



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109124605 A

(43)申请公布日 2019.01.04

(21)申请号 201810580752.8

(22)申请日 2018.06.07

(71)申请人 深圳市太空科技南方研究院

地址 518000 广东省深圳市龙岗区坪地高
桥工业园工业三路龙口工业园2#、5#
厂房及宿舍

(72)发明人 张恒贵 王宽全 李钦策 何润南
赵娜 刘阳

(74)专利代理机构 深圳中一专利商标事务所
44237

代理人 陈宇

(51)Int.Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

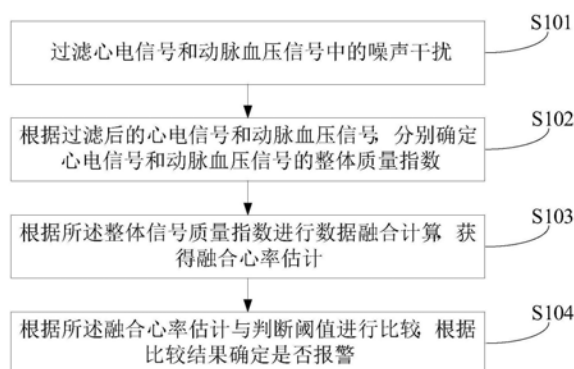
权利要求书2页 说明书10页 附图3页

(54)发明名称

一种减少ICU内误报警的方法、装置及设备

(57)摘要

本申请属于医疗设备领域,公开了一种减少ICU内误报警的方法包括:过滤心电信号和动脉血压信号中的噪声干扰;根据过滤后的心电信号和动脉血压信号,分别确定心电信号和动脉血压信号的整体质量指数;根据所述整体信号质量指数进行数据融合计算,获得融合心率估计;根据所述融合心率估计与判断阈值进行比较,根据比较结果确定是否报警。当心电信号或者动脉血压信号包括严重干扰时,可以通过融合心率估计对严重干扰进行有效的抑制,从而有效的提高降低错误报警率。



1. 一种减少ICU内误报警的方法,其特征在于,所述减少ICU内误报警的方法包括:
 过滤心电信号和动脉血压信号中的噪声干扰;
 根据过滤后的心电信号和动脉血压信号,分别确定心电信号和动脉血压信号的整体质量指数;
 根据所述整体信号质量指数进行数据融合计算,获得融合心率估计;
 根据所述融合心率估计与判断阈值进行比较,根据比较结果确定是否报警。
2. 根据权利要求1所述的减少ICU内误报警的方法,其特征在于,所述过滤心电信号和动脉血压信号中的噪声干扰的步骤包括:
 对原始心电信号和动脉血压信号利用小波进行8层分解;
 滤除分解信号中的第8层平均分量,以及第1,2,3层的细节分量,将其置0,将余下的1~7层平均分量与4~8层细节分量重构波形,滤波完成。
3. 根据权利要求1所述的减少ICU内误报警的方法,其特征在于,根据过滤后的心电信号确定心电信号整体质量指数的步骤包括:
 通过第一算法和第二算法检测同一过滤后的心电信号进行R峰数量;
 根据两种算法中检测得到的数量较少的R峰数量和数量较多的R峰数量生成第一心电信号质量指数;
 根据两种算法匹配的R峰数量,以及两种算法检测到的R峰总数,生成第二心电信号质量指数;
 根据预定的系数,结合所述第一心电信号质量指数、第二心电信号质量指数,确定心电信号整体质量指数。
4. 根据权利要求1所述的减少ICU内误报警的方法,其特征在于,根据过滤后的动脉血压信号确定动脉血压信号整体质量指数的步骤包括:
 基于模糊逻辑的逐博ABP信号质量评估方法得到第一血压信号质量指数;
 基于启发式约束的信号质量评估算法,得到第二血压信号质量指数;
 根据所述第二血压信号质量指数的取值,确定所述动脉血压整体信号质量指数与第一血压信号质量指数的取值关系。
5. 根据权利要求3所述的减少ICU内误报警的方法,其特征在于,所述根据所述整体信号质量指数进行数据融合计算,获得融合心率估计的步骤包括:
 对基于心电图ECG信号获得的心率进行卡尔曼滤波,得到的心率记为HR1,同时得到滤波后的残差信号,记为r1;
 对基于动脉血压ABP信号获得的心率进行卡尔曼滤波,得到的心率记为HR2,同时得到滤波后的残差信号,记为r2;
 根据公式 $HR = \frac{\sigma_2^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} HR_1 + \frac{\sigma_1^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} HR_2$ 进行融合计算,得到融合心率估计,其中:
 $\sigma_1^2 = (r_1/SQI_1)^2$, $\sigma_2^2 = (r_2/SQI_2)^2$, SQI₁为第一心电信号质量指数, SQI₂为第二心电信号质量指数, HR为融合心率估计。
6. 一种减少ICU内误报警的装置,其特征在于,所述减少ICU内误报警的装置包括:
 过滤单元,用于过滤心电信号和动脉血压信号中的噪声干扰;

整体质量指数确定单元,用于根据过滤后的心电信号和动脉血压信号,分别确定心电信号和动脉血压信号的整体质量指数;

心率融合估计单元,用于根据所述整体信号质量指数进行数据融合计算,获得融合心率估计;

比较单元,用于根据所述融合心率估计与判断阈值进行比较,根据比较结果确定是否报警。

7.根据权利要求6所述的减少ICU内误报警的装置,其特征在于,所述整体质量指数确定单元包括:

分解子单元,用于对原始心电信号和动脉血压信号利用小波进行8层分解;

