

工学硕士学位论文

# 人体便携式自动输液器的研制

王恩刚

哈尔滨工业大学

2006 年 6 月

国内图书分类号：TH789

国际图书分类号：621

## 工学硕士学位论文

# 人体便携式自动输液器的研制

硕士研究生： 王恩刚  
导师： 王伟杰副教授  
申请学位级别： 工学硕士  
学科、专业： 机械电子工程  
所在单位： 机电工程学院  
答辩日期： 2006 年 6 月  
授予学位单位： 哈尔滨工业大学

Classified index: TH789

U.D.C: 621

Dissertation for the Master's Degree in Engineering

DEVELOPMENT OF PORTABLE  
AUTOMATICAL TRANSFER FACILITY  
FOR HUMAN BODY

<b>Candidate:</b>	Wang Engang
<b>Supervisor:</b>	Prof. Wang Weijie
<b>Academic Degree Applied for:</b>	Master of Engineering
<b>Specialty:</b>	Mechatronics Engineering
<b>Affiliation:</b>	School of Mechatronics Engineering
<b>Date of Defence:</b>	June, 2006
<b>Degree-Conferring-Institution:</b>	Harbin Institute of Technology

## 摘要

便携式智能输液设备以微型电机代替普通的重力输液，能够精确控制输液速度和输液量；对输液过程进行监测，当出现如管路堵塞、有危险气泡等异常情况时，能够迅速地自动关断输液通路，防止输液事故的发生；输液结束后自动停机，并通过声光提醒病人或护理人员；具有携带方便，操作简单等特点。在精确输液，战场救护，紧急抢救等情况下，便携式智能输液设备能够大大提高安全性、精确性和工作效率，减轻护理人员的工作强度，是一种性价比很高的医疗设备。

本文在分析目前常用输液泵的优缺点的基础上，选择 DG-1 盘状蠕动泵，并进行了结构改进；选择步进电机作为输液泵的驱动电机，为缩小整体的体积，将步进电机的驱动电路、按键、LCD 和报警电路集成到单板上。硬件电路采用 C8051F005 单片机作为控制核心，利用集成芯片 L297 和 L298 对步进电机实现斩波驱动，通过按键控制步进电机的转速和转数实现对输液速度和输液量控制。步进电机与输液泵之间通过橡胶连接头实现连接，可缓解输液时由步进电机震动引起的脉动。

在分析常用的气泡探测器特点的基础上，针对输液管气泡检测的具体要求，选用超声波气泡探测器传感器进行气泡检测，并对其可行性进行了原理性的分析和论证。设计了超声波换能器的结构和信号处理电路，能够实现二重气泡监测功能。

通过控制键盘和 LCD，使用者可以方便地对输液器进行参数设置；电源监测和报警提示功能提高了系统的可靠性和安全性；温度补偿功能减轻了药液温度过低时给输液者带来的不适；参数设置记忆功能显示了系统设计的人性化特点。

通过实验结果，分析了影响输液精度的主要因素，采用拟合曲线法修改了控制方案，提高了输液精度；分析了影响超声波气泡探测器检测精度的主要因素，提出了改进方案；论证了输液器辅助功能具有较好的可靠性，满足设计要求。

**关键词** 输液泵；脉动；步进电机驱动；超声波气泡检测；辅助功能

## Abstract

Portable intellective transfer facility replaces the ordinary gravity transfusion by using the mini-electromotor, so it can accurately control the speed and quantity of the transfusion. By supervising the transfusion process, when abnormal cases happened, such as a pipeline jam or danger air bubbles, it can rapidly shut down transfusion way automatically in order to prevent the accidents caused by transfusion. The facility could stop automatically when the transfusion end up and reminds patient or paramedic by sound and lamplight. With its feature such as convenient tote, easy operation and so on, portable intellective transfer facility can improve security, accuracy and efficiency, alleviate work intensity of paramedic in the case of accurate transfusion, battlefield rescue, emergency and so on. It's a medical treatment equipment of high capability but low price.

This thesis chooses a discal peristaltic pump and put forward amelioration schemes based on analysis of trait of transfer pump in common use presently and selects stepper motor as drive motor. In order to reduce the whole volume, the PCB board integrates stepper motor drive circuit, keyset, alarm circuit and LCD. Hardware circuit adopts C8051F005 singlechip as key part, and uses integrated monolithic chip L297 and L298 to realize chopper drive of stepper motor. And achieves the control of the transfusion rate and quantum through controlling the rotate speed and number of the step motor by keyset. The rubber joint between stepper motor and transfer pump can minish pulsation caused by the shake of the motor when transfusing.

On the basis of analysis of characteristic of common air detector, in allusion to specific request of air bubble monitoring in the transfusion pipe, the thesis selects ultrasonic air detector to monitor air bubbles, then analyzes and reasons its feasibility in theory. The design of structure of ultrasonic transducer and circuit for signal disposing can realize dual air bubbles monitoring function.

Users can set parameters of the transfer facility conveniently by keyset and LCD. The power monitoring, alarm system and hint functions enhance the reliability and security of the system. The function of temperature compensation eases the discomfort of patients brought by too low temperature of liquid

medicine. The function of memorizing set parameters show the humanization feature of the system.

Through the experiment results, the design analyzes primary effect factors of transfusion accuracy, adopts curve fitting method to improve the controlling plan which advances the transfusion accuracy, and analyzes primary effect factors of the precision of air detector and brings forth improvement. The test of the assistant functions of transfusion facility demonstrates that the system has preferable reliability and satisfies the design request.

**Keywords:** transfer pump; pulsation; stepper motor drive; ultrasonic air detector; assistant functions

## 目录

摘要 .....	I
Abstract .....	II
第 1 章 绪论 .....	1
1.1 引言 .....	1
1.2 课题研究的目的和意义 .....	2
1.2.1 课题研究的目的 .....	2
1.2.2 课题研究的意义 .....	2
1.3 国内外研究现状和分析 .....	3
1.3.1 智能输液器综述 .....	3
1.3.2 国内外研究现状 .....	5
1.3.3 发展趋势分析 .....	9
1.4 课题主要研究内容 .....	10
第 2 章 气泡监测方法的研究与实现 .....	11
2.1 气泡监测方案选择 .....	11
2.1.1 电容式检测法 .....	12
2.1.2 光电式检测法 .....	12
2.1.3 超声波式检测法 .....	13
2.2 超声波气泡探测器的研制 .....	15
2.2.1 超声波换能器的设计 .....	15
2.2.2 超声波气泡探测器硬件电路设计 .....	20
2.2.3 超声波气泡探测器程序设计 .....	24
2.3 本章小结 .....	25
第 3 章 输液器动力装置设计 .....	26
3.1 输液泵的选择及改进 .....	26
3.1.1 盘状蠕动泵对输液脉动的影响分析 .....	26
3.1.2 输液泵的选择 .....	27
3.1.3 输液泵的结构改进 .....	28
3.2 输液器驱动系统硬件设计 .....	28
3.2.1 驱动电机的选择 .....	29

3.2.2 电机驱动电路的设计 .....	31
3.3 输液泵驱动系统程序设计 .....	33
3.3.1 步进电动机工作方式设定 .....	33
3.3.2 输液速度的控制 .....	34
3.3.3 输液量的控制 .....	36
3.3.4 快速排空功能的实现 .....	37
3.4 本章小结 .....	37
<b>第 4 章 输液器辅助功能设计 .....</b>	<b>38</b>
4.1 控制键盘的设计 .....	38
4.2 LCD 显示的设计 .....	39
4.3 加热器的设计 .....	40
4.4 电源管理的实现 .....	41
4.5 报警及提示功能设计 .....	42
4.6 参数记忆功能设计 .....	43
4.7 本章小结 .....	43
<b>第 5 章 实验结果分析及设计改进 .....</b>	<b>44</b>
5.1 超声波气泡探测器实验结果及分析 .....	44
5.2 输液速度实验数据分析及设计改进 .....	45
5.3 辅助功能实验结果 .....	49
5.4 本章小结 .....	49
<b>结 论 .....</b>	<b>50</b>
<b>参考文献 .....</b>	<b>51</b>
<b>攻读学位期间发表的学术论文 .....</b>	<b>54</b>
<b>哈尔滨工业大学硕士学位论文原创性声明 .....</b>	<b>55</b>
<b>哈尔滨工业大学硕士学位论文使用授权书 .....</b>	<b>55</b>
<b>哈尔滨工业大学硕士学位涉密论文管理 .....</b>	<b>55</b>
<b>致 谢 .....</b>	<b>56</b>

## 第1章 绪论

### 1.1 引言

静脉输液是护理专业一项常用给药治疗技术，是临幊上最为常见、用途最广的治疗手段，特别是急诊、创伤情况下，更是必不可少的治疗方法。

目前在临幊上得到广泛应用的普通输液器结构简单、价格便宜。它主要由连通输液管、进气管至输液瓶的穿刺针及输液管上配置的莫非氏滴壶、轮夹、针头组成，其工作原理是依靠液位差所提供的压力向病人体内输入液体<sup>[1]</sup>。

由于需要通过悬吊液瓶，与病人输液部位形成液位差来进行输液，因而操作使用极不方便，当患者在输液时需要走动时，则需要有人陪同并高举输液瓶(袋)才行，特别在野外、战场、抢险救灾转运大量伤病员的时候，经常存在输液架不足或根本就没有输液架的情况，此时输液治疗时就必须要有一个人高举输液瓶(袋)，既不方便，又浪费了宝贵的人力，还容易影响治疗效果。另外，由于是依靠重力输液，液瓶中将导入外界空气，容易污染药液。普通输液器缺少危险气泡报警、阻塞报警和输液完毕提示等功能，当输液过程异常情况如危险气泡、阻塞时，不能自动报警，也不能及时切断输液通路，增加了护理负担，容易产生不良后果。

随着医疗事业的发展，人们对临幊输液的要求越来越高，希望能够根据药物和患者情况不同配以适当的输液速度，例如糖尿病人注射胰岛素和癌症病人的化疗，以往的做法基本上是一次性注射较大剂量的药液，这样不但造成了药品的浪费，而且药物的作用时间也较短，影响治疗效果，因而需要以一定的速度，输入一定量的药液，以达到治疗的最佳效果，最大限度地降低药物对人体的副作用；又如对老人、儿童和体质较弱者输送如麻醉药、降压药硝普纳、TPN(三磷酸吡啶核苷酸)等某些特殊药物时，输液量和输液速度需要精确地控制，否则会产生严重的后果<sup>[2]</sup>。

常规临幊输液，普遍采用挂瓶，依靠重力实现输液并用眼睛观察药液的滴数，依靠手动夹子来控制输液速度，很难精确控制输液速度，而且动作量大。静脉输液时，输液过快可能导致中毒，更严重时会导致水肿和心力衰竭；而输液过慢则可能发生药量不够或是无谓地延长输液时间，使治疗受影响，并给患者和护理工作增加不必要的负担<sup>[3,4]</sup>。因此医生和患者都希望能有一种智能化、

高性能、能够精确控制输液量和输液速度，使用方便的输液装置。

本课题旨在研究一种能够精确控制输液量和输液速度、具有自动监测功能、不依靠重力输液的便携式人体输液器。该装置可大量应用于癌症、糖尿病等特殊病症和老人、小孩等特殊病人群体，同时也可以在户外的医疗急救中发挥良好作用，有助于减轻医护工作强度，提高安全性、准确性和工作效率，并提高护理水平。

## 1.2 课题研究的目的和意义

### 1.2.1 课题研究的目的

研制一种成本较低的便携式智能化输液设备，取代传统的利用重力的输液方式，能够精确控制输液量和输液速度，可按照体积和液滴两种方式进行设定，并实时显示输液参数，具有快速排空功能，具备危险气泡实时监测功能，发现危险气泡后迅速报警并自动停机，输液完毕后自动停机并提醒病人和护理人员。体积小，重量轻，便于携带，可广泛应用于家庭、野外、战场以及紧急救护等条件下，输液管安装方便，操作简单，在此基础上尽量降低成本。

### 1.2.2 课题研究的意义

对于野外、战场以及紧急救护等特殊场合，由于普通输液方法需要形成液位差，因而移动不方便，浪费人力；对于老人、小孩等特殊病人和癌症、糖尿病等特殊病症，现代医疗对输液量和输液速度有严格要求，而传统方法通过目测输液滴数估计输液速度很难实现较高精度的控制。便携式人体自动输液器能够满足上述需要，同时具有阻塞监测、气泡监测和输液完毕提示等功能，能够实现安全、精确的输液，从而达到最佳的治疗效果。其两种输液速度设定方式温度补偿和参数设置记忆等辅助功能，使输液器具有人性化的特点，便于护理人员或病人方便使用。低成本的设计理念，有助于便携式输液器的广泛使用，可以给更多的病人带来方便，又可以减轻护理人员的工作强度，提高护理水平和工作效率。

## 1.3 国内外研究现状和分析

### 1.3.1 智能输液器综述

1.3.1.1 医用便携式输液器的基本功能和基本组成 目前在市场上存在多种医用便携式输液器，拥有的功能各不相同，可满足多种不同的需要，归纳起来，通常输液器能实现以下功能<sup>[5,6]</sup>：

- 1) 可精确测量和控制输液速度；
- 2) 可精确测定和控制输液量；
- 3) 液流线性度好，不产生脉动；
- 4) 能对输液过程中出现的气泡、空液、输液速度不正常等异常情况进行报警，并自动切断输液通路；
- 5) 输液完毕后能够自动停机，并能够提示使用者；
- 6) 体积较小，便于携带，同时输液病人做走路、起立等一般的运动时不会影响输液效果。

医用便携式输液器通常包括以下几个部分：系统控制核心、动力装置、检测装置、报警装置和输入及显示装置、电源装置。如图 1-1 所示。

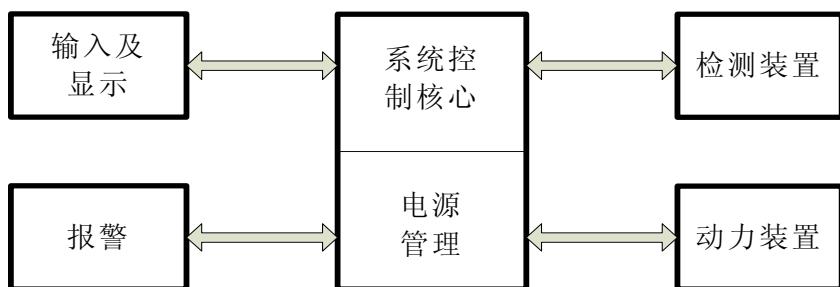


图 1-1 输液器系统结构

Fig. 1-1 Structure of transfusing system

- 1) **系统控制核心** 是整个系统的“大脑”，通过传感器反馈回来的检测信号，对整个系统进行智能控制和管理，考虑功能需要和成本，一般采用单片机系统。
- 2) **电源管理** 便携式输液器多采用电池和 220V 电源两套供电方案，有的还配有充电电路。
- 3) **动力装置** 是整个系统的“心脏”，是输送液体的动力元，一般由输液泵和驱动电机组成。由于医用输液泵需要精确控制液体的流量和流速，有些类

型的输液泵很难做到这点，而且考虑到输液管要安装方便，药液不能污染泵等因素，因此用的最多的主要有以下几种：指状蠕动泵、盘状蠕动泵、注射泵。

4) **检测装置** 主要是各种传感器，如红外滴数传感器（负责对液体流速和流量的检测）、压力传感器（负责堵塞及漏液的检测）和超声波传感器（负责对气泡的检测）等，他们可感应相应的信号，这些信号经过放大处理后，送入微机系统进行信号处理，并得出控制指令，然后进行相应的控制操作<sup>[7]</sup>。

5) **报警装置** 传感器感应到的信号经微机处理后，得出报警控制信号，再由报警装置响应，引起人们的主意，同时进行相应的处理，如停止输液等。报警方式主要有光电报警（发光二极管）和声音报警（扬声器和蜂鸣器）等<sup>[8]</sup>。

6) **输入及显示装置** 输入部分设定输液的各个参数，如输液量和输液速度等。显示部分负责显示各参数和当前的工作状态等，多采用LED数码管显示或LCD液晶显示<sup>[9]</sup>。

**1.3.1.2 医用便携式输液器的基本工作原理** 尽管各种输液泵的输液泵各不相同，但其基本工作原理是类似的。下面以蠕动泵为例，介绍输液泵的工作原理，如图 1-2 所示。

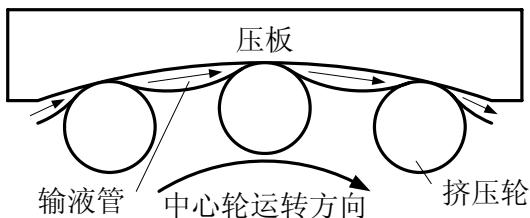


图1-2 输液器工作原理图

Fig.1-2 Working principle of transfusing facility

输液管被挤压在一系列均匀间隔的挤压轮和压板之间，对压板施加一定的压力，保证输液管完全被挤压住，这样在两个相邻挤压轮的挤压点之间就形成了一个密封的空间，输液泵运行时，中心轮带动挤压轮转动，由于挤压轮的作用，这一密封空间的空气或液体被推动到输液管的出口，这样就在输液管的入口处形成一部分负压区，因此药液在大气压力的作用下进入到输液管内的这一部分真空区，不断重复这一过程，药液将一定的速度在输液管中流动。在输液管内径一定的情况下，液体流动速度主要与中心轮的转动速度有关。通过控制电机的转度来控制输液泵中心轮的转动速度，即可控制输液器的输液速度，通过控制电机的转数来控制输液泵中心轮的转数，即可控制输液器的输液量<sup>[10]</sup>。

### 1.3.2 国内外研究现状

国外对自动输液器的研制较早，如日本、美国和德国等国家上世纪 80 年代末就进行了输液器的研制。现在市场上流行的大多是国外产品，类型多样，性能较好，如日本的JMS株式会社的OT-601 型输液器（控制精度为 10%）、还有TOP型输液器，美国IMED公司Gemini PC-2TX 型输液器可实现四路控制，还有德国贝朗（B|BRAUN）公司的Multifuse型、Perfusor Compact型（控制精度可达到 2%）、Infusomat P型和Infusomat fmS型，以色列也有相应的产品，型号众多。以日本的TOP-2200 型输液器为例，如图 1-3所示。



