·数字化医疗·

全自动智能医疗麻醉机系统设计

李嘉珺[1,2] 刘飞[1,2*] 李明新[3]

（1. 江南大学轻工过程先进控制教育部重点实验室，无锡 214122；2. 江南大学自动化研究所，无锡 214122；
3. 无锡华纳医疗科技有限公司，无锡 214122）

【摘要】 医疗麻醉机自动化水平普遍较低。为此，本研究自主研发了一种经济实用的全自动智能医疗麻醉机。基于新鲜气体输送自动调节需求，设计了多通道切换式气路结构。通过电控系统可以实现智能化的新鲜气体输送和多种机械通气模式。系统同时具备报警功能和完备的安全机制，利用触摸屏来进行控制参数设置和患者状态监测。基于GASMAN平台的测试结果表明，系统可以实现安全有效的麻醉诱导，最大相对偏差为8.86%。该设计能有效降低麻醉医师的工作负担和麻醉药的消耗量，并为麻醉机未来更多智能化功能打下了坚实基础，具有较大的应用价值。

【关键词】 麻醉机；自动化；系统设计；靶控吸入；医疗装备；智能化医疗

【中图分类号】 TH772 【文献标识码】 A 【DOI】 10.11876/mimt202502019

Design of fully automated intelligent medical anesthesia machine system

Li Jiajun[1,2], Liu Fei[1,2], Li Mingxin[3]*

*(1. Key Laboratory of Advanced Process Control for Light Industry(Ministry of Education), Jiangnan University, Wuxi 214122, China;
2. Institute of Automation, Jiangnan University, Wuxi 214122, China;3. Wuxi Huana Medical Technology Co., Ltd., Wuxi 214122, China)*
Corresponding author: Liu Fei, E-mail: fliu@jiangnan.edu.cn

【Abstract】 The automation level of medical anesthesia machines is generally low. Therefore, this study independently developed an economical and practical fully automatic intelligent medical anesthesia machine. Based on the automatic regulation of fresh gas delivery requirements, a multi-channel switching gas path structure was designed. Through the electronic control system, intelligent fresh gas delivery and multiple mechanical ventilation modes can be achieved. The system also has an alarm function and a complete safety mechanism, and uses a touch screen for control parameter setting and patient status monitoring. The test results based on the GASMAN platform show that the system can achieve safe and effective anesthesia induction, with a maximum relative deviation of 8.86%. This design can effectively reduce the workload of anesthesiologists and the consumption of anesthetic drugs, and lay a solid foundation for more intelligent functions of anesthesia machines in the future, with significant application value.

【Key words】 Anesthesia machine; Automation; System design; Target controlled inhalation; Medical equipment; Smart healthcare

全身麻醉手术是治疗多种疾病的重要手段。近年来，我国全麻手术量逐年增加，致使麻醉医师人均工作强度大幅上涨，麻醉医师人员缺乏问题亟待解决[1]。麻醉机用于辅助医师实施吸入式全身麻醉、维持患者呼吸和监测生理参数。然而，为实现安全有效的麻醉诱导与深度维持，麻醉医师常常需要频繁手动调整麻醉机的新鲜气体供应及机械通气参数，这既增加了麻醉医师的工作负担，又难以保证及时精准。因此提升麻醉机的智能化水平势在必行[2,3]。

新鲜气体输送和机械通气是当代麻醉机的两大核心功能，其中机械通气功能已日趋成熟，而新鲜气体输送功能普遍停留在手动调节阶段。新鲜气体

第一作者：李嘉珺，男，在读硕士研究生，研究方向：医疗器械智能控制与决策系统研究
通讯作者：刘飞，男，博士，教授，研究方向：工业自动化方向的研究

由氧气、空气、笑气以及麻醉气体混合而成，用于维持或改变患者吸入气体各组分浓度。对新鲜气体流量和其中麻醉气体浓度进行适当调节，是实施吸入式麻醉的关键。目前，德、美等国的麻醉机公司已研制出智能化的新鲜气体输送功能，可以自动调节新鲜气体流量，以及患者呼末气体中的氧气浓度和麻醉气体浓度[4]。然而这些产品价格较为昂贵，国内无法广泛使用。由此可见，在提升系统智能化水平的同时，兼顾产品的经济性，是麻醉机发展中需要考虑的现实问题。