重构子单元,用于滤除分解信号中的第8层平均分量,以及第1,2,3层的细节分量,将其置0,将余下的1~7层平均分量与4~8层细节分量重构波形,滤波完成。

8.根据权利要求6所述的减少ICU内误报警的装置,其特征在于,所述整体质量指数确定单元包括:

R峰数量检测子单元,用于通过第一算法和第二算法检测同一过滤后的心电信号进行R峰数量;

第一生成子单元,用于根据两种算法中检测得到的数量较少的R峰数量和数量较多的R峰数量生成第一心电信号质量指数;

第二生成子单元,用于根据两种算法匹配的R峰数量,以及两种算法检测到的R峰总数,生成第二心电信号质量指数;

心电信号整体质量指数确定子单元,用于根据预定的系数,结合所述第一心电信号质量指数、第二心电信号质量指数,确定心电信号整体质量指数。

9.一种减少ICU内误报警的设备,包括存储器、处理器以及存储在所述存储器中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如权利要求1至5任一项所述减少ICU内误报警的方法的步骤。

10.一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,其特征在于,所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至5任一项所述减少ICU内误报警的方法的步骤。

一种减少ICU内误报警的方法、装置及设备

技术领域

[0001] 本申请属于医疗设备领域,尤其涉及一种减少ICU内误报警的方法、装置及设备。

背景技术

[0002] 危重病医学是一门研究危重症发生、发展规律及其诊治的科学,在治疗中突出应急治疗措施。它是20世纪50年代末逐步兴起的一门多学科互相交叉、互相渗透的临床学科,其宗旨是为危及生命的急性重症患者在发生单个或多个器官功能衰竭时,尽早给予延续性的器官功能支持治疗,同时针对病因进行积极治疗,以便赢得时间和条件,最终控制原发病。危重病医学的临床基地是加强重症监护室(ICU)。1985年美国建立了历史上第一个具有现代规模的ICU。通过及早检测和处理主要生命器官中血流分布异常,可以预防或降低由异常炎症反应和多器官衰竭综合症造成的后果。

[0003] 目前装备了先进的技术设备,包括各种生命体征信号监护系统和生命支持设备,能动态地、定量地监测患者的生理功能,捕捉瞬间的变化,并且及时地反馈于治疗。

[0004] 然而,目前监护系统仍存在以下问题:其一,由于现代ICU应用了大量复杂的监护设备来监测危重病人的生理和病理状态,这些监护设备记录的各种生命体征数据流的数据量极大,对这些数据流的综合和解释需要花费大量的精力和时间,即使是有经验的医生有时也很难有效地、快速地利用这些信息,这一现象被称为“信息过载”。由于信息过载,医护人员往往只能被动地依靠监护仪发出的报警信号来对危重病人的病情变化进行响应和处理。在ICU,一方面随着相关的科学技术如传感检测技术、模拟及数字通信技术、大规模集成电路技术、计算机软硬件技术、信号与图像处理技术、显示与记录技术等的发展,获取新的监护信号和参数的能力不断提高,另一方面,医护人员面对越来越多的信号和参数无法充分利用,他们更喜欢简单、清晰和明确的诊断信息,从而采取快速果断的治疗措施,而不是无休止的数据流和物理参数。其二,由于监护信号经常受到诸如噪声、伪迹和数据缺失等的干扰,造成监护信号参数的估值错误,从而导致监护仪错误报警。目前监护仪的异常报警一般都是预先设定异常报警阈值,当监护信号参数超过阈值时触发监护仪报警。由于是基于单一参数的超限报警,当干扰的影响造成监护参数估值错误时,将导致监护仪错误报警。有研究表明,目前监护仪报警的灵敏度高,但错误报警率也居高不下。监护仪发出的警报声音最高可达到80分贝,对病人的休息和睡眠产生严重影响,从而影响病人的正常恢复。居高不下的错误报警率不但剥夺了病人的正常休息,增加了病人和医护人员的心理压力和负担,延误了医护人员对真实报警的响应时间,更为严重的是造成了医护人员对报警信号的不信任和麻痹大意,这严重影响了临床医生对真实危重报警的及时和正确的处理,大大降低了重症监护效果。因为对报警不信任,70%的医师有关闭监护仪报警信号的经历;由于受到病人身体活动的影响造成监护仪错误报警,一位房颤伴窦性停搏病人险些被误诊为室颤而受到电除颤治疗。

[0005] 综上所述,如何对多导联监护信号进行数据融合,有效克服信息过载问题,对信号质量进行评估,正确估计监护参数,避免干扰的影响,降低监护仪错误报警率,建立一个智

能和集成的病人监测和应急诊断系统,通过对获取的各种生命体征信号进行综合分析处理,提供辅助医生进行决策诊断的简单、明确、真实的信息,真正发挥重症监护应有的作用,提高诊断质量和应急水平,是非常必要的。

发明内容

[0006] 有鉴于此,本申请实施例提供了一种减少ICU内误报警的方法、装置及设备,以解决现有技术中信息过载,监护仪容易出现错误报警的问题。

[0007] 本申请实施例的第一方面提供了一种减少ICU内误报警的方法,所述减少ICU内误报警的方法包括:

[0008] 过滤心电信号和动脉血压信号中的噪声干扰;

[0009] 根据过滤后的心电信号和动脉血压信号,分别确定心电信号和动脉血压信号的整体质量指数;

[0010] 根据所述整体信号质量指数进行数据融合计算,获得融合心率估计;

[0011] 根据所述融合心率估计与判断阈值进行比较,根据比较结果确定是否报警。

[0012] 结合第一方面,在第一方面的第一种可能实现方式中,所述过滤心电信号和动脉血压信号中的噪声干扰的步骤包括:

[0013] 对原始心电信号和动脉血压信号利用小波进行8层分解;

