DOI:10.19651/j.cnki.emt.2106417

基于 ATmega128L 的电动胎头吸引器设计*

许任兴[1] 严荣国[1,2] 张瀚文[1] 郭田雨[1] 徐玉玲[1] 颜丽琴[1]
(1.上海理工大学 医疗器械与食品学院 上海 200093;2.上海介入医疗器械工程技术研究中心 上海 200093)

摘 要: 为了满足临床助产的需求并解决传统产钳与手动吸引器的不足,开发设计了一款闭环 PID 控制的电动胎头吸引器。ATmega128L 单片机通过 PID 控制算法处理负压传感器反馈的负压信息,输出信号控制变频器,进而控制负压泵对负压进行精准控制。同时本系统还具有实时屏幕负压信息显示,紧急一键泄放负压,负压异常声光报警等功能,这使得医护人员能够更加放心高效的操作。实验分别采用市场上常用的启停式控制与本系统使用的 PID 算法控制进行对比,测试结果表明该系统 PID 算法控制更加准确高效;在重复性实验中,分别以 −40、−50 和 −60 kPa 为目标值测试,测试均值分别为 −40.21±0.66、−49.67±0.87 和 −60.57±1.24 kPa,测试结果表明该系统稳定性较好,能够满足临床助产需求。

关键词: ATmega128L;数字 PID 算法;电动胎头吸引器;负压
中图分类号: TN702;TP311.1 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.99

Design of an electronically-controlled vacuum extractor based on ATmega128L

Xu Renxing[1] Yan Rongguo[1,2] Zhang Hanwen[1] Guo Tianyu[1] Xu Yuling[1] Yan Liqin[1]
(1. School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;
2. Shanghai Engineering Research Center of Interventional Medical Device, Shanghai 200093, China)

Abstract: In order to meet the requirements of clinical delivery and solve the shortcomings of traditional forceps and manual aspirator, a closed-loop PID controlled electronically-controlled vacuum extractor was developed and designed. The ATmega128L microcomputer processes the negative pressure information fed back by the negative pressure sensor through the PID control algorithm processing negative pressure sensor feedback negative pressure information to output signals to control the frequency converter, and then controls the vacuum extractor to carry out accurate control of the negative pressure. At the same time, the system also has real-time screen negative pressure information display, emergency one-button release of negative pressure, negative pressure abnormal sound-light alarm and other functions, which enables medical staff to operate more confidently and efficiently. The test compared start-stop control that the commonly used in the market with the PID control algorithm which used in this system. Result showed that the PID control algorithm was more accurate and efficient. In the repeatability experiment, the target values of −40, −50 and −60 kPa were respectively tested, and the mean values of the test were −40.21±0.66, −49.67±0.87 and −60.57±1.24 kPa. Results showed that the system had a good stability and could meet the needs of clinical midwifes.

Keywords: ATmega128L; digital PID arithmetic; electronically-controlled vacuum extractor; negative pressure

0 引 言

分娩主要分为自然分娩和剖腹产这两种方式。剖腹产可以帮助产妇免于自然分娩的痛苦,但是术后恢复较慢,并且可能存在手术后遗症。相比之下自然分娩有众多优点,在自然分娩中胎儿可快速排出肺间质聚集的羊水,这可帮助新生儿避免许多疾病。并且婴儿在顺产时受产道的刺激与挤压,更利于其神经和感觉系统的发展,抵抗力更强。我国产科医师应降低首次剖宫产率,提高自然分娩率[1]。

然而孕妇在自然分娩过程中会出现原发或继发性宫缩

收稿日期:2021-04-16
* 基金项目:上海介入医疗器械工程技术研究中心项目(18DZ2250900)资助

无力,第二产程延长或滞产,妊娠并发症,胎儿宫内窒息或胎位异常等一系列安全问题[2],产程中的情况也可能随时发生着各种各样的变化,因此,在孕妇的每一次分娩过程中都需要紧急或者是选择性的助产[3]。

目前主要的助产方式分为产钳术和胎头吸引术,产钳助产技术难度大,专业性高,容易对新生儿造成不可控的伤害,不仅增加侧切、撕裂的概率,还增加产妇疼痛;胎头吸引器更易于使用,并且能降低产妇病发率[4]。胎头吸引术是通过负压吸住胎头进行牵引帮助胎儿娩出的手术,其负压值大多在-30~50 kPa,在手术过程中需要提供一个稳定的负压值,负压过大,易使胎儿头皮产生血肿,负压过小,将延长产程,增加产妇的痛苦[5-7]。

