



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110742621 A

(43)申请公布日 2020.02.04

(21)申请号 201911055292.8

(22)申请日 2019.10.31

(71)申请人 京东方科技集团股份有限公司

地址 100015 北京市朝阳区酒仙桥路10号

(72)发明人 孟桂芳 梁思阳 孙啸然

(74)专利代理机构 北京润泽恒知识产权代理有限公司 11319

代理人 李娜

(51)Int.Cl.

A61B 5/145(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

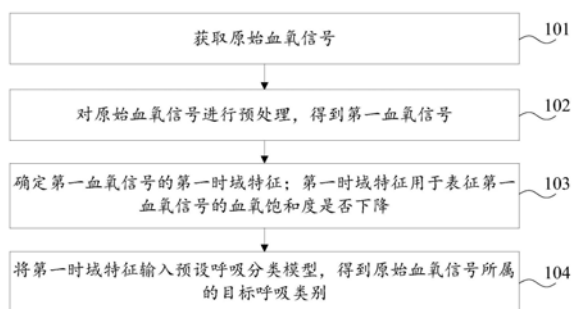
权利要求书3页 说明书13页 附图3页

(54)发明名称

一种信号处理方法及计算机设备

(57)摘要

本发明提供了一种信号处理方法及计算机设备,涉及信号技术领域。其中,所述方法包括:获取原始血氧信号;对所述原始血氧信号进行预处理,得到第一血氧信号;确定所述第一血氧信号的第一时域特征;所述第一时域特征用于表征所述第一血氧信号的血氧饱和度是否下降;将所述第一时域特征输入预设呼吸分类模型,得到所述原始血氧信号所属的目标呼吸类别。在本发明实施例中,信号处理设备可以根据第一血氧信号中能够表征血氧饱和度是否下降的时域特征,通过预设呼吸分类模型进行分类,从而确定出第一血氧信号对应的原始血氧信号所属的呼吸类别,相对于基于呼吸暂停次数与低通气次数的阈值判别方法,提高了判断呼吸类型的准确性。



1. 一种信号处理方法,其特征在于,所述方法包括:
获取原始血氧信号;
对所述原始血氧信号进行预处理,得到第一血氧信号;
确定所述第一血氧信号的第一时域特征;所述第一时域特征用于表征所述第一血氧信号的血氧饱和度是否下降;
将所述第一时域特征输入预设呼吸分类模型,得到所述原始血氧信号所属的目标呼吸类别。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述确定所述第一血氧信号的第一时域特征,包括:
对所述第一血氧信号进行分窗处理,得到n个分窗血氧信号;
分别对每个所述分窗血氧信号进行分段处理,共计得到 $n \times m$ 个分段血氧信号;
确定每个所述分段血氧信号对应的血氧饱和度;
根据每个所述分窗血氧信号中的m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定所述第一血氧信号的第一时域特征。
3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,所述第一时域特征包括血氧饱和度均值、血氧饱和度标准方差、血氧饱和度局部最大值、血氧饱和度局部最小值、血氧饱和度局部极差、平均一级下降百分比、平均一级持续下降时间、二级下降百分比和二级持续下降时间中的至少一种。
4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述根据每个所述分窗血氧信号中的m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定所述第一血氧信号的第一时域特征,包括:
对于每个所述分窗血氧信号中的m个分段血氧信号,根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定所述分窗血氧信号的血氧饱和度均值;
根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度和所述血氧饱和度均值,确定所述分窗血氧信号的血氧饱和度标准方差;
根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定所述分窗血氧信号的血氧饱和度局部最大值;
根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定所述分窗血氧信号的血氧饱和度局部最小值;
根据每个所述血氧饱和度局部最大值和每个所述血氧饱和度局部最小值,确定每个所述分窗血氧信号的血氧饱和度局部极差;
根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定所述分窗血氧信号的平均一级下降百分比;
根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度和第一预设常数,确定所述分窗血氧信号的平均一级持续下降时间;
根据所述血氧饱和度均值,确定所述分窗血氧信号的二级下降百分比;
根据所述血氧饱和度均值和第二预设常数,确定所述分窗血氧信号的二级持续下降时间。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定所述分窗血氧信号的平均一级下降百分比,包括:

根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,通过下述公式,确定所述分窗血氧信号的平均一级下降百分比;

$$MD1_wi = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^m D1_di, (i=1,2,3,\dots,n)$$

$$\text{其中, } D1_di = \begin{cases} 0, & i=1 \\ \frac{Sdi-Sdk}{Sdk} \cdot 100\%, (k=i-1) & i=2,3,4,\dots,mn \end{cases}$$

MD1_wi表示n个所述分窗血氧信号中,第i个所述分窗血氧信号的平均一级下降百分比;D1_di表示n×m个所述分段血氧信号中,第i个所述分段血氧信号的一级下降百分比;Sd表示所述分段血氧信号对应的血氧饱和度;

所述根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度和第一预设常数,确定所述分窗血氧信号的平均一级持续下降时间,包括:

根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度和第一预设常数,通过下述公式,确定所述分窗血氧信号的平均一级持续下降时间;

$$MT1_wi = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^m T1_di, (i=1,2,3,\dots,n)$$

$$\text{其中, } T1_di = \begin{cases} 0, & i=1 \\ 0, & Sdi > Sdk (k=i-1, i=2,3,4,\dots,mn) \\ T1_dk + a, & Sdi \leq Sdk (k=i-1, i=2,3,4,\dots,mn) \end{cases}$$

MT1_wi表示n个所述分窗血氧信号中,第i个所述分窗血氧信号的平均一级持续下降时间;T1_di表示n×m个所述分段血氧信号中,第i个所述分段血氧信号的一级持续下降时间;a表示所述第一预设常数;

所述根据所述血氧饱和度均值,确定所述分窗血氧信号的二级下降百分比,包括:

根据所述血氧饱和度均值,通过下述公式,确定所述分窗血氧信号的二级下降百分比;

$$D2_wi = \begin{cases} 0, & i=1 \\ \frac{Mean_wi - Mean_wk}{Mean_wk} \cdot 100\%, (k=i-1) & i=2,3,4,\dots,n \end{cases}$$

其中,D2_wi表示n个所述分窗血氧信号中,第i个所述分窗血氧信号的二级下降百分比;Mean_wi表示n个所述分窗血氧信号中,第i个所述分窗血氧信号的血氧饱和度均值;

所述根据所述血氧饱和度均值和第二预设常数,确定所述分窗血氧信号的二级持续下降时间,包括:

根据所述血氧饱和度均值和第二预设常数,通过下述公式,确定所述分窗血氧信号的二级持续下降时间;

$$T2_wi = \begin{cases} 0, & i=1 \\ 0, & Mean_wi > Mean_wk (k=i-1, i=2,3,4,\dots,n) \\ T2_wk + b, & Mean_wi \leq Mean_wk (k=i-1, i=2,3,4,\dots,n) \end{cases}$$

