

摘 要

本课题以广东中能加速器有限公司的 O-Max 型直线加速器的治疗床为控制对象，研究了加速器治疗床的运动控制系统。论文具体分析了系统的设计要求，阐述了系统的功能，介绍了系统的硬件设计和软件设计。

本操作系统系统的控制对象是直线加速器治疗床，实现治疗床纵向和垂直方向运动的自动控制及检测功能，这两个方向运动均采用直流伺服电机驱动。治疗床同时具有现场手动操作和上位机远程操作。本控制系统主要由控制模块、驱动模块和上位机三部分构成。本系统选用 AVR 系列单片机作为控制核心，采用 PWM 方式控制直流伺服电机。在闭环速度控制中选用 PID 控制算法进行闭环控制，使控制系统具有良好的动态和静态性能。检测功能使用 A/D 转换器对电压值进行采集，从而检测治疗床的电机转速和位置。

为了降低功率模块电压对控制核心的干扰，本系统将控制部分与功率部分放置于不同的电路板上。系统的硬件电路板主要包括运动控制模块和电机驱动模块。主控制板是系统的核心部分，包括以单片机为主控元件的控制核心，电压信号检测电路，电源电路，串口通信电路和一些外围辅助电路。电机驱动板是系统直接连接两台被控电机的执行部分，主要包括小功率驱动电路、过流保护电路以及大功率 H 桥驱动电路。

本系统的软件由两个部分组成，即上位机远程操作程序和 AVR 单片机控制程序。上位机是系统实现人机对话的部分，操作人员通过上位机上的操作软件可以实现对治疗床进行远程操作并且实时监视治疗床的状态。AVR 单片机控制程序采用 C 语言进行编写，使用 ICCAVR 编译器进行编译。设计方式是采用模块化设计，提高了程序的可读性和可移植性。主要的程序模块有：主程序、PID 算法模块，串口通信模块、电压值采集模块、PWM 波控制模块和运动控制模块等。

关键词：AVR单片机；PWM控制；PID算法；H桥驱动电路

ABSTRACT

The couch control system for Linear Accelerator is developed in this project. And the control object is the couch of O-Max Linear Accelerator equipment in Guangdong SPACO Company. In the thesis, the design requirements and the functions are analyzed in detail, and the design of the system, including hardware design and software design, is expatiated clearly.

The control object of the system is the couch of Linear Accelerator equipment, and the purpose of the system is to realize the motion control and detecting function for the couch lengthways movement and vertical movement. This two motions are driven by DC servo motor. The couch has two control modes: including local manual operation and upper-computer remote operation. The control system composed of control module, drive module and upper-computer. The control unit is designed with AVR series MCU as the control core. The DC servo motor is controlled in PWM way. The PID control algorithms is used in close-loop speed control, and the system has good dynamic and static performance. The system use A/D converter measuring voltage in detecting motor speed and position of the couch.

To lower the interference between power module and control core, the control part and the power part are displaced on different boards. The system hardware includes main motion control module and motor driver module. Main control module is the key part, including MCU control core, voltage signal detection circuit, power circuit, serial communication circuit and the periphery circuit. Motor driver module is connected directly with the two motors, including low-power driver circuit, over-current protection circuit and high-power H bridge driver circuit.

The software design of the system including two parts: the remote operation software in upper-computer and the MCU firmware. The upper-computer is the equipment that realize man-machine conversation. The users can remotely operate the couch and monitor status of the couch by using operation software in the upper computer. The AVR MCU firmware is designed by C language and compiled by ICCAVR

compiler. And modularize design is used to enhance the readability and facility of transplant. The main modules include the main program, PID control algorithm, serial communication, voltage signal detecting, PWM control and motion control.

Key words: AVR MCU, PWM control, PID algorithm, H bridge driver circuit

CONTENTS

ABSTRACT(Chinese)	I
ABSTRACT(English)	II
CONTENTS(Chinese)	IV
CONTENTS(English)	VI
Chapt1 Introduction	1
1.1 The background and significance of the study	1
1.2 The development tendency of motion control	3
1.3 Research on content of the subject	4
1.4 The structure of the paper	5
1.5 Summary of this chapter	5
Chapt2 The overall design of the motion control system	7
2.1 The design of remote operation	8
2.1.1 The developer kits of operation program.....	8
2.1.2 Serial communication	9
2.2 The design of motion control.....	11
2.2.1 The analysis and choose of the core	11
2.2.2 The design of close-loop speed control	12
2.2.3 The design of detection.....	16
2.3 The design of motor driver.....	18
2.3.1 H bridge driver circuit.....	18
2.3.2 LMD18200 driver chip	20
2.4 Summary of this chapter	21
Chapt3 The design and development of motion control system circuit	22
3.1 The circuit design of motion control module.....	22
3.1.1 The design of MCU.....	23
3.1.2 The circuit design of power	25
3.1.3 The circuit design of serial communication.....	26

3.1.4 The circuit design of detection.....	27
3.1.5 The circuit design of isolation	28
3.2 The circuit design of motor driver module	29
3.2.1 The circuit design of low-power driver	29
3.2.2 The circuit design of overcurrent protection.....	31
3.2.3 The circuit design of high-power driver	32
3.3 Summary of this chapter	33
Chapt4 The design and development of control system software.....	35
4.1 The design of remote operation software.....	35
4.1.1 The design of interface.....	35
4.1.2 The rule of data transmission.....	36
4.2 The design of MCU control firmware.....	39
4.2.1 The developer kits of MCU firmware.....	40
4.2.2 The design of main program	41
4.2.3 The design of data transmission.....	42
4.2.4 The design of data detection	43
4.2.5 The design of PWM control program	44
4.2.6 The design of PID adjuster.....	45
4.2.7 The design of motion control module.....	47
4.3 Summary of this chapter	49
Chapt5 The application of control system	50
Summary of this chapter	52
General conclusions and prospect	53
Conclusions.....	53
Prospect.....	54
Reference.....	55
Papers published during master study.....	58
Original statement.....	59
Acknowledge	60

第一章 绪论

1.1 课题研究背景与意义

随着社会经济的快速发展，使用放射技术对恶性肿瘤进行治疗已经在各大的医院中广泛应用。放射治疗技术的发展与加速器技术的发展密切相关，在过去的一个世纪中，不断有新的技术和装置的出现，也不断有一些退出，但医用加速器依然为最主要的放射治疗设备。当前医用加速器的代表是医用电子直线加速器，医用电子直线加速器不仅是加速器中台数最多的一种，也是各种放射治疗装置中台数最多的一种^[1]。

据“九五期间全国医疗照射水平调查研究”的调查统计，我国每年急需接受放射治疗的患者为 140 万人，而实际上真正接受放射治疗的患者仅有约 50 万人，由于放射治疗设备的缺乏，大部分患者得不到应有的治疗机会。国际上把每百万人口拥有医用加速器台数作为表征一个国家的卫生事业水平重要指标，美国等发达国家这个指标达到 10 台以上，我国医用加速器数量增加很快，总数虽然已超过 600 余台，但每百万人口拥有量仅约为 0.45 台，远不及发达国家^[1]，据统计，目前我国的肿瘤发病率已经进入高发期，国内需求缺口巨大，但由于设备价格原因严重制约了医疗机构对病患进行正确诊治能力的发挥。在此背景下，国内很多大型医疗器械企业投入到医用加速器的研发当中。作为其中的国内少数掌握电子加速器关键技术和拥有多项相关专利，专门从事各类加速器研发、生产、销售及加速器技术应用的高新科技企业的广东中能加速器科技有限公司一直致力于电子直线加速器的研发。

本设计的研究对象直线加速器治疗床是医用直线加速器中的重要组成部分，其主要的作用是在使用直线加速器进行肿瘤治疗时支撑病员，方便医生将病员的病灶置于辐射野内进行治疗，因此其运动精度和可靠性非常重要。为了能给病人提供更好放射性治疗，不少的公司和研究机构致力于开发出一套高精度的多功能治疗床方案，这方面产品做得比较好的例如山东新华的 XHA1400 医用电子直线加速器配套的精确治疗床，以及西门子生产的 550TxT 治疗床等，这些治疗床都具有较高的运动精度。

1. 课题的提出 作为国内具有多年电子直线加速器研发经验的广东中能加速器科技有限公司一直致力于医用直线加速器的国产化和产业化，其中O-Max型医用直线加速器是在消化了美国著名生产厂商瓦里安相关技术前提下，进行国产化的一套产品。在国产化的过程中，由于没有现成配套的运动控制和检测系统，所以公司需要自主研发一整套的运动控制和检测系统，治疗床运动控制系统属于其中的一个子模块，该模块的可靠性和稳定性对整套直线加速器的实际使用具有非常大的影响。研发出一套运行可靠的直线加速器治疗床的运动控制系统，对治疗床的实验和生产具有非常大的意义。

2. 课题来源 针对广东中能加速器有限公司所提出的需求，本课题以研发的医用直线加速器治疗床为对象，完成其运动控制部分的研究，使其能够精确平稳的运动，在医用临床试验中验证其可靠性，并进一步投入到市场中。

3. 研究意义 随着计算机技术和肿瘤放射物理技术的飞速发展，放射治疗已成为当今肿瘤治疗的重要手段之一，而且其实现的技术方法和临床疗效也得到了很大提高。目前已从普通放疗发展到三维适型放射治疗（three-dimensional conformal radiation therapy, 3D-CRT），调强放射治疗（intensity modulated radiation therapy, IMRT），使肿瘤放射治疗向精确定位、精确计划设计、精确治疗的良性发展，从而取得更好的治疗效果^[1]。

上述新技术的实现都与肿瘤精确定位密切相关，在现代的放射治疗中，治疗床是其重要的组成部分。治疗床运动精度的高低直接影响到放射治疗中对治疗区域的定位，而且如果治疗床能实现比较平稳的运动，则会减少患者在治疗中产生的恐惧感。所以研制出具有高精度和运动平稳的治疗床具有非常重要的意义和非常好的市场前景。

广东中能加速器有限公司所生产的治疗床主要是参考了美国著名的医疗器械生产厂商瓦里安所生产用于放射治疗的治疗床。该公司所生产的治疗床的机械结构具有高精度和高稳定性的特点，但在床体的国产化过程中，由于没有配套的运动控制系统，而如果购买整套控制系统则大量增加了生产成本。因此，研制出一套适用方便，运行可靠的治疗床运动控制系统，对床体的生产和实验都具有重大意义。

1.2 电动机运动控制的发展与研究现状

电动机作为最主要的机电能量转换装置，其应用范围已遍及国民经济的各个领域和人们的日常生活。无论是在工农业生产，交通运输，国防，航空航天，医疗卫生，商务和办公设备中，还是在日常生活的家用电器和消费电子产品（如电冰箱，空调，DVD等）中，都大量使用着各种各样的电动机。据资料显示，在所有动力资源中，百分之九十以上来自电动机。同样，我国生产的电能中有百分之六十是用于电动机的。在电气时代，对电动机进行简单控制应用的比较多，主要是实现电动机启动，正反转控制，加减速和制动，该类控制可通过开关元件和可编程控制器实现。还有一类控制称为复杂控制，是指对电动机的电压，电流，转角，转速，转矩，功率等物理量进行控制。

如今，大部分高精度的直流电动机都配备了伺服系统，我们称之为直流伺服电机。伺服系统也称为随动系统，是自动控制系统的一种，它用来控制被控对象的位移（或转角），使其能够精确和连续地自动复现输入命令的变化，它通常是具有负反馈的闭环控制系统。在应用中，一般是以机械位置或角度作为控制对象的自动控制系统，例如机械臂等^[1]。

伺服控制技术是自动化学科中与产业部门联系最紧密、服务最广泛的一个分支。它经历了发电机—电动机系统、晶体管控制、集成电路控制、计算机控制的发展过程，至今进入了全新的鼎盛时期。现代伺服控制技术的主要特征为^[1]：

1. 全控型电力电子器件组成的脉冲宽度调制技术在伺服系统中广泛使用。
2. 各种伺服控制元件与线路想着集成化、功能化、模块化、智能化、便于计算机控制的方向发展。
3. 伺服系统的可靠性设计及自诊断技术伴随着系统功能、性能复杂化程度的升级而受到人们的普遍重视

可以简单地用图 1-1 来表示伺服系统的组成，包括调节器、检测装置、放大装置和执行部件，其中检测装置用来检测系统的输出信号。为使各部件之间有效地组配和使系统具有良好的工作品质，一般还有信号转换线路和补偿装置，以及相应的能源设备、保护装置、控制设备和其他辅助设备。

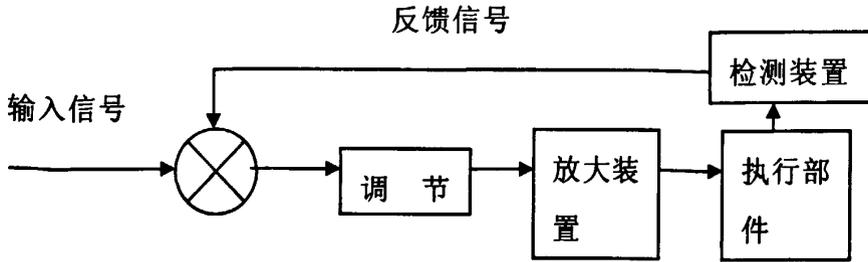


图 1-1 伺服系统示意图

Fig.1-1 The schematic of Servosystem

1.3 课题研究内容

本文在查阅了大量关于运动控制文献的基础上对直线加速器治疗床的运动控制系统的开发进行了深入的研究，并成功开发出一整套运动控制系统。本系统主要分为远程操作单元和治疗床运动控制器，实现能远程对治疗床的纵向与垂直两个方向的运动速度进行精确控制，总体来说，本论文的研究主要有以下内容：

(1) 根据公司对该系统的要求完成系统的总体设计。本文详细分析了直线加速器治疗床运动控制系统的总体设计，主要是在远程控制、运动控制、功率驱动和状态量的显示等方面满足要求。

(2) 运动控制系统的整体设计。该系统主要使用 PC 机通过串口和治疗床的运动控制器进行通信，在 PC 机上使用 visual C++ 6.0 开发出控制台软件，控制台向治疗床的运动控制器发送控制信号，并且接收控制器发送的治疗床相关的物理量，实时显示在控制台界面上。

(3) 运动控制器的硬件电路设计。运动控制器硬件部分包括了控制和驱动两个部分。控制部分使用 AVR 系列的 ATmega128 型单片机作为控制核心，采用 485 串口通信，光耦隔离电路，电压信号采集电路以及一些外围的辅助电路。驱动部分则分为纵向的驱动和垂直方向的驱动，纵向由于驱动功率较小，所以使用了 LMD18200 驱动芯片驱动，而垂直方向所需的驱动功率较大，因而制作了基于 FGA25N120 型 IGBT 管和 IR2112 驱动芯片的 H 桥驱动芯片，经过试验测试，驱动功率均满足正常应用。

(4) 治疗床运动控制器的控制算法与控制方案的设计。系统使用了 AVR 单片机，在控制的时候均采用 PWM（脉宽调制）方式对直流电机进行调速，采用闭环 PID 算法，使得控制系统具有良好的控制性能^[4]。在进行位置和速度采样时，采用算术平均法来处理采集到电压信号，以便取得较为精确的数据。

(5) 根据实际的控制方案制作软件流程图，编写并调试 AVR 单片机程序。AVR 单片机程序采用 ICC 语言进行编写，并且使用模块化设计，将每个功能编写成一个模块，方便使用的时候调用。主要的功能模块有：主程序、串口通信、PWM 波调速、位置与转速电压信号检测、运动控制模块等。

1.4 论文的结构

本文共由六章构成，各章的内容具体如下：

第一章主要介绍直线加速器以及直流电动机控制的发展状况，以及课题的来源与意义，简要介绍了生产公司对该系统的要求以及本文的主要研究内容。

第二章分析了治疗床上使用的直流电机特性，并介绍了系统的控制方案的总体设计，包括控制芯片的选择和所使用的控制方法，主要是使用了 PWM（脉宽调制）调速方式，运动控制使用 PID 算法，以及驱动床垂直升降的大功率驱动。

第三章根据所提出的系统要求以及控制驱动方案，选用相应的电子元器件制作运动控制板和大功率驱动器。

第四章主要介绍了控制系统的远程操作软件和单片机控制程序两部分，包括软件所要实现的功能，软件的开发和结构，以及软件的使用方法。

第五章介绍了系统在完成设计与开发后，在直线加速器治疗床上进行调速应用，对系统的性能进行测试。

第六章分析系统在实际应用中出现的问题，提出改进方法，总结以前的工作中做得不足的地方，对未来工作进行展望

1.5 本章小结

本章介绍了我国在直线加速器方面的研发、运动控制的发展以及本设计的来源，对该系统的需求进行了简要分析。进而提出直线加速器治疗床的运动控制系统

的设计，以满足产品生产和实验的需求。

第二章 直线加速器治疗床控制系统总体设计

本文以 O-Max 型医用电子直线加速器的治疗床为研究对象, 设计开发出一套治疗床运动控制系统, O-Max 型医用电子直线加速器如图 2-1 所示。医用直线加速器治疗床的基本结构如下: 纵向运动由直流电机通过齿轮齿条传动驱动, 总行程为 2100mm; 垂直运动由直流电机通过减速器和滚珠丝杆传动驱动, 总运动行程为床面距地 650mm~1200mm; 两个运动方向位置检测均使用线性电位器; 床体在上、下、左、右的极限位置均设置了机械限位和限位开关, 以免床体运动超过极限, 同时也保护了直流电机。

