



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110353686 A

(43)申请公布日 2019.10.22

(21)申请号 201910726161.1

(22)申请日 2019.08.07

(71)申请人 浙江工业大学

地址 310014 浙江省杭州市下城区潮王路
18号

(72)发明人 陈晋音 林安迪 漏溢

(74)专利代理机构 杭州天勤知识产权代理有限公司 33224

代理人 曹兆霞

(51) Int. Cl.

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

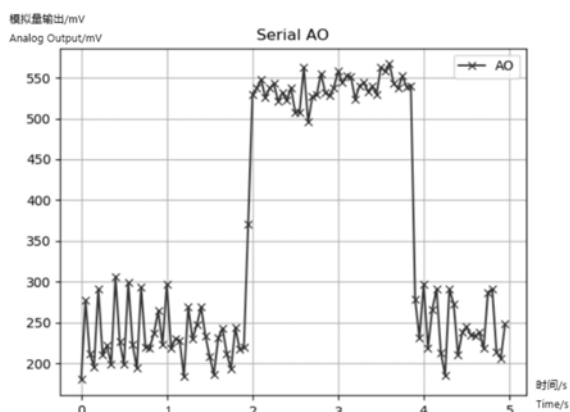
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54)发明名称

一种基于呼吸检测的太极教学辅助设备

(57)摘要

本发明公开了一种基于呼吸检测的太极教学辅助设备,包括声音传感器、呼吸监测器以及通信单元,其中:声音传感器用于采集人运动时的呼吸声信号,并将该呼吸声信号转化为模拟电压信号,该模拟电压信号通过通信单元传输至呼吸监测器;呼吸监测器包括信号处理模块以及信号显示模块,其中,信号处理模块对模拟电压信号进行降噪处理,即根据设定分类阈值对模拟电压信号进行分类,分成呼气类型和吸气类型;同时根据分类结果计算呼吸频率和呼吸占比以及运动心率;信号显示模块用于对呼吸频率和呼吸占比以及运动心率进行显示。该太极教学辅助设备能够准确高效地实现对进行太极运动时呼吸的分类,该呼吸分类结果可以辅助太极教学。



1. 一种基于呼吸检测的太极教学辅助设备,其特征在于,包括声音传感器、呼吸监测器以及用于实现声音传感器与呼吸监测器通信的通信单元,其中:

声音传感器用于采集人运动时的呼吸声信号,并将该呼吸声信号转化为模拟电压信号,该模拟电压信号通过通信单元传输至呼吸监测器;

呼吸监测器包括信号处理模块以及信号显示模块,其中,信号处理模块对模拟电压信号进行降噪处理,即根据设定分类阈值对模拟电压信号进行分类,分成呼气类型和吸气类型;同时根据分类结果计算呼吸频率和呼吸占比以及运动心率;信号显示模块用于对呼吸频率和呼吸占比以及运动心率进行显示。

2. 如权利要求1所述的基于呼吸检测的太极教学辅助设备,其特征在于,在信号处理模块中,对模拟电压信号进行降噪处理的过程为:

设定分类阈值为400,将高于400的模拟电压信号定义为对应呼气过程,输出用1表示的高电平;小于高于400的模拟电压信号定义为对应吸气过程,输出用0表示的低电平,该高电平和低电平通过波形图进行显示,即形成降噪后的呼吸波形图。

3. 如权利要求1所述的基于呼吸检测的太极教学辅助设备,其特征在于,在获得降噪后的呼吸波形图后,根据呼吸波形图,依照时间顺序,在吸气到呼气转换之际,记录当前时间 t_1 ;在下次呼气到吸气转换之际,记录当前时间 t_2 ;在下次吸气到呼气转换之际,记录当前时间 t_3 ;则 t_3-t_1 即为1次呼吸时间,以此获得呼吸频率;

t_2-t_1 即为1次呼气时间, t_3-t_2 即为1次吸气时间,以此获得呼吸气占比;

根据呼吸频率和呼吸气占比计算能获得运动心率。

4. 如权利要求1所述的基于呼吸检测的太极教学辅助设备,其特征在于,所述呼吸监测器还包括用于实现对模拟电压信号进行自动分类的呼吸分类器;

