



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110074765 A

(43)申请公布日 2019.08.02

(21)申请号 201910356682.2

(22)申请日 2019.04.29

(71)申请人 中山大学

地址 510275 广东省广州市海珠区新港西路135号

(72)发明人 罗语溪 吴舒淇 张仰婷 谭永康

(74)专利代理机构 广州粤高专利商标代理有限公司 44102

代理人 刘俊

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

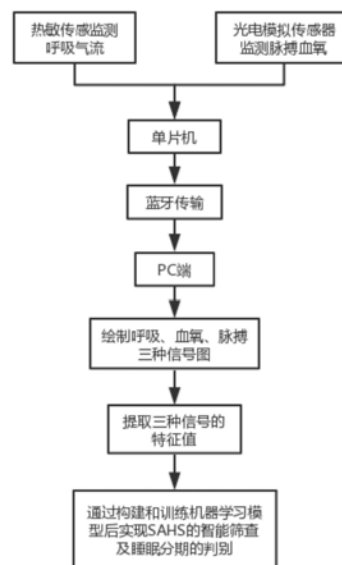
权利要求书2页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种SAHS筛查及睡眠分期的判别方法

(57)摘要

本发明提供一种SAHS筛查及睡眠分期的判别方法,该方法主要针对睡眠呼吸障碍疾病,通过低生理负荷、导联数较少的生理信号传感器,进行包含呼吸,心功能变异等多维度与睡眠呼吸障碍相关的生理病理信息挖掘,为低生理负荷的SAHS筛查提供了一种新的方法,具有一定的临床实际应用意义。



1. 一种SAHS筛查及睡眠分期的判别方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1:采集呼吸、血氧、脉搏信号,并通过蓝牙传输至上位机;

S2:对采集的三种信号数据预处理,构建呼吸、血氧、脉搏数据集;

S3:对三种信号数据集进行划分,提取特征值;

S4:通过构建和训练机器学习模型实现SAHS的智能筛查及睡眠分期的判别。

2. 根据权利要求1所述的SAHS筛查及睡眠分期的判别方法,其特征在于,在步骤S1中,通过热敏传感检测呼吸信号,经过放大滤波电路和谷峰值检测提取平均值电路得到呼吸的模拟信号,经过比较放大电路去除工频干扰等,经过单稳态触发电路得到呼吸的数字信号,传至单片机,单片机实现数模转换,经过蓝牙传输模块传至PC端显示。

3. 根据权利要求2所述的SAHS筛查及睡眠分期的判别方法,其特征在于,在步骤S1中,通过光电模拟传感器采集血氧脉搏信号,特定波长的光束经由光敏二极管发送至皮肤表面,并经过透射或反射的方式传至光电接收器,探测器将检测到的变化的光强度转换为电信号传至单片机,最终得到光容积脉搏波及血氧信号。

4. 根据权利要求3所述的SAHS筛查及睡眠分期的判别方法,其特征在于,在步骤S2中,将采集到的三种信号在PC端显示,进行滤波预处理后,构建呼吸、血氧、脉搏数据集。

5. 根据权利要求4所述的SAHS筛查及睡眠分期的判别方法,其特征在于,在步骤S3中,在区分病人和正常人2种类型中,将数据集划分为60秒一个时间片段,在区分Weak期、REM期、N1期、N2期、N3期5类睡眠状态中,将数据级划分为30秒一个时间片段,针对于每一个时间片段,进行特征值的提取。

6. 根据权利要求5所述的SAHS筛查及睡眠分期的判别方法,其特征在于,在步骤S3中,对呼吸信号提取的特征有,吸气及呼气的流速最大值、呼吸周期及其方差、吸气及呼气的期间均值及其比值、潮气量、功率谱密度、呼吸信号在0.01-0.5Hz之间的能量TP、呼吸信号在0.15-0.5Hz之间的能量HF、呼吸信号在0.05-0.15Hz之间的能量LF、呼吸信号在0.01-0.05Hz之间的能量VLF、VLF和LF之间的比值、VLF和HF之间的比值、LF和HF之间的比值,共16个特征值。