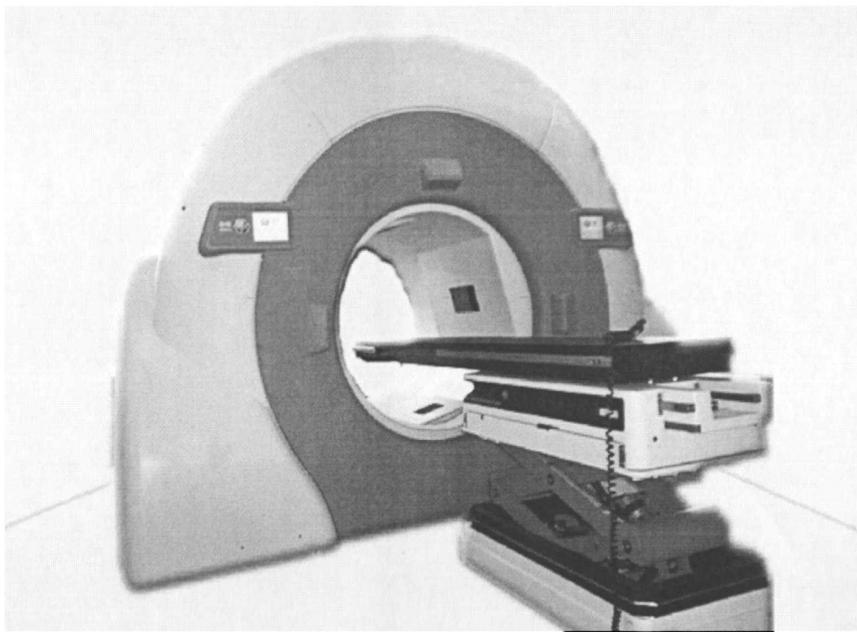


图 2-1 O-Max 型医用电子直线加速器

Fig.2-1 The O-Max medical electronic linear accelerator

本系统能够实现对治疗床运动的精确控制、检测治疗床的电机转动速度和床体位置, 保证接受治疗的患者能方便的上下治疗床, 同时实现和远程控制的 PC 机进行通信。本控制系统包括了远程操作模块、控制模块、执行机构和驱动模块, 系统整体结构如图 2-2 所示。

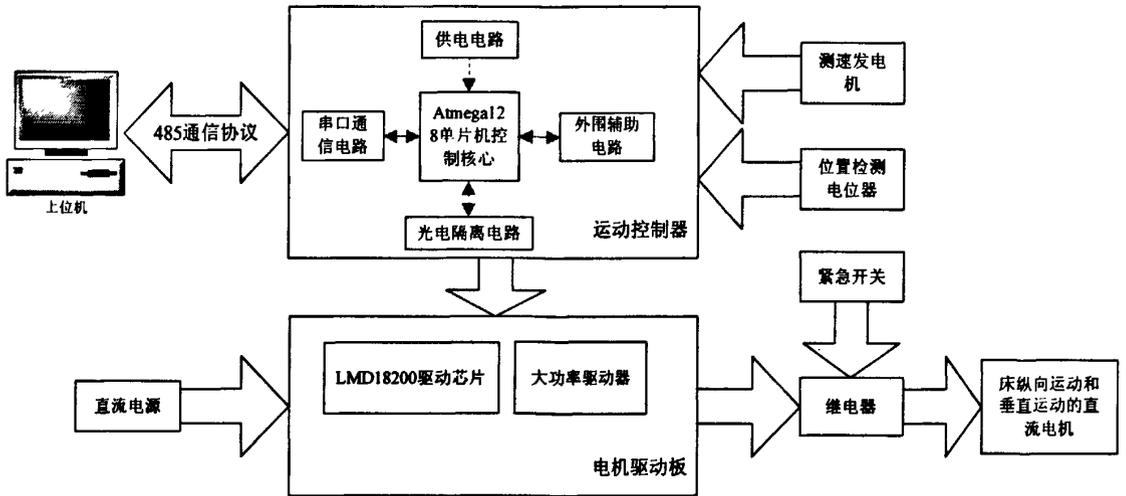


图 2-2 系统整体结构示意图

Fig.2-2 The structure diagram of the system

2.1 远程操作设计方案

医用直线加速器在工作时会产生非常强的辐射，对于治疗床的操作者来说，需要在不受到辐射的位置通过控制台来操作治疗床运动。因此本系统需要一个远程操作模块，该模块由上位机组成。在上位机上编写相应的操作程序，通过 485 串口通信协议与运动控制器上的单片机控制核心进行通信，发送相应的控制指令，从而使运动控制器按操作者要求完成相应的动作，操作者则通过操作程序的人机交互界面可以很方便的进行操作。同时从治疗床反馈回来的数据显示在界面上，方便操作者观察。

2.1.1 操作程序的开发工具

选择软件系统开发工具的决定性因素主要有两点：系统所要实现的功能和方便开发人员进行开发。软件要实现的功能是一切软件开发的出发点和归宿点，是影响开发工具选用的决定性因素；开发人员的习惯、经验和爱好也影响着开发工具的选择，熟悉的开发工具使用起来往往有更高的效率^[1]。远程操作程序要求能在 WindowsXP 操作平台上运行，提供人性化的人机交互界面，供用户使用，然后通过

PC 机上的串口向控制器的控制核心发送指令和接受数据, 由于开发的软件所实现的功能并不复杂, 而且在开发一般串口通信的软件时需要用到 visual C++6.0 中的 mscomm 控件, 所以本研究使用了 visual C++6.0 作为程序开发工具。

Visual C++6.0 由 Microsoft 开发, 它不仅是一个 C++ 编译器, 而且是一个基于 Windows 操作系统的可视化集成开发环境 (integrated development environment, IDE)。Visual C++6.0 由许多组件组成, 包括编辑器、调试器以及程序向导 AppWizard、类向导 Class Wizard 等开发工具。这些组件通过一个名为 Developer Studio 的组件集成为和谐的开发环境。Microsoft 的主力软件产品。Visual C++ 是一个功能强大的可视化软件开发工具。自 1993 年 Microsoft 公司推出 Visual C++1.0 后, 随着其新版本的不断问世, Visual C++ 已成为专业程序员进行软件开发的首选工具。虽然微软公司推出了 Visual C++.NET(Visual C++7.0), 但它的应用的很大的局限性, 只适用于 Windows 2000, Windows XP 和 Windows NT4.0。所以实际中, 更多的是以 Visual C++6.0 为平台。

Visual C++6.0 以拥有“语法高亮”, 自动编译功能以及高级除错功能而著称。比如, 它允许用户进行远程调试, 单步执行等。还有允许用户在调试期间重新编译被修改的代码, 而不必重新启动正在调试的程序。其编译及创建预编译头文件 (stdafx.h)、最小重建功能及累加连结(link)著称。这些特征明显缩短程序编辑、编译及连结的时间花费, 在大型软件计划上尤其显著。

Microsoft Communications Control (以下简称 MSComm) 是 Microsoft 公司提供的简化 Windows 下串行通信编程的 ActiveX 控件, 它为应用程序提供了通过串行接口收发数据的简便方法。MSComm 控件通过串行端口传输和接收数据, 为应用程序提供串行通讯功能。MSComm 控件在串口编程时非常方便, 程序员不必去花时间去了解较为复杂的 API 函数, 而且在 VC、VB、Delphi 等语言中均可使用。在 Visual C++ 6.0 以后的版本中, MSComm 控件已经被取消, 添加起来的步骤会非常繁琐, 所以本程序选用了 Visual C++ 6.0 这个版本作为开发平台。

2.1.2 串口通信

计算机与外设进行数据传输和通信的方式可以分为并行口通信和串行口通信两种方式。并行口通信是指 8 位数据同时通过并行线进行传输, 这样数据传输方式

的传输速度能得到极大的提高，但实际上并行传输在传输时数据间干扰会非常大，比较容易出错，所以实际上其传输距离受到了限制。串行口通信也是计算机进行数据传输的一种方式，与并行口不同之处在于，它的数据和控制信息是一位接一位串行地传送下去的，每一位数据都占据一个固定的时间长度。这样，虽然速度会慢一些，但这种通信方式使用的数据线少，在远距离通信中可以节省成本，并且由于数据间的干扰会减少，所以传送距离较并行口传输更长，因此长距离的通信应使用串行口。一般来说，计算机都有一个或多个串行端口，他们依次为 Com1、Com2、Com3 等，这些串口提供了外部设备与计算机进行数据传输和通信的通道^[9]。

串行口通信标准经过长时间的发展，目前已经有 RS-232、RS-422 与 RS-485 等几种不同的标准。RS-232、RS-422 与 RS-485 都是串行数据接口标准，最初是由电子工业协会（EIA）制订并发布的。

RS-232-C：也称标准串口，是目前最常用的一种串行通讯接口。它是在 1970 年由美国电子工业协会（EIA）联合贝尔系统、调制解调器厂家及计算机终端生产厂家共同制定的用于串行通讯的标准。它的全名是“数据终端设备（DTE）和数据通讯设备（DCE）之间 串行二进制数据交换接口技术标准”。传统的 RS-232-C 接口标准有 22 根线，采用标准 25 芯 D 型插头座。后来的 PC 上使用简化了的 9 芯 D 型插座。现在应用中 25 芯插头座已很少采用。现在的台式电脑一般有两个串行口：COM1 和 COM2，从设备管理器的端口列表中就可以看到。硬件表现为计算机后面的 9 针 D 形接口，由于其形状和针脚数量的原因，其接头又被称为 DB9 接头。现在有很多手机数据线或者物流接收器都采用 COM 口与计算机相连，很多投影机，液晶电视等设备都具有了此接口，厂家也常常会提供控制协议，便于在控制方面实现编程受控，现在越来越多的智能会议室和家居建设都采用了中央控制设备对多种受控设备的串口控制方式。

RS-422：为改进 RS-232 通信距离短、速率低的缺点，RS-422 定义了一种平衡通信接口，将传输速率提高到 10Mb/s，传输距离延长到 4000 英尺（速率低于 100kb/s 时），并允许在一条平衡总线上连接最多 10 个接收器。RS-422 是一种单机发送、多机接收的单向、平衡传输规范，被命名为 TIA/EIA-422-A 标准。RS-485：为扩展应用范围，EIA 又于 1983 年在 RS-422 基础上制定了 RS-485 标准，增加了多点、双向通信能力，即允许多个发送器连接到同一条总线上，同时增加了发送器的驱动能力和冲突保护特性，扩展了总线共模范围，后命名为 TIA/EIA-485-A 标准。

RS-485: 为扩展应用范围, EIA 又于 1983 年在 RS-422 基础上制定了 RS-485 标准, 其最大的特点是增加了多点、双向通信能力, 即允许多个接收器连接到同一条总线上, 同时增加了发送器的驱动能力和冲突保护特性, 扩展了总线共模范围, 后命名为 TIA/EIA-485-A 标准。

本设计中是整个医用直线加速控制系统的一部分, 因此计算机除了需要远程操作治疗床以外, 在扩展时还需要对多个加速器部件进行远程操作, 所以需要多个接收器连接到同一条总线上。综合以上三种串口通信的特点, 选择了传输距离长, 并且能 1 点发送多点接收的 RS-485 标准串行口。

2.2 运动控制模块设计方案

运动控制器为本设计的核心部分, 实现对治疗床的纵向和垂直两个方向的运动控制, 其主要是由单片机作为控制核心的电路板。在单片机上编写相应的控制程序, 对直流测速电机使用 PWM 控制, 并加入 PID 控制算法, 实现较高的精度和很好的稳定性。

2.2.1 控制核心的分析与选择

由前文的介绍, 可知本系统是一个要求反应速度快、可靠度高和可扩展的控制系统。所以选择控制核心时要能满足系统这些要求, 同时, 希望其价格便宜, 容易购买, 方便产品以后实现产业化。

单片机小巧灵活、成本低、易于产品化。它能方便地组装成各种智能式控制设备以及各种智能仪表。面向控制, 能针对性地解决从简单到复杂的各类控制任务, 从而获得最佳性价比。抗干扰能力强, 适应温度范围宽, 在各种恶劣条件下都能可靠地工作, 这是其它机型所无法比拟的。可以很方便地实现多机和分布式控制, 使整个系统的效率和可靠性大为提高。所以在实时工业控制上被大量的使用。

如今主流的单片机有很多, 如 PIC 系列单片机、51 系列单片机、TI 公司生产的 MSP 系列单片机等等, 这些单片机各有特点, 在不同的产品上都有使用。考虑到系统的需求和特点, 本设计采用了 AVR 单片机。Atmel 公司生产的 AVR 单片机采用了精简指令集 (RISC), 大部分指令可以在一个时钟周期内完成, 调取指令周期

短,而且 AVR 系列单片机片内资源更为丰富,接口也更为强大,提供了许多第二功能,例如 A/D 转换, PWM 控制等等,这都是控制所使用到的,大大方便了控制器的开发。通过分析和比较,最终选定了 ATmega128 型 AVR 单片机,该单片机性能稳定,可使用接口充足,既能满足系统的需求,而且还提供了足够的资源方便系统进行扩展。下面具体介绍这款单片机的特性。

- (1) 先进的精简指令集 (RISC) 结构,总共具有 133 条可执行指令,基本上都能在一个周期内执行完。ATmega128 是高性能的 8 位单片,具有较低的功耗,机片内共有 32 个 8 位通用寄存器和外设控制寄存器。当工作于 16MHz 时,性能高达 16MIPS。
- (2) 片内具有 128KB 的可编程 Flash 存储器用于存储程序的执行代码,4KB 的 EEPROM 用于存储数据,两个存储区都具有 10000 次擦写的寿命。另外还有 4KB 内部 SRAM,以及最大 64KB 的外部扩展存储器空间。
- (3) 具有 JTAG 接口和 ISP 下载接口,支持在线仿真调试,可以对 Flash、EEPROM、芯片熔丝位和保密锁定位进行编程。
- (4) 内置多种功能外设:2 个具有比较功能的 8 位计数/定时器;2 个具有独立预分频、比较器功能和捕获功能的 16 位计数/定时器;2 路 8 位和 6 路分辨率可编程的 PWM 波发生器;输出比较调节器;8 路 10 位的 A/D 转换器;2 个可编程的 USART 串口;可工作于主机/从机模式的 SPI 串行接口;具有独立片内振荡器的可编程看门狗定时器。
- (5) 具有特殊的处理器功能,在上电时复位以及可编程的掉电检测,片内具有经过标定的 RC 振荡器,片内片外的中断源,可以通过软件来选择时钟频率,与 ATmega103 相兼容,可以选择 ATmega103 单片机兼容的模式。
- (6) 片上共有 53 个可编程的 I/O 接口,采用的是 64 脚的 TQFP 或者 MLF 封装。
- (7) ATmega128L 型工作电压是 -2.7~5.5V,工作频率为 0~8MHz; ATmega128 型工作电压是 -4.5~5.5V,工作频率为 0~16MHz。

2.2.2 闭环速度控制设计

直流电动机是最早出现的电动机,也是最早能实现调速的电动机。长期以来,直流电动机一直占据着调速控制的统治地位。由于它具有良好的线性调速特性,简

单的控制性能，较高的效率，优异的动态特性，尽管近年来不断受到其他电动机的挑战，但到目前为止，它依然是大多数调速控制电动的最优先选择。

近年来，直流电动机的结构和控制方式都发生了很大变化。随着计算机进入控制领域，以及新型的电力电子功率元器件的不断出现，使采用全控型得到开关功率元件进行脉宽调制（PWM）控制方式已成为绝对主流。这种控制方式很容易在单片机控制中实现，从而为直流电动机控制数字化提供了契机。

所谓脉宽调制，是指用改变电机电枢电压接通与断开的时间的占空比来调节电枢供电电压，从而达到调节电机速度的方法。如图 2-3 所示，设电源一直接在电机上，其转速最大为 V_{max} ，占空比为 $D=t_1/T$ ，则电机平均速度 V_d 为： $V_d = V_{max} \cdot D$ ，只要通过改变电枢电压接通的时间从而改变占空比，就能够改变电机转速，但电机的转速和占空比并不是严格的线性关系，但在一般的使用中可以近似看成线性关系。

