



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108420406 A

(43)申请公布日 2018.08.21

(21)申请号 201810234595.5

(22)申请日 2018.03.21

(71)申请人 苏州优函信息科技有限公司
地址 215500 江苏省苏州市常熟市高新技术
产业开发区贤士路1号

(72)发明人 何赛灵 丁建雄 杨双

(74)专利代理机构 常州佰业腾飞专利代理事务
所(普通合伙) 32231

代理人 滕诣迪

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

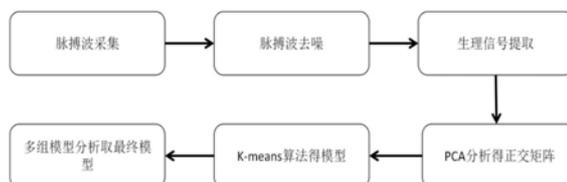
权利要求书2页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

基于脉搏波睡眠分期的方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于脉搏波睡眠分期的方法,使用光电式脉搏波探测设备,探测出人体脉搏波信号,并通过算法进行生理信号和噪声信号的分离,得到去噪后的脉搏波波形。然后,从得到的脉搏波波形中,结合人体生理特点,通过各种生理信息解调算法,得到了人体的各个生理特征量值。接着,通过数据降维和无监督机器学习聚类方法得到了跟实际睡眠过程相符合的睡眠分期模型。最后,通过多组数据综合分析,得到了最适睡眠模型。本发明在睡眠分期上仅需要脉搏波,这一单维度的信息,相较于多导睡眠仪睡眠分期,对人的睡眠影响小得多,在现代人对睡眠质量要求的提升和睡眠监测等方面具有重大的实际意义。



1. 一种基于脉搏波睡眠分期的方法,其特征在于包括以下步骤:

步骤1、采集到人体睡眠时期由于脉搏搏动而产生的透射光强弱的变化信息,并转换为电信号;

步骤2、建立手指血液流动数学模型,根据朗伯比尔定律与血液流动模型进行综合分析,得到生理信号噪声源,并对步骤1中所述的原始电信号进行滤波分析,得到去噪后的脉搏波波形信息;

步骤3、根据人的生理特性,对步骤2所述的去噪后的脉搏波波形信息进行生理信息提取;

步骤4、将步骤3所述的多个维度的生理信息组成一组多维向量,并通过PCA主成份分析方法进行主成份分析,得到低维的主成份分析正交矩阵;

步骤5、对步骤4所述主成份分析正交矩阵使用K-means无监督机器学习算法进行聚类分析,其中K根据经典睡眠理论选择为3或者4得到聚类模型;

步骤6、对多组人的睡眠数据重复步骤1-步骤5这五个步骤,分别得到一组聚类模型数据,对所有聚类模型数据取加权平均得到最终的睡眠分期模型。

2. 如权利要求1所述的基于脉搏波睡眠分期的方法,其特征在于:所述的采集脉搏搏动而产生的透射光强弱的变化信息的设备采用指夹透射式光电脉搏波采集设备。

3. 如权利要求1所述的基于脉搏波睡眠分期的方法,其特征在于所述的步骤2对原始信号的滤波分析,采用基于人体信号特点分析的低通截止频率滤波器,采用傅里叶变换先进行时域频域转换,在频域进行滤波,然后通过逆傅里叶变换,将滤波之后的信号转化到时域,得到去掉高频噪声的脉搏波波形图 W_1 。

4. 如权利要求3所述的基于脉搏波睡眠分期的方法,其特征在于:还通过基频截止滤波器进行基频滤波去除人体运动以及系统整体性漂移带来的伪迹漂移,得到基频脉搏波波形图 W_2 。

5. 如权利要求4所述的基于脉搏波睡眠分期的方法,其特征在于:还通过极低频率的去除可以很好地去除运动伪迹以及系统整体性漂移信息,最终可以得到稳定的以0基准线为均值分布的波形图 W ,其中 $W=W_1-W_2$ 。

6. 如权利要求5所述的基于脉搏波睡眠分期的方法,其特征在于步骤3生理信息提取算法,其中对脉率和射血速率的稳定提取在所述的以0基准线为均值分布的波形图 W 是脉率提取的基础上按照如下步骤进行:

3.1通过一阶差分得到差分波形图 W' ;

3.2通过局部尖端检测算法,得到在每个脉搏波周期内差分图 W' 的局部极大值,并且通过最小距离限制算法,将脉搏波次峰的极大值排除,得到每个射血周期内唯一的极大值点的值和位置信息;

