

# 新型医用超声波氧气流量计

汪飞 宋天添

(江苏大学 电气信息工程学院 镇江 212013)

**摘要:** 以 PIC16F886 单片机为处理器和超声波检测技术为核心,以 MPLAB 编写系统软件,设计医用超声波氧气流量计。本系统主要由 PIC 单片机模块、信号切换电路、模拟放大电路、滤波电路和电压比较电路组成。将氧气通过定长的管道,单片机给超声换能器发送激励信号,测出超声波顺逆流的渡越时间和氧气温度。基于最小二乘法曲面拟合算法,构建氧气流量与温度和时间差的函数关系式,完成对氧气流量的测量。测量结果表明该系统稳定可靠,精度高,具有很高的工程使用价值。

**关键词:** PIC 单片机;超声波;氧气流量计

**中图分类号:** TB51<sup>+</sup>7 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.4010

## New medical ultrasonic oxygen flowmeter

Wang Fei Song Tiantian

(School of Electrical Engineering, Jiangsu University, Zhenjiang 212013, China)

**Abstract:** The system uses PIC16F886 MCU as microcontroller and ultrasonic detection as core technology to design the medical ultrasonic oxygen flowmeter, within MPLAB software system. This system mainly consists of PIC MCU module, the signal switching circuit, the analog amplifier circuit, the filter circuit and the voltage comparison circuit. Oxygen is sent through a fixed pipeline, then the microcontroller send signals to the ultrasonic transducer, to measure the transit time of ultrasonic flow and temperature of oxygen. Based on least squares surface fitting method, we set up the oxygen concentration as a function of temperature and time, completing the measurement of gas flow. The measurement results show that the system is stable and reliable, and has high precision and very high value for engineering use.

**Keywords:** PIC Microcontroller Unit; ultrasound; oxygen flowmeter

## 1 引言

氧气是人类赖以生存的基础,也是辅助治疗的必需品。医用氧气主要用于缺氧预防和治疗,氧保健和氧疗在康复医学、保健医学、预防医学等方面都有其独特的作用<sup>[1]</sup>。

现在不少医院依然使用浮子式流量计监测氧气流量,而浮子式流量计具有不能量化流量大小、误差大、不易控制等问题<sup>[2]</sup>。这就迫切需要开发新型医用氧气流量计,以满足医疗检测的需求。气体流量检测技术主要有:热式质量流量检测、气体涡轮流量检测、容积式流量检测、超声波相控气流检测等<sup>[3-4]</sup>,这些技术都有误差比较大,易受干扰,稳定性不好,易发生漂移等缺点。

面对当前实际现状与需求,本文提出以超声波检测技术为核心的基于最小二乘法曲面拟合算法的氧气流量计,与传统的超声波流量计将流量与时间差算法简单线性化相比,本系统也测出气体温度,对气体流量进行温度补偿<sup>[5]</sup>。通过实

际测量其具有使用时间长,稳定性高,体积小,安全可靠,价格便宜等特点,同时也满足当前氧气流量高精度的要求。

## 2 超声氧气流量计的原理

### 2.1 超声波测量原理

医用超声氧气流量计是通过测量超声波在定长( $L$ )定直径( $D$ )管道内顺流和逆流的时间而算出氧气流速,从而得出氧气流量。对于不同的气体流速有:

$$Q = f(c, T, p) \quad (1)$$

式中: $Q$ 为氧气流量; $c$ 为气体流速; $T$ 为介质气体的温度; $p$ 为气体的压力。在实际的测量过程中气压 $p$ 很难保持一定的压力,由于气体压力 $P$ 在速度 $c$ 中有所体现,所以可以忽略。从而(1)变为:

$$Q = f(c, T) \quad (2)$$

而 $c$ 又正比于时间差 $t$ ,故(2)式转化为:

$$Q = f(t, T) \quad (3)$$

式中:时间差  $t = t_1 - t_2$ ,  $t_1$ 、 $t_2$  分别为超声波在定长管道中的逆流和顺流时间,  $T$  为气体温度,故可以建立二次曲面公式为(3)。

## 2.2 氧气流量测量过程

检测气体流量时,气体从定长管道的一端流向另一端,超声波在顺流和逆流中传播时间不同。当换能器 A 发射单脉冲超声波时,换能器 B 接收超声信号。由于换能器收到的信号非常弱,只有几十毫伏的电压,需通过信号放大再进行比较。本文提出使用 AD8223 放大器,将小信号放大。考虑到设计成本和器件占用空间,使用无源滤波电路,滤去直流信号和杂波。再将滤波后的放大信号通过 LM393 比较器,将比较器的输出端与 PIC 单片机的捕获端相连接。

