

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2105994

# 基于 STM32 睡眠呼吸机的系统设计

张媛媛 李丕丁 孔祥勇

(上海理工大学 医疗器械与食品学院 上海 200093)

**摘要:** 为了有效地减轻阻塞性睡眠呼吸暂停综合症(OSAS)对我们人体的伤害,设计了一款双水平无创呼家用睡眠呼吸机。基于 STM32 运用自适应逆控制理论实现了电机的控制,把输入信号和输出响应之间的差值作为误差信号,并由该信号驱动自适应算法。根据采集到的呼吸波波形,运用卡尔曼滤波对下一个周期吸气与呼气的时机进行预测,进而控制电机达到目标气压值。为了方便用户体验,增加了上位机波形实时显示,在用户体验呼吸机辅助呼吸的同时可以清楚的看到呼吸波的调整。此次设计不仅使电机达到设定的响应速度的时间控制在 100 ms 左右,还实现了 CPAP 模式、S 模式、T 模式 3 种呼吸模式:在 CPAP 模式下,呼吸机持续输出气道正压;在 S 模式下,可通过患者呼吸波波形来预估下一次呼气及吸气时间节点,并给予正确气压来辅助患者呼吸;在 T 模式下,通过定时器控制实现气压的高低,进而辅助患者呼吸。这不仅提高了患者的顺应性,使患者感觉更加舒适,还有利于长期治疗。

**关键词:** 阻塞性睡眠呼吸暂停综合症;自适应逆控制;卡尔曼预测;CPAP 模式;S 模式;T 模式

**中图分类号:** TP301 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.99

## System design of sleep ventilator based on STM32

Zhang Yuanyuan Li Piding Kong Xiangyong

(School of Medical Devices and Food, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

**Abstract:** In order to effectively reduce the damage of obstructive sleep apnea syndrome (OSAS), a two-level non-invasive home sleep suction machine was designed. Based on STM32, the adaptive inverse control theory is used to control the motor. The difference between the input signal and the output response is taken as the error signal, and the adaptive algorithm is driven by the signal. According to the collected breathing wave shape, Kalman filter is used to predict the timing of inspiratory and exhalatory in the next cycle, and then control the motor to reach the target pressure value. In order to facilitate user experience, real-time display of upper computer waveform is added, so that users can clearly see the adjustment of breathing wave while experiencing ventilator assisted breathing. This design not only controls the time of the motor to reach the set response speed at about 100 ms, but also realizes three breathing modes: CPAP mode, S mode and T mode. In CPAP mode, the ventilator continuously outputs positive airway pressure; In the S mode, the next time node of exhalation and inspiration can be estimated by the patient's breath wave shape, and the correct air pressure can be given to assist the patient's breathing. In T mode, the air pressure is controlled by the timer to assist the patient's breathing. This not only improves patient compliance and makes patients feel more comfortable, but also facilitates long-term treatment.

**Keywords:** obstructive sleep apnea syndrome; adaptive inverse control; Kalman prediction; CPAP mode; S mode; T mode

## 0 引言

现代社会高节奏的工作易使人们身心疲乏,健康受到影响,因此良好的睡眠尤其重要。如果长期有呼吸暂停并且发生频率超过 5 h/次,这种行为会使患者从睡梦中憋醒或者造成睡眠的严重缺氧,进而引发一系列的并发症,这在

医学上称之为阻塞性睡眠呼吸暂停综合症(obstructive sleep apnea syndrome, OSAS)。通过调查相关数据可以发现,人群中患有该症状的人群数目约占总人口的 1/5,并且每天因此症状断送生命的约有 3 000 人,这引起了人们的广泛关注。在现有的医疗条件下,考虑到各种利弊因素,当前治疗此症状的首选方法就是使用睡眠呼吸机。因为睡

收稿日期:2021-03-16

眠呼吸暂停综合症不仅有十分高的发病率<sup>[1]</sup>,而且对人体危害也十分大,因此采用持续正压呼吸机。该类型的呼吸机不仅可以有效改善、缓解此症状,还经常用于治疗非典型肺炎、肺心病等疾病。所以该睡眠呼吸机的意义巨大,不仅能够让老百姓感受到益处,能大大降低在医疗上的花费,而且能有效缓解打鼾症状的发生,因此该产品有较好的市场前景<sup>[2]</sup>。