该呼吸分类器是以由LSTM单元,卷积层以及全连接层组成的神经网络经训练得到;模拟电压信号按照一定时间周期转换呼吸信号矩阵后,输入至呼吸分类器后,经计算,输出该时间周期内模拟电压信号对应的呼吸类型。

5. 如权利要求4所述的基于呼吸检测的太极教学辅助设备,其特征在于,呼吸信号矩阵的尺寸为 $[2^n, 1]$,其中, 2^n 表示2的n倍,表示样本采样时间周期,即一个时间周期包含 2^n 个采样时间点,1表示采样时间点对应的模拟电压信号值。

6. 如权利要求4所述的基于呼吸检测的太极教学辅助设备,其特征在于,呼吸分类器按照数据流的顺序依次包括输入层,LSTM单元,第一全连接层,第二全连接层,连续7个矩阵尺寸递减、通道数递增的卷积层,第三全连接层以及输出层。

7. 如权利要求4所述的基于呼吸检测的太极教学辅助设备,其特征在于,呼吸分类器输出的呼吸分类结果以波形图的形式于信号显示模块进行显示。

一种基于呼吸检测的太极教学辅助设备

技术领域

[0001] 本发明属于教学设备领域,具体涉及一种基于呼吸检测的太极教学辅助设备。

背景技术

[0002] Arduino是一款便捷灵活、方便上手的开源电子原型平台。包含硬件(各种型号的Arduino板)和软件(Arduino IDE)。由一个欧洲开发团队于2005年冬季开发。它构建于开放原始码simple I/O介面版,并且具有使用类似Java、C语言的Processing/Wiring开发环境。主要包含两个的部分:硬件部分是可以用来做电路连接的Arduino电路板;另外一个则是Arduino IDE,计算机中的程序开发环境。它可以被用来制作许多具有实用意义的电子制作品,比如电子时钟,3D打印机等。目前,深度学习已经被广泛的应用于目标检测、图像检测、数据生成等领域。通过深度模型对图片或者信号进行分类识别的准确性也大幅度地提高。

[0003] 申请公开号为CN108420408A的专利申请公开了一种睡眠呼吸监测方法,包括如下步骤:步骤一、计算出平均吸气时长和平均呼气时长,步骤二、判定进入呼吸暂停阶段,步骤三、设脉冲参数,步骤四、发出第一次脉冲之后,呼吸机检测流量的变化,步骤五、比较流量波形,并记录阻塞型呼吸暂停的时长以及当前的脉冲数值大小,阻塞型呼吸暂停监测结束。该检测呼吸方法仅基于呼吸长短来检测的,不够智能。

发明内容

[0004] 本发明提供了一种基于呼吸检测的太极教学辅助设备,该太极教学辅助设备能够准确高效地实现对进行太极运动时呼吸的分类,该呼吸分类结果可以辅助太极教学,以提高太极教学过程的准确性和高效性。

[0005] 本发明的技术方案为:

[0006] 一种基于呼吸检测的太极教学辅助设备,包括声音传感器、呼吸监测器以及用于实现声音传感器与呼吸监测器通信的通信单元,其中:

[0007] 声音传感器用于采集人运动时的呼吸声信号,并将该呼吸声信号转化为模拟电压信号,该模拟电压信号通过通信单元传输至呼吸监测器;

[0008] 呼吸监测器包括信号处理模块以及信号显示模块,其中,信号处理模块对模拟电压信号进行降噪处理,即根据设定分类阈值对模拟电压信号进行分类,分成呼气类型和吸气类型;同时根据分类结果计算呼吸频率和呼吸占比以及运动心率;信号显示模块用于对呼吸频率和呼吸占比以及运动心率进行显示。

[0009] 该太极教学辅助设备能够根据获取的声音信号计算输出呼吸频率和呼吸占比以及运动心率,该呼吸频率和呼吸占比以及运动心率可辅助太极教学。

[0010] 优选地,在信号处理模块中,对模拟电压信号进行降噪处理的过程为:

[0011] 设定分类阈值为400,将高于400的模拟电压信号定义为对应呼气过程,输出用1表示的高电平;小于高于400的模拟电压信号定义为对应吸气过程,输出用0表示的低电平,该高电平和低电平通过波形图进行显示,即形成降噪后的呼吸波形图。

[0012] 在获得降噪后的呼吸波形图后,根据呼吸波形图,依照时间顺序,在吸气到呼气转换之际,记录当前时间 t_1 ;在下次呼气到吸气转换之际,记录当前时间 t_2 ;在下次吸气到呼气转换之际,记录当前时间 t_3 ;则 t_3-t_1 即为1次呼吸时间,以此获得呼吸频率;

[0013] t_2-t_1 即为1次呼气时间, t_3-t_2 即为1次吸气时间,以此获得呼吸气占比;

[0014] 根据呼吸频率和呼吸气占比计算能获得运动心率。

[0015] 为了实现对模拟电压信号的准确分类,所述呼吸监测器还包括用于实现对模拟电压信号进行自动分类的呼吸分类器;

[0016] 该呼吸分类器是以由LSTM单元,卷积层以及全连接层组成的神经网络经训练得到;模拟电压信号按照一定时间周期转换呼吸信号矩阵后,输入至呼吸分类器后,经计算,输出该时间周期内模拟电压信号对应的呼吸类型。

[0017] 为了利用神经网络来处理模拟电压信号,在将模拟电压信号转化为呼吸信号矩阵时,限定呼吸信号矩阵的尺寸为 $[2^n, 1]$,其中, 2^n 表示2的n倍,表示样本采样时间周期,即一个时间周期包含 2^n 个采样时间点,1表示采样时间点对应的模拟电压信号值。

[0018] 具体地,呼吸分类器按照数据流的顺序依次包括输入层,LSTM单元,第一全连接层,第二全连接层,连续7个矩阵尺寸递减、通道数递增的卷积层,第三全连接层以及输出层。且呼吸分类器输出的呼吸分类结果以波形图的形式于信号显示模块进行显示。

[0019] 与现有技术相比,本发明提供的基于呼吸检测的太极教学辅助设备能够实现采集的模拟电压信号进行自动分类,并将分类结果转换成数字可视化的信号波形图,以辅助太极教学。

附图说明

[0020] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图做简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动前提下,还可以根据这些附图获得其他附图。

[0021] 图1为呼吸传感器捕捉到的原始人体呼吸信号波形图;

[0022] 图2为经过降噪处理后的人体呼吸波形图;

[0023] 图3为呼吸分类器的结构示意图;

[0024] 图4为对呼吸信号对应的分类结果示意图。

具体实施方式

[0025] 为使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例对本发明进行进一步的详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施方式仅仅用以解释本发明,并不限定本发明的保护范围。

[0026] 为提高太极教学过程以及其它体育运动教学的高效性和准确性,本实施例提供了一种呼吸检测的太极教学辅助设备,该太极教学辅助设备包括声音传感器、呼吸监测器以及用于实现声音传感器与呼吸监测器通信的通信单元。

[0027] 其中,声音传感器用于采集人运动时的呼吸声信号,并将该呼吸声信号转化为模拟电压信号,该模拟电压信号通过通信单元(可以为蓝牙模块)传输至呼吸监测器;

[0028] 呼吸监测器包括信号处理模块以及信号显示模块,其中,信号处理模块对模拟电压信号进行降噪处理,即根据设定分类阈值对模拟电压信号进行分类,分成呼气类型和吸气类型;同时根据分类结果计算呼吸频率和呼吸占比以及运动心率;信号显示模块用于对呼吸频率和呼吸占比以及运动心率进行显示。

[0029] 声音传感器可以为内置一个对声音敏感的电容式驻极体话筒。声波使话筒内的驻极体薄膜振动,导致电容的变化,而产生与之对应变化的微小电压。这一电压随后被转化成0-5V的电压,经过A/D转换被数据采集器接受。