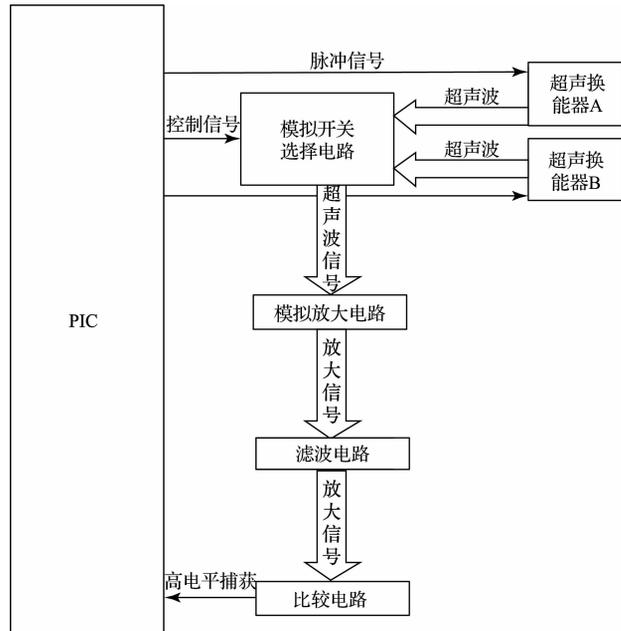


图 1 硬件结构原理图

设定上升沿捕获,通过定时器测量出超声波在管道中的传播时间  $t_1$ 。同样的流程测出从 B 到 A 的时间  $t_2$ 。在每次测量时间时,单片机都会通过 DS18B20 温度传感器测量温度数据<sup>[6]</sup>。图 1 为硬件原理图。

## 2.3 氧气流量与温度、时间差关系式

在这里,氧气流量与时间差  $t$ 、温度  $T$  有关,利用德国高精度 G608 气体流量计测出标准氧气流量,由 PIC 单片机算出时间差  $t$ ,DS18B20 测出温度  $T$ ,其函数关系为:

$$Q_{O_2} = a_0 t^2 + a_1 t T + a_2 T^2 + a_3 t + a_4 T + a_5 \quad (4)$$

公式(4)中浓度与时间和温度的系数  $a_n$  ( $n = 0, 1, \dots, 5$ ) 由最小二乘曲面拟合得到,即给出  $(t_i, T_i, Q_{O_2, i})$   $i = 0, 1, \dots, N$ ,求作一曲面方程使总误差  $\mu$  为最小,  $\mu$  满足如下方程:

$$\mu = \sum_{i=1}^N [Q_{O_2, i} - (a_0 t_i^2 + a_1 t_i T_i + a_2 T_i^2 + a_3 t_i + a_4 T_i + a_5)]^2 \quad (5)$$

由微积分理论可知<sup>[7]</sup>,要使  $\mu$  的极值最小,  $a_0, a_1, a_2, a_3, a_4$  和  $a_5$  应满足:  $\frac{\partial \mu}{\partial a_0} = 0, \frac{\partial \mu}{\partial a_1} = 0, \frac{\partial \mu}{\partial a_2} = 0, \frac{\partial \mu}{\partial a_3} = 0, \frac{\partial \mu}{\partial a_4} = 0, \frac{\partial \mu}{\partial a_5} = 0$ 。

将测得的标准流量( $Q$ )与时差( $t$ )和温度( $T$ )数据代入上述方程组即可求得  $a_0, a_1, a_2, a_3, a_4, a_5$  的值。

## 3 关键技术研究

### 3.1 硬件设计

#### 3.1.1 放大电路模块

在设计放大电路时,考虑采用差分放大电路,可以放大差模信号的同时抑制共模信号。将 AD8223 的基准电压设为 2.5 V,正相端和反相输入端都加载 2.5 V 电压后再放大,此目的是为后面的过零比较检测做准备<sup>[8]</sup>。2.5 V 的基准电压为采用 LM358 设计的电压跟随器所产生,放大电路如图 2 所示。