3.3将极大值的值作为每个射血周期的射血速率,将相邻射血周期的极大值位置差作为当前周期的瞬时脉率,并通过逐差法可以求得一段时间内的平均脉率。

7. 如权利要求1所述的基于脉搏波睡眠分期的方法,其特征在于所述的步骤4中对多维特征向量组成与降维的处理方法:将步骤3所述的生理信息中均值、方差、脉率等信息排列成一组多维向量,通过PCA算法对多个维度进行相关性分析,得到占比最大前数个维度的信息,采用95%主成份分析,取前数个正交维度作为PCA处理结果,得到低维的主成份分析正

交矩阵。

8. 如权利要求1所述的基于脉搏波睡眠分期的方法,其特征在于所述的步骤5对步骤4所述主成份分析正交矩阵使用K-means无监督机器学习算法进行聚类分析方法,具体步骤如下:

5.1将正交矩阵按照其维度权重值归一化,然后随机选取初始聚类中心,使用带权重的欧式距离作为聚类依据;

5.2接着,继续随机选取聚类中心,重复聚类过程,记录下每次聚类中心收敛结果,最终对各次聚类中心进行加权平均,得到本组睡眠数据的睡眠分期稳定模型,以此作为本组数据的睡眠分期模型。

9. 如权利要求1所述的基于脉搏波睡眠分期的方法,其特征在于所述的步骤6对多组数据得到的睡眠分期模型采用的加权平均算法:按照睡眠数据时长作为模型单次加权平均的权重值。

基于脉搏波睡眠分期的方法

技术领域

[0001] 本发明属于多学科交叉技术领域,涉及光电检测、生物医学、大数据和机器学习等技术领域,具体涉及一种基于脉搏波特性进行睡眠分期的方法。

背景技术

[0002] 睡眠对于机体的恢复、成长具有重要的意义。睡眠不足、睡眠质量差将直接影响人的心理和生理健康。现代人由于生活压力大,睡眠质量越来越差。

[0003] 但是,由于现行的睡眠评价标准需要采用复杂的睡眠研究设备进行睡眠检测,这就限制了更广泛的睡眠研究与普通人对于睡眠质量分析的可能性。而现有的手环睡眠分析技术,只能粗略地使用体动信息,这种信息很不准确,很容易产生误判,也不能对睡眠进行定量的描述。

[0004] 基于上述背景,本发明提出了一种新型的睡眠分期方法,该方法只需要使用指夹式光电脉搏波探测设备就能对睡眠进行定量分析,以最少的睡眠干扰达到最佳的睡眠分期检测效果。

发明内容

[0005] 本发明为了解决睡眠检测中睡眠分期问题,提供了一种基于脉搏波进行睡眠分期的新方法。本发明可以进行实时的睡眠检测,并且可以在对人体影响尽量小的情况下进行定量的睡眠分期,从而通过这种睡眠分期结果,可以进行后续的科研、医学研究和记录睡眠状态等。

[0006] 本发明通过以下技术方案来解决技术问题:

[0007] 本发明提出的一种基于脉搏波睡眠分期的方法,包括以下步骤:

[0008] 步骤1、采集到人体睡眠时期由于脉搏搏动而产生的透射光强弱的变化信息,并转换为电信号;

[0009] 步骤2、建立手指血液流动数学模型,根据朗伯比尔定律与血液流动模型进行综合分析,得到生理信号噪声源,并对步骤1中所述的原始电信号进行滤波分析,得到去噪后的脉搏波波形信息;

[0010] 步骤3、根据人的生理特性,对步骤2所述的去噪后的脉搏波波形信息进行生理信息提取;

[0011] 步骤4、将步骤3所述的多个维度的生理信息组成一组多维向量,并通过PCA主成份分析方法进行主成份分析,得到低维的主成份分析正交矩阵;

[0012] 步骤5、对步骤4所述主成份分析正交矩阵使用K-means无监督机器学习算法进行聚类分析,其中K根据经典睡眠理论选择为3或者4得到聚类模型;

[0013] 步骤6、对多组人的睡眠数据重复步骤1-步骤5这五个步骤,分别得到一组聚类模型数据,对所有聚类模型数据取加权平均得到最终的睡眠分期模型。

[0014] 更进一步,所述的采集脉搏搏动而产生的透射光强弱的变化信息的设备采用指夹

透射式光电脉搏波采集设备。

[0015] 更进一步,所述的步骤2对原始信号的滤波分析,采用基于人体信号特点分析的低通截止频率滤波器,采用傅里叶变换先进行时域频域转换,在频域进行滤波,然后通过逆傅里叶变换,将滤波之后的信号转化到时域,得到去掉高频噪声的脉搏波波形图。