[0014] 滤除分解信号中的第8层平均分量,以及第1,2,3层的细节分量,将其置0,将余下的1~7层平均分量与4~8层细节分量重构波形,滤波完成。

[0015] 结合第一方面,在第一方面的第二种可能实现方式中,根据过滤后的心电信号确定心电信号整体质量指数的步骤包括:

[0016] 通过第一算法和第二算法检测同一过滤后的心电信号进行R峰数量;

[0017] 根据两种算法中检测得到的数量较少的R峰数量和数量较多的R峰数量生成第一心电信号质量指数;

[0018] 根据两种算法匹配的R峰数量,以及两种算法检测到的R峰总数,生成第二心电信号质量指数;

[0019] 根据预定的系数,结合所述第一心电信号质量指数、第二心电信号质量指数,确定心电信号整体质量指数。

[0020] 结合第一方面,在第一方面的第三种可能实现方式中,根据过滤后的动脉血压信号确定动脉血压信号整体质量指数的步骤包括:

[0021] 基于模糊逻辑的逐博ABP信号质量评估方法得到第一血压信号质量指数;

[0022] 基于启发式约束的信号质量评估算法,得到第二血压信号质量指数;

[0023] 根据所述第二血压信号质量指数的取值,确定所述动脉血压整体信号质量指数与第一血压信号质量指数的取值关系。

[0024] 结合第一方面,在第一方面的第四种可能实现方式中,所述根据所述整体信号质量指数进行数据融合计算,获得融合心率估计的步骤包括:

[0025] 对基于心电图ECG信号获得的心率进行卡尔曼滤波,得到的心率记为HR1,同时得到滤波后的残差信号,记为r1;

[0026] 对基于动脉血压ABP信号获得的心率进行卡尔曼滤波,得到的心率记为HR2,同时

得到滤波后的残差信号,记为 r_2 ;

[0027] 根据公式 $ABPSQI = \begin{cases} wSQI & \text{if } jSQI = 0 \\ wSQI * \eta & \text{if } jSQI = 1 \end{cases}$ 进行融合计算,得到融合心率估计

计,其中: $\sigma_1^2 = (r_1/SQI_1)^2$, $\sigma_2^2 = (r_2/SQI_2)^2$ 。

[0028] 本申请实施例的第二方面提供了一种减少ICU内误报警的装置,其特征在于,所述减少ICU内误报警的装置包括:

[0029] 过滤单元,用于过滤心电信号和动脉血压信号中的噪声干扰;

[0030] 整体质量指数确定单元,用于根据过滤后的心电信号和动脉血压信号,分别确定心电信号和动脉血压信号的整体质量指数;

[0031] 心率融合估计单元,用于根据所述整体信号质量指数进行数据融合计算,获得融合心率估计;

[0032] 比较单元,用于根据所述融合心率估计与判断阈值进行比较,根据比较结果确定是否报警。

[0033] 结合第二方面,在第二方面的第一种可能实现方式中,所述整体质量指数确定单元包括:

[0034] 分解子单元,用于对原始心电信号和动脉血压信号利用小波进行8层分解;

[0035] 重构子单元,用于滤除分解信号中的第8层平均分量,以及第1,2,3层的细节分量,将其置0,将余下的1~7层平均分量与4~8层细节分量重构波形,滤波完成。

[0036] 结合第二方面,在第二方面的第二种可能实现方式中,所述整体质量指数确定单元包括:

[0037] R峰数量检测子单元,用于通过第一算法和第二算法检测同一过滤后的心电信号进行R峰数量;

[0038] 第一生成子单元,用于根据两种算法中检测得到的数量较少的R峰数量和数量较多的R峰数量生成第一心电信号质量指数;

[0039] 第二生成子单元,用于根据两种算法匹配的R峰数量,以及两种算法检测到的R峰总数,生成第二心电信号质量指数;

[0040] 心电信号整体质量指数确定子单元,用于根据预定的系数,结合所述第一心电信号质量指数、第二心电信号质量指数,确定心电信号整体质量指数。

[0041] 结合第二方面,在第二方面的第三种可能实现方式中,所述整体质量指数确定单元包括:

[0042] 第一计算子单元,用于基于模糊逻辑的逐博ABP信号质量评估方法得到第一血压信号质量指数;

[0043] 第二计算子单元,用于基于启发式约束的信号质量评估算法,得到第二血压信号质量指数;

[0044] 动脉血压整体信号质量指数确定子单元,用于根据所述第二血压信号质量指数的取值,确定所述动脉血压整体信号质量指数与第一血压信号质量指数的取值关系。

[0045] 结合第二方面,在第二方面的第四种可能实现方式中,所述心率融合估计单元包括:

[0046] 对基于心电图ECG信号获得的心率进行卡尔曼滤波,得到的心率记为HR1,同时得到滤波后的残差信号,记为r1;

[0047] 对基于动脉血压ABP信号获得的心率进行卡尔曼滤波,得到的心率记为HR2,同时得到滤波后的残差信号,记为r2;

[0048] 根据公式 $HR = \frac{\sigma_2^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} HR_1 + \frac{\sigma_1^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} HR_2$ 进行融合计算,得到融合心率估计,其中: $\sigma_1^2 = (r_1/SQI_1)^2$, $\sigma_2^2 = (r_2/SQI_2)^2$, SQI₁为第一心电信号质量指数, SQI₂为第二心电信号质量指数, HR为融合心率估计。

[0049] 本申请实施例的第三方面提供了一种减少ICU内误报警的设备,包括存储器、处理器以及存储在所述存储器中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如第一方面任一项所述减少ICU内误报警的方法的步骤。

[0050] 本申请实施例的第四方面提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,其特征在于,所述计算机程序被处理器执行时实现如第一方面任一项所述减少ICU内误报警的方法的步骤。