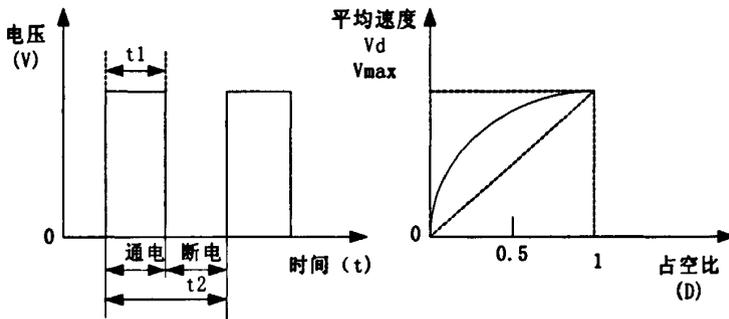


图 2-3 电机转速与占空比的关系

Fig.2-3 The relationship between motor speed and duty ratio

在 PWM 调速时，占空比 D 是一个重要的参数，占空比可以通过以下三种方法来改变：

- (1) 定宽调频法：保持 t_1 不变，只改变 t_2 ，这样使周期 T 也随之改变。
- (2) 调宽调频法：保持 t_2 不变，只改变 t_1 ，这样使周期 T 也随之改变。
- (3) 定频调宽法：使周期 T （或频率）保持不变，而同时改变 t_1 和 t_2 。

前两种方法由于调速时会改变控制脉冲的周期，当控制脉冲的频率与系统的固有频率接近时就会引起振荡，因此在直流电机的调速中较多使用定频调宽法。

PWM 波控制信号的产生有很多，从最早期的采用分立的电子元件做成信号产生电路产生 PWM 信号，到通过在单片机上编写相应的程序模拟出 PWM 波在一个

I/O 口输出。现在，随着 PWM 技术的发展，芯片制造商生产了专用的 PWM 集成芯片，这些芯片除了 PWM 信号发生功能外还有保护功能等，在控制系统中使用专用的 PWM 集成芯片可以减轻单片机的负担。本设计所使用的 ATmega128 单片机集成了具有 PWM 波发生功能的定时/计数器，可以通过初始化使其自动的发出 PWM 脉冲波，占空比可通过编写程序来调节。

在闭环速度控制中，使用最多的控制算法是 PID 控制算法，作为控制理论中技术最成熟、应用最广泛的一种控制算法，PID 控制算法的实质就是根据输入值与设定标准值之间的偏差值按比例、积分、微分的函数关系进行运算，其运算结果用以输出控制^[7]。

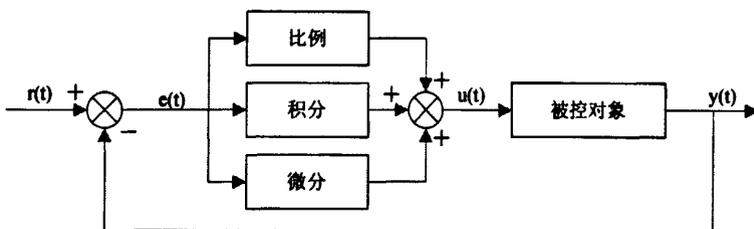


图 2-4 PID 控制系统原理图

Fig.2-4 The schematic diagram of PID control system

普通模拟 PID 算法的控制系统原理图如图 2-4 所示，图中 $r(t)$ 是给定值， $y(t)$ 是系统的实际输出值，给定值与实际输出值构成控制偏差 $e(t)$ 。 $e(t)$ 作为 PID 控制器的输入， $u(t)$ 作为 PID 控制器的输出与被控对象的输入，PID 算法的控制公式为：

$$u(t) = K_p [e(t) + \frac{1}{T_i} \int_0^t e(t) dt + T_D \frac{de(t)}{dt}] \quad (2-2)$$

式中： K_p 为比例系数， T_i 为积分常数， T_D 为微分常数， u_0 为控制常量。

对于计算机控制来说，它只能根据采样时刻的偏差值来计算控制量，并不能像模拟控制那样连续输出控制量进行控制，所以必须对式 (2-2) 中的积分项和微分项进行离散化处理。具体的处理方法为：以 T 作为采样周期， k 作为采样序号，则离散采样时间对应着连续时间 t ，用求和代替积分，用增量的形式代替微分，这有公式：

$$t \approx kT \quad (k = 0, 1, 2, \dots) \quad (2-3)$$

$$\int_0^t e(t) dt \approx T \sum_{j=0}^k e(jT) = T \sum_{j=0}^k e_j \quad (2-4)$$

$$\frac{de(t)}{dt} \approx \frac{e(kT) - e[(k-1)T]}{T} = \frac{e_k - e_{k-1}}{T} \quad (2-5)$$

式中的 $e(kT)$ 为 kT 时候的控制偏差，可以将其简写为 e_k ，并且将式 (2-3)、式 (2-4) 和式 (2-5) 代入式 (2-2) 可得出离散化后的 PID 表达式：

$$u_k = K_p [e_k + \frac{T}{T_i} \sum_{j=0}^k e_j + \frac{T_D}{T} (e_k - e_{k-1})] \quad (2-6)$$

也可写成

$$u_k = K_p e_k + K_I \sum_{j=0}^k e_j + K_D (e_k - e_{k-1}) \quad (2-7)$$

式中， k 为采样序号， K_p 为比例系数， $K_I = K_p \frac{T}{T_i}$ 为积分系数， $K_D = K_p \frac{T_D}{T}$ 为微分系数。

式 (2-6) 被称为全量式或位置式 PID 控制算法，该算法如果采样周期取得足够小，可以获得足够精确的结果。但该算法也存在缺点：由于全量输出，所以每次输出均与过去状态有关，计算时要对 e_k 进行累加，计算量较大。因此在本设计中采用另一种 PID 算法：增量式 PID 控制算法。

由式 (2-5) 可得出第 $k-1$ 个采样时刻的输出值为：

$$u_{k-1} = K_p [e_{k-1} + \frac{T}{T_i} \sum_{j=0}^{k-1} e_j + \frac{T_D}{T} (e_{k-1} - e_{k-2})] \quad (2-8)$$

将式 (2-6) 和式 (2-7) 相减，经过整理可得出增量式 PID 控制算法公式为：

$$\begin{aligned} \Delta u_k = u_k - u_{k-1} &= K_p (1 + \frac{T}{T_i} + \frac{T_D}{T}) e_k - K_p (1 + \frac{2T_D}{T}) e_{k-1} + K_p \frac{T_D}{T} e_{k-2} \\ &= A e_k + B e_{k-1} + C e_{k-2} \end{aligned} \quad (2-9)$$

式中：

$$A = K_p (1 + \frac{T}{T_i} + \frac{T_D}{T})$$

$$B = -K_p (1 + \frac{2T_D}{T})$$

$$C = K_p \frac{T_D}{T}$$

同时还可写成一下形式：

$$\Delta u_k = K_p(e_k - e_{k-1}) + K_I e_k + K_D(e_k - 2e_{k-1} + e_{k-2}) \quad (2-10)$$

由式(2-10)可知，如果控制系统的采用恒定的采样周期，一旦确定了 K_p 、 K_I 、 K_D 只要使用前后三次测量的偏差，即可求出控制增量。通过改变 PWM 波形的占空比，从而实现速度控制的目的。

本系统采用在运行过程中控制器产生 PWM 脉冲送到电机驱动模块中，通过控制驱动模块驱动直流电机转动，同时利用系统的检测功能将当前转速反馈到控制器中，控制器经过数字 PID 运算后改变 PWM 脉冲的占空比，实现电机转速控制的目的。

2.2.3 治疗床检测设计

本系统是一个闭环速度控制系统，在运动过程中需要检测治疗床的位置和速度这两个参数。在现今的工业控制中，速度采集模块的设计方案主要有以下三种：

1、采用霍尔集成片。该器件内部由三片霍尔金属板组成。当磁铁正对金属板时，由于霍尔效应，金属板发生横向导通^[6]，因此可以在电机上安装磁片，而将霍尔集成片安装在固定轴上，通过对脉冲的计数进行电机速度的检测。

2、采用对射式光电传感器。其检测方式为：发射器和接受器相互对射安装，发射器的光直接对准接受器，当测物挡住光束时，传感器输出产生变化以指示被测物被检测到。通过脉冲计数，对速度进行测量。

3、采用测速发电机对直流电机转速进行测量。该方案的实现原理是将测速发电机固定在直流电机的轴上，当直流电机转动时，带动测速电机的轴一起转动，产生和电动机转速成正比的电信号，它是一种模拟量测速装置，并且测速范围较宽，精度较高，因此作为主要的反馈装置在大部分的速度伺服控制系统中使用。

直线加速器治疗床两个方向上的运动所采用的是装有直流测速发电机的伺服电机，因此在设计中采用了方案 3。

图 2-5 为本设计的测速发电机使用示意图，通过 ATmega128 上的 PWM 口产生 PWM 信号控制直流电机的转速。通过电机上的直流测速发电机测量直流电机的转

速，并将测量到的电压信号通过单片机内部 A/D 转换器进行 A/D 转换。单片机通过软件将测速信号与给定转速进行比较，来决定加减速控制，从而形成一个直流电动机的闭环控制系统。

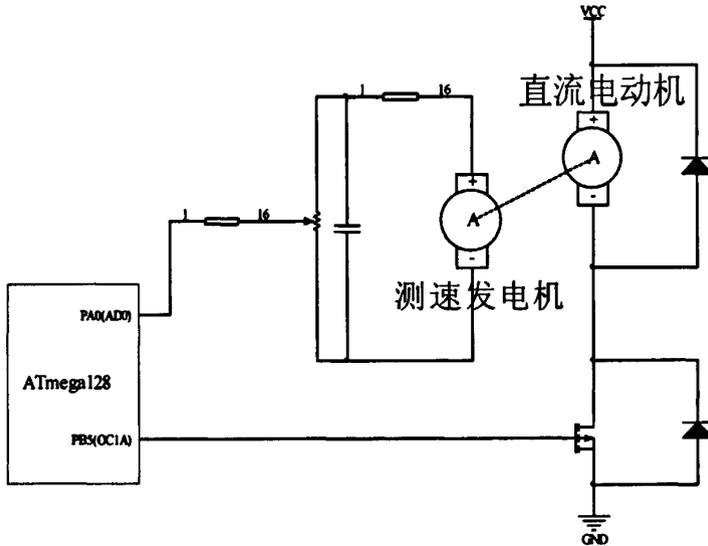


图 2-5 测速发电机示意图

Fig.2-5 The scheme of tachogenerator

对位置的数据采集可使用以下几种方法：

1、光栅位移监测传感器。通过标尺光栅和指示光栅重叠在一起，栅距为 W 并使它们的刻线之间形成一个很小的交角，进而形成明暗相交的莫尔条纹。当两个光栅相对运动 $W/2$ 时，莫尔条纹的明条纹和暗条纹位置发生互换，在指示光栅上的光敏元件接收到一次光脉冲的照射，并相应输出一个电脉冲。通过计数电脉冲的数目就可以测量出位移。

2、光电编码盘角度检测传感器。是一种广泛应用的编码式数字传感器，它可以将测得的角位移转换为脉冲形式的数字信号输出。

3、电位器式位移传感器。该传感器主要将被测量的位置变化转化为电位器的阻值变化的敏感元件，为实现测量位移目的而设计的电位器，要求在位移变化和电阻变化之间有一个确定关系。

前两种传感器测量的是相对的位移值，当控制系统重启后，需要对治疗床的位置初始化到原始位置，再通过测量其位移值得出床体的位置，使控制过程变得复杂。而电位器式位移传感器的阻值与治疗床的位置之间有一个确定的关系，通过测量其阻值即可得出治疗床的具体位置。本设计在电位器上通以运动控制板上提供的基准

电压，以把电阻变化转换为电压输出。

2.3 电机驱动模块设计方案

电机驱动器的主要功能是通过外部供电，接受 PWM 波调速信号，从而控制直流电动机的转速。在本设计中，主要需要驱动治疗床纵向运动和垂直运动两个方向直流电动机。

纵向运动因为是在水平方向运动，所需的驱动功率不大，可以选用美国国家半导体公司（NS）生产的基于 PWM 波信号控制 LM18200 专用运动控制驱动芯片进行驱动。经长时间试验测试，治疗床能稳定的进行纵向运动，且芯片发热量不大。

治疗床垂直运动时，需要支撑起 400kg 左右的床体，并且在正常使用时，需要加上患者的体重，所需的驱动功率较大。在试验中，当在直流电机上加上 60V 左右的工作电压，床体以正常运行速度向上运动，经测量，回路持续电流约为 5A 左右，最大可达 10A，无论工作电压和工作电流都大于一般的驱动芯片的最大输出电压和电流。所以本设计使用了型号为 IR2112 的 IGBT 管驱动芯片和 FGA25N120 型 IGBT 管制作了 H 桥直流电机驱动电路。

2.3.1 H 桥驱动电路

H 桥驱动电路是一种典型的直流电机驱动电路，其名称是因为整个电路形状像字母 H。如图 2-6 所示，一个简单的 H 桥驱动电路是由四个开关元件（图 2-6 中为三极管）组成整个电路的四个控制开关。当三极管 Q1 和 Q4 导通，且 Q2 和 Q3 截止时，电流从左往右流，电机正转；而当三极管 Q2 和 Q3 导通，且 Q1 和 Q4 截止时，电流从右往左流，电机反转。H 桥的工作原理主要是控制电路中的对角线的一对开关元件（示意图中的为三极管）同时通断，另一对的状态相反，从而控制电机的正反转。

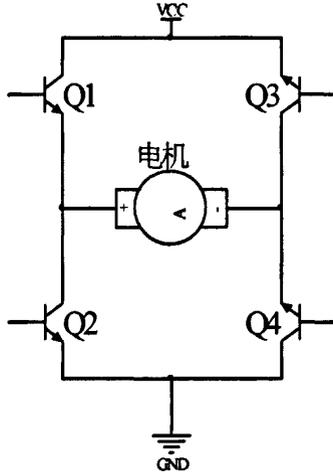


图 2-6 H 桥驱动电路

Fig.2-6 The H bridge driving circuit

使用 H 桥驱动电路控制电机正反转时，要避免三个开关元件同时导通。当三个开关元件同时导通，电路中会出现短路，产生极大的电流，使开关元件损坏。所以在电路换向时需要有一定时间的延迟，也可以对 H 桥进行改进，在电路中加入非门，使两组开关元件的状态相反，如图 2-7 所示。

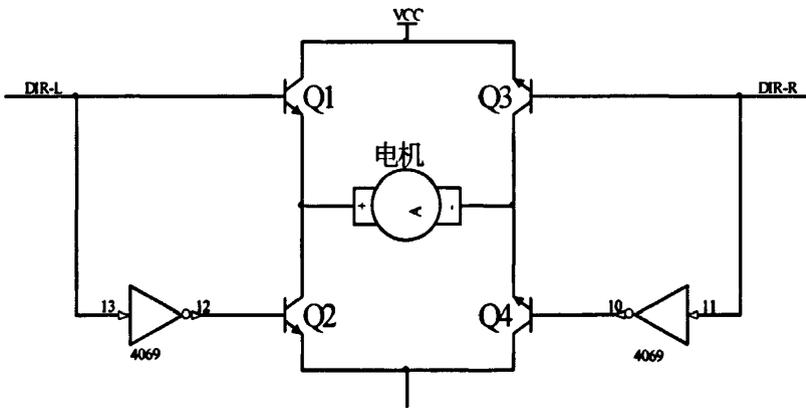


图 2-7 改进的 H 桥驱动电路

Fig.2-7 The modified H bridge driving circuit

这种使用分立元件搭建 H 桥驱动电路会较为灵活，当需要控制大功率的电机时，可以选用如晶闸管、IGBT 管等大功率的电力电子器件来做为 H 桥中的开关元件。本设计选用 IGBT 管，同时需要考虑到驱动其导通和关闭，所以需要另外选择芯片，在综合考虑了本设计的需求和参考国内外的一些设计经验，选用了 IR2112 做为了驱动芯片。

2.3.2 LMD18200 驱动芯片

使用分立元件搭建H桥的存在着一个缺点,就是设计和制作电路时会非常麻烦,于是许多电子器件生产厂家生产了大量的驱动芯片,如常用的 L293D、L298N 和 TA7257P 等,当驱动功率不算太大时可以选择这些驱动芯片。而本设计根据公司以往的设计经验选用了其中一款 LMD18200 驱动芯片。