鉴于上述现状，本文依据国家标准 GB 9706.213–2021、《麻醉机注册技术审查指导原则》，并基于公司原有产品[5,6]，自主设计了一种集自动新鲜气体输送、机械通气和患者状态监测功能于一体的全自动智能医疗麻醉机。其中，自动新鲜气体输送功能能够自动调节新鲜气体流量，并对呼吸气体浓度进行靶控补偿。所谓靶控补偿，即系统会根据目标值对呼吸气体浓度进行自动调控，最终基于患者需求定量提供氧气和麻醉气体，减少气体浪费[7]。通过自主设计的多通道切换式气路结构，系统可在多种输送模式间灵活切换，以满足不同状况下的临床需求。

1 系统总体设计

1.1 功能需求分析

全自动智能医疗麻醉机的功能需求如图 1 所示。

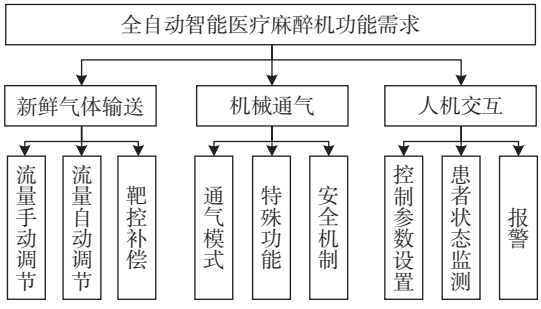


图 1 全自动智能医疗麻醉机功能需求图

新鲜气体输送功能提供便于调节的新鲜气体气流。为确保在电源故障时气体供应不受影响，系统保留了流量手动调节模式。在流量自动调节模式下，系统可根据设定的目标气体流量值自动控制气流。由于患者呼末气体中的麻醉气体浓度和吸入气体中的氧气浓度，能够分别间接反映患者的麻醉深度和缺氧程度，所以麻醉医师调节新鲜气体供应的主要目标，是将这两个参数维持在目标范围内。针对患者呼吸气体组分浓度的靶控补偿模式，可将该项工作自动化，进一步契合临床需求[8]。

机械通气功能旨在代替被药物抑制的呼吸肌，为患者吸气提供动力。考虑到患者呼吸状态和生理情况差异，系统提供 4 种自动通气模式以确保有效性和舒适性，分别是压力控制通气（Pressure–Controlled Ventilation，PCV）、容量控制通气（Volume–Controlled Ventilation，VCV）、同步间歇指令–压力控制通气（Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation with PCV，SIMV–PC）和同步间歇指令–容量控制通气（SIMV with VCV，SIMV–VC）。其中 PCV 和 VCV 适用于完全丧失自主呼吸的患者，系统定时为其送气和排气，保证通气充分；SIMV–PC 和 SIMV–VC 能让患者进行自主呼吸，可有效减少人机冲突，助力患者逐渐脱离机器辅助[9]。为便于负压吸引操作并进一步保证通气充分，系统还提供通气暂停和叹息功能。此外，多种安全机制可以充分应对气道压过高、传感器故障等情况，以保证患者安全[10]。

以上功能的相关参数设置均通过人机交互功能完成。为方便麻醉医师把握患者状态，该功能还对患者呼吸相关参数进行实时监测，并针对不同危险情况按优先级进行报警。

1.2 整体结构

系统由气动结构和电控部分共同构成，如图 2 所示。气动结构包括三大模块：新鲜气体输送系统、麻醉呼吸机和麻醉呼吸系统。新鲜气体输送系统可接收压强在 0.28 ~ 0.6MPa 之间的氧气、笑气和空气作为气源，并对三路气流进行过滤、减压和流量调节，最终经麻醉蒸发器输送到麻醉呼吸系统中（为保证简明，图中仅画出一路并省略手动调节和靶控补偿结构）。气体流量调节由微控制器操纵比例阀 V_1 的开度来实现。由于微控制器的带负载能力较弱，因此控制信号需通过阀门驱动模块进行放大。为掌握气体消耗情况和流量偏差，传感器 P_1 和 F_1 会分别对气源压力和当前流量进行实时检测。麻醉呼吸机利用比例阀 V_2、V_3 和风箱对麻醉呼吸系统内的气压进行调控，以完成机械通气功能。在患者吸气阶段，微控制器通过操纵 V_2 来增大风箱外层气压，使内层气体受到挤压流向麻醉呼吸系统，从而对气道压或吸入气体流量进行控制；当患者需要呼气时，微控制器会将风箱外层气体通过 V_3 释放到大气中，使患者呼出气体重新流回风箱内层并维持一