[0016] 更进一步,还通过基频截止滤波器进行基频滤波去除人体运动以及系统整体性漂移带来的伪迹漂移,得到基频脉搏波波形图。

[0017] 更进一步,还通过极低频率的去除可以很好地去除运动伪迹以及系统整体性漂移信息,最终可以得到稳定的以0基准线为均值分布的波形图。

[0018] 更进一步,步骤3生理信息提取算法,其中对脉率和射血速率的稳定提取在所述的以0基准线为均值分布的波形图是在脉率提取的基础上按照如下步骤进行:

[0019] 3.1通过一阶差分得到差分波形图;

[0020] 3.2通过局部尖端检测算法,得到在每个脉搏波周期内差分图的局部极大值,并且通过最小距离限制算法,将脉搏波次峰的极大值排除,得到每个射血周期内唯一的极大值点的值和位置信息;

[0021] 3.3将极大值的值作为每个射血周期的射血速率,将相邻射血周期的极大值位置差作为当前周期的瞬时脉率,并通过逐差法可以求得一段时间内的平均脉率。

[0022] 更进一步,所述的步骤4中对多维特征向量组成与降维的处理方法:将步骤3所述的生理信息中均值、方差和脉率等多维度信息排列成一组多维向量,通过PCA算法对多个维度进行相关性分析,得到占比最大前数个维度的信息,采用95%主成份分析,取前数个正交维度作为PCA处理结果,得到低维的主成份分析正交矩阵。

[0023] 更进一步,所述的步骤5对步骤4所述主成份分析正交矩阵使用K-means无监督机器学习算法进行聚类分析方法,具体步骤如下:

[0024] 5.1将正交矩阵按照其维度权重值归一化,然后随机选取初始聚类中心,使用带权重的欧式距离作为聚类依据;

[0025] 5.2接着,继续随机选取聚类中心,重复聚类过程,记录下每次聚类中心收敛结果,最终对各次聚类中心进行加权平均,得到本组睡眠数据的睡眠分期稳定模型,以此作为本组数据的睡眠分期模型。

[0026] 更进一步,所述的步骤6对多组数据得到的睡眠分期模型采用的加权平均算法:按照睡眠数据时长作为模型单次加权平均的权重值。进一步地,所述光电脉搏波采集设备为透射式血氧探头,其采集人体脉搏波的方法为根据光谱学原理将脉搏强弱信号转化为电信号并进一步转化为数字信号。

[0027] 本方法相比现有的睡眠分期方法,其有益效果是:现行的睡眠评价标准需要采用复杂的睡眠研究设备进行睡眠检测,这就限制了更广泛的睡眠研究与普通人对于睡眠质量分析的可能性。而现有的手环睡眠分析技术,只能粗略地使用体动信息,这种信息很不准确,很容易产生误判,也不能对睡眠进行定量的描述。

[0028] 针对所述现有睡眠检测手段的弊端,本发明发明在睡眠分期上仅需要脉搏波,这一单维度的信息,相较于多导睡眠仪睡眠分期,对人的睡眠影响小得多,在现代人对睡眠质量要求的提升和睡眠监测等方面具有重大的实际意义,可以作为睡眠检测模块嵌入到各种民用小型化睡眠辅助、检测设备之中。同时,本发明利用智能化分析算法,可以将人体睡眠

状态信息经过科学量化的评估手段呈现出来。

附图说明

[0029] 图1是本发明的算法流程图；

[0030] 图2是本发明的使用流程图。

[0031] 具体实施方式

[0032] 本发明提出的一种基于脉搏波睡眠分期的方法,其特征在于包括以下步骤:

[0033] 步骤1、通过指夹透射式光电脉搏波采集设备,实时采集到人体睡眠时期由于脉搏搏动而产生的透射光强弱的变化信息,并通过光电转化电路记录下原始电信号。其中光电脉搏波采集设备为透射式血氧探头,其采集人体脉搏波的方法为根据光谱学原理将脉搏强弱信号转化为电信号并进一步转化为数字信号。

[0034] 步骤2、建立手指血液流动数学模型,根据朗伯比尔定律与血液流动模型进行综合分析,得到生理信号噪声源,并通过傅里叶变换等手段对步骤1所述原始电信号进行滤波分析,从而得到去噪后的脉搏波波形信息。