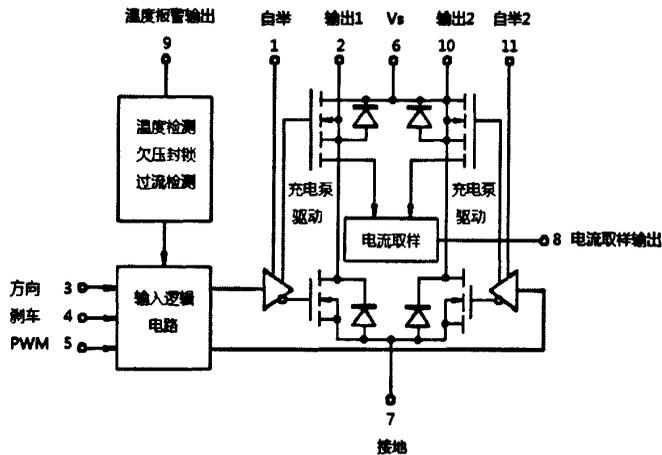


图 2-8 LMD18200 芯片内部电路图

Fig.2-8 The inside structure diagram of LMD18200

LMD18200 是专用于直流电机驱动的 H 桥组件,芯片上集成了 CMOS 控制电路和 DMOS 功率器件,其广泛应用于机器人和各种自动控制领域,图 2-8 为 LMD18200 芯片内部电路图。其工作原理是:通过充电泵电路为上桥臂的 2 个开关管提供栅极控制电压,充电泵电路由一个 300kHz 左右的工作频率。可在引脚 1、11 外接电容形成第二个充电泵电路,外接电容越大,向开关管栅极输入的电容充电速度越快,电压上升的时间越短,工作频率可以更高。引脚 2、10 接直流电机电枢,正转时电流的方向应该从引脚步到引脚 10;反转时电流的方向应该从引脚 10 到引脚 2。电流检测输出引脚 8 可以接一个对地电阻,通过电阻来输出过流情况。内部保护电路设置的过电流阈值为 10A,当超过该值时会自动封锁输出,并周期性的自动恢复输出。如果过电流持续时间较长,过热保护将关闭整个输出。过热信号还可通过引脚 9 输出,当结温达到 145 度时引脚 9 有输出信号。

2.4 本章小结

本章根据直线加速器治疗床的整体硬件进行了分析，分析了直流电机特性，在此基础上提出直线加速器治疗床控制系统的总体框架，包括了系统的组成、实现的目标和开发工具等。

第三章 直线加速器治疗床控制系统的电路设计与开发

本系统的硬件电路部分主要实现的功能是接收远程操作发出的信号控制直流电机转动，从而带动治疗床运动，还要实时反馈治疗床的状态量。为了使控制部分的电压信号不受功率驱动部分的电压干扰，所以本设计将控制部分和驱动部分放在不同的两块电路板上，这样既降低了两部分的电压相互干扰，同时也缩小了系统整体的尺寸，方便安装。整体的硬件包括两块 PCB 板：运动控制板，电机驱动板。

电机驱动板是系统的执行部分，通过接收运动控制板发送的控制信号，经过功率变换，按控制信号驱动直流电机运动。该 PCB 板上包括了以 LMD18200 为驱动芯片的小功率驱动，以及以 IR2112、FGA25N120 芯片为主的大功率驱动两部分。

运动控制板和电机驱动板的供电部分是分开供电。提供给控制板的是 24V 的直流电压，而驱动板上有两路的驱动输出，所以分别提供 24V 和 60V 的直流电压。治疗床和远程控制台上都分别设有急停开关，当治疗床运动出现错误的时候，操作人员可以按下急停开关，立即可以切断电机驱动板的供电，保证人身和设备的安全。由于这两块板的供电是分开的，所以控制板上的供电不会被切断，可以继续正常工作，保证了控制系统的数据安全和稳定。

本系统的硬件电路的设计主要是使用到的 EDA 工具是 Altium Designer Winter 09 和 PROTUES，前者功能强大，提高了电路设计效率，后者的电子器件库较为齐全，为电路设计者提供了一个强大电路仿真平台。

3.1 运动控制模块的电路设计

运动控制板是系统的核心部分，包括了以 ATmega128 单片机为元件的控制核心，电压调压和稳压电路，串口通信电路，光电隔离电路以及一些辅助电路等。主要是响应远程 PC 机发送的操作指令，和向电机驱动板发送控制信号。图 3-1 为控制模块的实物图。

3.1.1 单片机模块设计

整个运动控制板是围绕 ATmega128 单片机进行设计的，由于 O-Max 型医用电子直线加速器其他部分控制器会使用到该单片机，所以本设计将与单片机相关的晶振电路，供电电路，复位电路和 USBISP 下载接口等与单片机焊接在一块 PCB 板上，可以方便插拔置换，实物图如图 3-1 所示。

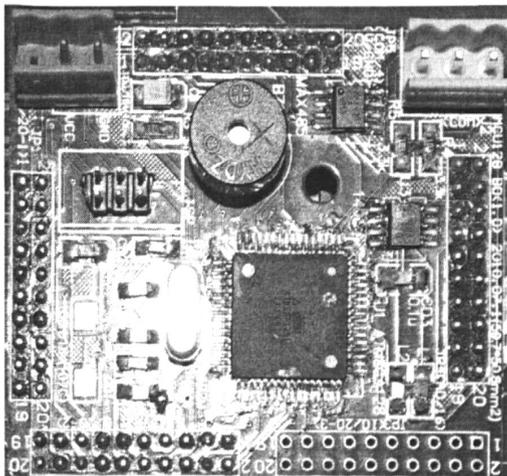


图 3-1 ATmega128 单片机模块

Fig.3-1 The ATmega128 microcontroller module

图 3-2 为单片机模块的电路原理图，由于该模块面积较小，因此在电路图设计时需要进行合理的规划布局，一个好的布线可以使该模块更好和更稳定地工作。

模块上的 ATmega128 单片机采用 5V 供电，由外部供电，而单片机的 A/D 转换器所选用的外部基准电压为 2.5V，所以电路中采用了 2.5V 精密基准电压芯片 AD580 提供 2.5V 基准电压；单片机 XTAL1 和 XTAL2 两个脚接上外部晶振，频率为 11MHz；C1 为一 10uf 的电容，两端分别 RESET 脚和外部电源的负极，当电源接通的瞬间，RESET 引脚接低电平，单片机复位，之后和电源高电平接通，停止复位；模块上提供 ISP 接口，可以直接通过 ISP 下载器下载程序进 ATmega128 单片机中；模块上焊接了一块 max485 芯片，把 JP5 排针中的 1、2 脚，5、6 脚以及 17、18 脚两两短接，就可以通过 J2 接口和电脑进行通信，方便调试。

2、PB5 (OC1A)、PB6 (OC1B) 和 PB7 (OC1C) 三个 PWM 波输出口为电机驱动模块输出 PWM 波控制信号, PB3、PB4 分别为 LMD18200 芯片和大功率 H 桥驱动电路的刹车信号输出。

3、PF3 (ADC3)、PF4 (ADC4)、PF5 (ADC5)、PF6 (ADC6) 和作为模拟量采集口用于测量电机转速和治疗床的位置。

4、PDO (INT0) 外部中断口接收驱动芯片的过流信号。

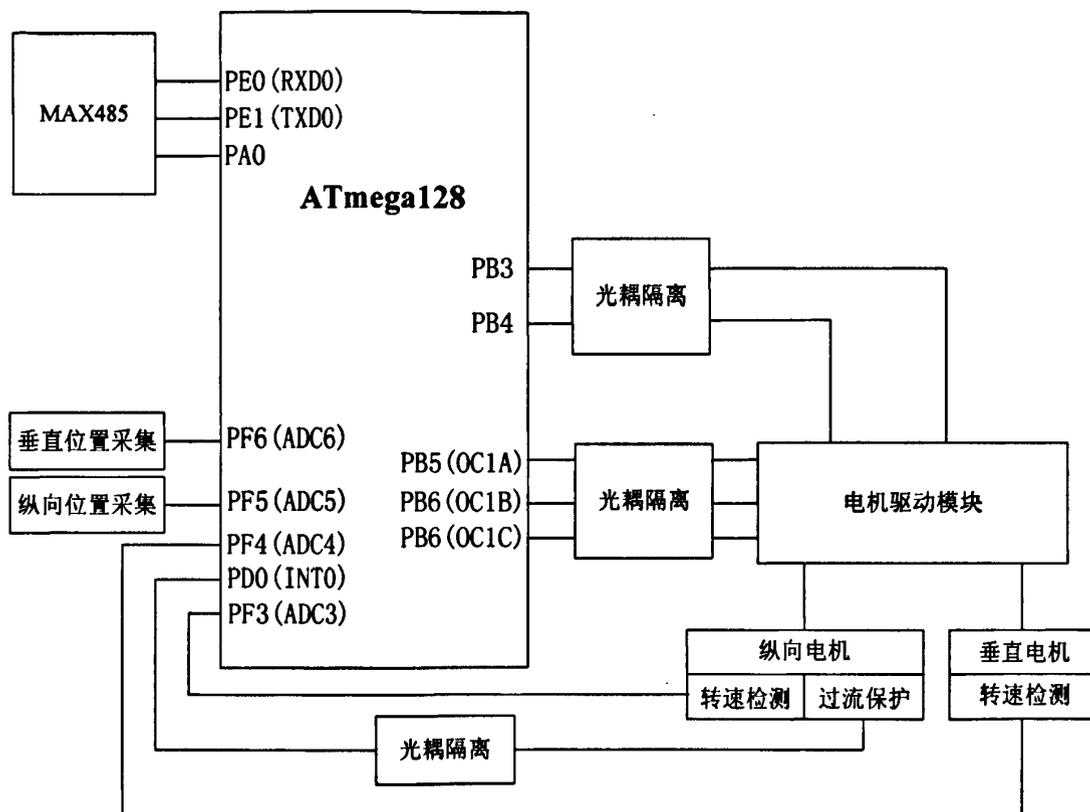


图 3-3 ATmega128 单片机 I/O 口分配图

Fig.3-3 The diagram of ATmega128 microcontroller I/O

3.1.2 电源电路设计

运动控制板上, 为了使单片机不受到电机驱动板上的大功率影响, 所以单片机的输出信号和电机驱动板之间的连接需要进行隔离, 因此需要两组完全个隔离的 5V 电压。外部提供给运动控制板的是 24V 直流电源, 本设计采用了 LM2596 开关电源芯片和 HDW5-24S05A1 电源模块。

图 3-4 为控制板的电源电路的设计，LM2596 是一款开关电压调节器，最大输出电流可达 3A，固定输出电压为 5V。这个芯片是非隔离的，只能当稳压使用，也即输入和输出两端电压并非相互独立的。而 HDW5-24S05 为 DC-DC 电源模块，通过降压，将 24V 电源转换成 5V 电压为单片机供电，经过电源模块的转换后，该 5V 电压与通过 LM2596 芯片调节出的 5V 电压相互独立。

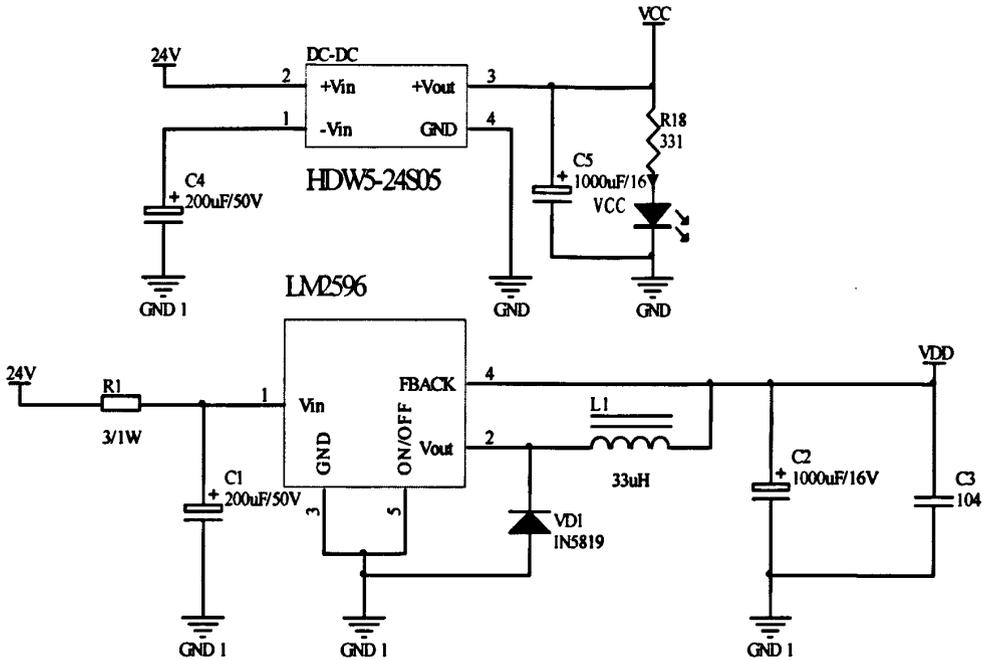


图 3-4 电源电路原理图

Fig.3-4 The schematic circuit diagram of power

3.1.3 串口通信电路设计

为了能远程对治疗床进行操作，以及在上位机上显示治疗床的状态量，运动控制板需要和上位机进行通信。由于传输距离较远，且 O-Max 型医用电子直线加速器有多个接收器连接到上位机上，所以采用了 485 串行通信方式以满足通信的要求。

图 3-5 为 485 串口通信电路的原理图，该串口通信使用 MAX485 通信芯片，单片机 PE1 和 PE0 分别接 MAX485 芯片的 RO 口 DI 口，分别负责读和写；PA0 口则接 MAX485 的 RE 和 DE 口，负责控制接收和发送的顺序。当总线上没有信号传输时，总线处于悬浮状态，容易受干扰信号的影响。将总线上差分信号的正端 A+和 +5 电源间接一个 10K 的电阻；正端 A+和负端 B-间接一个 10K 的电阻；负端 B-和

地间接一个 10K 的电阻，形成一个电阻网络。当总线上没有信号传输时，正端 A+ 的电平大约为 3.2V，负端 B-的电平大约为 1.6V，即使有干扰信号，却很难产生串行通信的起始信号 0，从而增加了总线抗干扰的能力。

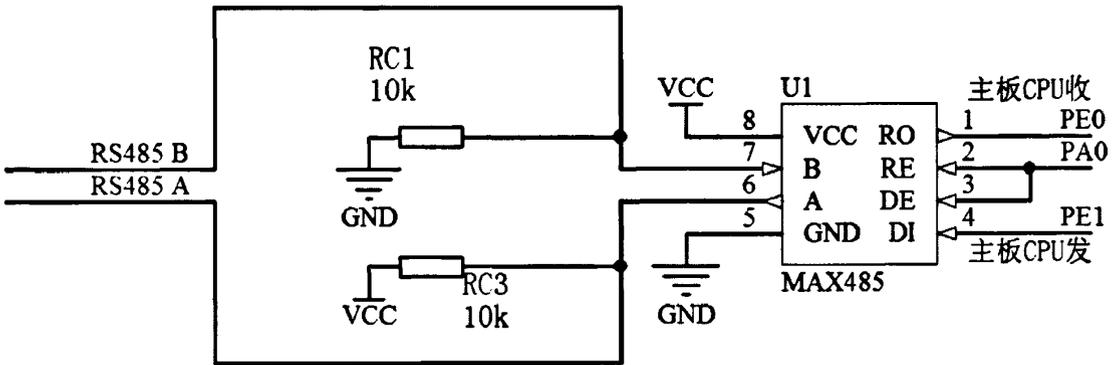


图 3-5 485 串口通信原理图

Fig.3-5 The schematic circuit diagram of 485 serial communication

3.1.4 检测电路设计

需要检测的数据主要有治疗床纵向运动和垂直运动的位置和速度，在第二章中介绍了治疗床位置的检测是床体在运动时带动线性电位器，电位器的阻值产生变化，通过检测电位器的阻值来检测；速度的检测则通过测量由直流电动机上的测速发电机提供的电压值。该四个量均为模拟电压值，所以可以通过 ATmega128 上的 A/D 转换器进行采样。

模拟量的采集电路由于需要精度较高的基准电压，所以采用 AD580 高精度基准电压芯片，该芯片可以输出 2.5V 的高精度基准电压，误差在 $\pm 0.4\%$ 之间。由于伺服电机反转时，测试发电机输出负电压，而 A/D 转换器只能采集正电压，因此需在电路中加入由整流二极管构成的整流桥，将负电压转化为正电压。AD4 和 AD5 测量外部的线性电位器的变化，将 2.5V 的基准电压加在电位器的两端，把电阻变化转换为电压输出。电路图如下图所示。