定的气道正压。由于驱动力来源于压缩气体，因此本文所提麻醉机属于气动电控类型。为保存患者呼出气体并循环利用，麻醉呼吸系统采用闭合回路设计。该回路利用单向阀2、3来固定吸/呼气阶段的气流方向，使患者呼出气体能够经吸收器滤除二氧化碳。同时系统内置传感器F_2、P_2和C_1–C_4，可对吸气流量、潮气量、气道压、吸入氧浓度、二氧化碳浓度和呼末麻醉气体浓度等参数进行实时检测，并在触摸屏上显示。

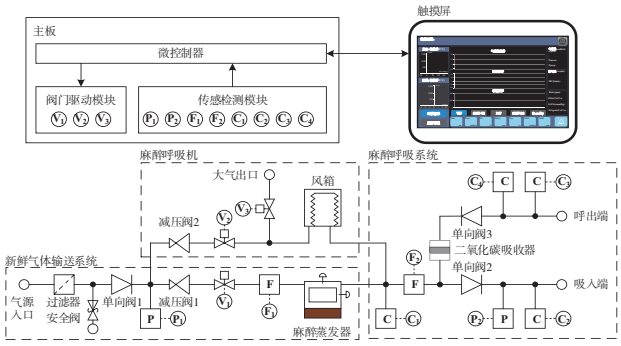


图2 系统整体结构示意图

2 系统硬件设计

2.1 多通道切换式气路结构

为实现流量自动调节、靶控补偿和各模式之间的切换，本文自主设计了多通道切换式气路结构，实现原理如图3所示。

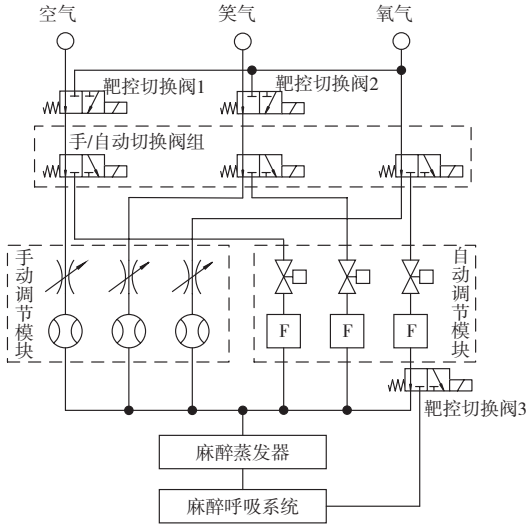


图3 多通道切换式气路原理图

该结构由管路切换模块和流量调节模块组成，切换阀均为两位三通阀。在手动调节模式下，靶控切换阀1–3和手/自动切换阀组均关闭，气流进入手动调节模块，由机械式节流阀来完成流量调节；在流量自动调节模式下，手/自动切换阀组将开启，系统通过操纵比例阀来使流量调节自动化；在靶控补偿模式下，为分别对麻醉气体和氧气进行补偿，氧气将经靶控切换阀1/2取代空气/笑气，作为载气将麻醉气体带出，原有氧气支路通过靶控切换阀3直接接入麻醉呼吸系统。

2.2 元件选型

电源模块采用LM2596S降压稳压芯片进行设计，该芯片可输出1.2V至37V之间的任意电压和高达3A的负载电流，同时具有自保护功能，并且电源效率高。该模块将24V直流电压转换为3.3V、5V和12V，以满足各元件供电需求[11]。为保证全自动麻醉机长期运行的稳定性和系统的实时性，微控制器采用意法半导体公司研制的STM32H743系列芯片，该系列微控制器主频最高可达480MHz，片上资源丰富，可靠性已在多种应用场景下得到验证[12, 13]，最小系统板如图4所示。上位机采用广州大彩公司设计的10.1寸医用级电容触摸屏，如图5所示。该款屏幕支持65K色、16位RGB，可选配蜂鸣器、WiFi和音频功能，同时具有丰富的组态控件，能够满足麻醉机在人机交互方面的功能需求。比例阀采用PWM驱动方案，利用TC4420系列栅极驱动芯片来提高微控制器的驱动能力，使MOSFET管能够跟随高频PWM信号快速完成比例阀驱动线圈电路的导通和关断[14]。控制参数设置数据由Xicor公司生产的X25045型EEPROM芯片保存，该芯片集数据存储和看门狗为一体，不仅可以读写数据，还能在系统死机时及时复位。各传感器的选型均已将精度、响应快速性和经济性纳入考虑，由于数量较多，此处不再赘述。