其中, $T2_wi$ 表示 n 个所述分窗血氧信号中, 第 i 个所述分窗血氧信号的平均一级持续下降时间, b 表示所述第二预设常数。

6. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 所述获取原始血氧信号之前, 还包括:
 获取多个样本血氧信号和每个所述样本血氧信号对应的呼吸类别;
 对每个所述样本血氧信号分别进行预处理, 得到多个第二血氧信号;
 确定每个所述第二血氧信号的第二时域特征; 所述第二时域特征用于表征所述第二血氧信号的血氧饱和度是否下降;
 构建初始呼吸分类模型;
 以每组对应的所述第二时域特征和所述呼吸类别为训练参数, 对所述初始呼吸分类模型进行训练, 得到所述预设呼吸分类模型。

7. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 所述预设呼吸分类模型包括逐步线性判别分析模型、线性判别分析模型或支持向量机模型。

8. 根据权利要求7所述的方法, 其特征在于, 所述预设呼吸分类模型为逐步线性判别分析模型, 所述初始呼吸分类模型为待训练的所述逐步线性判别分析模型; 每个所述第二时域特征包括至少两个子时域特征;

所述以每组对应的所述第二时域特征和所述呼吸类别为训练参数, 对所述初始呼吸分类模型进行训练, 得到所述预设呼吸分类模型, 包括:

以每组对应的所述第二时域特征和所述呼吸类别为训练参数, 输入待训练的所述逐步线性判别分析模型;

根据每组对应的所述第二时域特征和所述呼吸类别, 对所述第二时域特征中的每个所述子时域特征进行显著性检验, 得到显著性权重超过预设阈值的子时域特征;

根据所述显著性权重超过预设阈值的子时域特征, 训练得到所述逐步线性判别分析模型。

9. 根据权利要求8所述的方法, 其特征在于, 所述第一时域特征与所述第二时域特征中所述显著性权重超过所述预设阈值的子时域特征属性相同。

10. 一种计算机设备, 其特征在于, 包括处理器、存储器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, 所述计算机程序被所述处理器执行时实现如权利要求1至9中任一项所述的信号处理方法的步骤。

一种信号处理方法及计算机设备

技术领域

[0001] 本发明涉及信号技术领域,特别是涉及一种信号处理方法及计算机设备。

背景技术

[0002] 近年来,随着信号技术的不断发展,信号技术的应用领域也越来越广泛,例如在医学领域中,可以对血氧信号、心电信号等医学信号数据进行处理,得到的处理结果能够辅助临床分析。

[0003] 目前,人们对于睡眠质量越来越关注,因此睡眠中的问题也逐渐开始被人们所重视。呼吸暂停(apnea)是指睡眠过程中口鼻气流完全停止10s以上,低通气(hypopnea)是指呼吸气流幅度比基线水平降低50%以上,同时血氧饱和度比基础水平下降4%,睡眠呼吸暂停低通气指数(apnea-hypopnea index,AHI)是指每小时睡眠时间内呼吸暂停与低通气的次数之和。

[0004] 在相关技术中,只能根据睡眠呼吸暂停低通气指数,通过简单的阈值判别方法,确定是否为正常的睡眠呼吸类型,但阈值判别方式准确率较低。

发明内容

[0005] 本发明提供一种信号处理方法及计算机设备,以解决现有的睡眠呼吸类型判别采用简单的阈值判别方式,因此准确率较低的问题。

[0006] 为了解决上述问题,本发明公开了一种信号处理方法,包括:

[0007] 获取原始血氧信号;

[0008] 对所述原始血氧信号进行预处理,得到第一血氧信号;

[0009] 确定所述第一血氧信号的第一时域特征;所述第一时域特征用于表征所述第一血氧信号的血氧饱和度是否下降;

[0010] 将所述第一时域特征输入预设呼吸分类模型,得到所述原始血氧信号所属的目标呼吸类别。

[0011] 可选地,所述确定所述第一血氧信号的第一时域特征,包括:

[0012] 对所述第一血氧信号进行分窗处理,得到n个分窗血氧信号;

[0013] 分别对每个所述分窗血氧信号进行分段处理,共计得到 $n \times m$ 个分段血氧信号;

[0014] 确定每个所述分段血氧信号对应的血氧饱和度;

[0015] 根据每个所述分窗血氧信号中的m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定所述第一血氧信号的第一时域特征。

[0016] 可选地,所述第一时域特征包括血氧饱和度均值、血氧饱和度标准方差、血氧饱和度局部最大值、血氧饱和度局部最小值、血氧饱和度局部极差、平均一级下降百分比、平均一级持续下降时间、二级下降百分比和二级持续下降时间中的至少一种。

[0017] 可选地,所述根据每个所述分窗血氧信号中的m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定所述第一血氧信号的第一时域特征,包括:

[0018] 对于每个所述分窗血氧信号中的m个分段血氧信号,根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定所述分窗血氧信号的血氧饱和度均值;

[0019] 根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度和所述血氧饱和度均值,确定所述分窗血氧信号的血氧饱和度标准方差;

[0020] 根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定所述分窗血氧信号的血氧饱和度局部最大值;

[0021] 根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定所述分窗血氧信号的血氧饱和度局部最小值;

[0022] 根据每个所述血氧饱和度局部最大值和每个所述血氧饱和度局部最小值,确定每个所述分窗血氧信号的血氧饱和度局部极差;

[0023] 根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定所述分窗血氧信号的平均一级下降百分比;

[0024] 根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度和第一预设常数,确定所述分窗血氧信号的平均一级持续下降时间;

[0025] 根据所述血氧饱和度均值,确定所述分窗血氧信号的二级下降百分比;

[0026] 根据所述血氧饱和度均值和第二预设常数,确定所述分窗血氧信号的二级持续下降时间。

[0027] 可选地,所述根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定所述分窗血氧信号的平均一级下降百分比,包括:

[0028] 根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,通过下述公式,确定所述分窗血氧信号的平均一级下降百分比;

$$[0029] \quad MD1_wi = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^m D1_di, (i=1,2,3,\dots,n)$$

$$[0030] \quad \text{其中, } D1_di = \begin{cases} 0, & i=1 \\ \frac{Sdi-Sdk}{Sdk} \cdot 100\%, (k=i-1) & i=2,3,4,\dots,mn \end{cases}$$

[0031] MD1_wi表示n个所述分窗血氧信号中,第i个所述分窗血氧信号的平均一级下降百分比;D1_di表示n×m个所述分段血氧信号中,第i个所述分段血氧信号的一级下降百分比;Sd表示所述分段血氧信号对应的血氧饱和度;

[0032] 所述根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度和第一预设常数,确定所述分窗血氧信号的平均一级持续下降时间,包括:

[0033] 根据所述m个分段血氧信号对应的血氧饱和度和第一预设常数,通过下述公式,确定所述分窗血氧信号的平均一级持续下降时间;

$$[0034] \quad MT1_wi = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^m T1_di, (i=1,2,3,\dots,n)$$

$$[0035] \quad \text{其中, } T1_di = \begin{cases} 0, & i=1 \\ 0, & Sdi > Sdk(k=i-1, i=2,3,4,\dots, mn) \\ T1_dk+a, & Sdi \leq Sdk(k=i-1, i=2,3,4,\dots, mn) \end{cases}$$