7. 根据权利要求6所述的SAHS筛查及睡眠分期的判别方法,其特征在于,在步骤S3中,对血氧信号提取的特征有血氧饱和度最低值、最大氧减值、最大氧减值对应时间、氧减速度、最长氧减时间,共5个特征值。

8. 根据权利要求7所述的SAHS筛查及睡眠分期的判别方法,其特征在于,在步骤S3中,对脉搏信号提取的时域特征有主波上升及下降时间及其比值、主波及重搏波的高度及其比值、K值7个特征值;用“dmey”小波进行六层小波分解,小波特征有各频带功率、总功率、各频带平均功率、总平均功率、各频段能量占比、小波熵21个特征值;针对脉率变异性的特征值有脉率均值、脉率标准差、样本熵值、全频总功率值、极低频功率值、低频功率值、高频功率值、低频与高频的比值8个特征值,共36个特征值。

9. 根据权利要求8所述的SAHS筛查及睡眠分期的判别方法,其特征在于,在步骤S4中,从多导睡眠仪导出已经由睡眠医生和技师标注过有无异常呼吸事件及不同睡眠期的呼吸、血氧及脉搏信号,在预处理后提取三种信号的特征值,再经过归一化消除个体差异,并通过Fisher Scoring及Pearson Correlation算法筛选出最优的特征向量集;对于不同睡眠期数据不均衡的问题,采用Smote过采样均衡数据集;将特征向量以五折交叉验证的方法划分

训练集和测试集,选取支持向量机、BP神经网络、决策树、随机森林四类分类器,在训练集上进行模型训练,在测试集上输出结果,选取最优的机器学习模型。

10. 根据权利要求8所述的SAHS筛查及睡眠分期的判别方法,其特征在于,在步骤S4中,对提取到的呼吸、血氧、脉搏信号的特征值,选取最优特征组,利用最优的机器学习模型进行异常呼吸的识别,从而区分SAHS病人和正常人;对识别出来的SAHS病人组与正常人组,同样分别选取最优特征组利用最优的机器学习模型进行睡眠分期的判别,从而实现级联分类。

一种SAHS筛查及睡眠分期的判别方法

技术领域

[0001] 本发明涉及睡眠状态识别领域,更具体地,涉及一种SAHS筛查及睡眠分期的判别方法。

背景技术

[0002] 目前SAHS诊断的金标准为多导睡眠监测技术(PSG),它包含了大量生理病理信息,但PSG监测具有生理负荷高、设备检查环境要求高、检查和分析技术复杂、人力资源消耗大和费用相对昂贵的特点,使得大部分患者无法得到及时有效的治疗。

[0003] 简易筛查呼吸事件的生理信号为血氧信号,但血氧信号筛查存在灵敏度高特异性低的特点,而加入呼吸信号将会提高呼吸事件筛查的准确率。除此以外,光电容积脉搏波具有丰富的生理信息,加入脉搏信号一方面可以提高对睡眠分期判别的准确率,另一方面可以反映自主神经系统的活动情况,为临床诊断心血管疾病提供重要生理指标。

发明内容

[0004] 本发明提供一种新的SAHS筛查及睡眠分期的判别方法。

[0005] 为了达到上述技术效果,本发明的技术方案如下:

[0006] 一种SAHS筛查及睡眠分期的判别方法,包括以下步骤:

[0007] S1:采集呼吸、血氧、脉搏信号,并通过蓝牙传输至上位机;

[0008] S2:对采集的三种信号数据预处理,构建呼吸、血氧、脉搏数据集;

[0009] S3:对三种信号数据集进行划分,提取特征值;

[0010] S4:通过构建和训练机器学习模型实现SAHS的智能筛查及睡眠分期的判别。

[0011] 进一步地,在步骤S1中,通过热敏传感检测呼吸信号,经过放大滤波电路和谷峰值检测提取平均值电路得到呼吸的模拟信号,经过比较放大电路去除工频干扰等,经过单稳态触发电路得到呼吸的数字信号,传至单片机,单片机实现数模转换,经过蓝牙传输模块传至PC端显示。