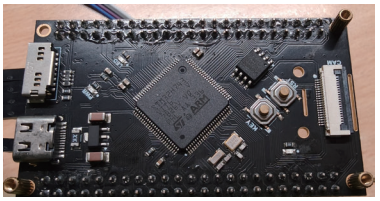


图4 微控制器最小系统板实物图

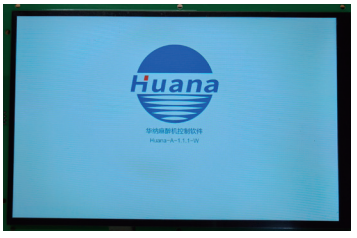


图5 触摸屏实物图

搭载了各元件的测试底板如图6所示，麻醉机

正面结构如图 7 所示。

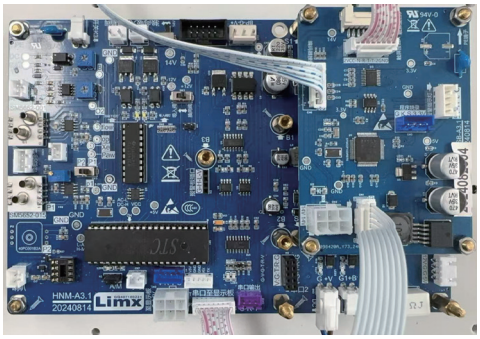


图 6 测试底板实物图

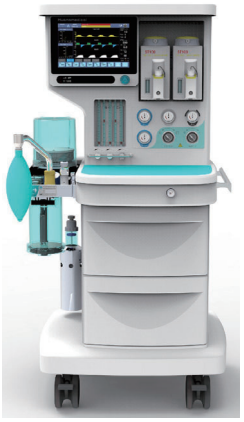


图 7 麻醉机正面结构图

3 系统软件设计

3.1 总体架构

为保证程序的易维护性、易移植性和可重用性，本软件的总体架构采用设备驱动、功能模块、业务逻辑三层设计[15]。设备驱动层基于意法半导体公司提供的硬件抽象层函数库和 ARM 公司制定的微控制器软件接口标准文件进行编写，作用是为功能模块层提供基础的驱动函数接口，以实现上层软件和硬件之间的解耦。驱动函数的具体功能包括微控制器内核和各个外围设备的初始化配置以及设备间的数据收发。当系统的某些硬件被更换时，仅需修改驱动函数的内部实现即可保证上层功能不受影响。功能模块层建立在设备驱动层函数接口之上，用于提供实现特定功能的函数库，包括数据滤波、控制信号计算、指令生成和解析、控制参数计算、报警判断、模式切换和参数存储等。最后，业务逻辑层根据运行逻辑来调用功能模块层函数接口，以实现新鲜气体输送、机械通气和人机交互三大业务。

系统的主程序包括上电后初始化、控制参数设置恢复、各外设使能和中断优先级设置等。经初始化后，系统工作于手动模式下，中断功能将被打开，允许微控制器对上位机指令进行接收。定时器每过 20ms 产生一次溢出中断，系统在中断服务程序中完成传感器数据滤波、模式判断和状态切换、控制信号计算以及报警判断和播报任务，最后将相关数据统一发送到上位机进行显示。在空闲阶段，系统会从缓存队列中找到完整指令并进行解析，以更新控制参数[16]。下面将对系统主要功能的实现进行详细介绍。

3.2 新鲜气体输送自动调节功能

3.2.1 新鲜气体流量自动调节模式

该模式下的可设置参数包括氧气、笑气和空气三者的流量占比以及总流量大小（0 ~ 10L/min），系统在接收到完整指令后开始工作，流程如图 8 所示。在进行调节前，流量控制气路将从手动调节模块切换到自动调节模块，同时系统会对新鲜气体氧浓度进行计算和判断，若低于 21%，则提示用户参数设置不当并将笑气流量占比减小至氧气流量占比的 3 倍。此后，为使实际流量达到麻醉医师的期望范围内，系统将根据设定值和流量传感器信号的反馈来计算控制作用大小，并输出 PWM 信号以控制比例阀开度。若系统配备了原装的麻醉气体浓度传感器，用户还可以对流量设定值进行分段设置，使新鲜气体流量在呼末麻醉气体浓度上升至目标值后自动降低。