王晓云[8]、刘中立[9]和梁庆华[10]设计的胎头吸引器都采用传统的负压表,负压的建立分别采用增压桶、抽空器和注射器这种手动方式,这种方式不但不精确而且费力;戴新春等[11]使用一种螺旋刻度标尺的真空指示器,负压的建立采用掌上泵进行粗调,负压球进行微调的方式;美国 Clinical Innovations 公司生产了一种的 Kiwi 胎头真空吸引器在美国的助产使用率高达 60%以上[12],但上述设计的负压建立都比较麻烦,操作与监控还都依靠医务人员,智能程度低。王静等[13]设计了一种采用负压泵与负压传感器的胎头吸引器,同类设计的还有苏秋玲等[14]的医用吸引器和德国 ATMOS 公司的 S351Natal 电动胎头真空吸引器,虽然系统都有微处理器控制负压泵与负压数字化监控,但其负压的建立都采用的是简单的启停式控制,即达到目标值时负压泵关闭,这种固有频率下的启停式控制,会使得有的设备达到临床所需要的负压值时间长达一分多钟,其效率与准确度都有待提高。

针对上述胎头吸引器的不足,本文设计一种基于 ATmega128L 的电动胎头吸引器系统。本系统通过控制算法,使得负压能够快速稳定的到达目标负压值;同时还可通过串口液晶屏与面贴按键监视与控制负压;在紧急情况下还可以通过泄放按钮进行气路泄放,同时还有急停开关控制电源总线。在测试中与启停时控制进行对比其效率与准确度都有明显提高,能够满足临床需求,并且还为用于吸痰、吸脓、吸血、吸引堵塞人体气道通路的医用吸引器提供了一种低成本且高效的设计参考。

1　总体方案设计

基于 ATmega128L 的电动胎头吸引器系统框图如图 1 所示。Atmega128L 为该系统的控制框图,主要包括变频器、负压泵、面贴按键、串口显示屏、负压传感器、电磁阀与声光报警。其中负压泵与变频器用来控制负压值;面贴按键用来设置目标负压值、进行一键泄放和启动停止;串口显示屏显示当前负压值和目标负压值,同时还反映变频器工作频率;负压传感器用来检测当前负压值传送给控制器;电磁阀受单片机控制,用于在紧急情况下一键泄放系统内负压;当前负压值超过目标负压值一定数值时,蜂鸣器会发声,LED 灯将不停的闪烁,直到负压降至目标负压值以下,停止报警。系统电源由三角插头接 220 V 交流电提供,220 V 给变频器供电控制负压泵,再由变压电路降压为 24 V 和 5 V 分别给传感器、电磁阀、芯片等供电。

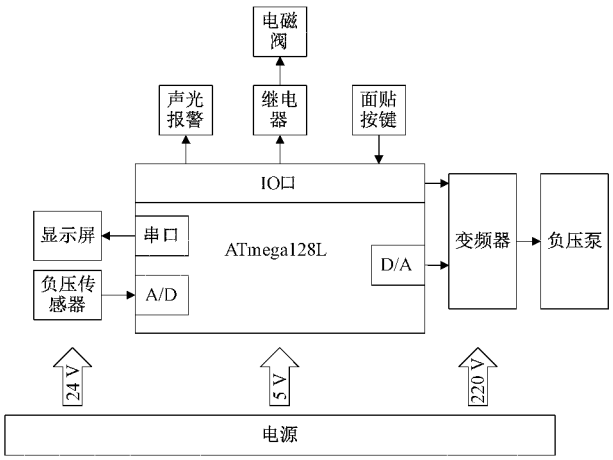


图 1　系统框图

图 2 所示为管路系统结构,如图单片机分别连接变频器、面贴按键、负压传感器、继电器、显示屏和蜂鸣器;负压泵通过橡皮软管连结负压瓶,对气路进行抽吸,负压吸引头连接负压瓶,用于吸附并牵引胎儿胎头;负压传感器和电磁阀通过三通接口连接在橡皮软管上,用于检测负压值和泄放负压。

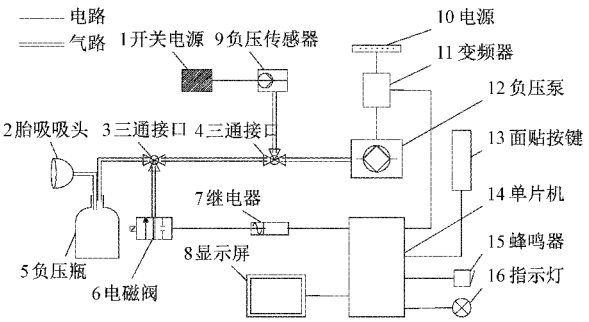


图 2　管路系统结构

图 3 所示为系统实物图,图中标注出各个模块,分别在系统硬件设计中逐一介绍。

2　系统硬件设计

2.1　硬件电路设计

微处理器是系统的控制核心部件,为了满足成本、功耗和处理速度的需求,本系统采用的是 AVR 系列的 ATmega128L 微处理器芯片。是 ATMEL 公司 8 位系列的一款高配置的单片机。ATmega128L 是基于 AVR RISC 结构的 8 位低功耗 CMOS 微处理器,能够在保证低功耗的情况下高性能处理数据。硬件电路原理如图 4 所示,系统采用 8 MHz 的外部晶振,单片机的 TXD0 和 RXD0 连接