[0036] MT1_wi表示n个所述分窗血氧信号中,第i个所述分窗血氧信号的平均一级持续下降时间;T1_di表示n×m个所述分段血氧信号中,第i个所述分段血氧信号的一级持续下降时间;a表示所述第一预设常数;

[0037] 所述根据所述血氧饱和度均值,确定所述分窗血氧信号的二级下降百分比,包括:

[0038] 根据所述血氧饱和度均值,通过下述公式,确定所述分窗血氧信号的二级下降百分比;

$$[0039] \quad D2_wi = \begin{cases} 0, & i=1 \\ \frac{Mean_wi - Mean_wk}{Mean_wk} \cdot 100\%, (k=i-1) & i=2,3,4,\dots, n \end{cases}$$

[0040] 其中,D2_wi表示n个所述分窗血氧信号中,第i个所述分窗血氧信号的二级下降百分比;Mean_wi表示n个所述分窗血氧信号中,第i个所述分窗血氧信号的血氧饱和度均值;

[0041] 所述根据所述血氧饱和度均值和第二预设常数,确定所述分窗血氧信号的二级持续下降时间,包括:

[0042] 根据所述血氧饱和度均值和第二预设常数,通过下述公式,确定所述分窗血氧信号的二级持续下降时间;

$$[0043] \quad T2_wi = \begin{cases} 0, & i=1 \\ 0, & Mean_wi > Mean_wk(k=i-1, i=2,3,4,\dots, n) \\ T2_wk+b, & Mean_wi \leq Mean_wk(k=i-1, i=2,3,4,\dots, n) \end{cases}$$

[0044] 其中,T2_wi表示n个所述分窗血氧信号中,第i个所述分窗血氧信号的平均一级持续下降时间,b表示所述第二预设常数。

[0045] 可选地,所述获取原始血氧信号之前,还包括:

[0046] 获取多个样本血氧信号和每个所述样本血氧信号对应的呼吸类别;

[0047] 对每个所述样本血氧信号分别进行预处理,得到多个第二血氧信号;

[0048] 确定每个所述第二血氧信号的第二时域特征;所述第二时域特征用于表征所述第二血氧信号的血氧饱和度是否下降;

[0049] 构建初始呼吸分类模型;

[0050] 以每组对应的所述第二时域特征和所述呼吸类别为训练参数,对所述初始呼吸分类模型进行训练,得到所述预设呼吸分类模型。

[0051] 可选地,所述预设呼吸分类模型包括逐步线性判别分析模型、线性判别分析模型或支持向量机模型。

[0052] 可选地,所述预设呼吸分类模型为逐步线性判别分析模型,所述初始呼吸分类模

型为待训练的所述逐步线性判别分析模型；每个所述第二时域特征包括至少两个子时域特征；

[0053] 所述以每组对应的所述第二时域特征和所述呼吸类别为训练参数，对所述初始呼吸分类模型进行训练，得到所述预设呼吸分类模型，包括：

[0054] 以每组对应的所述第二时域特征和所述呼吸类别为训练参数，输入待训练的所述逐步线性判别分析模型；

[0055] 根据每组对应的所述第二时域特征和所述呼吸类别，对所述第二时域特征中的每个所述子时域特征进行显著性检验，得到显著性权重超过预设阈值的子时域特征；

[0056] 根据所述显著性权重超过预设阈值的子时域特征，训练得到所述逐步线性判别分析模型。

[0057] 可选地，所述第一时域特征与所述第二时域特征中所述显著性权重超过所述预设阈值的子时域特征属性相同。

[0058] 为了解决上述问题，本发明还公开了一种计算机设备，包括处理器、存储器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，所述计算机程序被所述处理器执行时实现如上所述的信号处理方法的步骤。

[0059] 与现有技术相比，本发明包括以下优点：

[0060] 在本发明实施例中，信号处理设备首先可以获取原始血氧信号，然后可以对原始血氧信号进行预处理，得到第一血氧信号，之后，信号处理设备可以确定第一血氧信号的第一时域特征，该第一时域特征能够表征第一血氧信号的血氧饱和度是否下降，进而信号处理设备将第一时域特征作为输入参数，输入预设呼吸分类模型，即可得到原始血氧信号所属的目标呼吸类别。在本发明实施例中，信号处理设备可以根据第一血氧信号中能够表征血氧饱和度是否下降的时域特征，通过预设呼吸分类模型进行分类，从而确定出第一血氧信号对应的原始血氧信号所属的呼吸类别，相对于基于呼吸暂停次数与低通气次数的阈值判别方法，提高了判断呼吸类型的准确性。

附图说明

[0061] 图1示出了本发明实施例一的一种信号处理方法的流程图；

[0062] 图2示出了本发明实施例二的一种信号处理方法的流程图；

[0063] 图3示出了本发明实施例二的一种一级持续下降时间的计算流程图；

[0064] 图4示出了本发明实施例二的一种二级持续下降时间的计算流程图。

具体实施方式

[0065] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂，下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细的说明。

[0066] 实施例一

[0067] 参照图1，示出了本发明实施例一的一种信号处理方法的步骤流程图，该方法包括以下步骤：

[0068] 步骤101：获取原始血氧信号。

[0069] 在本发明实施例中，血氧信号检测设备与人体连接后，可以在一段时间内，对人体

的原始血氧信号进行采集,并可以将采集到的原始血氧信号数据导入信号处理设备中,从而信号处理设备可以获取到原始血氧信号。可选地,血氧信号具体可以为脉搏血氧信号,本发明实施例对此不作具体限定,只要是能够测得血氧含量的信号均可。

[0070] 步骤102:对原始血氧信号进行预处理,得到第一血氧信号。

[0071] 在本发明实施例中,信号处理设备获取到原始血氧信号后,可以对原始血氧信号进行滤波等用于降噪的预处理,以减小原始血氧信号中的噪声干扰,从而得到降噪后的第一血氧信号。

[0072] 步骤103:确定第一血氧信号的第一时域特征;第一时域特征用于表征第一血氧信号的血氧饱和度是否下降。

[0073] 在本步骤中,信号处理设备可以提取第一血氧信号的第一时域特征,其中,第一时域特征为能够表征第一血氧信号的血氧饱和度是否下降的一些时域特征。例如,第一时域特征可以包括血氧饱和度均值、血氧饱和度标准方差、血氧饱和度局部最大值、血氧饱和度局部最小值、血氧饱和度局部极差等,这些时域特征都可以直接或间接地表征第一血氧信号的血氧饱和度是否下降,本发明实施例对于第一时域特征不作具体限定。

[0074] 步骤104:将第一时域特征输入预设呼吸分类模型,得到原始血氧信号所属的目标呼吸类别。

[0075] 在本步骤中,信号处理设备中可以事先构建一个预设呼吸分类模型,用于根据输入的血氧信号的时域特征,确定出该血氧信号所属的呼吸类别,并输出该呼吸类别。在具体应用时,呼吸类别可以包括正常呼吸类别和睡眠呼吸暂停类别。信号处理设备可以将第一时域特征作为输入参数,输入预设呼吸分类模型,从而预设呼吸分类模型可以输出第一时域特征对应的目标呼吸类别,也即是输出原始血氧信号所属的目标呼吸类别。