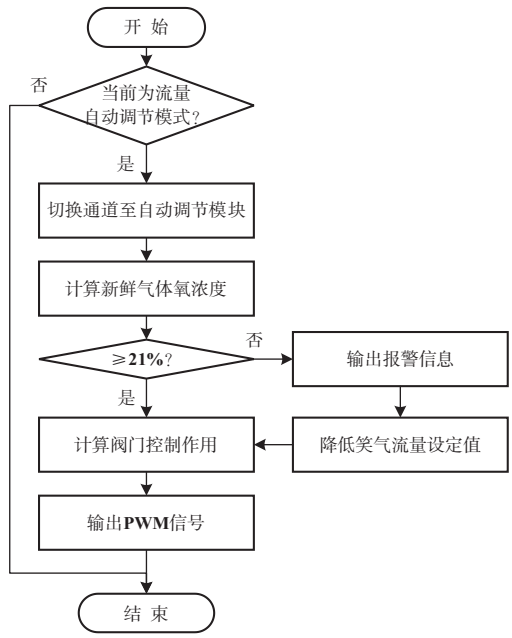


图 8 新鲜气体流量自动调节流程示意图

3.2.2 呼吸气体浓度靶控补偿模式

该模式同时适用于麻醉诱导和麻醉维持阶段，用户可选择氧气-笑气组合或氧气-空气组合，实现流程如图9所示。在开始调节前，系统将根据气体组合开启管路切换模块中的靶控切换阀组、维持吸入氧浓度并与用户确认麻醉蒸发器浓度已设置为最大。在目标气体浓度设定值与实际值相差较大的情况下（如麻醉诱导初始阶段），系统的调节操作将分为三个阶段来权衡快速性和平稳性：首先是洗入操作：为加快对麻醉呼吸系统和患者肺组织中原有气体的置换，新鲜气体中的对应气体浓度将达到最大/最小值，同时总流量将调高至6L/min；此后将进行指数衰减操作：为控制浓度变化速率，当偏差绝对值进入设定值的30%、15%和2%范围内时，新鲜气体中的对应气体浓度将相应减小/增大，变化量为其与吸入气体浓度差值的0.5倍；最后是比例调节操作：为使目标气体的实际浓度最终在设定值处达到平衡，每经过5个呼吸周期，新鲜气体中的对应气体浓度将与偏差成比例变化。

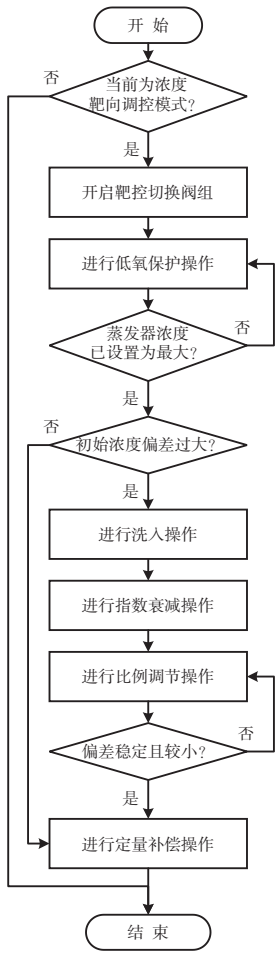


图9 呼吸气体浓度靶控补偿流程示意图

若一开始偏差较小或已进入平稳状态，调节方式将从连续输送切换为定量补偿。系统会根据麻醉呼吸系统容积、潮气量和吸入与呼出气体浓度比计算维持浓度所需补偿量，并利用历史周期的偏差对该值进行调整，然后在呼气阶段进行补充。

3.3 机械通气功能

四种通气模式的触发和控制方式有所不同，但均具有相同的周期性。程序编写中，单个通气周期被划分为四种状态，通过满足相关条件来进行转换，如图10所示。机械通气的初始状态处于呼气阶段，若满足触发条件，系统将进入吸气触发状态，执行从呼气相到吸气相的切换操作，包括麻醉呼吸机相关阀门的开闭和上一呼吸周期参数平均值的计算和显示。在此之后，系统会基于当前模式和闭环控制算法来操纵比例阀，使吸入流量或气道压迅速达到设定值并维持在一定范围内。当呼气阶段的触发条件达到时，系统将进入呼气切换状态执行相关操作，随后在呼气阶段操纵比例阀来使气道压快速下降至目标范围内。状态转换的条件因通气模式而异：处于控制通气模式时，吸呼两相之间的切换均通过定时来完成；而在同步间歇指令通气模式的自主呼吸阶段下，当呼气阶段的气道压因患者主动吸气低于阈值时会触发吸气，吸气阶段的吸入流量低于阈值时会切换为呼气。