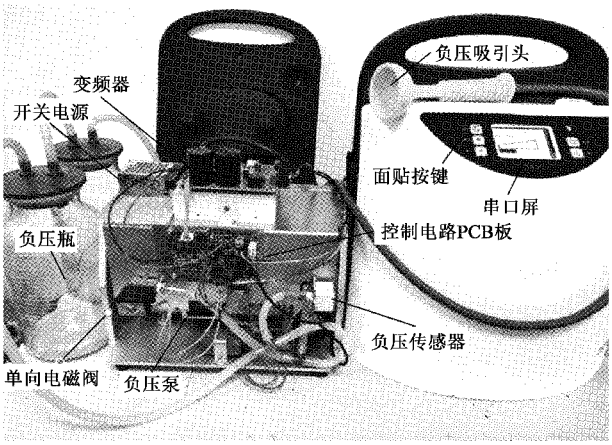


图 3　系统实物图

串口屏；ADC0 连接负压传感器，将其进行 A/D 转换，进行数字信号处理显示；SPI 通信接口连接 TCL5615 数模转化芯片，CPU 再将数字信号转化为电压的模拟信号，来控制变频器，进而控制电机；电磁阀、声光报警和变频器开关也分别与单片机 IO 口相连。

2.2　显示模块

屏幕使用的是 USART HMI 智能串口屏，其型号为 TJC4832T035_011X，串口屏的界面制作是在 USART HMI 的上位机软件上完成的，智能串口屏分辨率为 480×320，其工作电压为 5 V，具有 16 MB 的 FLASH 内存，显示屏的背光模式由串口指令直接进行调整，ATmega128L 使用串行接口通信，串口屏的 RXD 接收端与 TXD 发送端分别与单片机的发送/接收端相连，单片机通过发送接收字符串指令

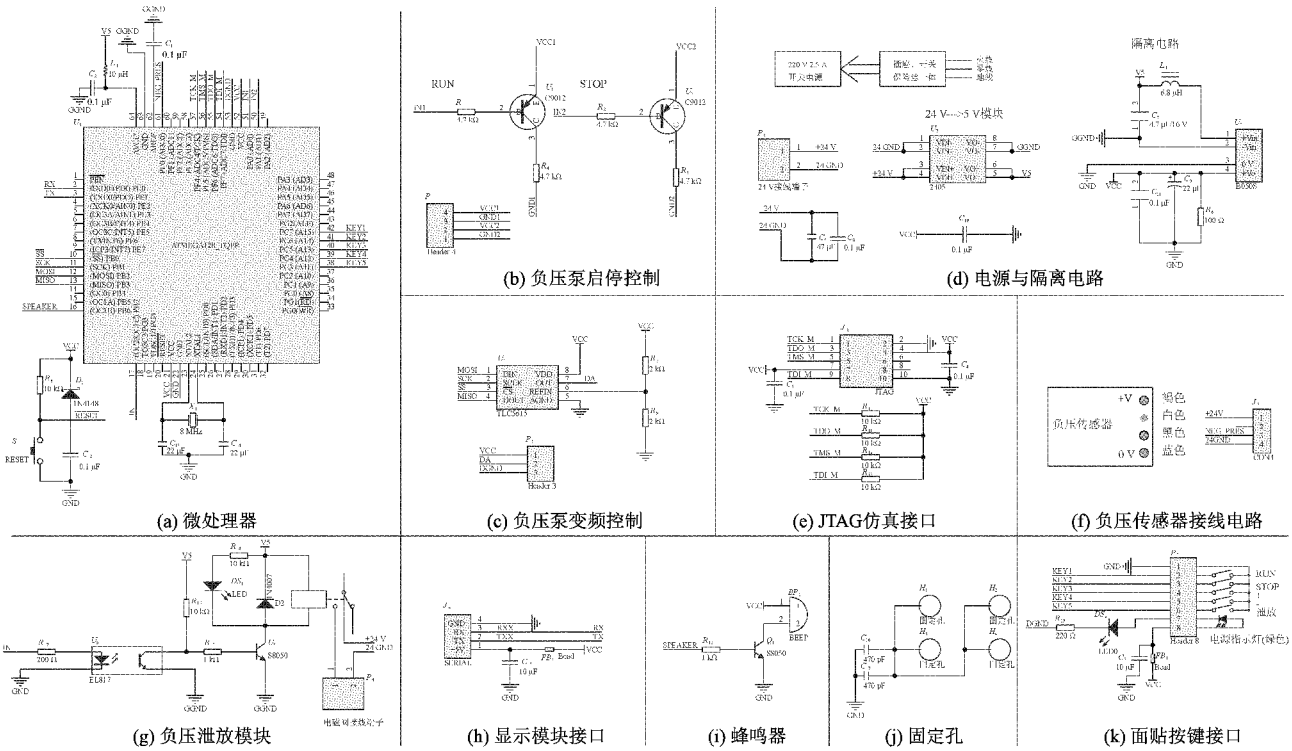


图 4　硬件电路原理

便可以进行交互界面的设计，完成单片机和串口屏之间的双向数据通信[15]。

用户界面如图 5 所示，分别为目标负压值，当前负压值，界面正中央绘制有梯形填充图案，梯形为空白表示没有负压，梯形被黑色充满，表示负压值最大，梯形图案被填充的面积与当前负压值相对应，给医护人员更直观有效地反馈，提高了操作的舒适度，提高了操作效率，最下面的是变频器的频率图案。