[0051] 本申请实施例与现有技术相比存在的有益效果是:本申请通过对心电信号和动脉血压信号进行噪声过滤后,获取心电信号和动脉血压信号的整体质量指数,然后根据所述整体质量指数进行融合计算得到融合心率估计,当心电信号或者动脉血压信号包括严重干扰时,可以通过融合心率估计对严重干扰进行有效的抑制,从而有效的提高降低错误报警率。

附图说明

[0052] 为了更清楚地说明本申请实施例中的技术方案,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性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0053] 图1是本申请实施例提供的一种减少ICU内误报警方法的实现流程示意图;

[0054] 图2是本申请实施例提供的心电信号小波变换8层分解图的示意图;

[0055] 图3是本申请实施例提供的心电信号QRS波形R峰的检测图;

[0056] 图4是本申请实施例提供的动脉血压信号起始点的检测图;

[0057] 图5是本申请实施例提供的一种减少ICU内误报警的装置的示意图;

[0058] 图6是本申请实施例提供的减少ICU内误报警的设备的示意图。

具体实施方式

[0059] 以下描述中,为了说明而不是为了限定,提出了诸如特定系统结构、技术之类的具体细节,以便透彻理解本申请实施例。然而,本领域的技术人员应当清楚,在没有这些具体细节的其它实施例中也可以实现本申请。在其它情况中,省略对众所周知的系统、装置、电路以及方法的详细说明,以免不必要的细节妨碍本申请的描述。

[0060] 为了说明本申请所述的技术方案,下面通过具体实施例来进行说明。

[0061] 如图1所示,本申请实施例提供了一种减少ICU内误报警的方法的实现流程示意

图,详述如下:

[0062] 在步骤S101中,过滤心电信号和动脉血压信号中的噪声干扰;

[0063] 其中,对原始的心电信号和动脉血压信号进行过滤,可以如图2所示,具体包括:

[0064] 1011,对原始心电信号和动脉血压信号利用小波进行8层分解,如图2所示,可以利用coif4小波进行分解,得到8层信号图像;

[0065] 从图2可以看出,8层分解中各层的平均分量,第8层的信号形态基本与原信号的基线保持一致,说明该层的能量主要来自于低频的基线漂移噪声。第1~3层的细节分量的能量强弱基本与原信号中高频干扰保持一致,说明第1~3层的集中了大量心电信号中的高频噪声,如工频干扰、肌电噪声等。

[0066] 1012,滤除分解信号中的第8层平均分量与第1,2,3层的细节分量,将其置0,最后将余下的1~7层平均分量与4~8层细节分量重构波形,则滤波完成。

[0067] 在步骤S102中,根据过滤后的心电信号和动脉血压信号,分别确定心电信号和动脉血压信号的整体质量指数;

[0068] 本步骤中包括根据过滤后的心电信号确定心电信号整体质量指数,以及根据过滤后的动脉血压信号,确定动脉血压信号整体质量指数,分别论述如下:

[0069] 心电信号质量指数的计算步骤如下:

[0070] (1) 为了评估计算心电信号质量指数,我们可以首先检测QRS波形的R峰,本发明中可以使用第一算法和第二算法,比如可以为K均值算法和汤普金斯Tompkins差分算法两种R峰检测算法对同一个过滤后的导联心电信号进行R峰检测,如图3所示为通过算法检测心电信号QRS波形的R峰检测示意图;

[0071] (2) 使用两种算法,将检测结果中,具有较少的R峰数量除以检测具有较多的R峰数量,得到第一心电信号质量指数 SQI_1 ;

[0072]
$$SQI_1 = \frac{\min(N_1, N_2)}{\max(N_1, N_2)} \cdot \eta_1$$
 $\min(N_1, N_2)$ 表示两种检测结果中R峰数量较小的那种

检测结果所对应的R峰数量, $\max(N_1, N_2)$ 表示两种检测结果中, R峰数量较多的检测结果所对应的R峰数量, η_1 为经验系数。

[0073] (3) 计算两种R峰检测算法匹配的R峰数量 $N_{matched}$,除以两个R峰检测算法检测到的R峰总数量,得到第二心电信号质量指数 SQI_2 ;

[0074]
$$SQI_1 = \frac{N_{matched}}{N_1 + N_2 - N_{matched}} \cdot (1 - \eta_1)$$

[0075] (4) 整条心电信号和有报警标记区间的局部心电信号质量指数,计算为 SQI_1 与 SQI_2 之和,得到整条心电信号和有报警区间的局部心电信号总体的心电信号质量指数 SQI (Global, Local);

[0076] SQI (Global, Local) = $SQI_1 + SQI_2$

[0077] (5) 最后将整体心电信号和有报警标记区间的局部心电信号的总体的心电信号质量指数按比例分配相结合得到最终的心电信号质量指数。

[0078] $ECGSQI = SQI$ (Global) $\cdot \eta_2 + SQI$ (Local) $\cdot (1 - \eta_2)$

[0079] 其中, η_1, η_2 是通过实验调整的经验系数, 这里我们可以取 $\eta_1 = 0.5, \eta_2 = 0.4$ 。

[0080] 对于动脉血压信号的质量评估, 我们可以综合两个分析算法, 比如可以是基于模糊逻辑的逐搏动态血压ABP信号质量评估算法, 另一个可以是基于启发式约束的动脉血压ABP信号质量评估算法, 所以动脉血压信号质量指数的计算步骤如下:

[0081] (1) 基于模糊逻辑的逐搏动脉血压ABP信号质量评估方法得出第一血压信号质量指数 $wSQI$, $wSQI$ 是一个介于0到1之间的连续值, 取值接近或等于0表示信号质量差, 接近或等于1表示信号质量好, 取 $wSQI = 0.5$ 作为区分信号质量好坏的边界;

