



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112107293 B

(45) 授权公告日 2021.09.21

(21) 申请号 202010801025.7

A61B 5/08 (2006.01)

(22) 申请日 2020.08.11

A61B 5/087 (2006.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112107293 A

(56) 对比文件

CN 104688229 A, 2015.06.10

CN 103153183 A, 2013.06.12

(43) 申请公布日 2020.12.22

CN 104739413 A, 2015.07.01

CN 103961105 A, 2014.08.06

(73) 专利权人 山东大学
地址 250061 山东省济南市历下区经十路
17923号

董丽霞等.阻塞性睡眠呼吸暂停患者不同睡眠时相呼吸驱动变化的研究.《天津医科大学学报》.2007,第13卷(第2期),第158-161页.

(72) 发明人 马德东 李玮 和茹欣 鹿洪秀
王凯悦 苏飞雁

审查员 王传利

(74) 专利代理机构 济南圣达知识产权代理有限公司 37221

代理人 董雪

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

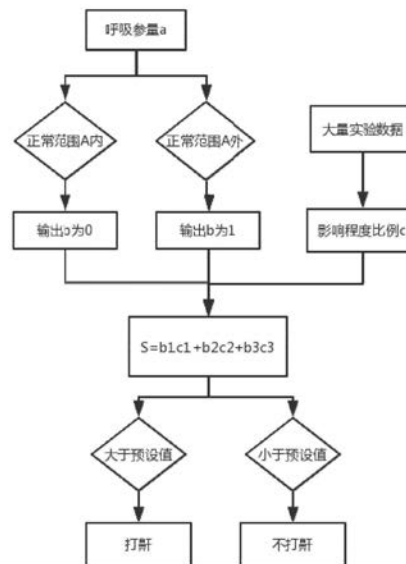
权利要求书3页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

基于睡眠时呼吸参数的打鼾监测系统

(57) 摘要

本发明公开了一种基于睡眠时呼吸参数的打鼾监测系统及方法,包括:呼吸参数采集模块,被配置为实时获取被测者睡眠过程中的呼吸参数数据;模拟量输出模块,被配置为根据获取到的呼吸参数数据是否属于正常范围,确定各呼吸参数对应的模拟量;打鼾状态判断因子模块,被配置为根据各呼吸参数的输出模拟量以及各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例,确定打鼾状态判断因子;打鼾状态判断模块,被配置为根据打鼾状态判断因子与预设的标准因子进行比较的结果,判断是否处于打鼾状态。本发明有益效果:本发明综合考虑使用者睡眠时的呼吸频率、分钟通气量、潮气量等呼吸参数,不仅仅依靠单一参数,使得对于打鼾的判断更加准确。