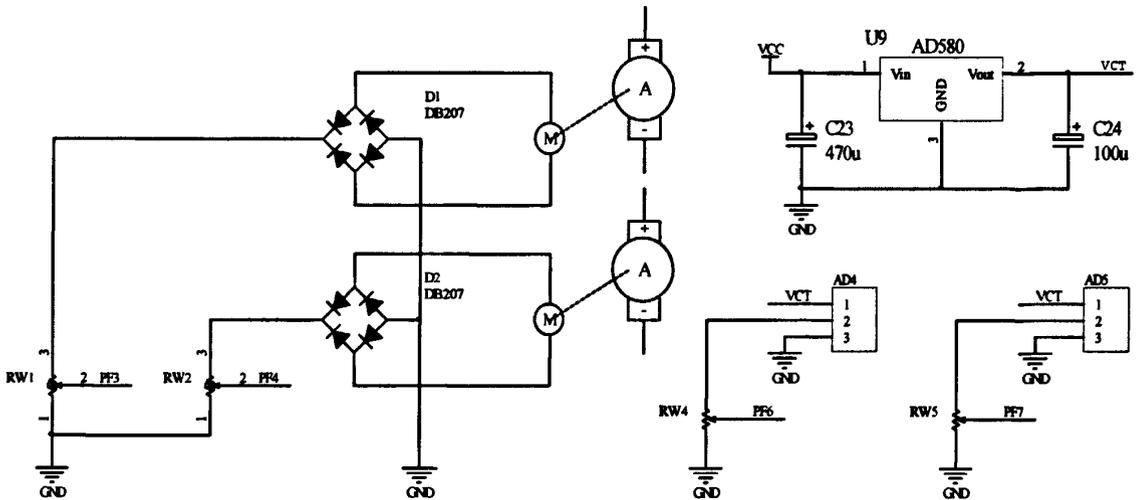


图 3-6 检测电路原理图

Fig.3-6 The schematic circuit diagram of detection

3.1.5 隔离电路设计

为了避免控制模块受到危险电压和电流浪涌造成破坏，在控制板上必须设计隔离电路。隔离电路包括了两个方面的隔离：一是电源的隔离，即使用 DC-DC 模块将电源 V_{CC} 和 V_{DD} 以及相应的地 GND 和 $GND 1$ 隔离开，在 3.1.2 节中有详细的介绍；二是信号、数据的隔离，因为控制板输出的信号包括了 PWM 波信号和各种状态量信号，同时还要接收床体限位开关的信号。为了当避免出现故障时驱动单元的高压对控制单元器件造成破坏，必须在两者之间加隔离电路来防止干扰的产生，同时还可以增强驱动能力。

一般可采用的隔离方式有电磁隔离、电容隔离和光电隔离等。而其中的光电隔离具有抗干扰能力强，无触点，工作稳定，使用寿命长和传输效率高等优点，因此在电路设计中被广泛采用。

本设计使用采用 6N137 和 TLP521 两种光电耦合器设计隔离电路，电路图如图 3-7 所示。单片机发出的 PWM 对光耦通断频率工作稳定性要求较高，6N137 单通道高速光耦的最高工作频率可达 10MHz，完全能满足电路的要求。而对于一般的状态量的隔离，可采用普通的 TLP521，该光耦具有体积小，价格便宜的特点。

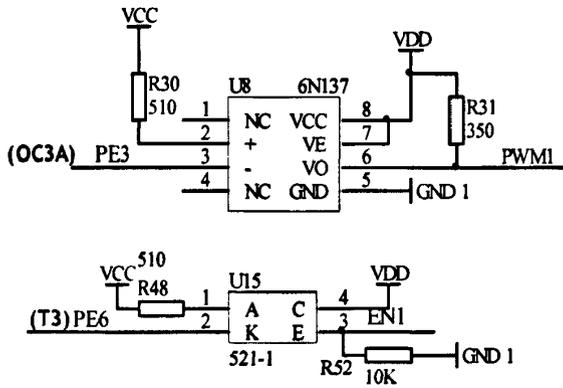


图 3-7 光耦隔离电路原理图

Fig.3-7 The schematic circuit diagram of optical-coupler isolation

3.2 电机驱动模块的电路设计

电机驱动板是本系统的执行结构，负责驱动的对象为两台直流电动机，两个驱动对象的工作功率不同，因而分开设计两个驱动器。驱动板主要包括了小功率驱动、大功率驱动和过流保护电路。运动控制板上发出控制信号，经过光电隔离后，输出到驱动器上，同时电流反馈信号也经过光电隔离后反馈给控制板。采用光电隔离可以再发生意外时将损坏程度降到最低。

3.2.1 小功率驱动电路设计

小功率驱动主要是用于驱动床纵向运动的直流电机。该直流电机额定工作电压为 24V，最大功率 30W。经实际测试，在额定电压下运行，正常连续工作电流为 0.5A，其最大工作电流为 1A，所需驱动功率不大。

LMD18200 芯片广泛的应用于打印机、机器人和各种自动化控制领域，其电源电压最大可达 55V，额定电流为 3A，峰值电流可达 6A，留有充分的裕量，完全能满足纵向运动的功率要求，并且能够提供电流采样信号，因而选择 LMD18200 驱动芯片设计小功率驱动电路。图 3-8 为小功率驱动的电路图，直流电机的额定电压 24V，所以 LMD18200 的 6 脚接 24V 直流电源。运动控制板发出的方向信号、刹车信号以及 PWM 波信号经过光电隔离后分别接在 LMD18200 芯片的 3、4、5 引脚上。芯片内部的充电泵电路为上桥臂的 2 个开关管提供栅极控制电压，充电泵电路由一个

300kHz 的振荡器控制，使充电泵电容可以充至 14V 左右。本电路在引脚 1、11 外接 10nF 的电容形成第二个充电泵电路。

该电路中设计纵向运动限位开关，其主要由 10A10 型二极管和 G3CN 型继电器组成，图中 F_lim、B_lim 分别为前进和后退方向限位开关。限位开关处于常闭状态，固态继电器负载端导通，电机上的电流正反方向都可以流通。当治疗床运行到极限位置时，其中一个限位开关断开，相对应的固态继电器关闭。由于二极管反向截止的作用，电机停止转动，且只能相反方向转动，这样对电机以及床体结构起到保护的作用。

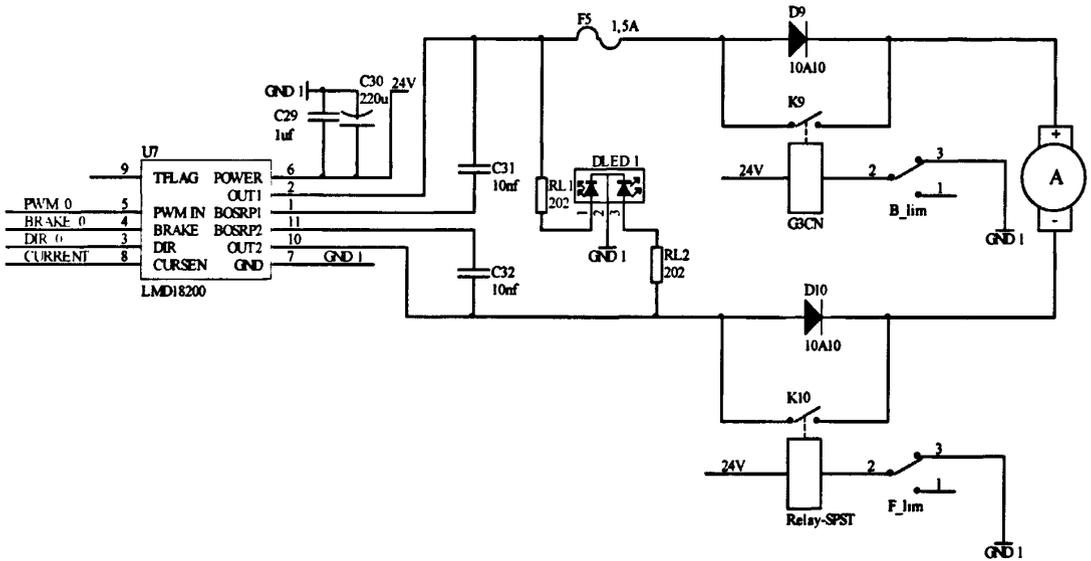


图 3-8 小功率驱动器电路原理图

Fig.3-8 The schematic circuit diagram of low-power driver

LMD18200 是通过引脚 2 和引脚 10 之间的电压差来驱动电动机，该芯片提供双极性驱动和单极性驱动两种驱动方式，本电路采用的是单极性驱动方式。所谓单极性驱动方式是指在 PWM 波的一个周期内，电机只会承受到单极性的电压，不会同时受到正负两种电压，图 3-9 为 LMD18200 单极性驱动方式的理想波形^[10]。

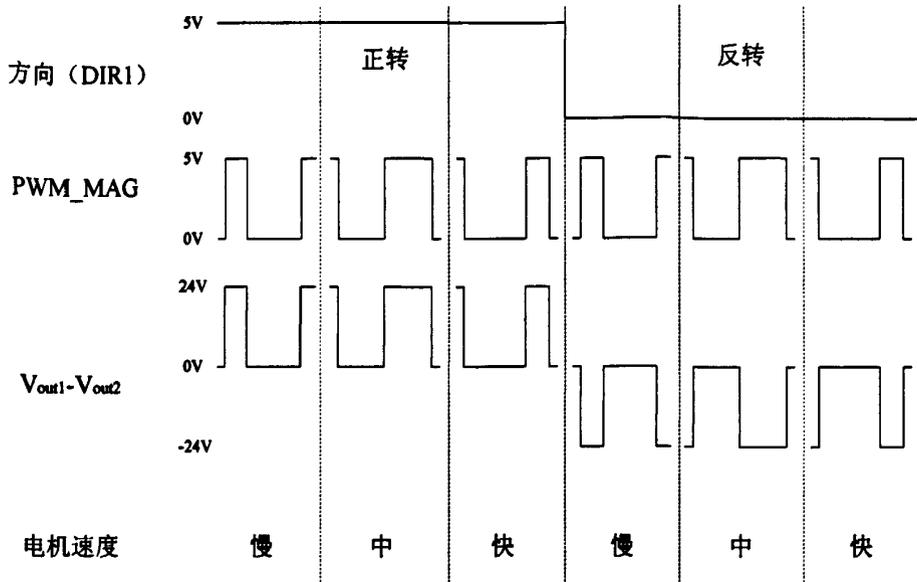


图 3-9 LMD18200 理想输出波形示意图

Fig.3-9 The diagram of LMD18200 ideal output signal

3.2.2 过流保护模块设计

在任何情况下，无论正常工作或发生故障时，必须保证驱动或是电机的工作条件不超出它的允许范围。由于长时间过电流都会损坏驱动或电机，所以除了在选用器件时留有充分合理的裕量，还必须采取采用有效过电流保护措施。

如图 3-8 所示，LMD18200 输出引脚 2 上接了 1.5A 的可自恢复保险丝，保证驱动电路在电流过大时会切断回路，一旦短路故障消失，保险丝会自动恢复，器件又能正常工作。

为了能更保险起见，LMD18200 芯片另外设计了一个过流保护电路。该电路主要是由比较器 LM339 构成，LMD18200 芯片电流检测输出引脚 8 提供电流采样信号，其值为每输出 1A 电流反馈 377 μ A。图 3-10 为过流保护模块电路图，取 5V 的 VDD 做为 LM339 的基准电压 U_r ，电流反馈的最大值约为 377 μ A，经计算下拉电阻 R1 的取值为 13k Ω 。LM339 的输出 U_o 经过光电隔离与 ATmega128 外部中端口 INT0 连接，INT0 口设置为上升沿产生中断请求^[10]。当正常工作时，输入电压 U_{in} 小于基准电压 U_r ，输出 U_o 为低电平；驱动回路过流， U_{in} 大于基准电压 U_r ，输出 U_o 产生一个上升沿触发 INT0 产生中断，单片机相应中断调用相应的中断服务程序，产生刹车信号使直流电机停转。

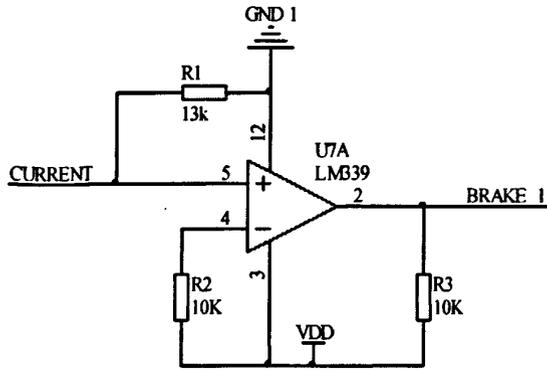


图 3-10 过流保护电路原理图

Fig.3-10 The schematic circuit diagram of overcurrent protection

3.2.3 大功率驱动电路设计

大功率驱动电路的主要作用是驱动控制治疗床垂直运动的直流电机。该电机是一款带有测速发电机的伺服直流电机，额定输出功率为 220W。由于其工作功率大，回路电流大，一般的集成驱动芯片无法满足要求。本系统运用 H 桥驱动原理，使用 IR2112 和 FGA25N120 芯片搭建了大功率驱动电路。

该模块采用的是两片 IR2112 驱动芯片和四片型号为 FGA25N120 的 IGBT 管(图中的 Q1、Q2、Q3、Q4)组成，该电路具有响应快，高压高速，调速频带宽的特点。电源使用了 60V 的直流电源，经测试，电机在转动时，电流最大可达到 13A，FGA25N120 型 IGBT 管最大可承受 40A 的集电极电流，所以选用该型号 IGBT 管。

H 桥驱动模块电路图如图 3-11 所示，图中 Q1 和 Q4 以及 Q2 和 Q3 分别组成两条通路，单片机上发出两路 PWM 波信号，经过 6N137 光耦进行光电隔离加载到该模块上，其中 PWM1 通过 IR2112 驱动器控制 Q1 和 Q2，而 PWM2 则控制 Q3 和 Q4，两路 PWM 波形信号的频率和占空比都相同。EN1 为经过光耦隔离后的刹车信号，当该信号为 0 时，通过与门的运算，不管 PWM 波为高电平还是低电平，Q1 和 Q3 保持断开，电机停止运动。IR2112 上的 HIN 和 LIN 两个引脚输入的 PWM 波形需是反向的，在电路中加了 CD4069UDC 反向器。PWM 波占空比为 100%时，IR2112 驱动芯片会驱动 Q1 和 Q4 一直导通，Q2 和 Q3 一直截止，电机两端的压差达到最大，电机正转的速度达到最大，当占空比为 50%时，电机两端压差为 0，电机停止。在电机正极上串上一个 15A 的保险丝，避免因故障出现电流过大，导致器件损坏。

该电路中同样设计了限位开关电路，其工作原理与小功率驱动电路中一样。但由于回来中电流和电压较大，因此选用了 F20U40S 型快恢复二极管以及最高负载电流可达 20A 的 G3NE 型固态继电器。

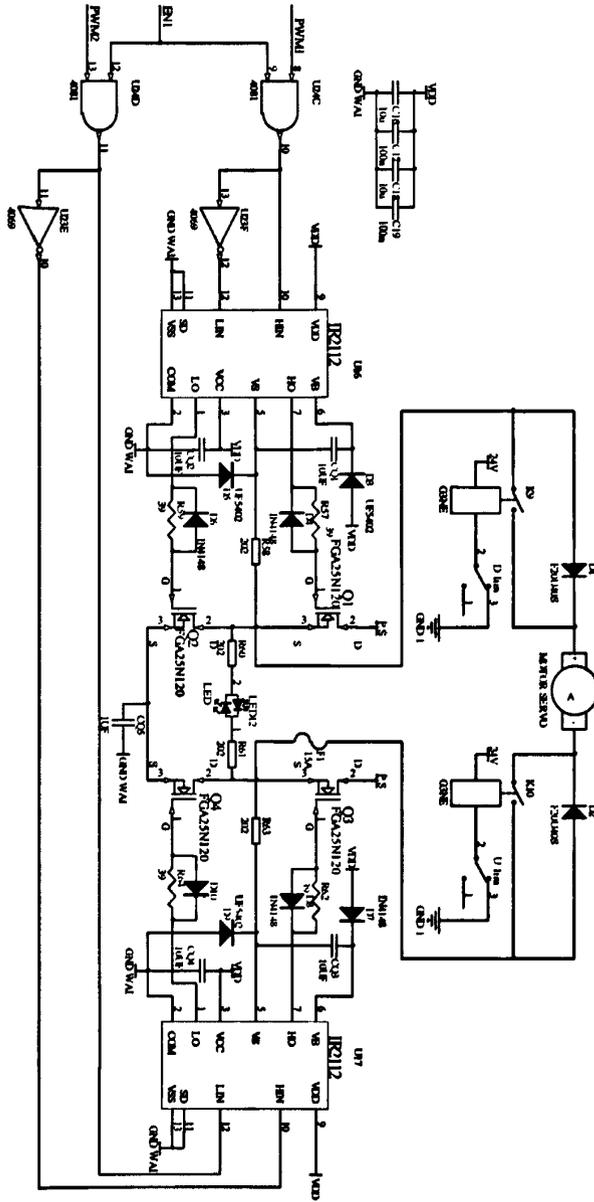


图 3-11 大功率驱动电路原理图

Fig.3-11 The schematic circuit diagram of high power driver

3.3 本章小结

本章根据系统的总体设计，介绍了系统的硬件包括了控制模块和驱动模块两部

分的设计，以及根据需求对个器件的选用。其控制控制模块根据单片机控制程序设计的要求，对硬件资源进行合理的分配，为控制程序的设计提供了基础。驱动模块根据功率的大小使用不同设计方式进行设计，以满足整体系统的要求。

第四章 直线加速器治疗床控制系统的软件设计与开发

直线加速器治疗床控制系统的软件部分是基于前面章节的理论研究和硬件设计为基础进行开发的，主要是由远程操作软件和单片机控制程序两部分组成。在上位机上的远程操作软件是使用 visual C++6.0 开发平台进行开发，使用相关的通信协议与单片机进行通信。单片机的控制软件则使用 C 语言进行编写，通过编译器编译成机器语言供单片机执行^[4]。