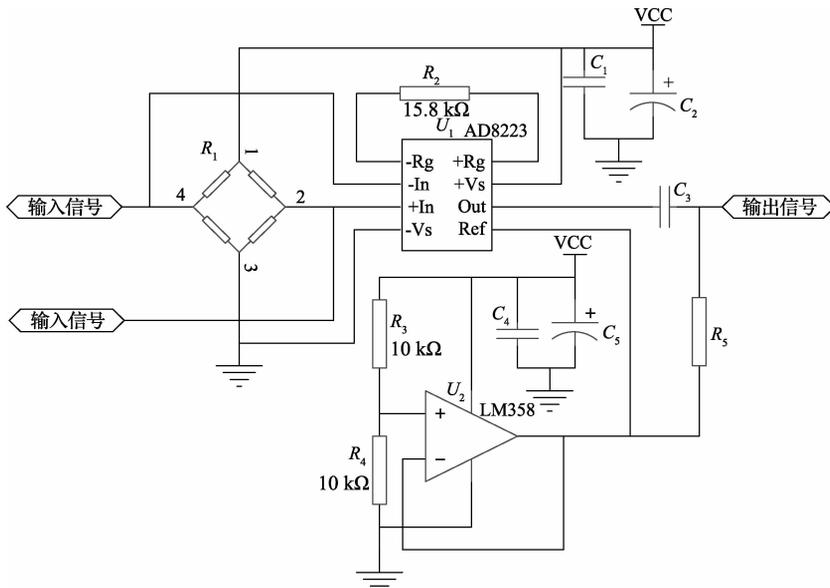


图 2 差分放大电路

### 3.1.2 比较电路模块

将放大后的信号通过滤波电路,滤掉直流信号和杂波,然后将信号通过 LM393 电压比较器。设定一个基准比较电压(小于 5V),当正弦波电压高于基准电压时,LM393 输出 5 V 高电平;当正弦波低于基准电压时,LM393 输出基准比较电压。如图 3 所示。



图 3 比较输出波形图

### 3.2 超声氧气体浓度计的软件设计

下位机软件是在 MPLAB 环境下用 C 语言编程,上位机标定数据采集界面基于 Visual Basic 语言编译,通过

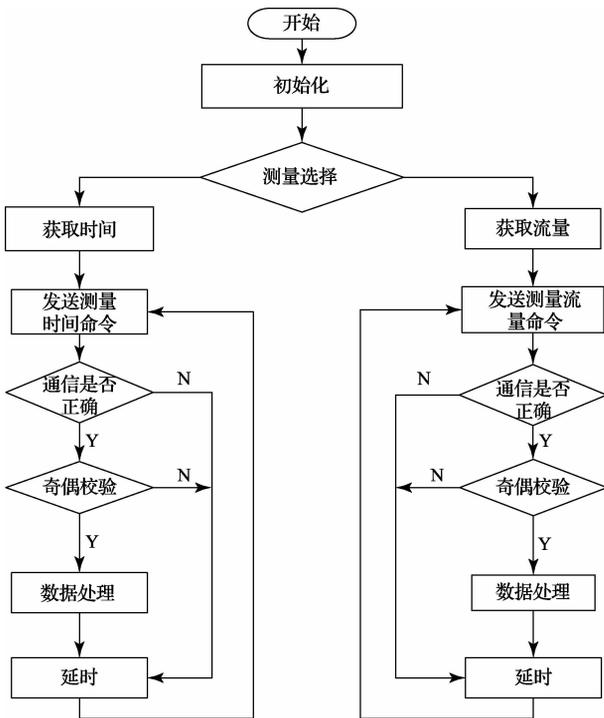


图 4 上位机数据采集标定流程图

RS232 串口通信进行数据收发<sup>[9]</sup>。VB 语言可视化强,数据相关的计算、拟合保存都由上位机处理。PIC 单片机部分负责完成温度  $T$ 、时差  $t$  采集。在数据采集过程中,由于不知硬件焊接是否有问题,数据传输是否正常。在数据显示时,设定状态标志位,如“0”、“1”、“2”等以判断当前测量处于什么状态,如“0”表示当前一切正常,“1”表示硬件无响应,“2”表示数据收发不正常,这为检修和数据的处理提供了便利。图 4 为上位机数据采集标定流程图。

## 4 误差分析

### 4.1 误差分析

误差分为系统误差和偶然误差。系统误差是有规律的,通过测量大量数据与实际数据进行对比,得出系统误差值加以修正<sup>[10]</sup>。偶然误差:是由很多未知环境因数或不可精确测量因数造成的,如:气流噪声、流场、电磁波等因数,同时软件算法精确度、硬件电路的不稳定等,都会对实验结果产生影响。

### 4.2 误差处理

数据中的异常数据处理方法:由于扰动或干扰,会有较大的异常数据存在,这会降低最小二乘法拟合精度,从而降低了流量计的测量精度。所以必须去除误差较大的异常数据。本系统使用拉伊达准则去除粗大误差,对于某一测量列中  $|v_i| = |x_i - \bar{x}| > 3\sigma$  之外的概率为 0.27%,认为是不可能事件,故当测量值的  $|v_i| > 3\sigma$  时,可认为与之对应的  $x_i$  包含粗大误差,就用一临近的准确值来代替,如图 5 的异常点被空心点替代。其中  $\sigma$  可用贝塞尔(Bessel)公式计算的  $S$  值代替。