[0012] 进一步地,在步骤S1中,通过光电模拟传感器采集血氧脉搏信号,特定波长的光束经由光敏二极管发送至皮肤表面,并经过透射或反射的方式传至光电接收器,探测器将检测到的变化的光强度转换为电信号传至单片机,最终得到光电容积脉搏波及血氧信号。

[0013] 进一步地,在步骤S2中,将采集到的三种信号在PC端显示,进行滤波预处理后,构建呼吸、血氧、脉搏数据集。

[0014] 进一步地,在步骤S3中,在区分病人和正常人2种类型中,将数据集划分为60秒一个时间片段,在区分Weak期、REM期、N1期、N2期、N3期5类睡眠状态中,将数据级划分为30秒一个时间片段,针对于每一个时间片段,进行特征值的提取。

[0015] 进一步地,在步骤S3中,对呼吸信号提取的特征有,吸气及呼气的流速最大值、呼吸周期及其方差、吸气及呼气的周期均值及其比值、潮气量、功率谱密度、呼吸信号在0.01-0.5Hz之间的能量TP、呼吸信号在0.15-0.5Hz之间的能量HF、呼吸信号在0.05-0.15Hz之间

的能量LF、呼吸信号在0.01-0.05Hz之间的能量VLF、VLF和LF之间的比值、VLF和HF之间的比值、LF和HF之间的比值,共16个特征值。

[0016] 进一步地,在步骤S3中,对血氧信号提取的特征有血氧饱和度最低值、最大氧减值、最大氧减值对应时间、氧减速度、最长氧减时间,共5个特征值。

[0017] 进一步地,在步骤S3中,对脉搏信号提取的时域特征有主波上升及下降时间及其比值、主波及重搏波的高度及其比值、K值7个特征值;用“dmey”小波进行六层小波分解,小波特征有各频带功率、总功率、各频带平均功率、总平均功率、各频段能量占比、小波熵21个特征值;针对脉率变异性的特征值有脉率均值、脉率标准差、样本熵值、全频总功率值、极低频功率值、低频功率值、高频功率值、低频与高频的比值8个特征值,共36个特征值。

[0018] 进一步地,在步骤S4中,从多导睡眠仪导出已经由睡眠医生和技师标注过有无异常呼吸事件及不同睡眠期的呼吸、血氧及脉搏信号,在预处理后提取三种信号的特征值,再经过归一化消除个体差异,并通过Fisher Scoring及Pearson Correlation算法筛选出最优的特征向量集;对于不同睡眠期数据不均衡的问题,采用Smote过采样均衡数据集;将特征向量以五折交叉验证的方法划分训练集和测试集,选取支持向量机、BP神经网络、决策树、随机森林四类分类器,在训练集上进行模型训练,在测试集上输出结果,选取最优的机器学习模型。

[0019] 进一步地,在步骤S4中,在步骤S4中,对提取到的呼吸、血氧、脉搏信号的特征值,选取最优特征组,利用最优的机器学习模型进行异常呼吸的识别,从而区分SAHS病人和正常人;对识别出来的SAHS病人组与正常人组,同样分别选取最优特征组利用最优的机器学习模型进行睡眠分期的判别,从而实现级联分类。

[0020] 与现有技术相比,本发明技术方案的有益效果是:

[0021] 本发明主要针对睡眠呼吸障碍疾病,通过低生理负荷、导联数较少的生理信号传感器,进行包含呼吸,心功能变异等多维度与睡眠呼吸障碍相关的生理病理信息挖掘,为低生理负荷的SAHS筛查提供了一种新的方法,具有一定的临床实际应用意义。

附图说明

[0022] 图1为本发明的流程图;

[0023] 图2为呼吸信号采集的流程图;

[0024] 图3为机器学习模型训练的流程图。

具体实施方式

[0025] 附图仅用于示例性说明,不能理解为对本专利的限制;

[0026] 为了更好说明本实施例,附图某些部件会有省略、放大或缩小,并不代表实际产品的尺寸;