[0030] 通过Python建立串口通信,pyserial模块封装了对串口的访问,为Linux、Windows等所有兼容POSIX(可移植操作系统接口)的操作系统和IronPython上运行提供后端。名为“serial”的模块能够自动选择合适的后端。在Windows环境下,可以通过资源管理器确定串口,再建立一个串口相关的变量,确定蓝牙串口以及通信波特率。

[0031] 将声音传感器与蓝牙模块以正确方式连接到Arduino板,并通过USB连接至呼吸监测器(可以是一个小型的计算机)。在Windows 10环境下,驱动基本由系统自动安装。再通过Arduino IDE编辑代码上传至Arduino板,设置声音传感器信号的波特率等信息并将蓝牙模块设置为主机模式,将声音传感器获得的声音信号通过蓝牙串口通信传送到计算机。

[0032] 呼吸监测器获得人呼吸信号之后,对得到的原始呼吸数字信号进行可视化操作,使得使用者能够更好地观察在太极教学活动中运动者的运动情况。使用Python的Matplotlib包来生成优质的信号波形图。根据图像所需建立一个合适长度的value数组并初始化值为0,数组可以获得串口通信的模拟电压信号,通过Matplotlib确定X轴为时间,Y轴为模拟电压值,可以将数组储存的信号数据实时确定合适的Y轴幅值进行动态绘图显示(类似Matlab的数据中动态图形显示),每获得一个数据,自动将数组第一位数据删除,并将后一位数据放置在前一位置上,为新数据创造空间,从而不造成内存溢出。从而能够得到如附图1的原始波形图。从图可以看出波形图存在较多的毛刺和噪声,先进行第一步过滤降噪。通过研究获得当纵轴值大于400可以定义为人呼气过程,而小于400可定义为吸气过程。所以在代码中设置阈值400,当value值在400以上时输出为1即高电平,反之则输出为0即低电平。

[0033] 使用中由于获得呼吸信号过程中存在呼吸变弱,外界干扰等情况,可以设置数组,以保存当下获得的数据信号及之前的获得的几个数据信号(根据情况酌情判断),当信号的值与之前的保存的数据波动过大时,则仍然选择保持之前信号输出,并将当前的数据中保存在数组中,并根据之后获得的信号的值来判断是否为呼气吸气的状态转换而造成的数据波动较大的情况,若是,则更改信号的输出。通过第一步的过滤降噪之后可获得如附图2所示的波形图。

[0034] 通过获得的呼吸信号,我们可以计算出人运动时的心率。运动心率,即人体在运动时保持的心率状态。不管是有氧运动,还是无氧运动。都有一个合适的心率才能达到较佳的运动效果。保持最佳运动心率对于运动效果和运动安全都很重要。设置长度为3的数组,在图像由吸气到呼气转换之际,设置记录下当前系统时间 t_1 ,再到下次呼气吸气转换,记录第二个系统时间 t_2 ,第三次呼气转换后,记录下第三个系统时间 t_3 。 t_3-t_1 即为一次呼吸时间,由此可得到呼吸频率,同理 t_2-t_1 为呼气时间, t_3-t_2 为吸气时间,获得呼气与吸气的占比。根据计算的呼吸频率以及呼吸气占比获得人的运动心率,能够更好地协助太极教学过