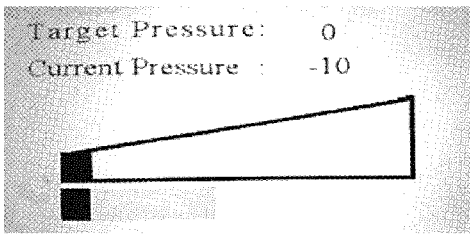


图 5　用户界面

2.3　负压泵与变频器

本系统采用的是活塞式负压真空泵，其实物如图 6 所示，其工作原理如下：负压泵通电，电机根据不同频率做相应的圆周运动，电机通过内部机械结构带动负压泵内部的活塞内隔膜在气室内做往复运动，通过单向阀压缩、拉伸泵腔内的空气形成负压，此时负压吸引头便可以吸附牵引胎儿胎头。

目前大部分的负压吸引器依靠负压泵启动停止一定

时间来到达目标负压值,这种方法无法智能动态控制负压值,也不能在长时间稳定吸附牵引胎儿胎头。所以本系统增加变频器控制负压泵,其实物如图 6 所示,该变频器受单片机控制,其控制电路如图 4(b)负压泵启停控制模块和图 4(c)负压泵变频控制模块,单片机通过 TCL5615 数模转化芯片进行数模转换来控制变频器输出的频率,从而通过调节电机,变频器的启动停止受单片机 IO 口控制。此时变频器决定着负压建立的快慢,气室的容积、密闭性和负压泵运行时间决定负压大小。使用变频器调速的方式控制负压泵,使得系统更加高效快速,同时配合 PID 控制也可以使得负压控制更加稳定与高效。

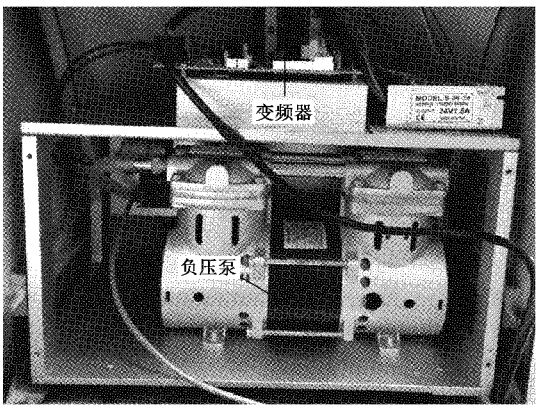


图 6　负压泵与变频器实物图

2.4　负压传感器模块

本系统所用的负压传感器为松下 DP-101 压阻式传感器,其工作原理是传感器上的膜片受外界的压力产生微位移,这段微位移使得电路中的电阻发生变化,再经过电路的处理便可以转化输出一个与负压相对应的信号。

本负压传感器的压力范围是 −100～+100 kPa,并且能够将模拟量输出给单片机,其中输出模拟量 1 V 对应 −100 kPa,3 V 对应 0 kPa。ATmega128L 内部自带 10 位数模转换器,其采样率可高达 15 kSPS,满足临床电动胎头吸引器的需求。传感器的电压模拟信号与单片机的 ADC0 口连接,其转换公式为:

$$ADC = Vin * 1\,024/AVCC \tag{1}$$

其中,$AVCC$ 外部基准电压 5 V,Vin 为负压传感器的电压模拟量输出值,通过计算便可以得到电压数字量,实际负压值公式为:

$$H = (ADC * 5/1\,024 - 1) * 50 - 100 \tag{2}$$

其中,负压值 H 单位为 kPa;ADC 为 D/A 转换后的数值。

2.5　负压泄放模块

当遇到紧急情况时,可以按下一键泄放按钮,该按钮控制继电器打开电磁阀,能够在极短内释放系统内的负压。本系统用的是单向常闭电磁阀,其原理为电磁阀内有密闭的腔体,腔体内的活塞受通电的电磁线圈吸引,这样便会开启或者关闭通孔。这里的电磁阀用的是 24 V 供电,所以需要用继电器来控制电磁阀的供电来控制电磁阀通断。

