



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105816175 A

(43)申请公布日 2016.08.03

(21)申请号 201610131080.3

(22)申请日 2016.03.07

(71)申请人 广州医科大学附属第一医院  
地址 510120 广东省广州市越秀区沿江路  
151号

(72)发明人 张孝文 宋丽娟 廖文静 周艺  
卢颖深

(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 任重

(51)Int.Cl.

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

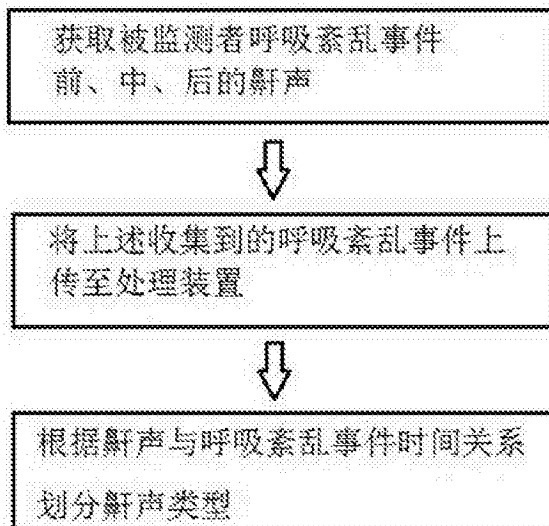
权利要求书1页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

一种鼾声分型方法

(57)摘要

本发明提供了一种鼾声分型方法,包括如下步骤:S1、获取被监测者呼吸紊乱事件前、中、后的鼾声,所述呼吸紊乱事件包括低通气、呼吸暂停和呼吸努力相关微觉醒;S2、将S1中所述呼吸紊乱事件上传至处理装置,根据鼾声与呼吸紊乱事件的时间关系划分鼾声类型;所述处理装置中鼾声类型包括:低通气前1个呼吸周期内的鼾声、低通气中的鼾声、低通气后1个呼吸周期内的鼾声;呼吸暂停前1个呼吸周期内的鼾声、呼吸暂停中的鼾声、呼吸暂停后1个呼吸周期内的鼾声等。本发明提供的分型方法,能够将鼾声与呼吸紊乱事件实时进行内在联系,充分利用鼾声信息,并提升信息准确度。



1. 一种鼾声分型方法,其特征在于,包括如下步骤:

S1、获取被监测者呼吸紊乱事件前、中、后的鼾声,所述呼吸紊乱事件包括低通气、呼吸暂停和呼吸努力相关微觉醒;

S2、将S1中所述呼吸紊乱事件上传至处理装置,统计鼾声与呼吸紊乱事件的时间关系,根据鼾声与呼吸紊乱事件的时间关系划分鼾声类型。

2. 根据权利要求1所述的鼾声分型方法,其特征在于,

所述处理装置中鼾声类型包括:

H前鼾声:即低通气前1个呼吸周期内的鼾声;

H中鼾声:即低通气中的鼾声;

H后鼾声:即低通气后1个呼吸周期内的鼾声;

A前鼾声:即呼吸暂停前1个呼吸周期内的鼾声;

A中鼾声:即呼吸暂停中的鼾声;

A后鼾声:即呼吸暂停后1个呼吸周期内的鼾声;

R前鼾声:即呼吸努力相关微觉醒前1个呼吸周期内鼾声;

R中鼾声:呼吸努力相关微觉醒中鼾声;

R后鼾声:呼吸努力相关微觉醒后1个呼吸周期内鼾声;

单纯鼾声:鼾声后无呼吸紊乱事件的鼾声。

3. 如权利要求1所述的鼾声分型方法,其特征在于,通过多导睡眠监测法获取被监测者在睡眠过程中呼吸紊乱事件前、中、后的鼾声。

4. 如权利要求1所述的鼾声分型方法,其特征在于,还包括:所述处理装置对被监测者在睡眠过程中的鼾声类型进行统计,生成统计结果;