1. 一种基于睡眠时呼吸参数的打鼾监测系统,其特征在於,包括:
 - 呼吸参数采集模块,被配置为实时获取被测者睡眠过程中的呼吸参数数据;
 - 呼吸参数采集模块实时获取被测者睡眠过程中的呼吸参数数据,包括:呼吸频率、潮气量和分钟通气量;
 - 模拟量输出模块,被配置为根据获取到的呼吸参数数据是否属于正常范围,确定各呼吸参数对应的模拟量;
 - 打鼾状态判断因子模块,被配置为根据各呼吸参数的输出模拟量以及各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例,确定打鼾状态判断因子;
 - 确定各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例的过程为:
 - 选定设定数量的实验者,分别获取每一名实验者在设定时间段内的呼吸频率、分钟通气量与潮气量参数,作为一组数据;
 - 对每一组数据按其特征进行分裂,直至节点的所有训练样例都属于同一类,形成一颗决策树;
 - 将每一组数据按特征分类;
 - 根据每种情况的数量确定呼吸频率、分钟通气量、潮气量对于打鼾状态的影响程度比例;
 - 打鼾状态判断因子模块确定打鼾状态判断因子的过程为:
 - 确定各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例;
 - 求取各呼吸参数的输出模拟量与其对应的影响程度比例的乘积之和,得到打鼾状态判断因子;
 - 打鼾状态判断模块,被配置为根据打鼾状态判断因子与预设的标准因子进行比较的结果,判断是否处于打鼾状态。
2. 如权利要求1所述的一种基于睡眠时呼吸参数的打鼾监测系统,其特征在於,还包括:
 - 打鼾状态监控模块,被配置为接收打鼾状态判断结果,并根据所述结果以及鼾声强度是否处于异常范围,判断被测者是否处于呼吸暂停状态,并进行报警。
3. 如权利要求1所述的一种基于睡眠时呼吸参数的打鼾监测系统,其特征在於,还包括:
 - 睡眠报告生成模块,被配置为根据打鼾状态判断结果以及呼吸暂停状态判断结果,生成睡眠报告单。
4. 如权利要求1所述的一种基于睡眠时呼吸参数的打鼾监测系统,其特征在於,确定各呼吸参数对应的模拟量的过程包括:
 - 确定各呼吸参数的是否处于正常范围,如果是,则模拟量输出为0;否则,模拟量输出为1。
5. 如权利要求1所述的一种基于睡眠时呼吸参数的打鼾监测系统,其特征在於,打鼾状态判断模块判断是否处于打鼾状态的过程为:
 - 将得到的打鼾状态判断因子 S 与预设的打鼾状态判断因子 S_0 进行比较;若 S 大于 S_0 ,则判断使用者处于打鼾的状态。
6. 一种终端设备,其包括处理器和计算机可读存储介质,处理器用于实现各指令;计算

机可读存储介质用于存储多条指令,其特征在于,所述指令适于由处理器加载并执行如下过程:

获取被测者睡眠过程中的呼吸参数数据;

呼吸参数采集模块实时获取被测者睡眠过程中的呼吸参数数据,包括:呼吸频率、潮气量和分钟通气量;

根据获取到的呼吸参数数据是否属于正常范围,确定各呼吸参数对应的模拟量;

根据各呼吸参数的输出模拟量以及各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例,确定打鼾状态判断因子;

确定各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例的过程为:

选定设定数量的实验者,分别获取每一名实验者在设定时间段内的呼吸频率、分钟通气量与潮气量参数,作为一组数据;

对每一组数据按其特征进行分裂,直至节点的所有训练样例都属于同一类,形成一颗决策树;

将每一组数据按特征分类;

根据每种情况的数量确定呼吸频率、分钟通气量、潮气量对于打鼾状态的影响程度比例;

打鼾状态判断因子模块确定打鼾状态判断因子的过程为:

确定各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例;

求取各呼吸参数的输出模拟量与其对应的影响程度比例的乘积之和,得到打鼾状态判断因子;

根据打鼾状态判断因子与预设的标准因子进行比较的结果,判断是否处于打鼾状态。

7.一种计算机可读存储介质,其中存储有多条指令,其特征在于,所述指令适于由终端设备的处理器加载并执行如下过程:

获取被测者睡眠过程中的呼吸参数数据;

呼吸参数采集模块实时获取被测者睡眠过程中的呼吸参数数据,包括:呼吸频率、潮气量和分钟通气量;

根据获取到的呼吸参数数据是否属于正常范围,确定各呼吸参数对应的模拟量;

根据各呼吸参数的输出模拟量以及各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例,确定打鼾状态判断因子;

确定各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例的过程为:

选定设定数量的实验者,分别获取每一名实验者在设定时间段内的呼吸频率、分钟通气量与潮气量参数,作为一组数据;

对每一组数据按其特征进行分裂,直至节点的所有训练样例都属于同一类,形成一颗决策树;

将每一组数据按特征分类;

根据每种情况的数量确定呼吸频率、分钟通气量、潮气量对于打鼾状态的影响程度比例;

打鼾状态判断因子模块确定打鼾状态判断因子的过程为:

确定各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例;

求取各呼吸参数的输出模拟量与其对应的影响程度比例的乘积之和,得到打鼾状态判断因子;

根据打鼾状态判断因子与预设的标准因子进行比较的结果,判断是否处于打鼾状态。

基于睡眠时呼吸参数的打鼾监测系统

技术领域

[0001] 本发明涉及信号处理技术领域,尤其涉及一种基于睡眠时呼吸参数的打鼾监测系统。

背景技术

[0002] 本部分的陈述仅仅是提供了与本发明相关的背景技术信息,不必然构成在先技术。

[0003] 轻度的打鼾是一种正常的生理现象,不影响人们的睡眠。而严重的鼾声是由于鼻呼吸所受的阻力过大而引起的,不仅会影响正常的睡眠,还会对患者的健康造成一定的影响,引发一些慢性疾病。

[0004] 目前用于监测打鼾的方法有许多种,包括鼾声强度监测、呼吸道振动监测、生物电阻抗技术等。

[0005] 基于鼾声强度的监测,大多依靠对音频信号的采集,将其与标准声音强度进行比较,从而对打鼾与否进行判断。但是该方法容易受到外界因素,例如被子的隔音效果、睡姿等影响,造成测量的不准确性。

[0006] 现有技术公开了一种基于对呼吸道振动的监测对打鼾进行判断的方法,利用振动传感器采集使用者下呼吸道的振动数据进行打鼾的判断。但是,这种方式可能会由于使用者在睡眠时的运动,导致振动传感器与呼吸道黏连的不紧密,从而造成诊断的不准确。

[0007] 普通的生物电阻抗技术,采用双频阻抗式呼吸监测系统,分别给电极加入相对高频和相对低频的恒定电流,在此基础上施加载波电压信号,通过对呼吸频率、呼吸深度等参数的测量,判断使用者是否打鼾。该方法虽然在一定程度上克服了运动带来的测量误差,但由于使用者的人体差异,对施加的恒定电流的频率范围难以把握,从而造成判断的失误。

[0008] 综上,现存的打鼾监测方法主要依据于某单一参数的测量,例如呼吸频率、鼾声强度等,缺乏准确性。并且在使用者睡眠的过程中,容易收到各种各样的外界环境的干扰,影响打鼾监测效果,给使用者带来不便。

发明内容

[0009] 有鉴于此,本发明提出了一种基于睡眠时呼吸参数的打鼾监测系统,综合多种呼吸参数进行打鼾状态判断,使得打鼾监测效果更加准确。

[0010] 在一些实施方式中,采用如下技术方案:

[0011] 一种基于睡眠时呼吸参数的打鼾监测系统,包括:

[0012] 呼吸参数采集模块,被配置为实时获取被测者睡眠过程中的呼吸参数数据;

[0013] 模拟量输出模块,被配置为根据获取到的呼吸参数数据是否属于正常范围,确定各呼吸参数对应的模拟量;

[0014] 打鼾状态判断因子模块,被配置为根据各呼吸参数的输出模拟量以及各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例,确定打鼾状态判断因子;

[0015] 打鼾状态判断模块,被配置为根据打鼾状态判断因子与预设的标准因子进行比较的结果,判断是否处于打鼾状态。

[0016] 在另一些实施方式中,采用如下技术方案:

[0017] 一种终端设备,其包括处理器和计算机可读存储介质,处理器用于实现各指令;计算机可读存储介质用于存储多条指令,所述指令适于由处理器加载并执行如下过程:

[0018] 获取被测者睡眠过程中的呼吸参数数据;

[0019] 根据获取到的呼吸参数数据是否属于正常范围,确定各呼吸参数对应的模拟量;

[0020] 根据各呼吸参数的输出模拟量以及各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例,确定打鼾状态判断因子;

[0021] 根据打鼾状态判断因子与预设的标准因子进行比较的结果,判断是否处于打鼾状态。

[0022] 在另一些实施方式中,采用如下技术方案:

[0023] 一种计算机可读存储介质,其中存储有多条指令,所述指令适于由终端设备的处理器加载并执行如下过程:

[0024] 获取被测者睡眠过程中的呼吸参数数据;

[0025] 根据获取到的呼吸参数数据是否属于正常范围,确定各呼吸参数对应的模拟量;

[0026] 根据各呼吸参数的输出模拟量以及各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例,确定打鼾状态判断因子;

[0027] 根据打鼾状态判断因子与预设的标准因子进行比较的结果,判断是否处于打鼾状态。

[0028] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:

[0029] (1) 本发明综合考虑使用者睡眠时的呼吸频率、分钟通气量、潮气量等呼吸参数,不仅仅依靠单一参数,使得对于打鼾的判断更加准确。

[0030] (2) 本发明利用大量数据得到的各个参数对于诊断打鼾的影响程度比例,考虑各个参数的影响程度,从而对打鼾做出诊断。

[0031] (3) 本发明结合呼吸参量和打鼾诊断,对呼吸暂停进行检测,避免了外界因素的干扰,使得检测结果更加准确,从而保障使用者的睡眠安全与睡眠质量。

[0032] 本发明的附加方面的优点将在下面的描述中部分给出,部分将从下面的描述中变得明显,或通过本发明的实践了解到。

附图说明

[0033] 图1为本发明实施例中基于睡眠时呼吸参数的打鼾监测系统工作过程示意图;

[0034] 图2为本发明实施例中确定各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例的过程示意图。

具体实施方式

[0035] 应该指出,以下详细说明都是例示性的,旨在对本申请提供进一步的说明。除非另有指明,本发明使用的所有技术和科学术语具有与本申请所属技术领域的普通技术人员通常理解相同含义。

[0036] 需要注意的是,这里所使用的术语仅是为了描述具体实施方式,而非意图限制根据本申请的示例性实施方式。如在这里所使用的,除非上下文另外明确指出,否则单数形式也意图包括复数形式,此外,还应当理解的是,当在本说明书中使用术语“包含”和/或“包括”时,其指明存在特征、步骤、操作、器件、组件和/或它们的组合。

[0037] 在不冲突的情况下,本发明中的实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0038] 实施例一

[0039] 在一个或多个实施方式中,公开了一种基于睡眠时呼吸参数的打鼾监测系统,参照图1,包括:

[0040] 呼吸参数采集模块,被配置为实时获取被测者睡眠过程中的呼吸参数数据;

[0041] 具体地,呼吸参数采集模块采用无创呼吸机,被测者在睡眠时佩戴无创呼吸机,通过无创呼吸机测量得到使用者睡眠时的呼吸频率、分钟通气量与潮气量。

[0042] 模拟量输出模块,被配置为根据获取到的呼吸参数数据是否属于正常范围,确定各呼吸参数对应的模拟量;

[0043] 具体地,模拟量输出模块的工作过程为:

[0044] 记录被测者的呼吸频率、分钟通气量与潮气量分别为 a_1 、 a_2 、 a_3 ;分别确定三个参数的正常范围分别为 A_1 、 A_2 、 A_3 ;将各呼吸参数输出的模拟量分别记为 b_1 、 b_2 、 b_3 。

[0045] 本实施例中,结合现有的相关资料,确定 A_1 为16~20次/分钟, A_2 为1500~2000ml, A_3 为900~1200ml。

[0046] 若 $a_i \subseteq A_i$, 则输出模拟量 b_i 为0; 若 $a_i \not\subseteq A_i$, 则输出模拟量 b_i 为1。从而得到 b_1 、 b_2 、 b_3 的值。

[0047] 打鼾状态判断因子模块,被配置为根据各呼吸参数的输出模拟量以及各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例,确定打鼾状态判断因子;

[0048] 具体地,打鼾状态判断因子模块的工作过程为:

