进行FFT变换得到其频谱分布;

在频率0.1 ~ 2.5Hz范围内获取最大谱峰,并将其对应的频率点转换为呼吸率。

[0038] 本发明的技术方案与现有技术方案相比,计算方法较简单,易于实现;稳定性较好,抗干扰性较好;检测准确率较高。

[0039]

在本发明各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0040] 所述集成的单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用时,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的全部或部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。而前述的存储介质包括:U盘、移动硬盘、只读存储器(ROM, Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM, Random Access Memory)、磁碟或者光盘等各种可以存储程序代码的介质。

[0041] 以上所述仅为本发明的优选实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

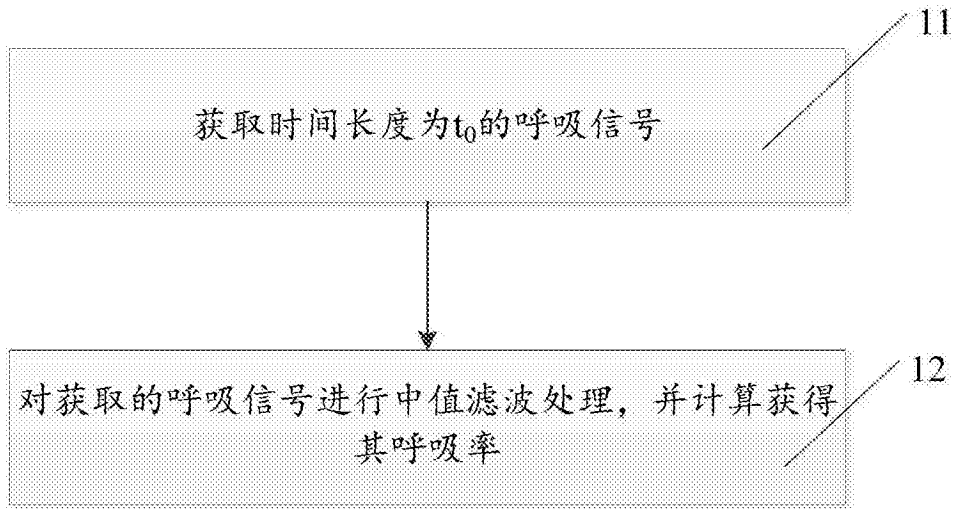


图1

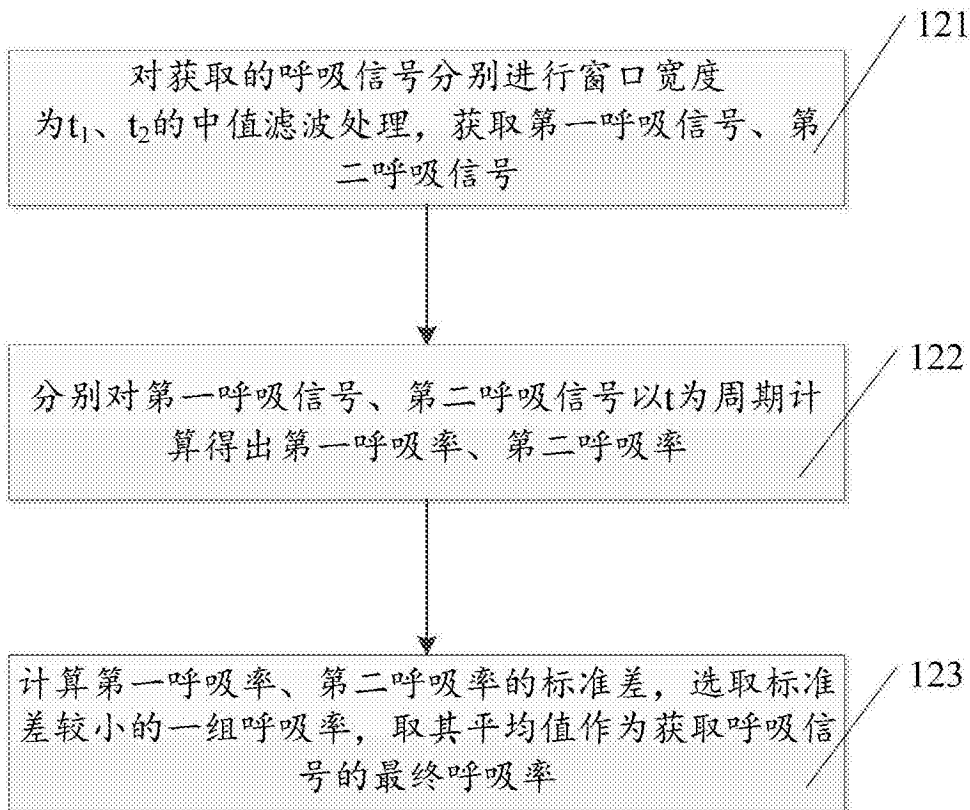


图2

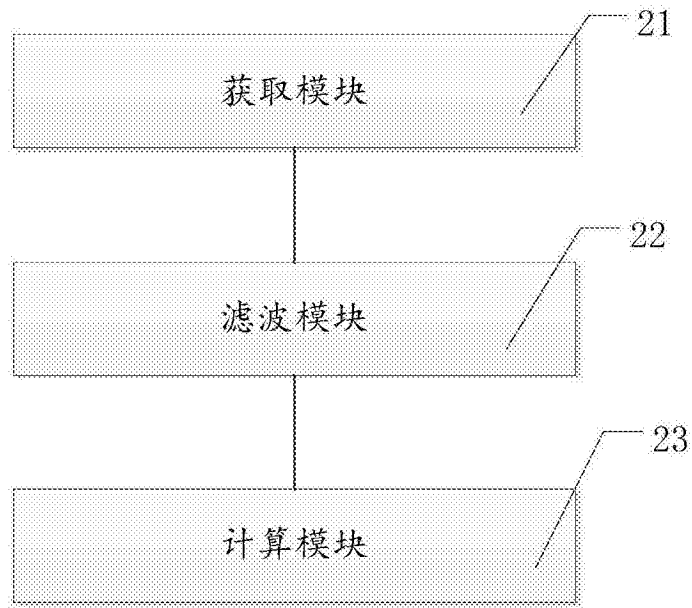


图3

专利名称(译)	呼吸率检测方法及其装置		
公开(公告)号	CN106859649A	公开(公告)日	2017-06-20
申请号	CN201710032751.5	申请日	2017-01-16
[标]发明人	王燕 林剑华 陈建平 冷密清		
发明人	王燕 林剑华 陈建平 冷密清		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0816 A61B5/725 A61B5/7257		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种呼吸率检测方法，包括如下步骤：获取时间长度为 t_0 的呼吸信号；对获取的呼吸信号进行中值滤波处理，并计算获得其呼吸率。同时，本发明还公开一种呼吸率检测装置，包括：获取模块，用于获取时间长度为 t_0 的呼吸信号；滤波模块，用于对获取的呼吸信号进行中值滤波处理；计算模块，用于计算经中值滤波处理的呼吸信号获得呼吸率。本发明的提出的呼吸率检测方法及其装置，通过对获取的心电信号样本进行FFT变换得到其频谱分布进而计算其呼吸率，与现有技术方案相比，计算方法较简单，易于实现；稳定性较好，抗干扰性较好；检测准确率高。