[0076] 在本发明实施例中,信号处理设备首先可以获取原始血氧信号,然后可以对原始血氧信号进行预处理,得到第一血氧信号,之后,信号处理设备可以确定第一血氧信号的第一时域特征,该第一时域特征能够表征第一血氧信号的血氧饱和度是否下降,进而信号处理设备将第一时域特征作为输入参数,输入预设呼吸分类模型,即可得到原始血氧信号所属的目标呼吸类别。在本发明实施例中,信号处理设备可以根据第一血氧信号中能够表征血氧饱和度是否下降的时域特征,通过预设呼吸分类模型进行分类,从而确定出第一血氧信号对应的原始血氧信号所属的呼吸类别,相对于基于呼吸暂停次数与低通气次数的阈值判别方法,提高了判断呼吸类型的准确性。

[0077] 实施例二

[0078] 参照图2,示出了本发明实施例二的一种信号处理方法的步骤流程图,该方法包括以下步骤:

[0079] 步骤201:通过训练得到预设呼吸分类模型。

[0080] 在本发明实施例中,在基于原始血氧信号进行呼吸类别的分类之前,信号处理设备可以首先通过训练得到预设呼吸分类模型,具体包括下述步骤:获取多个样本血氧信号和每个样本血氧信号对应的呼吸类别;对每个样本血氧信号分别进行预处理,得到多个第二血氧信号;确定每个第二血氧信号的第二时域特征;第二时域特征用于表征第二血氧信号的血氧饱和度是否下降;构建初始呼吸分类模型;以每组对应的第二时域特征和呼吸类别为训练参数,对初始呼吸分类模型进行训练,得到预设呼吸分类模型。

[0081] 首先,可以向信号处理设备输入多个样本血氧信号,以及对每个样本血氧信号对应标记的呼吸类别,在具体应用中,每个样本血氧信号的采集方式与原始血氧信号的采集方式可以相同。然后,信号处理设备可以对每个样本血氧信号分别进行滤波等用于降噪的预处理,以减小每个样本血氧信号中的噪声干扰,从而得到降噪后的多个第二血氧信号。之后,信号处理设备可以提取每个第二血氧信号的第二时域特征,其中,第二时域特征为能够表征第二血氧信号的血氧饱和度是否下降的一些时域特征,与第一时域特征属性相同。进而信号处理设备可以构建初始呼吸分类模型,在初始呼吸分类模型中,各个模型参数是待训练的。接着,信号处理设备可以将各组对应的第二时域特征和标记的呼吸类别构建为训练特征矩阵,并将训练特征矩阵作为训练参数,输入初始呼吸分类模型中,以进行调参,从而实现对初始呼吸分类模型的训练。训练完成后,初始呼吸分类模型中的各个模型参数确定,从而得到了训练好的预设呼吸分类模型。

[0082] 可选地,在实际应用中,预设呼吸分类模型可以包括逐步线性判别分析 (Stepwise Linear Discriminant Analysis, SWLDA) 模型、线性判别分析 (Linear Discriminant Analysis, LDA) 模型或支持向量机 (Support Vector Machine, SVM) 模型。其中,逐步线性判别分析模型可以结合LDA和双向逐步分析这两种方法,对输入的特征进行各个维度的显著性检验,最后只保留对分类结果贡献最大的特征组合来建立分类模型,从而能够大幅度降低特征的数量,避免过拟合现象。在具体应用时,逐步线性判别分析模型可以通过调整显著特征的p值、剔除显著特征的p值以及显著特征的总个数,这三个重要的参数,来优化模型,使得模型的分类结果更加准确。

[0083] 具体地,在预设呼吸分类模型为逐步线性判别分析模型,初始呼吸分类模型为待训练的逐步线性判别分析模型,每个第二时域特征包括至少两个子时域特征的情况下,以每组对应的第二时域特征和呼吸类别为训练参数,对初始呼吸分类模型进行训练,得到预设呼吸分类模型的步骤具体可以通过下述方式实现,包括:

[0084] 以每组对应的第二时域特征和呼吸类别为训练参数,输入待训练的逐步线性判别分析模型;根据每组对应的第二时域特征和呼吸类别,对第二时域特征中的每个子时域特征进行显著性检验,得到显著性权重超过预设阈值的子时域特征;根据显著性权重超过预设阈值的子时域特征,训练得到逐步线性判别分析模型。

[0085] 其中,信号处理设备可以将每组对应的第二时域特征和呼吸类别作为训练参数,输入待训练的逐步线性判别分析模型。其中,每个第二时域特征可以包括至少两个子时域特征,子时域特征例如可以是血氧饱和度均值、血氧饱和度标准方差、血氧饱和度局部最大值、血氧饱和度局部最小值、血氧饱和度局部极差、平均一级下降百分比、平均一级持续下降时间、二级下降百分比和二级持续下降时间等。待训练的逐步线性判别分析模型可以结合LDA和双向逐步分析两种方式,基于每组对应的第二时域特征和呼吸类别对于模型参数的调参结果,确定每个子时域特征对于分类结果的影响占比,从而能够对每个子时域特征进行显著性检验,在训练的决策阶段,待训练的逐步线性判别分析模型可以得到每个子时域特征对应的显著性权重,并可以根据显著性权重从大到小的顺序,对每个子时域特征进行排序。显著性权重越高的子时域特征,对分类结果准确性的影响越显著。进而信号处理设备可以根据显著性权重超过预设阈值的子时域特征,也即对分类结果准确性的影响最大前一个或多个子时域特征,训练得到逐步线性判别分析模型。

[0086] 在本发明实施例中,第一时域特征与第二时域特征中显著性权重超过预设阈值的子时域特征属性相同。由于逐步线性判别分析模型可以根据第二时域特征中对分类结果准确性的影响显著的子时域特征进行训练得到,因此,在后续通过训练好的预设呼吸分类模型对原始血氧信号进行分类时,可以只从原始血氧信号中提取与影响显著的子时域特征属性相同的时域特征即可,而无需从原始血氧信号中提取与第二时域特征中的所有子时域特征属性相同的时域特征,因此,能够减少从原始血氧信号中提取的时域特征的数量,进而减少了原始血氧信号的时域特征计算量。

[0087] 例如,第二时域特征可以包括以下9个子时域特征:血氧饱和度均值、血氧饱和度标准方差、血氧饱和度局部最大值、血氧饱和度局部最小值、血氧饱和度局部极差、平均一级下降百分比、平均一级持续下降时间、二级下降百分比和二级持续下降时间。在模型训练时,可以确定第二时域特征中对分类结果准确性的影响显著的子时域特征共有6个,分别是血氧饱和度均值、血氧饱和度局部极差、平均一级下降百分比、平均一级持续下降时间、二级下降百分比和二级持续下降时间。信号处理设备可以根据上述6个影响显著的子时域特征,训练得到逐步线性判别分析模型。因此,后续从原始血氧信号中提取需要输入的第一时域特征时,可以只提取原始血氧信号的血氧饱和度均值、血氧饱和度局部极差、平均一级下降百分比、平均一级持续下降时间、二级下降百分比和二级持续下降时间这6个时域特征,作为逐步线性判别分析模型的输入参数即可,这6个时域特征的属性与第二时域特征中对分类结果准确性的影响显著的6个子时域特征的属性相同,如此,减少了从原始血氧信号中提取的时域特征的数量,无需计算原始血氧信号的血氧饱和度标准方差、血氧饱和度局部最大值、血氧饱和度局部最小值,减少了原始血氧信号的时域特征计算量。

