

中文摘要

随着医院管理系统趋向于电子化、网络化,如何利用计算机与现代控制技术提高医疗器械的自动化成为目前主要应用方向之一^[1]。

目前普通医院临床输液过程中人工监护居多。这些医院都安装了简易有线报警装置,但仍需输液病人自己观察输液至结束时手动报警以呼叫医护人员,后台护士通过观察报警显示装置而后采取行动。这对病危人员极为不利,极易造成忽略而出现危险。其次,护士靠肉眼观察和经验调节滴速^[2]。显然这种方法难以精确计量控制,同时在护理人员为病人输液时调节起来浪费时间,而且输液速度过快或过慢,对疗效产生极大影响^[3]。再者,输液器对输液完毕和输液过程中偶然出现的故障,如气泡、阻塞等都不能自动报警,也不能及时切断输液通路,以致产生不良后果。目前市场上的输液泵能够较好地解决这一问题,但购进输液需投资几十万元,甚至上百万元,医院难以承受。

本文针对上述情况,旨在研究和设计一种由应变式电阻传感器和光电传感器组成的前端输液测量系统,以单片机为前端测量系统的控制核心,前端测量系统和后台护士站监控机之间通过 RS485 总线进行通信。该系统能对每个病人输液情况进行实时监控,具备处理由各种意外事件引发的误报警能力,可以在输液结束时发出报警信号呼叫护理人员。采用 RS485 总线组网,并利用中继器拓展网络,即一个主机站控制多个从机站,主、从机之间进行数据传输,实现了多机通信。

本系统针对目前医院输液过程中存在的弊端,提出了解决方案,推进了医院智能化和信息化建设。

关键词:电阻应变式传感器,光电传感器,静脉注射,单片机控制,越限报警

Abstract

In recent year, the infusion surveillance apparatus commonly used in intravenous transfusion. The management of the hospital tends to networked and cyberize.

At present, How to use computer and modern control technology to increase the automatization level of medical apparatus and instrument has become the prevalent application.

According to the investigation and research, in middle and small hospital usually adopts artificial treatment. The simple wire alarm device applied in these hospital, but the patients still call nursing staff to change bottle or withdraw needle by themselves when infusion finished. The nurse on duty take action by observation the display equipment, it is inconvenience to seriously ill people and easy to cause medical malpractice. Furthermore, the nurse regulate and control the velocity of drops by hand through observation and experience. Obviously, the methods above has inadequate accuracy and waste of times, the velocity of drops too slow or high directly affect the curative effect. In addition, these transfusion apparatus hard to give a alarm when something accident caused by air bubble, fault and blocking. Of course, infusion pump could solve these problem. But the price is so high that the hospital with good benefit can't afford it.

According to this situation, strain gauge type transducer and photoelectric detector as the front part of measure system, adopts P89C58X2 MCU as microprocessor of slave station, the monitor computer and microprocessor communication with RS485 bus. Monitor the infusion process of patient, dealing with false alarms by accident, give alarm sounds at the end of transfusion. In addition, the communication network composed of RS485 bus and repeater. one master station control multi-slave station, transfer data between master and slave.

The medical monitoring system resolve present defects of conventional infusion system, had a good result in clinical application. Promote the informationization and intellectualization construction in hospital.

Key words: Strain gauge type transducer, Photoelectric detector, Drops speed control Upper limit alarm, Control the velocity of drops by single chip microprocess

中文文摘

随着科技发展和普及,医院输液系统等医疗器械日益趋于网络化、便携化、人性化。高效、实时、便捷、安全和人性的服务可以更有效的提高医护人员的工作效率,方便患者就诊和缓解治疗压力,推动医院信息化建设。

据调查和研究,医院每天接纳大量输液患者。随着输液喊着越来越多,医院要不断扩展护理区,医护人员劳动强度越来越大,护理过程中的事故发生率大为上升,这些都成了医疗隐患。虽然可通过提高医护人员素质和业务水平等降低事故发生率,但能否通过改善硬件设施降低事故发生率和提高医护人员工作效率,值得思考。目前,普通中小医院输液都采用了一些简易报警装置,但在输液过程中仍是人工护理居多,存在智能化程度偏低,输液事故发生率高,医护工作效率低,患者心理压力等弊端。这就对医院输液的智能化和人性化程度提出了更高要求。

本课题根据医院的现场实际情况,对系统进行全面规划,总体设计以高新技术为主,本着“力求保证系统先进、实用、安全、可靠、经济、易扩展、易维护和高性价比”的原则,分析比较点滴输液监测系统的可行性方案,根据系统需求设计,实现部分硬件并编写系统软件,力求完成一个由微计算机技术、传感器技术、通讯技术、智能控制技术结合而成的功能强大的监测系统。

论文主要研究内容包括:

- (1) 前端从站的硬件设计、软件结构分析和设计实现。
- (2) 后台护士站管理的软件设计和实现。
- (3) 主从数据通信的设计与实现。

绪论阐述了研究输液系统的背景以及重要意义。通过对国内外有关技术领域的了解,进行资料收集、整理和分析,提出了一种由应变式电阻传感器和光电传感器组成的前端输液测量系统,以单片机为前端测量系统的控制核心,前端测量系统和后台护士站监控机之间通过 RS485 总线进行通信。对每个病人输液进程进行实时监控,同时具有输液滴数定时计数、称重、液位越限报警、显示等功能。软件部分采用模块化和结构化的设计方法,系统软件包括系统初始化模块、主控模块、监测报警模块、输液速度学习设定模块、按键扫描模块、显示模块、算法模块等。软件设计使该系统具备了补偿修复能力、判断决策能力、自学习和记忆能力、处理由外界

- 各种意外事件引发的误报警等能力，可以在输液结束时发出报警信号呼叫护理人员。此外，为后台护士站开发了监控管理软件，可对输液过程进行实时监控，对输液资料进行管理保存，同时在此基础上还可考虑增加患者基本信息和病历管理，药品资料管理等功能。最后，采用 RS485 总线，中继器拓展网络，即一个主机站控制多个从机站，主、从机之间进行数据传输，实现了多机通信。

第一章对输液监控系统进行需求分析和结构设计。阐述了输液监系统的技术指标和设计需求，并以此为基础阐述了输液监控系统的结构。描述了系统各部分组成以及它们之间的联系，并对上位机和下位机之间的拓扑结构和通信模式进行分析和设计。需求表描述了开发的目的、系统输入输出端、设计需求等，并对成本和功耗提出了要求。

第二章介绍了硬件选型和单元电路设计。首先介绍了硬件设计原则，必须在安全可靠的前提下，保证其经济合理及易用性。然后介绍了输液从站总体硬件构成。接着，分别介绍了各单元电路，包括单片机的选用和电路设计、重量传感器的原理及其补偿措施的研究、光电传感器的原理及液滴信号采集电路、信号处理电路、系统供电电路、晶振电路、数据存储电路、主从站通信接口等。最后总结了 PCB 设计过程中的一般原则和处理方法，硬件抗干扰措施等。

第三章简要通信工程中通信协议的使用和研究。以图文并貌的手法描述了通讯流程、数据帧格式、纠错方法及校验方式，进一步为主从机成功通讯和通讯程序的开发奠定了基础。

第四章介绍嵌入式软件设计过程。软件部分采用模块化和结构化的设计方法，系统软件包括系统初始化模块、主控模块、监测报警模块、学习记忆设定输液速度模块、按键扫描模块、显示模块等。首先介绍了嵌入式软件设计原则，然后对各个程序模块进行了介绍，如各硬件模块功能初始化过程和驱动程序设计、低功耗设计和软件抗干扰设计等，并在软件程序设计中融合了称重算法和称重传感器校正算法，使整个系统更加智能化，节约了开发资源和成本。

第五章简要介绍了医护人员工作站输液管理软件的开发。在软件设计过程中采用 VC++ 面向对象的可视化计算机编程语言，保留了信息管理系统的可扩展性和更加人性化的设计空间。

最后，总结了已完成的工作和取得的成果，提出了完善和改进措施，并对未来工作做了展望。

论文设计的系统主要有以下优点:

- (1)能对输液进程进行实时监控,并报告重量、滴速等输液参数。
- (2)能够处理由意外情况引发的误报警能力,并在输液结束前预警。
- (3)网络化管理,主站和从站可以互传数据和信息,甚至未来在采用无线的方式下,病人可携带输液器远离病区,实现远程就诊,系统更具有人性化。
- (4)能记忆和存储患者当前输液数据,还可对患者基本信息、就诊史、药物资料等进行管理,实现了医院一体化和人性化管理。

目 录

中文摘要	I
Abstract	III
中文文摘	V
目录	IX
绪 论	- 1 -
第一节 课题研究背景及意义	- 1 -
第二节 论文主要研究内容和解决的关键问题	- 6 -
第一章 系统总体需求和方案设计	- 9 -
第一节 系统需求分析和设计原则	- 9 -
第二节 系统方案论证与比较	- 10 -
第三节 系统总体框图	- 14 -
第四节 本章小结	- 15 -
第二章 系统下位机硬件电路设计	- 17 -
第一节 硬件设计原则	- 17 -
第二节 下位机总体结构和主控单元	- 17 -
第三节 硬件选型和单元电路设计	- 21 -
第四节 印刷电路板的干扰因素及设计原则	- 28 -
第五节 本章小结	- 29 -
第三章 系统通信协议的研究和使用	- 31 -
第一节 通信流程	- 31 -
第二节 应答格式及通讯参数	- 33 -
第三节 本章小结	- 35 -
第四章 下位机软件设计	- 37 -
第一节 系统主程序	- 37 -
第二节 称重算法和传感器校正算法	- 40 -
第三节 本章小结	- 41 -
第五章 上位机管理软件开发	- 43 -

第一节 任务概述和软件设计原则.....	- 43 -
第二节 主站软件设计.....	- 43 -
第三节 数据库设计与实现.....	- 47 -
第四节 本章小结.....	- 48 -
第六章 结论.....	- 49 -
第一节 总结.....	- 49 -
第二节 展望.....	- 50 -
附录 1.....	- 51 -
附录 2.....	- 53 -
参考文献.....	- 59 -
攻读学位期间承担的科研任务与主要成果.....	- 63 -
致 谢.....	- 65 -
个人简历.....	- 67 -

绪论

第一节 课题研究背景及意义

1 课题研究背景

目前,大多数普通医院的输液护理自动化和智能化程度不高^{[4][5][6]}。护理人员在插针后通过观察和询问病人,通过调节输液夹的松紧程度来调节滴速,通常在对滴速要求比较严苛的情况下,由于条件所限,只能通过读秒表计数来估算滴速^[7]。这种方式对临床护理经验丰富的护理人员尚且感到不便,更何况一般护理人员和病人。上述方式带有人为主观因素,难以完全尊重客体,严格遵循科学输液的要求和规律。加之医院每天输液病人数以百计,护理人员极易产生厌倦和烦躁心理,致使输液事故时有发生。

上述方式一旦发生事故,造成的后果,对一般患者尚可预料和承受,但对抢救,化疗等对滴速要求极其严格的输液过程,事故发生造成的结果具有不可预测性,甚至酿成悲剧。不同症状的患者对滴速要求不同,如孕妇、老人、儿童及体质较弱的患者滴速过快会引发血管痉挛、心力衰竭;不同药物对滴速的要求不同,如葡萄糖和抗生素,又如麻醉药这类特殊药物,输液速度和用药量尤其需要精确控制,否则会导致水肿和中毒^[8]。其次,护理人员必须亲自临床操作,随着输液人数增多,造成工作量巨大且效率低下,不但增加了医护人员感染几率,而且病人之间易交叉感染,如肺结核病区。最后,上述方式不能对病人的信息(如输液信息、药物信息、药物需求和既往病史等信息)进行直观而全面的查询、统计、分析以便于医生诊断和护理,没有一个统一管理的数据库和功能强大的人机交互界面。目前,国际市场上的输液泵可以解决这些问题,但输液泵价格昂贵,无疑增加了医院的医疗成本和病人的费用负担。

鉴于上述原因,设计和开发了一种智能医用输液监测系统。设计中采用精度极高的称重传感器和红外光电传感器,能够精确检测药液药瓶重量、点滴速度等,能以按键输入的方式准确输入药液重量和点滴速度预警值,对输液过程中的意外情况进行监测报警,并在输液前预警,有效遏制了输液事故的发生。该系统的前端从站

能和后台护士站总站甚至医院总站直接通讯；构成一体化网络，主站上位机具有功能强大的软件系统和优良的人机交互界面。该系统的应用有助于提高医护人员的工作效率、降低工作强度、减轻患者治疗压力，使输液治疗在确保安全性和可靠性的前提下，更加人性化和智能化。总之，此举实现了医患双赢，实现了医院一体化管理。且具有更深层次的意义，即推进了医疗事业的信息化、网络化、智能化、信息化建设。

2 课题研究意义

(1) 经济意义

该系统在设计时在确保可靠性和稳定性的前提下对成本进行了估算，在此基础上进行了性能优化设计，以确保性价比。同时，设计子模块具有标准化、可扩展、便于移植等优点。

(2) 科技意义

该系统的设计体现了学科交叉，如生命学科和信息学科交叉。融合了多项先进而成熟技术，如计算机控制技术、传感器技术、网络技术、单片机技术等。具有科研价值。

(3) 实用意义

该设计从现实生活出发，以患者为中心，把患者和医护人员的需求摆在第一位，充分体现了以人为本的设计理念。在施工过程中，充分考察医院环境和楼宇结构，保证了系统移动灵活，操作方便，经久耐用。

就设计者自身而言，可以通过该题目对电路理论、传感器理论、通讯网络系统理论、智能控制理论等进行深入学习，提高理论创新能力。并将知识应用于实践，整个设计过程有助作者提高动手能力、分析解决问题能力和实践创新能力。同时通过开发该系统使作者在研究生阶段科研水平迈向一个新的台阶。

3 国外点滴输液系统的研究现状

随着科技的发展，医疗器械成为了多学科和多项科学技术相结合的产物，其发展水平无疑体现了一个国家的科技水平甚至综合国力^[9]。就目前国际市场而言，大型高端医疗设备及其核心技术均被美、日、欧等少数发达国家垄断。

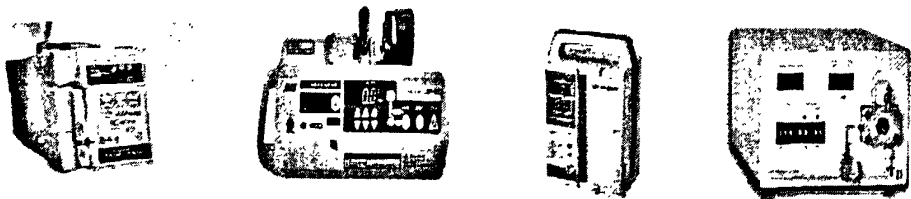
国外对点滴输液系统的研制较早，如日本、美国和德国等国家上世纪 80 年代末

就进行了这方面的研制,现在市场上流行的大多是国外产品,类型多样,性能较好。

日本的 TOP-7100 型输液泵具备以下优点和功能: (1) 是日本 TOP 株式会社完全专利技术,全球首创专用带固定夹输液器(EH IV set)的输液泵,确保输液过程极高的精确度及高度的安全性。(2) 独特的无泵门设计,带语音提示的人性化操作功能。(3) 可对输液速率范围,导管内空气探测,闭塞探测压力进行多选项设置。(4) 可记录输液开始/停止和警报类型。同时也记录日期、时间、输液速率、容量限制和与此同时的整个容量。(5) 电源自动关闭: 如果当内部电池供电时系统在中止状态或警报状态中大约 3 分钟,蜂鸣器鸣响;如果在该状态下又 3 分钟,系统电源自动关闭。(6) 提示: 如果在消声之后 2 分钟过后没有重置警报,警报会再次鸣响。(7) 蜂鸣器设置: 等待声音和运行声音出现/不出现可以规定。(8) 电源转换: 当电能不在从 AC/DC 电源中供应时,该系统进入内部电池运行模式。(9) 声音指导: 当警报发生时,提供声音指导描述等。(10) 剩余输液时间显示: 当带有容量限制设置的输液进行时,剩余输液时间作为推测显示。