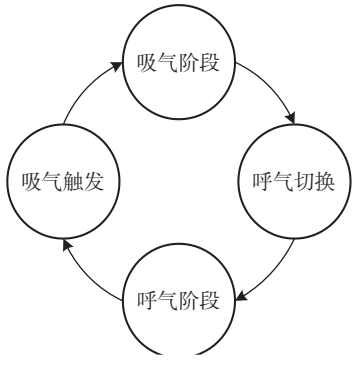


图10 通气状态转换示意图

此外，系统还提供通气暂停和叹息功能。当通气暂停功能开启时，吸气比例阀和呼气比例阀将同时关闭，若暂停超过一定时间，系统将恢复通气并显示报警信息。叹息功能可周期性地增大潮气量和呼气时间，辅助患者完成深度呼吸。与此同时，除了报警功能以外，麻醉机还配备了多种安全机制：①当检测到吸气阶段的气道压过高时，呼吸机将打开呼气比例阀以释放部分驱动气体；②在容量控制通气模式下，当检测到流量传感器故障时，系统将

切换到压力控制通气，并根据患者肺部顺应性和所需潮气量来计算气道压目标值[17]；③在压力控制通气模式下，若气道压传感器发生故障，系统可以重复正常周期的控制信号，以维持机械通气，并通过潮气量来评估气道压大小。

3.4 人机交互功能

该功能基于触摸屏实现，主界面如图 11 所示。

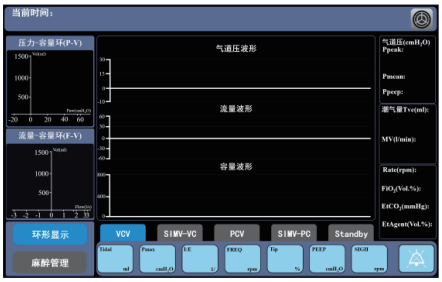


图 11 人机交互主界面图

在配置好画面控件和指令协议后，人机交互可以实现控制参数设置、患者状态监测和报警功能。可设置的控制参数包括新鲜气体输送功能模式、机械通气模式、各模式下的相关参数和报警阈值，下位机会将指令保存在环形队列中进行解析。患者状态监测功能可绘制气道压波形、各气流流速波形、容量波形、压力–容量环形和流速–容量环形，并以文本形式显示其他重要参数。当某些参数超限时，报警功能将于画面上方显示信息文本并进行播报，报警优先级通过提示信息的背景颜色和语音的差异来区分。

4 效果测试

为验证所提呼吸气体浓度靶控算法的安全性和有效性，本文利用GASMAN平台进行麻醉诱导效果测试。GASMAN平台是一款由哈佛医学院麻醉学专家开发的仿真软件，可以较为真实地模拟吸入麻醉过程，被四川大学华西医院、通用电气医疗公司等众多国内外著名机构采用，广泛应用于吸入麻醉的教学、科研和临床指导中[18,19]。

4.1 参数设置

由于患者差异和呼末气体浓度设定值大小是算法效果的主要影响因素，因此本文考虑了三种差距较大的患者类型，在设定值为 1MAC（Minimum Alveolar Concentration）、1.5MAC和 2MAC时分别进行测试，主要参数设置如表 1 所示。