[0082] (2) 基于启发式约束的信号质量评估算法包括ABP搏动起点检测、波形特征检测和基于波形特征的启发式算法, 由此得出第二动脉血压ABP信号质量 $jSQI$, 如图4所示为动脉血压信号起始点检测示意图;

[0083] (3) 基于以上两个信号质量指数, 生成评价动脉血压ABP整体信号质量指数 ($ABPSQI$) 如下。

$$[0084] \quad ABPSQI = \begin{cases} wSQI & \text{if } jSQI = 0 \\ wSQI * \eta & \text{if } jSQI = 1 \end{cases}$$

[0085] 其中, $1 \geq \eta \geq 0$ 是通过实验调整的经验系数, 这里我们可以取0.7。当 $jSQI$ 判定当前搏动是正常波形时, 我们信任 $wSQI$ 的值; 当 $jSQI$ 判定为异常波形时, 我们通过乘以系数 η 来降低对 $wSQI$ 值的信任程度, 从而得到可信度更好的动脉血压整体质量指数。

[0086] 在步骤S103中, 根据所述整体信号质量指数进行数据融合计算, 获得融合心率估计;

[0087] 心率信息可以通过对心电信号波形、动脉血压波形及脉搏血氧饱和度信号波形等进行搏动检测获得。应用这些生理信号源进行心率估计时, 各通道间数据冗余且近似独立, 同时, 各通道间的干扰往往不具有相关性, 可以通过融合的方法, 获得心率的精确估计。通过卡尔曼滤波进行心电信号和动脉血压信号估计并进行数据融合的步骤如下:

[0088] (1) 对基于心电图ECG信号获得的心率进行卡尔曼滤波, 得到的心率记为 HR_1 , 同时得到滤波后的残差信号, 记为 r_1 ;

[0089] (2) 对基于动脉血压ABP信号获得的心率进行卡尔曼滤波, 得到的心率记为 HR_2 , 同时得到滤波后的残差信号, 记为 r_2 ;

[0090] (3) 基于卡尔曼滤波残差进行数据融合的计算, 用卡尔曼滤波的残差和信号质量指数作为权重系数进行心率数据融合, 计算融合心率 HR , 对心电信号和动脉血压信号进行数据融合公式如下所示:

$$[0091] \quad HR = \frac{\sigma_2^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} HR_1 + \frac{\sigma_1^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2} HR_2$$

[0092] 其中, $\sigma_1^2 = (r_1/SQI_1)^2$, $\sigma_2^2 = (r_2/SQI_2)^2$, SQI_1 为第一心电信号质量指数, SQI_2 为第二心电信号质量指数, HR 为融合心率估计。

[0093] 当其中某一通道信号 (如ECG) 受到严重干扰时, 造成 HR_1 估计错误, 此时由于干扰的存在使信号质量指数 (SQI_1) 较低, 而心率的突然变化会产生一个较大的残差 r_1 , 从而使

σ_1^2 显著变大。如此时ABP信号平稳, 则 σ_2^2 较小, HR_1 的权重 $\frac{\sigma_2^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}$ 显著变小, HR_2 的权重

$\frac{\sigma_1^2}{\sigma_1^2 + \sigma_2^2}$ 较大,融合心率HR将更多地依赖HR₂而非HR₁,从而显著地降低了干扰对融合心率估计的影响。

[0094] 在步骤S104中,根据所述融合心率估计与判断阈值进行比较,根据比较结果确定是否报警。

[0095] 由于干扰对融合心率估计影响减小,因而在判断比较时,通过预先设定的判断阈值,与融合心率估计进行比较,能够更加准确的确定是否需要报警,即超过预先设定的判断阈值范围时,则发出报警,没有超过判断阈值,则不发出报警。本申请可以对监护仪实时产生的5种严重心律失常报警信号进行准确的判断,这五类心律失常疾病为停搏、严重心动过缓、严重心动过速、室性心动过速和室颤。我们最终使用RR间期,心率和信号质量指数SQI来判别警报的真假。

[0096] 应理解,上述实施例中各步骤的序号的大小并不意味着执行顺序的先后,各过程的执行顺序应以其功能和内在逻辑确定,而不对本申请实施例的实施过程构成任何限定。

[0097] 图5为本申请实施例提供了一种减少ICU内误报警的装置的结构示意图,详述如下:

[0098] 所述减少ICU内误报警的装置包括:

[0099] 过滤单元501,用于过滤心电信号和动脉血压信号中的噪声干扰;

[0100] 整体质量指数确定单元502,用于根据过滤后的心电信号和动脉血压信号,分别确定心电信号和动脉血压信号的整体质量指数;

[0101] 心率融合估计单元503,用于根据所述整体信号质量指数进行数据融合计算,获得融合心率估计;

[0102] 比较单元504,用于根据所述融合心率估计与判断阈值进行比较,根据比较结果确定是否报警。

[0103] 优选的,所述整体质量指数确定单元包括:

[0104] 分解子单元,用于对原始心电信号和动脉血压信号利用小波进行8层分解;

[0105] 重构子单元,用于滤除分解信号中的第8层平均分量,以及第1,2,3层的细节分量,将其置0,将余下的1~7层平均分量与4~8层细节分量重构波形,滤波完成。

[0106] 优选的,所述整体质量指数确定单元包括:

[0107] R峰数量检测子单元,用于通过第一算法和第二算法检测同一过滤后的心电信号进行R峰数量;

[0108] 第一生成子单元,用于根据两种算法中检测得到的数量较少的R峰数量和数量较多的R峰数量生成第一心电信号质量指数;