[0088] 得到训练好的预设呼吸分类模型之后,信号处理设备便可以获取新的原始血氧信号,进而根据新的原始血氧信号对应的时域特征,通过训练好的预设呼吸分类模型进行呼吸类别的分类。

[0089] 步骤202:获取原始血氧信号。

[0090] 此步骤的具体实现方式可以参考与上述步骤101的实现过程,本实施例在此不再详述。

[0091] 步骤203:对原始血氧信号进行预处理,得到第一血氧信号。

[0092] 此步骤的具体实现方式可以参考与上述步骤102的实现过程,本实施例在此不再详述。

[0093] 步骤204:对第一血氧信号进行分窗处理,得到n个分窗血氧信号。

[0094] 在本发明实施例中,信号处理设备可以按照预设窗长,对经过预处理后的第一血氧信号进行分窗处理,可以得到n个分窗血氧信号,其中,每个分窗血氧信号对应的时长即为预设窗长。例如,预设窗长可以为60s,则可以每隔60s对第一血氧信号进行分窗处理,得到n个60s的分窗血氧信号。

[0095] 步骤205:分别对每个分窗血氧信号进行分段处理,共计得到 $n \times m$ 个分段血氧信号。

[0096] 在本发明实施例中,信号处理设备可以按照预设段长,对分别对每个分窗血氧信号进行分段处理,每个分窗血氧信号可以分段为m个分段血氧信号,总共可以获得 $n \times m$ 个分段血氧信号,其中,每个分段血氧信号对应的时长即为预设段长。例如,预设段长可以为

10s,则可以每隔10s对一个60s的分窗血氧信号进行分段处理,每个分窗血氧信号可以分段为6个10s的分段血氧信号,总共为6n个分段血氧信号。

[0097] 步骤206:确定每个分段血氧信号对应的血氧饱和度。

[0098] 在本步骤中,信号处理设备可以确定每个分段血氧信号对应的血氧饱和度。可选地,可以基于电化学原理测出血氧分压,进而根据血氧分压计算得到血氧饱和度,具体可以参考相关技术,本发明实施例对于确定血氧饱和度的方式不作具体限定。

[0099] 步骤207:根据每个分窗血氧信号中的m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定第一血氧信号的第一时域特征。

[0100] 可选地,第一时域特征可以包括血氧饱和度均值、血氧饱和度标准方差、血氧饱和度局部最大值、血氧饱和度局部最小值、血氧饱和度局部极差、平均一级下降百分比、平均一级持续下降时间、二级下降百分比和二级持续下降时间中的至少一种。

[0101] 相应的,本步骤具体可以通过下述方式实现,包括:

[0102] 子步骤2071:对于每个分窗血氧信号中的m个分段血氧信号,根据m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定分窗血氧信号的血氧饱和度均值。

[0103] 以60s的分窗血氧信号、10s的分段血氧信号以及m=6为例,在考虑分窗界限的情况下,6n个分段血氧信号对应的血氧饱和度可以表示为Sw1d1、Sw1d2、Sw1d3、Sw1d4、Sw1d5、Sw1d6、Sw2d1、Sw2d2、Sw2d3、Sw2d4、Sw2d5、Sw2d6、...、Swnd5、Swnd6,可以记为二级血氧饱和度序列。在不考虑分窗界限的情况下,6n个分段血氧信号对应的血氧饱和度可以表示为Sd1、Sd2、Sd3、...、Sd6n,可以记为一级血氧饱和度序列。其中,一级血氧饱和度序列与二级血氧饱和度序列的数值是相同的,只是表示方式不同,二级血氧饱和度序列的表示方式可以体现出分段血氧信号所属的分窗血氧信号,而一级血氧饱和度序列的表示方式则体现不出分窗界限,在具体应用时可以根据需求命名,本发明实施例对此不作限定。

[0104] 可选地,以某一个分窗血氧信号中的m个分段血氧信号进行说明,信号处理设备可以根据该分窗血氧信号中的m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,通过下述公式(1)确定该分窗血氧信号的血氧饱和度均值。其中,在下述公式(1)中,Mean_wi表示n个分窗血氧信号中,第i个分窗血氧信号的血氧饱和度均值,Swidj表示第i个分窗血氧信号中的第j个分段血氧信号对应的血氧饱和度。

$$[0105] \quad Mean_wi = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^m Swidj, (i=1,2,3,\dots,n) \quad (1)$$

[0106] 例如m=6时,公式(1)可以具体化为下述公式(1-1)。

$$[0107] \quad Mean_wi = \frac{1}{6} \sum_{j=1}^6 Swidj, (i=1,2,3,\dots,n) \quad (1-1)$$

[0108] 子步骤2072:根据m个分段血氧信号对应的血氧饱和度和血氧饱和度均值,确定分窗血氧信号的血氧饱和度标准方差。

[0109] 可选地,以某一个分窗血氧信号中的m个分段血氧信号进行说明,信号处理设备可以根据该分窗血氧信号中的m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,以及该分窗血氧信号的血氧饱和度均值,通过下述公式(2)确定该分窗血氧信号的血氧饱和度标准方差。其中,在下述公式(2)中,Sd_wi表示第i个分窗血氧信号的血氧饱和度标准方差。

$$[0110] \quad Sd_wi = \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{j=1}^m (Swidj - Mean_wi)^2}, (i=1,2,3,\dots,n) \quad (2)$$

[0111] 例如m=6时,公式(2)可以具体化为下述公式(2-1)。

$$[0112] \quad Sd_wi = \sqrt{\frac{1}{6} \sum_{j=1}^6 (Swidj - Mean_wi)^2}, (i=1,2,3,\dots,n) \quad (2-1)$$

[0113] 子步骤2073:根据m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定分窗血氧信号的血氧饱和度局部最大值。

[0114] 可选地,以某一个分窗血氧信号中的m个分段血氧信号进行说明,信号处理设备可以根据该分窗血氧信号中的m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,通过下述公式(3)确定该分窗血氧信号的血氧饱和度局部最大值。其中,在下述公式(3)中,Max_wi表示第i个分窗血氧信号的血氧饱和度局部最大值。

$$[0115] \quad Max_wi = \max\{Swidj\}, (j=1,2,3,\dots,m, i=1,2,3,\dots,n) \quad (3)$$

[0116] 例如m=6时,公式(3)可以具体化为下述公式(3-1)。

$$[0117] \quad Max_wi = \max\{Swid1, Swid2, Swid3, Swid4, Swid5, Swid6\}, (j=1,2,3,\dots,m, i=1, 2, 3, \dots, n)$$

$$[0118] \quad (3-1)$$

[0119] 子步骤2074:根据m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定分窗血氧信号的血氧饱和度局部最小值。