[0049] 计算各个呼吸参数的影响程度比例,主要依据随机森林算法。随机森林算法是指利用多棵树对样本数据进行训练、分类并预测的一种方法,它在对数据进行分类的同时,还可以给出各个变量的重要性评分,评估各个变量在分类中所起的作用,即影响程度比例。主要步骤如下:

[0050] 1) 从医院获取大量实验数据,即打鼾者的呼吸频率、潮气量和分钟通气量。

[0051] 一名实验者在设定时间段内的呼吸频率、潮气量与分钟通气量参数为一组数据,设定数量的实验者形成多组数据。

[0052] 2) 如附图2所示,对每一组数据按其特征进行分裂,直至该节点的所有训练样例都属于同一类,形成一颗决策树。

[0053] 图中 m_1 代表呼吸频率在正常范围之内, m_2 代表呼吸频率在正常范围之外; n_1 代表分钟通气量在正常范围之内, n_2 代表分钟通气量在正常范围之外; z_1 代表潮气量在正常范围之内, z_2 代表潮气量在正常范围之外。

[0054] 将大量数据区分为8种情况,分别为:

[0055] 第一种:呼吸频率、分钟通气量与潮气量均在正常范围之内;

[0056] 第二种:呼吸频率、分钟通气量在正常范围之内,潮气量在正常范围之外;

[0057] 第三种:呼吸频率、潮气量在正常范围之内,分钟通气量在正常范围之外;

- [0058] 第四种:呼吸频率在正常范围之内,潮气量与分钟通气量均在正常范围之外;
- [0059] 第五种:呼吸频率在正常范围之外,分钟通气量与潮气量均在正常范围之内;
- [0060] 第六种:呼吸频率在正常范围之外,分钟通气量在正常范围之内,潮气量在正常范围之外;
- [0061] 第七种:呼吸频率在正常范围之外,潮气量在正常范围之内,分钟通气量在正常范围之外;
- [0062] 第八种:呼吸频率、潮气量与分钟通气量均在正常范围之外。
- [0063] 3) 设数据总量为h0,8种情况的数据量分别为h1、h2、h3、h4、h5、h6、h7、h8。设呼吸频率、分钟通气量、潮气量对于判断打鼾状态的影响程度比例分别为c1、c2、c3。

[0064]
$$c1 = \frac{h5+h6+h7+h8}{h2+h3+2h4+h5+2h6+2h7+3h8}$$

[0065]
$$c2 = \frac{h3+h4+h7+h8}{h2+h3+2h4+h5+2h6+2h7+3h8}$$

[0066]
$$c3 = \frac{h2+h4+h6+h8}{h2+h3+2h4+h5+2h6+2h7+3h8}$$

[0067] 根据得到的三个参数的模拟量 b_i 和符合概率 c^i ,由公式计算得到S值。

[0068] 公式如下:

[0069]
$$S = b1c1+b2c2+b3c3 \dots \dots \dots (1)$$

[0070] 根据前面计算得到的c1、c2、c3,将收集得到的大量实验数据代入公式(1)中,得到S1、S2、S3...Sn,取这n个值的平均值,即为所需预设值 S_0 。

[0071]
$$S0 = \frac{1}{n} (S1 + S2 + \dots Sn) \dots \dots \dots (2)$$

[0072] 打鼾状态判断模块,被配置为根据打鼾状态判断因子与预设的标准因子进行比较的结果,判断是否处于打鼾状态。

[0073] 将使用者处于睡眠状态的三个呼吸参数输入,根据(1)式求得S值,将S与所求的 S_0 进行比较。若S大于 S_0 ,则可判断使用者处于打鼾的状态。

[0074] 作为一种可选的实施方式,基于睡眠时呼吸参数的打鼾监测系统还包括:

[0075] 打鼾状态监控模块,被配置为接收打鼾状态判断结果,并根据所述结果以及呼吸参量是否处于异常范围,判断被测者是否处于呼吸暂停状态,并进行报警。

[0076] 具体地,利用无线传输技术将无创呼吸机实时测量的呼吸参量以及是否处于打鼾状态传输给智能手机终端,通过智能手机终端对呼吸暂停进行监测。

[0077] 具体方案如下:

[0078] 若上述算法判断使用者处于打鼾状态,且鼾声强度超出正常范围,则诊断使用者处于呼吸暂停,智能手机终端立即发出警报提醒使用者。

[0079] 若上述算法判断使用者处于打鼾状态,但鼾声强度在正常范围内,则进入警戒状态。若持续7-8s后,仍判断使用者处于打鼾状态,则发出警报;若持续7-8s后,恢复正常,则解除警戒状态。

[0080] 若上述算法判断使用者未处于打鼾状态,但鼾声强度在正常范围外,则进入警戒状态。若持续7-8s后,鼾声强度仍处于正常范围外,则发出警报;若7-8s后,鼾声强度恢复正

常,则解除警戒状态。

[0081] 将打鼾检测与鼾声强度结合起来,使得准确性大大提高。

[0082] 需要说明的是,鼾声强度的正常范围是可以根据实际情况进行设定的,本实施方式不做限定;可以通过手机终端直接进行鼾声强度检测;也可以设置专门的鼾声强度检测装置,然后将该装置与手机终端连接,手机终端根据接收到的打鼾状态数据以及鼾声强度检测数据,综合对呼吸暂停进行监测。

[0083] 作为一种可选的实施方式,还包括:

[0084] 睡眠报告生成模块,被配置为根据打鼾状态判断结果以及呼吸暂停状态判断结果,生成睡眠报告单,分析使用者的睡眠质量。

[0085] 实施例二

[0086] 在一个或多个实施方式中,公开了一种终端设备,其包括处理器和计算机可读存储介质,处理器用于实现各指令;计算机可读存储介质用于存储多条指令,所述指令适于由处理器加载并执行如下过程:

[0087] 获取被测者睡眠过程中的呼吸参数数据;

[0088] 根据获取到的呼吸参数数据是否属于正常范围,确定各呼吸参数对应的模拟量;

[0089] 根据各呼吸参数的输出模拟量以及各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例,确定打鼾状态判断因子;

[0090] 根据打鼾状态判断因子与预设的标准因子进行比较的结果,判断是否处于打鼾状态。

[0091] 实施例三

[0092] 在一个或多个实施方式中,公开了一种计算机可读存储介质,其中存储有多条指令,所述指令适于由终端设备的处理器加载并执行如下过程:

[0093] 获取被测者睡眠过程中的呼吸参数数据;

[0094] 根据获取到的呼吸参数数据是否属于正常范围,确定各呼吸参数对应的模拟量;

[0095] 根据各呼吸参数的输出模拟量以及各呼吸参数对于判断打鼾状态的影响程度比例,确定打鼾状态判断因子;

[0096] 根据打鼾状态判断因子与预设的标准因子进行比较的结果,判断是否处于打鼾状态。

[0097] 上述执行过程的具体实现方式采用实施例一中公开的方式实现,不再赘述。

[0098] 上述虽然结合附图对本发明的具体实施方式进行了描述,但并非对本发明保护范围的限制,所属领域技术人员应该明白,在本发明的技术方案的基础上,本领域技术人员不需要付出创造性劳动即可做出的各种修改或变形仍在本发明的保护范围以内。