图1-3 TOP-2200 型输液器

Fig.1-3 TOP-2200 transfusing facility

该泵功能非常齐全，几乎涵盖了目前医用输液器所能实现的各种功能：

- 1) 泵体采用蠕动工作方式；输液速度可以在滴数和流量两种方式下设定，适应各种输液状态（15 滴、19 滴、20 滴、60 滴/ml）输液范围可以有 1~1000ml/h 或者 1~150drops/min(最大流量范围)，输液精度方面，采用流量设定时可以达到±3%，按照滴数方式设定时可以达到±2%；
- 2) 空液、阻塞、门开着、气泡、电池电压低下、输液结束、电源转换告知、忘记操作、其他装置故障等情况下报警；
- 3) 检出气泡最小体积为 0.01ml，阻塞检出压力可以实现 5 段变换；
- 4) 设定输液资料记忆，蜂鸣音设定，电源切换警报等特殊功能；
- 5) 电源采用可再充电的内藏电池。

国内对输液器的研制起步较晚，大都在 90 年代中期开始研究，目前市场上

也有一些国产输液器，如北京科力丰高科发展有限责任公司的 ZNB 系列产品，深圳康福特公司也有输液器产品。同国外产品相比，国内的输液泵价格稍低，但同时系统功能较少，气泡、流量、阻塞等信息的检测精度以及输液速度和输液量的控制精度还有一定差距，可选择的产品类型不多，市场占有率相对较低。

**1.3.2.1 医用输液器的动力装置** 医用输液器用输液泵代替重力实现输液，是输液器的动力源。根据输液泵的结构和工作原理，按照不同标准的分类情况如图 1-4 所示。固定式可实现精确控制，报警齐全，但体积较大，便携式体积小，病人可随身携带，用电池作为电源，只能用于短时间的输液；可植入式使用方便，输液时病人移动不会产生影响，但需要外科手术；机械式用正压力来输送药物和液体，没有电源(电池或是交流电)，体积小，可携带，主要用于输送小体积，长时间或间歇输液，通常用于化学医疗、止痛或是抗生素类药的输液；电子式输液速度可达 999mL/h,，可实现智能控制<sup>[11,12]</sup>。

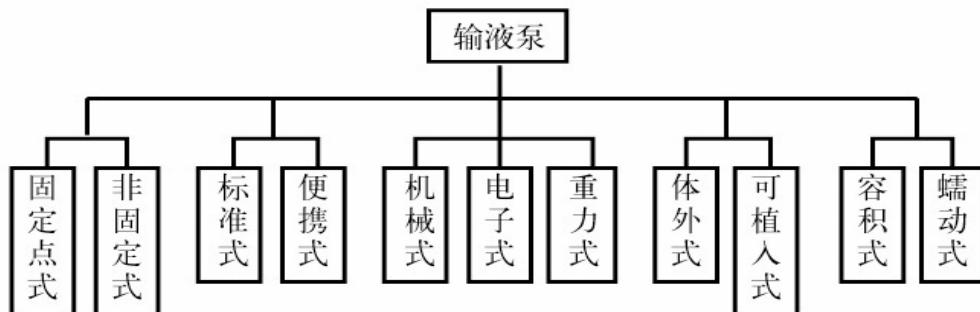


图1-4 输液泵分类

Fig.1-4 sorts of transfer pumps

由于医用输液泵需要精确控制液体的输液量和输液速度，液体流动时脉动要小，有些类型的输液泵很难做到这一点，而且考虑到输液管要安装方便，药液不能污染等因素，因此用得最多的主要有以下两种：

指状蠕动泵(Finger-like Peristaltic Pump)，又称线性蠕动泵(Linear Peristaltic Pump)，它体积小，重量轻，定量准确，使用方便，输液管安装方便。如图 1-5 所示，这种输液泵有一根凸轮轴，凸轮轴上有多个(一般为 12 个)凸轮，这些凸轮的运动规律相差一定的角度，每个凸轮与一个“手指”(即滑块)相连。工作时，由步进电机带动凸轮轴转动，使滑块按照一定顺序和运动规律上下往复运动，像波一样依次挤压静脉输液管，使输液管中的液体以一定的速度定向流动。这种输液泵比较精确，容易控制。输液泵的线性度与“手指”的数目有关，当“手指”数目超过 8 个时，就有很明显的线性度，脉动也明显减少<sup>[13]</sup>。

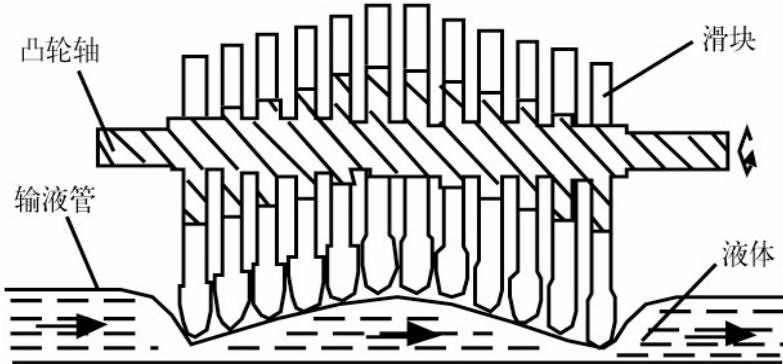


图1-5 指状蠕动泵

Fig.1-5 Dish-like peristaltic pump

蠕动泵具有圆弧形内周面的泵壳，在中心轮的边缘呈轴对称分布安装着一定数量的可转动的挤压轮，输液管夹在挤压轮和泵壳的圆弧形的内周面之间。工作时，步进电机带动中心轮转动，中心轮又带动其周围的挤压轮转动，中心轮像“恒星”，挤压轮像“行星”，挤压轮既围绕中心轮公转，又绕自己轴线自转，可以有效减小摩擦阻力。各个挤压轮沿着中心轮顺序挤压输液管，使液体以一定的方向流动<sup>[14]</sup>。如图 1-6所示。

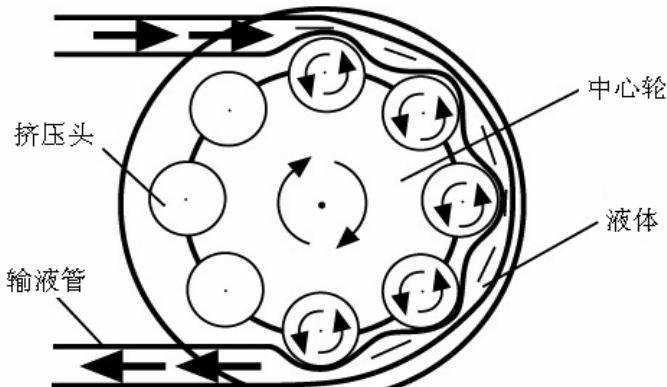


图1-6 盘状蠕动泵

Fig.1-6 Discal peristaltic pump

**1.3.2.2 医用输液器的检测功能** 为提高输液的可靠性和安全性，目前在市场上存在多种医用输液器，大都拥有气泡、输液速度等检测功能，以便实时监测输液器的运行状况，其中气泡检测是输液器必备的功能。为方便输液管的安装，保证药液不被污染，通常输液器采用的传感器只与输液管壁接触，并不截断输液管。

目前，输液器气泡检测的方法主要有电容式、红外光电式和超声波式，其

中超声波式检测方法应用最为广泛。超声波传感器利用超声波在液体和空气中的介质衰减不同，无须与液体接触，只需将超声探头置于输液管的两侧，通过判断接收端能量和频率的变化，即可判断输液管中气泡的有无以及气泡的大小。由于超声波传感器具有良好的抗干扰能力，因而可以达到很高的检测精度，同时通过调节超声传感器的参数可以控制检测的精度大小，因而成为输液气泡检测的首选。如日本的TOP-2200 输液器能够检测出的最小气泡体积为0.01ml。苏州派斯特光电技术有限公司的UBD系列超声波气泡探测采用透射方式进行气泡检测，也可以达到同样的精度<sup>[15, 16]</sup>，如图 1-7所示。



图 1-7 UBD 超声波气泡探测器

Fig. 1-7 UBD ultrasonic air bubbles detector

通过检测输液速度，既可以避免输液过程中因为输液速度异常引起的安全问题，又可以与驱动电机形成闭环的控制系统，无限逼近设定的输液速度，从而实现输液速度和输液体量的精确控制。目前的输液器基本上都是采用红外光电传感器来检测输液速度。利用对光源影响不敏感的红外发光二极管器作为发射端(如图 1-8所示)，响应频率较高的光电晶体管作为接收端。当滴液落下时，接收端就会感受到光线强度的变化，并将此改变反映在电流变化上，通过采样电阻转换为电压变化，利用A/D或电压比较器判断是否有液滴落下，然后通过计数器对液滴进行计数，即可转换为输液速度或输液体量<sup>[17,18]</sup>。

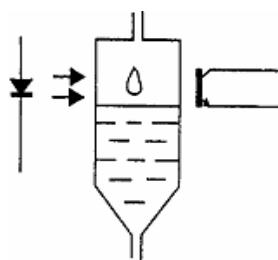


图 1-8 输液速度红外检测示意图

Fig. 1-8 Sketch of infrared detector for transfusion rate

利用红外光电传感器进行输液速度的检测，具有体积小，灵敏度高，线性好，安装方便等特点。但检测过程中输液管需要保持竖直状态，否则很难保证检测的准确性，因而难以应用在便携式的输液器上，故此多数的输液器均采用开环控制方法。

### 1.3.3 发展趋势分析

虽然医用便携式智能输液器研制的时间很早，但直到近几年其临床应用才受到重视，各种输液器产品如雨后春笋般迅速推出。随着人们对智能输液器临床应用效果的认可，智能输液器进入了快速发展阶段。通过对智能输液器产品性能发展情况的分析，发现目前输液器的发展存在以下趋势：

**小型化和便携化：**现在市场上的各种便携式输液器，由于输液泵、驱动电机和便携电源等方面因素的限制，体积依旧臃肿，重量仍然较大，便携程度不能够满足需要。各公司都在研究更加便携化的输液器，如MiniMed公司用于糖尿病治疗的 507 型产品，现在可随身携带而不影响大多数日常生活，甚至可带着输液器洗澡或游泳<sup>[19]</sup>。

**智能化：**随着医疗水平的发展，人们希望医疗设备本身能够具有较高的智能化，不需要护理人员的复杂操作，而是通过医疗器械上的传感器自动感应病人的身体状况，自动控制设备的运行。对输液器亦是如此，如对糖尿病患者而言，可在病人皮下植入连续血糖测量系统，该系统包括一个小型传感器，它每隔一段时间检测皮下体液并获得血糖数据。当血糖过高时，系统将发出警报。输液器根据血糖传感器测得糖尿病患者的血糖水平，然后自动控制输液器向患者体内注射胰岛素的量，真正实现智能输送<sup>[20]</sup>。

**低成本化：**目前的输液器产品，功能已基本上可以满足临床需要。但产品价格昂贵，即使是价格稍低的国内产品，一台也要 1.5~2 万，难以被大多数的消费群体接受，不易普及，应用范围窄。因而无论对于希望获取利润的企业还是对于有使用需要的病人来说，如何在保证系统功能和精度满足需要，使用安全方便的基础上，减少输液器产品的成本，都是目前迫切需要解决的问题。

**人性化：**功能智能化，操作人性化，是人们对产品的普遍要求。目前各智能输液器生产厂商，除了提高产品的性能，也在产品的人性化上大下功夫：操作简单明了；通过按键互锁、信息提示或操作确认等方式，避免使用者因为误按键而产生输液异常，提高使用的安全性；操作界面美观，提示声音多样、悦耳，报警声音易于引起人们的注意等<sup>[21, 22]</sup>。

## 1.4 课题主要研究内容

综上分析，本课题的主要任务就是要以较低的成本实现输液器的基本功能和必要的输液精度的要求：

1) 气泡检测装置的研制 作为医疗设备，在输液过程中决不允许有气泡随药液进入病人体内，由于用于微小气泡检测的传感器产品非常昂贵，为降低系统成本，在课题中要自行研制只接触输液管壁即可检测气泡的气泡探测器，对输液过程进行实时地监测，保证输液的安全性。这是设计的重点和难点。

2) 输液器动力装置研制 输液器动力装置结构上主要包括输液泵和驱动电动机两部分，国内外输液泵产品按照工作原理可以分为两种：一种推挤式，即将药液注入系统的容器中，通过类似活塞的推挤运动将药液向前移动；另一种是挤压式，即利用泵体对输液管的挤压为药液的输送提供动力。为提高使用的方便性，选择挤压式输液泵。课题中以电动机的驱动为重点，输液泵则在已有泵体的基础上进行改进。要求该装置能够满足控制精度和稳定性需要、输液过程平稳、脉动小，易于控制、成本低廉。

3) 辅助功能设计 考虑便携式电子设备的特点，设计性价比较高的人性化的辅助功能。如设计控制键盘和 LCD 显示功能，方便使用者控制输液器的运行和设置输液速度和输液量参数；为保证系统的安全性和可靠性，对电源电压进行监测；在输液过程中出现异常情况时能够通过声音和 LED 灯发出报警；参数设置记忆功能避免用户重复设置同一输液参数，

4) 实验分析 完成输液器系统实验，通过对实验数据的分析，分析影响系统性能的因素，改进设计不足，使系统最终满足设计要求。

## 第2章 气泡监测方法的研究与实现

### 2.1 气泡监测方案选择

在静脉输液过程中，如果因为药液温度与室内温度相差较大等原因而产生的气泡或药液走空未被及时发现时，空气就会随药液的流动进入到人体，对人体产生一定的作用。若进入空气量小，则会分散到毛细血管，与血红蛋白结合，或弥散至肺泡，随呼吸排出体外，不会对人体造成损害；但当进入的空气量大且比较迅速时，则进入的空气会由于心脏的收缩，而受到心脏收缩力的冲击，形成无数的小气泡，妨碍静脉血液向心脏的回流和向肺动脉的输入，造成严重的循环阻塞，加之还有一部分气体进入了肺动脉，造成肺动脉的空气栓塞，致使患者出现呼吸困难、咳嗽，胸部发紧，气喘和紫绀等症状，甚至危及患者生命<sup>[23]</sup>。因此在输液过程中对输液管内的空气检测非常重要，而普通输液器在输液过程中不能实现实时检测，因此增加了医护人员的工作量，也比较容易引发危险。所以研究自动检测输液过程中输液管内存在的危险气泡的方法和装置具有重要的应用价值。

一般输液过程中缓慢产生的气泡是微小气泡，气泡数量较少时，一般粘贴在软管内壁上不动，有时气泡数量较多，会逐步被合并成 4~5mm长的小气栓，后随药液流动。因而输液过程中危险的气泡是以气栓的形式存在的，如图 2-1所示。



图2-1 输液管中的气栓

Fig.2-1 air embolism in transfusion pipe

参考护理资料，正常成人可忍受输入的空气临界量约为50ml，这是指集中输入大段空气栓的量，重症患者输入超过10 ml就会有危险。为满足安全、可靠的要求，设计的气泡探测器应满足以下要求：

- 1) 能够对体积大于 0.3ml 的单个气泡直接报警、处理；

- 2) 能够对体积大于 0.02ml 的气泡累积体积, 当达到 3ml 时报警处理;
- 3) 可以方便调整检测精度, 适应不同的使用条件;
- 4) 非接触式测量, 保证输液过程中药液不会被污染;

目前, 人们常用的非接触的空气检测的方法主要有以下三种: 光电式检测法、电容式检测法、超声波式检测法。

### 2.1.1 电容式检测法

电容式检测法是根据电容式传感器的工作原理, 通过将被测量的变化转换为电容量的变化的方法来实现。

若不考虑边缘效应, 已知  $\epsilon_0$  为真空介电常数;  $\epsilon_r$  为极板间介质相对介电常数;  $A$  为电容极板面积;  $D$  为极板间的距离, 则平行板电容器的电容量  $C$  为

$$C = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r A}{D} \quad (2-1)$$

保持  $A$  和  $D$  不变, 则电容量  $C$  只与  $\epsilon_r$  有关, 因为各种介质的相对介电常数不同, 所以若电容器两极板间的介质不同, 电容器的电容量也不同, 根据这一原理, 可以在输液管外壁两侧放置一对电容极板, 当输液管内存在空气时, 极板间的相对介电常数  $\epsilon_r$  发生变化, 电容量也随之改变, 对两极板间电容量的变化情况进行测量, 就可检测出输液管内是否存在空气<sup>[24]</sup>。

由电容传感器的工作原理可知, 电容式检测法属于“被动式”检测方法, 其检测方式和结果依赖于被测物体本身, 而检测结果无法说明产生此结果的被测物体的真实情况, 所以该方法不能通过改变电容传感器的自身参数来控制检测精度<sup>[25]</sup>。另外, 对于电容传感器来说, 其输出阻抗高, 负载能力差, 易受外界干扰而产生不稳定现象。由上可见, 电容式检测法虽然能检测出输液管内空气的有无, 但不能控制检测精度, 而且容易受到干扰, 因此该方法的检测效果不理想, 不是最佳方法<sup>[26]</sup>。

### 2.1.2 光电式检测法

光电式检测法的理论基础是光电元件的光电效应, 利用光照特性曲线线性度较好的光敏晶体管的光生伏特效应来实现。

输液过程中, 入射光透过输液管照射到光敏晶体管上, 使其产生光生电压, 当入射光的强度发生变化时, 所产生的光生电压也随之变化, 根据其伏安特性可以得到光生电压与光照强度的关系。

由于不同的管内介质对光的吸收程度不同，使光敏晶体管所接收到的光照强度也随之改变，因此当输液管内存在空气时，光敏晶体管接收到的光照强度与没有空气时相比会发生变化，从而引起输出电压的变化。利用这一原理可以区别出管内不同的介质，从而检测出输液管内的空气。

但因为输液管内无色透明液体对光的吸收程度与空气对光的吸收程度相比相差无几，因此光电式检测法只对血液或有色药液与空气的区别比较明显，而对于无色透明药液与空气的区别很不明显，此时光敏晶体管输出电压的变化很小，导致输液管内的空气很难被检测出。

而且即便是检测血液或有色药液中的空气，若气泡较小，被周围液体所包围，则光敏晶体管接收到的光照强度几乎没有变化，也无法检测出气泡。若连续多个小气泡由于没有被检测出而进入人体，当达到一定量时就会危及患者的生命。

因此光电式检测法只能对输送血液或有色药液时输液管内的气栓进行检测，不适用于通常情况，局限性大。

### 2.1.3 超声波式检测法

超声波探测器由于具有高可靠性、强抗干扰能力而被广泛应用到医疗器械当中。超声波是一种能在空气、液体和固体中传播的高频弹性波，频率范围 $>20\text{KHz}$ ，波长短，具有很强的束射特性，因而具有很强的定向传播性和穿透性，传播能量大，由于超声波在介质中传播时，具有介质衰减的特性，因而可以用于探测管路中的气泡，这就类似于工业领域对管道内流体进行超声波异物检测或探伤。