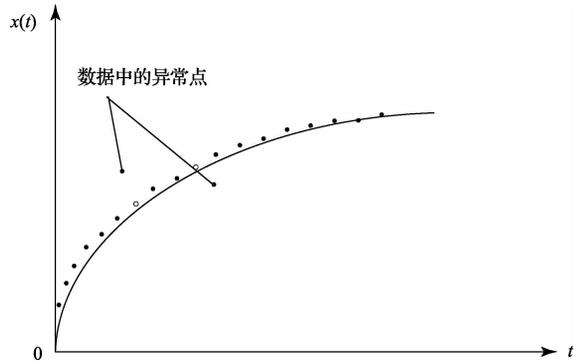


图 5 数据中的异常点

### 4.3 测试结果

通过测量大量数据,以去除系统误差。在不去除数据中的较大的时间和温度误差数据,拟合系数,测量流量。标准流量与未处理过的时间和温度所对应的实测氧气流关系图如图 6 所示<sup>[9]</sup>。

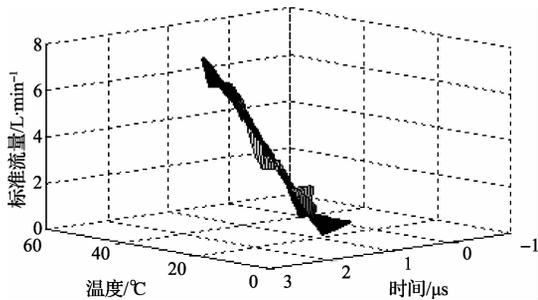


图6 标准流量与实测数据的关系图

运用拉伊达准则除去时间和温度数据中的较大的误差数据,用附近准确数据替换较大误差数据,拟合系数,测量流量。标准流量与经过处理过的时间和温度所对应的实测氧气流量关系图如图7所示。

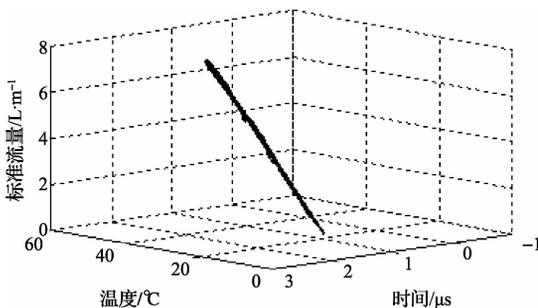


图7 标准流量与处理后的数据对应关系图

从图6和图7的对比可以看到,在标定采集完时间数据后,可以使用拉伊达准则除去数据中的较大误差数据,再进行拟合,以求得  $a_0, a_1, a_2, a_3, a_4, a_5$  准确值,这样可以降低由于各种扰动带来的测量误差,提高测量的精度,以符合医疗上对氧气测量要求。

## 5 结 论

本文给出了医用超声氧流量计的硬件设计和软件设计图,并对测量的数据用拉伊达准则进行了处理,以降低

扰动对测量结果的影响,证明了基于最小二乘法的超声波氧流量计的设计合理性。该系统通过了实验室的检测和实际测量,符合预期目标,并且该产品安全、可靠,价格便宜,精度高,具有很大的优越性。

## 参考文献

- [1] WONG M, ELLIOTT M. Use of medical orders in acute care oxygen therapy[J]. British Journal of nursing, 2009, 18(8): 462-464.
- [2] 李红霞. 医用氧气袋氧气流量调节器的研制及临床应用[J]. 中国电机工程学报, 2007, 27(12): 33-40.
- [3] PALMÉ T, FAST M, THERN M. Gas turbine sensor validation through classification with artificial neural networks[J]. Applied Energy, 2011, 88(11): 3898-3904.
- [4] 靳世久, 杨晓霞, 陈世利, 等. 超声相控检测技术的发展及应用[J]. 电子测量与仪器学报, 2014, 28(9): 925-933.
- [5] 王国峰, 赵永生, 范云生. 风速风向测量误差补偿算法的研究[J]. 仪器仪表学报, 2013, 34(4): 786-790.
- [6] 潘勇, 孟庆斌. 基于DS18B20的多点温度测量系统设计[J]. 电子测量技术, 2008, 31(9): 91-93.
- [7] 王少军, 刘琦, 仲雪洁, 等. 一种解线性最小二乘问题的FGGA算法方法[J]. 仪器仪表学报, 2012, 33(3): 701-707.
- [8] 张晶如, 邵建华, 于笃发. 基于SIM900A的智能心电图监护系统客户端[J]. 通信技术, 2013(7): 109-111.
- [9] 吴兴中, 欧青立. 一种PC与单片机多机RS232串口通信设计[J]. 国外电子测量技, 2009, 28(1): 74-76.
- [10] 张宇, 常艳. 数据采集系统校准研究[J]. 电子测量技术, 2012, 35(8): 90-102.

## 作者简介

汪飞, 1988年出生, 硕士, 控制工程专业, 嵌入式系统研究与开发。

E-mail: 1442515906@qq.com