[0027] 对于本领域技术人员来说,附图中某些公知结构及其说明可能省略是可以理解的。

[0028] 下面结合附图和实施例对本发明的技术方案做进一步的说明。

[0029] 实施例1

[0030] 如图1所示,一种SAHS筛查及睡眠分期的判别方法,包括以下步骤:

- [0031] S1:采集呼吸、血氧、脉搏信号,并通过蓝牙传输至上位机;
- [0032] S2:对采集的三种信号数据预处理,构建呼吸、血氧、脉搏数据集;
- [0033] S3:对三种信号数据集进行划分,提取特征值;
- [0034] S4:通过构建和训练机器学习模型实现SAHS的智能筛查及睡眠分期的判别。
- [0035] 进一步地,在步骤S1中,通过热敏传感检测呼吸信号,经过放大滤波电路和谷峰值检测提取平均值电路得到呼吸的模拟信号,经过比较放大电路去除工频干扰等,经过单稳态触发电路得到呼吸的数字信号,传至单片机,单片机实现数模转换,经过蓝牙传输模块传至PC端显示。
- [0036] 在步骤S1中,通过光电模拟传感器采集血氧脉搏信号,特定波长的光束经由光敏二极管发送至皮肤表面,并经过透射或反射的方式传至光电接收器,探测器将检测到的变化的光强度转换为电信号传至单片机,最终得到光电容积脉搏波及血氧信号。
- [0037] 在步骤S2中,将采集到的三种信号在PC端显示,进行滤波预处理后,构建呼吸、血氧、脉搏数据集。
- [0038] 在步骤S3中,在区分病人和正常人2种类型中,将数据集划分为60秒一个时间片段,在区分Weak期、REM期、N1期、N2期、N3期5类睡眠状态中,将数据级划分为30秒一个时间片段,针对于每一个时间片段,进行特征值的提取;对呼吸信号提取的特征有,吸气及呼气的流速最大值、呼吸周期及其方差、吸气及呼气的平均时间及其比值、潮气量、功率谱密度、呼吸信号在0.01-0.5Hz之间的能量TP、呼吸信号在0.15-0.5Hz之间的能量HF、呼吸信号在0.05-0.15Hz之间的能量LF、呼吸信号在0.01-0.05Hz之间的能量VLF、VLF和LF之间的比值、VLF和HF之间的比值、LF和HF之间的比值,共16个特征值;对血氧信号提取的特征有血氧饱和度最低值、最大氧减值、最大氧减值对应时间、氧减速度、最长氧减时间,共5个特征值;对脉搏信号提取的时域特征有主波上升及下降时间及其比值、主波及重搏波的高度及其比值、K值7个特征值;用“dmey”小波进行六层小波分解,小波特征有各频带功率、总功率、各频带平均功率、总平均功率、各频段能量占比、小波熵21个特征值;针对脉率变异性的特征值有脉率均值、脉率标准差、样本熵值、全频总功率值、极低频功率值、低频功率值、高频功率值、低频与高频的比值8个特征值,共36个特征值。
- [0039] 在步骤S4中,从多导睡眠仪导出已经由睡眠医生和技师标注过有无异常呼吸事件及不同睡眠期的呼吸、血氧及脉搏信号,在预处理后提取三种信号的特征值,再经过归一化消除个体差异,并通过Fisher Scoring及Pearson Correlation算法筛选出最优的特征向量集;对于不同睡眠期数据不均衡的问题,采用Smote过采样均衡数据集;将特征向量以五折交叉验证的方法划分训练集和测试集,选取支持向量机、BP神经网络、决策树、随机森林四类分类器,在训练集上进行模型训练,在测试集上输出结果,选取最优的机器学习模型;对提取到的呼吸、血氧、脉搏信号的特征值,选取最优特征组,利用最优的机器学习模型进行异常呼吸的识别,从而区分SAHS病人和正常人;对识别出来的SAHS病人组与正常人组,同样分别选取最优特征组利用最优的机器学习模型进行睡眠分期的判别,从而实现级联分类。
- [0040] 实施例2
- [0041] 如图1所示,一种SAHS筛查及睡眠分期的判别方法,包括以下步骤:
- [0042] (1)通过热敏传感检测呼吸信号,经过放大滤波电路和谷峰值检测提取平均值电