德国诺尔(KNAUER 公司)的 K-120 高压输液泵是世界上最小的 HPLC 泵。可更换惰性泵头,适用于微柱型高效液相色谱,分析型高效液相色谱和半制备型高效液相色谱。德国贝朗(BARUN)集团的输液泵具有控制精度高,使用方便等优点,但其光电传感器部件常易出现问题,送修需更换整体传感部件,维修时间长、成本高,造成医院开支巨大^[10]。

美国 IMED 公司 Gemini PC-2TX 型输液器可实现四路控制。此外,加拿大等国家也有相应的产品,型号颇多,性能良好,此不赘述。



日本产 TOP-7100 型 日本 JMS 微量输液泵 美国迈瑞输液泵 德国凝胶色谱输液泵

图 0.1 国外输液泵产品

Figure 0.1 Infusion pump products in abroad

归纳起来国外产品具有以下功能及特点:

- (1) 能够精确控制给药的流速和容量精度(如 $\leq \pm 5\%$),可调节给药流速范围。
- (2) 液流线性度好,不产生脉动。

- (3) 具有多种给药模式。
- (4) 具有程控功能,可开展更先进的治疗项目(如联合时辰化疗)。
- (5) 具有快捷操作功能达到快速调节流速和争取抢救时机的目的。
- (6) 具有历史信息储存功能,能调节医护患纠纷。
- (7) 内置加温功能达到提高输液舒适性。
- (8) 实现了远程通信。
- (9) 各种报警功能(如管路气泡、针头阻塞、静脉跑针、管路疲劳、滴空等报警项)达到降低劳动强度、提高临床安全性、减少护理人力。

总之,输液泵走在了当前医疗和科技的最前沿,是高、精、尖技术的产物,势必以高成本和高投入为代价,因而这些产品价格昂贵,在国内只有少数大医院引进,主要用于危重患者。

4 国内研究现状

随着我国人民生活水平提高,人们对生命健康愈发关注,医疗器械作为一个新兴产业正在蓬勃发展。各大医疗机构、科研院所、医疗科技企业和个人竞相推出输液产品和发明专利。

山东某医院研制了一种弹簧输液报警器,该报警装置由一个可控的音乐集成块,弹簧及两块电池组成^[11]。使用该输液报警器将输液容器悬挂于弹簧下,将药液药瓶重力转化为弹簧拉伸力,输液快结束时,弹簧回缩报警电路接通,进行声光报警,提醒换药。该装置虽有一定新颖之处,但智能化程度不高,难以达到医用监控器的智能化要求。

2009年北京市物理实验技能大赛中的输液瓶液位测量及报警装置^[12]。该装置由弹簧、齿条、齿轮等机械部件组成,遵循胡克定律,通过测量输液瓶和瓶内液体的重力来间接测量液位,报警装置的指针随着液位的变化而变动,当与金属触头相接触时报警电路接通,实现报警。此装置主要利用机械原理实现液位测量,精密测量和智能化程度不高,较难推广。

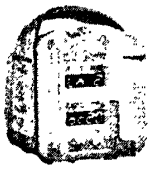
福建师范大学物理与光电信息科技学院采用光的衍射方法来对微量物体进行测量的装置已获专利,其原理是激光束通过狭缝被衍射,衍射光到达光电接收器后,可输出显示信号。物体的重量通过杠杆作用改变衍射狭缝的宽度大小,从而使光电接收器接收到的衍射光的光强发生变化。通过光电接收器,将光强的变化量转化为

电信号输出。最后通过显示技术将电信号转化成数字显示,达到对物体质量进行读数的目的。但该装置如何应用于输液报警,其夹持机构和测量精度是一大难题,故没有得到推广。

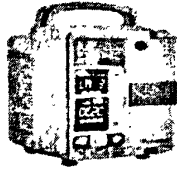
广东的黎勇设计了一种输液监测装置,已申请了实用新型专利,该实用新型其包括摄像头、摄像头的定位装置、PC机、计数模块和显示器,其中,摄像头与PC机相连,用于拍摄输液液滴图像,并将所拍摄的图像传输到显示器的显示屏;计数模块安装在PC机的主机内,用于对摄像头获取的图像信息进行采集、分析,并且对液滴滴数进行计算处理,将计算结果以数值的形式显示在显示器的显示屏上。本实用新型中的摄像头、PC机、PC机的主机、计数模块和显示器均采用现有技术,易于实现,输液状态可以通过图像或数值直观地反应出来,并且可以对病人的输液状态进行远程监控,其整体结构简单,监测效果好。但这种装置需要在医院安放大量摄像头,而且也对图像处理技术提出了很高要求,所以很难推广。

山西明佳电子有限公司开发的医用便携式输液监测器已获国家专利,采用无线射频通讯技术,由射频网络中继器,射频网络管理机组成通讯网络,系统几乎不需要安装,输液监控器为便携式,护理人员可直接将卡装在输液管上。监控器内置安全无污染的聚合物锂电池供电,无线射频通讯(MJY-01A型),对外无任何引线,可以方便到病人和已往一样携带输液瓶去洗手间。射频网路中继器和射频网络管理机可用一个膨胀螺栓挂装在走廊的墙上或直接放入走廊吊顶里,就近接入交流220V电源。LED显示屏只需要两个膨胀螺栓来固定在墙上,就近接入交流220V电源。通讯网络采用无线射频技术,无需布线,整个系统在安装过程中不影响医院的正常运营。总而言之,其特点是体积小、功耗低、安装方便。但射频信号易受干扰,对接受设备的抗干扰容限要求较高。

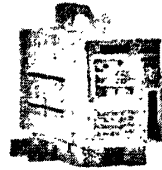
目前,国内市场上也有一些输液泵产品。如长沙健源医疗科技有限公司JSB-1200输液泵。北京科力建元医疗科技有限公司的智能输液泵系列产品(如图示)。采用多路传感器实时监测,用微机进行全面控制,具有心率检测,并根据心率变化自动调整输液速度等完善的控制和报警功能,可满足多种情况的输液要求和代替传统的吊瓶输液。该产品使用性能达到国外同类产品先进水平,可替代进口,已申请专利,同时在一些大医院进行了推广,但依然存在调整时间长、精度不够、功能不够齐全、价格较贵的缺陷。



ZNB-XA 全功能输液泵



ZNB-XD 智能输液泵



ZNB-XK 液晶输液泵

图 0.2 北京科力建元医疗科技有限公司 ZNB 系列产品

Figure 0.2 Products of Beijing KellyMed Co., Ltd.

此外,除了文中所提到的,我国还有很多科研医疗机构,企业开发了输液装置,不少都申报了专利,但是由于其稳定性、可靠性和灵敏度等方面还达不到实际使用的要求,所以这些专利很少得到应用。不过总体来说,种类较少,性能也需改进。总之,国内对输液装置的研制起步较晚,我国的点滴输液自动化得到普及,还需要很长的路要走。

5 发展趋势

未来输液系统将向网络化、小型化、便携化、智能化、控制更精确、更安全可靠的方向发展^[13]。如采用无线通信的装置现在可随身携带而不影响日常生活,可带着装置洗澡或游泳。如惠州翔晶电子有限公司生产的医用输液监控器具有学习记忆设定的输液速度的功能。甚至可以将测量系统植于糖尿病患者皮下^{[14][15]},测量血糖水平并报警,然后自动控制输液器向患者体内注射胰岛素。

第二节 论文主要研究内容和解决的关键问题

1 论文主要研究内容

根据医院的现场实际环境情况,对监测系统进行全面规划,总体设计以高新技术为主,本着“力求保证系统先进、实用、安全、可靠、经济、易扩展、易维护和高性价比”的原则,分析比较点滴输液监测系统的可行性方案,根据系统需求设计,实现部分硬件并编写系统软件,力争完成一个由微计算机技术、传感器技术、通讯

技术、智能控制技术结合而成的功能强大的监测系统,以推进现代医疗事业的信息化进程。

本课题的研究内容主要包括:

- (1) 前端从站的硬件设计、软件结构分析和设计实现。
- (2) 后台护士站管理的软件设计和实现。
- (3) 主从数据通信的设计与实现。

软件部分采用模块化和结构化的设计方法,系统软件包括系统初始化模块、主控模块、监测报警模块、学习记忆设定输液速度模块、按键扫描模块、显示模块等。用单片机实现具有高度智能化的系统的软硬件设计,将上位机(PC机)和下位机结合起来实现远程监测、现场监控和医疗管理等功能。

2 解决的关键问题

1 精度问题的解决

为保证得到一个高精度的测试系统,采取了以下措施。首先,传感器是整个系统的核心,传感器为电阻应变式称重传感器,具有精度高、性能稳定可靠、安装使用方便等优点。为了获得可靠的数据源就要注意电阻式应变传感器的安装方式,传感器的底座安装面平整、整洁,无任何胶膜、油膜等存在^[16]。安装面保持水平,安装时使用弹簧垫圈。在给传感器加载受力时,避免横向施力或附加扭矩力^[17]。为了避免传感器重新安装造成其特性曲线发生变化,系统软件设计了传感器自校正算法,以提高它的精度。

其次,采用高精度 A/D 转换器 CS5532,它是一款低噪音、多通道、可编程测量放大器。它分辨率高达 24 位,测量级数为毫伏级,放大倍数从 1 至 32 可调,数据输出速率可调,精度高,动态特性宽,是其它类型转换器所无法比拟的^[18]。它还有一个灵活而简便的同步串行接口,使转换数据以串行方式输出,能与其它总线兼容。CS5532 内置校正系统,可消除漂移和误差^[19]。该 A/D 转换器和单片机兼容,应用广泛。除此而外硬件电路数字器件和模拟器件独立供电,对电源进行稳压,并加滤波电路,以免电源噪声对系统产生影响。采用低通数字滤波器滤除传感器内部的散粒噪声、热噪声、外界随机干扰引起的高频干扰噪声。为防止传电磁干扰,在传感器信号输出端及电源线上加屏蔽珠进行屏蔽。在 PCB 设计时应尽量将数字部件和模拟部件隔离,数字地与模拟地隔离。

2 智能化设计

输液过程中有很多外界随机事件,如病人的误动作、液体气泡等均会影响液滴的重量,导致误测,甚至引发误报警。故结合智能控制技术,根据具体要求给出数学模型,再由数学模型给出数值算法,最后由数值算法编出程序。使系统能总体寻优,具有自学习、修复记忆、补偿、判断、决策能力。

3 通讯网络组建

本设计选定 RS485 总线作为主从站的通讯介质,单片机通过 MAX232 将 TTL 变为 RS232 电平,通过 RS232/RS485 转换器连接 485 总线,在主站处再通过 RS232/RS485 转换器将数据送入 PC 机的串口,实现双向通讯,若需要拓展网络或加长通讯距离,可加中继器。在硬件物理基础上开发了通讯协议,规定了传输数据的帧格式,打包解包及纠错方法等,最后通过软件编程完成通讯数据的处理。该通讯网络具有全数字化、双向、多变量、多点多站的特点,使系统具有更强大的事件处理能力。

第一章 系统总体需求和方案设计

第一节 系统需求分析和设计原则

在方案设计之前，有必要使用各种手段对系统信息进行有效收集，并将收集的大量信息进行提炼以得到设计所需求的信息，即明确系统要完成什么功能，怎样完成，对硬件和软件要完成的功能进行分配，设计要达到什么样的指标等。还要各部分的工作原理及其联系。

该系统的设计解决了输液过程中由人为因素等造成的一系列问题，如医护人员的误操作、患者的误动作、气泡、振动等造成的输液误差及事故。监控主机和从机通过有线介质遵循通讯协议进行数据传输，并对数据自行处理，实现了一台主机对多台从机进行管理的一体化网络。

通过调研和讨论，输液系统应当适合以下条件，即多台下位机由上位机进行统一管理，上位机和下位机分布在各个楼层使用，可靠距离可百米以上甚至上千米，输液监控仪对输液速度和药液重量进行监视，若不在设定范围内就上下位机同时进行报警，系统管理软件可对每个下位机进行监控，操作简便，价格合理^[20]。

基于以上分析，编写了系统需求表。

表 1-1 系统需求表

Table1-1 Requirement of system

名称	医用输液监控系统
目的	对输液过程进行全程监控
输入	下位机小键盘，上位机键盘
输出	下位机位 LED 显示，主站为视频显示器
系统开发需求（包括软硬件开发平台及电子元器件）	应变传感器，光电传感器，声光报警器，CS5532，INA118，24C01，MAX232，RS232/RS485 转换器，RS485 双绞线，LDO，DC-DC 电源，按键，拨码开关，LED，吊瓶挂钩，固定挂钩，莫菲氏管，PC 机，各种 EDA 工具，visual C++6.0 等软件开发工具，示波器，万用表，电烙铁等
功能	1 主机管理软件对各输液仪进行监控 2 232/RS485 适配器为上下位机通信提供硬件支持。 3 下位机对输液信息进行采集，并向上位机发送相关信息。
成本	尽量低以便于推广
功耗	尽量低以节约能源

尽管系统的设计的具体方案和技术指标千变万化,但应遵守共同的设计原则与步骤^[21]。系统的设计原则归纳起来可分为以下几点:

(1) 安全可靠

对于输液系统,周围的各种干扰随时威胁着它的正常运行。一旦系统出现故障,轻则影响治疗。重则引发事故,因此,在设计过程中因把安全可靠放在首位。

(2) 操作维护方便

系统操作要求操作简单、直观形象、便于掌握,既要有操作先进性,又要兼顾原有的操作习惯。并且易于排、出故障。

(3) 实时性强

实时性表现在对内部和外部事件能及时的响应,并且做出相应处理,不丢失信息,不延误操作。

(4) 通用性好

一是硬件采用标准总线结构和配置各种通用硬件模块,以便扩充功能。二是软件模块和算法采用标准化结构,无需二次开发,便于灵活移植。

(5) 经济效益高

设计体现高性价比,要有市场竞争意识。

第二节 系统方案论证与比较

1.2.1 控制方案比较

方案一: 传统的 PLC(可编程逻辑控制器)控制方案。其优点是(1)编程简单,使用面向控制操作的控制逻辑语言。(2)可靠性高,抗干扰能力强,环境适应能力强。(3)系统采用了分散的模块化结构^[22]。这不但使之可针对各类不同控制需要进行组合,便于扩展;且易于检查故障和维修更换,从而大大提高了效率。目前较高档的 PLC 还配有各类智能化模板,如模拟量 I/O 模板、PID 过程控制模板、I/O 通讯模板、视觉输入、伺服及编码等专用模板等等,大大提高了 PLC 的功能与适应性。

(4)容易实现机电一体化。(5)相对于继电器逻辑控制而言,PLC 性价比大大提高。(6)目前中、高档 PLC 均具有极强的联网通讯能力。通过简单的组合可连成工业局域网,在网络间通讯,但 PLC 方式难以实现毫秒级的周期做高频采样,难以实

现系统需求中的键盘显示和动态显示滴速和远程通信功能。

方案二：采用 P89C58X2 单片机系统来实现，与 PLC 比较单片机不但灵活性强、价格低，还可实现更多的功能，例如复杂的算法和控制功能。这种方案方便的实现了系统需求中的键盘设定和动态显示滴速等功能，并且可以实现主站和从站的通信。

1.2.2 储液瓶称重方案

方案一：利用机械原理，由弹簧、齿轮、齿条等机械部件组成，通过胡克定律将重力转化为相应位移，报警装置的指针随着液位的变化而变动。此装置主要利用机械原理实现液位测量，精密测量和智能化程度不高，较难推广。

方案二：电阻应变式称重传感器。该传感具有很高的精度，能实现对微小变化的重量测量，同时，将测得的信号经放大，量化转化为数字信号送到微处理器，实现了高精度，智能化测量。

从实用、简便同时保证测量准确度等方面考虑，使用电阻应变式称重传感器是较为理想的选择。

1.2.3 速度检测方案

对液体点滴速度的控制，可以分为以下两种方案：

方案一：采用输液软管夹头的松紧程度来控制滴速^[23]，控制滴速夹移动的距离很小，但是滴速夹的松紧调节过程中，存在很多因素，例如橡胶粘度，弹簧的弹力等等，都为非线性控制量，移动距离等参数难以计算，造成滴速难以精确测量和控制。