国内外对呼吸机的研究从未停止过,美国伟康的BiPAP技术和Auto-TRAK算法可以保证压力输出的稳定性,增加了患者的使用舒适度。由于技术的保密性,关于此技术和算法的介绍少之又少。虽然国内呼吸机的研究起步较晚,但近些年在技术上也有了很大创新。对于电机控制算法,文献[3-5]都是采用传统模糊PID控制算法实现电机的转速调整,但是这种控制算法并不能实现电机的快速响应,并且电机稳定所需要的时间较长(超过200ms)。文献[6]中对呼吸机气道压力采用的是分数阶PID控制器,是对传统模糊PID控制算法的创新,但是电机不能快速稳定运行的问题依旧存在。

对于获得人体呼吸信号的方法主要有小波分析(wavelet approach)法<sup>[7]</sup>,主成分分析(principal component analysis, PCA)法<sup>[8]</sup>,经验模态分解(empirical mode decomposition, EMD)法<sup>[9]</sup>等。在时频信号分析中<sup>[10]</sup>,小波分析法可以很好地观察信号的局部特征,但是冗余度比较大,不具备自适应性;PCA法是一种用于降低多元素维度的技术,使信息不会有太多的损失;但是对于非平稳信号具有一定的局限性,存在的运动伪影使最后提取呼吸的准确性比较低;EMD处理非线性非平稳信号时有良好的效果,文献[9]利用EMD对光电容积描记信号进行分解,选择合适的本征模函数分星重构出呼吸波信号,该方法虽然对呼吸波进行了重构,但是并不能对用户在下一次呼气及吸气时间点进行预测。

本文意在设计一款体积小、便于携带的家用睡眠呼吸机,把传统的减压阀、电磁阀<sup>[11]</sup>等系统气路部分用一款ebmpapst风机替代,缩减了该产品的体积大小。采用自适应逆控制算法<sup>[12]</sup>使电机快速响应并保持电机转速的稳定,减少压力过冲和振荡现象根据采集到的上一周期的呼吸波波形,通过读取波形的阈值、拐点等关键点使用卡尔曼预测<sup>[13]</sup>算法对用户在下一次呼气及吸气时间点进行预测,并给出相应的指令,进而达到预测的功能,这可以提高系统通气安全性和患者舒适度,有效改善心肺不适、气压伤等问题,对于处理呼吸波波形是一种全新的应用。

## 1 系统总体设计的原理与方法

### 1.1 系统总体结构设计

本文的研究内容是基于STM32F429双水平无创正压睡眠呼吸机,SM7391、SM6295两个传感器把采集到的数据传送到单片机中进行误差分析,通过判断误差分析结果,

控制电机的转速从而做到实现辅助呼吸的功能。为了用户的观察和监测<sup>[14]</sup>,将呼吸波波形显示在上位机界面中,并且通过上位机界面的S、T模式切换按钮对两种辅助呼吸模式进行切换。如果发生紧急情况,可以通过上位机的开关按钮实现对电机启动或关闭。系统的整体电路设计如图1所示。