[0109] 第二生成子单元,用于根据两种算法匹配的R峰数量,以及两种算法检测到的R峰总数,生成第二心电信号质量指数;

[0110] 心电信号整体质量指数确定子单元,用于根据预定的系数,结合所述第一心电信号质量指数、第二心电信号质量指数,确定心电信号整体质量指数。

[0111] 图5所述减少ICU内误报警的装置,与图1所述的减少ICU内误报警的方法对应。

[0112] 图6是本申请一实施例提供的减少ICU内误报警的设备的示意图。如图6所示,该实

施例的减少ICU内误报警的设备6包括:处理器60、存储器61以及存储在所述存储器61中并可在所述处理器60上运行的计算机程序62,例如减少ICU内误报警的程序。所述处理器60执行所述计算机程序62时实现上述各个减少ICU内误报警的方法实施例中的步骤,例如图1所示的步骤101至104。或者,所述处理器60执行所述计算机程序62时实现上述各装置实施例中各模块/单元的功能,例如图5所示模块501至503的功能。

[0113] 示例性的,所述计算机程序62可以被分割成一个或多个模块/单元,所述一个或者多个模块/单元被存储在所述存储器61中,并由所述处理器60执行,以完成本申请。所述一个或多个模块/单元可以是能够完成特定功能的一系列计算机程序指令段,该指令段用于描述所述计算机程序62在所述减少ICU内误报警的设备6中的执行过程。例如,所述计算机程序62可以被分割成过滤单元、整体质量指数确定单元、心率融合估计单元和比较单元,各单元具体功能如下:

[0114] 过滤单元,用于过滤心电信号和动脉血压信号中的噪声干扰;

[0115] 整体质量指数确定单元,用于根据过滤后的心电信号和动脉血压信号,分别确定心电信号和动脉血压信号的整体质量指数;

[0116] 心率融合估计单元,用于根据所述整体信号质量指数进行数据融合计算,获得融合心率估计;

[0117] 比较单元,用于根据所述融合心率估计与判断阈值进行比较,根据比较结果确定是否报警。

[0118] 所述减少ICU内误报警的设备6可包括,但不仅限于,处理器60、存储器61。本领域技术人员可以理解,图6仅仅是减少ICU内误报警的设备6的示例,并不构成对减少ICU内误报警的设备6的限定,可以包括比图示更多或更少的部件,或者组合某些部件,或者不同的部件,例如所述减少ICU内误报警的设备6还可以包括输入输出设备、网络接入设备、总线等。

[0119] 所称处理器60可以是中央处理单元(Central Processing Unit,CPU),还可以是其他通用处理器、数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、现成可编程门阵列(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、分立硬件组件等。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。

[0120] 所述存储器61可以是所述减少ICU内误报警的设备6的内部存储单元,例如减少ICU内误报警的设备6的硬盘或内存。所述存储器61也可以是所述减少ICU内误报警的设备6的外部存储设备,例如所述减少ICU内误报警的设备6上配备的插接式硬盘,智能存储卡(Smart Media Card,SMC),安全数字(Secure Digital,SD)卡,闪存卡(Flash Card)等。进一步地,所述存储器61还可以既包括所述减少ICU内误报警的设备6的内部存储单元也包括外部存储设备。所述存储器61用于存储所述计算机程序以及所述减少ICU内误报警的设备6所需的其他程序和数据。所述存储器61还可以用于暂时地存储已经输出或者将要输出的数据。

[0121] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为了描述的方便和简洁,仅以上述各功能单元、模块的划分进行举例说明,实际应用中,可以根据需要而将上述功能分配由不同的功能单元、模块完成,即将所述装置的内部结构划分成不同的功能单元或模块,以完成以上

描述的全部或者部分功能。实施例中的各功能单元、模块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。另外,各功能单元、模块的具体名称也只是为了便于相互区分,并不用于限制本申请的保护范围。上述系统中单元、模块的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0122] 在上述实施例中,对各个实施例的描述都各有侧重,某个实施例中未详述或记载的部分,可以参见其它实施例的相关描述。

[0123] 本领域普通技术人员可以意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本申请的范围。

[0124] 在本申请所提供的实施例中,应该理解到,所揭露的装置/终端设备和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置/终端设备实施例仅仅是示意性的,例如,所述模块或单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通讯连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通讯连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0125] 所述作为分离部件说明的单元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单元来实现本实施例方案的目的。

[0126] 另外,在本申请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。

[0127] 所述集成的模块/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,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,本申请实现上述实施例方法中的全部或部分流程,也可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的计算机程序可存储于一计算机可读存储介质中,该计算机程序在被处理器执行时,可实现上述各个方法实施例的步骤。。其中,所述计算机程序包括计算机程序代码,所述计算机程序代码可以为源代码形式、对象代码形式、可执行文件或某些中间形式等。所述计算机可读介质可以包括:能够携带所述计算机程序代码的任何实体或装置、记录介质、U盘、移动硬盘、磁碟、光盘、计算机存储器、只读存储器(ROM, Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM, Random Access Memory)、电载波信号、电信信号以及软件分发介质等。需要说明的是,所述计算机可读介质包含的内容可以根据司法管辖区内立法和专利实践的要求进行适当的增减,例如在某些司法管辖区,根据立法和专利实践,计算机可读介质不包括是电载波信号和电信信号。

[0128] 以上所述实施例仅用以说明本申请的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本申请进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各

实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本申请各实施例技术方案的精神和范围,均应包含在本申请的保护范围之内。