方案二：使用红外发光二极管和光敏三极管实现光源检测^{[24][25]}。红外发光二极管垂直于漏斗壁发送红外光，红外接收三极管依据接收到的红外光信号的强弱产生脉冲信号，通过定时采样计算出液体点滴速度。光电检测器器件具有电隔离的功能，响应速度快（一般可达微秒数量级），使用方便，具有一般固体器件的可靠性，体积小重量轻、耗电小、成本低、工作温度范围大等优点。

综合比较上面两种方案，利用光电传感器检测点滴速度。

1.2.4 主从机通信方案

方案一：采用无线方式

常用的无线方式有红外、蓝牙、Zigbee、射频等。红外的优点在于可以在具备红外接口的设备间进行数据传输，安全性较强。但是红外方式的传输距离非常有限，通讯过程中不能移动，且易受障碍物干扰和其他医疗设备产生干扰而造成通讯中断，其主要目的是取代线缆连接进行无线数据传输，功能单一，扩展性差，故不能应用在本系统中。

蓝牙是由爱立信，诺基亚等共同提出的一种低成本大容量的短距离无线通信规范^[26]。蓝牙规范采用微波频段工作在 2.4GHz ISM（即工业、科学、医学）频段调频，通讯介质是电磁波。采用跳频频谱扩展技术把频带分成若干个跳频信道（hop channel），传输速率每秒 1M 字节，它能够在 10 米的半径范围内实现单点对多点的无线数据和声音传输，通过增加发射功率可达到 100 米。一台蓝牙设备可同时与多台蓝牙设备建立连接^[27]，这些都是红外所无法比拟的。蓝牙的缺点在于通讯速率不高，在当今信息时代，可能也会对它的发展有所影响。目前主流的软件和硬件平台均不提供对蓝牙的支持，这使得蓝牙的应用成本升高，普及难度增大。同时由于频段限制可能会受到诸如微波炉、无绳电话、科研仪器、工业或医疗设备的干扰。

ZigBee 作为一种新兴技术，自 04 年发布第一个版本的标准以来，正处在高速发展和推广当中。Zigbee 的标准传输距离为 75 米，并可扩展到几百米甚至几公里，但此技术是一个由若干个无线数传模块组成的一个无线数传网络平台，而且现在 Zigbee DSSS 2.4G，（小于 250kps）3.5 公里无线数据采集终端模块的价格在每片 s 上千元^[28]，目前由于成本、可靠性方面的原因，还没有大规模推广。

射频（RF）是 Radio Frequency 的缩写，表示可以辐射到空间的高频交变电磁频率，频率范围在 300KHz~30GHz 之间。电磁波可以在空气中传播，并经大气层外缘的电离层反射，形成远距离传输能力，故称其为射频^[29]。常用的射频模块有 RF905、nRF401a^[30]等，RF905 价格虽然能够接受，但这种模块并不适合楼宇中，因为楼宇对电磁波衰减作用非常严重，只适合室外开阔地带使用。同时射频辐射功率对人身健康不利，因此不宜使用。基于以上原因否决了无线传输模式，因此只能选择有线模式。

方案二：采用有线方式

所有有线方式可分为串行通信和并行通信,并行通信一般在实际中用的较少,其特点是数据传输速率高,但是占用单片机 I/O 口较多,需要的传输线也很多,不适合远距离通信,故采用串行通信。

串行可分为异步传输和同步传输^[31],同步传输要求由接受与发送之间的严格同步,传输速度要求较高,传输信息量大导致其硬件设备复杂,成本高。故而弃用,所以采用异步串行通信方式。

RS-232-C 是美国电子工业协会 EIA (Electronic Industry Association) 制定的一种串行物理接口标准^[32]。RS 是英文 “Recommend Standard” 的缩写,232 为标识号,C 表示修改次数。RS-232-C 设有 25 条信号线,包括一个主通道和一个辅助通道。在多数情况下主要使用主通道,对于一般双工通信,仅需几条信号线就可实现,如一条发送线、一条接收线及一条地线。RS-232-C 标准规定,传输距离短的另一原因是 RS-232 信号传送存在共地噪声和共模干扰等问题,因此适用于 20m 以内的通信。随着下位机数量增多,通信距离加长,RS232 的缺点就显而易见了,不能满足要求。

而 RS-485 具有以下特点:

(1) 逻辑 0 和 1 分别以两线间的电压差小,与 TTL 电平兼容。在电路中允许有多个发送器,一个驱动器可以驱动多个负载。RS-485 接口是采用平衡驱动器和差分接收器的组合,大大增强了抗干扰性能^[33]。

(2) RS-485 最大的通信距离约 1200 米,若采用的 9600bit/s,传送距离可达 15000 米,最大传输速率为 10Mb/s 且与传输距离成反比,一般支持几十个甚至上百个节点。

(3) 要实现远距离传输可以以光纤为传输介质,收发两端加光电转换器。

I²C 串行总线方式只要两条线即可实现多机通信,但一般单片机都没有其接口,用软件模拟将非常复杂,增加了开发周期。I²C 数据传输速率可高达每秒十万位,高速方式是每秒四十万位以上,如今主要在服务器管理中使用,其中包括单个组件状态的通信。但是其总线长度一般不高于 25 英尺,折合标准单位长度仅为 7.62m,远远不能满足本课题的要求,故而弃用。

CAN 全称为 “Controller Area Network” 即控制器局域网,是国际上应用比较广泛且是唯一有国际标准的现场总线^[34]。它是一种有效支持分布式控制或实时控制的串行通信网络。CAN 总线在以 5kbit/s 进行数据传输时,其传输距离在理论上可

达 10km，而在实际应用中也可达 4.5km，能够满足现实生活中医院的需求。CAN 还有总线利用率高、环境适应性强、数据传输率高、网络调试容易、后期维护成本低等宝贵特点。但 CAN 总线价格昂贵，用于本系统势必会增加成本，故而弃用。

Lonworks 是由美国 Echelon 公司推出，并由 Motorola、Toshiba 公司共同倡导的一种新型现场总线技术，具有智能化的网络拓扑结构^{[35][36]}。它提供了国际标准化组织的 ISO/OSI 模型的全部 7 层通讯服务功能，支持光纤和红外线等多种通信介质，且可以混合使用多种介质。通讯速率从 300bit/s 至 1.5M/s 不等，直接通信距离可达 2700m(78Kbit/s)，在光纤介质中通信距离为 3500m，网络系统中节点数可多为 32000 个，故有通用控制网络的美誉。由于采用了一系列先进的控制技术，Lonworks 具有控制网络功能很强，可靠性极高，软件开发上手容易等优点。但是，与其它现场总线一样，LonWorks 也有自身的缺点。首先，LonWorks 的实时性、处理大量数据的能力有些欠缺；其次，由于 LonWorks 依赖于 Echelon 公司的 Neuron 芯片，它的完全开放性值得商榷；再次，Lonworks 在医院输液监控系统中大多需要重新布线，且成本较高，大材小用。

基于以上原因，结合本系统单片机的特点，最终决定上位机与下位机之间基于 RS485 总线的有线异步通信方式，最终确定系统通讯网络图如下所示。

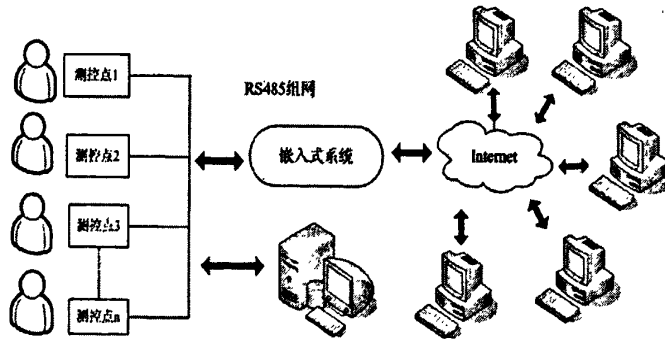


图 1-1 系统网络拓扑图

Figure1-1 Network topology of system

第三节 系统总体框图

通过以上方案论证比较，确定系统总体实现框图如下：

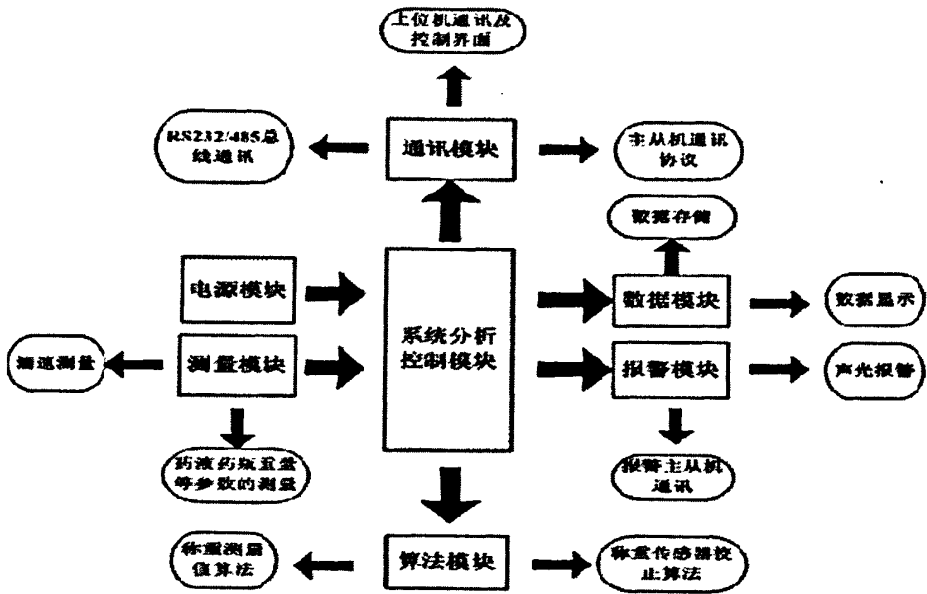


图 1-2 系统总体组成框图

Figure1-2 The block diagram of the system

第四节 本章小结

本章对系统各部分的方案及功能实现进行了探讨，对比了其优缺点，通过各方面权衡最终确定了使用方案。各部分的硬件电路设计和软件编程将在以下几章中重点介绍。

第二章 系统下位机硬件电路设计

第一节 硬件设计原则

嵌入式系统的软件和硬件设计是互相关联，密不可分的。需要在二者之间协同设计，故本系统硬件设计的原则是：

(1) 安全可靠。为提高系统的可靠度，采用高性能的电子元器件；在满足系统功能前提下，简化电路；采用集成度高的集成电路，避免使用分立元件；采用成熟的标准化和模块化电路。

(2) 足够的抗干扰能力。系统将采用抗干扰能力强的单片机和电子元件，采取去耦滤波，屏蔽等抗干扰设计。

(3) 经济合理。该系统是面向普通中小医疗结构设计的输液监测系统，价格至关重要。在系统安全可靠的前提下，保证系统价格的经济性，选择价格合理的电子器件，可缩短系统开发周期和降低系统开发成本。

(4) 易用性。该系统设计面向的是医护非专业人员，所以软硬件设计尽量化繁为简，操作界面友好，符合人性化特点。

第二节 下位机总体结构和主控单元

下位机以 P89C58X2 作为控制核心，由电阻应变式称重采集器、光电管检测器、仪表放大器、A/D 转换芯片、脉冲整形电路、信号处理电路、芯片 MAX232 作为串行通信接口、LED 显示、键盘、报警电路和电源等一并构成智能监测系统。下位机组组成框图如下：

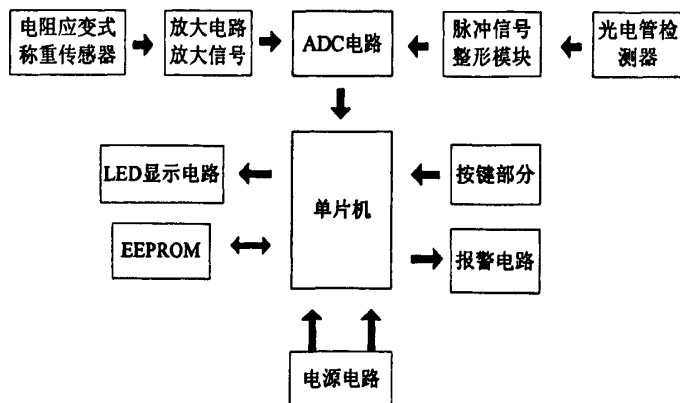


图 2-1 下位机组组成框图

Figure2-1 Schematic diagram of slave station

根据所使用资源的性价比, 本系统选用 P89C58X2 作为下位机系统的 CPU。

作为输液检测仪的核心部件, 该单片机采用高性能的静态 80C51 设计。采用先进 CMOS 工艺制造, 带有非易失性 Flash 程序存储器。全部支持 6 时钟和 12 时钟操作。

P89C58X2 包含 32 条 I/O 口线、256 字节 RAM、3 个 16 位定时器、计数器、6 输入 4 优先级嵌套中断结构、1 个串行 I/O 口 (可用于多机通信、I/O 扩展或全双工 UART) 以及片时钟电路和振荡器^[37]。此外, 由于它采用了静态设计, 频操作频率范围宽 (可降至 0)。可实现两个由软件选择的节电模式—空闲模式和掉电模式。空闲模式 CPU 停止工作, 但 RAM、定时器、串口和中断系统仍然继续工作。掉电模式保存 RAM 中的数据, 但是振荡器禁用, 导致所有其它的片内功能停止工作。由于设计是静态的, 时钟停止不会丢失用户数据。运行可从时钟停止处恢复。

电气特性:

80C51 核心处理单元;

256 字节 RAM (89C58X2);

布尔处理器;

全静态操作;

12 时钟操作, 可选 6 个时钟 (通过软件或并行编程器);

64K 字节 ROM 和 64K 字节 RAM;

电源控制模式;

时钟可停止和恢复;

空闲模式;

掉电模式;

帧数据错误检测;

自动地址识别;

可编程时钟输出;

异步端口复位;

掉电模式可通过外部中断唤醒;

LQFP、PLCC 或 DIP 封装;

宽温度范围。

与标准的 MCS-51 单片机相比增加了以下功能:

- (1) 5V 时有两个频率范围：即 6 时钟模式时的 0 到 20MHz 和 12 时钟模式时的 0 到 33MHz；
 - (2) 增加了双数据指针 DPTR；3 个保密位；增加了 4 个中断优先级；6 个中断源；
 - (3) 4 个 8 位 I/O 口；增加了全双工增强型 UART；
 - (4) 在 51 原有的 3 个 16 位定时/计数器 T0, T1 上增加了定时/计数器 T2（捕获和比较）；
- 增加了低 EMI（禁止 ALE，输出斜率控制以及 6 时钟模式）；

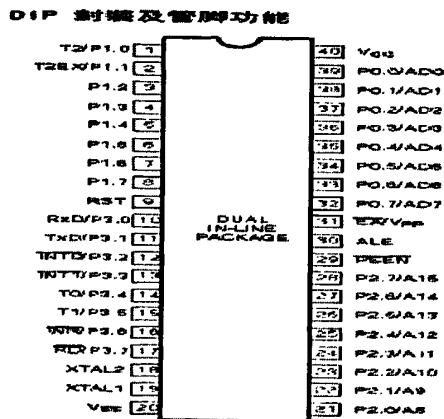


图 2-2 管脚图
Figure2-2 Function of pin

表 2-1 管脚功能说明
Table2-1 Explain pin function in detail

名称	管脚号	类型	名称和功能
V_{SS}	20	I	地
V_{CC}	40	I	电源；提供掉电，空闲，正常工作电压
P0.0-0.7	39-32	I/O	P0 口；P0 是开漏双向口，可以写为 1 使其状态为悬浮用作高阻输入。P0 也可以在访问外部程序存储器时作地址的低字节，在访问外部数据存储器时作数据总线，此时通过内部强上拉输出 1。
P1.0-1.7	1-8	I/O	P1P P1 口：P1 口是带内部上拉的双向 I/O 口，向 P1 口写入 1 时，P1 口被内部上拉为高电平，