路得到呼吸的模拟信号,经过比较放大电路去除工频干扰等,经过单稳态触发电路得到呼吸的数字信号,传至单片机。单片机实现数模转换,经过蓝牙传输模块传至PC端显示,如图2所示;

[0043] (2)通过光电模拟传感器采集血氧脉搏信号,一定波长的光束经由光敏二极管发送至皮肤表面,并经过透射或反射的方式传至光电接收器,探测器将检测到的变化的光强度转换为电信号传至单片机,最终可得到光电容积脉搏波及血氧信号;

[0044] (3)将采集到的三种信号在PC端显示,进行滤波预处理后,构建呼吸、血氧、脉搏数据集;

[0045] (4)对呼吸信号提取的特征有吸气及呼气的流速最大值、呼吸周期及其方差、吸气及呼气的时均及其比值、潮气量、功率谱密度、呼吸信号在0.01-0.5Hz之间的能量TP、呼吸信号在0.15-0.5Hz之间的能量HF、呼吸信号在0.05-0.15Hz之间的能量LF、呼吸信号在0.01-0.05Hz之间的能量VLF、VLF和LF之间的比值、VLF和HF之间的比值、LF和HF之间的比值,共16个特征值;

[0046] (5)对血氧信号提取的特征有血氧饱和度最低值、最大氧减值、最大氧减值对应时间、氧减速度、最长氧减时间,共5个特征值;

[0047] (6)对脉搏信号提取的时域特征有主波上升及下降时间及其比值、主波及重搏波的高度及其比值、K值7个特征值;用“dmey”小波进行六层小波分解,小波特征有各频带功率、总功率、各频带平均功率、总平均功率、各频段能量占比、小波熵21个特征值;针对脉率变异性的特征值有脉率均值、脉率标准差、样本熵值、全频总功率值、极低频功率值、低频功率值、高频功率值、低频与高频的比值8个特征值,共36个特征值;

[0048] (7)从多导睡眠仪(PSG)导出已经由睡眠医生和技师标注过有无异常呼吸事件及不同睡眠期的呼吸、血氧及脉搏信号,在预处理后提取三种信号的特征值,再经过归一化消除个体差异,并通过Fisher Scoring及Pearson Correlation算法筛选出最优的特征向量集。对于不同睡眠期数据不均衡的问题,采用Smote过采样均衡数据集。将特征向量以五折交叉验证的方法划分训练集和测试集,选取支持向量机、BP神经网络、决策树、随机森林四类分类器,在训练集上进行模型训练,在测试集上输出结果,选取最优的机器学习模型,如图3所示。

[0049] (8)对提取到的呼吸、血氧、脉搏信号的特征值,选取最优特征组,利用最优的机器学习模型进行异常呼吸的识别,从而区分SAHS病人和正常人;对识别出来的SAHS病人组与正常人组,同样分别选取最优特征组利用最优的机器学习模型进行睡眠分期的判别,从而实现级联分类。

[0050] 相同或相似的标号对应相同或相似的部件;

[0051] 附图中描述位置关系的用于仅用于示例性说明,不能理解为对本专利的限制;

[0052] 显然,本发明的上述实施例仅仅是为清楚地说明本发明所作的举例,而并非是对本发明的实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明权利要求的保护范围之内。