按照引起声强衰减的不同，可把超声波衰减分为以下三种类型：扩散衰减、吸收衰减、散射衰减：

1) 扩散衰减：是指超声波在传播过程中，由于波束的扩散，使超声波的能量随距离增加而逐渐减弱的现象。超声波的扩散衰减仅取决于波阵面的形状，与介质的性质无关；

2) 吸收衰减：是指超声波在介质中传播时，由于介质中质点间内磨擦（即粘滞性）和热传导引起超声波的衰减，气体介质衰减最小，液体次之，固体最小；

3) 散射衰减：是指超声波在介质中传播时，遇到声阻抗不同的界面产生散乱反射引起衰减的现象，又称反射衰减。散射衰减与材质的晶粒密切相关，

当材质晶粒粗大时，散射衰减严重<sup>[27]</sup>。

对于输液过程中的空气监测，主要考虑散射衰减和吸收衰减。当超声平面波从声特性阻抗为  $Z_1$  的介质 I 垂直入射到声特性阻抗为  $Z_2$  的介质 II 中时，其能量在分界面上会发生反射和透射，其声强反射系数  $R$  和声强透射系数  $T$  分别为

$$R = \frac{I_r}{I_0} = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (2-2)$$

$$T = \frac{I_t}{I_0} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (2-3)$$

式中  $I_0$ ——入射波声强；

$I_r$ ——反射波声强；

$I_t$ ——透射波声强；

由此可见，超声平面波在分界面上垂直入射时，反射波与透射波能量的大小仅取决于介质的声特性阻抗。

由参考文献[28]知，水的声特性阻抗为  $1.5 \times 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ ，空气的声特性阻抗为  $430 \text{ kg/m}^2\text{s}$ ，则超声波由水入射到空气中的声强反射系数  $R$  和声强透射系数  $T$  分别为

$$R = \frac{I_r}{I_0} = \left( \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 = \left( \frac{430 - 1.5 \times 10^6}{430 + 1.5 \times 10^6} \right)^2 \approx 0.999 \quad (2-4)$$

$$T = \frac{I_t}{I_0} = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} = \frac{4 \times 1.5 \times 10^6 \times 430}{(1.5 \times 10^6 + 430)^2} \approx 0.001 \quad (2-5)$$

由计算结果可知，当超声波从水入射到空气中时，其能量在分界面上几乎全部被反射，因而输液管中有无气泡时，接收端能量衰减相差很大。当超声波穿透介质，如果管道中充满液体时，发射的超声波衰减小，接收到的能量较多，为具有一定幅值的正弦波信号。一旦液体中有气泡出现，由于吸收衰减和散射衰减，接收到的正弦波的幅值也明显衰减。如果气泡足够大，超声波的能量大部分被气体吸收，只在气泡边缘产生绕射，形成声影，接收到的信号幅值将会衰减至很低值；如果连续气泡足够长，信号的幅值和频率将会发生明显的衰减。因此，通过对幅值的放大比较判断气泡的有无，通过发射和接收的频率比较判断气泡是否超过允许值，从而控制检测气泡大小的精度<sup>[29,30]</sup>。

超声波检测法不受液体的颜色和透明度以及输液管材料的限制，即使气泡较小被液体所包围，也能被检测出；另外由于超声波检测法属于“主动式”检

测方法，因此调整超声波传感器参数可以控制检测精度；抗干扰能力强。

综上所述，超声波检测法能够有效地检测出输液管内空气，而且通过改变超声波传感器相关参数能够控制检测精度，因此超声波传感器是输液气泡探测器的理想选择。

## 2.2 超声波气泡探测器的研制

### 2.2.1 超声波换能器的设计

超声波探头又称超声波换能器，是实现电能和声能相互转换的一种器件，其作用是发射和接收超声波。目前最常用的是压电式超声波探头，其物理基础是压电元件的压电效应和逆压电效应。检测过程中，将超音频脉冲电压加在超声波发射探头上，由于逆压电效应，压电晶片产生相同频率的机械振动，发射出超声波，超声波穿过介质到达接收端，由于压电效应，接收探头的压电晶片受迫振动产生相同频率的电信号。超声波探头是超声波传感器的重要组成部分，它的好坏直接影响最后的检测精度。

**2.2.1.1 检测方式选择** 超声波检测方式可以分成三种类型：反射型、透射型和发射接收分离型，如图 2-2 所示。

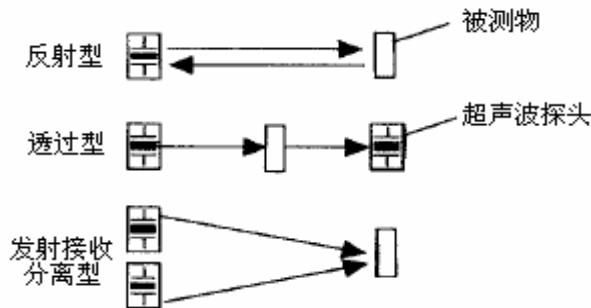


图2-2 超声波检测方式

Fig.2-2 Ultrasonic test manners

由于反射型和分离式反射型两种检测方式存在检测盲区并且会受到近场效应的影响，因此不适合超声波探头与被测物体距离较近情况下的使用，而且输液管为圆柱体，其反射效果不理想，因此应选择透射型检测方式来检测液管内的空气。透射型检测方式可以采用连续波或脉冲波作为发射波，由于使用连续波时可能会产生驻波，引起透射能量的变化，因此选用脉冲波作为发射波，这样不但能够增强抗干扰能力，而且可以显著提高检测的分辨率。

**2.2.1.2 结构设计** 由文献[31], 参考超声无损检测中的探头结构, 设计超声波气泡探测器的探头结构如图 2-3所示, 主要包括以下几个主要部分:

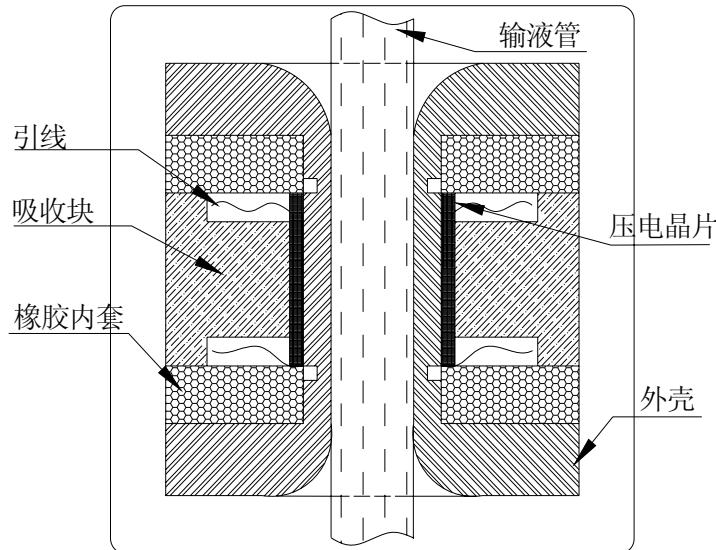


图 2-3 超声波气泡探测器结构示意图

Fig. 2-3 Sketch map of ultrasonic air detector structure

1) 压电晶片 这是探头中最关键的部件。压电晶片可由不同的材料制成, 设计中选择目前应用最广泛的, 性价比较高的压电陶瓷晶片。为了更精确的测量空气量, 应使超声波的声束指向角尽可能小, 指向角的大小与压电晶片的尺寸成正比, 因此选择小尺寸方形压电晶片。在压电晶片的两侧通过涂银引出正、负极的引线, 正极为发射面。

2) 吸收块 又称为背衬材料, 一片振动的压电晶片在除去外力后仍要经过多次振动才会停止, 这就会使超声波的脉冲变宽, 从而有损于探头的分辨力。为了使压电晶片在电脉冲结束后能够很快停止振动, 设计中在压电晶片的负极加高阻抗、高衰减的吸收块来吸收声能量。吸收块主要通过两个方面吸收声能: 其一是通过某些吸收系数较大的材料, 用它的内耗来耗损声能; 其二是考虑在吸收块中加入一定的质点, 使声波发生漫反射而使声能损耗。吸收块由环氧树脂、硬化剂、增塑剂、橡胶液和 120 目钨粉等材料配比后浇铸而成。

3) 外壳 为了避免探头被药液污染, 方便输液管的安装, 设计中采用耐磨、耐热、抗电磁干扰能力较好的 ABS 工程塑料制成外壳实现探头的封装。压电晶片和外壳之间利用粘性的环氧树脂粘结, 同时也能够起到真空除气的作用。因为透射型检测方式对超声波发射探头和接收探头的相对位置要求较高,

应保证两者同轴相对。同时，检测时超声波探头与输液管外壁之间不能存在空隙，应直接接触，否则将大大降低接收效果，因此，发射探头和接受探头的间距稍小于输液管的外径，使探头和输液管能够紧密接触。

4) 橡胶内套 这个弹性材料是用来保护超声波探头外壳的，也保证超声波不会通过壳体直接传到接收端而影响探头的灵敏度。

由于压电晶片与工作对象媒质如水、空气、人体组织之间的声阻抗差异较大，这种显著的阻抗差异会降低界面透射系数，使接受端的能量产生较大衰减。通常医用的超声波探头会在压电晶片和工作介质之间加上声阻抗匹配层，用以实现声阻抗的过渡或匹配。由于气泡探测器是利用有无气泡而引起的接受端的信号幅值差来检测危险气泡，只要能够保证有足够的幅值差，就不会影响对气泡的检测，因而对于接收信号幅值的大小并不是要求很高，能够不被电路的干扰影响即可，故此对声阻抗匹配的要求不是很高。用于粘结压电晶片的环氧树脂本身就是一种常用的声阻抗匹配材料，其声阻抗介于压电晶片和药液之间，可以起到匹配层的作用。参考现有的理论分析和工程实践，取匹配层的厚度为 $\lambda/4$ ，由“四分之一波长”理论，此时能够取得最佳的发射和接收效果。

**2.2.1.3 频率选择** 根据设计要求，需要检测的最小气泡的直径为2.84mm(0.02ml)。参考超声无损检测可知，当气泡尺寸小于超声波波长时，超声波会绕射而过，不会被反射，气泡对超声波的传播没有影响。因此，为了保证能检测到气泡的存在，若气泡半径为 $D$ ，超声波波长为 $\lambda$ ，则应满足 $D \geq \lambda$ 。

由文献[32]可知，当气泡尺寸大于超声波波长时，由于存在介质的吸收衰减和散射衰减，气泡对超声波的传播产生阻碍作用，声场能量在气泡后面严重衰减，形成声影区，如图 2-4所示。由于超声波在气泡边缘发生绕射，在气泡后 $S_0$ 的距离内，声影是不缩小的，其值为

$$S_0 = \frac{D^2}{4\lambda} \quad (2-6)$$

在 $S_0$ 后声影会偏转一个角度 $\alpha$ ，而后逐渐减小，声影变为一点时的最大距离 $S_l$ 为灵敏度的极限值， $\alpha$ 角可用下式计算

$$\sin \theta = 1.22 \frac{\lambda}{D} \quad (2-7)$$

最大距离 $S_l$ 的计算公式为

$$S_l = S_0 + \frac{D}{2\tan \theta} \quad (2-8)$$

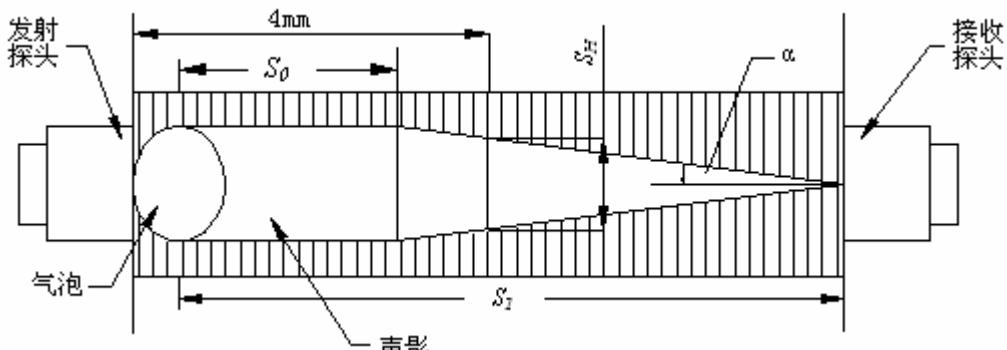


图2-4 声影示意图

Fig. 2-4 Sketch map of sound shadow

距离发射端 4mm 处声影的宽度  $S_H$  为：

$$S_H = D \cdot \frac{S_1 - 2.5}{S_1 - S_0} \quad (2-9)$$

超声波气泡探测器依靠接收能量大小的变化判断气泡的有无，为提高检测的可靠性，避免误判现象出现，应保证有无气泡时，接收信号的幅值具有明显的变化，比较器能够有较宽的参考电压范围。因此，将超声波探头的接收端置于灵敏度的极限点之前，有气泡时接收信号的能量小于或等于无气泡时的一半。考虑压电晶片的尺寸为  $4 \times 4\text{mm}^2$ ，在  $S_H \geq 2\text{mm}$  处放置探头。

表 2-1 给出了检测超声探头常用频率对应的声影区  $S_0$ 、 $S_1$  及距离超声发射端 4mm（输液管的外径）处  $S_H$  的理论计算值，设超声波在水中的传播速度为 1500m/s。目前通常选择频率为 1~4MHz 的超声用于检测。

表 2-1 不同频率对应的声影区参数

Table. 2-1 Parameters of sound shadow with various frequents

频率 f (MHz)	1	1.5	2	2.5	4
波长 $\lambda$ (mm)	1.5	1	0.75	0.6	0.375
$S_0$ (mm)	1.42	2.13	2.84	3.55	5.68
$S_1$ (mm)	3.105	5.113	7.02	8.88	14.38
$S_H$ (mm)	1.02	1.98	2.84	2.84	2.84

由上可知，频率越高，声影区的范围也越大， $S_H$  的值越大。当频率大于 2MHz 时， $S_H \geq 2\text{mm}$ 。由超声波理论可知，频率越高，波长越小，扩散角越小，声束的指向性越好，超声波发射能量也就相对集中，检测灵敏度较好。因

此，较高的频率能发现较小的气泡。但是，频率过高也有其不利的一面，随着频率的提高，超声波在传播过程中的衰减量增大(同一介质)，声能量的损失增加。同时，从信号的后续处理角度考虑，信号频率越高，越不易处理，对处理芯片的要求也越高，相应的价格和成本也就越高。

综上所述，应当选择合适的工作频率，采取多方兼顾的原则，考虑到检测精度和超声波换能器价格等因素，选择超声波的频率  $f=2\text{MHz}$ 。

**2.2.1.4 空化作用** 超声波空化作用是指存在于液体中的微气核（空化泡）在声波的作用下振动，当声压达到一定值时发生的生长和崩溃的动力学过程。当足够强的超声波作用于液体媒质时，若交变声压的幅值  $P_m$  大于液体中的静压力  $P_0$ ，则在声压的负压相(或称稀疏相)中，负压的峰值 ( $-P_m$ ) 不但可抵消静压力，还可在液体中形成局部性的负压作用区。当这一负压 ( $-P_m + P_0$ ) 足以克服液体分子之间的结合力(也称液体强度)时，液体将被拉断而形成空腔，即产生空化气泡。接着在声压的正压相(或称压缩相)到来时，空化气泡产生闭合与崩塌。在输液过程中进行气泡监测时，应避免因为空化作用而产生气泡，影响输液过程，为此需要确定用来检测的超声波是否会产生空化作用。影响超声波空化的因素主要有：

1) 超声波强度 超声波强度指单位面积上的超声功率，空化作用的产生与超声波强度有关。对于一般液体超声波强度增加时，空化强度增大，但达到一定值后，空化趋于饱和，此时再增加超声波强度则会产生大量无用气泡，从而增加了散射衰减，降低了空化强度。

2) 超声波频率 超声波频率越低，在液体中产生空化越容易。也就是说要引起空化，频率愈高，所需要的声强愈大。利用空化作用工作的超声波清洗通常采用的频率范围是  $20\sim40\text{ KHz}$ 。

3) 液体的表面张力与黏滞系数 液体的表面张力越大，空化强度越高，越不易于产生空化。黏滞系数大的液体难以产生空化泡，而且传播过程中损失也大，因此同样不易产生空化。

4) 液体的温度 液体温度越高，对空化的产生越有利，但是温度过高时，气泡中蒸汽压增大，因此气泡闭合时增强了缓冲作用而使空化减弱。一般水溶液的温度在  $40\text{ }^{\circ}\text{C}$  左右时空化效果最好，有机溶剂则控制在  $60\sim75\text{ }^{\circ}\text{C}$  之间。

将液体产生空化所需的最低声压或声强，称为空化阈值。当超声波声强大于空化阈值时，则产生空化作用；反之，可忽略空化作用影响。目前，还没有便于应用的准确的空化阈值的计算式，主要是来自于实验的经验值或经验公式。据测，普通水在  $25\text{ }^{\circ}\text{C}$  室温下，超声波频率在  $15\text{KHz}$  时需要产生的声强只

需  $0.16\sim2.6\text{W/cm}^2$ , 而频率在  $500\text{KHz}$  所需要的声强为  $100\sim400\text{ W/cm}^2$ <sup>[33]</sup>。考虑以下因素: 1) 通常的药液比普通水纯净, 水中的微气核较少, 难以形成空化作用; 2) 选择的是频率为  $2\text{MHz}$  的超声波探头, 频率非常高, 空化阈值将远远大于  $100\text{ W/cm}^2$ ; 3) 输液过程中温度一般不会超过  $20^\circ\text{C}$ ; 4) 换能器采用脉冲波, 能够有效地提高空化阈值; 5) 设计中超声波的驱动脉冲电压为- $5\sim+12\text{V}$ , 平均驱动电压为  $8.5\text{V}$ , 平均驱动电流为  $40\text{mA}$ , 超声波换能器电源功率为  $0.34\text{W}$ , 因为超声波换能器一定小于 1, 因而声功率小于  $0.34\text{W}$ , 考虑压电晶片的发射面的面积为  $16\text{cm}^2$ , 则超声波发射声强小于  $0.022\text{ W/cm}^2$ 。由上可见, 用于检测的超声波声强远远小于空化阈值, 因而不会存在空化问题。实际上在一般的超声波检测中, 空化作用基本可以忽略, 只有当超声波功率应用的场合才需要考虑空化作用的影响。