表 1 GASMAN平台主要参数设置表

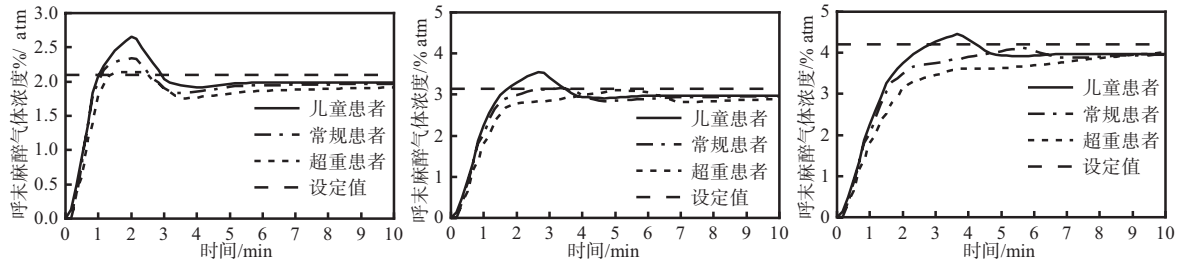
患者类型	理想体重（kg）	心输出量（L/min）	肺泡通气量（L/min）	麻醉药类型
儿童患者	5	0.69	0.6	七氟醚
常规患者	50	3.88	6	七氟醚
超重患者	100	6.53	10	七氟醚

4.2 测试结果与分析

各项数据见表 2，呼末麻醉气体浓度的动态变化如图 12(a–c)所示。由表 2 可知，当面对较大的患者差异和设定值变化时，所提算法均能使实际浓度保持较快的上升速度，并在 270.78s 左右进入平稳调节阶段，该阶段下的呼末麻醉气体浓度始终维持在略低于设定值的水平，见图 12(a–c)的后半部分。此外，尽管诱导初期的儿童患者呼末浓度波动较大，见图 12(a–c)的前半部分，但实际麻醉深度在整个诱导过程中保持平稳上升趋势，没有超调产生，如图 13 所示。最后，呼末浓度在经过 10min后的最大相对偏差量为 8.86%（在患者超重和设定值为 1MAC时产生），低于《麻醉机校准规范》所规定的最大允许误差[20]。综上所述，所提算法在面对不同情况时均能保证麻醉诱导的安全性和有效性，并便于后续的定量补偿操作。

表 2 麻醉诱导测试效果数据表

患者类型	平均上升时间（s）	平均调节时间（s）	最大偏差（%）	麻醉深度超调量（%）
儿童患者	92.67	215.67	5.48	0
常规患者	123.33	226.67	6.19	0
超重患者	220	370	8.86	0
均值	145.33	270.78	6.84	0



（a）设定值为1MAC （b）设定值为1.5MAC （c）设定值为2MAC

图 12 麻醉诱导效果图

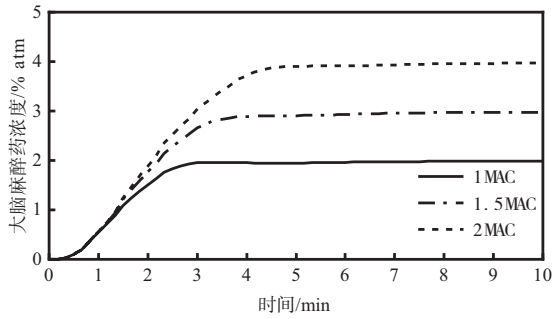


图13 儿童患者麻醉深度变化图

5 讨论

在全麻手术过程中，为应对各种临床挑战，麻醉医师不仅需要具备扎实的生理学、药理学知识以及快速决策能力，还必须时刻保持专注。随着近年来麻醉医师人均工作负担的不断加重，对麻醉机进行自动化改进的需求越发凸显。然而，当前与麻醉机系统设计相关的研究依然集中在机械通气和人机交互方面，对于新鲜气体输送功能的关注较少。为将新鲜气体供应的调节工作自动化，本研究自主设计研发具备新鲜气体自动输送功能的全自动智能医疗麻醉机，对系统的总体结构和软硬件设计进行了详细阐述，并验证了所提靶控算法的有效性。

在系统设计过程中，新鲜气体自动输送功能的实现同时考虑了经济性和实用性。首先，所提多通道切换式气路结构仅由多个电磁阀组成，无需对原有气路结构进行较大改动，也无需开发新的麻醉气体输送装置。同时，系统提供了多种智能麻醉管理模式，麻醉医师可以根据不同情况和自身的操作习惯进行选择，不会增加额外负担。最后，在呼吸气体浓度靶控补偿模式下，考虑到患者的个体差异，靶控算法并没有直接引入药代动力学模型信息，而是分为了洗入、指数衰减和比例调节三步，仅需利用目标浓度与实际浓度的偏差即可实现安全有效的麻醉诱导。此外，机械通气功能在原有的四种自动通气模式的基础上进一步发展了多种安全机制，其中：机制①增加了控制的灵活性，可以减少新鲜气流等对气道压的影响；机制②借鉴了容量保证通气的思路，可以在防止气道压过高的同时满足患者通气需求；机制③用于过渡阶段，以便麻醉医师进行应急处理。