[0120] 可选地,以某一个分窗血氧信号中的m个分段血氧信号进行说明,信号处理设备可以根据该分窗血氧信号中的m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,通过下述公式(4)确定该分窗血氧信号的血氧饱和度局部最小值。其中,在下述公式(4)中,Min_wi表示第i个分窗血氧信号的血氧饱和度局部最小值。

$$[0121] \quad Min_wi = \min\{Swidj\}, (j=1,2,3,\dots,m, i=1,2,3,\dots,n) \quad (4)$$

[0122] 例如m=6时,公式(4)可以具体化为下述公式(4-1)。

$$[0123] \quad Min_wi = \min\{Swid1, Swid2, Swid3, Swid4, Swid5, Swid6\}, (j=1,2,3,\dots,m, i=1, 2, 3, \dots, n)$$

$$[0124] \quad (4-1)$$

[0125] 子步骤2075:根据每个血氧饱和度局部最大值和每个血氧饱和度局部最小值,确定每个分窗血氧信号的血氧饱和度局部极差。

[0126] 可选地,以某一个分窗血氧信号进行说明,信号处理设备可以根据该分窗血氧信号的血氧饱和度局部最大值和血氧饱和度局部最小值,通过下述公式(5)确定该分窗血氧信号的血氧饱和度局部极差。其中,在下述公式(5)中,R_wi表示第i个分窗血氧信号的血氧饱和度局部极差。

$$[0127] \quad R_wi = Max_wi - Min_wi, (i=1,2,3,\dots,n) \quad (5)$$

[0128] 子步骤2076:根据m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定分窗血氧信号的平均一级下降百分比。

[0129] 可选地,信号处理设备可以根据n×m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,通过下述公式(6)确定每个分段血氧信号的一级下降百分比。其中,在下述公式(6)中,D1_di表示n×m个分段血氧信号中,第i个分段血氧信号的一级下降百分比。

$$[0130] \quad D1_di = \begin{cases} 0, & i=1 \\ \frac{Sdi-Sdk}{Sdk} \cdot 100\%, (k=i-1) & i=2,3,4,\dots,mn \end{cases} \quad (6)$$

[0131] 例如m=6时,公式(6)可以具体化为下述公式(6-1)。

$$[0132] \quad D1_di = \begin{cases} 0, & i=1 \\ \frac{Sdi-Sdk}{Sdk} \cdot 100\%, (k=i-1) & i=2,3,4,\dots,6n \end{cases} \quad (6-1)$$

[0133] 然后,以某一个分窗血氧信号中的m个分段血氧信号进行说明,信号处理设备可以根据该分窗血氧信号中的m个分段血氧信号的一级下降百分比,通过下述公式(7)确定该分窗血氧信号的平均一级下降百分比。其中,在下述公式(7)中,MD1_wi表示n个分窗血氧信号中,第i个分窗血氧信号的平均一级下降百分比。

$$[0134] \quad MD1_wi = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^m D1_di, (i=1,2,3,\dots,n) \quad (7)$$

[0135] 例如m=6时,公式(7)可以具体化为下述公式(7-1)。

$$[0136] \quad MD1_wi = \frac{1}{6} \sum_{j=1}^6 D1_di, (i=1,2,3,\dots,n) \quad (7-1)$$

[0137] 子步骤2077:根据m个分段血氧信号对应的血氧饱和度和第一预设常数,确定分窗血氧信号的平均一级持续下降时间。

[0138] 可选地,信号处理设备可以根据n×m个分段血氧信号对应的血氧饱和度和第一预设常数,通过下述公式(8)确定每个分段血氧信号的一级下降百分比。其中,在下述公式(8)中,T1_di表示n×m个分段血氧信号中,第i个分段血氧信号的一级持续下降时间,a表示第一预设常数,第一预设常数等于预设段长。公式(8)所表示的计算过程可以参照图3。

$$[0139] \quad T1_di = \begin{cases} 0, & i=1 \\ 0, & Sdi > Sdk (k=i-1, i=2,3,4,\dots,mn) \\ T1_dk + a, & Sdi \leq Sdk (k=i-1, i=2,3,4,\dots,mn) \end{cases} \quad (8)$$

[0140] 例如m=6,预设段长=10s时,公式(8)可以具体化为下述公式(8-1)。

$$[0141] \quad T1_di = \begin{cases} 0, & i=1 \\ 0, & Sdi > Sdk (k=i-1, i=2,3,4,\dots,6n) \\ T1_dk + 10, & Sdi \leq Sdk (k=i-1, i=2,3,4,\dots,6n) \end{cases} \quad (8-1)$$

[0142] 然后,以某一个分窗血氧信号中的m个分段血氧信号进行说明,信号处理设备可以根据该分窗血氧信号中的m个分段血氧信号的一级下降百分比,通过下述公式(9)确定该分窗血氧信号的平均一级持续下降时间。其中,在下述公式(9)中,MT1_wi表示n个分窗血氧信号中,第i个分窗血氧信号的平均一级持续下降时间。

$$[0143] \quad MT1_wi = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^m T1_di, (i=1,2,3,\dots,n) \quad (9)$$

[0144] 例如 $m=6$ 时,公式(9)可以具体化为下述公式(9-1)。

$$[0145] \quad MT1_wi = \frac{1}{6} \sum_{j=1}^6 T1_di, (i=1,2,3,\dots,n) \quad (9-1)$$

[0146] 子步骤2078:根据血氧饱和度均值,确定分窗血氧信号的二级下降百分比。

[0147] 可选地,信号处理设备可以根据每个分窗血氧信号对应的血氧饱和度均值,通过下述公式(10)确定每个分窗血氧信号的二级下降百分比。其中,在下述公式(10)中, $D2_wi$ 表示 n 个分窗血氧信号中,第 i 个分窗血氧信号的二级下降百分比。

$$[0148] \quad D2_wi = \begin{cases} 0, & i=1 \\ \frac{Mean_wi - Mean_wk}{Mean_wk} \cdot 100\%, (k=i-1) & i=2,3,4,\dots,n \end{cases} \quad (10)$$

[0149] 子步骤2079:根据血氧饱和度均值和第二预设常数,确定分窗血氧信号的二级持续下降时间。

[0150] 可选地,信号处理设备可以根据每个分窗血氧信号的血氧饱和度均值和第二预设常数,通过下述公式(11)确定每个分窗血氧信号的二级持续下降时间。其中,在下述公式(11)中, $T2_wi$ 表示 n 个分窗血氧信号中,第 i 个分窗血氧信号的平均一级持续下降时间, b 表示第二预设常数,第二预设常数等于预设窗长。公式(11)所表示的计算过程可以参照图4。

$$[0151] \quad T2_wi = \begin{cases} 0, & i=1 \\ 0, & Mean_wi > Mean_wk (k=i-1, i=2,3,4,\dots,n) \\ T2_wk + b, & Mean_wi \leq Mean_wk (k=i-1, i=2,3,4,\dots,n) \end{cases} \quad (11)$$