### 2.2.2 超声波气泡探测器硬件电路设计

根据超声波传感器的发射接收原理，其硬件电路高频脉冲调制，接收端信号处理，逻辑判断几部分，其原理框图如图 2-5所示：高频脉冲产生频率合适的振荡脉冲，驱动超声波换能器的发射端；信号处理电路由放大器，整形滤波电路，比较器组成，对接收端接收到的微弱信号进行相应处理；逻辑判断电路的作用是判断气泡的大小，实现检测精度的控制。

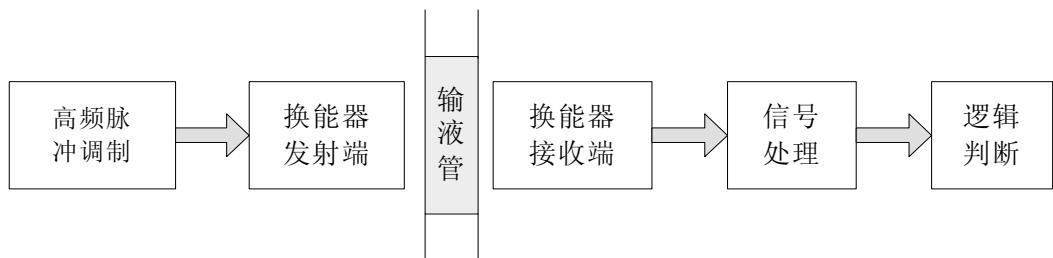


图 2-5 超声波气泡探测器电路原理图

Fig. 2-5 Principle circuit of ultrasonic air detector

**2.2.2.1 高频脉冲调制** 超声波探头的驱动脉冲波形可分为连续波和脉冲波两种形式，在理论推导计算时通常采用连续波，但在实际中经常使用的是持续时间很短的脉冲波。这不但有利于更好识别来自各种目标或边界的回波信号，增强抗干扰能力；而且可以显著提高超声检测的分辨力。同时，又大大减少了总的声功率，可提高脉冲波的空化阈值，即提高声源的无空化输出强度<sup>[34]</sup>。设计中选择用 25KHz的连续波来调制 2MHz的连续波，将调制后的脉冲波作为驱动脉冲。具体电路如图 2-6所示。

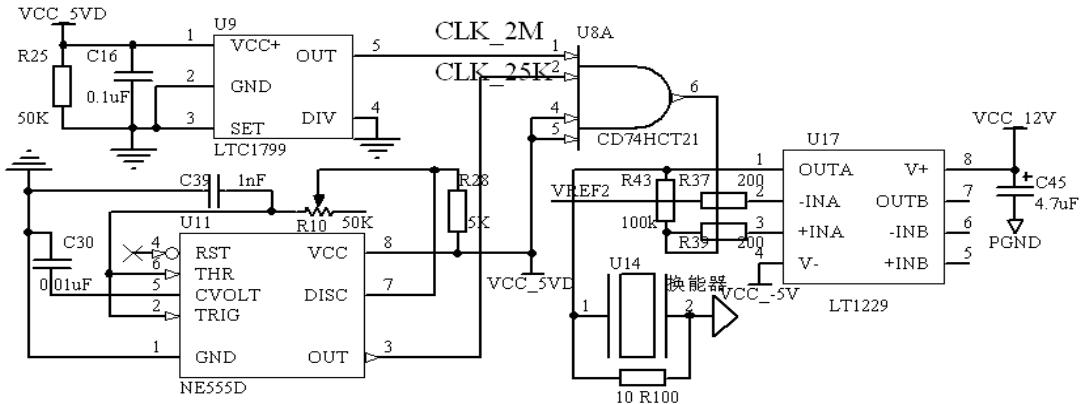


图 2-6 高频脉冲调制电路原理图

Fig. 2-6 Circuit sketch for modulating of high frequent

通常产生方波信号的方法主要有 555 定时电路和晶体振荡器、陶瓷共鸣器等。555 定时器构成脉冲发生器是一种经典的可调的脉冲发生电路，电路简单，参数调节方便，波形较好且成本低廉；用晶体振荡器、陶瓷共鸣器等器件，虽然所产生的频率比较精确，但成本高、电路体积比较大。

设计中 25KHz 的连续波采用低成本的 555 定时器实现。振荡周期  $T$  为 40us。通过外接的  $C_{39}$ ,  $R_{10}$ ,  $R_{28}$  可以调节振荡周期  $T$ ，其关系式为

$$T = 0.7(R_{28} + 2R_{10})C_{39} \quad (2-10)$$

为得到近似 50% 的占空比，取  $C_{39}=1\text{nf}$ ,  $R_{28}=5.1\text{k}\Omega$ ,  $R_{10}$  为  $50\text{k}\Omega$  的可变电阻器，经计算，实际阻值大致为  $26\text{k}\Omega$  时，占空比为

$$\text{占空比} = \frac{R_{28} + R_{10}}{R_{28} + 2R_{10}} = 54.4\% \quad (2-11)$$

由于 555 定时器能够产生完整波形的上限为 500KHz，因而 2MHz 的连续波不能用它实现，设计中使用凌特公司的电阻可编程晶振 LTC1799 产生 2MHz 的连续波。LTC1799 是一个精密的低功率振荡器，它的输出频率  $f_{osc}$  可在  $1\text{kHz} \sim 30\text{MHz}$  的范围内灵活变化，功耗低，体积小。为保证振荡器频率的稳定性，输出频率调节电阻采用精度为千分之一的  $50\text{k}\Omega$  精密金属膜电阻。

25KHz 的连续波对 2MHz 的连续波的调制通过高速的与门 CD74HCT21 实现。产生的脉冲波形如图：

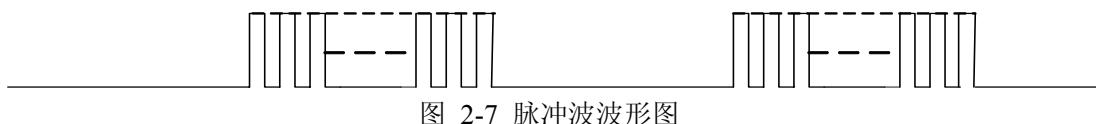


图 2-7 脉冲波波形图

Fig. 2-7 Wave of impulse wave

由于探头的驱动电流较大，与门 CD74HCT21 的输出电流无法满足需要，同时产生的脉冲电压为 0/5V，不是很理想。设计中选用视频放大器 LT1229 做功率比较器，LT1229 是一种低成本的高速放大器，高阻抗，带宽较大，转换速率高，电源范围宽，驱动电流的典型值为 65mA。其输入为与门 CD74HCT21 输出的 0/5V 的脉冲，输出为-5/+12V 的脉冲，同时提高了输出电流。

**2. 2. 2. 2 信号处理** 由于接收到是幅值较小的正弦信号，为后续处理的方便，需要对信号进行放大、整形。对于信号的放大，采用高速视频放大器LT1229，其输入失调电压很小（ $\pm 3\text{mV}$ ），增益偏差为 0.04%，相位偏差仅为  $0.1^\circ$ ，具体电路如图 2-8所示。

为便于进行逻辑判断,设计中采用高速集成电压比较器LP306将放大后的正弦波转换为方波。LP306是一种高速差动比较器,工作电压范围宽(±12V),响应速度快,典型响应时间为28ns,可以直接驱动5V逻辑信号,具有短路和冲击电流保护。

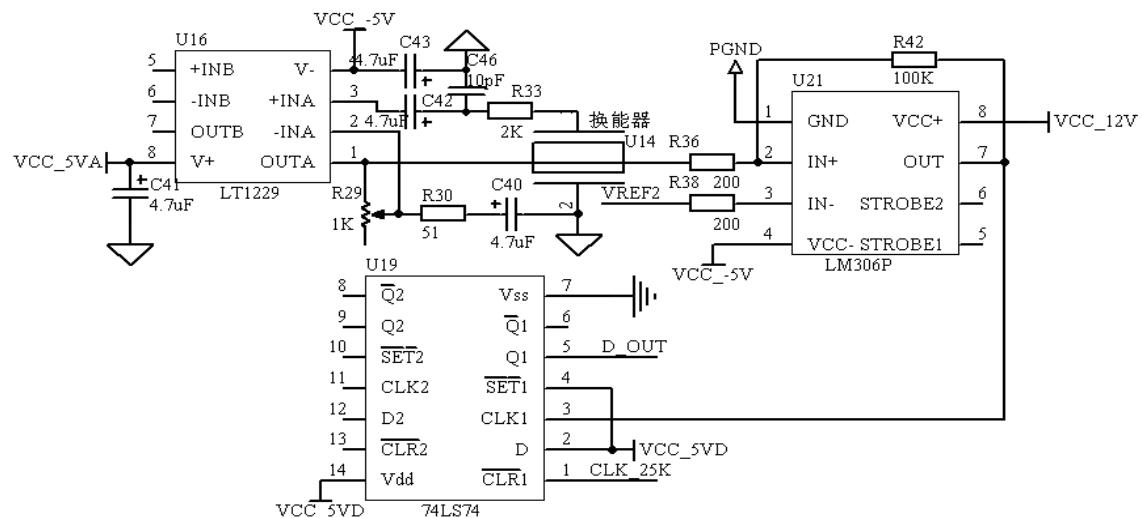


图 2-8 信号处理电路原理图

Fig. 2-8 Circuit sketch of signal disposing

按照设计的输液速度和检测精度，当输液管出现可检测到的气泡时，LP306 的输出信号将在相当长的时间内呈现低电平状态，即对于整形后由的 25KHz 和 2MHz 两种连续波构成的脉冲波，将分别出现  $N$  个和  $40N$  个周期的连续低电平，由于  $N$  较大，因此只需判断 25MHz 的连续波是否有  $N$  个周期的连续低电平即可。

故此在设计中采用 D 触发器 SN74HC74 将脉冲波转换为 25KHz 连续波。SN74HC74 是一种高速的边沿触发 D 触发器，时钟频率典型值为 25MHz，低电平异步复位方式。

**2.2.2.3 逻辑判断电路设计及检测精度控制** 按照设计的要求，逻辑判断电路的主要工作是：当输液管中出现较大的气泡时，如果逻辑判断电路输入的脉冲连续多个周期内一直为低电平的时间超过设定值，产生报警触发；当输液管中出现多个较小气泡时，逻辑判断电路可以判断出气泡的存在，并能够对这些气泡进行累计，当累积气泡体积超过设定值时，产生报警触发。利用 C8051F005 单片机的定时器 T1, T2, T3 可以实现该功能。

定时器 T2 的自动重装载方式下，当计数器/定时器寄存器发生溢出时，定时器溢出标志 TF2 置‘1’。如果中断被允许，将产生一个中断。溢出时，两个捕捉寄存器（RCAP2H, RCAP2L）中的 16 位计数初值被自动装入到计数器/定时器寄存器，定时器重新开始计数。定时器 T2 既可以选择系统时钟也可以选择外部输入引脚上的电平变化作为其时钟源，由 C/T2 位指定。如果 EXEN2 位被设置为逻辑 1，T2EX 上的负跳变将导致定时器 T2 被重新装载。定时器 T2 的工作原理如图 2-9 所示。

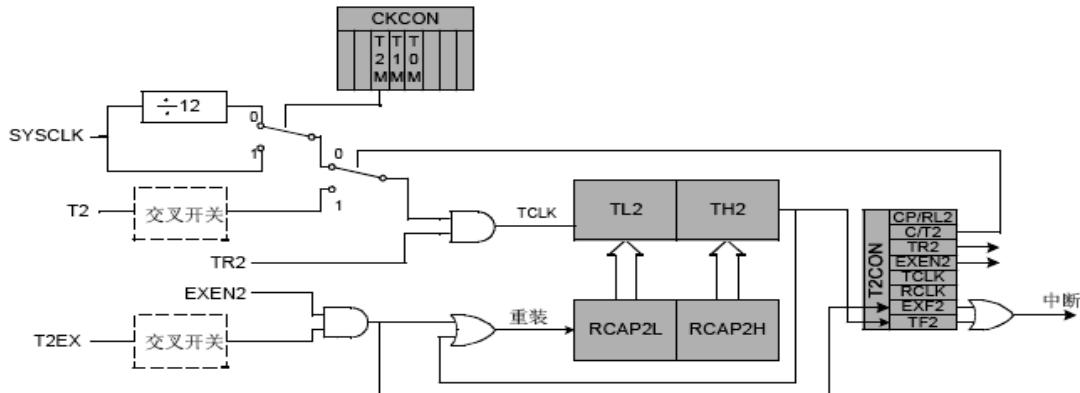


图 2-9 T2 的自动重载方式原理图

Fig.2-9 Sketch of auto reloading mode of T2

将 D 触发器 SN74HC164 的输出连接到 T2EX 上，作为定时器 2 的重载触发源，选择系统时钟的 12 分频作为其时钟源。当输液管内没有气泡或气泡的大小对人体没有影响时，D 触发器的输出信号使 T2 在溢出之前重新装载，溢出标志 TF2 为‘0’；当出现对人体有影响的气泡时，D 触发器的输出信号将持续为低电平一段时间，T2 由于不能及时重新装载而产生溢出，溢出标志 TF2 为高电平‘1’，从而实现气泡有无的逻辑判断。定时器 T3 总是被配置为

自动重装载方式定时器，重载值保存在 TMR3RLL（低字节）和 TMR3RLH（高字节）中，其基本工作原理同定时器 T2 的自动重装载方式相同。

如果设置定时器 T1 为 16 位定时器方式，选择外部输入引脚上的电平变化作为其时钟源，利用定时器 T3 或 T2 的中断输出作为定时器 T1 的外部时钟输入引脚，则可以通过设置定时器 T1 寄存器不同的初值，设定多个小气泡累积体积的限制值，控制检测的精度。该方法可以方便控制检测精度，减少电路体积，提高抗干扰能力<sup>[35]</sup>。

### 2.2.3 超声波气泡探测器程序设计

为控制超声波气泡探测器的检测精度，需要控制定时器 T1、T2、T3 寄存器的初始值。按照气泡的速度和药液的流速一致计算，则输液速度最大时，气泡通过超声波探头的时间最小，其它条件相同的情况下，此时能够检测到的气泡尺寸最小。由  $V \cdot S \leq 10\text{ml/min}$ ,  $S=7.06\text{cm}^2$ , 可得:  $V \leq 23.5\text{mm/s}$

参考频率选择的计算，为保证检测的可靠性，假设能够检测到的最小气泡完全在在超声波探头内时，能够引起电平的变化。则 0.02ml 大小的气泡（按照气栓折算长度为 2.84mm）通过探头时能够被检测到的最短有效时间为

$$t_1 = \frac{4 - 2.84}{23.5} = 49362 \mu\text{s} \quad (2-12)$$

同理：0.3ml 大小的气泡（按照气栓折算长度为 42.4mm）通过探头的时间  $t_2$  为 1732766μs。即输液管中出现 0.02ml 和 0.3ml 大小的气泡时，D 触发器低电平的持续时间分别为 49362μs 和 1732766μs。程序流程图如图 2-10 所示。

定时器 T2、T3 均采用系统时钟 (6MHz) 12 分频作为时钟基准，则定时器的计数脉冲的周期为 2μs，定时器 T2、T3 的最大定时周期为 131072μs。定时器 T3 用作多个小气泡的检测，允许一定的偏差，取定时器 T3 的定时周期为 10000μs，即理论初始值为 15536；定时器 T2 用作较大气泡的检测，由于  $t_2$  大于其最大定时周期，故需要在程序中设定一循环控制变量 K 来延长长时间，取 K=15，则可以得到最大的定时周期为 1966080，满足要求，此时定时器 T2 的理论初始值为 7777。

定时器 T3 溢出时，使定时器 T1 的外部计数引脚产生一个一定周期的脉冲。定时器 T1 采用外部时钟源，累计大于 0.02ml 的气泡，当累积气泡体积达到 3ml 时，触发报警，则定时器 T1 在接收到 75 个外部时钟后溢出，其寄存器理论初始值为 65461。

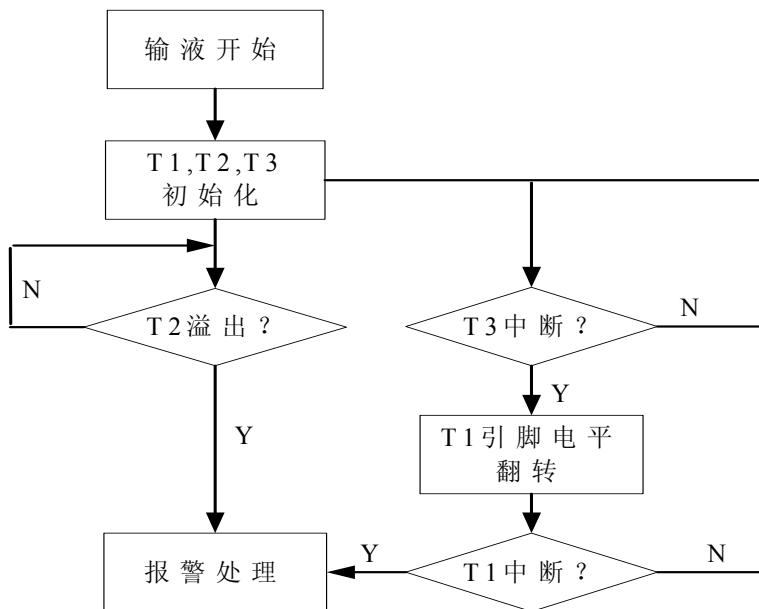


图 2-10 超声波气泡探测器程序流程图

Fig. 2-10 Program flowchart of ultrasonic air bubble detector

程序中需要注意以下几点：

- 1) 因为排空时，输液管中有空气是正常的，为此设置排空标志位 *PK\_Flag*，当 *PK\_Flag* 为 ‘1’ 时，表明进行的是排空操作，并不进行气泡检测，避免误判；当输液停止时，气泡监测也停止；
- 2) 由于单片机是顺序执行，为保证工作时序，减轻 CPU 的工作负担，设计中尽量采用中断方式。定时器 T2 寄存器溢出和发生重新装载时，都会触发定时器 T2 的中断，若采用中断方式，中断服务程序会比较复杂，不适合对多个小气泡的判断，因而选择软件扫描方式，用于较大气泡的判断。而定时器 T3 只有寄存器溢出时，才会触发定时器 T3 的中断，适合于用中断方式对多个小气泡进行判断；