程以及其他运动教学过程。

[0035] 为提高呼气与吸气分别的准确性,该太极教学辅助设备还包括一个用于将原始呼吸信号分为呼气和吸气两类信号的呼吸分类器。

[0036] 呼吸分类器主要用于对呼吸信号的分类。呼吸分类器由LSTM单元,卷积层和全连接层构成的神经网络,其结构如图3所示,包括:原始输入的呼吸信号尺寸为[512,1],其中512表示呼吸信号的采样时间点,1表示呼吸信号每个时间点的特征值(也就是模拟电压值),训练过程采用最小批梯度下降方法训练,最小批中每一批次的呼吸信号数据样本个数一般取为64个,经过LSTM单元后得到尺寸为[512,128]的特征层,其中512对应与原始的时间点,128对应每个时间点计算得到的特征向量,使用全连接层得到尺寸为128的特征层;使用全连接得到尺寸为128的特征层;使用全连接层得到尺寸为64*64*3的特征层;使用reshape函数对特征层进行变形得到[64,64,3]的特征层,其中64分别对应特征层的长和宽,3对应特征层的深度;使用尺寸为[5,5,64]的卷积模块和尺寸为[2,2]步长为2的最大池化模块得到尺寸为[32,32,64]的特征层;使用[5,5,128]的卷积模块和尺寸为[2,2]步长为2的最大池化模块得到尺寸为[16,16,128]的特征层;使用尺寸为[5,5,256]的卷积模块和尺寸为[2,2]步长为2的最大池化模块得到尺寸为[8,8,256]的特征层;使用尺寸为[5,5,512]的卷积模块和尺寸为[2,2]步长为2的最大池化模块得到尺寸为[4,4,512]的特征层;使用尺寸为[5,5,512]的卷积模块和尺寸为[2,2]步长为2的最大池化模块得到尺寸为[2,2,512]的特征层;使用尺寸为[5,5,512]的卷积模块和尺寸为[2,2]步长为2的最大池化模块得到尺寸为[1,1,512]的特征层;通过reshape函数和全连接层得到尺寸为2的特征层最为输出(针对包含呼气和吸气两种信号类型的分类任务),所得到的未归一化的置信度值与真实呼吸信号对应的类标做交叉熵计算距离。

[0037] 上述呼吸分类器训练体系的设计目标为:

[0038] 通过呼吸分类器自动对原始呼吸信号进行分类,该呼吸信号作为网络的输入样本,通过预测类标与真实类标的距离,来调整呼吸分类器内部的参数。

[0039] 具体地,上述模型训练体系具体过程为:

[0040] 设置训练的epochs=N1,即训练集被使用N1次。信号分类网的输入为原始呼吸信号,输出为对应呼吸信号的类标预测。

[0041] 具体地,输入原始的信号数据集X,将X输入到分类模型中,训练20个epochs。

[0042] 具体实验:

[0043] 数据集基本情况包括:(a)互信信号数据有312000个训练样本和156000个测试样本,每个样本尺寸为512*1的矩阵。验证集是随机从测试样本中抽取30%的样本数量;(b)数据集根据调制类型可以分为两类,每类等分,训练集中每类有109200个样本,测试集中每类有46800个样本。

[0044] 将上述训练集对上述构建的模型训练体系进行训练,获得训练好的呼吸分类器。并将测试集中的样本输入到呼吸分类器中,如图4所示的2类呼吸信号对应的分类结果,这些信号人工很难完全准确区分呼气还是吸气,说明呼吸分类器对于呼吸信号的分类达到了预期的效果。因此,利用该太极教学辅助设备能够准确高效地实现对进行太极运动时呼吸的分类,该呼吸分类结果可以辅助太极教学,以提高太极教学过程的准确性和高效性。