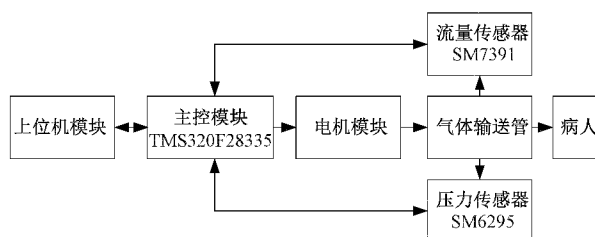


图1 系统结构设计

### 1.2 睡眠呼吸机硬件电路设计

本次研究的硬件系统结构如图2所示。

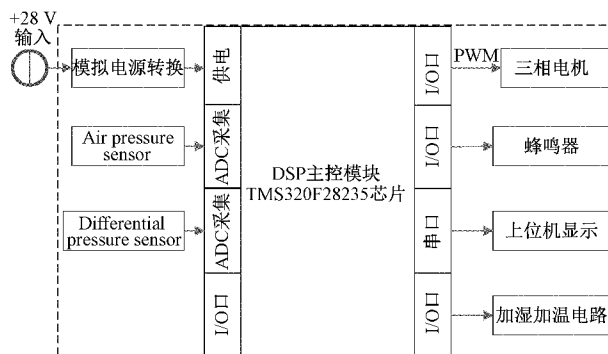


图2 系统硬件结构

在硬件电路中,选用STM32F429ZGT6芯片作为主控芯片,硬件电路设计包括三相电机驱动电路、直流电源电路、报警电路、传感器驱动电路部分。电路板采用直流28V的供电电压,分两路输出:一路直接给三相电机供电,另一路经隔离变压器降压电路输出3.3、5、12V分别给主控MCU和驱动部分供电,电机选用型号为ebmpapst RV45-3/14S,设计三相电机驱动。读取压力传感器和流量传感器的数据,通过自适应逆控制算法对电机速度、压力量等参数进行实时调控,可根据压力值的变化调节当前电机转速,通过串口调用将呼吸机辅助调节呼吸的过程通过波形显示的方式实时显示在上位机界面<sup>[15]</sup>。

## 2 系统控制算法和预测算法的设计

### 2.1 电机控制算法

现阶段对于电机的控制方法有很多,例如PID控制、模糊PID控制、自适应逆控制等。在本设计中,采用自适应逆控制实现电机的转速之间的转换,使其快速响应,达到稳定状态。自适应逆控制的对象是依靠控制器给的信号来

驱动。在此次研究中,电机速度的输出要依靠一个平滑的指令输入,即给电机相应的响应指令,如 mpd setPresTarget 10 或 mpd setSpeed 1000 响应指令,其结构框图如图 3 所示。

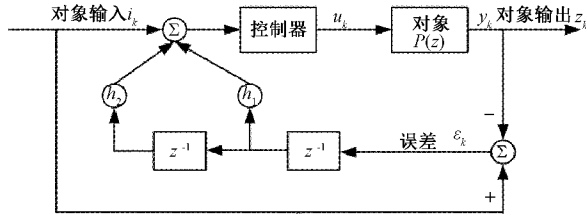


图 3 自适应逆控制结构框图

自适应逆控制采用反馈控制系统中对对象得参数扰动及外部扰动,参考加入反馈结构的自适应逆控制,构成三相电机的自适应逆控制系统。设计并运用非线性自适应滤波器,实现电机控制系统的建模与逆建模,结合滤波器共同构成速度控制器,采用最小均方差(LMS)自适应滤波算法调整其权函数,实现速度的精准控制。

2.2 呼吸波预测算法

呼吸机需要根据患者呼吸节奏进行气压切换<sup>[16]</sup>,但患者的呼吸波(时间流量曲线)十分微弱<sup>[17]</sup>。为了使呼吸机能在患者吸气呼气时刻及时对其进行送气操作,并且不对患者造成不适,本系统采用卡尔曼滤波算法根据前一次呼吸波来预测即将到来的呼吸波,计算呼吸波极值点,估计患者吸气和呼气切换的时刻  $t_1$  和  $t_2$ 。在  $t_1$  到来时,呼吸机气管内升压,达到送气效果,  $t_2$  到来时,呼吸机气管内降压,患者呼出气体。

卡尔曼滤波法就是一种使用线性系统状态方程和系统输入的各种输出和参考值观察到的数据,对系统的状态进行最优估计<sup>[18]</sup>。卡尔曼滤波的基础设计思想主要是首先利用泰勒级数的展开把非线性体系进行了线性化,之后再采用卡尔曼滤波框架进行了对信号的滤波。其中状态方程指的是一个描述系统中状态变量之间或状态变量和系统中的输出变量之间关系的一阶微分方程组(连续系统)或一阶差分方程组(离散系统)。卡尔曼滤波主要分为预测和更新两大部分,步骤如下。

1)建立状态方程,本系统中,通过建立呼吸波的数学模型作为状态方程。首先通过提取采取到的流量时间曲线,截取该曲线的部分,该部分为呼吸的周期曲线,采用 MATLAB 的 cftool 工具对其进行曲线的拟合。

由于呼吸波波形接近高斯分布,用 5 个高斯函数对呼吸波进行拟合,得到状态方程为:

$$f(x) = a_1(e^{-\frac{x-b_1}{c_1}})^2 + a_2(e^{-\frac{x-b_2}{c_2}})^2 + a_3(e^{-\frac{x-b_3}{c_3}})^2 + a_4(e^{-\frac{x-b_4}{c_4}})^2 + a_5(e^{-\frac{x-b_5}{c_5}})^2 \quad (1)$$

式中:  $a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, b_1, b_2, b_3, b_4, b_5, c_1, c_2, c_3, c_4, c_5$  均为拟合状态方程的参数,其中参数如表 1 所示。