### 2.3 本章小结

在分析光电式、电容式和超声波式三种检测方法的基础上，确定采用超声波检测法来实现输液管内空气的检测；根据超声波检测法的工作原理，设计了超声波探头；按照输液管内空气检测的特殊要求，设计了超声波探头的高频脉冲驱动电路和信号处理电路；利用 C8051F005 单片机内部定时器，设计了逻辑判断电路和单片机程序，既实现了功能要求，又大大地减小了体积。

## 第3章 输液器动力装置设计

### 3.1 输液泵的选择及改进

在静脉输液应用中，指状蠕动泵在精度和线性度方面略优于盘状蠕动泵，但是它存在以下一些缺点：

- 1) 凸轮轴的设计和加工均比较困难，成本十分昂贵；
- 2) 结构仍然比较复杂，为了减少脉动而增多滑块将使泵的体积变大；

综合考虑性能和成本因素，设计中输液泵仍采用蠕动泵的工作原理，利用挤压输液管的方法进行输液。要求能够达到较好的液流线性度，较小的脉动，而且体积小，重量轻，结构简单，操作容易，安装输液管也很容易。

#### 3.1.1 盘状蠕动泵对输液脉动的影响分析

通过分析盘状蠕动泵的运转过程，可以发现，任意两个压头之间的液体是独立的，由于输液管本身有一定的强度和韧性，当其受到挤压发生弹性形变后恢复原形时，需要一段恢复时间，药液的流动受阻，而后压头向前移动，输液管逐渐恢复原形，阻力减小，药液得以通过。因而药液无法实现稳定流动，而是“一股一股的”，这就是采用输液泵输液时存在的脉动问题。由于输液管的弹性形变不可避免，因而脉动现象只能减小，不能消除<sup>[36]</sup>。脉动强弱的影响因素主要有以下几点：

- 1) 输液管的弹性大小 显然，输液管的弹性形变恢复越快，脉动越小，因此，现在大部分输液器都是使用弹性较好的橡胶管代替普通的塑料输液管；
- 2) 压头的尺寸大小 压头的尺寸越大，输液管发生形变的区域就越大，弹性恢复时间越长，脉动也就相对较大，不过压头尺寸也不宜太小，否则对输液管的损伤比较大，容易使输液管发生弯折，出现阻塞问题；
- 3) 压头的数目 脉动频率越大则蠕动泵的流量均匀性越好，当转速一定时，若增加挤压轮的数量，则在单位时间内发生脉动的次数会增加，即增大了脉动频率，能够改善输液流量的稳定性，对于病人来说，相邻两次的脉动时间变短，这样对人体产生的影响变小，因为心脏的跳动使血液在人体中的流动也是脉动的。因而适当增加压头的数目，有利于减小输液脉动的副作用。

### 3.1.2 输液泵的选择

由于输液泵不是设计的重点，仅仅是实验的需要，而单件加工的费用极高，考虑时间和工作量的因素，设计中不独立研制输液泵，而是选用DG-1型蠕动泵，如图3-1所示：

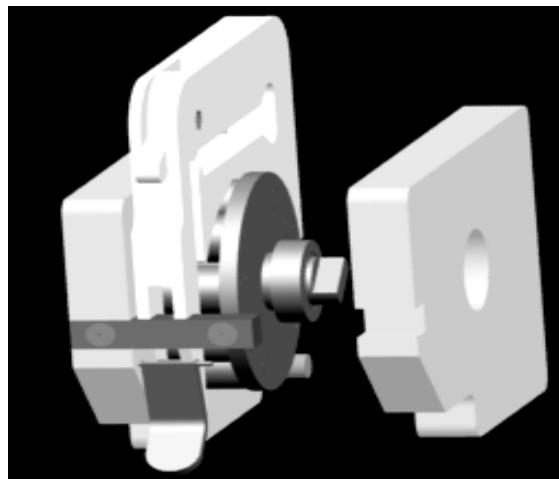


图3-1 DG-1 输液泵结构图

Fig.3-1 Structure of DG-1 transfusing pump

该泵与上述的盘型蠕动泵的结构类似，两个中心轮采用不锈钢材料，在中心处由转动轴连接，直径为42mm，直接与驱动电机相连；6个挤压头均匀分布在中心轮边缘，挤压头和两个中心轮由小转动轴连接，因而在输液过程中，除了中心轮的转动外，挤压头还会因为与输液管之间的摩擦而发生自转，将滑动摩擦转为滚动摩擦，可以减少摩擦阻力和输液管的损伤；压槽和外壳采用POM工程塑料制造，具有重量轻、强度高、耐磨损的特点，压槽为呈120°的弧形，有一定的凹陷，可以避免输液管受挤压时发生窜动，特别设计的棘轮可以调节输液管和挤压头的压紧程度，从而适应不同壁厚的输液管。它的特性参数如下：1) 压头数目为6个；2) 适应软管的内径为1~3.2mm，壁厚为0.6~1.2mm；3) 输液泵的流速的范围为0.006~24ml；(4)输液泵的重量为0.23kg。

DG-1型蠕动泵是一款性能较好，体积较小，重量较轻的蠕动泵，基本上能够满足设计要求。

### 3.1.3 输液泵的结构改进

为使输液时能够达到更好的输液精确性和脉动性，对输液泵的结构做了以下两点改进：

1) 增加压头的数目。由前可知，这样可以减小输液过程中脉动，但压头数目也不宜过多，否则两个压头之间的空间太小，无法输液，一般压头的数目不大于 12。输液过程中，同一瞬间挤压输液管的压头数目最好保持稳定。考虑压槽为呈  $120^\circ$  的弧形，12 个压头时，瞬时的压头数目在 4 和 5 之间变化，不是理想数目；11 个压头时，压头无法在中心轮上实现均匀分布，也不合适；10 个压头时，在压槽会一直保持有 4 个压头挤压输液管，满足要求。所以，设计中压头数目由原来的 6 个增加到 10 个<sup>[37]</sup>。如图 3-2 所示。

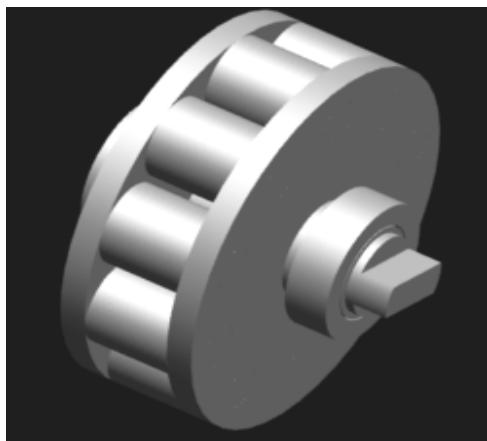


图3-2 改进后的转盘

Fig.3-2 Improved dial

2) 原来的压槽具有棘轮机构，可以调节输液管和挤压头之间的压紧程度，以达到最佳的输液效果，或是用于适应不同壁厚的输液管。棘轮的齿轮比较小，能够进行微小的调节，由于无法简单直观的看到调节结果，需用通过多次实验才能确定棘轮的理想调节程度。这对于输液泵的使用者来说，非常不方便，而且棘轮是竖直的，增加了输液泵的体积。可以将棘轮设计成水平的，能够减少输液泵占据的体积，同时将棘轮的齿位和不同型号（不同壁厚）的输液管对应，在棘轮上标明，这样使用方便，还不易出错。

### 3.2 输液器驱动系统硬件设计

与普通输液器利用重力实现输液不同，智能式输液泵通常用电机作为动力

源。电机运行的稳定性和精确性直接影响到输液效果，因此应合理选择驱动电机的类型及性能指标以满足输液需要。综合分析，选择输液泵的驱动电机时应考虑以下原则：

- 1) 能够精确控制输液量和输液速度，且实现容易；
- 2) 结构尺寸能够与输液泵正常配合；
- 3) 输出转矩能够驱动输液泵正常运行；
- 4) 性能价格比高，易购买。

### 3.2.1 驱动电机的选择

**3.2.1.1 电动机类型选择** 目前小功率的驱动电机主要有无刷直流电动机和步进电动机。步进电机是一种将电脉冲转化为角位移的执行机构。通俗一点讲，当步进驱动器接收到一个脉冲信号，它就驱动步进电机按设定的方向转动一个固定的角度（及步进角）。可以通过控制脉冲个数来控制角位移量，从而达到准确定位的目的；通过控制脉冲频率来控制电机转动的速度和加速度，从而达到调速的目的。与无刷直流电机相比较，步进电动机具有如下优势：

- 1) 步进电动机的角度与输入脉冲数严格成正比，因此，当它转一转后，没有累计误差，具有良好的跟随性；
- 2) 步进电动机的动态响应快，易于起停、正反转及变速；
- 3) 速度可在相当宽的范围内平滑调节，低速下仍能保证获得大转矩，因此，一般可以不用减速器而直接驱动负载；
- 4) 由步进电动机与驱动电路组成的开环数控系统，既非常简单，廉价，又非常可靠；

因此设计中选择步进电动机作为驱动电动机。近年来，随着混合式步进电动机技术的进一步成熟，其成本大幅度降低，凭借其高的性价比，现在混合式步进电动机已成为步进电动机的主流选择。为了保证输液过程平稳、精确，设计中选择步距角较小，输出转矩较大的混合式步进电动机<sup>[38]</sup>。

**3.2.1.2 电动机参数选择** 挤压轮挤压输液管时产生的摩擦力在转盘外圆切线方向上形成的力矩，是步进电动机需要承受的负载转矩。根据输液泵的结构，输液时，同一时间在压槽内将有 4 个压头挤压输液管，因而负载转矩是由这四个挤压轮产生的负载转矩之和。设每个压头受到的摩擦力为  $f_s$ ，根据测试，当输液管完全被压紧时，所受的压力  $F_N=9.55N$ ，塑料制品之间的摩擦系数为  $\mu=0.04-0.12$ ，为求得最大转矩，取  $\mu=0.12$ ，则

$$f_s = F_N * \mu = 9.55 * 0.12 = 1.146 \text{ N} \quad (3-1)$$

考虑转盘直径为  $D=21\text{mm}$ , 则由  $f_s$  产生的负载转矩  $T_l$  为

$$T_l = 4 * f_s * \frac{D}{2} = 4 * 1.146 * 0.021 = 0.0897 \text{ N}\cdot\text{m} = 0.923 \text{ Kg}\cdot\text{cm} \quad (3-2)$$

一般情况下, 步进电动机的最大静力矩应为负载转矩的 2-3 倍为好, 取最大静转矩为负载转矩的 3 倍, 则最大静转矩需要大于  $2.769 \text{ Kg}\cdot\text{cm}$ 。据此, 选择艾克斯的 42BYGH404 型电动机, 它的最大静转矩为  $2.9 \text{ Kg}\cdot\text{cm}$ , 能够顺利带动负载。42BYGH404 型步进电动机的参数如表 3-1 和表 3-2。

表3-1 42BYGH404 型步进电动机的电气参数

Table.3-1 Electrical parameters of 42BYGH404 stepping motor

产品型号	驱动系统	驱动器电压 (VDC)	步距角	相电阻 (Ohms)	电流 (A)	电感 (mH)	定位转矩 (g·cm)	最大静转矩 (g·cm)
42BYGH404	Unipolar	12	1.8	30	0.40	25	250	2900

表3-2 42BYGH404 型步进电动机的机械参数

Table.3-2 Mechanical parameters of 42BYGH404 stepping motor

产品型号	对角线螺孔距 (mm)	螺丝孔径 (mm)	轴径 (mm)	轴长 (mm)	电机外径 (mm)	电机身长 (mm)	重量 (kg)
42BYGH404	31	3	5	24	42	48	0.27

42BYGH404 型电动机的步距角为  $1.8^\circ$ , 驱动电压为  $12\text{V}$ , 相电流为  $0.4\text{mA}$ 。较小的步距角可以减轻输液速度低时, 由于步进电机转速过低造成的输液脉动。较高的驱动电压, 能够取得较快的响应速度, 同时在高速时可以取得较大的转矩; 较小的驱动电流, 在采用电池供电时, 同样容量电池的工作时间将会变长, 同时发热量会较小, 有利于驱动电路的长期工作。

为实现较好的连接, 将步进电动机的轴的伸出端铣出一个平面, 将铜套通过销钉固定在轴上。然后通过一个橡胶连接阀, 将铜套和输液泵连接起来。由于橡胶连接头具有一定的弹性, 可以在一定程度上缓和步进电动机产生的机械振动, 从而减少步进电动机对输液脉动的影响。

### 3.2.2 电机驱动电路的设计

从驱动电路的角度来看，对一台步进电动机的控制，就是按照一定顺序向多相线圈通电，对各相电流的控制以产生必要的转矩的问题。因此，就步进电动机控制而言，各相通电顺序的产生和电流波形的控制是主要问题，其次是一些保护问题。图 3-3 给出完整的步进电动机控制系统框图。

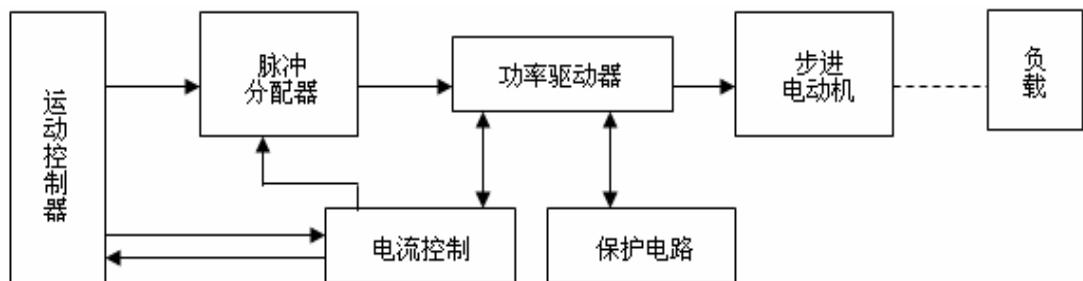


图3-3 步进电动机控制系统结构图

Fig.3-3 Structure of controlling system of stepping motor

**3.2.2.1 控制及驱动芯片选择** 自第一片八位单片机诞生，到现在 16 位、32 位等更高性能单片机的不断涌现，凭借其强大的性价比优势，单片机一直是嵌入式产品主要控制芯片之一。考虑系统的控制要求，设计中选择 C8051F005 单片机作为系统的运动控制器，该器件是完全集成的混合信号系统级 MCU 芯片，具有速度快，内部资源丰富，允许在系统调试等优点，是一种性价比很高的控制用芯片。

随着运动控制系统数字化到来，步进电动机的应用日益广泛。与之相适应，出现了大量适用于步进电动机控制的专用集成电路。如 PWM8713、L6506、TA7289、SAA1027、UC3517、L297 等。其中 L297 和 L298 构成的驱动集成电路，是一种经典的步进电动机控制电路，也是性价比较高的一种。设计中即采用 L297/L298 构成步进电动机的脉冲分配器和功率驱动器。

L297 采用模拟/数字电路兼容的 I<sub>2</sub>L 工艺，信号线全部是 TTL/CMOS 兼容。L297 的核心是脉冲分配器，适用于双极性两相步进电动机或单极性四相步进电动机的控制。它可以产生三种相序信号，对应于三种不同的工作方式：半步（HALF STEP）方式；基本步距（FULL STEP, 整步），一相励磁方式；基本步距，两相励磁方式。由于只需要从运动控制器接受脉冲、方向和模式输入信号，即可实现脉冲分配，因而由它构成的外围电路比较简单。

L298 是双H桥高电压大电流功率集成电路，可用来驱动继电器、线圈、直

流电动机和步进电机等感性负载。它接受标准TTL逻辑电平信号，最高驱动电压 46V、最高相电流 2.5A。相对于由分立的达林顿晶体管构成的功率放大电路，可靠性高，占空间少，应用十分灵活。同时，每个H桥下侧桥臂的晶体管发射极连在一起，其输出脚（1 和 15）用来连接电流检测电阻，可用于实现斩波控制<sup>[39]</sup>。

**3.2.2.2 硬件电路的实现** 从步进电动机的具体驱动电路图 3-4可以看出，单片机共需要输出 6 个控制信号分别是：驱动脉冲输入引脚SM\_CLK；异步复位信号引脚SM\_RST；转动方向控制引脚CW；工作方式控制引脚SM\_MODE；斩波控制的参考电压输入引脚DAC\_VREF2；驱动脉冲输出允许引脚SM\_EN。

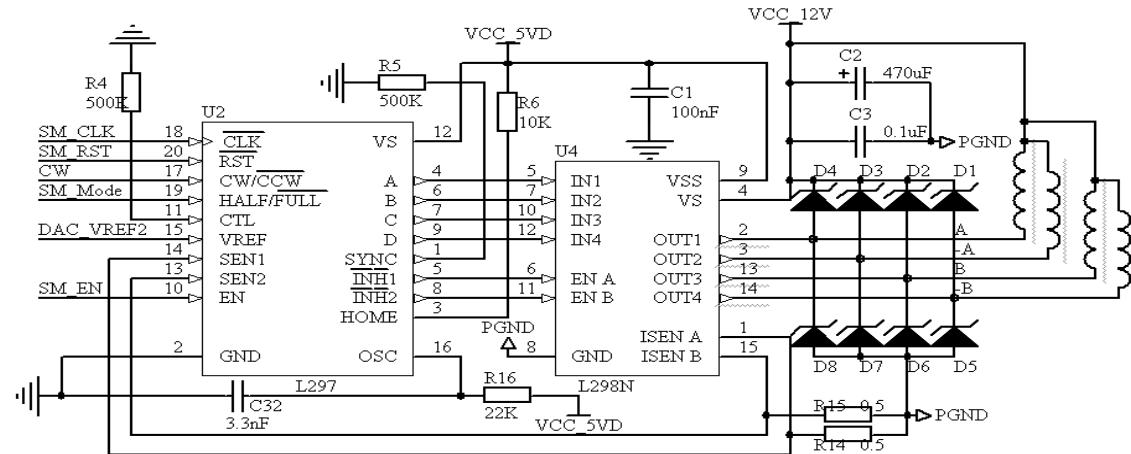


图3-4 步进电动机驱动电路原理图

Fig.3-4 Sketch of driving circuit of stepping motor

禁止信号  $\overline{INH1}$ （5 脚）和  $\overline{INH2}$ （8 脚）接 L298 使能输入端，其作用是使进入关断状态的相绕组电流快速衰减，从而加快电动机的响应。此时，电流采样电阻上不流过续流电流，可减少电阻上的功率；