名称	管脚号	类型	名称和功能
			可用作输入口。当作为输入脚时，被外部拉低的 P1 口会因为内部上拉而输出电流（见 DC 电器特性）。P1 口第 2 功能： T2 (P1.0)：定时/计数器 2 的外部计数输入/时钟输出（见可编程输出） T2EX (P1.1)：定时/计数器 2 重装载/捕捉/方向控制
P2.0-P2.7	21-28	I/O	P2 口：P2 口是带内部上拉的双向 I/O 口，向 P2 口写入 1 时，P2 口被内部上拉为高电平，可用作输入口。当作为输入脚时，被外部拉低的 P2 口会因为内部上拉而输出电流（见 DC 电器特性）。在访问外部程序存储器和外部数据时分别作为地址高位字节和 16 位地址（MOVX@DPTR），此时通过内部强上拉传送 1。当使用 8 位寻址方式（MOV@Ri）访问外部数据存储器时，P2 口发送 P2 特殊功能寄存器的内容。
P3.0-3.7	10-17	I/O	P3 口：P3 口是带内部上拉的双向 I/O 口，向 P3 口写入 1 时向 P1 口写入 1 时，P3 口被内部上拉为高电平，可用作输入口。当作为输入脚时，被外部拉低的 P3 口会因为内部上拉而输出电流（见 DC 电器特性）。P3 口还具有以下特殊功能： RXD (P3.0)：串行输入口 TXD (P3.1)：串行输出口 INT0 (p3.2)：外部中断 0 INT1 (p3.3)：外部中断 T0 (P3.4)：定时器 0 外部输入 T1 (P3.5)：定时器 1 外部输入 WR (p3.6)：外部数据存储器写信号 RD (P3.7)：外部数据存储器读信号
RST	9	I	复位：当晶振在运行时，只要复位管脚出现 2 个机器周期高电平即可复位，内部有扩散电阻连接到 Vss，仅需要外接一个电容到 Vcc 即可实现上电复位。
ALE	30	0	地址锁存使能：在访问外部存储器时，输出

名称	管脚号	类型	名称和功能
			脉冲锁存地址的低字节, 在正常情况下, ALE 输出信号恒定为 1/6 振荡频率, 并可用作外部时钟或定时, 注意每次访问外部数据时一个 ALE 脉冲将被忽略。ALE 可以通过置位 SFR 的 auxiliary.0 禁止, 置位后 ALE 只能在执行 MOVX 指令时被激活。
PSEN	29	0	程序存储使能: 当执行外部程序存储器代码时, PSEN 每个机器周期被激活两次, 在访问外部数据存储器时 PSEN 无效, 访问内部程序存储器时 PSEN 无效。
EA/Vpp	31	I	外部寻址使能/编程电压: 在访问整个外部程序存储器时, EA 必须外部置低。如果 EA 为高时, 将执行内部程序, 除非程序存储器包含大于片内 FLASH 的地址。该引脚在对 FLASH 编程时接 5V/12V 编程电压 (Vpp)。如果保密位 1 以编程, EA 在复位时由内部锁存。
XTAL1		I	晶体 1: 反相震荡放大器输入和内部时钟发生电路输入。
XTAL2		0	晶体 2: 反相震荡放大器输出

第三节 硬件选型和单元电路设计

2.3.1 电源电路

电源设计是系统重要组成部分, 为各功能电路提供所需工作电压, 其稳压性能直接影响系统工作的稳定性和可靠性^[38]。由于使用的元器件电器特性不同, 系统各部分所需供电电压不同。常常需要提供不同电压和极性的直流稳压电源, 例如本系统中 INA118 需要+12V, 而其他工作电压也各有不同, 因此就要设计可提供不同电压的电源电路。

LM117 是美国国家半导体公司的三端可调正稳压器集成电路。LM117 的输出

电压范围是 1.2V 至 37V，负载电流最大为 1.5A^[39]。它的使用非常简单，仅需两个外接电阻来设置输出电压。LM117 内置有过载保护、安全区保护等多种保护电路。通常不需要外接电容。使用输出电容能改变瞬态响应。调整端使用滤波电容能得到比标准三端稳压器高的多的纹波抑制比。为了避免输出端短路，还可以把调整端接到一个可编程电压上，实现可编程的电源输出。

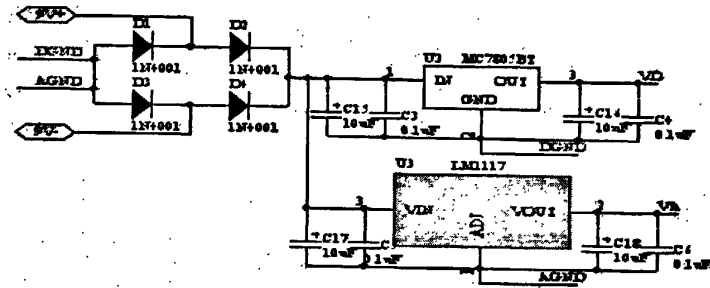


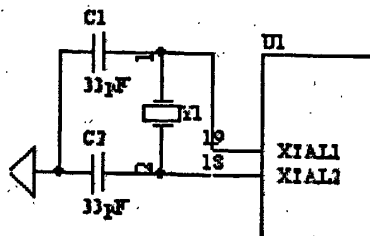
图 2-2 电源原理图

Figure2-2 Schematic diagram of power

2.3.2 晶振特性及复位电路

晶振特性由反相放大器构成内部振荡器，XTAL1 是放大器的输入输出端，自激振荡器由石英晶体和陶瓷谐振器共同构成。外部时钟源从 XTAL1 接入驱动器件，在本电路中使用低频模式，晶体外接两个 33pF 经过 XTAL1 和 XTAL2 连接到 MCU。

复位电路的设计一定要使系统充分复位，系统只有通过可靠的复位后才能有序的执行应用程序，如果复位电路不稳定，将会影响系统的正常运行。P89C58X2 内部有一个 RST 复位引脚，当晶振在运行时，只要复位管脚出现 2 个机器周期高电平即可复位，内部有扩散电阻连接到 Vss，仅需要外接一个电容到 Vcc 即可实现上电复位。



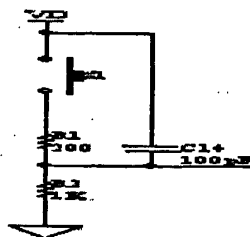


图 2-3 晶振和复位电路

Figure2-3 Crystal and reset circuit

2.3.3 数据采集单元

传感器的选用原则选择传感器主要考虑灵敏度、响应特性、线性范围、稳定性、精确度、测量方式等六个方面的问题^[40]。既要选择高灵敏度又要注意测量范围；在保证不失真的条件下响应延迟时间越短越好；为了保证传感器工作在线性范围内，必须考虑被测量变化范围，令传感器非线性误差在允许限度以内；传感器需具较强环境适应能力和长期稳定性；根据测量目的和经济型，选择合适精度的传感器，还应采用相应电路的补偿技术，以提高它的精度。除了以上因素以外，还应尽可能兼顾结构简单、体积小、重量轻、价格便宜、易于维修、易于更换等条件。

2.3.3.1 称重电路

将输液瓶悬挂于称重采集器下，传感器将输液容器和瓶内药液对其压力转换为直流电压信号输出。当容器内的药液净重少于报警阈值时，传感器输出的直流电压值小于定值，经过数模转换电路后变为数字量，单片机根据这个数字量判断瓶内剩余药液重量。

称重采集器为电阻应变式称重传感器，其原理是内部弹性体（在外力作用下产生弹性变形，使粘贴在他表面的电阻应变片也产生变形，电阻应变片变形后阻值发生变化，再经测量电路把这一电阻变化转换为电信号，从而完成了将外力变换为电信号的过程^[41]。称重传感器均采用惠斯登等臂电桥以抑制温度漂和侧向力干扰的影响，，由于等臂电桥各臂参数一致，各种干扰的影响容易相互抵消。

由于桥式电路的存在，称重传感器输出的是微伏级电压，变化范围也很小，若用数模转换器直接测量会存在较大误差，故采用精密仪表放大器 INA118 将其放大

1000 倍，再送给 AD 转换器。

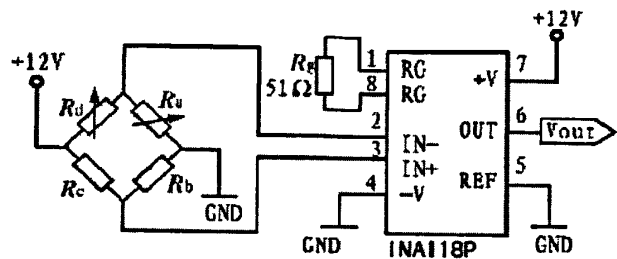


图 2-4 称重电路
Figure2-4 Weighting circuit

下面就本系统采用的精密仪表放大器和 AD 转换器做一个简要介绍。

本系统选用 INA118 作为精密仪表放大器，INA118 是美国 B-B 公司推出的一种精密仪表放大器，它由三个运算放大器组成差分放大结构，内置输入过压保护，增益可调，带宽高，共模抑制比高^[42]。由于具有精度高、功耗低、共模抑制比高和工作频带宽等优点，适合对各种微小信号进行放大，故而应用范围极广。

同时，本系统选用 CS5532 作为 AD 转换器。CS5532 是美国 Cirrus Logic 公司推出的一款低噪音、多通道、可编程测量放大器。它分辨率高达 24 位，测量级数为毫伏级，放大倍数从 1 至 32 可调，数据输出速率可调，精度高，动态特性宽，是其它类型转换器所无法比拟的。它还有一个灵活而简便的同步串行接口，能与其它总线兼容。此外，CS5532 内置一个自校正系统，可进行自校准和系统校准，零点增益和漂移误差，以及系统通道的失调和增益误差。该 A/D 转换器极易和单片机接口，广泛适用于工业过程控制、称重仪器、便携式仪表及其它高分辨率测量等场合^[43]。

其结构如图所示。

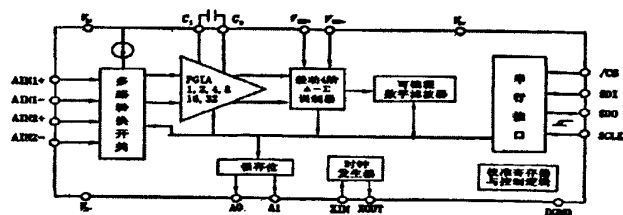


图 2-5 CS5532 内部结构图
Figure2-5 Internal structure diagram of CS5532

2.3.3.2 点滴速度的测量电路

使用光电检测技术实现点滴速检^{[44][45]}。将红外对管对称置于莫非氏管的两侧，红外发光二极管发出的红外光透过输液管照射到光电三极管。光电三极管将接收到的光信号转换成电信号输出。

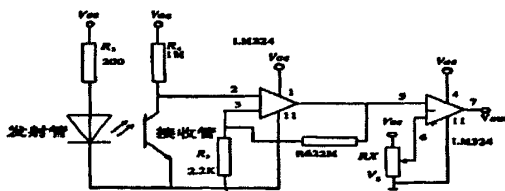


图 2-6 点滴速度检测电路

Figure 2-6 Detecting circuit of the velocity of drops

当管内无液滴落下时，红外光在滴斗表面发生全反射，光敏三极管导通，输出低电平，比较器输出高电平；当滴斗处有液滴落下时，红外光在穿过点滴时有散射现象发生，光敏三极管只能接收到微弱的光信号，感光量受到影响，光敏三极管截止，比较器输出低电平。液滴连续滴落将产生与液滴频率相同的毫伏级的电脉冲信号。

故采用运放 LM324 对此脉冲信号进行放大，滑动变阻器可调节电压比较的基值。在发射管和接收管的两端分别串联一个上拉电阻，保护光电管不会因电流过大而烧毁。

电脉冲信号通过比较器整形后得到稳定的、与液滴同频率的方波信号，电路输出脉冲信号输入到单片机中断口 INT0 口，单片机对脉冲信号计数，从而确定点滴下落速度。当有液滴滴下就有正向脉冲，单片机控制的报警器(报警器由单片机的蜂鸣器组成)控制就不报警，当超过设定的时间内没有液滴滴下时，报警器就会报警。

2.3.4 串口通讯单元

串口通讯模块主要实现上下位机通讯，下位单片机负责将采集到的数据通过串口通讯模块送到上位机进行处理，同时部分命令将由上位机发给下位机。

RS-232C 采用的接口是 9 芯和 25 芯 D 型插头。本系统采用的是 9 芯，各引脚定义如下表所示

表 2-2 RS-232 管脚功能说明

Table 2-2 Pin function of RS-232C

DB9	信号名称	说明
1	CD	载波侦测信号
2	RXD	数据接收端
3	TXD	数据发送端
4	/DTR	数据终端就绪
5	GND	信号地
6	/DSR	数据设备就绪
7	/RTS	请求发送
8	/CTS	清除发送
9	RI	振铃指示

要完成最基本的串行通信功能，实际上只需 RXD, TXD 和 GND 即可，但是 EIA 标准规定 RXD, TXD 上的逻辑 1 电平为 $-3V \sim -15V$ ；逻辑 0 电平为 $+3V \sim +15V$ 之间；控制线电压在 $+3V \sim +15V$ ；无效电压在 $-3V \sim -15V$ ，电压在此范围外是毫无意义的。这与系统主控单片机所定义的 TTL 电平完全不同，要完成而这转换必须进行电平转换。系统选用 MAX232 芯片实现 RS-232 电平转换。

MAX232 是由德州仪器公司 (TI) 推出的一款兼容 RS232 标准的芯片^[46]。该器件包含两个驱动器、两个接收器和一个电压发生器（电压倍增器）电路提供 TIA/EIA-232-F 电平。MAX232 芯片内部有一个电源电压变换器（电荷泵），由 C1+, C1-, C2+, C2-, V+, V- 和 4 只均为 $1\mu F/25V$ 电解电容构成，可以实现 $+5V (V_{cc})$ 电压和 RS232 所需的 $\pm 10V$ 电压的双向转换^[47]。

与 V_{cc} 相连的是去耦电容 (C22)，电容应该尽可能的靠近芯片。第二部分是数据转换通道。由 7、8、9、10、11、12、13、14 脚构成两个数据通道。引脚 T1IN、T2IN, R1OUT、R2OUT 为 TTL/CMOS 电平引脚，T1OUT、T2OUT, R1IN、R2IN 为 RS-232 电平。T1IN、T2IN 接 MCU 的串行发送引脚 TXD。R1OUT、R2OUT 接 MCU 串行接收引脚 RXD。T1OUT, T2OUT 接上位机的接收端 RD, R1IN、R2IN 接上位机的发送端 TD。数据走向是双向的，TTL/CMOS 数据经 T1IN、T2IN 输入转化成 RS-232 数据经由 T1OUT, T2OUT 送到上位机 RD 端。同时，RS-232 数据

通过上位机发送端 TD，由 R1IN、R2IN 输入 MAX232 转换成 TTL/CMOS 数据后由 R1OUT、R2OUT 送出。

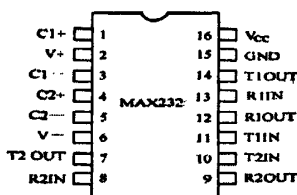


图2-6 MAX232管脚图

Figure2-6 Pin of MAX232

随着下位机数量增多，通信距离加长，RS232 显然不能满足要求。RS232 的缺点就显而易见了。

主要有以下两点：

(1) 接口的信号电平值较高，接口电路易损坏，难以与 TTL 电平兼容，异步传输速率较低。

(2) 抗干扰性能差。

而 RS-485 具有以下特点：

(1) 逻辑 0 和 1 分别以两线间的电压差小，与 TTL 电平兼容。在电路中允许有多个发送器，一个驱动器可以驱动多个负载。RS-485 接口是采用平衡驱动器和差分接收器的组合，大大增强了抗干扰性能。

(2) RS-485 最大的通信距离约 1200 米，若采用的 9600bit/s，传送距离可达 15000m，最大传输速率为 10Mb/s 且与传输距离成反比，一般支持几十个甚至上百个节点。