所述统计结果包括被监测者在睡眠过程中的各鼾声类型发生次数及发生频率。

5. 如权利要求4所述的鼾声分型方法,其特征在于,所述处理装置还包括导出所述统计结果。

## 一种鼾声分型方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于医学技术领域,更具体地,涉及一种鼾声分型方法。

### 背景技术

[0002] 阻塞性睡眠呼吸暂停低通气综合征(Obstructive Sleep Apnea Hypopnea Syndrome, OSAHS)是指睡眠时上气道反复发生塌陷、阻塞,引起睡眠时呼吸暂停、通气不足及反复出现睡眠结构紊乱、病理性睡眠中断,继发体内一系列的病理变化,可导致心血管疾病、认知功能减退、中风及 II 型糖尿病等多种并发症的发生,更为重要的是它是这些疾病加重、难治、死亡的重要因素,同时,OSAHS是一种有潜在夜间猝死的睡眠呼吸疾病,严重影响患者的生活质量和寿命。

[0003] 多导睡眠图(Polysomnography, PSG)是诊断OSAHS的金标准,但令人遗憾的是,PSG需要患者佩戴面罩、胸腹带及多达十几个电极,对患者有较大的生理、心理负荷,容易产生“首夜效应”,甚至有部分患者出现了失眠从而影响检查或无法做出准确判断;而且,仪器操作复杂,需专门的睡眠监测场所和技术人员,患者需要排队等候,消耗大量的人力、物力、财力和时间,且检测费用昂贵使绝大多数患者无法接受专业医学检查。提高睡眠呼吸紊乱诊断的简便性是当今睡眠医学的主要目标之一。基于OSAHS的实验室诊断标准主要是睡眠呼吸紊乱指数和最低血氧饱和度等一些指标,为了适应睡眠呼吸监测的特点,尽可能减少附着于人体的电极或传感器的数量,睡眠床垫及脉搏血氧监测等便携式睡眠监测设备广泛应用于临床,但绝大部分OSAHS患者仍然没有被临床诊断,西方发达国家90%以上患者从未接受过相关监测,在美国,因未经诊断的OSAHS患者每年增加34亿美元的额外医疗支出,由于未经及时治疗对患者造成的伤害及对社会经济造成的损失更无法估量。可以推测,在我国近5000万的OSAHS患者中接受过相关监测的比例很少,寻找一种对患者睡眠干扰小、成本低、简单易行,而又能准确诊断OSAHS的方法对于我们这样一个人口大国显得尤为迫切和重要。打鼾是OSAHS患者最早出现、最为突出、听得见的特征性症状(hallmark),基于鼾声信息诊断OSAHS成了睡眠医学领域一个新的研究热点。

[0004] 目前,对于鼾声相关信号的采集主要是采用录制的手段,但是该信号数据中往往包含大量的无声段和干扰段,并且,医学上并没有严格关于鼾声的定义,因此,需要检测的信号及可供后续分类的鼾声相关信号是首要需要解决的问题。

[0005] 目前国内外对鼾声的产生机制研究仍只是注重整夜鼾声的研究,并且把整夜鼾声平均化后进行比较,相关研究已经表明该技术有较高的筛查价值,但准确性仍有待提高。我们研究发现单纯打鼾者的部分鼾声后也存在呼吸紊乱事件,而多数OSAHS的鼾声后无呼吸紊乱事件,因此,把两者的鼾声平均化后进行比较可能是导致鼾声诊断OSAHS准确度不高的原因。同时,有研究发现鼾声并不是均匀的声学现象,它易受多种因素影响,例如睡眠时期、体位以及睡眠呼吸紊乱事件的出现与否。因此,将整夜鼾声的特点平均化,而非对单个鼾声的特点进行研究,必然导致一些鼾声事件被过高或过低地评价。

[0006] 更为重要的是,目前研究认为鼾声只是气道狭窄后重新开放的结果,而我们发现,

体现气道狭窄过程中发生在呼吸暂停、低通气事件前的鼾声可能更准确地携带呼吸紊乱的信息,这方面的研究仍然是空白,尚未有人公开该方面的研究信息。基于“鼾声后无呼吸紊乱事件称为单纯鼾声”这一国际公认定义,我们前期研究以鼾声为中心,根据鼾声后伴有呼吸紊乱事件(如低通气、呼吸暂停等)的次数,将打鼾患者整夜鼾声分为四类,但是该研究存在一定缺陷:仅仅根据鼾声后呼吸紊乱事件的次数进行鼾声分型,忽略了鼾声与呼吸紊乱事件的内在联系,即鼾声后伴随呼吸暂停还是低通气?有研究表明呼吸暂停前后的鼾声声学特征无明显差别,但忽略了呼吸暂停中、低通气前中后及呼吸努力相关微觉醒前中后的鼾声,因而这方面的鼾声信息研究并未利用起来。