设计中将 L298 的 ISEN\_A 和 ISEN\_B 引脚与 L297 的 SEN1 和 SEN2 引脚连接起来，将采样电阻  $R_{14}$  和  $R_{15}$ （采样电阻最大功率为 2W）上的电压送入 L297 斩波器的比较中，与单片机提供的参考电压 DAC\_VREF2 进行比较，实现斩波控制。恒流斩波驱动方式是在专用集成电路中最常见的获得高性能的方式。通常，步进电机使用较高电压电源，使绕组电流几乎直线上升到预定值，由电流检测去控制一个斩波控制电路，关断这绕组的功率开关，绕组电流在续流回路中续流并下降，下降至某一设定值或某一规定时间后，斩波控制又令主功率开关接通。如此反复控制，由功率开关的反复开关对绕组电流进行斩波控制，使电流平均值趋向于维持恒定。这种方式使步进电动机电流的大小和波形是可控的。

的，弥补了我们对步进电动机运动模型认识的不足，也补偿了由于制造的偏差和发热等因素引起的运行参数的改变，能够改善运行性能<sup>[40]</sup>。

功率驱动级的功率开关对大电感绕组线圈进行开关控制，还必须注意为开关关断时提供续流回路，以保护功率开关免受感应电动势尖峰电压的危害。电路中采用八个快速恢复二极管 FR207(二极管的最大电流和最大电压分别为 3A 和 400V)接通续流回路，防止出现二次击穿问题，起保护电路作用。

### 3.3 输液泵驱动系统程序设计

#### 3.3.1 步进电动机工作方式设定

42BYGH404 型步进电动机是四相步进电动机，按照通电顺序的不同，可以有单四拍，双四拍，和八拍工作方式。如果步距角太大，转速过低，步进电机容易产生振荡，影响输液效果。因此设计中选择八拍工作方式。即L297 处于半步工作模式(如图 3-5)，此时步进电机的步距角为 0.9°。步进电动机处于多相励磁方式，产生的电磁阻尼会削弱或消除步进电动机自身的振荡现象，有利于减少输液脉动；同时，由于每一相的通电时间延长了，电动机就能获得较多的能量，使高频时的输出转矩增加。

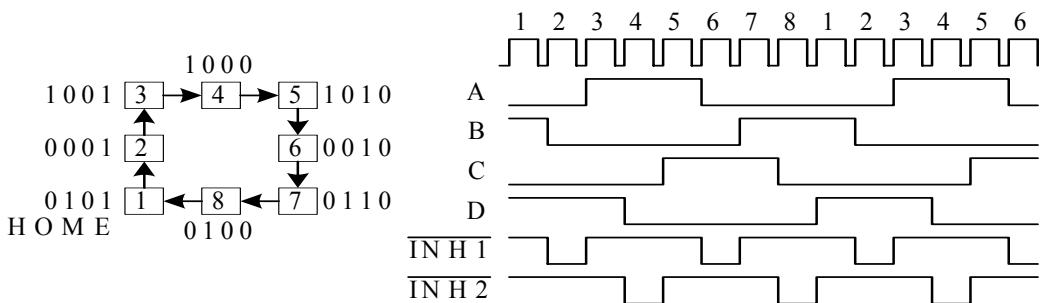


图3-5 L297 半步工作模式

Fig.3-5 Half step mode of L297

输液时，需要将 SM\_RST 先置 0 后置 1，使脉冲分配器回到复位状态（HOME 状态）；将 SM\_EN 置 1，允许 L297 输出；置 CW 为 0 或 1，选择步进电动机运行方向，因为在实际输液过程中，步进电动机不会改变运行方向，在实验完成后，可以考虑将该引脚直接接到逻辑电压或是接到地上；通过 SM\_CLK 发出驱动脉冲，控制电动机运行速度。

### 3.3.2 输液速度的控制

参考相关护理资料，以 20gtt/ml 计算，确定输液泵的主要性能指标为：

- 1) 输液速度范围：1-200gtt/min(0.05-10ml/min);
- 2) 输液量范围：1-999ml;
- 3) 输液速度误差： $\leq 5\%$ ;
- 4) 输液量误差： $\leq 5\%$ 。

输液器采用步进电动机作为动力源，取代传统的重力，输液速度也不再依靠护理人员通过观察莫非氏滴壶的液滴滴速，手动调整，而是通过按键直接设置输液速度，准确，简单明了。对于设计者来说，就是将按键设置的输液速度值转换为步进电动机转速的控制参数，通过控制步进电动机的转速，来实现输液速度的间接控制。

按照理想情况考虑，当输液管直径一定时，输液速度与步进电机的转速成正比，即与单位时间内驱动脉冲的数目成正比。考虑输液速度和输液量都是以滴为最小单位，则只需算出一滴对应的驱动脉冲数目，就可以得到不同输液速度对应的单位时间内的驱动脉冲数目或者说是脉冲频率。

设步进电机的步距角为  $\theta_s$ ，输液泵系统的脉冲当量为  $\delta$ （即步进电机每运行一步输液泵输出药液的体积），则

$$\delta = \frac{\pi D_0 \theta_s}{360} \bullet S \quad (3-3)$$

式中  $S$ ——输液管的横截面面积；

$D_0$ ——转轮工作直径；

设驱动脉冲数目为  $N$  ( $N=1, 2, 3\dots$ ) 时，输液泵输出的药液体积  $V$  为 1gtt(等价于 0.05ml)，则

$$V = \frac{\pi D_0 \theta_s}{360} \bullet S \bullet N \quad (3-4)$$

式中取步距角  $\theta_s = 0.9^\circ$ ；转轮工作直径  $D_0 = 42\text{mm}$ ；输液管的横截面面积  $S = 7.065\text{mm}^2$ ，可以得到：  $N = 22$ 。

步进电动机有一个启动频率，超过启动频率启动时，肯定会产生失步，甚至无法启动电动机。42BYGH404型步进电动机的极限启动频率是 1.5KHz，空载时稍微大一些，大约 1.7KHz。

按照设计，输液器的最大输液速度为 200gtt/min(10ml/min)，可算出输液时每分钟内驱动脉冲的最大数目  $N_{\max}$  为

$$N_{\max} = 200 \bullet N = 4400 \quad (3-5)$$

据此可求出步进电机的最大驱动脉冲频率 $f_{max}$ 为

$$f_{max} = \frac{N_{\max}}{60} = 73.3 \text{Hz} \quad (3-6)$$

最大的驱动脉冲频率 $f_{max}$ 远远小于所选步进电动机的启动频率，满足电动机的启动要求。

如图 3-6所示，当设定好输液速度后，单片机会自动将对应的装载初值存入定时器中，按下“运行”键后，定时器便以此初值开始计数，直到溢出发生中断，进入中断子程序，重新装载定时器初值，同时使信号SM\_CLK的电平发生翻转，然后等待下一次中断，则SM\_CLK所在引脚按照一定周期产生高低电平，这样单片机就实现了按照设定的输液速度输出对应频率的驱动脉冲信号。由于每次定时器T0 的中断服务程序中只是发生SM\_CLK信号电平的翻转，需要两次中断才能产生一个完整的驱动脉冲，因此，每分钟定时器T0 产生中断的次数是每分钟需要产生的驱动脉冲数目的 2 倍。

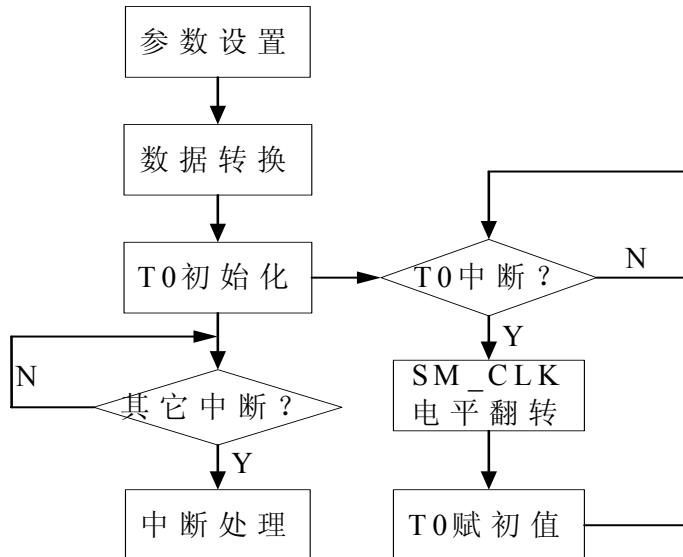


图 3-6 输液泵驱动程序流程图

Fig. 3-6 Program flowchart for driving of transfusion pump

通过键盘可以以药液流量和输液滴速两种方式设置输液速度，由于程序中的最小单位为滴，所以首先将药液流量方式下设置的输液速度转换为输液滴速，药液流量 $N_V$ 的输液滴速当量 $N_D$ 为

$$N_D = 20N_V \quad (3-7)$$

根据上面的推导，对于设定的输液滴速当量 $N_D$ ，需要在每分钟内产生的

驱动脉冲数目为 $22N\_D$ , 可推得定时器T0产生中断的周期 $T_0$

$$T_0 = \frac{60}{22N\_D \bullet 2} = \frac{15}{11N\_D} \quad (3-8)$$

在1~200gtt/min的输液速度范围内, 则定时器T0产生中断的周期 $T_0$ 的范围为: 1363636~6818us。系统时钟频率为6MHz, 定时器T0选择16位定时器工作方式, 时钟基准为系统时钟的12分频, 即0.5MHz。因而忽略中断服务程序的执行时间, 最大的定时周期为131072us。由于在输液速度较低( $N\_D \leq 10$ )的时候, 定时器T0产生中断的时间周期大于定时器的最大定时周期, 此时需要产生n个中断后才翻转SM\_CLK信号的电平。因此程序中设置一个全局变量Buffer, 每次执行中断服务程序时对变量Buffer加1, 并判断是否达到需要的延迟时间( $Buffer=Buffer\_num$ ), 如达到则翻转SM\_CLK信号的电平; 否则等待下一次中断的到来, 重复判断过程。当 $N\_D \leq 10$ 时候,  $Buffer\_num=11$ , 否则 $Buffer\_num=1$ 。

为能够精确控制步进电动机的转速, 需要考虑中断服务程序的执行时间。设定时器T0的计数累计 $PWM\_width$ 时溢出, 则

$$\frac{7500000}{11N\_D} = [(PWM\_width + 2) \bullet Buffer\_num] + 2 \quad (3-9)$$

可推得 $PWM\_width$ 为

$$PWM\_width = \left( \frac{7500000}{11N\_D} - 2 \right) / Buffer\_num - 2 \quad (3-10)$$

### 3.3.3 输液量的控制

通过按键可以设置输液量范围为1~999ml, 同输液速度设置一样, 需要将体积量转换为液滴当量 $FLUX\_D$ , 即1~19980gtt/min。按照设定的输液速度, 计算出一共需要产生的驱动脉冲数目 $ALL\_num$

$$ALL\_num = \frac{44 \bullet FLUX\_D}{N\_D} \quad (3-11)$$

在程序中设置一个全局变量 $FLUX\_num$ , 每次执行定时器T0的中断服务程序时对变量 $FLUX\_num$ 加1, 并判断是否输出所需的驱动脉冲数目( $FLUX\_num=ALL\_num$ ), 如达到则停止输出驱动脉冲, 禁止L297的输出, 使步进电动机停止运行, 并提示用户输液完毕; 否则等待下一次中断的到来, 重复判断过程。

当输液完毕, 输液管内出现空气, 系统仍未提示输液完成时, 气泡探测器

将会检测到空气的存在，停止输液，并报警，可提高输液器使用的安全性。

### 3.3.4 快速排空功能的实现

任何方式的输液，都需要将在输液前将输液管中的空气排净。为此，系统设计了快速排空功能。用户安装好输液管后，按下“快速排空”键，输液系统就会以 300gtt/min 的输液速度进行排气，此时为避免误报警，将禁止气泡检测。排空完成后，用户再次按下“快速排空”键，将停止快速排空。此时，可以设置正常的输液速度和输液量，开始正常输液。

## 3.4 本章小结

选择步进电机作为输液泵驱动电机，并根据输液泵的结构和负载转矩的大小，确定了步进电机的性能指标和具体型号；设计了以 C8051F005 作为运动控制核心，专用集成驱动芯片 L297 为脉冲分配器，双 H 桥驱动器 L298 为功率放大器的步进电动机驱动电路，采用恒流斩波驱动方法完成步进电动机的驱动；实现了输液速度和输液量控制的程序设计；完成了快速排空辅助功能的程序设计。

## 第4章 输液器辅助功能设计

为提高输液器的可靠性和安全性，方便使用，设计了如控制键盘、LCD 显示、电源监测、温度补偿、报警提示等辅助功能。

### 4.1 控制键盘的设计

设计的控制键盘能够实现对输液器的完全控制，出于对医疗仪器安全性和可靠性的考虑，为防止按键的误动带来的不安全因素，除了一个专门的Hold键用来锁定键盘外，还在程序中设置了一系列的标志位，对一些主要的功能操作，实现类似组合键和互锁的功能，以防止由于不小心碰到按键或是误操作而引起的不良后果。控制键盘如图 4-1 所示：

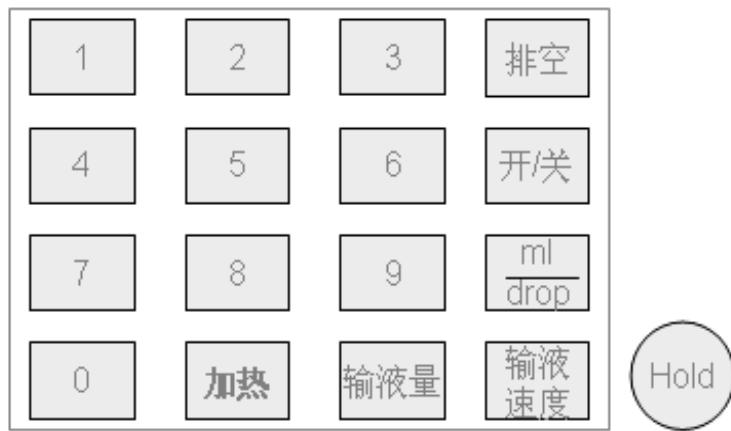


图4-1 控制键盘

Fig.4-1 Controlling keyset

为节省单片机的 I/O 端口资源，采用 4\*4 的按键方式，这样只需要占用 8 个 I/O 口，具体电路如图所示。将 4 列连接到单片机的 P3 口的低 4 位，4 行连接到单片机的 P3 口的高 4 位，并将 4 条列线和四输入与门的输入端相连，用以产生键盘中断信号；在与门的输出端和单片机外部中断 1 输入引脚之间接入一个能够保持闭合和关断状态的开关，用作 Hold 键，实现的键盘锁定功能：当 Hold 键闭合时，单片机能够接到键盘的中断信号，键盘有效；反之，断开单片机外部中断 1 的输入，按键无效，即可以锁定键盘。

程序实现采用逐行扫描法，与逐点扫描方法相比，程序相对简单，速度

快，也支持同时多按键处理。一般的扫描键盘多用此法。具体如下：将P3口的低4位置为1，高4位置为0，当无按键时P3口的数据始终保持0FH不变。当有按键时，高位中的高电平会和低位中的低电平短路。此时高位中的高电平就会被拉低(任何高电平遇到低电平都为低)，即低4位中有0出现。当单片机读P1口的值不为0FH时则表示有键按下，经过去抖动处理（延迟20ms）后就开始扫描这一个键的位置。把P3的低4位置1，先使能第1行(即第一行置成低电平)，然后看哪一列的数据变成低电平了，如果高4位数据没有变为低电平则使能下一行，直至找到按键所在的行，然后测出所在的列，确定按键位置，就可以调用相应处理程序。

在Hold键闭合的情况下，键盘的互锁控制关系如下：

- 1) '输液速度'按键有效时，各个数字键和输液速度设定方式按键有效；
- 2) '输液量'按键有效时，只有各个数字键有效；
- 3) '排空'时有效时，其它按键均无效；
- 4) '运行控制'开/关'按键有效时，除'加热'按键外，其它按键均无效；

## 4.2 LCD 显示的设计

为方便使用者对输液器的参数进行设置，实时了解输液的参数情况，考虑系统显示对象为数字，以及外形的美观等因素，设计中采用四位串行段式液晶显示模块 SMS0408 显示设置的输液速度和输液量。与现有的一些并行段式液晶显示模块相比，SMS0408 内置驱动器，具有工作电压低（2.7~5V），工作电流小（20uA），管脚少（现在一般的四位并行段式 LCD 模块一般都多达 40 个引脚，而 SMS0408 只有 4 个引脚）、占用 I/O 资源少，连接简单、编程方便等优点。

设计中采用两块 SMS0408，分别显示设置的输液速度和输液量。因为输液速度有两种形式，程序中设置了一个输液速度设置形式标志位，实现两种显示形式的切换。考虑输液器设计的输液速度和输液量的范围，将 SMS0408 第一位一直置为‘0’，只用后三位即可实现显示需要。在参数设定过程中可能会设错参数，为方便修改，在程序中设置了一个变量，对同一参数设定过程中数字按键按下的次数进行累计，取其对 3 的余数，建立设定数字和 SMS0408 显示位置之间的对应，实现 3 个显示位的循环设，即首先设置第二位，然后是第三位、第四位，如果此时不确定设置完毕，则再次按下数字键时，又从第二位开始设置，然后是第三位、第四位，如此无限反复，直至按下设置确认键。

SMS0408 显示包括正常显示和闪烁显示两种形式，使用时可以清楚地知道是否进入了参数设定状态。由于输液速度和输液量范围的存在，为避免设置值大于最大值，程序中进行了设定值的限定，在按下设置确认键时，如果设定值大于最大值，则仍保持设定状态，设定值变成相应的最大允许设定值。

### 4.3 加热器的设计

由于药液一般都是低温保存，当药液和人体的温度相差较大时，静脉输液会给病人带来不适感，特别是冬天的时候。为此设计了一个小功率的加热器，可以适当提高输液时的药液温度，减少不适感。

加热元件选择低电压加热陶瓷PTC热敏电阻，PTC热敏电阻(正温度系数热敏电阻)是一种具温度敏感性的半导体电阻，是以钛酸钡为基，掺杂其它的多晶陶瓷材料制造的，通过有目的的掺杂一种化学价较高的材料作为晶体的点阵元，使晶格中钡离子或钛酸盐离子的一部分被较高价的离子所替代，因而得到了一定数量产生导电性的自由电子，具有较低的电阻及半导特性。当在PTC元件施加交流或直流电压升温时，在居里点温度以下，电阻率很低；当一旦超越一定的温度(居里温度)，电阻率突然增大，随着温度的升高几乎是呈阶跃式的增高，使其电流下降至稳定值，达到自动控制温度、恒温目的<sup>[41]</sup>。