(3) 要实现远距离传输可以以光纤为传输介质，收发两端加光电转换器。

在构建网络时，应注意如下几点：(1) 采用一条双绞线电缆作总线，将各个节点串接起来，从总线到每个节点的引出线长度应尽量短，以便使引出线中的反射信号对总线信号的影响最低。(2) 应注意总线特性阻抗的连续性，在阻抗不连续点就会发生信号的反射。在 RS485 组网过程中另一个需要主意的的问题是终端负载电阻问题，在设备少距离短的情况下不加终端负载电阻整个网络能很好的工作但随着距离的增加性能将降低。理论上，在每个接收数据信号的中点进行采样时，只要反射信号在开始采样时衰减到足够低就可以不考虑匹配。可以采用（或 ICL232、MAX202、MAX3222 等）专用集成电路。MAX232 是+5V 单电源供电的双 RS-232C 与 TTL 电

平转换器。

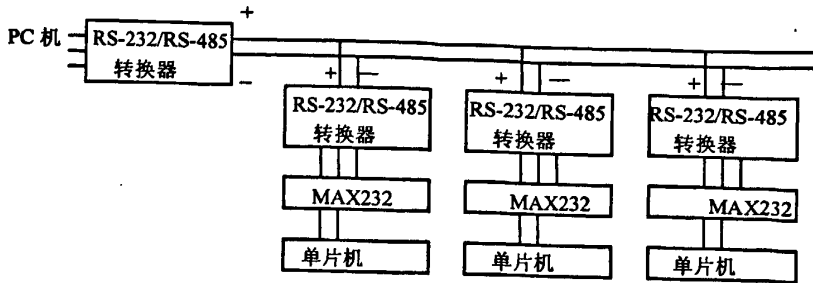


图 2-7 通讯网络示意图

Figure2-7 Schematic diagram of communication network

2.3.5 数据存储单元

本系统选用 M24C01E²PROM 作为数据存储单元。

该器件支持 I²C 传送协议，使用双线串行接口，用与双向数据传输和串行时钟，按 I²C 协议标准存储器自带 4bit 识别码，存储器是 I²C 总线的从器件，所有操作均与串行时钟同步，读写操作在 START 条件下被初始化，由总线主器件激发（产生），终止于应答位。当对存储器写数据时，存储器在第九位时间段插入一个应答位，当总线上的主器件读数据时，总线上的主器件以同样的方式应答接收数据位，数据传输终止于读信号的非应答位和写信号应答位。

由于选用了 M24C01，每次开机时系统将自动显示上次重量值或滴速值，并默认当前数据位为上次测量所存数据，起到了数据和参数保护的作用。

第四节 印刷电路板的干扰因素及设计原则

众所周知，在 PCB 干扰主要来至以下几方面：

- (1) 单片机集成电路、数字 IC、弱信号放大器，雷电、继电器、可控硅、电机、高频时钟等干扰源。
- (2) 传导和辐射。
- (3) PCB 布线方式不良和线宽设置不当等形成的干扰。
- (4) 由于元件布局不当形成的干扰。

所以布局时应注意按照不同电压，不同电路类型，将他们分开布局。首先，数

字地紧贴在数字电路下方,模拟地紧贴在模拟电路下方。其次,对于功能相同或者相近的器件,要很好的解决布线长度与互相干扰的矛盾,即他们之间的布线尽量短的情况下又不能产生干扰。再次,同时由模拟和数字电源供电的器件,要放置在模拟电源和数字电源之间。最后,容易形成干扰源的器件如:时钟发生器、晶振和 CPU 的时钟输入端应尽量靠近且远离其它低频器件^{[48][49]}。

布线时电源加磁珠,电容等滤波电路或稳压器,以减小电源噪声对电路器件的干扰。地线按弱电到强电的顺序排列,尽量避免构成循环回路,以减少地线电位差。接地线应尽量加粗,且数字地与模拟地分开。

在布线方式上要注意以下几点:

- (1) 尽量少用过孔、跳线。
- (2) 阻抗高的走线尽量短,阻抗低的走线可长一些,否则会引起电路不稳定。
- (3) 高频数字电路走线细一些、短一些好。

(4) 对数字信号和高频模拟信号由于其中存在谐波,故印制导线拐弯处不要设计成直角或夹角。

最后,主要采用三种措施即屏蔽、滤波、接地对 EMI (电磁干扰) 进行抑制。除此而外,PCB 布局布线还有许多讲究,此不赘述。

第五节 本章小结

本章主要叙述了下位机系统硬件设计。设计主要考虑到功耗及可靠性要求,分析了电路原理、电磁兼容、信号完整性等问题。硬件平台是嵌入式软件设计的前提,根据需求,硬件开发平台由电源电路、数据收发电路、复位电路、键盘电路、报警电路、LED 显示电路等组成。

最后,为了缓解病人抑郁和烦躁情绪,可考虑在报警电路端加 CPLD 芯片,设计悦耳的音乐曲目报警,起到辅助治疗的作用。

第三章 系统通信协议的研究和使用

第一节 通信流程

采用主从通信方式，所有数据传送均由主机发起。主机（上位机）通过地址码指定对某个或所有从设备（下位机）进行查询或设置，被指定的从设备对接收到的完整正确的命令进行处理后应答，其它从设备对接收到的命令信息予以放弃，不作任何处理。在监测多个从设备的运行状况时，主机循环依次向各个从机发出查询命令，各从机依次响应，主机可实现对各个从机实时监测。

从机在接收到完整正确的命令后以相同的地址码和功能码应答主机。具体命令格式和应答格式后文详细说明。主机发送完命令后，在一定时间内等待从机响应，主机在规定时间内未收到响应，即认为超时出错，并进行重发，如果再次无应答则认为是从机故障，在主机监控屏幕上显示故障信息。超时出错时间定为 960bit 时长，折合 0.1 秒。无论主机或从机，当接收到的数据出现任何不符合约定范围内的命令或数据，均按未接收到命令或数据处理。

归纳起来，主机与从机之间主要有以下几种数据传递：（1）主机向从机发出四种命令，即实时查询，设置报警阈值和滴速报警时间间隔，解除报警，重启。实时查询指令表示要求查询当前药液净重、当前药液药瓶重量、初始药液净重、初始药液药瓶重量、剩余药液净重报警阈值、已用输液时间、估计剩余输液时间、当前滴速、进入阈值报警这些参数之一或全部参数。设置报警阈值命令表示对从机重新设置剩余药液净重报警阈值。解除报警命令表示要求从机停止报警。重启命令表示允许从机通过按键设置初始参数如初始药液净重、剩余药液净重报警阈值，当从机设置完初始参数并进入实时监测后将禁止再次设置参数（但可以查看参数）以免无关人员误操作。（2）从机向主机发送：当前药液净重、当前药液药瓶重量、初始药液净重、初始药液药瓶重量、剩余药液净重报警阈值、已用输液时间、估计剩余输液时间、滴速、进入阈值报警等。参看下图。

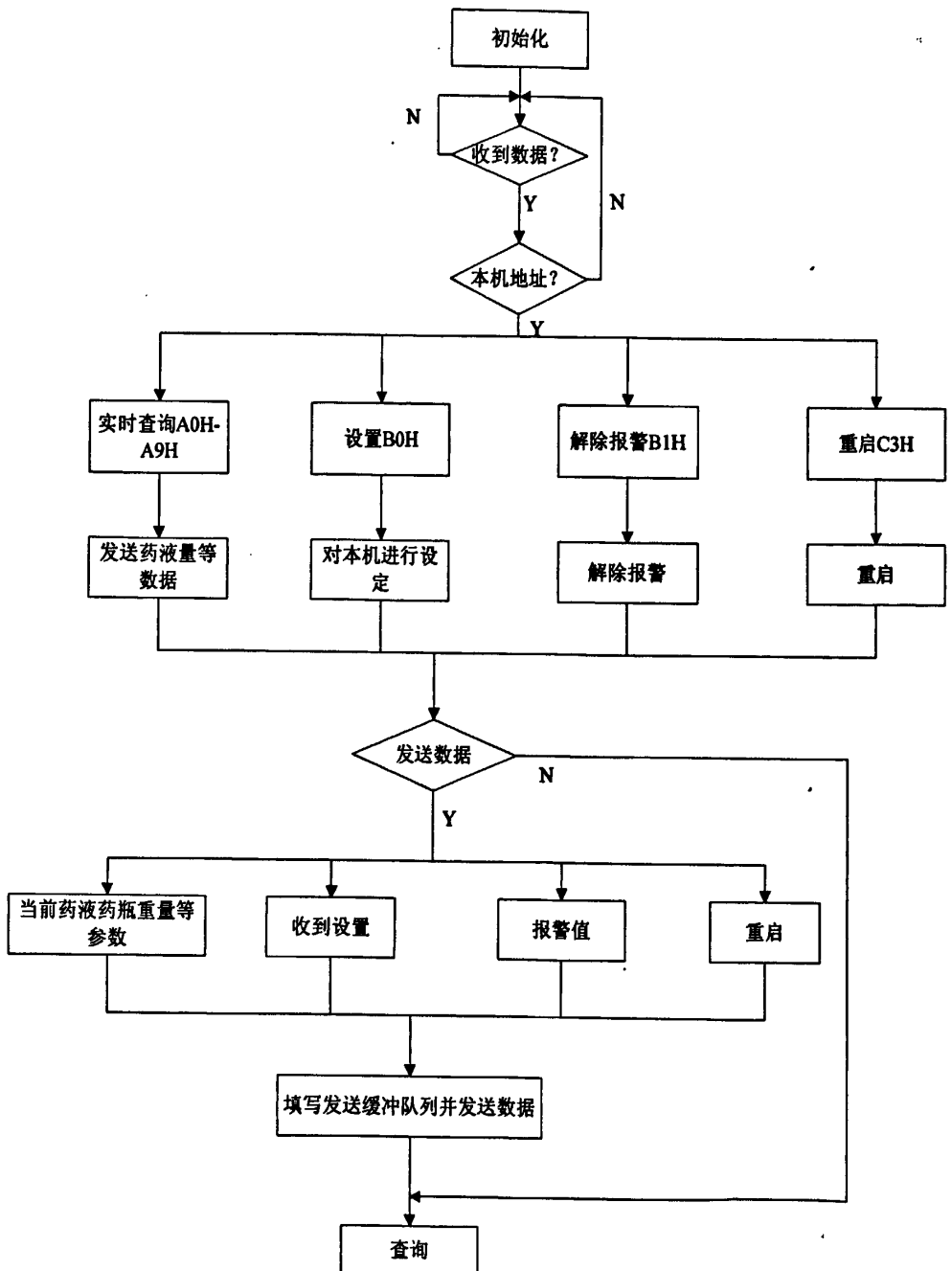


图 3-1 下位机通讯流程图

Figure3-1 Communication flow chart of slavestation

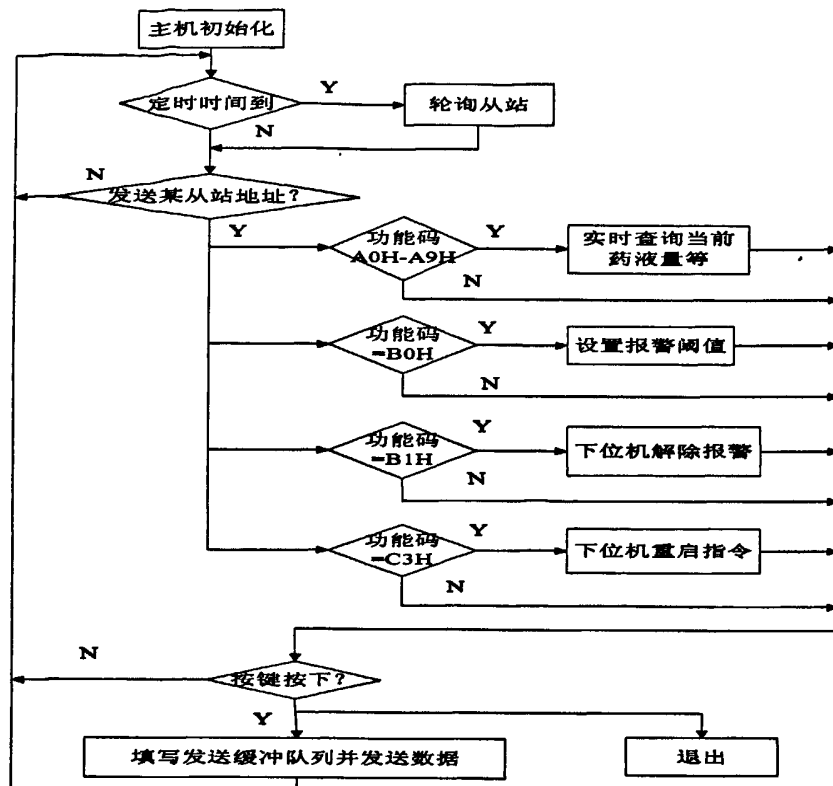


图 3-2 上位机通讯流程图

Figure3-2 Communication flow chart of masterstation

第二节 应答格式及通讯参数

可供上位机查询的所有参数包含当前药液净重、当前药液药瓶重量、初始药液净重、初始药液药瓶重量、剩余药液净重报警阈值、已用输液时间、估计剩余输液时间、进入阈值报警、滴速、滴速报警阈值等。除了查询下位机参数外，上位机还可以对下位机设置剩余药液净重报警阈值，对下位机解除（禁止）报警，对下位机进行重启（重启的目的是允许下位机通过按键进行初始参数设置）。

通讯参数

上位机和下位机之间通过 RS232 或 RS485 总线进行通信，通讯参数设置如下：

波特率：9600

起始位：1 位

数据位：8 位数据

奇偶校验：无

停止位：一个停止位

表 3-1 帧格式

Table3-1 Frame Format

0	D0	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	1
起始位	8 个有效数据位								停止位

表 3-2 通信数据帧格式

Table3-2 Frame Format of communication data

起始符	地址	功能	数据码	校验	结束符
空闲态	1 字	1 字	长度依功能码及传送方	1 字	空闲态

3-3 数据帧注释

Table3-3 Note of data frame

名称	类型	长度	描述
起始符	空闲态	3.5 字节	不小于 28bit 长的空闲时间（不包括停止位时间）
地址码	二进制	1 字节	00H~C9H 为有效的下位机地址，其中 00H 用作广播地址
功能码	二进制	1 字节	
数据码	二进制	N 字节	数据长度依功能码及数据传送方向而定。。
校验码	二进制	1 字节	地址码、功能码、数据码的累加和取低 8 位
结束符	空闲态	3.5 字节	不小于 28bit 长的空闲时间（不包括停止位时间）

数据帧连续性规则：一个数据帧的各字节数据之间的空闲态（不包括停止位时间）间隔时间不能超过 2.5 个字节即 20bit 时长，如果超过该时长，接收方将把之前未接收完整的数据丢弃不进行处理。而如果间隔时长小于 3.5 个字节，则接收方认为不满足起始符条件，按出错处理。

校验码为 CRC 校验原理，即相加帧中除校验域外的全部字节，包括起始符和结束符，并把结果送入 8 位数据区，再由 FFH 减去最终的数据值，产生的补码加 1，得到的结果为校验码的十六进制值^[50]。

第三节 本章小结

本章对上下为机之间的通信协议进行了研究和制定，为后续编程工作的进行和通讯的实现奠定了基础。为了提高串行通讯的稳定性，可靠性和扩展性可在后续编程工作中进行修改。同时，为了提高通讯过程的抗干扰性，可以考虑进一步增强协议的去噪和纠错功能。

第四章 下位机软件设计

硬件的设计工作只占整个嵌入式开发的一部分, 软件设计对一个嵌入式系统性能的好坏同样至关重要, 好的程序设计可以弥补系统硬件设计的不足, 提高应用系统的性能。反之, 会使整个应用系统无法正常工作。因此, 在开发单片机程序时, 应在合理配置系统资源的基础上, 进行模块化、标准化设计, 使程序设计能够总体寻优, 节约存储空间, 便于移植和扩展。

此外, 由于单片机程序一般都应用在环境比较恶劣的场合, 易受各种干扰, 从而影响到系统的可靠性^[51]。因此, 应用程序的抗干扰措施必须考虑, 这是嵌入式程序不同于其他应用程序的一个重要特点。