[0007] 因此,针对目前的鼾声分型方法,有必要提供一种能准确反应呼吸紊乱事件的鼾声分型方法,为准确地分析鼾声信息,并对后续基于鼾声信息诊断OSAHS提供重要的基础。

### 发明内容

[0008] 本发明的目的在于在现有鼾声分型技术的基础上,提供一种新的鼾声分型方法。

[0009] 本发明上述目的通过以下技术方案实现:

本发明提供了一种鼾声分型方法,包括如下步骤:

S1、获取被监测者呼吸紊乱事件前、中、后的鼾声,所述呼吸紊乱事件包括低通气、呼吸暂停和呼吸努力相关微觉醒;

S2、将S1中所述呼吸紊乱事件上传至处理装置,统计鼾声与呼吸紊乱事件的时间关系,根据鼾声与呼吸紊乱事件的时间关系划分鼾声类型。

[0010] 所述鼾声与呼吸紊乱事件的时间关系即处于呼吸紊乱事件的时间周期前、中或后的鼾声。

[0011] 优选地,所述处理装置中鼾声类型包括:

H前鼾声:即低通气前1个呼吸周期内的鼾声;

H中鼾声:即低通气中的鼾声;

H后鼾声:即低通气后1个呼吸周期内的鼾声;

A前鼾声:即呼吸暂停前1个呼吸周期内的鼾声;

A中鼾声:即呼吸暂停中的鼾声;

A后鼾声:即呼吸暂停后1个呼吸周期内的鼾声;

R前鼾声:即呼吸努力相关微觉醒前1个呼吸周期内鼾声;

R中鼾声:呼吸努力相关微觉醒中鼾声;

R后鼾声:呼吸努力相关微觉醒后1个呼吸周期内鼾声。

[0012] 单纯鼾声:鼾声后无呼吸紊乱事件的鼾声。

[0013] 本发明前期根据鼾声后的呼吸紊乱事件次数实现鼾声的自动分类,主要存在以下不足:仅仅根据鼾声后呼吸紊乱事件的次数进行鼾声分型,忽略了鼾声与呼吸紊乱事件的内在联系即鼾声后伴随呼吸暂停还是低通气,这方面的研究仍然是空白,因而该信息并未得到真正应用。

[0014] 优选地,通过多导睡眠监测法获取被监测者在睡眠过程中呼吸紊乱事件相关鼾声。

[0015] 优选地,还包括:所述处理装置对被监测者在睡眠过程中的鼾声类型进行统计,生

成统计结果；

所述统计结果包括被监测者在睡眠过程中的各鼾声类型发生次数及发生概率。

[0016] 优选地,还包括:所述处理装置导出所述统计结果。

[0017] 发明人前期以鼾声为中心,根据鼾声后伴有呼吸紊乱事件(如低通气、呼吸暂停等)的次数,将打鼾患者整夜鼾声分为四类,但该分型经证实发现,将近有90%的鼾声信息没有被充分利用,因而准确性仍待提升,而如何进行更为精准的分型,从基于精准鼾声分型上获得更有效的呼吸紊乱相关信息,成为本发明解决的重要问题之一。

[0018] 据此,在前期研究基础上,将鼾声与呼吸紊乱事件适时结合,以呼吸紊乱事件为中心,将鼾声分为十类,发现鼾声信息能够被充分利用,且将该信息经过统计综合分析,为进一步更加准确地应用鼾声信息预测AHI,为家庭使用的鼾声自动化分析准确诊断OSAHS奠定基础。

[0019] 与现有技术相比,本发明具有以下优点及有益效果:

本发明通过将鼾声与呼吸紊乱事件适时结合,以呼吸紊乱事件为中心,将鼾声进行精确地分类,既能实现鼾声的自动分类,同时准确、直观,为进一步寻找出具有更高的灵敏度和特异度的鼾声信号特征,为提高鼾声诊断OSAHS准确度提供依据,并对鼾声来源及上气道阻塞部位的定位提供依据,从而为医生对患者进行手术时提供可信度较高的参考。