[0035] 步骤3、根据人的生理特性,对步骤2所述的去噪后的脉搏波波形信息进行生理信息提取,分别提取其均值、方差、脉率等多个维度的生理信息。

[0036] 步骤4、将步骤3所述的多个维度的生理信息组成一组多维向量,记为 I_x ,所述的一组多维向量 I_x 可以是顺序或者乱序,其排序并不对该分期结果造成影响。

[0037] 并通过PCA主成份分析方法进行95%的主成份分析,得到低维的主成份分析正交矩阵,记为 I_y 。主成份分析正交矩阵 I_y 可以为任意不大于总维数的正交矩阵。

[0038] 步骤5、对步骤4所述主成份分析正交矩阵 I_y 使用K-means无监督机器学习算法进行聚类分析,其中K可以根据经典睡眠理论选择为3或者4(对应于不同睡眠精度模型),得到聚类模型 M_1 。所述的K-means无监督机器学习算法,其初始聚类中心可以人为设定,也可以随机选定,而最终结果应该根据模型最适匹配结果均值得到,而舍弃明显的偏差点为初始中心造成的误差

[0039] 步骤6、对多组人的睡眠数据重复步骤1-步骤5这五个步骤,分别得到聚类模型 M_i ,其中 i 为数据组号,对所有 M_i 取加权平均(根据 i 组数据的长度作为权重比例),得到最终的睡眠分期模型 M 。

[0040] 根据脉搏波信息分析人体睡眠状态的方法将人体睡眠状态分为几个不同的时期,并且分期的结果可以为3个时期包括清醒期、浅睡期、深睡期,也可以分为4个时期包括清醒期、浅睡期、深睡期、快速眼动期;其分期的依据是包括脉搏频率、强弱、峰值等特征实现的。

[0041] 其中,步骤2对原始信号的滤波分析算法。如步骤1所述的原始信号包含的最大噪声是工频干扰信息,需要用低通滤波器滤波,本发明采用基于人体信号特点分析的低通截止频率滤波器,采用傅里叶变换先进行时域频域转换,在频域进行滤波,然后通过逆傅里叶变换,将滤波之后的信号转化到时域,得到去掉高频噪声的脉搏波波形图 W_1 。同时,为了更好地去除人体运动以及系统整体性漂移带来的伪迹漂移,通过基频截止滤波器进行基频滤波,得到基频脉搏波波形图 W_2 。通过极低频率的去除可以很好地去除运动伪迹以及系统整体性漂移信息,最终可以得到稳定的以0基准线为均值分布的波形图 W ,其中 $W=W_1-W_2$ 。

[0042] 其中步骤3对脉率、射血速率的提取算法。对脉率和射血速率的稳定提取离不开有

效的数据预处理,所述的以0基准线为均值分布的波形图W是脉率提取的基础。在波形图W的基础上,通过一阶差分得到差分波形图W';然后,通过局部尖端检测算法,得到在每个脉搏波周期内差分图W'的局部极大值,并且通过最小距离限制算法,将脉搏波次峰的极大值排除,这样就可以得到每个射血周期内唯一的极大值点的值和位置信息;最后,将极大值的值作为每个射血周期的射血速率,将相邻射血周期的极大值位置差作为当前周期的瞬时脉率,并通过逐差法可以求得一段时间内的平均脉率。

[0043] 其中步骤4对多维特征向量组成与降维的处理方案。将步骤3所述的均值、方差、脉率等多个维度的生理信息依次排列成一组六维向量 I_x 。通过PCA算法对多个维度进行相关性分析,得到占比最大前数个维度的信息,本发明采用95%接受度,取前两个正交维度作为PCA处理结果,得到低维的主成份分析正交矩阵 I_y 。

[0044] 步骤5对步骤4所述主成份分析正交矩阵 I_y 使用K-means无监督机器学习算法进行聚类分析方法。将正交矩阵 I_y 按照其维度权重值(PCA分析出的各个维度权重占比)归一化,然后随机选取初始聚类中心,使用带权重的欧式距离作为聚类依据;接着,继续随机选取聚类中心,重复聚类过程,记录下每次聚类中心收敛结果,最终对各次聚类中心进行加权平均,得到本组睡眠数据的睡眠分期稳定模型,以此作为本组数据的睡眠分期模型 M_i 。

[0045] 步骤6对多组数据得到的睡眠分期模型 M_i 采用的加权平均算法。本发明使用按照睡眠数据时长作为模型单次加权平均的权重值,其制定依据在于充分考虑了人睡眠时期的生理特性,对于长周期的睡眠,睡眠过程更具稳定性,因此可以给予更大的权重值。