第一节 系统主程序

4.1.1 初始化

初始化就是把所有用到的资源(RAM、寄存器、ADC、IO口、LCD驱动、中断等)设定一个初值。然后启动定时器开始计时, 开中断允许单片机响应外部中断请求和内部定时器中断请求。计算输液底数子程序用于当到达采样时刻时, 计算输液滴速, 并由此设置报警标志。键盘显示监控子程序用来扫描键盘操作状态并在屏上显示输出的信息。暂停子程序使单片机处于休眠状态。外部中断和定时器中断均可将单片机唤醒, 转去执行相应的中断服务子程序。中断处理完毕后循环执行计算输液滴速, 输液重量等子程序功能。

对串口进行初始化, 3个定时器中的T0用于定时, T1用于通信波特率控制, 工作在自动重载模式, 波特率的为9600bit/s, 外部中断0(INT0)用于液滴速度检测, 串口异步通信中断INT1设为最高优先级。让串口工作在方式1, 波特率由定时器T1的溢出率进行设定, 并处于允许接受状态, 对外部中断0的设置, 在输液监控系统中, 当有液滴下落时, 光电传感器就采集器产生的光信号, 并将光信号转换为电信号送到脉冲整形与AD转换电路中后产生一个数字脉冲, 送至单片机内部使之产生一个外部中断0(INT0)。系统在此中断计数时, 需要开启外部中断0, 且将

其设定在电平触发模式。当串口缓冲区有数据时,触发串口中断,进入中断服务程序,接受到上位机发送来的命令后,判断是否为正确的命令。如命令正确便发送数据帧。

4.1.2 重量测量

通过电阻应变式称重传感器监测药液重量。该方法是将称重传感器安放在输液吊架和输液药瓶与中间,测量出输液药瓶和输液软管系统的总重量,一般输液管重量为固定值,可在程序设计过程中将其减去,然后根据输入的药液量进行实时监测,可以设计当重量减轻至额定重量的百分比报警,或设定一个常量作为报警值,例如假设输液药量约为 0.5kg,额定重量的 5% 为 25g,当系统的总重量减少 475g 后报警。另一种方法是设定 10g 作为报警值,报警用的总重量减少值由额定重量减去 10g 来获得。

4.1.3 滴速计算

点滴速度测量模块设计,点滴速度可以有以下两种方式进行测量。方式一;以每小时输血量 (mL) 除以 4,就得到每分钟的液滴数即滴速,此方是医护人员凭经验或用滴管简易测量以每毫升液体为 15 滴计算的^[52],显然这种方法用到除法操作,而且当点滴速度较快或较慢时,测量误差较大且精度低。方式二,以单位时间记录点滴数。通过简单乘法就可计算出点滴速度,但此法也存在单位时间内不是完整的点滴数目,从而存在一定的测量误差。但是,此法在点滴速度恒定的前提下,可以采用多个时间单位取平均值,从而求得单位时间的平均点滴数,以达到较好的精度。

光电开关传感器通过比较器不断的给单片机传送脉冲,设置单片机每接收一个脉冲就中断一次,可以使用定时 T0 定时脉冲周期^[53]。单片机从接收第一个脉冲(即第一滴药液下落)开始计时到第二个脉冲(即第二滴药液下落)结束为止,这时单片机将这个时间间隔(T_1)存放好,然后再从第二个脉冲开始计时到第三个脉冲结束为止。这样就取的第二个时间间隔(T_2)。依次这样连续取的 9 个时间间隔($T_1, T_2, T_3, T_4 \dots T_9$),也就是在 $T_1 T_2 + \dots + T_9$ 这段时间内,总共有 10 个点滴通过。因此我们可以得到数学模型,输液平均点滴数的计算:设 10 滴的时间间隔分别为 $T_1 T_2 T_3 T_4 T_5 T_6 T_7 T_8 T_9$ 。则平均滴数计算公式如下:

$$N=60000 / (\frac{1}{10} \sum T_i)$$

式中正的单位为毫秒ms, N为输液速率(滴 / 分), 即是点滴速度。此种方法计算精确, 且理论简单, 易于理解。

4.1.4 报警模块设计

查询有无及液滴过慢时的报警模块设计主要是依靠定时中断来实现的。根据前面的分析, 输液过程中滴下的液滴数量是通过程序对INT0所传过来的信号边缘进行检测计数的。在程序中利用对计数器加1来实现对液滴计数。因此, 只要在规定的时间内有液滴滴下, 计数器中的值就一定会改变, 当在规定时间内计数器中的值有改变, 就说明情况正常, 若在规定时间内无任何变化, 就说明无液滴滴下, 给报警标志位置1, 并把单片机的P2.7脚置0和P1.7脚置1, 使它们分别驱动发光二极管和蜂鸣器进行声光报警。当然, 定时的长度可根据患者情况而定, 病重患者或心脏不好者可定长一些, 病微患者可适当短些。

在本设计中出现以下情况下时进行报警: ①发生意外情况或输液过慢, 即两液滴之间的时间间隔超过某设定值。为具体的秒数或两个计数脉冲周期整数倍。②当输液成功完成时, 当通过应变式称重传感器剩余药液药瓶总重量低于设定的报警阈值报警。当出现以上情况时单片机的P1.7端输出高电平, 蜂鸣器进入工作状态开始鸣叫, P2.7脚置低电平, 发光二极管闪烁。

提醒病人液滴已输完或有意外发生。其它情况下, 单片机P1.7脚输出为低电平, P2.7脚置高电平, 声光报警停止。

4.1.5 串口通讯中断处理程序

当P89C58X2的串口中断被触发时, 进而转入中断服务程序。在中断服务程序中, 首先判断帧开始标志符, 如果为真, 则保存接收到的字符, 反之, 退出中断, 继续等待中断。如果帧开始后, 保存接收到的字符, 直到收到帧结束符, 帧传输完毕后, 用循环冗余校验, 如果校验正确, 则把该数据利用RS-232传输到PC, 流程如下图所示。

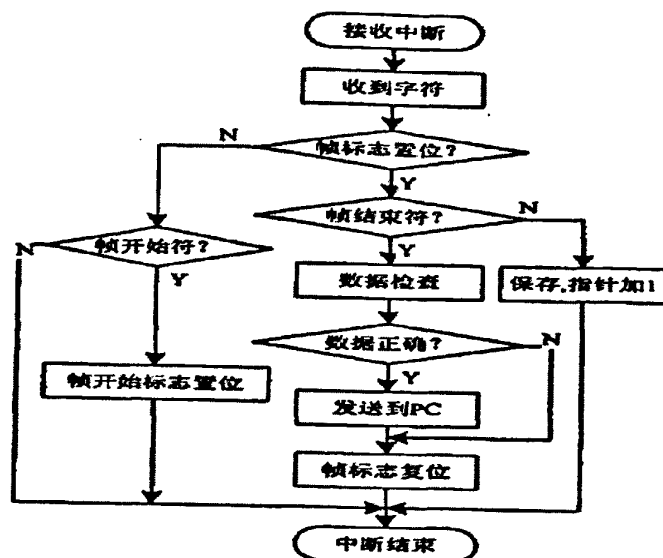


图 4-1 串口中断处理流程图

Figure 4-1 Flow chart of serial communication interrupt

第二节 称重算法和传感器校正算法

4.2.1 称重算法

由于每次输液容器（瓶装，袋装）的重量不同，不同药液的比重亦不同，因此考虑提出一种未知输液容器重量时的输液余量计算方法，然后通过拟合重量与传感器电压特性曲线，将测量重量转化为传感器电压值，再转化为数字量，通过两个数字量的比较来实现报警。

首先，根据多次测量得到重传感器电压-重量特性曲线。通过容器标签读得初始药液净重，键盘设定初始药液净重 W_1 ，报警药液净重阈值 W_2 。

设输液容器重量为 W_c ，药液净重为 W_1 ，初始总重量：

$$W_0 = W_c + W_1$$

则报警时的总重量： $W_a = W_c + W_2 = W_0 - (W_1 - W_2)$

将输液瓶放到传感器下面，产生初始电压值 V_0 （数字量），通过这个函数曲线就能求出初始总重量 W_0 。将 W_0 带入上式即可求得报警时的总重量 W_a 。再将 W_a 带入曲线就可以求出报警时的电压值 V_a ，求出报警时的数字量 D_0 ，此后，只需不

断地调用 AD 转换子程序。得出来的数字量不断与此数字量作比较，一旦小于或等于此数字量则立即报警，然后退出主程序。

4.2.2 称重传感器的校正算法

受上述算法的启发，由于一旦将称重传感器的数据计算公式写入了只读存储器，便不能更改。当需要更换传感器，就必需重新测量大量数据，修改程序并重新下载^[54]。由于传感器内部的噪声、温漂、老化等因素，同一传感器的特性曲线也会产生误差。若在程序中实现测量传感器特性曲线，需要校正或更换传感器时，由单片机自动完成特性曲线的测量。

经过大量数据的采集测试，绘出了称重传感器所测量重量与 AD 转换后数字量的相关曲线图。在每次系统运行时如果需要初始化传感器计算函数，通过键盘输入标定不同重量对应的数字量。而后程序反复调用计算函数，通过比较，舍弃不理想的参数，最终得到本传感器的参数，然后将参数变量存入存储芯片。当系统重新开通的时候，自动调用程序，供主程序使用。为了进一步方便用户使用，可以预存一批传感器的参数，这样用户使用时只需选择传感器的型号即可，无需再去测量大量数据。

第三节 本章小结

本章主要介绍了下位机软件设计过程，对各功能模块的实现进行了详细介绍，由于篇幅所限，对一些较常规的软件设计未有介绍，如软件看门狗的设计。总之，各模块具有标准化、可维护、可扩展的特点。并提出了两种简单算法，由于水平所限难免有缺陷，将在以后的工作中继续改进。

第五章 上位机管理软件开发

第一节 任务概述和软件设计原则

该输液监控管理软件功能强大而操作简便,具有实用价值的输液监控和信息管理软件。它包括患者基本资料管理、输液资料管理、输液监控模块、辅助功能管理、可以实现医院输液过程的全面信息化管理,值得在各医疗机构推广。

本软件设计具有以下特点:

1 注重关键技术标准性,全系统性能稳定性,可靠性和安全性。以及符合软件发展趋势。输液监控信息管理软件系统开发以功能齐全,操作简单,使用方便为基础,并提高系统性价比。

2 在开发该软件时,坚持以人为本的指导思想,以患者和医护人员为中心,面向客体,尽可能化简为繁,努力实现界面友好,用户满意的软件系统。

3 整个监控信息管理软件系统易于维护和扩充。

整个软件开发平台采用 VisualC++6.0,整个平台安装在 WindowsXP 环境下,数据库采用 SQLServer2005。

第二节 主站软件设计

主站系统软件包括主机管理程序、从机号检测程序、主从站通信程序、各种信息显示程序和输液结果保存程序。各程序均采用模块化结构。作为主机系统其监控程序设计,采用了 VisualC++6.0 做出主控界面、从站输液状态界面、巡检界面等程序。主控界面,内含每一从站的点滴速度信息和剩余时间信息。从站输液状态界面内含了从机号、输液开的体积、剩余的体积、已输液的时间、剩余的时间以及动态显示的输液速度等信息。

5.2.1 系统界面设计

监控报警主界面如图示,可对 1 到 30 号病床输液情况进行显示,左上角红色十字按钮点击进入,可对该界面进行移动、关闭等操作。病床号下面灰色进度条用以显示输液进程。点击病床号按钮,可以进入输液详细信息报告界面和串口设置界面。

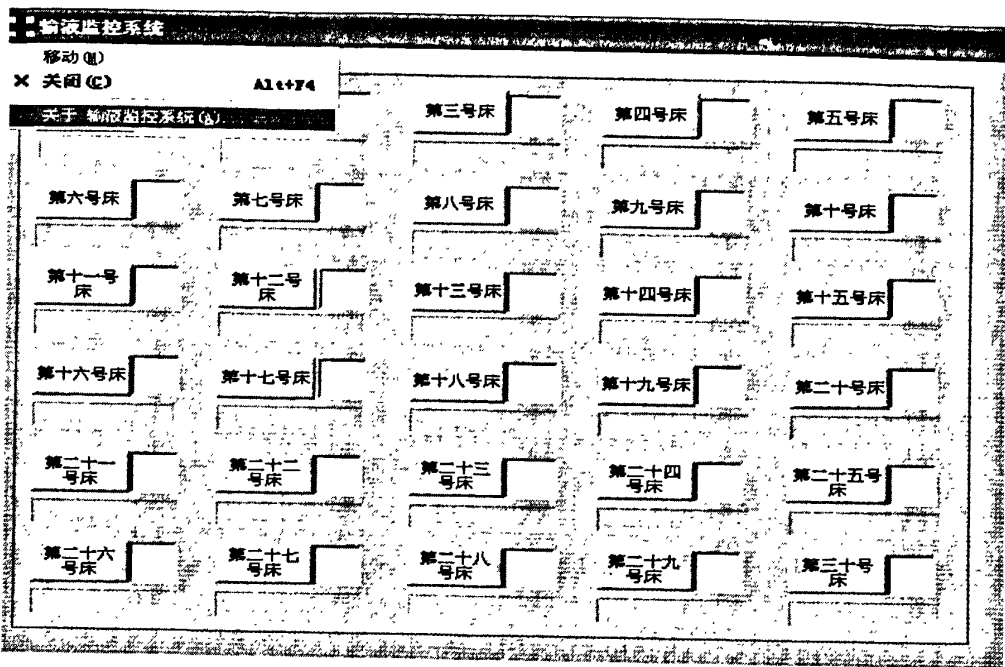


图 5-1 系统主界面

Figure5-1 The main interface of system

详细信息报告界面，可以全部或者有选择性的显示输液参数，对下位机重、系统重启、解除报警等功能。如下图示：

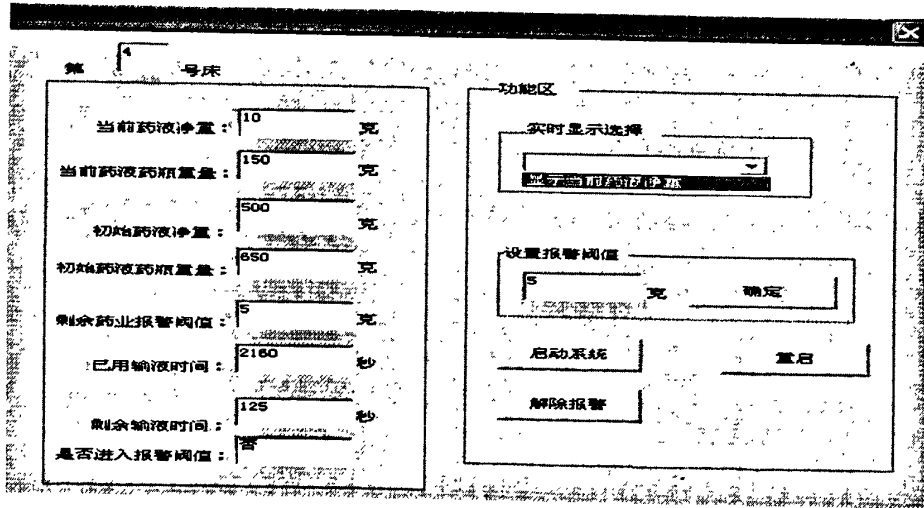


图 5-2 输液情况报告界面

Figure5-2 The parameter of infusion display interface

串口设置界面可对各个从机的通讯参数进行设置。

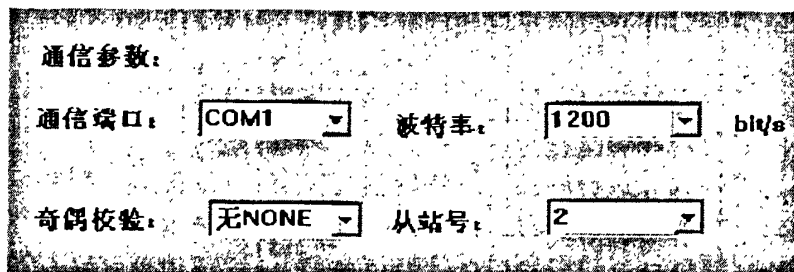


图 5-3 串口设置界面

Figure5-3 The interface of serial-port

5.2.2 串口通讯和界面程序实现

应用开发串行通信目前有以下几种方法:

一是利用 WINDOWS API 串行接口通信函数^[55]; 二是利用标准 `_inP`, `_inpw`, `_inpd`, `_outp`, `_outpw`, `_outpd` 等直接对串口进行操作。三是利用第三方编写的通信类^[56]。四是使用通信控件 MSComm。以上几种方法中第一种使用面较广, 专业化程度高, 但由于比较复杂, 使用较困难; 第二种需要了解硬件电路结构原理; 第三种方法是利用一种串行通信的 CSerial 类, 这种类由第三方提供, 是 API 函数串口编程的典型应用。第四种方法相对较简单, 需要对串口进行配置。本系统采取第四种方法进行编程。

在 ClassWizard 中为新创建的通信控件定义成员对象(CMSCommm-Serial), 通过该对象便可以对串口属性进行设置, MSComm 控件共有 27 个属性^{[57][58][59]}, 这里只介绍其中几个常用属性:

CommPort: 设置并返回通讯端口号, 缺省为 COM1。

Settings: 以字符串的形式设置并返回波特率、奇偶校验、数据位、停止位。

PortOpen: 设置并返回通讯端口的状态, 也可以打开和关闭端口。

Input: 从接收缓冲区返回和删除字符。

Output: 向发送缓冲区写一个字符串。

InputLen: 设置每次 Input 读入的字符个数, 缺省值为 0, 表明读取接收缓冲区中的

全部内容。

InBufferCount: 返回接收缓冲区中已接收到的字符数, 将其置 0 可以清除接收缓

缓冲区。

InputMode:定义 Input 属性获取数据的方式(为 0:文本方式;为 1:二进制方式)。

RThreshold 和 SThreshold:表示在 OnComm 事件发生之前,接收缓冲区或发送缓冲区

中可以接收的字符数。

在使用这些控件之前必须先对控件属性进行设置。

主程序部分代码:

```

BOOL CMyDlg::OnInitDialog()
    CDialog::OnInitDialog();
.....
    // TODO: Add extra initialization here
    m_ctrlComm.SetInBufferSize(1024); //设置输入缓冲区大小
    m_ctrlComm.SetOutBufferSize(512); //设置输出缓冲区大小
    //波特率 9600, 无校验, 8 个数据位, 1 个停止位
    m_ctrlComm.SetSettings("9600, n, 8, 1");
    if(!m_ctrlComm.GetPortOpen())
        m_ctrlComm.SetPortOpen(TRUE); //打开串口
    //参数 1 表示每当串口接收缓冲区中有多于
    //或等于 1 个字符时将引发一个接收数据的 OnComm 事件
    m_ctrlComm.SetRThreshold(18);
    m_ctrlComm.SetInputLen(0); //设置当前接收区数据长度为 0
    m_ctrlComm.GetInput(); //先预读缓冲区以清除残留数据
    m_Combo.ResetContent();
    m_Combo.AddString("显示当前药液净重");
    m_Combo.AddString("显示剩余输液时间");
    m_Combo.AddString("当前药液药瓶重量");
    m_Combo.AddString("初始药液药品重量");
    m_ctrlComm.SetCommPort(2); //选择 COM1
    m_ctrlComm.SetInputMode(1); //输入方式为二进制方式
    m_Combo.AddString("剩余药液净重报警阈值");

```



```
m_Combo.AddString("已用输液时间");  
m_Combo.AddString("初始药液净重");  
m_Combo.AddString("当前滴速");
```

第三节 数据库设计与实现

由于疾病的治疗需要一定周期,所以需要多次输液或长期输液。为了方便医护人员,在患者下次输液时直接调出患者前次输液的信息,如患者的基本信息、就诊信息、药液资料、输液记录等。由于患者数量多,资料数据庞大,就离不开数据库设计^{[60][61]}。

在 SQL server2005 中为上位机监控软件建立了数据库,并建立相关数据表。患者基本信息表,包含了患者姓名、年龄、性别、输液区号等,如有需要还可包含患者更多的基本信息,如婚否、家庭住址、工作单位等。就诊信息表包含了患者就诊科室、就诊日期、主治医师、诊断结果等。输液记录表也是该管理软件的核心,包括患者输液时长、输液起始时间、结束时间、液滴速度等,如对病危需要精心护理的患者,还可将其心率、血压、体温等列入数据表,以备护理之需。药业资料管理模块包含了所需药液的品名、规格、剂量、功效等,以方便医生参考和护士取药。上述各模块均有数据增删功能。

目前,微软推出了一些标准的数据库访问技术。如下:

(1) ODBC (Open Database Connectivity, 开放数据互联) 它出现于上世纪 80 年代,为编写数据库的客户软件提供统一 API 接口,以处理不同数据库客户应用程序。

(2) DAO (Data Access Object, 数据访问对象) 它是一组 Microsoft Access/Jet 数据库引擎的 COM 自动化接口。

(3) RDO (Remote Data Object 远程数据对象) 它可以直接调用 ODBC API。

(4) OLE DB 是一组“组件对象模型”(COM) 接口,以统一的方式访问存储在不同信息源中的数据。OLE DB 为任何数据源提供了高性能的访问,这些数据源包括关系和非关系数据库、电子邮件和文件系统、文本和图形、自定义业务对象等等。

(5) ADO (Active Data Object ActiveX 数据对象)。ADO 是 Microsoft 为最新和最强大的数据访问范例 OLE DB 而设计的,是一个便于使用的应用程序层接口。

ADO 基于 COM, 提供编程语言可利用的对象, 除了面向 VC++, 还提供面向其他各种开发工具的应用, 如 VB, VJ 等。ADO 在服务器应用方面非常有用, 特别是对于动态服务器页面 ASP(Active Server Page)^[62]。

从功能简单的数据库(如 Jet Engine)到复杂的大型数据库系统(如 oracle), VC++6.0 都提供了一些编程接口。本设计在 VC 程序设计中使用了 ADO 接口操作数据库^[63]。

ADO 最主要的优点是易于使用、速度快、内存支出少和磁盘遗迹小。ADO 在关键的应用方案中使用最少的网络流量, 并且在前端和数据源之间使用最少的层数, 所有这些都是为了提供轻量、高性能的接口。

ADO 对象结构类似于 OLEDB, 但并不依靠对象层次。大多数情况下, 用户只需要创建并只使用需要处理的对象。下面的对象类组成了 ADO 接口。

Connection: 用于表示与数据库的连接, 以及处理一些命令和事务。

Command: 用于处理传送给数据源的命令。

Recordset: 用于处理数据的表格集, 包括获取和修改数据。

Field: 用于表示记录集中的列信息, 包括列值和其他信息。

Parameter: 用于对传送给数据源的命令之间来回传送数据。

Property: 用于操作在 ADO 中使用的其他对象的详细属性。

Error: 用于获得可能发生的错误的详细信息。

在 VC++ 使用 ADO 需要进行 COM 操作, 详细方法在此就不赘述了。

总之, VC++6.0 在数据库开发方面有较强的优势。

第四节 本章小结

本章简要阐述了上位机管理软件的开发, 简要介绍了开发工具, 开发界面各功能的实现。同时为界面设计了数据库, 由于开发时间仓促, 再加上水平有限, 只是界面功能还不够健全。在后续开发中, 将考虑增加系统安全功能模块, 进行输液信息安全管理, 同时增减药物资料查询数据库, 增加该药物是否有库存等功能, 还将扩展打印功能。

第六章 结论

第一节 总结

综前文所述, 输液监护工作站具有如下功能: (1) 以主从的通信方式轮询所有正在工作的输注泵或输液仪, 获取输液过程大量测量参数, 并把这些信息汇集起来, 在电脑的界面上能图形化显示液滴滴速、输入或剩余总重量、输入或剩余药液净重、剩余液量下限报。同时对滴速异常, 过缓或过快中断报警等。(2) 医护人员通过人性化的操作界面即可对患者输液的整体情况进行掌控, 且具有数据库管理功能, 统计和报表功能, 如记录和统计病人既往病史, 药品信息等, 给医生的诊断提供参考依据; (3) 融合了大量的学科和技术, 如生物医药科学, 光学, 信息科学, 计算机控制技术, 网络技术, 数据库信息管理技术。推进了医院的信息化建设。

论文设计的系统主要有以下优点:

- (1) 能对输液进程进行实时监控, 并报告重量, 滴速等输液参数。
- (2) 处理误报警能力, 并在输液结束前报警。
- (3) 网络化管理, 主站和从站可以互传信息, 甚至在采用无线的方式下, 实现便携化。
- (4) 能记忆和存储患者当前输液数据和患者的一些基本信息, 并实现一体化管理。
- (5) 系统性价比高, 功能齐全, 经久耐用, 便于推广。

本文所做的工作主要集中在以下几个方面:

- (1) 通过网络, 图书及请教相关技术人员及其他媒介收集了大量信息。对国内外同类研究和设计进行了详细研究, 取其优点并结合实际提出了本设计的系统需求。
- (2) 对各模块的实施方案进行了详细的比较论证, 设计了硬件电路。
- (3) 对从站软件进行了模块化, 标准化设计。
- (4) 在主站 PC 的 Windows 环境下设计了监控管理软件, 充分体现了以人文本的设计理念, 实现医患双赢。
- (5) 设计了主站和从站之间通信接口, 并制定了传输协议。

第二节 展望

关于本论文的研究,还有很多工作可以开展,主要集中在以下几个方面:

(1) 下位机测量功能可以进一步扩展,可以测量更多病患参数如心率、体温、血压等。

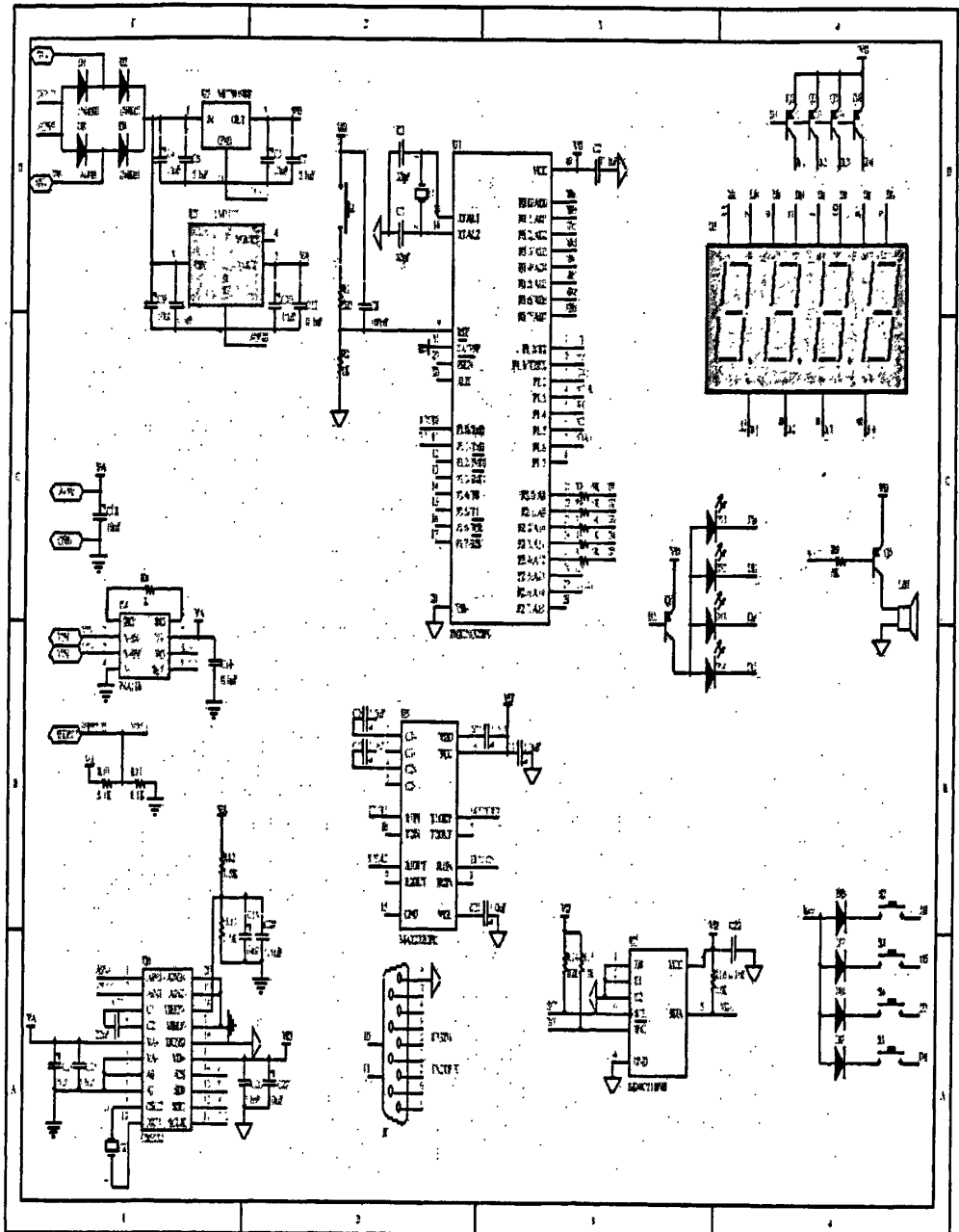
(2) 软硬件设计可以进一步提高精度,研究和完善检测算法。可以考虑设计成熟的测量值精度算法。

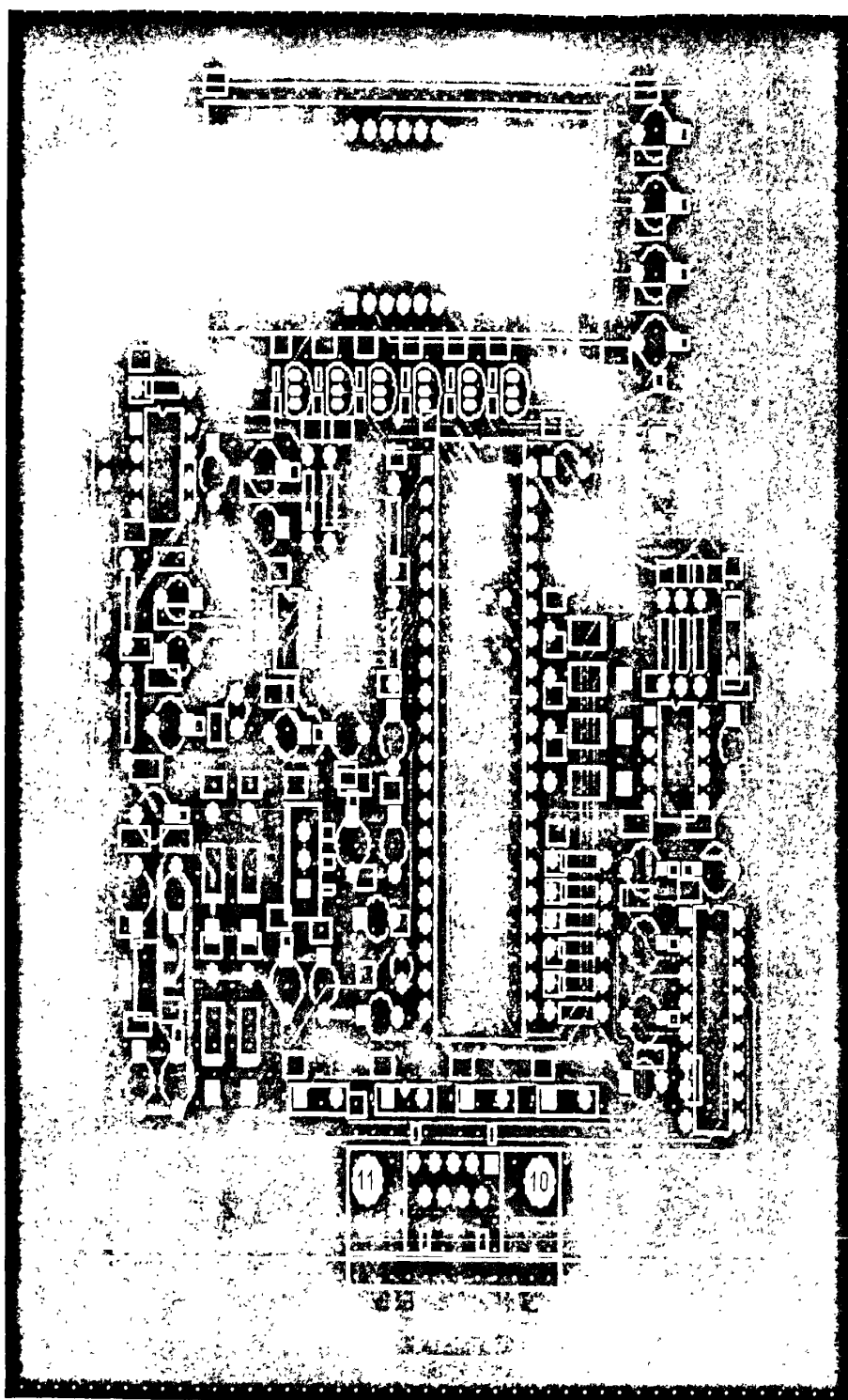
(3) 本设计中主站 PC 机的接口为 RS-232 转 RS-485 接口,随着时代的发展,RS-232 有逐渐被 USB 接口取代的趋势,故而可以设计 USB 与 RS-485 的接口标准。通讯网络可以考虑采用无线方式实现^[64],如 Zigbee 等或现场总线 Lonwork,甚至采用模糊神经网络控制技术,将是输液监系统设计的一个巨大进步。

(4) 本设计中主站为 PC 机,PC 主站上设计的输液监控管理系统功能还不够完善,可考虑建立医生工作站:实现电子病历、处方、医嘱等的数据库管理。为系统的可扩展性提供了可能。

附录 1

系统部分原理图和 PCB 图:





附录 2

上位机管理界面部分实现代码:

//病床按键响应函数

void CMyDlg::OnButton1()

{

 m_Edit10.SetSel(0,-1);

 m_Edit10.ReplaceSel("1");

 m=1;

 n=1;

}

void CMyDlg::OnButton2()

{

 m_Edit10.SetSel(0,-1);

 m_Edit10.ReplaceSel("2");

 m=1;

 n=2;

}

.....