控制电路为如图 4(g)负压泄放模块,单片机 IO 口的高低电平首先通过光耦隔离电路再出三极管控制继电器,以完成小电流控制大电流。电磁阀两端接 24 V 电源,继电器的常开端与公共端串联在电路中,此时电磁阀的供电就由单片机的 IO 口高低电平控制,用户便可以通过按键控制电磁阀对气路进行负压泄放。

2.6　负压吸引头与负压瓶

常用的吸引头有 3 种,金属喇叭型胎头吸引器、金属杯状胎头吸引器和硅橡胶型胎头吸引器,前两种负压吸引头因其金属材料可能会导致婴儿头皮损伤,所以本系统使用硅橡胶胎头吸引器,其实物如图 7 所示,在吸引头内壁上有许多隆起的小半球,可使负压均匀地分布在胎儿的头部上,防止吸孔对胎儿头皮的损伤,吸引器的罩底为平滑的护板,可以限制形成胎儿头部的血肿,同时使罩内的头皮血肿面积不会随负压上升而增大,还可以使头皮血肿块的压力和缓分布,对胎儿头部颅缝内的脑压影响较小。

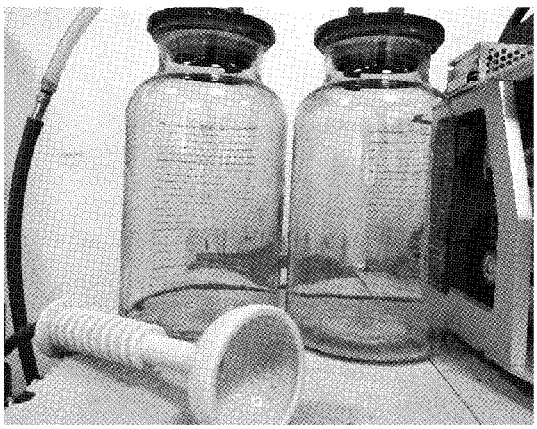


图 7　负压吸引头与负压瓶实物图

负压瓶的容积为 5 000 mL,其实物如图 7 所示,负压瓶可以引流分娩时的液体,防止吸入负压泵中,同时大容积的负压瓶也有利于系统负压的稳定性。

3　系统软件设计

3.1　单片机软件设计

单片机程序在 Atmel studio 7.0 集成开发环境中用 C 语言编写,Atmel studio 7.0 采用了微软的 Visual Studio 2015 平台,性能和代码视觉风格让操作非常方便,同时使用 JTAG 仿真器进行烧录、仿真与调试。单片机的程序流程如图 8 所示,首先单片机对引脚及各个功能模块进行初始化配置;然后单片机通过查询的方式检测各个功能按键是否有按下,“+”按键按下时,目标负压值增加;“−”按键按下时,目标负压值减小;当“泄放”按键按下时,单片机控制继电器工作,使连接橡胶软管的单向电磁阀打开,对气路进

行负压泄放，此按键是在紧急情况下使用；当“开始”按键下时，单片机根据初始值进行 D/A 转换控制变频器开始工作，进而控制负压泵，然后接收负压传感器的模拟量进行 A/D 转换，并把其数值通过串口传送给串口显示屏进行显示，然后将当前负压值作为反馈进行 PID 控制计算，进一步的去控制变频器工作；在这个过程中还会将目标负压值与当前负压值进行比较，如果当前负压值超过目标负压值一定的数值，还会触发声光报警并且停止工作；若在过程中按下“停止”键，也会触发中断，使负压泵停止工作。