4.1 远程操作程序设计

远程操作程序主要功能是为操作者提供人机交互界面对治疗床进行操作，操作人员可以通过程序的界面操作治疗床上升、下降、前进和后退四个方向运动，通过串口通信向单片机发出指令。并且实时显示治疗床垂直和纵向两个方向上的速度以及位置。

4.1.1 操作程序界面设计

操作程序使用 visual C++6.0 开发工具进行开发，其界面如图 4-1 所示，其提供主要功能为：

(1) 按下切换运动方向按键可以切换控制垂直或者纵向运动；当切换到垂直运动时，左下方的两个方向按键会显示为“上升”和“下降”，再选择点击上升或者下降，可以控制床在垂直方向进行运动，当切换为纵向运动时，方向按键会显示“前进”和“后退”，则可操作纵向的运动。这样切换对两个方向进行控制，可以避免因误操作或者故障而出现垂直和纵向两个方向同时运动，对患者人身安全造成威胁。需要床体停止运动则按下停止按键。

(2) 床在运动时，会把位置和速度等信息通过串口通信实时反馈给操作程序，操作程序会在右上方的显示框中进行显示。

(3) 当需要调节运动速度时，可通过调速滑调进行调速，本系统共有 7 个速

度等级供调节

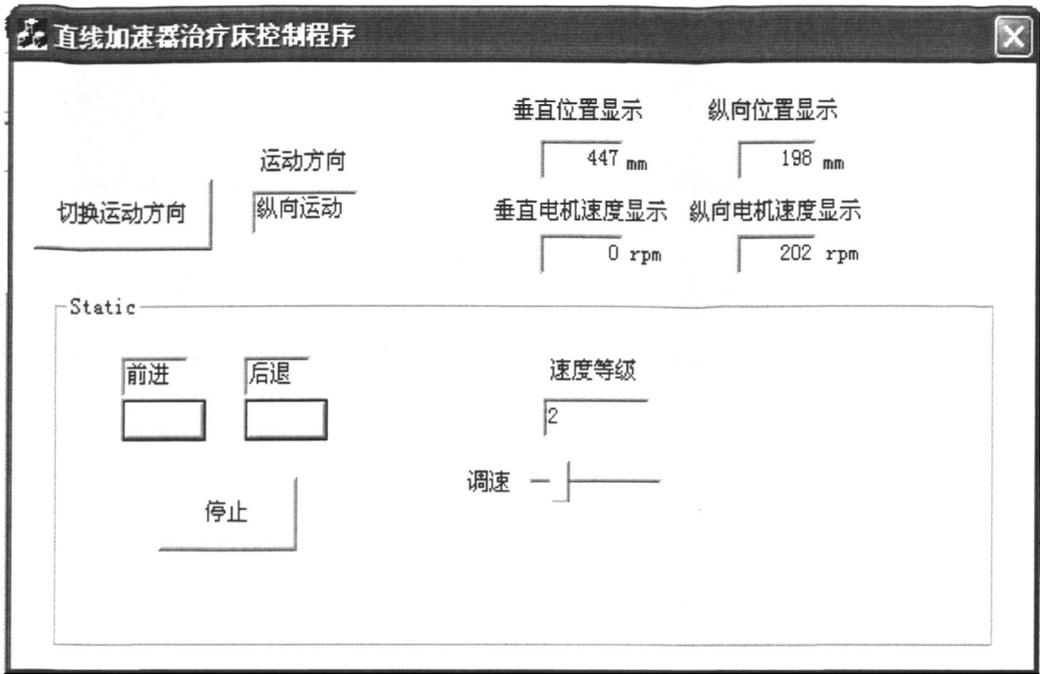


图 4-1 操作程序界面

Fig.4-1 The interface of operational program

4.1.2 上位机数据收发规则设计

串口是计算机用于与外围设备进行数据传输的通道之一，由于其数据间干扰小，出现丢失的概率低，因此在工业控制中被广泛的使用。

在 windows 环境下，串口属于系统的资源。本系统在和单片机的数据传输上是使用 485 串口通信标准进行同步传输，同步传输是指通信双方有共同的时钟参考，能够通过时钟参考准确收发数据，这个时钟参数由波特率决定。因此在计算机上要实现串口通信，首先要申请打开相应的串口，进而对串口通信的相应参数进行初始化^[16]。

使用 VC 6.0 实现串行通信主要有三种方法：（1）使用专门设计的串口通信类；（2）调用 API 通信函数实现；（3）使用 VC6.0 提供的专用的 MSComm 串口通信控件。前两种使用起来较为复杂，而 MSComm 通信控件提供了一系列标准通信命令的接口，通过它可以建立串口连接，发送命令、进行数据交换以及监视和响应在通信过程中

可能发生的各种错误和事件，从而可以用它很方便地创建事件驱动的、高效实用的通信程序。

远程操作程序最主要的功能是进行数据的发送和接收，首先对端口进行初始化，进一步为了能让程序识别出接收到的数据的内容，以及发送正确的命令给单片机，则要制定合理串口通信协议，以及对数据进行处理。

(1) 初始化端口

在操作程序的初始化中加入端口的初始化，设置通信端口，上位机与单片机的通信串口为 11，波特率设为 9600，无校验位，有 7 个数据和 1 个停止位，在接受数据时以二进制方式捡取数据，当缓冲区中有一个以上的数据时开始出发接收数据的事件，程序如下。

```
m_CMSSComm.SetCommPort(4); //选择 com4
if( !m_CMSSComm.GetPortOpen())
m_CMSSComm.SetPortOpen(TRUE); //打开串口
else
AfxMessageBox("cannot open serial port");
m_CMSSComm.SetSettings("9600,n,7,1"); //波特率 9600，无校验，7 个数据位，1
个停止位
m_CMSSComm.SetInputMode(1); //1：表示以二进制方式捡取数据
m_CMSSComm.SetRThreshold(1); //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_CMSSComm.SetInputLen(0); //设置当前接收区数据长度为 0
m_CMSSComm.GetInput(); //先预读缓冲区以清除残留数据
```

(2) 串口接收数据

串口接收数据采用事件驱动来实现数据的实时接收与处理，当接收数据的缓冲区接收到数据时，激发消息响应函数 OnOnCommMscomm()对数据进行处理。单片机将检测到的治疗床的运动速度与位置等信息以 ANSCII 码值通过串口发送给上位机，程序将接收到字符存放于数组 temp[]中，当接收完一帧数据后，根据数据的类别，将数据在人机界面上相应的显示框中显示出来，流程图如图 4-2 所示。

操作程序接收到单片机反馈的指令格式为：“SA1234E”，具体的指令格式说明：

① 第一位‘S’为开始位，1 个字符，表明一串指令的开始，消除干扰，当程

序接收到该字符时，根据接下来的第二位字符，将接收到的数据存入不同的数组中。

② 第二位 ‘A’ 代表数据的类别，1 个字符，A 为纵向电机的转速，B 为纵向床体的位置，C 为垂直电机的转速，D 为垂直方向床体的位置。

③ 3~6 位为数据位，共有 4 个字符，是操作程序需要在相应框中显示的数据。

④ 最后一位 ‘E’ 为结束为，1 个字符，表明该串指令结束。

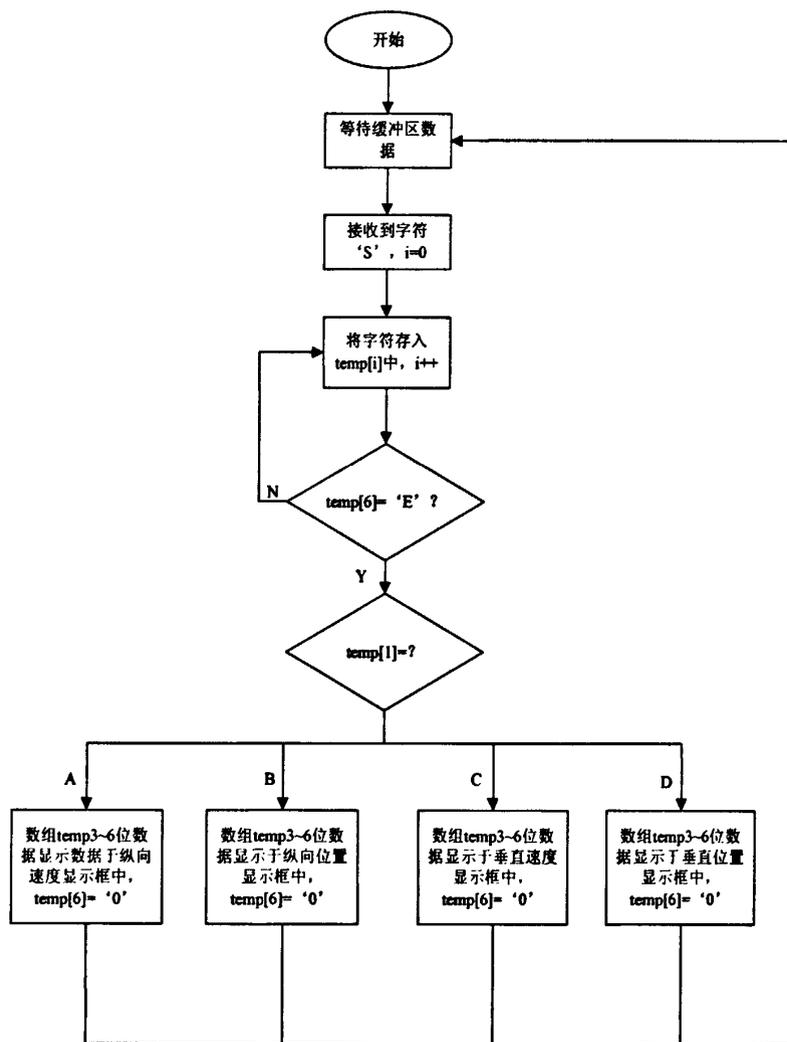


图 4-2 数据接收程序流程图

Fig.4-2 The flow diagram of data receiving program

(3) 串口发送数据

在按下控制程序界面的“上升”、“下降”和“停止”按键以及拖动调节速度滑条时，会触发事件修改数组 `data_send[]` 中的相关位，该数组中包括了电机启动或停止、速度等级、控制电机的类别、电机转动方向等信息，`data_send[]` 数组中指令格

式为“S1101E”，具体的指令格式说明：

① 第一位‘S’为开始位，1个字符，表明一串指令的开始，消除干扰，同时当单片机开始记录指令。

② 第二位‘1’表示电机运动或者停止，1个字符，‘1’要求电机运动，‘0’要求电机停止运动，当按下界面上的停止键，该位改变为‘0’。

③ 第三位‘1’表示对不同方向电机控制，1个字符，‘1’代表控制垂直方向的电机，‘0’代表控制纵向的电机。

④ 第四位‘0’表示运动方向标志位，1个字符，当控制垂直方向的电机时，‘0’代表上升，‘1’代表下降；切换到纵向电机时，‘0’代表前进，‘1’代表后退。

⑤ 第五位‘1’表示治疗床的运动速度等级，按系统的设计总共分为七个等级，该位可以是1、2、3、4、5、6、7。

⑥ 最后一位‘E’为结束位，1个字符，表明指令结束，消除干扰，同时当单片机接收到时开始执行指令的。

需要注意的是，本控制系统设计中单片机核心在发送检测量时，一个周期内会将同一时间内检测到的纵向电机转速、纵向床体位置、垂直电机转速以及垂直方向床体位置这四个量按以上顺序全部发送给上位机，485 串口通信在数据传输中采用的是半双工工作方式，一个通信周期内不允许接收和发送同时进行。上位机在数据发送时采用的是自动发送，即在操作软件初始化中加入 SetTimer()函数设置自动发送周期为 10ms，每隔 10ms 定时检测 temp[1]，当其等于字符‘D’时，将 data_send[] 数组中的数据通过过 MSComm 控件的 SetOutput()函数发送给单片机，同时将该位置为‘0’。

上位机和单片机进行串口通信时，每一次都只能发送或者接收一个数据，在半双工的通信方式下，采用以上的串口通信协议和数据处理方式可以有效的降低数据的出错率，提高系统的响应速度。

4.2 单片机控制程序设计

ATmega128 单片机的控制程序使用 C 语言进行编写，采用模块化的程序设计，方便对程序进行移植，编程人员也更容易理解程序。控制程序的主要模块包括了主程序和中断服务函数，以及运动控制子程序等。

4.2.1 单片机程序开发平台

传统单片机控制程序一般使用汇编语言进行编写，但汇编语言是一种层次非常低的语言，它仅仅高于直接手工编写二进制的机器指令码，自身存在着编写的代码非常难懂，难于调试不好维护，开发时间长且单调的缺点，因此现在开发单片机程序时，开发者一般会选用更高级直观的 C 语言来进行编写。自 ATMEL 公司的 avr 单片机诞生以来有很多第三方厂商为其开发了用于程序开发的 C 语言工具，ICCAVR 就是 ATMEL 公司推荐的第三方 C 编译器之一。ICCAVR 是一种符合 ANSI 标准的 C 语言来开发 avr 单片机控制程序的一个工具，功能合适、使用方便、技术支持好，它主要有以下几个特点^[20]：

① ICCAVR 是一个综合了编辑器和工程管理器的集成工作环境 (IDE)；

② 源文件全部被组织到工程之中，文件的编辑和工程的构筑也在这个环境中完成，错误显示在状态窗口中，并且当你点击编译错误时，光标自动跳转到错误的那一行；

③ 该工程管理器还能直接产生 INTEL HEX 格式文件的烧写文件(该格式的文件可被大多数编程器所支持，可以直接下载到芯片中使用)和符合 AVRStudio 的调试文件(COFF 格式)。

④ ICCAVR 是一个 32 位的程序，支持长文件名。

⑤ ICCAVR 是一个综合了编辑器和工程管理器的集成开发环境(IDE)，是一个纯 32 位的程序，可在 Win 95、Win 98、Win ME、Win NT、Win 2000、Win XP 和 Win 7 环境下运行。

本设计采用了使用 C 语言进行程序开发，再使用 ICCAVR 编译器进行编译，再通过 JTAG 口将生成的 HEX 格式文件烧写进单片机中。这样避免了使用汇编语言，大大提高了程序开发的效率，缩短了开发的时间。

4.2.2 单片机主程序设计

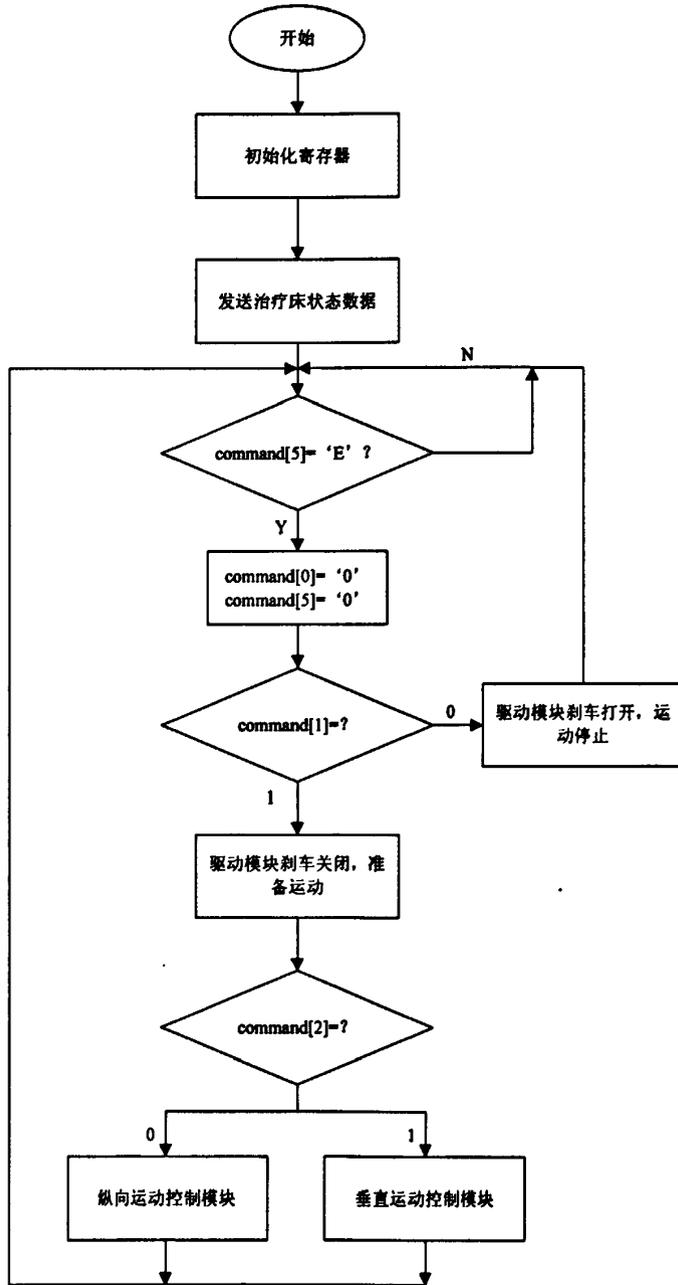


图 4-3 主程序流程图

Fig.4-3 The flow diagram of main program

图 4-3 为主程序流程图，主程序主要实现以下功能：

- (1) 初始化程序

要使 ATmega128 单片机能正常工作，必须先对其初始化，设置合适的状态量和数值。在系统工作前，需要对与 I/O 端口的输入输出状态、A/D 转换器、PWM 波发生器、通用同/异步串行口 USART、中断等相关的寄存器进行初始化，以保证系统的正常工作。