表 1 呼吸波拟合曲线参数值

参数	数值	参数	数值
$a_1$	1 224	$a_3$	20
$b_1$	402	$b_3$	1 449
$c_1$	32.4	$c_3$	292
$a_2$	1 790	$a_4$	41.1
$b_2$	353	$b_4$	1 382
$c_2$	46.6	$c_4$	235

2)根据式(2)计算先预测值,然后计算误差协方差矩阵式(3)(预测值与真实值之间的)。其中真实值就是目标属性的真实状态值,在本系统中指的是当前时刻患者呼吸波用  $\theta'_k$  表示。

$$\theta'_k = A(\theta_{k-1}) + B_{u_{k-1}} \quad (2)$$

$$\sum'_k = A \sum_{k-1} A^T + Q \quad (3)$$

式中:  $\theta'_k$  为当前时刻的呼吸波,  $\theta_{k-1}$  为前一时刻的呼吸波,  $B_{u_{k-1}}$  为将输入转换为状态的矩阵,  $A$  为系数矩阵,  $\sum_{k-1}$  为前一时刻的误差协方差,  $\sum'_k$  为当前时刻的预测值与真实值误差协方差。

3)根据式(4)计算卡尔曼增益。

$$K'_k = \sum'_k C^T (C \sum'_k C^T + R)^{-1} \quad (4)$$

式中:  $K'_k$  为卡尔曼增益;  $C$  为转换常数矩阵;  $R$  为噪声协方差常数矩阵。

4)根据式(5)计算误差协方差矩阵(估计值与真实值之间的),并把结果用于下一次递推。估计值就是用来估计真实值的数值,用  $(\theta_k)$  表示,例如算法每递推一次,就会估计出一个新的呼吸波。

$$(\theta_k) = \theta'_k + K'_k(z_k - C\theta'_k) \quad (5)$$

$$\Sigma_k = (1 - K'_k C) \sum'_k \quad (6)$$

式中:  $z_k$  为观测值,  $\theta_k$  为估计真实值的数值,  $\Sigma_k$  为真实值的协方差矩阵。

观测值就是状态值的一个映射,用  $z_k$  表示,如测得的呼吸波。预测值就是根据上一次的估计值,根据线性系统的模型参数算出来下一步波形状态。利用卡尔曼滤波算法达到本系统波形预测的要求。

呼吸波的检测是整个呼吸机系统较为重要的算法设计之一,首先需要对采集到的呼吸波波形进行滤波等处理,得到如图 4 所示的波形。

得到该波形后,采用 MATLAB 工具箱 cftool,进行曲线的拟合,得到一个呼吸流量时间曲线模型后,采用卡尔曼滤波的方式,不断地更新模型的参数,来逼近实际的曲线。对呼吸流量曲线进行预测。获取到拟合的曲线后,将初始参数和模型设为初始量,不断地读取流量值,将每个周期的流量值采用卡尔曼滤波模型中进行迭代,不断地修正模型的参数,每个修正的参数都会影响下一周期的预测值。该