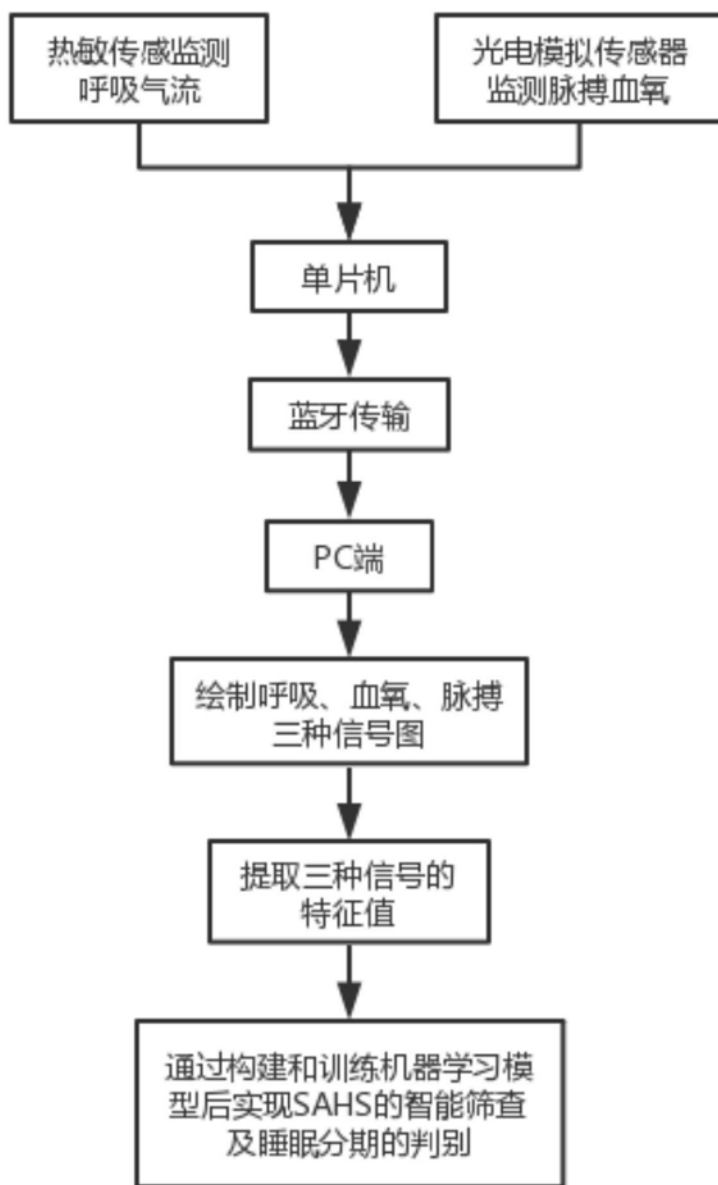


图1

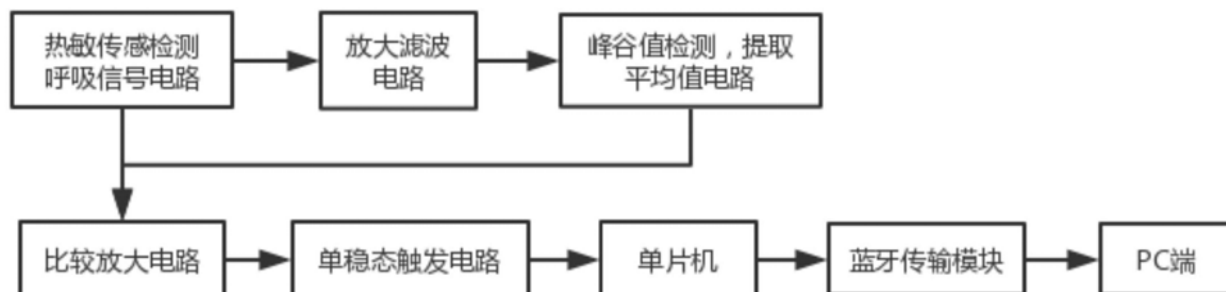


图2

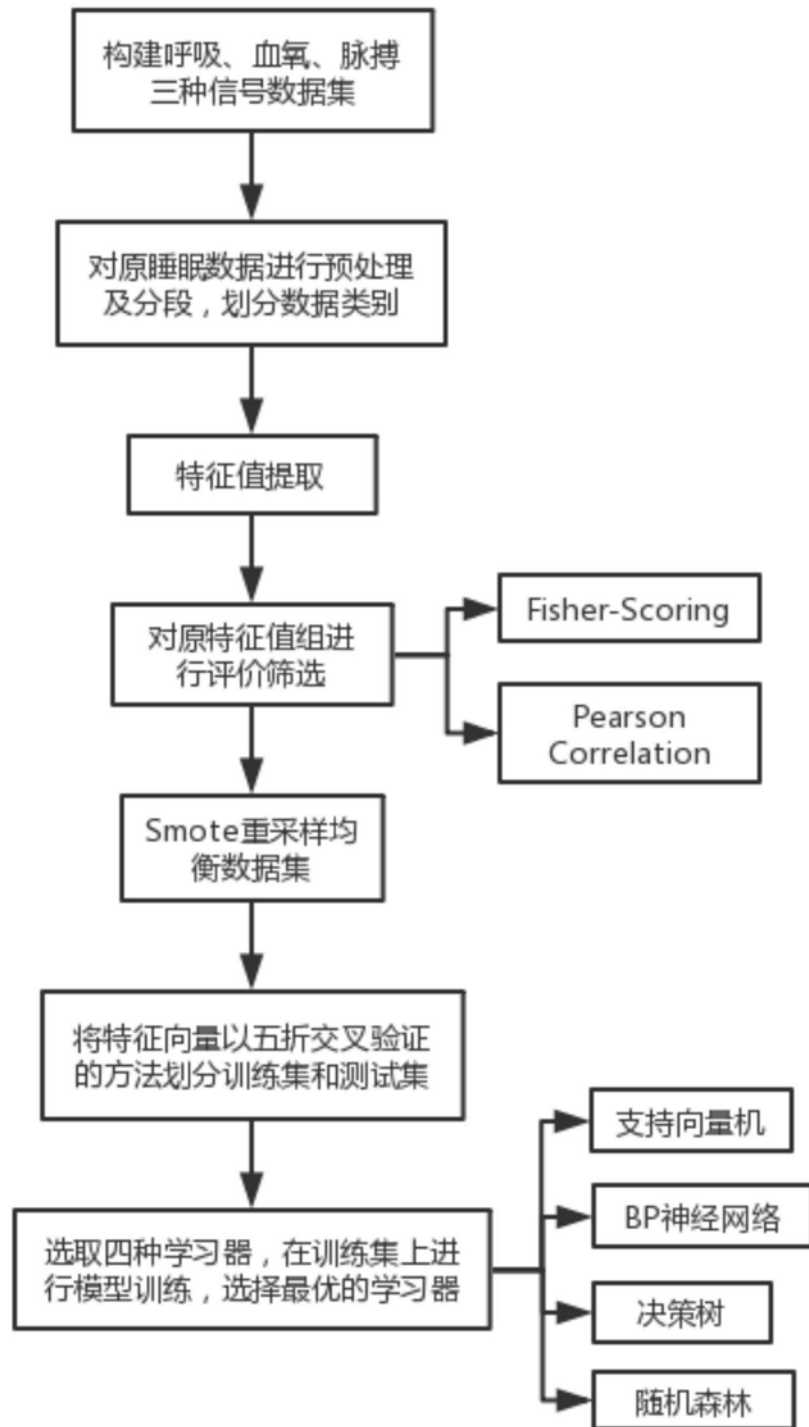


图3

专利名称(译)	一种SAHS筛查及睡眠分期的判别方法		
公开(公告)号	CN110074765A	公开(公告)日	2019-08-02
申请号	CN201910356682.2	申请日	2019-04-29
[标]申请(专利权)人(译)	中山大学		
申请(专利权)人(译)	中山大学		
当前申请(专利权)人(译)	中山大学		
[标]发明人	罗语溪 吴舒淇 谭永康		
发明人	罗语溪 吴舒淇 张仰婷 谭永康		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/0205 A61B5/087 A61B5/14551 A61B5/4809 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/4818 A61B5/7225 A61B5/7267		
代理人(译)	刘俊		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种SAHS筛查及睡眠分期的判别方法，该方法主要针对睡眠呼吸障碍疾病，通过低生理负荷、导联数较少的生理信号传感器，进行包含呼吸，心功能变异等多维度与睡眠呼吸障碍相关的生理病理信息挖掘，为低生理负荷的SAHS筛查提供了一种新的方法，具有一定的临床实际应用意义。