(2) 响应操作指令

在系统初始化完成后，主程序将治疗床初始化后的数据按纵向电机转速、纵向床体位置、垂直方向电机转速和垂直方向的床体位置这个顺序向远端的上位机发送一次，触发上位机操作软件开始发送指令。程序进入循环，等待指令，指令格式在 4.1.2 节中介绍。每一帧接收到的指令会存放在 `command[]` 数组中，当接收到指令结束位 ‘E’ 时，先将开始位和结束位都置为字符 ‘0’，主程序开始对指令每一位进行分析，并按照指令进入不同的模块^[9]。

4.2.3 单片机数据收发模块设计

本系统设计使用的是 RS485 串口通信芯片，其工作方式是半双工工作，即通过读写使能开关设置某段时刻内为读或者写数据。根据上位机的数据收发规则设计，ATmega128 单片机的数据采用中断接收，并定时发送数据，程序流程如图 4-4 所示。

(1) 数据接收。控制程序完成初始化后，MAX485 芯片被设置为接收状态，当接收到数据时产生中断信号，开始执行中断服务函数接收数据。程序对接收到字符进行判断，接收收到 ‘S’ 表明指令的开始位，将其存放于 `command[0]`。之后接收到的字符按顺序放入数组 `command[]` 中，当接收到 ‘E’ 代表接收完一帧指令。

(2) 数据发送。单片机需要发送的数据为纵向电机转速、纵向床体位置、垂直电机转速以及垂直方向床体位置，数据发送采用通过定时/计数器 T/C0 定时发送，设置 20ms 发生中断。进入中断服务函数，调用数据采集子函数，在采集完成四个量后进行格式转换，转换为上位机定义接收的格式 “SA1234E” 的字符串。之后判断 `command[0]` 是否等于 ‘S’，若不为 ‘S’ 表明上位机结束发送指令，单片机开始将采集到的数据按顺序向上位机发送。

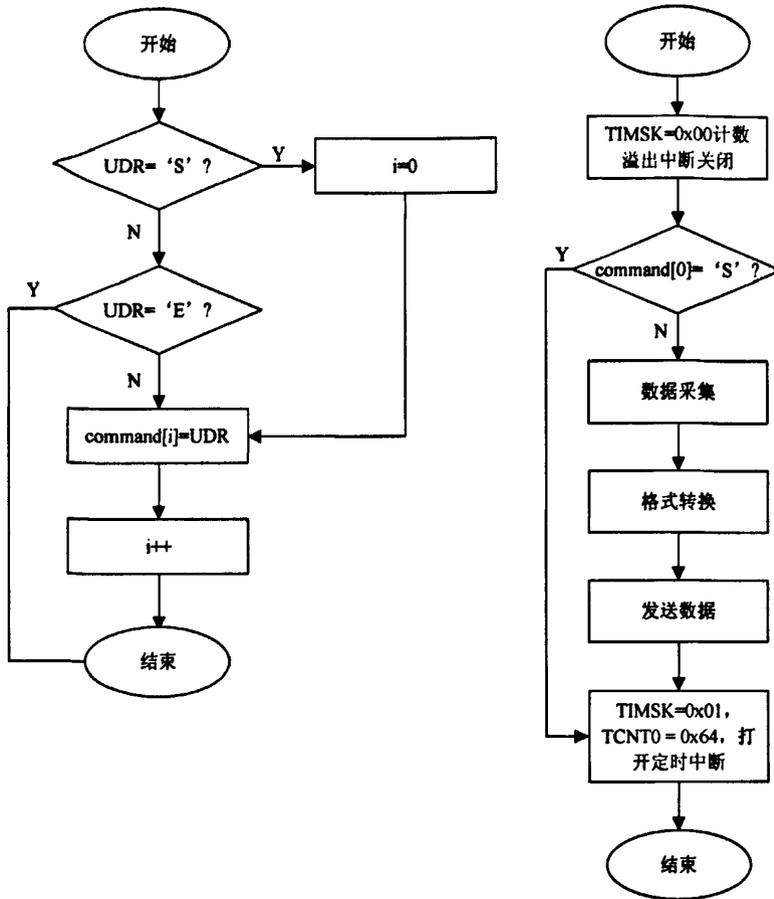


图 4-4 单片机数据收发程序流程图

Fig.4-2 The flow diagram of microcontroller data transfer program

4.2.4 治疗床位置与速度检测模块设计

对于治疗床速度和位置的采集是采集电压值的大小，需要使用 A/D 转换器进行模拟量采样。ATmega128 提供了 10 位逐次比较的 A/D 转换器，可以对来自端口 F 的 8 路单端输入电压进行逐次采样。在本系统中，A/D 转换器数据寄存器采用了左对齐的存储方式，只读取高位 ADCH 寄存器中的数据，数据采集的精度为 8 位。选用了外部接 2.5V 电压作为基准电压，根据电路设计，使用 PF3 采集纵向电机的测速电压，PF4 口采集垂直方向电机的测速电压，PF6 采集纵向床体位置，而 PF7 则采集垂直方向的床体位置。在检测床体位置时，治疗床下降到最低位置以及后退到极限位置为治疗床纵向和垂直方向的零点位置^[30]。

在实际中，被测信号在形成过程和传送过程中，测量值会混有干扰噪声。用混

有干扰的测量值作为控制信号会引起系统的错误动作。为了消除干扰噪声，在程序中使用算术平均值法进行数字滤波。

算术平均值法数字滤波的原理是，对连续采样 n 个数据 $x_i (i=1, \dots, n)$ ，总有一个数 y 与各采样值之差平方和最小，即：

$$E = \min \left[\sum_{i=1}^n (y - x_i)^2 \right] \quad (4-1)$$

对式 (4-1) 求极小值可得算术平均值的计算公式： $y = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$ ，所得的 y 值即为测量值。在采样时， n 取 10，由于 A/D 转换需要一定时间，因此每次采样后加入 10ms 的延时。

治疗床伺服电机上的测速发电机输出的电压与电机转速基本保持线性关系，其中纵向电机和垂直方向电机的转速与电压之比分别为 200rpm/v 和 600rpm/v，经过采样电路上的变阻器分压后，A/D 转换器采集的电压为测速发电机输出的 $\frac{1}{2}$ ，所以，理论上纵向和垂直方向的电机速度分别为 $V_l = 400U_c$ 和 $V_v = 1200U_c$ ，其中 U_c 为采集的电压值。A/D 采样的分辨率为 8 位，其基准电压为 2.5V，理论上 A/D 转换器最小识别的电压值 $U_{\min} = \frac{2.5}{255} V$ 。

4.2.5 PWM 波控制程序设计

ATmega128 单片机拥有 16 位的定时/计数器 T/C1，具有三个独立的输出比较单元可以输出 PWM 波，分别是 OC1A、OC1B 和 OC1C，本硬件电路设计使用了其中的 OC1A 控制 LMD18200 芯片，OC1B 和 OC1C 控制大功率驱动单元。

通过设置 TCCR1A 和 TCCR1B 寄存器，使其工作在快速 PWM 工作模式下，并且计数器上限由 ICR1 寄存器中的数值决定，其输出的 PWM 波的频率由式 4-2 确定，其中 N 为来自预分频器的分频数，由寄存器 TCCR1B 中的 CS1[2:0] 决定，可选择 1、8、32、64、128、256 或 1024；TOP 为计数器数值上限。

$$f_{OCnPCPWM} = \frac{f_{CLK}}{N \times (1 + TOP)} \quad (4-2)$$

输出比较寄存器 OCR1A、OCR1B 和 OCR1C 分别对应 OC1A、OC1B 和 OC1C 三个独立单元。该输出比较寄存器中存放着一个数据，与计数器的值 TCNT1 作比较，计数器不断的累加。当比较匹配时 OC1x 口输出低电平，计数器继续累加，当达到由 ICR1 设定的计数器上限时，OC1x 口输出高电平，计数器自动清零进入下一周期。如此重复，从 OC1x 口输出 PWM 脉冲波形。

通过设置 OCR1x 的值可以产生不同占空比的 PWM 波，寄存器 OCR1x 的值与 ICR1 寄存器的值之比为各输出口 PWM 波的占空比。因此在主程序初始化 PWM 程序后，在运动控制模块中，只需改变 OCR1x 的值即可改变治疗床的运动速度。

本单片机控制软件使用快速 PWM 工作模式，系统的时钟为 11MHz，采用 1 分频，ICR1 值设为 499，所产生的 PWM 波频率为 $11000000\text{Hz}/(1+499)=1.1\text{KHz}$ 。PWM 波由 OC1A(PB5)、OC1B(PB6)和 OC1C(PB7)三个口输出，其初始化程序如下：

```
void PWM_init(void)
{
    DDRB|=0xe0;    // PB5、PB6 、PB7 为输出
    SEI ();        //使能全局中断
    TCCR1A=0xaa;  //计数器 1A: 1---0---1---0---1---0---1---0
    TCCR1B=0x19;  //计数器 1B: 0---0---0---1---1---001
    ICR1=499;     //OC1  频率
    TCNT1H=0x00;
    TCNT1L=0x00; //计数器清零
    OCR1A=0;
    OCR1B=250;
    OCR1C=250;   // OCR1x 寄存器初始化
}
```

4.2.6 PID 调节器设计

PID 调节器是闭环速度调节的核心算法，它根据本次采样的数据与设定值进行比较得出偏差，对偏差进行 P、I、D 运算最终利用运算结果控制 PWM 脉冲的占空

比来实现对加在电机两端电压的调节，进而控制电机转速。

根据增量式 PID 算法公式 $\Delta u_k = K_p(e_k - e_{k-1}) + K_I e_k + K_D(e_k - 2e_{k-1} + e_{k-2})$ ，其控制步骤如图 4-5 所示。

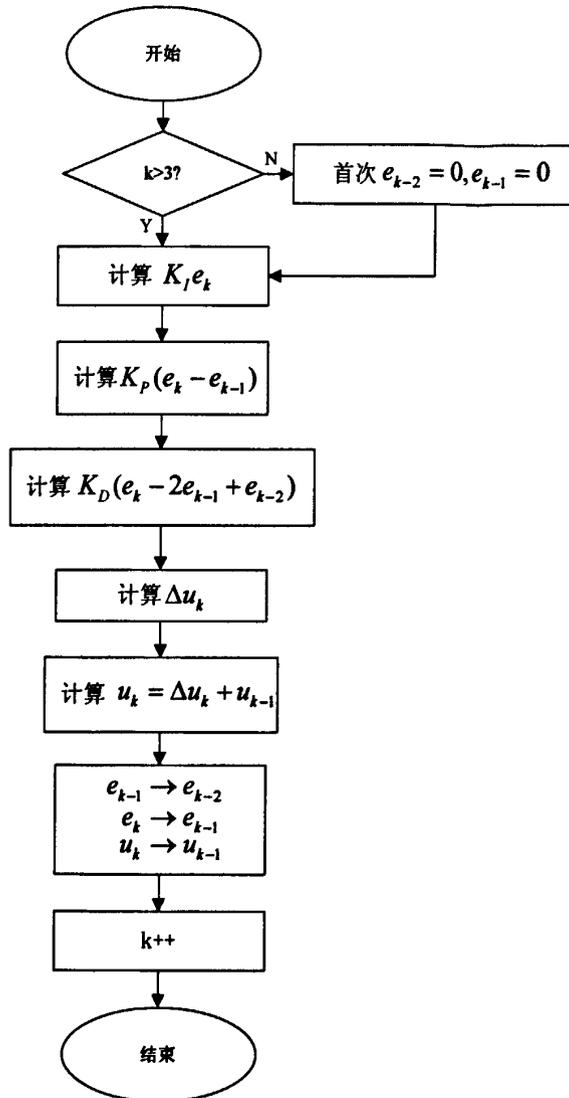


图 4-5 PID 控制算法程序流程图

Fig.4-5 The flow diagram of PID arithmetic

当首次进入 PID 算法时， k 被初始化为 3，而偏差 $e_2 = e_1 = 0$ ，之后根据采集的实际电机转速调用增量式 PID 算法公式，得出增加的输出量 Δu_k ，加上前一次的输出量 u_{k-1} 的值得出本次输出量 u_k ，从而改变输出的 PWM 波的占空比，达到调速的目的。

增量式 PID 算法中的比例系数 K_p 、积分系数 K_I 和微分系数 K_D 这三个参数整定

非常重要，其可通过理论计算和通过在控制系统中试验的出。因为理论计算需要建立系统的数学模型，并且还必须通过工程实际进行调整和修改，所以本设计采用试验方法中的试凑法进行 PID 控制参数的整定。通过反复试验分别得出纵向和垂直两个方向的电机闭环控制系统比较合适的 P、I、D 三者的参数值分别为： $K_p=2$ ， $K_i=1.8$ ， $K_d=0.2$ 和 $K_p=3$ ， $K_i=2.2$ ， $K_d=0.3$ 。

4.2.7 运动控制模块设计

床体纵向运动和垂直运动都由直流伺服电机驱动，两部分的运动控制模块的整体原理基本相同，都是通过调用 PID 调节器子程序实现电机转速的调节。

进入运动控制模块后，查询上位机发送的指令中的电机转速等级和转动方向进行设定电机转速和转向。根据系统设计，垂直方向和纵向电机转速分为 7 个速度等级，其转速对应的经 A/D 转换后的数值如下表所示。

表 4-1 设定转速的数字值表

Table 4-1 The numerical table of setting rotational speed

速度等级	1	2	3	4	5	6	7
电机转速/rpm	150	200	250	300	350	400	450
纵向速度数值	39	51	64	77	90	102	115
垂直速度数值	13	17	21	26	30	34	28

接着进入循环程序，判断是否接到停止指令，若没有则先调用数据采集子程序，测量电机转速，经 A/D 转换器转换得到实际转速的电压数字值。再将设定的转速数字值和实际转速数字值一起送到 PID 调节器子程序中，返回输出值 PWM_D，通过改变 OCR1x 中的值达到控制 PWM 的占空比，实现对直流伺服电机的调压调速。该模块流程图如图 4-6 所示。

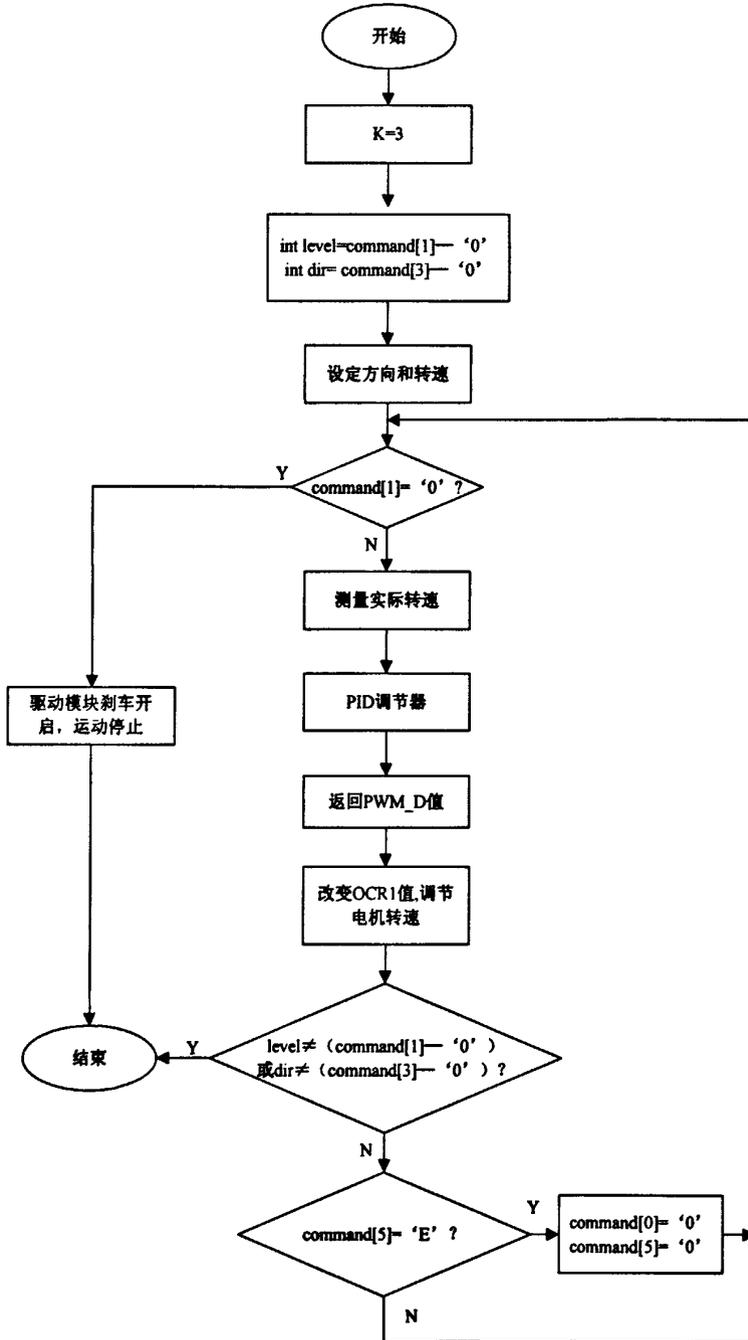


图 4-6 运动控制模块流程图

Fig.4-6 The flow diagram of motion control module

4.3 本章小结

本章对控制系统的软件部分设计进行了介绍，包括上位机的远程操作系统和 ATmega128 单片机上的单片机控制程序，该部分是整个控制系统的核心部分。单片机程序的设计的主要包括了上位机与单片机之间的通信协议以及基于 PID 控制算法闭环速度控制程序，为了能正确无误的接收和发送正确的数据，两者之间的通信协议尤为重要。