[0046] 以四阶段睡眠分期为例,整个睡眠过程可以以100分记,清醒阶段睡眠状态集中分布于0-20分,浅睡眠集中分布于21-52分,深睡眠集中分布于53-63,快速眼动期集中分布于64-100。

[0047] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何不经过创造性劳动想到的变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。因此,本发明的保护范围应该以权利要求书所限定的保护范围为准。

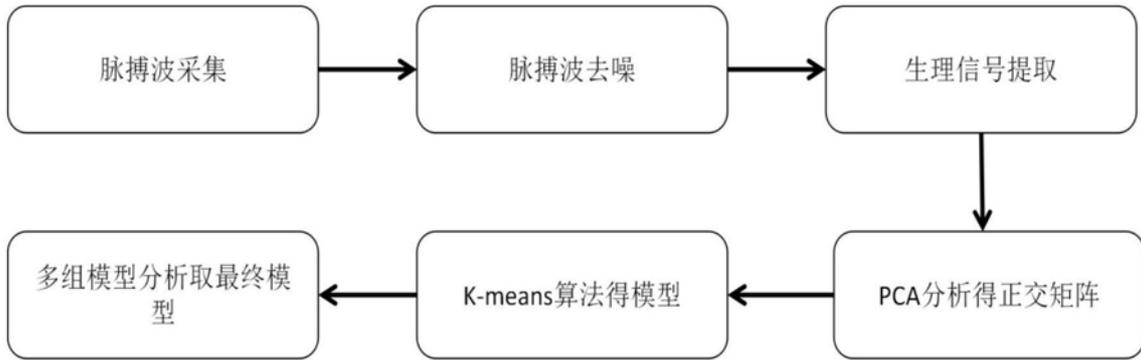


图1

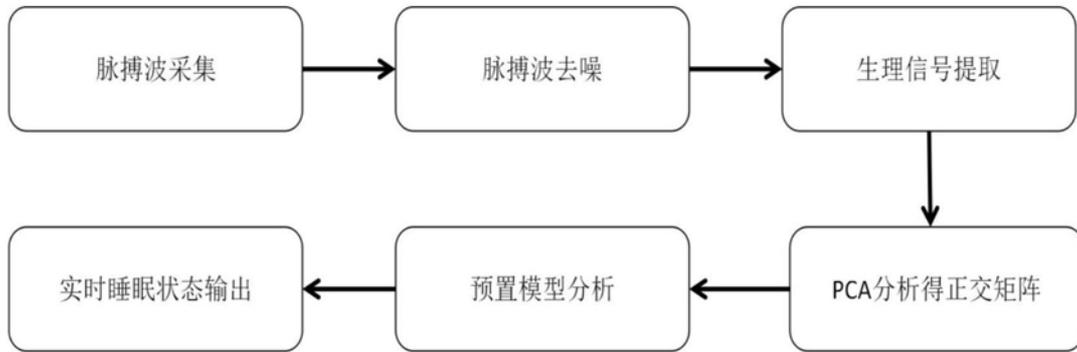


图2

专利名称(译)	基于脉搏波睡眠分期的方法		
公开(公告)号	CN108420406A	公开(公告)日	2018-08-21
申请号	CN201810234595.5	申请日	2018-03-21
[标]申请(专利权)人(译)	苏州优函信息科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	苏州优函信息科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	苏州优函信息科技有限公司		
[标]发明人	何赛灵 丁建雄 杨双		
发明人	何赛灵 丁建雄 杨双		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/02		
CPC分类号	A61B5/4812 A61B5/0059 A61B5/02 A61B5/4815 A61B5/7264		
代理人(译)	滕诣迪		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于脉搏波睡眠分期的方法，使用光电式脉搏波探测设备，探测出人体脉搏波信号，并通过算法进行生理信号和噪声信号的分离，得到去噪后的脉搏波波形。然后，从得到的脉搏波波形中，结合人体生理特点，通过各种生理信息解调算法，得到了人体的各个生理特征量值。接着，通过数据降维和无监督机器学习聚类方法得到了跟实际睡眠过程相符合的睡眠分期模型。最后，通过多组数据综合分析，得到了最适睡眠模型。本发明在睡眠分期上仅需要脉搏波，这一单维度的信息，相较于多导睡眠仪睡眠分期，对人的睡眠影响小得多，在现代人对睡眠质量要求的提升和睡眠监测等方面具有重大的实际意义。