[0045] 以上所述的具体实施方式对本发明的技术方案和有益效果进行了详细说明,应理

解的是以上所述仅为本发明的最优选实施例,并不用于限制本发明,凡在本发明的原则范围内所做的任何修改、补充和等同替换等,均应包含在本发明的保护范围之内。

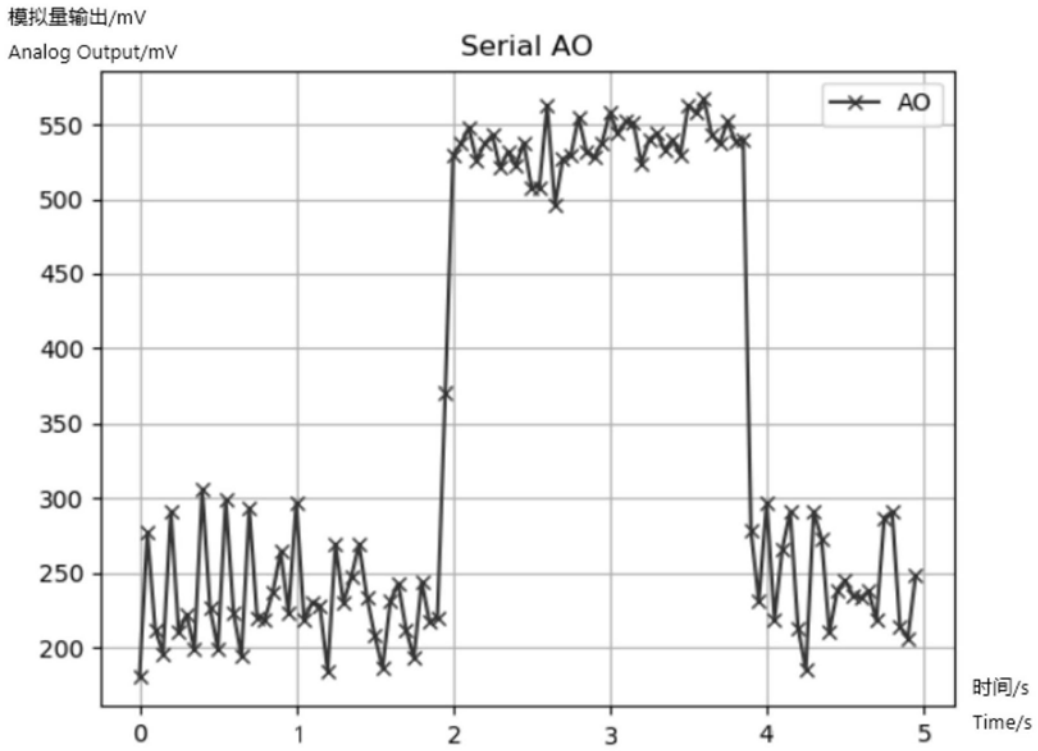


图1

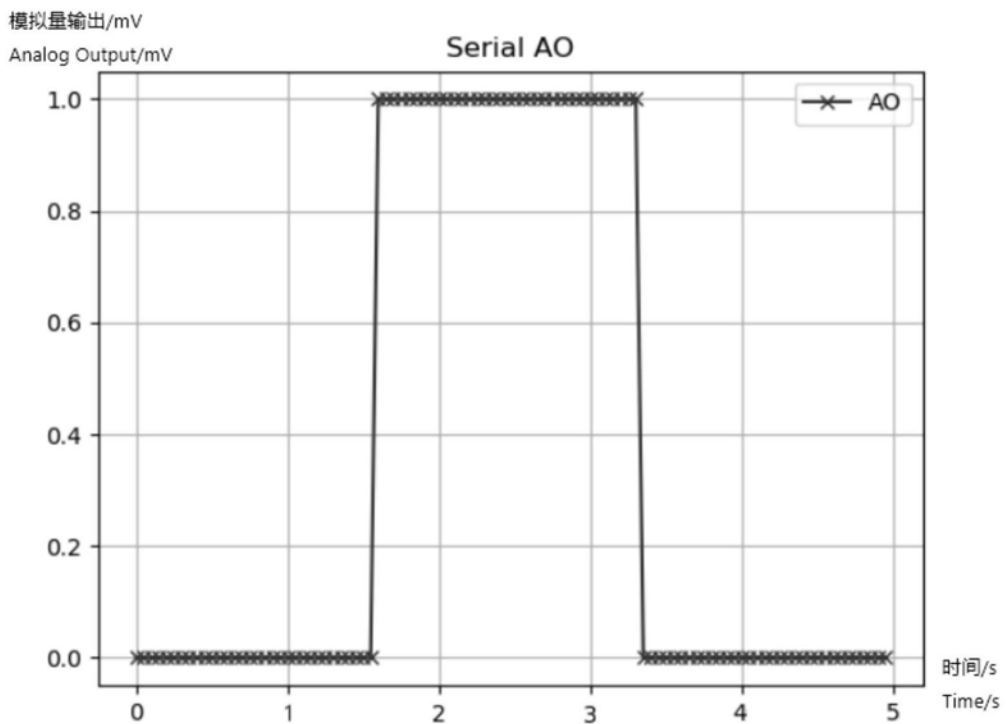


图2

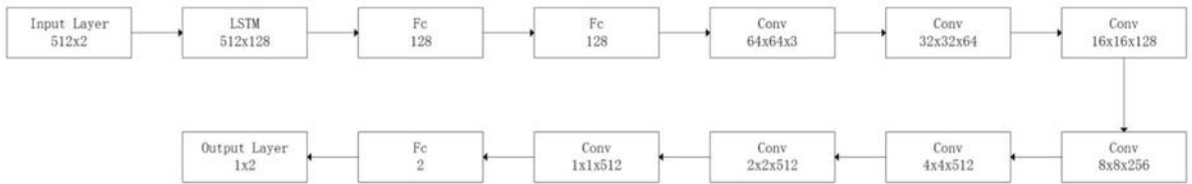


图3

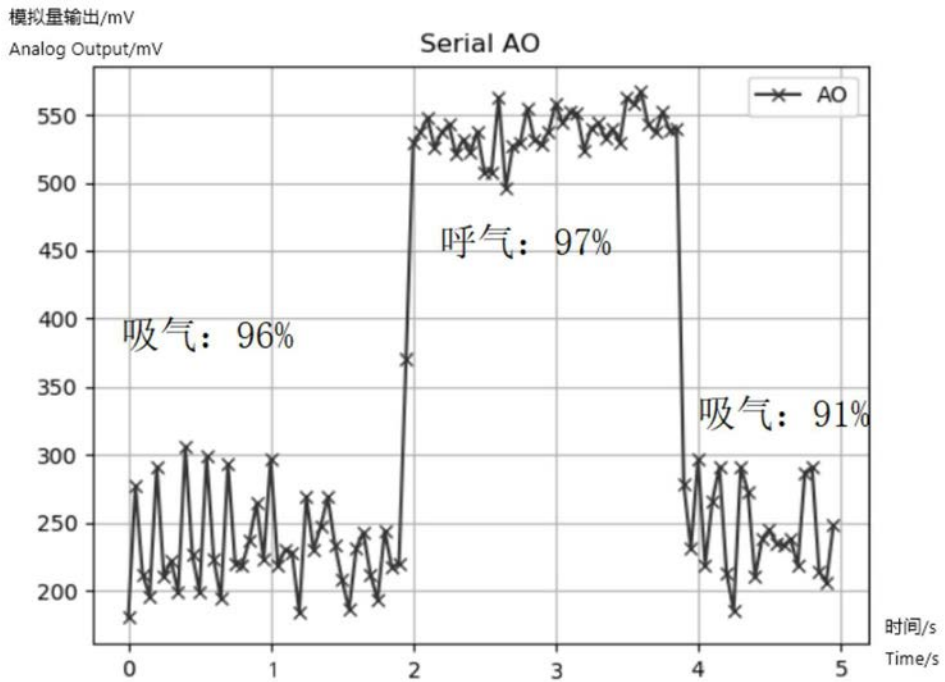


图4

专利名称(译)	一种基于呼吸检测的太极教学辅助设备		
公开(公告)号	CN110353686A	公开(公告)日	2019-10-22
申请号	CN201910726161.1	申请日	2019-08-07
[标]申请(专利权)人(译)	浙江工业大学		
申请(专利权)人(译)	浙江工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	浙江工业大学		
[标]发明人	陈晋音 林安迪		
发明人	陈晋音 林安迪 漏溢		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0816 A61B5/4803 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/7267		
代理人(译)	曹兆霞		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于呼吸检测的太极教学辅助设备，包括声音传感器、呼吸监测器以及通信单元，其中：声音传感器用于采集人运动时的呼吸声信号，并将该呼吸声信号转化为模拟电压信号，该模拟电压信号通过通信单元传输至呼吸监测器；呼吸监测器包括信号处理模块以及信号显示模块，其中，信号处理模块对模拟电压信号进行降噪处理，即根据设定分类阈值对模拟电压信号进行分类，分成呼气类型和吸气类型；同时根据分类结果计算呼吸频率和呼吸占比以及运动心率；信号显示模块用于对呼吸频率和呼吸占比以及运动心率进行显示。该太极教学辅助设备能够准确高效地实现对进行太极运动时呼吸的分类，该呼吸分类结果可以辅助太极教学。