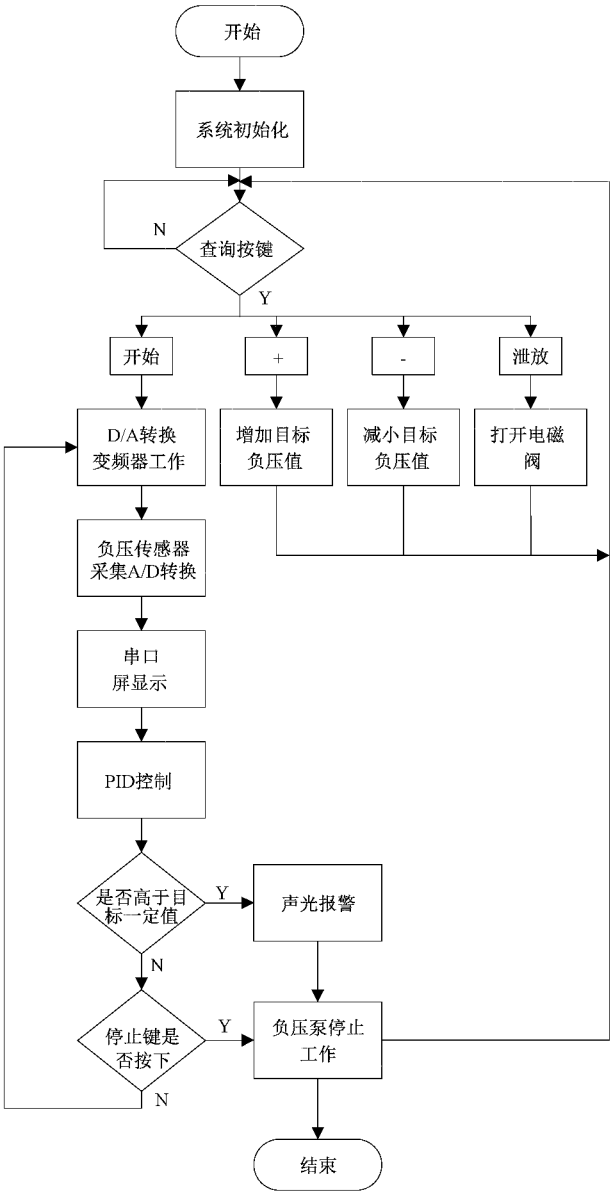


图 8　单片机程序流程

3.2　位置 PID 控制

依靠负压泵固定频率启动停止一定时间来到达目标负压值的方式，无法精确控制负压，所以必须使用高效的控制算法来提高控制的精确度。PID 控制技术在工业控制领域中应用广泛、技术成熟，完全能够满足本系统对速度稳定性与准确性的要求。

PID 的控制算法为：

$$u(t)=K_p\left[e(t)+\frac{1}{T_I}\int_0^t e(t)\mathrm{d}t\right]+K_p\frac{T_D de(t)}{d(t)} \quad (3)$$

其中，$e(t)$为目标负压值与实际传感器反馈负压构成的误差；K_p 为比例系数；T_I 为积分时间系数，用来累计误差值，提供更大的负压；T_D 为微分时间系数，用来反映负压上升速度，为系统提供阻尼[16]。

对于单片机控制，需要将其进行离散化处理，k 作为采样序号，这样便可以得到位置式 PID，其表达式子为：

$$u(k)=K_p e(k)+K_I\sum_{j=0}^{k}e(j)+K_D[e(k)-e(k-1)] \quad (4)$$

其中，$u(k)$为第 k 次采样的输出值；$e(k)$为第 k 次采样的目标负压值与实际负压值的误差；K_p 为比例系数；K_D 为微分系数；K_I 为积分系数[17]。

负压泵控制流程如图 9 所示，首先设置好目标负压值，当启动工作后，每隔 T 时间负压传感器采集一次当前负压，并进行 A/D 转换负反馈给单片机，单片机通过当前负压偏差(P)、历史负压偏差(I)、最近负压偏差(D)进行控制算法计算输出一个数字量 $u(k)$，$u(k)$经过 D/A 转换变成模拟信号控制变频器，从而调节负压。负压泵工作频率会随着 $e(k)$的减小逐渐降低，此时负压会稳定精准的达到目标负压值；若运行过程中因漏气等外部原因导致系统负压偏离目标负压值，系统也会根据其情况控制变频器，快速而精准的恢复到目标负压值[18]。

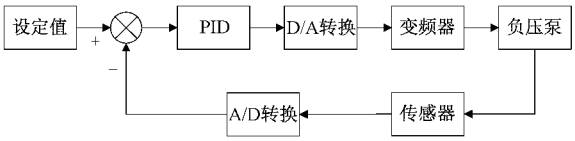


图 9　PID 控制系统

4　系统测试与分析

4.1　算法控制与启停式控制对比实验

按照硬件电路图制作 PCB 控制核心板，根据系统结构图搭建管路结构，搭建后的系统如图 3 所示，然后根据软件设计流程编写好程序将程序烧录到 AVR 单片机中，最后对其功能进行检验。

为了体现控制算法的优越性，本系统还将使用启停式控制与位置 PID 控制进行对比，启停式控制是在固定频率下，当被测值到达目标值时停止工作的一种控制。本系统在启停式系统中选取了 25 和 30 Hz 两个固定频率，分别测试其目标值在－30、－40、－50 和－60 kPa 下负压值随时间的变化情况。然后重新烧录 PID 控制程序，再次记录目标值在各个目标值下负压值随时间的变化情况。