.....

void CMyDlg::OnButton20()

{

 m_Edit10.SetSel(0,-1);

 m_Edit10.ReplaceSel("20");

 m=1;

 n=20;

}

.....

```
.....  
void CMyDlg::OnButton30()  
{  
    m_Edit10.SetSel(0,-1);  
    m_Edit10.ReplaceSel("30");  
  
    m=1;  
    n=30;  
}  
void CMyDlg::SendData(CString strData)  
{  
    m_ctrlComm.SetOutput((COleVariant)strData);  
}  
  
void CMyDlg::Send(int x)  
{  
    char data[100];  
    CString strSend;  
  
    int c;  
    char i;  
    i='0';  
    int b=0xA8;  
    CString strTemp;  
    c=x+b;  
    if(a<=15)  
    {  
        strTemp.Format("%c",i);  
        strSend+=strTemp;  
    }  
    strTemp.Format("%x",a);
```



```
strSend+=strTemp;
strTemp.Format("%x",b);
strSend+=strTemp;
strTemp.Format("%x",c);
strSend+=strTemp;
Str2Hex(strSend,data);
//SendData(strSend);
}

void CMYDlg::Str2Hex(CString str, char* data)
{
    int t,t1;
    int rlen=0,len=str.GetLength();
    for(int i=0;i<len;)
    {
        char l,h=str[i];
        i++;
        if(i>=6)
            break;
        l=str[i];
        t=HexChar(h);
        t1=HexChar(l);
        if((t==16)||(t1==16))
            break;
        else
            t=t*16+t1;
        i++;
        data[rlen]=(char)t;
        if(i>=6)
            break;
        t=0;
    }
```

```
        t1=0;
        rlen++;
    }
    // return rlen;
    CByteArray array;
    array.RemoveAll();
    array.SetSize(3);
    for(int i=0;i<3;i++)
        array.SetAt(i,data[i]);
    m_ctrlComm.SetOutput(COleVariant(array));
}

char CMyDlg::HexChar(char c)
{
    if((c>='0')&&(c<='9'))
        return c-0x30;
    else if((c>='A')&&(c<='F'))
        return c-'A'+10;
    else if((c>='a')&&(c<='f'))
        return c-'a'+10;
    else
        return 0x10;
}

CString strTemp;
c=x+b;
if(n<=16)
{
    strTemp.Format("%c",i);
    strSend+=strTemp;
}
strTemp.Format("%x",n);
```

```
strSend+=strTemp;  
strTemp.Format("%x",b);  
strSend+=strTemp;  
strTemp.Format("%x",c);  
strSend+=strTemp;  
Str2Hex(strSend,data);  
}
```


参考文献

- [1] Gu ler and U beyli.Theory and Applications of Telemedicine. Journal of Medical Systems, 2002 Vol. 26, No. 3:199-202
- [2] 王志林.基于单片机的液体点滴速度自动检测仪的研制[D].东北大学, 2006
- [3] 丁先花.输液速度的临床护理[J].科技园地, 1994,(4):4-4
- [4] 矫清林.智能化住宅园区初探[J].中国住宅设施, 2009, (2)32-33
- [5] 宋维君等.低压电力载波静脉输液监测系统的设计[J].辽东学院学报(自然科学版), 2008,15(2):96-98
- [6] 陆仲达.基于低压电力线载波技术的输液远程监测系统[D].哈尔滨工程大学, 2006
- [7] 左晓艳,丁洪琼. 读秒调滴数法在静脉输液中的应用[J]. 护理研究 , 2005, (19): 1764 -1765
- [8] 秦燕.医院输液安全与管理系统的设计与实现[D].华中师范大学,2009
- [9] 邹春华.当前我国医疗器械流通领域问题分析及解决对策研究[D].上海交通大学, 2008
- [10]石馨.贝朗输液泵滴数传感器原理及故障处理[J].医疗设备信息, 2007,22 (11):122-123
- [11]于向英.新型弹簧输液报警器的研制与应用[J].护理学杂志, 2003,18(8):609
- [12]佟望舒等.输液瓶液位测量及报警装置[J].中国现代教育装备,2010,(7):33-34
- [13]袁衡新.浅谈输液系统的现状与展望[J].现代医学仪器与应用, 2008,20(3):72-73
- [14]李东升.血糖检测装置最新发展动态[J].上海生物医学工程, 2005,26(1):33-37
- [15]沙宪政.皮下植入式葡萄糖传感器的研究进展[J].国外医学.2003,26(1):42-48
- [16]武晓磊等.24 位 A / D 转换称重数据采集系统[J]. 电子设计工程, 2009,17 (6): 44-46
- [17]孔凯.电子衡器常见故障的分析[J].衡器 2002 年 31(2):36-37
- [18]16 — Bit and 24 — Bit ADC\$with Ultra Low Noise PGIA. Cirrus Logic, Inc.Crystal Semiconductor Products Division. January 1999.
- [19]陈伟等.基于 CS5532 的高精度自动称重系统设计[J].单片机与嵌入式系统应

- 用, 2008, (10):48-49
- [20]Richard Swim.Deployment of an Enterprise Wireless Infusion Pump Management System[J],Biomedical Instrumentation and Technology,2008,:
- [21]于海生等.微型计算机控制技术[M].清华大学出版社, 1999
- [22]潘勇等. PLC 的应用和发展[J]. 计算机与数字工程, 2007, 35(2):75-78
- [23]舒保平. 液滴流速检测与控制系统[J]. 科学之友, 2007, (09B):11-12
- [24]祝敏.也谈光电耦合器[J].电子制作,2004,(3):52-53 丁林花.基于蓝牙技术的主动信息服务[J].电信快报,2009, 8:255
- [25]LinderA.Global.Telemedicine Report.J ournal of Telemedicine and Telecare, 1996,3 (4):15~16
- [26]刘毅.无线传感器网络中几种无线通信技术的比较分析[J].中国新技术新产品,2010,(7):36-36
- [27]杨志君等.基于蓝牙的无线局域网组网机制[J].电信快报,2009,(7):17-19
- [28]贾为利等.ZigBee 无线组网技术在选煤厂信息系统中的应用[J].选煤技术,2009, 2:144-146
- [29]马天才等.基于 AT88RF256 的 RF 射频研究[J].山西电子技术,2010,3:791-793
- [30]Nordie.433MHz Single Chip RF Transceiver nRf401.2000
- [31]姚成虎等.同步串行扩展总线接口在单片机测控系统中的应用[J].工业仪表与自动化装置,2004, 2:647-649
- [32]杨宏长.EIA RS—232—C 串行接口及其在微型计算机系统中的应用[J].现代电子技术,1992,(3):9-13
- [33]吴晨.RS-232 与 RS-485 接口的技术探讨[J].计量与测试技术,2008,35,(10):1-2
- [34]郭明宽. CAN 总线原理和应用系统设计[M]. 北京: 北京航空航天大学出版社. 1996: 210
- [35]马立明等.现场总线与现场总线控制系统[J].河北省科学院学报, 2002,19 (4): 237-240
- [36]姜姗等.基于 Lon 总线的智能小区节点的设计与开发[J].黑龙江科技信息, 2007, (12S): 66-66
- [37]黄同等.基于 P89C52X2 实现 ET-12864AV1 液晶显示[J].荆楚理工学院学报, 2009, 9:915-917

- [38]沙占友等.单片机外围电路设计[M].电子工业出版社, 2003
- [39]刘兰涛.车速发动机转速表在线编程调试系统[D].大连理工大学, 2003
- [40]柴春吉.如何合理选择传感器[J].运城学院学报, 2003, 21(5):36-37
- [41]廉晓霞.电阻应变式称重传感器的原理及故障分析[J].工业计量, 2003, 13(5): 45-46
- [42]党瑞荣等.基于浮点放大技术的瞬变接收系统研究[J].石油仪器, 2010, 24(1): 76-78
- [43]杨敏等.基于 CS5532 的高精度电子天平设计[J].仪表技术与传感器, 2010, (1): 14-17
- [44]McMillan N D, Finlayson O, Fortune F, et al. The fiber drop analyzer: a new multianalyser analytical instrument with a placation in sugar processing and for the analysis of pure liquid[J]. Measurement Science and Technology, 1992,(3):746 — 764
- [45]刘世泉.光电计数器的原理与制作[J].电子制作, 2009, (11):8-9
- [46]Maxim.+5V-Powered, Multichannel RS — 232 Drivers/Reeeive.2005
- [47]张明杰.基于 AT89C2051 单片机的大气温度采集和记录系统[J].微处理机, 2010, 31(2):121-123
- [48]黄娟, 朱红.混合电路的 PCB 设计[J].电子元件与材料, 2004, 23(1):39-41
- [49]高同辉等.浅谈印刷电路板的设计原则和抗干扰措施[J].科技资讯 2008, (29): 81-81
- [50]冯翔宇.循环冗余校验码 CRC 算法分析与实现[J].中国科技信息, 2010, (21): 86-87
- [51]王文博.提高单片机系统的抗干扰性能[J].无线电通信技术, 1990, 16(3): 39-42
- [52]谭珍.计算静脉输液量和滴数的简便方法[J].护理研究, 2006, (14):1248-1248
- [53]果莉.点滴监控系统的研究[J].中国科技信息, 2005, (17A):23-23
- [54]郑玉山等.野战输液点滴监控系统的改进[J].医疗卫生装备, 2008, 29(2):66-67
- [55]吴来杰等.在 VC++6.0 中用内嵌汇编语言实现 PC 机与单片机的串行通信[J].电气自动化, 2003, 9(4):85-86
- [56]毛东方.PC 机和 80C196KC 单片机串行通信设计[J].机械制造与自动化, 2007, 38(1):78-82

- [57]吴昊天等.基于MSComm控件的PC与AVR串口通信实现[J].计算机与数字工程,2010,(4):176-177
- [58]欧阳等.VC++在计算机和实验仪器间实现串行通信的应用[J].广西师范学院学报,2004,21(2):75-78
- [59]陈家凤等.基于VC++的步进电机控制方法探讨[J].现代电子技术,2005,28(9):4-6
- [60]岐艳芳.医院病区护理智能化监控系统的研制与开发[D].西安电子科技大学,2006
- [61]Schroeder,ME Wolman,RL Wetterneck,TB Carayon,P.Tubing misload allows free flow event with smart intravenous infusion pump[J].Anesthesiology,2006,vol.105 no.2:434-435
- [62]孙鑫,余安萍.Visual C++深入详解[M].电子工业出版社,2006
- [63]陈小春.ADO数据库访问技术在VC++中的应用[J].科技信息,2009,(12):203-205
- [64]安文琛.无线通信技术在现代医疗领域中的应用与展望[J].医学信息,2008,28(8):77-78

攻读学位期间承担的科研任务与主要成果

已发表的学术论文:

1. 张亮、廖晓东、洪亲、张萧. 一种基于总线 CPLD 的总线适配器的设计, 福建电脑. 2010 年第 6 期:144-145
2. 张萧、张亮等. Sigmoid 函数及其导函数 FPGA 实现. 福建师范大学学报. 2011 年第 2 期:62-65

承担的科研任务

- 1 视频监控系统开发 2009.5-2010.2 企业项目
- 2 医用输液监测系统开发 2010.3-2011.3 企业项目

致 谢

值此学位论文完成之际，谨向那些曾经教诲和鼓励我的师长、帮助和关心我的同学和朋友、默默支持我的家人，表达我最诚挚的谢意！

三年研究生生涯，我得到了成长和锻炼，这一切得益于尊敬的导师廖晓东副教授在我学习、科研等多方面给予的悉心指导和无微不至的关怀。廖老师认真而严谨的治学态度、敏锐的学术洞察力、务实的工作作风，尤其是丰富的实践经验给我留下了深刻的印象，将使我受益终生。在此，向导师致以崇高的敬意和衷心的感谢！

感谢我的另一位导师王平教授以及蔡坚勇老师在论文初始阶段给我很多有用的建议和帮助。

感谢我的同学吴逸云、沈建、关健、陈锦凯，是你们在我困难的时候给予我巨大的帮助，在我意志薄弱时给我鼓励，使我拥有了克服困难的勇气。

此外，感谢家人在我求学期间给予的精神和物质上的支持，他们多年来的关心、鼓励和无私的爱，始终是我克服困难的强大动力，向他们表示深深的谢意和衷心的祝福！

个人简历



张亮，男，汉，1981年11月出生于陕西省宝鸡市麟游县。2004年7月毕业于空军工程大学导弹学院电子信息工程专业，获得学士学位。2008年9月就读于福建师范大学物理与光电信息科技学院通信与信息系统专业，研究方向为测控技术与智能系统，指导老师是王平教授，廖晓东副教授，2011年7月1日毕业。

福建师范大学硕士学位论文独创性和使用授权声明

本人(姓名) 张亮 学号 20080754 专业 通信与信息系统 所呈交的硕士学位论文(论文题目: 医用输液监测系统的设计)是本人在导师指导下, 独立进行的研究工作及取得的研究成果。尽我所知, 除论文中已特别标明引用和致谢的内容外, 本论文不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写过的研究成果。对本论文的研究工作做出贡献的个人或集体, 均已在论文中作了明确说明并表示谢意, 由此产生的一切法律结果均由本人承担。

本人完全了解福建师范大学有关保留、使用学位论文的规定, 即: 福建师范大学有权保留本硕士学位论文(含纸质版和电子版), 并允许论文被查阅和借阅; 本人授权福建师范大学可以将本硕士学位论文的全部或部分内容采用影印、缩印或扫描等复制手段保存、汇编和出版本硕士学位论文, 并按国家有关规定, 向有关部门或机构(如国家图书馆、中国科学技术信息研究所和中国学术期刊光盘版电子杂志社等)送交本硕士学位论文(含纸质版和电子版)。

(保密的硕士学位论文在解密后亦遵守本声明)

学位论文作者签字: 张亮

指导教师签字: 廖晓东

签字日期: 2011年6月4日

签字日期: 2011年6月7日

医用输液监测系统的设计与研究

作者：[张亮](#)
学位授予单位：[福建师范大学](#)

本文链接：http://d.g.wanfangdata.com.cn/Thesis_Y1998840.aspx