由于PTC热敏电阻的常温电阻很小，因而启动电流很大，在很短的时间升温至居里温度附近，达到热平衡后，电阻值急剧增大，维持工作电流非常小。使用PTC热敏电阻做小功率加热元件，具有如下优点<sup>[42]</sup>：

- 1) 不燃烧、安全可靠，PTC 元件发热时不发红，无明火（电阻丝发红且有明火），温度超越限值时，功率自动下降至平衡值，不易燃烧。
- 2) 省电 PTC 元件的能量输入采用比例式，有限流作用，比镍铬丝等发热元件的开关式能量输入还节省电力；
- 3) 寿命长 PTC 元件本身为氧化物，无镍铬丝之高温氧化弊端，也没有红外线管易碎现象；
- 4) 电路结构简单 PTC 元件本身自动控温，不需另加自动控制温度线路装置。

加热器温度不能设得过高，以免引起药物发生化学变化。药液温度以 20℃ 左右的室温为宜，由于加热过程中热量损耗的存在，选择加热器的温度定为 40℃ 左右。据此，选择居里温度为 40 ℃ 的 LG-50V-60A1 型 PTC 加热片，常温电阻 50 Ω，工作电压 3~12V。

加热器具体结构如图 4-2(a)所示，是一个中间带一直径与输液管外径相同的孔的长方形铝质传热器，将其从中对称剖开后以便于输液管的安装，并在每一传热器的孔的背面安装一个PTC 发热元件作加热器<sup>[43]</sup>。具体驱动电路如图 4-2(b) 所示，光耦TLP521 隔离单片机的加热控制信号，由于开始瞬间的启动电流很大，采用晶体管 9013 实现PTC驱动<sup>[44]</sup>。

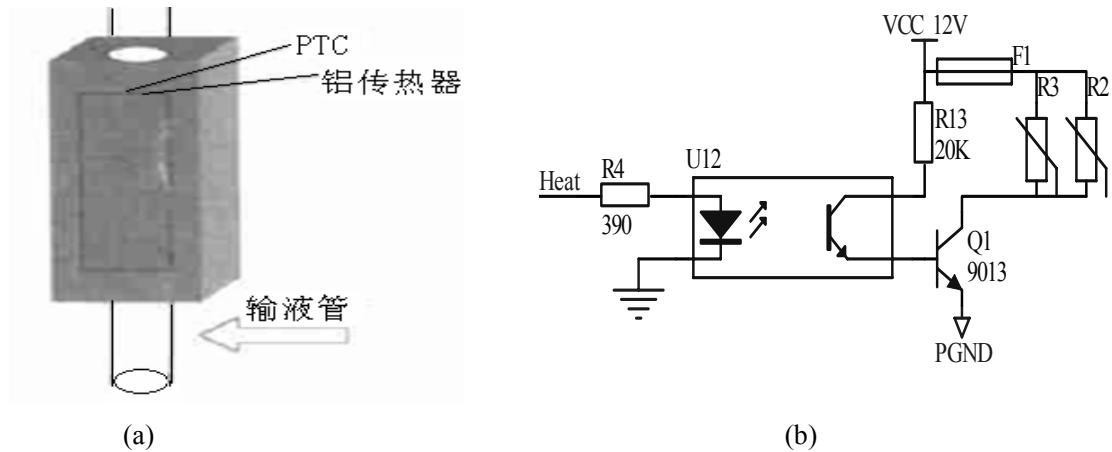


图4-2 加热器结构及驱动电路

Fig.4-2 Structure and driving circuit of heater

本设计有二重温度控制保护：(1) PTC 恒温保护，当电路自动控制失效时，由于选用的 PTC 的型号确定其温度只能恒定于比自动控制设定高一点的值。由 PTC 元件的特性可知，它可以自动将温度恒定在一定范围。(2) 温度保险保护，如果前面的恒温控制失效，温度上升，温度保险将断路，切断电源，加热器停止加热。因而将铝传热器加热后恒定到一定的温度，而不至于温度过高。

#### 4.4 电源管理的实现

输液器的电源采用 12V 便携式锂电池，其参数如表 4-1 所示。

表4-1 12V 锂电池的参数

Table.4-1 Parameters of 12V lithium battery

额定电压 (V)	电池容量 (mA · h)	尺寸大小 (mm)	保护电压 (V)	充电限制电压 (V)	重量 (g)
12	3000	72x39x54	12.9	12.6	260

允许反复充电，首次充电 5 小时左右，以后当电池电量耗尽时，仅需充电 1-3 小时，即可将电池充满(顶部 LED 灯显示绿色)。正常输液时，系统的工作电流为 750mA 左右，对于充满电的电池，一般可以连续工作接近 4 个小时。

设计了电源开关，控制 12V 电源的通断，实现系统电源控制。

由于单片机 (3.3V)，电压比较器 (-5/+12V)，步进电动机(12V)元件等所需电压各不相同，系统实际是在混合电压下工作，需要产生 3.3V，5V 和-5V 电源电压。设计中为减少芯片上的功耗和发热量，利用 5 个二极管 IN4007，将 12V 电压降至 8.5V 后作为 AMS1117-5 的输入，输出为 5V，采用 AMS1117-3.3 实现从 5V 到 3.3V 的转换，最大输出电流均为 800mA。选择 max660 芯片实现+5V 到-5V 的转换，最大输出电流为 100mA，能够满足电路需要。

当电池工作一段时间后，电池电压会随着电量的减少而下降，若低于一定值时，将影响电路的正常工作。为提高电路工作的可靠性和安全性，需要对 12V 电源电压进行监测。受步进电机转矩的限制，电池电压不能低于 11V，此时，AMS1117-5 的输入电压为 7.5V，由于 AMS1117-5 的允许输入最小值为 6.2V，因而不会影响 3.3V，5V 和-5V 电源电压的产生。于是取 11V 作为电池电压的下限。

电源的监测利用 C8051F005 单片机内部的 ADC 子系统实现。设计中利用两个 47K 和 10K 的电阻实现对 12V 电源电压实现分压，取 10KΩ 电阻上的分压，通过 ADC 的通道 AIN1 进行 AD 采样、转换，当电源电压为 11~13V 之间时，AIN1 的输入值为 1.93~2.28V。ADC 的参考电压采用内部 2.4V 电压基准，则对应 12 位 ADC 的数字量为 3294~3891。将窗口检测器的上限寄存器设为 3294，下限寄存器设为 3891，则当 10K 电阻上分压大于 2.28V 或小于 1.93V 时，窗口比较器产生中断，表明电源电压太小，或电源与地之间出现短路。为减小系统功耗，利用 PCA 定时器实现 ADC 周期性的电源电压采样。

## 4.5 报警及提示功能设计

当输液时间较长时，病人常常因为睡着了等原因而无法观察到输液情况，若此时出现空气气泡超过规定大小，电源电压过低等异常情况，输液器将停止工作，但由于没有人排出异常情况，无法继续输液，耽误治疗时间。因此设计了报警提示功能，引起人们注意出现的异常情况或提示用户的操作。该功能包括以下几个方面：

- 1) 气泡探测器监测到超过规定的单个气泡，电机停止运转，气泡报警发光二极管 1 亮，蜂鸣器发出响亮的报警声；
- 2) 多个小气泡的累积体积超过规定值时，泡报警发光二极管 1 亮，蜂鸣器发出响亮的报警声；

- 3) 电池电压低于限定值时, 电机停止运转, 电源电压报警发光二极管 2 亮,, 停止输液;
- 4) 当 Hold 键闭合时, 键盘有效提示发光二极管 3 亮, 键盘有效; 键盘有效提示发光二极管 3 不亮时, 表明键盘锁定;
- 5) 输液器电源开关闭合时, 电源提示发光二极管 4 亮, 表明电源正常连接。

## 4.6 参数记忆功能设计

考虑一般的医疗规律, 对于输液器的使用者来说, 通常输液参数在设定后的很长时间内无须改变, 因此如果每次使用前都需要进行相同的设置, 将是一件十分麻烦的事情。为此, 设计中利用 C8051F005 单片机的 Flash 的非易失性数据的存储功能, 实现了参数记忆功能, 在参数设定完毕后, 输液器自动记忆设定的参数, 下次开机时, 恢复上一次设定的参数。

C8051F005 单片机的 FLASH 存储器除了用于存储程序代码之外还可以用于非易失性数据存储。这就允许在程序运行时计算和存储类似控制参数或标定系数这样的数据。FLASH 存储器可以每次写一个字节, 但必须首先擦除整个扇区, 然后才能更新数据。C8051F005 单片机的 FLASH 存储器中有一个附加的 128 字节的扇区, 位于 0x8000—0x807F。该扇区可用于存储程序代码或数据。然而它较小的扇区容量使其尤其适于作为通用的非易失性数据存储器。每次参数设置完毕后, 对该存储区域进行, 擦除, 写操作, 将修改后的参数更新到该区域, 这样在断电后, 本次设置的参数数据不会丢失, 满足人性化设计的要求。

## 4.7 本章小结

考虑输液器使用的方便性, 设计了输液器的控制键盘和设置参数 LCD 功能, 包含两个小创意: (1) 利用标志位实现了按键之间的互锁, 避免了误碰键盘带来的安全隐患; (2) LCD 参数设置时的闪烁显示, 方便使用者确认是否进入参数设置状态; 输液加热器可以对药液进行温度补偿, 是系统设计人性化的一个明显体现; 为提高输液器的安全性和可靠性, 加入了电源监测功能和输液过程中异常情况的报警提示功能。

## 第5章 实验结果分析及设计改进

### 5.1 超声波气泡探测器实验结果及分析

因为超声波探头利用的是压电陶瓷的谐振特性，所以即使采用的方波脉冲，接受端的输出仍然是与驱动脉冲同频率的正弦波。由于介质衰减的存在，接收端输出信号幅值很小。据实验测量，在 2MHz 的驱动脉冲下，输液管中没有气泡和有气泡时，探头接收端得信号幅值如图 5-1 所示，幅值相差较大，经过放大后，比较器可以获得足够宽的参考电压范围，具有较好的抗干扰能力，可见选择频率  $f=2MHz$  的超声波探头满足设计的要求。

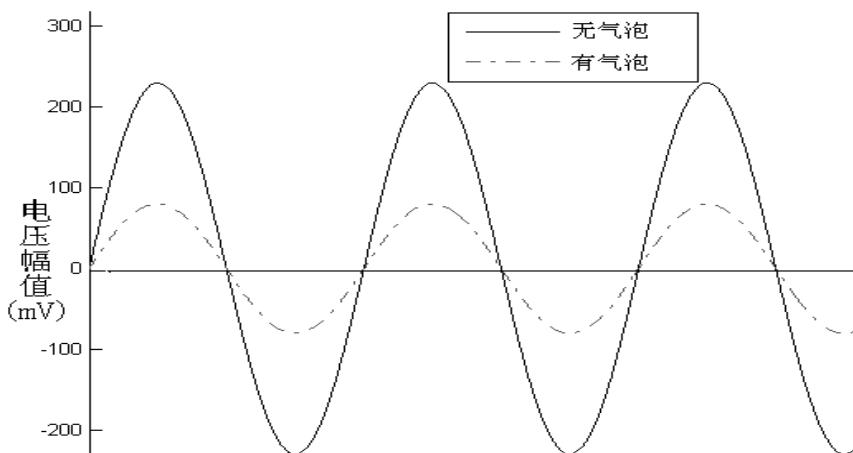


图5-1 有无气泡时接收信号波形

Fig.5-1 Wave of received signals when there are air bubbles or not

利用设计的超声波气泡探测器对输液过程进行监测，实验表明，设计超声波气泡探测器在最大设计速度 10ml/min 时，能够检测出体积大于 0.3ml 的气泡；能够对体积大于 0.02ml 的气泡计数，当累积体积达到 1.5ml 时产生声光报警，满足预期的功能和精度要求。

实验中发现，当输液速度变慢时，超声波气泡探测器产生报警的气泡最小尺寸变小。经过分析发现其原因主要是由于气泡的检测精度是通过判断信号低电平的时间来控制的，输液速度变慢时，气泡在探头之间的时间变长，信号产生低电平的时间变长，因而同样大小的气泡，输液速度慢时，表征低电平时间的脉冲数目增多，而当用来判断低电平时间长短的脉冲数目确定时，输液速度

越低，能够引起报警的气泡越小，当然前提是在灵敏度的范围内，即超声波气泡探测器能够发现气泡的存在。因此检测气泡的大小和气泡探测器本身的硬件性能有关，还和输液速度的快慢有关。

初始的设计中，定时器寄存器的初始值，即用来计时的脉冲数目是依据最大速度设置的固定值，没有和输液速度建立对应关系。为使检测的精度保持一致，将原先的定时器寄存器的初始值乘以一个系数  $\beta$ ，则输液为  $V$  时，设输液速度的最大值为  $V_{max}$ ， $\beta = V_{max}/V$ 。实验证明改进后检测精度保持一致，满足要求。

## 5.2 输液速度实验数据分析及设计改进

按照上述理论计算设计了输液速度和输液量的控制程序，显然，输液量的误差与输液速度误差一致，因而只需测试输液速度的误差即可。实验在温度为室温 20℃下进行，为尽量减少实验数据在测试上产生的误差，分别进行三次实验，对获得的三组实验数据取平均值，结果如表 5-1 所示

表5-1 测得的输液速度数据

Table 5-1 Data of measured transfusion rate

设定值 (ml)	测量值 (ml)				驱动脉冲数目
	第一次	第二次	第三次	平均值	
0.1	0.06	0.07	0.08	0.07	100
0.5	0.39	0.42	0.41	0.41	500
1	0.82	0.81	0.77	0.80	770
2	1.64	1.63	1.67	1.65	1670
2.5	2.05	1.97	1.98	2.00	1980
3	2.23	2.27	2.25	2.25	2250
4	3.21	3.32	3.43	3.32	3400
5	3.99	4.05	4.01	4.02	4200
6	4.73	4.72	4.68	4.71	4800
7.5	5.22	5.28	5.22	5.24	4900
8	6.10	5.98	6.06	6.03	6300
9	6.60	6.60	6.60	6.60	6600
10	7.25	7.23	7.18	7.22	7000
11	8.03	7.98	7.99	8.00	7800
12.5	9.24	9.23	9.19	9.22	9300
13	10.01	10.01	10.02	10.01	10000

实验结果显示：设定输液速度和实际测得输液速度相差较大，实际输液速度均偏小。通过分析，造成偏差较大的原因有：

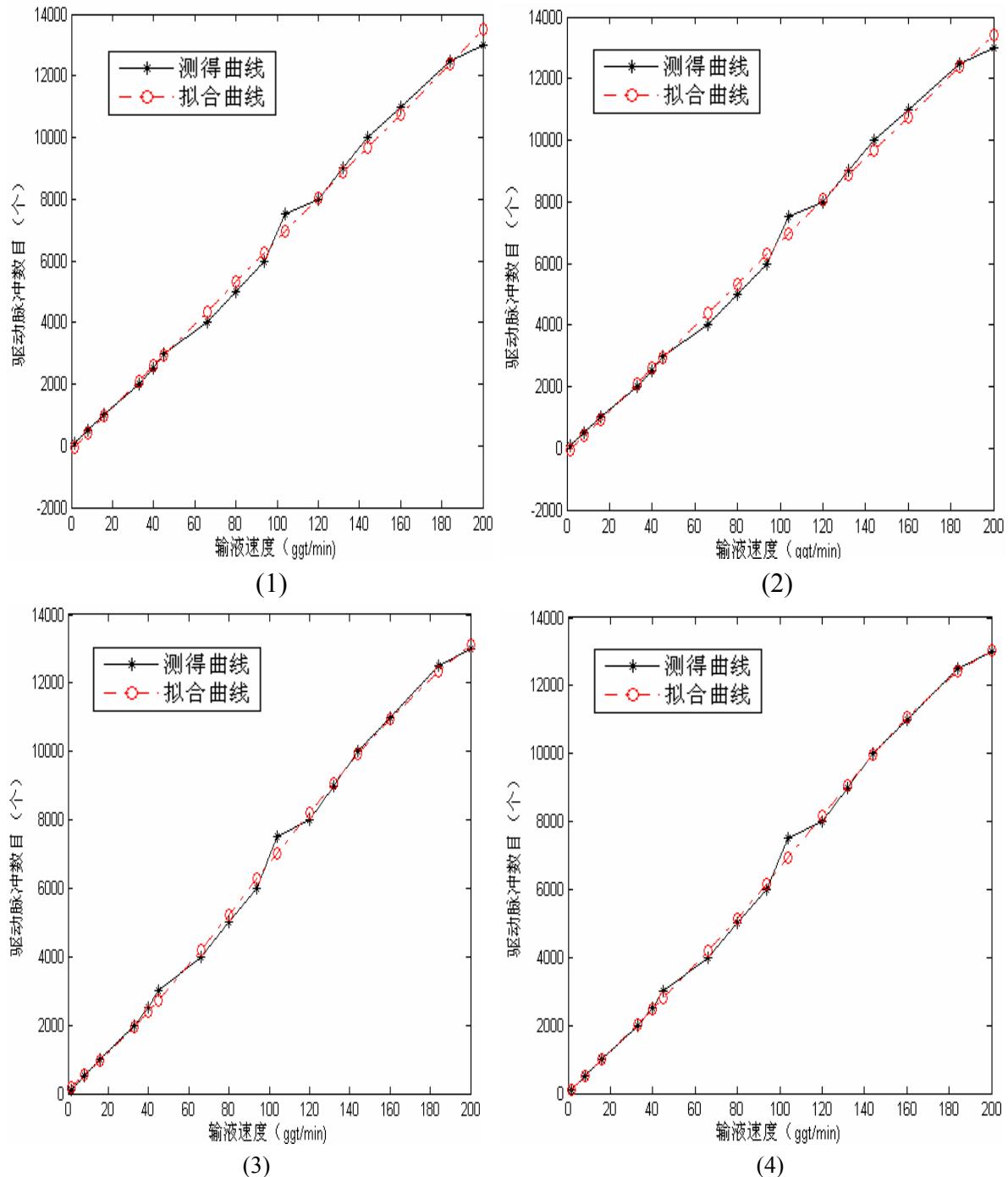


图5-2 输液速度与驱动脉冲数 1~4 阶拟合曲线

Fig.5-2 Curve of 1~4 steps for transfusion rate and driving pulses

1) 输液泵的挤压头与输液管并不是点接触, 而是存在一个接触面, 而在上述的推导中, 忽略了该接触面对输液速度的影响, 因此实际的输液速度要比计算值小;