与此同时，本研究也存在一些局限性。一是麻醉蒸发器在极低流量时输出的麻醉气体浓度会有波动，从而使定量补偿不精准，后续将对算法进行针对性的调整，如根据气体消耗量大小调整补偿间隔，以保证新鲜气体流量不低于限值；二是新鲜气体与麻醉呼吸系统原有气体的混合速率有待提高，为使麻醉呼吸系统中的气体浓度快速变化，未来可以对麻醉呼吸系统进行重新设计，比如增加搅拌装置；三是所提设计不能用于婴幼儿患者，但今后可对机械通气控制方式和传感器进行改进，使潮气量小于100ml时的输送精度得到保证。

[参 考 文 献]

[1] Zhang CS, Wang SS, Li HG, et al. Anaesthesiology in China: A cross–sectional survey of the current status of anaesthesiology departments [J]. The Lancet Regional Health – Western Pacific, 2021, 12:100166.

[2] Beard JW, Yacoubian S, Luchetti M, et al. Anesthesia delivery via manual control versus end–tidal control:a scoping review [J]. Trends Anaesth Crit Care, 2024, 58:101501.

[3] 方铁,廖泉兴,刘鸿翔,等.麻醉设备的关键技术进展及常见故障维修[J].中国医学装备,2024,21(12):203–206.

[4] Singaravelu S, Barclay P. Automated control of end–tidal inhalation anaesthetic concentration using the GE Aisys Carestation™ [J]. Br J Anaesth, 2013, 110(4):561–566.

[5] 国家药品监督管理局.医用电气设备 第2–13部分:麻醉工作站的基本安全和基本性能专用要求:GB 9706.213–2021[S].北京:中国标准出版社,2021.

[6] 国家药品监督管理局.麻醉机注册技术审查指导原则[EB/OL].(2019–03–26)[2025–2–21].https://www.nmpa.gov.cn/xxgk/ggtg/ylqxggtg/ylqxqtggtg/20190326145901541.html.

[7] Ibrahim ES, Elkhadry SW. Effects of automatic gas control on sevoflurane gas monitor and recovery during pancreatico–duodenectomy operation:prospective randomized study [J]. Egypt J Anaesth, 2023, 39(1):329–334.

[8] 郭曲练,姚尚龙.临床麻醉学[M].4版.北京:人民卫生出版社,2016:190–192.

[9] 迪恩,罗伯特.机械通气精要[M].4版.上海:上海科学技术出版社,2023:54–77.

[10] 张军.麻醉机的常见问题和维护探讨[J].中国设备工程,2024,39(16):75–77.

[11] 王保强,王田虎,黄涛,等.一种锂电池在线监测系统设计[J].电子设计工程,2023,31(7):160–164.

[12] 张亚婉,朱颖,黎伟健.基于视觉识别物料分拣机器人的设计[J].电子测量技术,2020,43(23):12–16.

[13] 王彪,吴剑星,吕婉溧,等.基于STM32H 7A 3的频分复用型TDLAS激光驱动系统研制[J].激光杂志,2024,45(4):35–39.

[14] 班伟.精密气动比例压力阀的关键技术研究[D].杭州:浙江大学,2015.

[15] 唐政清.嵌入式软件自动化开发模式的研究[J].自动化仪表,2023,44(11):40–43.

[16] 张鑫宇,杨甲森,张雪丰,等.极化复用方式下高性能数传基带奇偶合路实时处理方法[J].空间科学学报,2022,42(6):1222–1229.

[17] 张明,成黎明,吴基林.不同通气模式对全麻新生儿呼吸力学的影响[J].现代仪器与医疗,2015,21(1):47–49.

[18] Chen C, Yang S, Xiong X, et al. Enhancing anesthesia education and clinical practice:a comprehensive review of GASMAN simulation software [J]. J Med Edu Curric De, 2024, 11:23821205241283804.

[19] 郭明炎,朱晓秋,林道炜,等.GasMan@软件结合床边教学在麻醉学见习中的应用[J].基础医学教育,2019,21(10):806–808.

[20] 国家市场监督管理总局.麻醉机校准规范:JJF 2149–2024[S].北京:中国标准出版社,2024:3–4.