第五章 直线加速器治疗床控制系统的应用

根据本文的设计，开发出了运动控制模块和电机驱动模块这两部分硬件电路，其实物图如图 5-1 所示。同时在上位机开发出操作程序，其操作界面如图 5-2 所示。

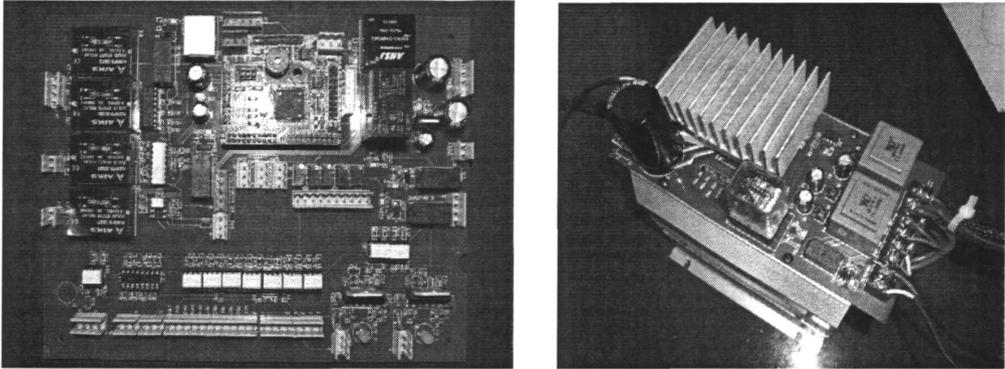


图 5-1 运动控制模块和电机驱动模块

Fig.5-1 The motion control module and motor driver module

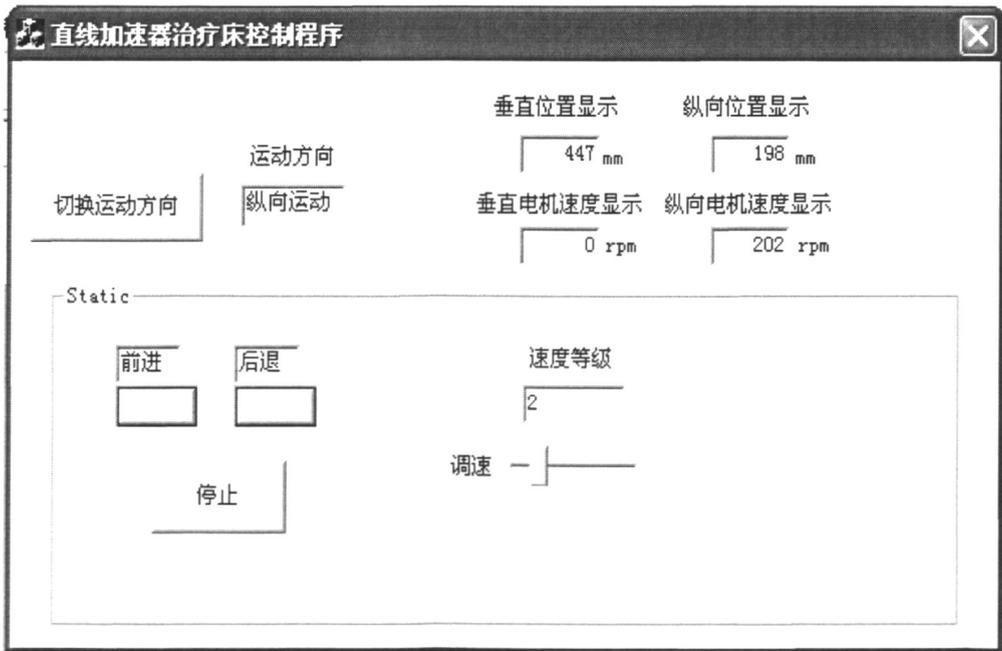


图 5-2 操作程序界面

Fig.5-2 The interface of operational program

将该系统硬件模块在 O-Max 型直线加速器治疗床上完成固定安装以及接线,如下图所示。通过 RS485/RS232 转换器使运动控制模块和上位机之间实现串口通信,连接完成后,上位机默认的串口地址为 com4。

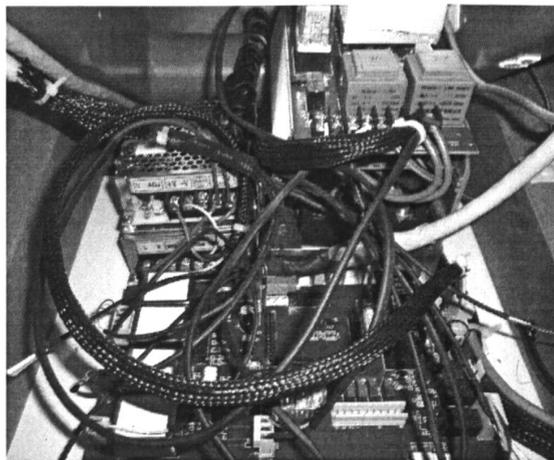


图 5-3 硬件电路安装完成

Fig.5-3 Hardware circuit installation complete



图 5-4 双龙 MCU 程序下载软件

Fig.5-4 Shuanglong MCU program download software

完成硬件模块的安装和接线后,使用双龙 MCU 程序下载软件,通过 ISP 下载

器将编译好的 HEX 格式的单片机控制程序下载到单片机运行。接通电源后，单片机开始初始化，蜂鸣器“嘀”一声后提示初始化完成，向上位机发送治疗床初始化后的位置信息，等待上位机发送指令。

完成初始化后，开始对治疗床进行运动控制和检测的试验。通过经过多次试验记录电机转速以及位置检测数据如表 5-1 所示。

表 5-1 测试数据表

Table 5-1 The table of test data

速度等级	2	3	1	2
设定转速/rpm	200	250	150	200
运动方向	上升	下降	前进	后退
检测转速变化范围/rpm	198~203	246~253	148~153	198~202
床体实际位置/mm	448	312	197	143
检测位置变化范围/mm	446~449	310~314	196~198	141~143

本章小结

本章通过完成治疗床控制系统的硬件部分的安装，并与上位机进行连接，完成整个系统的联调，选择其中一速度等级进行测试，检验结果显示系统设计满足设计的要求。

总结与展望

论文总结

为配合广东中能加速器科技有限公司的完成 O-MAX 医用直线加速器整体控制系统的研发，本文在对直流电机的控制深入研究的基础上提出了直线加速器治疗床运动控制系统的总体设计。

本课题研究的直线加速器治疗床控制系统能够精确的控制床体运动，并与上位机进行通信。实现控制床体的纵向和垂直方向运动及检测功能，两个方向均采用直流伺服电机驱动。本系统的硬件电路共有两部分，分别为运动控模块和电机驱动模块。

本系统经过对设计要求的分析，选择设计方案，进行硬件设计、软件设计，最后调试运行。在生产场地中，将样机与被控床体连接，进行调试与实验，经广东中能加速器科技有限公司检验确认，本直线加速器治疗床控制系统功能完善，基本实现对治疗床运动控制的要求。

本课题完成了一下几方面的内容：

1. 确定系统的整体结构和控制方案。采用以 AVR 单片机为控制核心的结构，直流伺服电机采用闭环控制。
2. 详细分析了系统在运动控制、检测功能等几方面需要满足的要求。针对设计要求和具体的应用条件和工作环境，完成系统的功能设计。
3. 分析该运动控制与检测功能的功能设计，设计上位机远程操作程序。
4. 分析直流伺服电机的工作原理及运行特性，完成系统系统控制方案与控制算法的设计。系统采用 PWM 方式控制直流伺服电机。为了使系统具有良好的动态和静态性能，采用 PID 控制算法实现闭环速度控制。
5. 系统的硬件电路设计。系统的硬件电路包括运动控制板和电机驱动板。综合考虑系统的实际应用、安装体积、控制电路与功率电路分离等因素将运动控制电路和电机驱动电路分别设计在 2 块 PCB 板上。主控制板包括以单片机为主控元件的控制核心，电压信号检测电路，电源电路，串口通信电路和一些外围辅助电路。电机驱动板包括小功率驱动电路、过流保护电路以及大功率 H 桥驱动电

路。

6. 根据控制方案绘制软件流程图，进行系统软件设计。本系统软件设计包括两个部分，上位机远程操作程序设计和单片机控制程序设计。上位机操作系统使用 visual C++6.0 开发工具进行开发，实现发送操作指令，显示电机转速和床体位置等功能。单片机控制程序采用 ICCAVR 开发工具进行开发，主要的程序模块有：主程序、PID 算法模块，串口通信模块、电压值采集模块、PWM 波控制模块和运动控制模块等。

工作展望

经过调试和实验，本系统正式应用于广东中能加速器科技有限公司的 O-Max 型医用直线加速器的生产和实验中。本系统在实际应用中的反馈信息证明，本设计提出的设计方案正确，基本满足公司对系统的设计要求。由于时间仓促加之实验设备和个人能力有限，在调试中发现了本系统的设计还有一些地方有待进一步改进和完善。

1. 虽然本系统设计了友好的人机界面，操作方便，但系统功能较少，需在今后的设计中将功能完善。
2. 在设计阶段只考虑了 O-Max 系列直线加速器治疗床的控制与测试，电路板上的接口对于其他型号的治疗床的兼容性并不理想，在系统的完善和改进过程中，可以对电路板上的外部接口进一步扩展，使其能够兼容其他型号的治疗床。
3. 由于实验设备的缺乏，对于 PID 参数的整定不够准确，虽然运动控制满足系统整体设计的要求，但可以更为精确的对 PID 参数进行整定。

如能实现上述的完善和改进措施，系统将具有完善的功能，可以方便的控制其他型号的直线加速器治疗床，可以开发出性能更好的直线加速器治疗床控制系统。

参考文献

- [1] 顾本广.医用加速器[M].北京:科学出版社,2003.
- [2] 俞静涛.直流调速传动:整流和调节技术的实际应用[M].北京:煤炭工业出版社,1980.
- [3] 王晓明.电动机的单片机控制[M].北京:北京航空航天大学出版社,2002.
- [4] 李长林,高洁.Visual C++串口通信技术与典型实例[M].北京:清华大学出版社,2006.
- [5] 马潮.高档8位单片机ATmega128原理与开发应用指南[M].北京:北京航空航天大学出版社,2004.
- [6] 孙传友.测控系统原理与设计[M].北京:北京航空航天大学出版社,2003.
- [7] 于继铭.基于AVR单片机的核磁共振仪床体运动控制与检测系统[D].北京交通大学硕士学位论文,2007.
- [8] 潘松,黄继业.EDA技术实用教程[M].北京:科学出版社,2003.
- [9] 沙占友.单片机外围电路设计[M].北京:电子工业出版社,2003.
- [10] 苏志宏,陈超敏,周凌宏.一种新型体部精确放射治疗定位床研制[J].医疗卫生装备,2006,27(11):7-10.
- [11] 王伟,张晶涛,柴天佑.PID参数先进整定方法综述[J].自动化学报,2000,26(3):347-350.
- [12] 韩京清.非线性PID控制器[J].自动化学报,1994,15(4):487-490.
- [13] 周祖德,李刚炎.数字制造的现状与发展[J].中国机械工程,2002,12(6):531-533.
- [14] 刘君华.现代检测技术与测试系统设计[M].西安,西安电子科技大学出版社,2000.
- [15] 袁沂辉.永磁无刷直流电机控制系统研究[D].华中科技大学硕士学位论文,2003.
- [16] D.Hanselman.Minimum torque ripple, maximum efficiency excitation of brush permanent magnet motors .IEEE Trans.Ind Electron, 1994,41(3):297
- [17] 羊彦,景占荣.无刷直流电动机数字PID控制的研究[J].电机与控制,41(12):27-29.
- [18] 陶永华.新型PID控制及其应用[M].北京,机械工业出版社

- [19] Chang Chien-chen, Hwai-En Tsenga, Chang Shu-hsuan. Applying case-based reasoning for product configuration in mass customization environments [J]. Expert Systems with Applications, 2005.29: 913-925.
- [20] 常海, 李广东. IR2112在IGBT交流调压控制电路中的应用[J]. 电子元器件的应用, 2008, 10 (02): 28—31.
- [21] 何克忠, 李伟. 计算机控制系统[M]. 北京, 清华大学出版社, 2002.
- [22] 张克彦. AVR单片机实用程序设计[M]. 北京, 北京航空航天大学出版社, 2004.
- [23] Behzad Razavi. Design of Analog CMOS and Integrated Circuits[M]. McGraw-Hill Companies, 2001: 28-36
- [24] Tao Wu, Ykang Yang, Yongxuan Huang, et al. H-PID Controller Parameters Tuning via Genetic Algorithms[C]. Intelligent Control and Automation. Proceedings of the 3rd World Congress on, 2000, 1: 586-589.
- [25] Cominos P, Munro N. PID controllers: Recent Tuning Methods and Design to Specification[M]. Control Theory and Applications, IEE Proceedings, January, 2002, 149: 46.
- [26] Electro-Craft Corporation. DC Motors Speed Controls Servo Systems: An Engineering Handbook [M]. Oxford: Pergamon press, 1977.
- [27] Joong H S, Ick C. Commutation Torque Ripple Reduction in Brushless DC Motor Drives using a single DC current sensor[J]. IEEE transactions on power electronic, 2004, 19(2): 312-319.
- [28] Yang Shang-Kuo. Design and implementation of digital AVR for medium and small synchronous generators[J]. International Journal of Electrical Engineering, 2005, 12(1): 1-13.
- [29] Shao Xin-yu, Chu Xue-zheng, Qiu Hao-bo, Gao Liang, Yan Jun. An expert system using rough sets theory for aided conceptual design of ship's engine room automation[J]. Expert Systems with Applications, 2009, 36(2): 3223-3233.
- [30] P. Pillay, R. Krishnan. Modeling, simulation, and analysis of permanent-magnet motor drives[J]. Part II: The brushless DC motor, IEEE Trans. Ind. Appli, 1989, 25(2): 274-279.
- | Ghasemi M., Hinton E., Wood R. Optimization of Trusses Using Genetic Algorithms

for Discrete and Continuous Variables[J] . Engineering Computations, 1999, 16(3):
272-301.

攻读学位期间发表的论文

发表论文:

[1] 张俊, 袁清珂, 杜湛博. 直线加速器治疗床电机驱动及控制. 自动化与信息工程, 2012年4月, 第22卷第3期.

[2] 张俊, 张耿旭, 郑杰. 基于74HC164的单片机测试电路. 电子世界, 2012年4月, 第6期.

致谢

转眼之间，三年研究生生活已接近尾声。在论文完成之际，我谨向导师袁清珂教授表示诚挚的感谢和崇高的敬意！感谢他在学术和为人上给予的谆谆教诲和倾力培养，感谢他在我论文工作中的悉心指导。

袁老师渊博的知识、敏锐的洞察力、严谨的治学态度和对事业的执著追求的精神值得我终生敬佩和学习。袁老师的谆谆教诲将永远激励着我在今后的学习和工作中不断前进。

感谢广东中能加速器科技有限公司为我课题的展开提供了良好的平台，感谢中能的所有员工给予的帮助。

感谢广东工业大学，给予我良好的学习环境，在这里，我掌握了科学知识丰富了人生经验，也结识了许多良师益友。

衷心感谢我的学友张耿旭、丁瑶、康春生、杜亚男、王同乐和郑杰，他们给予我关心和帮助，不仅是我学习上的好伙伴，也是我生活上的好朋友。

深深感谢我的家人，他们给予了我经济上的支持和精神上的鼓励，为了我的成长默默奉献，并激励我为了理想而奋斗。他们给我的是我一生都回报不完的爱。

还要深深感谢一直在背后默默支持我的朋友。

永远祝福我的老师、亲人、同学和朋友，愿他们的生活幸福美满！

张俊

2012年5月