2) 输液管的在挤压后的弹性恢复是需要时间的, 而在上述推导中, 忽略了这段时间, 当挤压轮转动速度较快时, 前面一段的输液管, 还没有完全恢复的时候, 会使液体流动阻力变大, 使输液速度变小;

3) 输液管是塑料制品, 因而温度对输液管的弹性变形有影响, 当输液器想在温度相差较大的场合下应用时, 必须考虑其影响。但受实验条件限制及时间限制, 无法测量不同温度下的输液速度, 亦无法补偿温度对输液速度的影响。由于前面的测试数据是在恒温下进行的, 故可以暂不考虑温度的影响。

为达到控制精度的要求, 需要对上述的原因 1 和 2 引起的误差进行补偿。考虑建立对应的精确的数学模型非常复杂, 设计中利用实验的测试数据, 直接建立输液速度和单位时间内驱动脉冲数目之间的关系式。由于任何的数学表达式都可以用多项式表达出来, 设计中采用最小二乘法多项式拟合法, 对实验数据进行多项式曲线拟合, 求出多样式各项对应的参数, 便可以直接建立输液速度和对应的单位时间内步进电动机驱动脉冲数目之间的变换式。多项式拟合的阶数分别为 1, 2, 3, 4 的拟合后的效果依次如上图所示(虚线为测得曲线, 实线为拟合曲线)。可以发现, 随着拟合阶数的提高, 拟合后的效果越来越好, 当拟合阶数达到 3 阶以后, 拟合效果基本稳定, 变化不大。由于拟合阶数越高, 计算量越大, 为减轻单片机的负担, 选择三阶拟合。拟合后的多项式为

$$y = 0.001x^3 + 0.291x^2 + 46.6668x + 135.1099 \quad (5-1)$$

式中  $y$ ——单位时间内的驱动脉冲数目;

$x$ ——设定的输液速度(单位是滴)

输液速度和  $PWM\_width$  之间的变换式为:

$$PWM\_width = \left( \frac{15000000}{0.001N\_D^3 + 0.291N\_D^2 + 46.6668N\_D + 135.1089} - 2 \right) / Buffer\_num - 2 \quad (5-2)$$

输液量的控制方法不变, 此时设定的输液量对应的驱动脉冲数目  $ALL\_num$  为

$$ALL\_num = \frac{2y \cdot FLUX\_D}{N\_D} \quad (5-3)$$

式中  $y$ ——输液速度对应的单位时间内的驱动脉冲数目

按照修改后的程序, 重新测试输液速度, 获得的实验数据如表 5-2 所示。从实验数据可以看出, 输液速度误差基本可以控制在 5% 的范围内, 同时, 三次测量的输液速度基本保持一致, 相差不大, 说明输液的稳定性较好, 基本达

到了设计的要求。

表5-2 程序改进后测得输液速度的数据

Table 5-2 Data of measured transfusion rate after program improvement

设定值 (ml)	测定值 (ml)			
	第一次	第二次	第三次	平均值
0.1	0.10	0.10	0.10	0.10
0.5	0.50	0.49	0.51	0.48
1	1.04	1.08	1.03	1.05
2	1.99	2.00	1.98	2.00
2.5	2.58	2.65	2.60	2.62
3	3.14	3.15	3.13	3.14
4	4.15	4.15	4.15	4.15
5	5.10	5.08	5.06	5.08
6	6.07	6.10	6.13	6.10
7.5	7.50	7.50	7.50	7.50
8	7.97	7.98	7.99	7.98
9	8.84	8.85	8.80	8.83
10	9.70	9.68	9.69	9.68

程序修改前后输液速度的对比曲线如图 5-3所示。

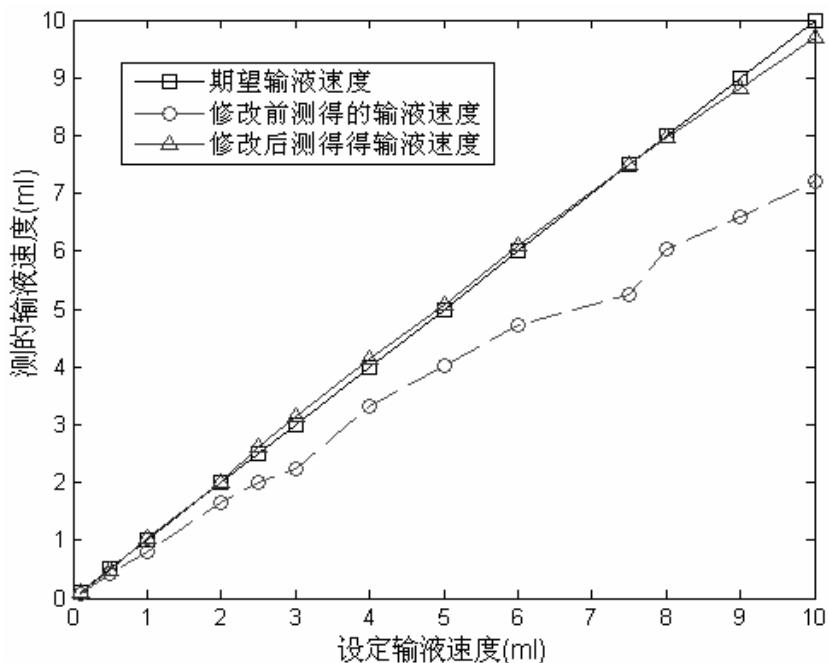


图 5-3 程序修改前后输液速度曲线对比图

Fig. 5-3 The contrast of transfusion rate before and after program improved

### 5.3 辅助功能实验结果

辅助功能是人机沟通的桥梁，其实验主要是基于可靠性要求。电子产品的可靠性，描述的是在合理的环境条件下需要一个产品时，无论是在什么时候该产品都能及时提供其预期功能的能力。用户不会认为一个便携式电子产品出故障便不可靠，只会因该产品在需要的时候不能执行预期的功能才认为其不可靠<sup>[45]</sup>。实验主要是考虑控制键盘、LCD显示和报警及提示功能的可靠性，实验结果表明：

- 1) 键盘能够实现很好的互锁功能，有效避免了误碰键盘带来的危险，并具有较好的响应速度；
- 2) LCD 可以迅速、准确地显示键盘设置的参数，设置参数时的闪烁明显，用户可以清楚知道此时的状态；
- 3) 令输液管中产生气泡，或电源电压低于限制值时，报警功能快速报警，并停止输液操作；设定的输液量完成后，能够迅速停止输液，LED 灯提示使用者输液完毕。
- 4) 设置输液器的参数后断电，重新启动后输液器的参数为上一次设定的参数。多次反复试验，能够准确实现参数记忆功能，可靠性良好。

### 5.4 本章小结

本章通过实验，分析并改正了超声波气泡探测器在输液速度不同时检测灵敏度不一致的问题；分析了实际输液速度与设定输液速度不同的原因，并利用测试的数据，通过 Matlab 建立了多项式拟合曲线，以此作为新的输液速度控制函数，测试结果满足设计要求；证明控制键盘、电源检测、参数设置记忆等辅助功能具有良好的可靠性，能够快速、准确地完成预期功能。

## 结 论

本文设计了人体便携式自动输液器系统，在保证如输液速度和输液量控制、输液过程中气泡监测、输液参数显示、温度补偿、异常情况报警等基本功能及必要精度的基础上，尽量降低了成本。

本文完成了以下研究工作：

1) 分析了常用的气泡探测器优缺点，参考超声无损检测理论，设计了超声波气泡探测器，能够对输液过程进行实时的气泡监测，具有两重保护功能，能够满足医疗静脉输液要求，具有成本低、可靠性好的特点；

2) 在分析各类输液泵优缺点的基础上，选用 DG-1 型蠕动泵和步进电动机设计了输液器的动力装置；从理论上分析了蠕动泵结构对输液脉动的影响，据此改进了选用的输液泵，以满足静脉输液对输液速度和输液脉动的要求；

3) 利用 C8051F005 单片机、L297 和 L298 实现步进电动机斩波驱动，完成对输液速度和输液量的控制；通过实验结果，分析了影响输液精度的主要因素，提出了采用多项式拟合的方法对输液速度参数进行补偿，据此改进控制方案后，大大地提高了输液速度控制精度，基本能够满足设计要求；

4) 完成如控制键盘、LCD 显示、电源监测、温度补偿、报警提示、参数设置记忆等辅助功能的设计，使输液器具有人性化的特点，提高了输液器的可靠性和安全性，使用更加方便，并通过实验对辅助功能进行了可靠性分析。

实验获得的测试结果表明，设计基本达到了预期的目标。然而由于时间有限，尚有很多工作可以进一步深入研究：

1) 从提高电动机的性能和泵头的结构改进上入手，进一步改善输液的脉动情况，并尽量减小电动机和输液泵的体积，提高系统的便携性；

2) 输液器目前采用电池供电，为方便使用可以设计电源转换电路，允许输液器直接采用 220V 交流电工作；可以设计或配置专门的充电器为电池充电。

3) 设计输液速度检测功能，与步进电动机构成输液速度控制回路，进一步提高输液速度的控制精度。

## 参考文献

- 1 张淑兰, 闫峰. 静脉输液临床应用进展. 护理学杂志. 2001, 16(9): 572
- 2 王国辉. 智能型医用输液泵及其应用. 世界医疗器械. 2002, (3): 32~35
- 3 雍小兰, 徐剑霞. 输液速度在输液疗法中的重要性. 中国医院药学杂志. 2001, 11(10): 702
- 4 李文硕, 液体治疗学. 中国医药科技出版社. 1999: 46~46
- 5 刘辉, 王新辉. 智能输液系统的研究与开发. 2005, 27(2): 66~67
- 6 赵清林. 医用微量输液泵的设计. 自动化与仪表. 2002, (2): 46~48
- 7 陈宇珂, 窦建洪. 微机控制输液泵系统的实现. 医疗装备. 2000, (12): 5~7
- 8 王元庆. 静脉输液实时监测系统. 计算机自动测量与控制. 1999, (2): 23~25
- 9 李璞、赵宁. 用 MSP430 系列单片机设计便携式医用自动输液器. 国外电子元器件. 2004, (4): 18~20
- 10 Carlson G. A., Love J. T., Urenda R. S., Spencer W. J., Eaton R. P.. Portable Infusion System with a Rotary Solenoid-driven Peristaltic Pump. Medical Progress Through Technology. 1980, 8(1): 49~56
- 11 Hartley, Frank T. Miniature Peristaltic Pump Technology and Applications. Journal of Advanced Materials. 2000, 32(3): 16~22
- 12 Bazaral Michael, Petre John. Recommendations for Specifications and Operator Interface Design for New Medical Infusion pumps. Biomedical Instrumentation & Technology. 1992, 26(5): 364~370
- 13 金海龙. 智能微量输液泵的开发研究. 信息技术. 2000, (4): 3~4
- 14 Anon. Peristaltic Pumps in OEM Applications in the Biotech and Pharmaceutical Sectors. World Pumps. 2004, (4): 23~24
- 15 李昔华. 气泡监测的超声波传感器及其检测电路原理. 重庆工商大学学报(自然科学版). 2003, (4): 12~13
- 16 Yamakoshi Y., Koshiba M., Ozawa Y., Masuda N. Trapping of Micrometer Size Bubbles by Ultrasonic Waves. Japanese Journal of Applied Physics, Part 1: Regular Papers and Short Notes and Review Papers. 2001, 40(3): 1526~1527
- 17 何希才, 薛永毅. 传感器及其应用实例. 机械工业出版社. 2004: 153~164
- 18 Glauco Masotti, Tiziano Bombardi. Infrared sensor. Sensors. 2002, 19(12): 47~52

- 19 Hong S., Lee J.S., Park J.W., Nam K., Choi J., Lee J.C., Park J.K., Ko Y.P., Jo Y.H.. Development of an Implantable Intrathecal Drug Infusion Pump. Conference Proceedings - 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2004, (26): 3440~3442
- 20 王宝新. 静脉输液的变革及对发展的建议. 中国药学杂志. 2004, 39(4): 314~315
- 21 李川, 钟家琪, 孙永奎, 吴志坚. 便携式输液设备的研制. 医疗装备. 2004, (11): 1~2
- 22 刘枫, 李林枫, 庞青华. 便携式电子输液器的研制. 医疗卫生装备. 2001, (5): 58
- 23 张晋卿. 输液与临床. 中国医药出版社. 1997: 187~188
- 24 Aworek A., Krupa A., Trela M. Capacitance Sensor for Void Fraction Measurement in Water/Steam Flows. Flow Measurement and Instrumentation. 2004, 15(5): 317~324
- 25 Elkow Kenneth J., Rezkallah Kamiel S., Void Fraction Measurements in Gas-Liquid Flows Using Capacitance Sensors. Measurement Science & Technology. 1996, 7(8): 1153~1163
- 26 John Wiley & Sons. Sensor IN Medical Instruments. Sensor Technology. 2002, 18(12): 36~39
- 27 冯诺. 超声手册. 南京大学出版社. 1999: 12~28
- 28 J-D. Decotignie. Ultrasonic Sensor In Bubble Monitoring. Sensor and Actuator. 1997-98, 70(3): 52~54
- 29 Dickens Robert, Ridley Allan. Ultrasonic Detection of Bubbles in Fluids. American Society of Mechanical Engineers. Bioengineering Division (Publication) BED. 2001, 50: 727~728
- 30 Benech Philippe, Novakov Emile. Ultrasonic Detection of Air Bubbles in Ducts Using PVDF. Measurement Science and Technology. 1999, 10(11): 1032~1036
- 31 李喜孟. 无损检测. 机械工业出版社. 2001: 10~44
- 32 Evans D.H. Ultrasonic Ddetection and Measurement of Flow in Medicine. Insight: Non-Destructive Testing and Condition Monitoring. 1999, 14(1): 12
- 33 贾风国. 超声加工技术. 北京化学工业出版社. 2005: 47~57
- 34 Miller, D. L. Ultrasonic Detection of Resonant Cavitation Bubbles in a Flow Tube by Their Harmonic Emission. Ultrasonic. 1981, 10(8).: 217

- 35 孙以泽, 姚玉峰, 王其明, 周振华. 医用管道空气探测器的研制. 2002, (2): 169~172
- 36 Vael G.E.M., Lopez I., Achten P.A.J. Reducing Flow Pulsation with the Floating Cup Pump - Theoretical Analysis. Bath Workshop on Power Transmission and Motion Control. 2004: 123~141
- 37 Bazaral Michael, Petre John. Recommendations for Specifications and Operator Interface Design for New Medical Infusion Pumps. Biomedical Instrumentation & Technology. 1992, 26(5): 364~370
- 38 邓星钟. 机电传动控制, 华中科技大学出版社 2003: 349~361
- 39 谭建成. 电机控制专用集成电路 机械工业出版社. 2004: 203~256
- 40 Wale, J.D. , Pollock, C. Hybrid Stepping Motors and Drives. Power Engineering Journal. 2001, 15(1): 5~12
- 41 Kamil Kraus. Indirectly Heated PTC Resistor for Measuring Air Flow. Review of Scientific Instruments. 1995, 36(8): 1191~1194
- 42 Lichen Wang, Zhiqiang Zhou. A New Smart Material-Multilayer PTC Thermistor. IEEE. 1995, 18(2): 249~251
- 43 赵洪, 吴燕. 输液加温器的设计及观察. 医疗装备. 2005, (6): 11~12
- 44 姜楠, 姜铭. 智能输液保温器的研制. 机电产品开发与创新. 2004, 17(5): 45~46
- 45 伯特·哈斯克尔. 便携式电子产品设计与开发. 科学出版社. 2005: 21~22

## 攻读学位期间发表的学术论文

- 1 王恩刚. 基于 DSP 的人体自动便携式输液器的研制. 医疗装备 (已录用)

## 哈尔滨工业大学硕士学位论文原创性声明

本人郑重声明：此处所提交的硕士学位论文《人体便携式自动输液器的研制》，是本人在导师指导下，在哈尔滨工业大学攻读硕士学位期间独立进行研究工作所取得的成果。据本人所知，论文中除已注明部分外不包含他人已发表或撰写过的研究成果。对本文的研究工作做出重要贡献的个人和集体，均已在文中以明确方式注明。本声明的法律结果将完全由本人承担。

作者签字： 日期： 年 月 日

## 哈尔滨工业大学硕士学位论文使用授权书

《人体便携式自动输液器的研制》系本人在哈尔滨工业大学攻读硕士学位期间在导师指导下完成的硕士学位论文。本论文的研究成果归哈尔滨工业大学所有，本论文的研究内容不得以其它单位的名义发表。本人完全了解哈尔滨工业大学关于保存、使用学位论文的规定，同意学校保留并向有关部门送交论文的复印件和电子版本，允许论文被查阅和借阅，同意学校将论文加入《中国优秀博硕士学位论文全文数据库》和编入《中国知识资源总库》。本人授权哈尔滨工业大学，可以采用影印、缩印或其他复制手段保存论文，可以公布论文的全部或部分内容。

作者签名： 日期： 年 月 日

导师签名： 日期： 年 月 日

## 哈尔滨工业大学硕士学位涉密论文管理

根据《哈尔滨工业大学关于国家秘密载体保密管理的规定》，毕业论文答辩必须由导师进行保密初审，外寄论文由科研处复审。涉密毕业论文，由学生按学校规定的统一程序在导师指导下填报密级和保密期限。

本学位论文属于  保密口，在 年解密后适用本授权书  
 不保密口

(请在以上相应方框内打“√”)

作者签名： 日期： 年 月 日

导师签名： 日期： 年 月 日

## 致 谢

在此学位论文完成之际，我谨向指导、关心和帮助我的所有老师、同学和亲人表示衷心的感谢。

首先感谢我的导师王伟杰老师和赵学增教授。在短暂的两年生活学习中，王老师在百忙之中给了我很大的关怀和支持。而赵老师渊博的学识和严谨的治学态度，给我留下了深刻的印象，使我受益非浅，必将对我今后的学习生活产生深远的影响。

特别感谢代礼周老师对我课题研究及调试工作上的热心指导。代老师严谨的工作态度、丰富的经验、平易近人的作风，使我深感钦佩，为我今后从事科研工作树立了榜样。

感谢好友董树晶，姚锡钢在硬件调试时对我的建议和帮助，也感谢电子产品世界论坛和超声波传感器论坛上的许多网友，没有他们的大力协助，我的毕业课题将会受到很大影响。

再次感谢所有在学习、工作中支持和帮助我的老师、同学和亲人。