## 附图说明

图1是实施例1的鼾声分型方法步骤图。

图2是实施例2的鼾声分型方法步骤图。

## 具体实施方式

[0020] 以下结合具体实施例来进一步说明本发明,但实施例并不对本发明做任何形式的限定。

[0021] 如图1所示,一种鼾声分型方法,包括如下步骤:

S1、获取被监测者呼吸紊乱事件前、中、后的鼾声,所述呼吸紊乱事件包括低通气、呼吸暂停和呼吸努力相关微觉醒;

S2、将S1中所述呼吸紊乱事件上传至处理装置,统计鼾声与呼吸紊乱事件的时间关系,根据鼾声与呼吸紊乱事件的时间关系划分鼾声类型;

所述处理装置中鼾声类型包括:

H前鼾声:即低通气前1个呼吸周期内的鼾声;

H中鼾声:即低通气中的鼾声;

H后鼾声:即低通气后1个呼吸周期内的鼾声;

A前鼾声:即呼吸暂停前1个呼吸周期内的鼾声;

A中鼾声:即呼吸暂停中的鼾声;

A后鼾声:即呼吸暂停后1个呼吸周期内的鼾声;

单纯鼾声:鼾声后无呼吸紊乱事件的鼾声。

[0022] 本发明基于上述分类,经过多次对重度OSAHS患者整夜的鼾声搜集,发现重度OSAHS患者整夜鼾声中,普通鼾声占总鼾声数72.56%,H前鼾声占2.01%,H中鼾声占6.61%,H

后鼾声占2.67%,A前鼾声占6.47%,A中鼾声占1.95%,A后鼾声仅占7.73%(以上均为平均值)。H后鼾声及A后鼾声二者仅占有所有鼾声的10%左右,将近90%的鼾声信息没有被充分利用。

[0023] 并且,我们进一步对OSAHS患者的鼾声进行比较,发现各类鼾声之间在基频、共振峰、能量比率和倍频带能量上均有统计学差异( $P$ 均 $<0.01$ ),说明其存在极大的研究价值,这与现有研究中表明呼吸暂停前后的鼾声声学特征无明显差别的观点并不吻合,同时也说明了进一步精确分型的重要性。

[0024] 如图2所示,一种鼾声分型方法,包括如下步骤:

S1、获取被监测者呼吸紊乱事件前、中、后的鼾声,所述呼吸紊乱事件包括低通气、呼吸暂停和呼吸努力相关微觉醒;

S2、将S1中所述呼吸紊乱事件上传至处理装置,统计鼾声与呼吸紊乱事件的时间关系,根据鼾声与呼吸紊乱事件的时间关系划分鼾声类型;

所述处理装置中鼾声类型包括:

H前鼾声:即低通气前1个呼吸周期内的鼾声;

H中鼾声:即低通气中的鼾声;

H后鼾声:即低通气后1个呼吸周期内的鼾声;

A前鼾声:即呼吸暂停前1个呼吸周期内的鼾声;

A中鼾声:即呼吸暂停中的鼾声;

A后鼾声:即呼吸暂停后1个呼吸周期内的鼾声;

R前鼾声:即呼吸努力相关微觉醒前1个呼吸周期内鼾声;

R中鼾声:呼吸努力相关微觉醒中鼾声;

R后鼾声:呼吸努力相关微觉醒后1个呼吸周期内鼾声。

[0025] 单纯鼾声:鼾声后无呼吸紊乱事件的鼾声。

[0026] 优选地,通过多导睡眠监测法获取被监测者在睡眠过程中吸气相鼾声相关的呼吸紊乱事件。

[0027] 优选地,还包括:所述处理装置对被监测者在睡眠过程中的鼾声类型进行统计,生成统计结果;