[0152] 例如预设窗长=60s时,公式(8)可以具体化为下述公式(8-1)。

$$[0153] \quad T2_wi = \begin{cases} 0, & i=1 \\ 0, & Mean_wi > Mean_wk (k=i-1, i=2,3,4,\dots,n) \\ T2_wk + 60, & Mean_wi \leq Mean_wk (k=i-1, i=2,3,4,\dots,n) \end{cases} \quad (11-1)$$

[0154] 需要说明的是,在实际应用中,预设呼吸分类模型在训练时即可从各个维度时域特征中,确定出对分类结果影响显著的时域特征维度,因此,在实际应用时,可以根据预设呼吸分类模型确定出的对分类结果影响显著的时域特征维度,提取相同维度的第一时域特征即可。例如,预设呼吸分类模型确定出的对分类结果影响显著的时域特征维度是平均一级下降百分比、平均一级持续下降时间、二级下降百分比和二级持续下降时间,则信号处理设备对第一血氧信号提取平均一级下降百分比、平均一级持续下降时间、二级下降百分比和二级持续下降时间的时域特征即可,相应的,对于需要提取哪个维度的第一时域特征,则执行相应的特征确定步骤即可,对于不需要提取的维度,则无需执行相应维度的特征确定步骤。

[0155] 另外,由于在本发明实施例中,可以只提取第一血氧信号时域方面的特征,而无需提取频域、光谱、非线性等方面的特征,因此可以使得分类的特征提取和运算的复杂度较低。

[0156] 步骤208:将第一时域特征输入预设呼吸分类模型,得到原始血氧信号所属的目标呼吸类别。

[0157] 在本发明实施例中,信号处理设备可以将第一时域特征构建为第一特征矩阵,并将第一特征矩阵作为输入参数,输入训练好的预设呼吸分类模型中,从而预设呼吸分类模型可以输出第一时域特征对应的目标呼吸类别,也即是输出原始血氧信号所属的目标呼吸类别,从而确定出原始血氧信号是属于正常呼吸类别还是睡眠呼吸暂停类别。

[0158] 此外,在实际应用中,可选地,可以对不同的血氧信号所属者分别训练不同的预设呼吸分类模型,从而在进行睡眠呼吸类型的分类时,采用当前血氧信号所属者对应的预设呼吸分类模型进行分类,从而能够提高分类的准确性。当然,又可选地,也可以对不同的血氧信号所属者的血氧信号,采用相同的预设呼吸分类模型,也即是预设呼吸分类模型可以通用,如此,可以节约模型训练的时长。

[0159] 在本发明实施例中,信号处理设备首先可以通过训练得到预设呼吸分类模型,然后可以获取原始血氧信号,并对原始血氧信号进行预处理,得到第一血氧信号,之后,信号处理设备可以对第一血氧信号进行分窗处理和分段处理,得到n个分窗血氧信号,每个分窗血氧信号中包括m个分段血氧信号,并根据每个分窗血氧信号中的m个分段血氧信号对应的血氧饱和度,确定第一血氧信号的第一时域特征,该第一时域特征能够表征第一血氧信号的血氧饱和度是否下降,进而信号处理设备将第一时域特征作为输入参数,输入预设呼吸分类模型,即可得到原始血氧信号所属的目标呼吸类别。在本发明实施例中,信号处理设备可以分窗分段对第一血氧信号进行时域特征提取,从而得到多维度多数量的时域特征,并根据第一血氧信号中能够表征血氧饱和度是否下降的时域特征,通过预设呼吸分类模型进行分类,从而确定出第一血氧信号对应的原始血氧信号所属的呼吸类别,相对于基于呼吸暂停次数与低通气次数的阈值判别方法,提高了判断呼吸类型的准确性。

[0160] 本发明实施例还提供了一种计算机设备,包括处理器、存储器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,所述计算机程序被所述处理器执行时实现如上所述的信号处理方法的步骤。

[0161] 对于前述的各方法实施例,为了简单描述,故将其都表述为一系列的动作组合,但是本领域技术人员应该知悉,本发明并不受所描述的动作顺序的限制,因为依据本发明,某些步骤可以采用其他顺序或者同时进行。其次,本领域技术人员也应该知悉,说明书中所描述的实施例均属于优选实施例,所涉及的动作和模块并不一定是本发明所必须的。

[0162] 本说明书中的各个实施例均采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似的部分互相参见即可。

[0163] 最后,还需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,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。

[0164] 以上对本发明所提供的一种信号处理方法及计算机设备,进行了详细介绍,本文中应用了具体个例对本发明的原理及实施方式进行了阐述,以上实施例的说明只是用于帮助理解本发明的方法及其核心思想;同时,对于本领域的一般技术人员,依据本发明的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,综上所述,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