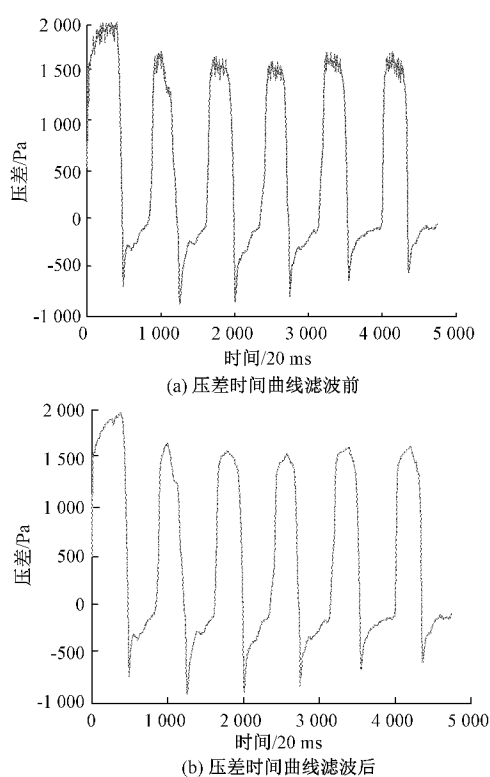


图4 MATLAB滤波处理结果图

算法流程如图5所示。

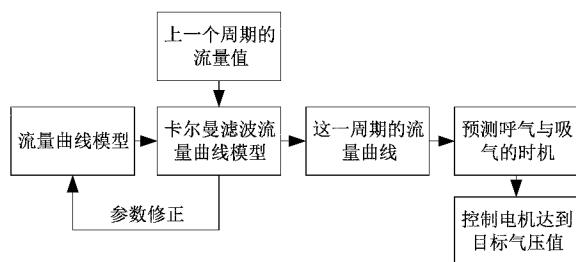


图5 呼吸波形预测流程

当获取到本周期流量波形的预测值时,计算该周期波形的最大值,在最大值20%且流量上升时刻,判断为开始吸气的点,控制电机提升转速,达到高压值,当流量出于最大值的90%且流量处于下降时刻,判断为开始呼气的点,控制电机降低转速,达到低气压值。

### 3 实验数据的测试与参数调整

早期使用自适应逆控制算法调节时,需要采集数据的图像,下图即为在调参时采集到的数据,横轴为每20 ms采集一次数据的次数,纵轴为电机转速,从图中可以发现,电机达到3000转速的上升时间是140 ms,下降到1500转速的时间是600 ms,如图6所示(图6的数据为20 ms采集一次)。

后来,对参数进行调整、长时间的调试,多种方法(刹车,调整参数)的实验,现在已经将上升时间和下降时间降

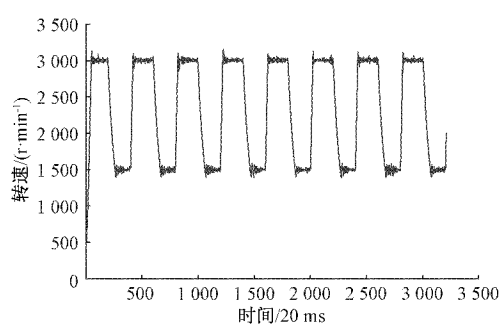


图6 速度调速图

低到100 ms左右,如图7所示(图7的数据为5 ms采集一次)。

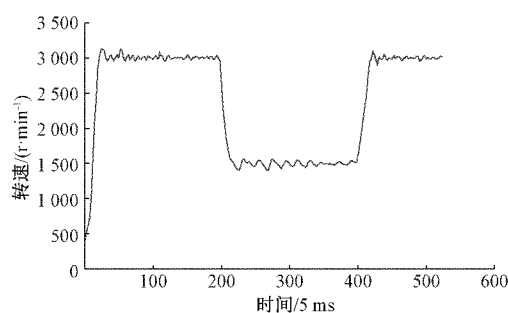


图7 调整参数后的速度响应曲线图

图8就是把气压从10~20 cmH<sub>2</sub>O再降到5 cmH<sub>2</sub>O再升到15 cmH<sub>2</sub>O的响应时间曲线,从图中可以看到,已经实现了电机快速的开始与结束。

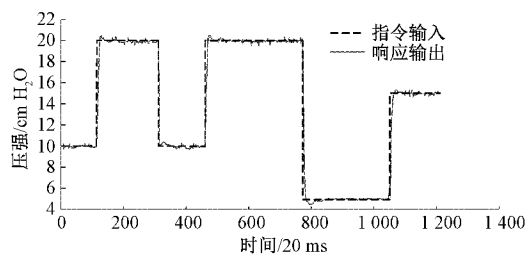


图8 气压—时间响应图

## 4 实验结果分析与讨论

### 4.1 硬件实物图

整个系统包括上位机页面显示、电路板及外壳、呼吸面罩、机械开关、28 V直流电源供电,系统实物图如图9所示。



图9 系统整体实物图

## 4.2 呼吸机3种模式

本设计预计实现了4种模式,现已实现了CPAP、S模式、T模式,其吸气与呼气的区别如表2所示。

表2 3种模式的介绍

模式	吸气触发	呼气切换
CPAP(持续气道正压通气)	患者	患者
S(同步模式)	患者	患者
T(时间控制模式)	患者	机器

1)CPAP(持续气道正压通气)是指病人睡眠时通过戴上一个面罩将持续的正压气流送入气道。它的原理是通过增加气道的压力来增加呼吸道的宽敞度,提前给出需要响应的电压值指令,然后风机迅速响应输出达到设定的电压值,然后患者进行吸气呼气动作。