表 1 所示为 25、30 Hz 频率下的启停式控制和 PID 控

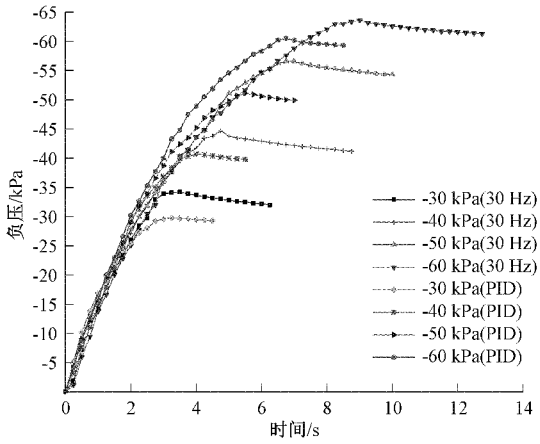
制下,目标值分别为−40 和−50 kPa 时,负压随时间的变化情况。

表 1　启停式控制与 PID 控制负压测试结果

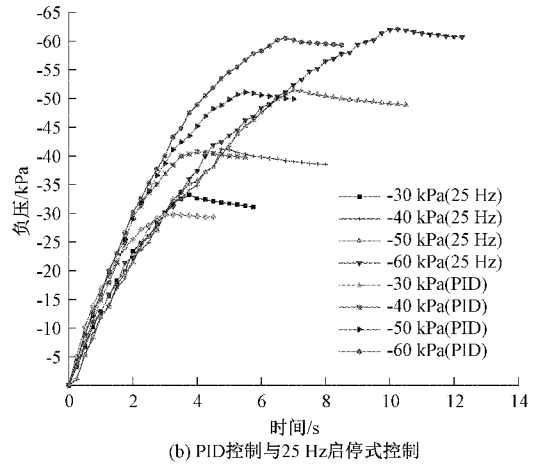
时间/s	目标值为−40 kPa			目标值为−50 kPa		
	25 Hz	30 Hz	PID	25 Hz	30 Hz	PID
0.25	−1.1	−4.3	−3.3	−1.2	−5.1	−4.2
0.50	−5.4	−8.9	−7.5	−5.2	−9.4	−9.0
0.75	−8.2	−12.2	−11.1	−8.8	−12.7	−12.1
1.00	−11.8	−16.3	−14.9	−12.0	−16.5	−15.8
1.25	−14.0	−19.5	−17.9	−13.7	−19.4	−19.6
1.50	−17.0	−21.8	−21.3	−17.6	−22.4	−22.9
1.75	−18.7	−24.8	−24.9	−19.5	−25.1	−25.5
2.00	−22.2	−27.1	−29.3	−21.4	−27.8	−29.0
2.25	−23.7	−30.1	−31.3	−24.7	−29.9	−31.8
2.50	−24.9	−32.1	−33.6	−25.9	−31.8	−33.9
2.75	−28.0	−34.0	−35.1	−27.0	−34.2	−36.6
3.00	−30.3	−35.7	−36.9	−30.2	−36.2	−38.7
3.25	−32.1	−37.8	−38.4	−32.4	−37.6	−41.1
3.50	−32.5	−39.5	−40.0	−33.6	−40.3	−42.4
3.75	−34.1	−40.9	−40.3	−35.1	−41.4	−43.5
4.00	−34.9	−41.7	−40.7	−35.6	−43.6	−45.2
4.25	−37.3	−43.4	−40.6	−37.2	−44.8	−46.9
4.50	−38.1	−43.8	−40.4	−38.0	−46.6	−48.2
4.75	−41.2	−44.7	−40.2	−40.3	−49.1	−48.8
5.00	−41.1	−43.8	−40.0	−41.8	−51.1	−49.8
5.25	−40.6	−43.5	−39.9	−43.8	−51.9	−50.7
5.50	−40.3	−43.3	−39.8	−45.2	−52.9	−51.1
5.75	−40.0	−43.1	−39.7	−46.2	−53.8	−50.9
6.00	−39.8	−42.9	−39.6	−47.5	−54.6	−50.6
6.25	−39.6	−42.7	−39.5	−48.8	−55.3	−50.4
6.50	—	—	—	−49.9	−56.2	−50.2
6.75	—	—	—	−50.7	−56.6	−50.0
7.00	—	—	—	−51.4	−56.6	−49.9
7.25	—	—	—	−51.3	−56.2	−49.8
7.50	—	—	—	−50.9	−55.9	−49.7
7.75	—	—	—	−50.7	−55.7	−49.6

为方便观察分析,本文将数据绘制成点线图,图 10(a)为 PID 控制与 30 Hz 启停式控制折线图,由图可知 PID 控制比 30 Hz 启停式控制更加准确达到目标值。把固定频率减小到 25 Hz 时可以减小系统的滞后,再与 PID 控制进行对比,如图 10(b)所示,虽然 25 Hz 频率的准确性提高,但其效率却降低,PID 控制比 25 Hz 启停式控制更快速到达目标值。

频率越高时系统的滞后越严重,但低频率会使得系统的效率不高。位置 PID 的比例项可以使得频率不断变化,微分项可减少系统滞后,积分项可消除系统的余差,所以位置 PID 算法控制的变频系统能够有效解决上述问题,综上所述,该系统比固定频率下的启停式控制更加准确高效。