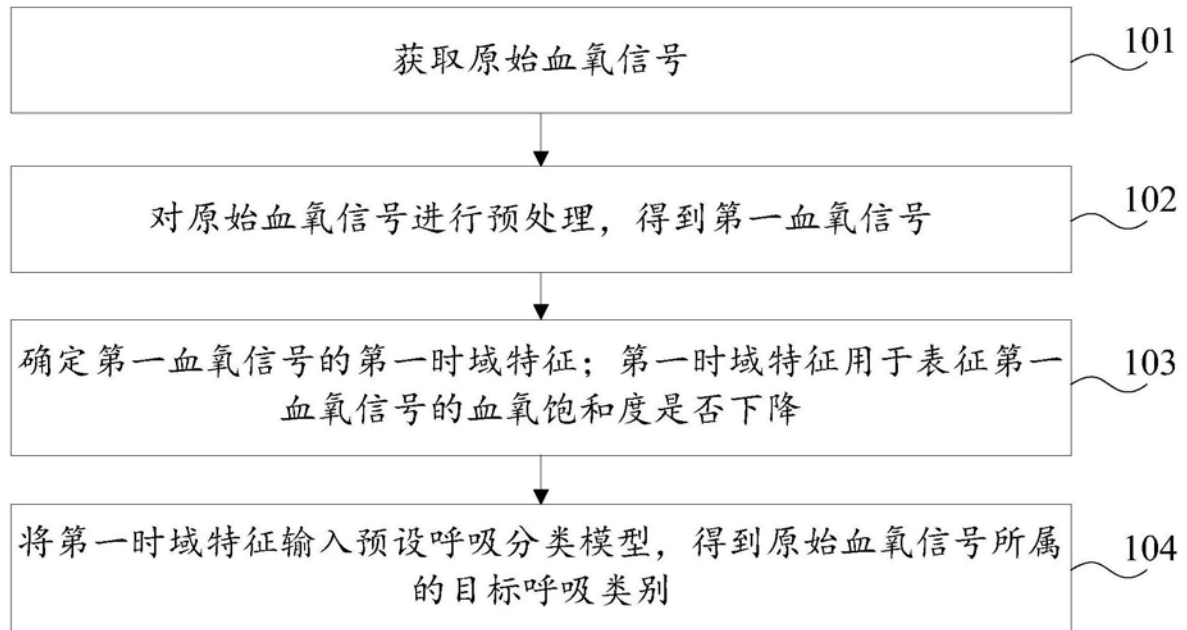


图1

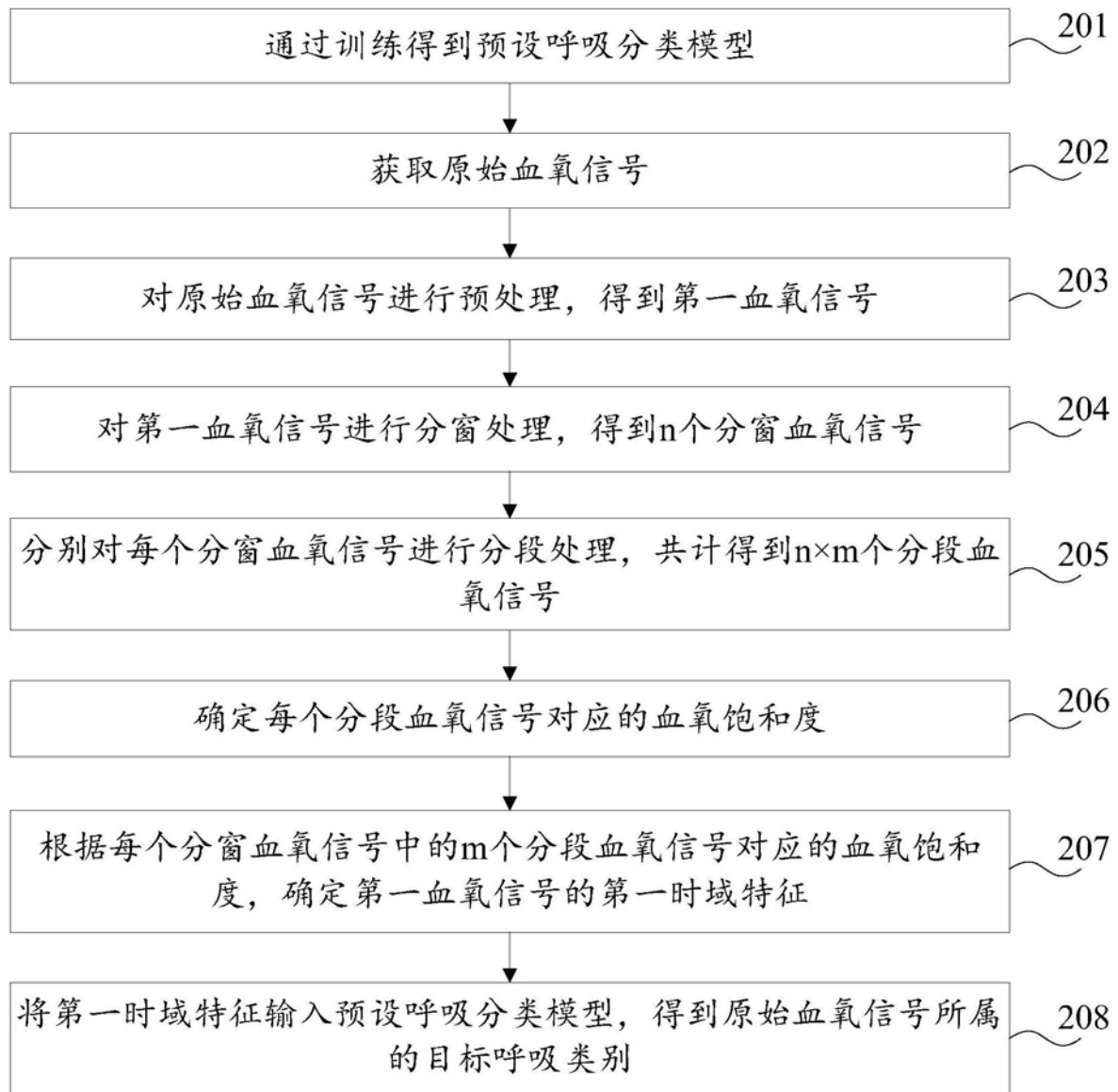


图2

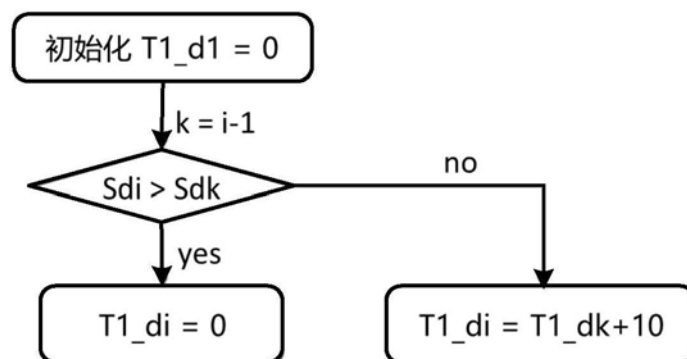


图3

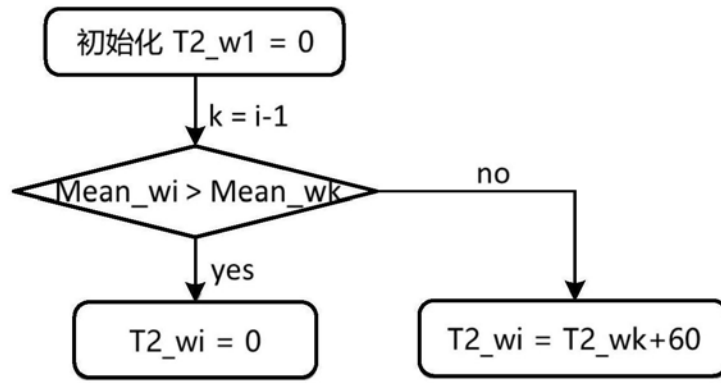


图4

专利名称(译)	一种信号处理方法及计算机设备		
公开(公告)号	CN110742621A	公开(公告)日	2020-02-04
申请号	CN201911055292.8	申请日	2019-10-31
[标]申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
[标]发明人	孟桂芳 孙啸然		
发明人	孟桂芳 梁思阳 孙啸然		
IPC分类号	A61B5/145 A61B5/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/08 A61B5/0826 A61B5/14542 A61B5/4818 A61B5/7235 A61B5/7267		
代理人(译)	李娜		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种信号处理方法及计算机设备，涉及信号技术领域。其中，所述方法包括：获取原始血氧信号；对所述原始血氧信号进行预处理，得到第一血氧信号；确定所述第一血氧信号的第一时域特征；所述第一时域特征用于表征所述第一血氧信号的血氧饱和度是否下降；将所述第一时域特征输入预设呼吸分类模型，得到所述原始血氧信号所属的目标呼吸类别。在本发明实施例中，信号处理设备可以根据第一血氧信号中能够表征血氧饱和度是否下降的时域特征，通过预设呼吸分类模型进行分类，从而确定出第一血氧信号对应的原始血氧信号所属的呼吸类别，相对于基于呼吸暂停次数与低通气次数的阈值判别方法，提高了判断呼吸类型的准确性。