设定其压力值为5 cmH<sub>2</sub>O,采集到的呼吸波波形图如图10所示。

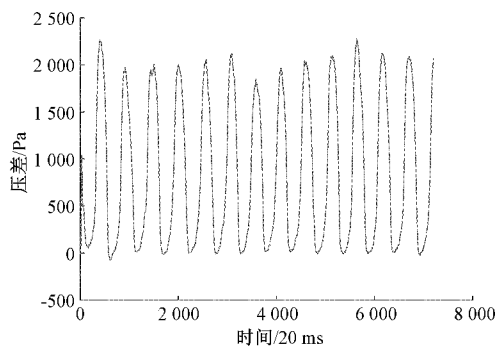


图10 CPAP模式下的呼吸波波形图

2)S模式又称同步模式或自主触发模式。其呼吸波波形图如下,从图中我们可以发现该模式就是人有自主的呼吸能力,并能控制该仪器进行工作。在用户吸气时,仪器提供相对较高的吸气压,相反的在呼气时,仪器提供相对较低的呼气压,以确保呼出气体从面罩的漏洞中跑出。该模式的特点就是用户自己的呼吸频率直接影响仪器的工作频率,使仪器适应人的呼吸速度,进一步实现人和仪器呼吸频率保持完全贴合。但是若用户在该模式下没有了自主呼吸的能力,那则导致呼吸机不能给出响应的吸气呼气指令,也停止工作。此模式主要适用于具备良好呼吸触发能力的患者。波形图末尾是采集时故意产生了憋气行为,这正好验证了该模式的特性,运用上位机采集到的波形图如图11所示。

3)T模式又称被动模式或时间控制模式,其呼吸波波形图如下,该模式是一种被动模式,它是按照一定的时间间隔来控制人的呼吸,即该呼吸机会通过预先设定好的吸气呼气比的参数来控制人的呼吸,人没有自主呼吸的能力,只能顺应仪器的频率来进行吸气呼气动作,考虑到此模式的特点,其应用对象是没有或自主呼吸极其弱的用户。运用上位机采集到的波形图如图12所示。

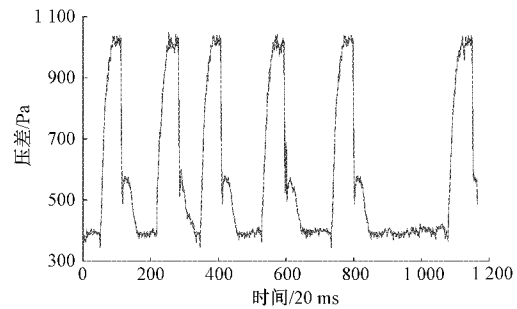


图11 S模式下的呼吸波波形图

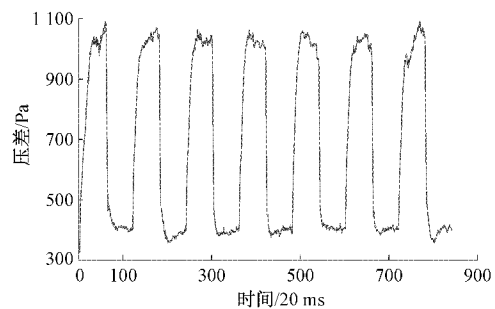


图12 T模式下的呼吸波波形图

## 5 结论

本文通过研究睡眠呼吸机的硬件电路原理以及分析了相关控制算法、预测算法的系统,根据睡眠呼吸机压力和流量的时变、非线性的特点提出了把自适应逆控制用于调节睡眠呼吸机三相电机速度控制系统方面的设想。结合自适应逆控制控制理论和卡尔曼滤波预测算法,设计了整体睡眠呼吸机的控制算法系统,有效改善了传统家用睡眠呼吸机气压伤、心肺不适等问题。

应用自适应逆控制的睡眠呼吸机提供的气道压力(流量)比应用常规PID控制的睡眠呼吸机的更加稳定,消除了传统呼吸机压力波动的缺点,提高了患者的顺应性,使患者感觉更加舒适,有利于长期治疗。自适应逆控制应用到睡眠呼吸机的控制系统的设想是必要和可行的,考虑到睡眠呼吸机是一种复杂非线性的时变系统,想要建立精准的数学模型就会变得十分困难,因此若采用常规的PID控制算法进行控制,很难保证其参数能在线整定成功,因此控制的效果欠佳。结合了专家经验和呼吸机特点调整权函数,经过仿真试验验证其动态特性良好,另外控制系统的鲁棒性也较好。和常规PID控制相比,其超调和整定时间都比较小。其优点:1)跟随性:输出跟随输入,不存在过大超调;2)抗扰性:在逆模型和理想的正模型条件下,扰动至输出的传递函数为0,这不仅能抑制扰动更是进一步的消除扰动。