所述统计结果包括被监测者在睡眠过程中的各鼾声类型发生次数及发生频率。

[0028] 优选地,还包括:所述处理装置导出所述统计结果。

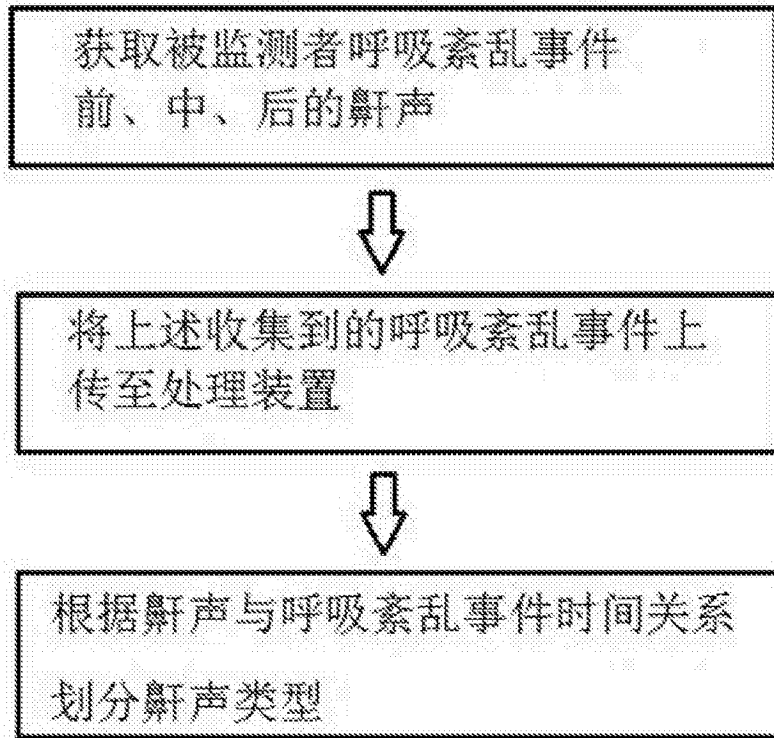


图1

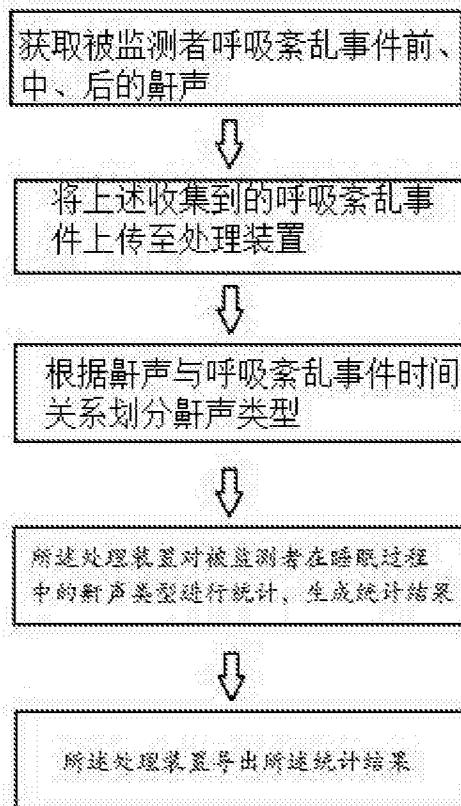


图2

专利名称(译)	一种鼾声分型方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN105816175A</a>	公开(公告)日	2016-08-03
申请号	CN201610131080.3	申请日	2016-03-07
[标]申请(专利权)人(译)	广州医科大学附属第一医院		
申请(专利权)人(译)	广州医科大学附属第一医院		
当前申请(专利权)人(译)	广州医科大学附属第一医院		
[标]发明人	张孝文 宋丽娟 廖文静 周艺 卢颖深		
发明人	张孝文 宋丽娟 廖文静 周艺 卢颖深		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/08 A61B5/4818		
代理人(译)	任重		
其他公开文献	CN105816175B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供了一种鼾声分型方法，包括如下步骤：S1、获取被监测者呼吸紊乱事件前、中、后的鼾声，所述呼吸紊乱事件包括低通气、呼吸暂停和呼吸努力相关微觉醒；S2、将S1中所述呼吸紊乱事件上传至处理装置，根据鼾声与呼吸紊乱事件的时间关系划分鼾声类型；所述处理装置中鼾声类型包括：低通气前1个呼吸周期内的鼾声、低通气中的鼾声、低通气后1个呼吸周期内的鼾声；呼吸暂停前1个呼吸周期内的鼾声、呼吸暂停中的鼾声、呼吸暂停后1个呼吸周期内的鼾声等。本发明提供的分型方法，能够将鼾声与呼吸紊乱事件实时进行内在联系，充分利用鼾声信息，并提升信息准确度。

获取被监测者呼吸紊乱事件前、中、后的鼾声



将上述收集到的呼吸紊乱事件上传至处理装置



根据鼾声与呼吸紊乱事件时间关系划分鼾声类型