(a) PID控制与30 Hz启停式控制



(b) PID控制与25 Hz启停式控制

图 10　负压随时间变化点线图

4.2　系统稳定性测试

为验证系统的稳定性,本系统还重复测试了目标值分别为−40、−50 和−60 kPa 时的实际负压值,每组重复实验 10 次,表 2 所示为负压测试结果。

表 2　负压测试结果

序号	第 2 组目标值 −40 kPa	第 2 组目标值 −50 kPa	第 3 组目标值 −60 kPa
1	−39.7	−49.3	−59.2
2	−41.0	−49.5	−61.3
3	−41.2	−50.7	−59.5
4	−40.1	−48.3	−62.7
5	−40.7	−51.4	−61.8
6	−39.2	−50.1	−59.2
7	−39.7	−49.1	−61.7
8	−40.7	−49.3	−60.7
9	−40.1	−49.4	−59.9
10	−39.7	−49.6	−59.7
最大误差/%	3	2.8	4.5
均值	−40.21	−49.67	−60.57
标准差	0.66	0.87	1.21

从表 2 中的均值与标准差可以看出本系统的稳定性较高，最大误差值也在合理范围内，所以本系统能够满足临床需要。

5　结　　论

在临床分娩中，应鼓励自然分娩，在助产手术中电动胎头吸引器在众多方法中脱颖而出，然而如何稳定准确地控制负压在胎头吸引术中是至关重要的。本系统用 ATmega128L 单片机通过位置 PID 算法控制系统内负压，能够高效准确地达到目标负压要求，同时系统内有面贴按键与串口屏，满足人机交互与操作；安全方面设有泄放按钮与相应的泄放气路，同时还有急停开关控制系统电源，提高系统的安全性。在实验测试中，为了体现控制算法的优越性，本系统还使用了启停式控制与位置 PID 控制进行对比，实验结果表明位置 PID 控制比市场常用的启停式控制更加的准确与高效；同时系统稳定性测试也表明本胎头吸引器系统满足临床需要；本系统也为用于吸痰、吸脓、吸血、吸引堵塞人体气道通路的医用吸引器提供一种低成本且高效的设计参考方法。但本系统仍有改进之处，系统的气密性有待提高，系统控制可使用模糊控制、神经网络等先进的控制算法。

参考文献

[1] 沈瑶，林建华，林其德，等. 我国部分地区剖宫产率影响因素和指征分析[J]. 实用妇产科杂志，2011，27(3)：183-187.

[2] 张爱平. 剖宫产率上升的原因调查及干预[J]. 基层医学论坛，2012(33)：4411-4412.

[3] 中华医学会妇产科学分会产科学组. 阴道手术助产指南(2016)[J]. 中华妇产科杂志，2016，51(8)：565-567.

[4] DUSHYANT G，JOHN A，ALI A，et al. An engineering perspective of vacuum assisted delivery devices in obstetrics：A review[J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers，Part H：Journal of Engineering in Medicine，2021，235(1)：3-16.

[5] 李玲，孟召然，崔金晖，等. 胎头吸引器和产钳助产在阴道分娩中的应用[J]. 中山大学学报(医学科学版)，2017，38(3)：401-405.

[6] PERONE N. A technological advance for 21st century obstetricians：The electronically-controlled vacuum extractor[J]. Journal of Perinatal Medicine，2018，46(3)：279-286.

[7] 陈俊玉. 胎头吸引助产术与产钳助产术的效果对比[J]. 医疗装备，2017，30(18)：101-102.

[8] 王晓云. 改良式胎头吸引器：CN201120532023.9[P]. 2012-08-08.

[9] 刘中立. 胎头稳压吸引器：CN201320685952.2[P]. 2015-06-17.

[10] 梁庆华. 新型胎头吸引器：CN201120274978.9[P]. 2012-02-22.

[11] 戴新春，丁永龙. 一次性胎头真空吸引固定器：CN201822254362.X[P]. 2019-11-19.

[12] 王菲. Kiwi Omni 胎头吸引器在阴道助产分娩中的应用进展[J]. 中国医疗器械信息，2020，26(12)：31-33.

[13] 王静，王金枝，邵翠华，等. 一种自动抽气式定位胎头吸引器：CN202110182641.3[P]. 2021-04-20.

[14] 苏秋玲，苏增生，洪范宗. 混合驱动便携式吸引器的研制[J]. 医疗卫生装备，2016，37(12)：48-50.

[15] 牛立刚. 基于 Arduino 的 USARTHMI 智能串口触摸屏的应用[J]. 机电信息，2016(15)：122-123.

[16] 赵伟兵，严荣国，刘玉忠，等. 基于 Android 的医用振荡器设计与实现[J]. 电子测量技术，2019，42(13)：142-147.

[17] 王冠龙，崔靓，朱学军. 基于数字 PID 算法的温度控制系统设计[J]. 传感器与微系统，2019，38(1)：86-88.

[18] 黄安全. 基于工控机的负压控制系统设计与实现[D]. 安徽：合肥工业大学，2017.

作者简介

许任兴，硕士研究生，主要研究方向为医用电子仪器的研究。

E-mail：1932610111@qq.com

严荣国(通信作者)，工学博士，副教授，主要研究方向为嵌入式系统、Android 和 iOS 在医疗器械领域中的应用。

E-mail：yanrongguo@usst.edu.cn