采用卡尔曼滤波算法对呼吸波进行预测,得到动态阈值,更准确地判断用户呼气,吸气时刻,避免了呼气吸气切换不准时使患者产生不适。界面友好,操作简单,可以实时

准确地显示呼吸波形,有利于医生对患者当前呼吸状态做出判断,系统有存储、回放等功能。此外方便携带,适合家用,对于打鼾患者有较好的辅助呼吸作用。

后期也将继续保持对此项目的研究,尽快实现S/T模式,可以增加用户的选择种类,提高用户的使用舒适度。

### 参考文献

- [1] 李欢. 面向用户定制的家用户睡眠呼吸机设计[D]. 秦皇岛:燕山大学,2020.
- [2] 王媚雪,李欢,卢七卯. 家用户睡眠呼吸机的个性化定制策略研究[J]. 科技与创新,2020(4):70-72.
- [3] 周文豹. 家用户呼吸机中无刷直流电机控制器的设计与实现[D]. 济南:山东大学,2016.
- [4] 郑建立,樊丞成,王刚. 智能化呼吸机呼吸控制硬件平台的研究[J]. 中国医学物理学杂志,2014,31(4):5048-5053.
- [5] 冯小冬. 基于模糊PID控制的呼吸机压力控制研究[D]. 南京:南京医科大学,2010.
- [6] 张淼. 基于分数阶PID控制器的家用户无创呼吸机的研制[D]. 济南:山东大学,2019.
- [7] 王涛. EEMD算法研究及呼吸频率测量仪实现[D]. 北京:北京信息科技大学,2017.
- [8] 李文彪,陈真诚,刘福彬. 基于EMD的指端光电容积脉搏波中呼吸波提取方法研究[J]. 航天医学与医学工程,2010,23(4):279-282.
- [9] 陈真诚,牛春望,朱健铭,等. 一种利用经验模态分解算法的光电容积脉搏波信号中提取呼吸波的方法研究[J]. 生物医学工程研究,2019,38(2):134-139.
- [10] 田福英,郑政,随力. 大鼠经颅超声刺激响应信号处理算法设计与实现[J]. 电子测量技术,2020,43(22):121-125.
- [11] MADHAV K V, RAGHURAM M, KRISHNA E H, et al. Use of multi scale PCA for extraction of respiratory activity from photoplethysmographic signals[J]. Conference Record-IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference, 2012:1784-1787.
- [12] 刘春,卫吉祥,李维华,等. 改进的自适应卡尔曼滤波在北斗伪距单点定位中的研究[J]. 电子测量与仪器学报,2020,34(10):142-148.
- [13] 张玉欣,金江春植,白晶,等. 基于PSO\_GRNN网络的肺内静态压力值预测方法[J]. 仪器仪表学报,2020,41(5):174-184.
- [14] MADHAV K V, RAM M R, KRISHNA E H, et al. Estimation of respiration rate from ECG, BP and PPG signals using empirical mode decomposition [C]. Instrumentation & Measurement Technology Conference, IEEE, 2011:1-4.
- [15] 周正华,丁益星,李永义,等. 基于参与式机器学习方法的行程时间动态预测模型[J]. 应用基础与工程科学学报,2021,29(1):239-250.
- [16] 何敏,王文静,王琼,等. 基于FPGA的呼吸机质检数据管理系统设计[J]. 国外电子测量技术,2020,39(6):102-105.
- [17] 刘华东. 睡眠呼吸机呼吸检测的关键技术研究及实现[D]. 广州:华南理工大学,2018.
- [18] 李洁. 基于 $\mu C/OS$ 的呼吸机软件关键技术研究及系统设计[D]. 天津:中国民航大学,2018.

### 作者简介

张媛媛,硕士研究生,主要研究方向为医学电子仪器。

E-mail:1622957612@qq.com

李丕丁,博士,讲师、硕士生导师,主要研究方向为生物医学信号处理、医用电子仪器等。

E-mail:Lipiding\_usst@qq.com

孔祥勇,博士,讲师、硕士生导师,主要研究方向为智能医疗器械、智慧医疗等。

E-mail:kxy@usst.edu.cn