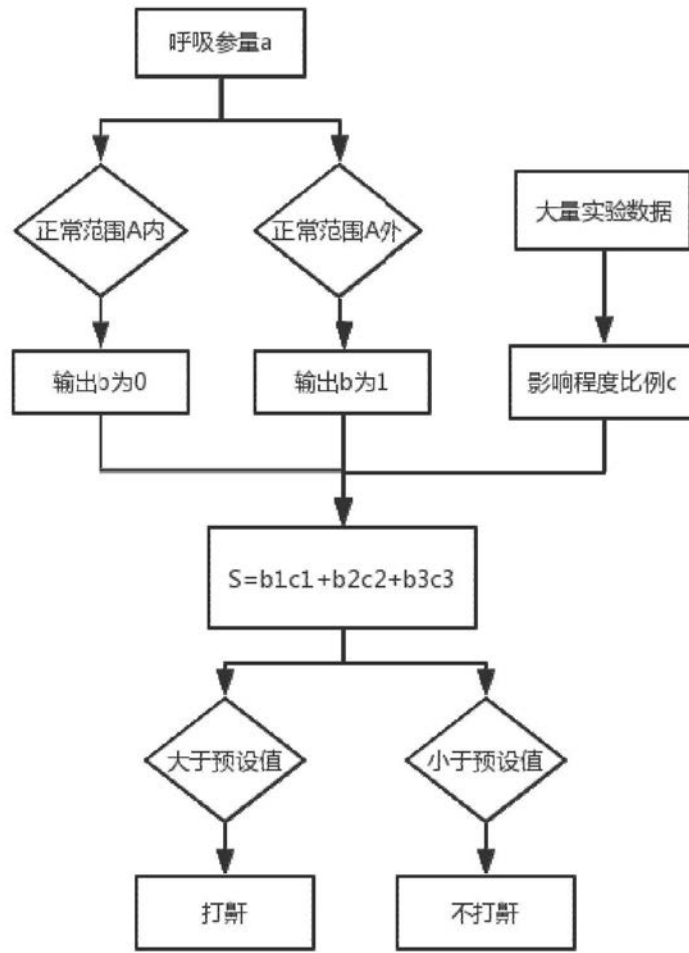


图1

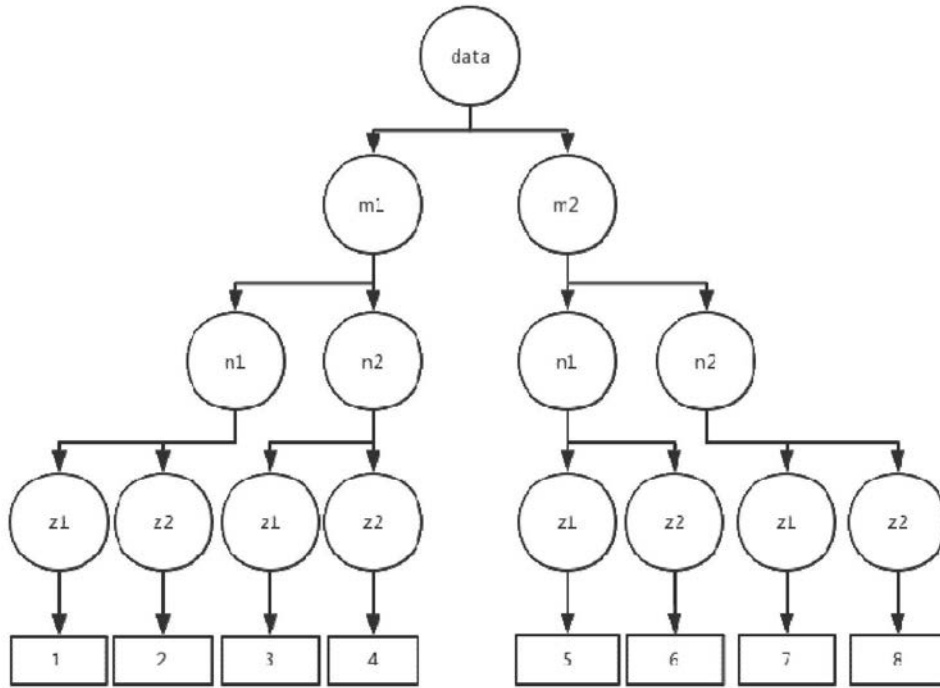


图2