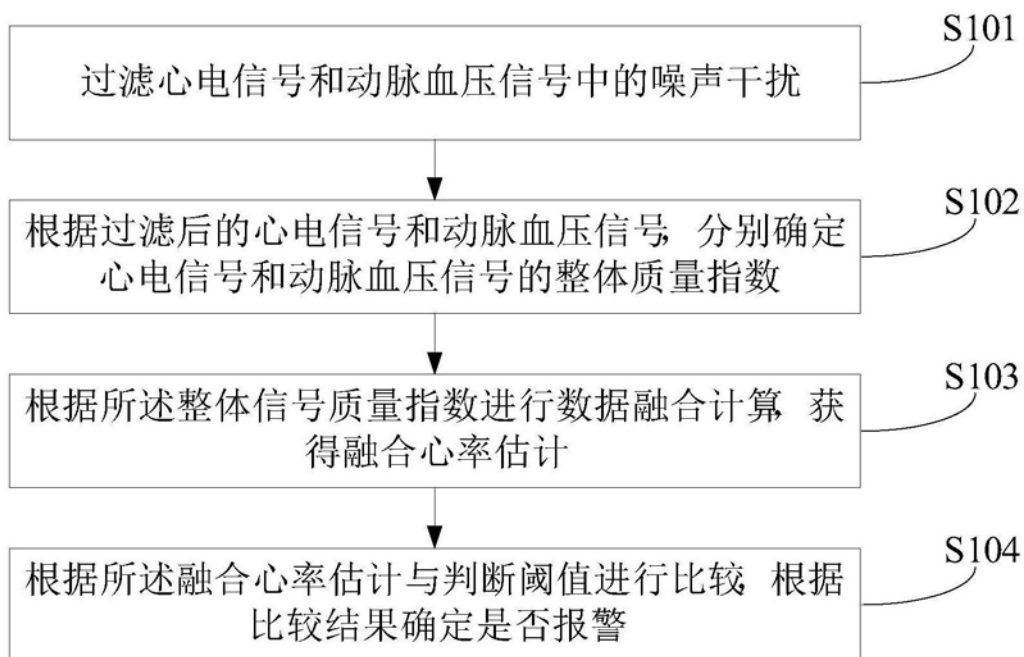


图1

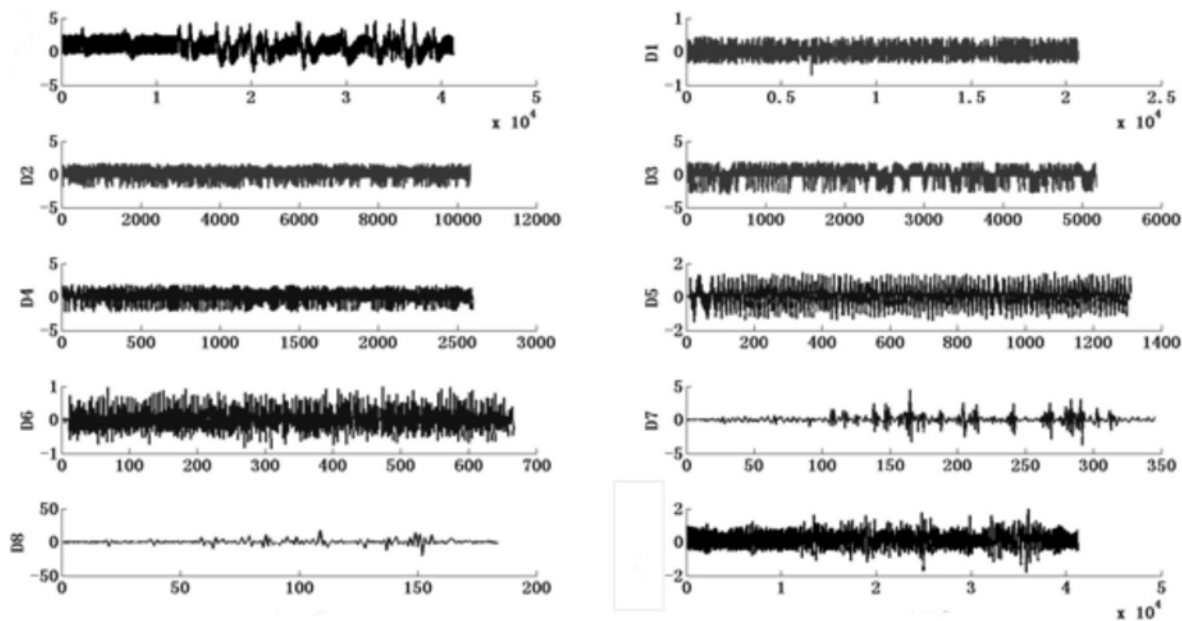


图2

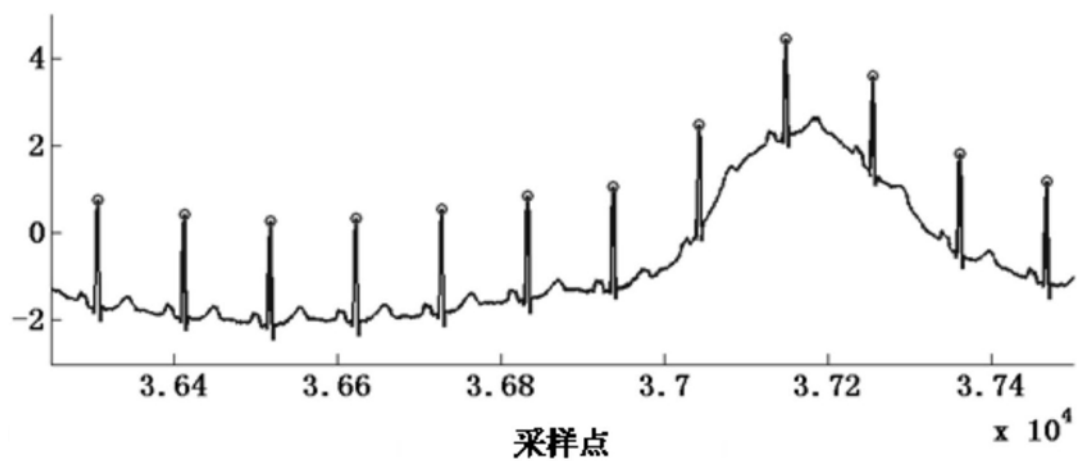


图3

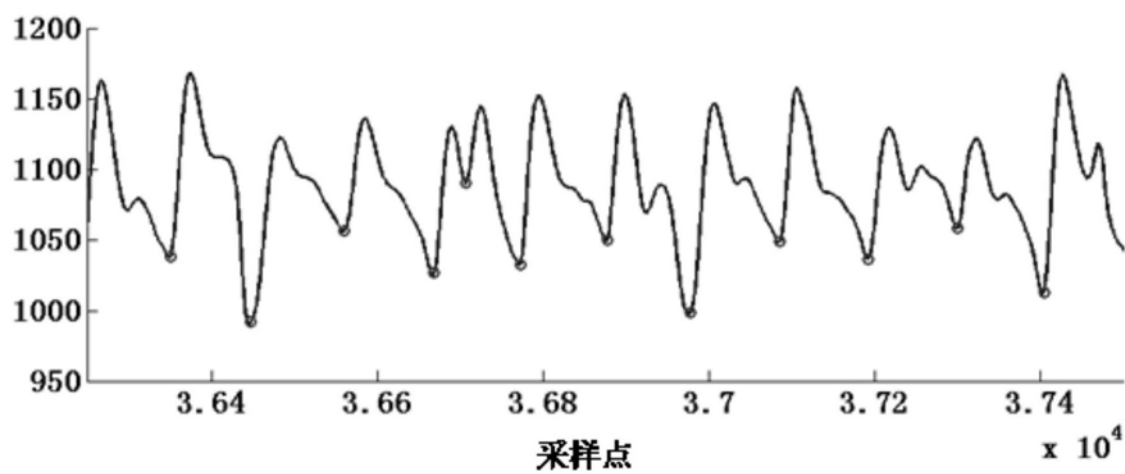


图4

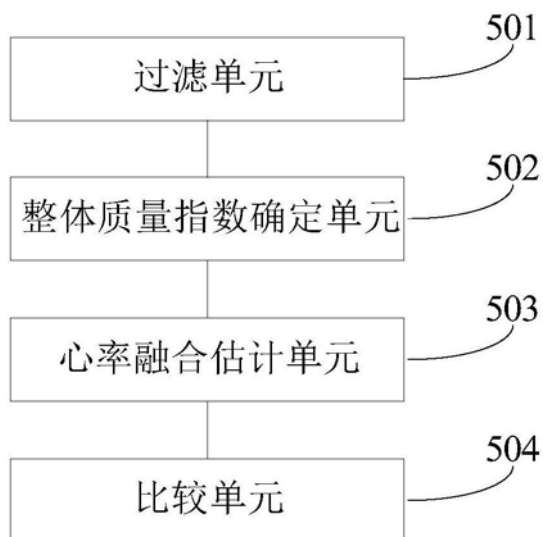


图5

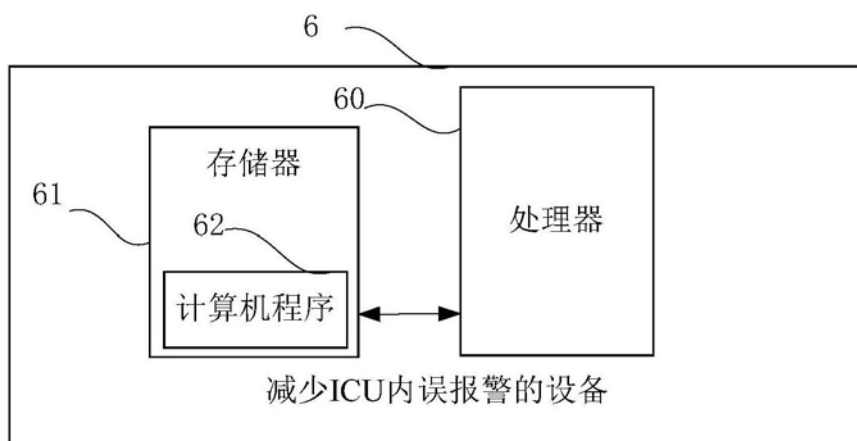


图6

专利名称(译)	一种减少ICU内误报警的方法、装置及设备		
公开(公告)号	CN109124605A	公开(公告)日	2019-01-04
申请号	CN201810580752.8	申请日	2018-06-07
[标]申请(专利权)人(译)	深圳市太空科技南方研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳市太空科技南方研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳市太空科技南方研究院		
[标]发明人	张恒贵 王宽全 李钦策 何润南 赵娜 刘阳		
发明人	张恒贵 王宽全 李钦策 何润南 赵娜 刘阳		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/0402 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/0402 A61B5/7203 A61B5/746		
代理人(译)	陈宇		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请属于医疗设备领域，公开了一种减少ICU内误报警的方法包括：过滤心电信号和动脉血压信号中的噪声干扰；根据过滤后的心电信号和动脉血压信号，分别确定心电信号和动脉血压信号的整体质量指数；根据所述整体信号质量指数进行数据融合计算，获得融合心率估计；根据所述融合心率估计与判断阈值进行比较，根据比较结果确定是否报警。当心电信号或者动脉血压信号包括严重干扰时，可以通过融合心率估计对严重干扰进行有效的抑制，从而有效的提高降低错误报警率。

