

医用牵引床控制系统的设计与实现

秦永禄 (辽宁大学计算机科学技术系 110000)

摘要:本文论述医用多功能自控补偿牵引床控制系统的设计和实施办法,在系统的可靠性、实时性等方面进行了较详细的讨论。

关键词:牵引 自控 实时性 可靠性 控制系统

一、引言

锦州医疗器械厂为了提高医用牵引床的整体性能和可靠性,增强产品的市场竞争能力,提出了研制高性能“牵引床控制系统”的课题。DWCI型多功能自控补偿牵引床主要用于颈椎和腰椎多种疾病的治疗;此外,也是各个体育运动队和健身场所的主要康复、健身设备。DWCI多功能自控补偿牵引床由微机控制系统和腰、颈两套独立牵引装置构成,牵引床功能框图如图1所示。在此主要介绍牵引系统,腰、颈两个独立的牵引系统除牵引力范围不同外,其结构与选用的设备是完全相同的,牵引力检测装置采用BL-100型半导体应变式拉/压力传感器,这种传感器具有输出信号大(0—27.88mv)、横向效应小、过载能力强、非线性误差小($<0.5\%$)和温漂小($<0.05\%$)等优点;执行机构采用光控过零型可控硅,使该设备在抑制噪声干扰、抑制交流电机启停对系统本身、对电网的干扰等方面均优于其他系统;电机和变速机构采用120W单相交流电机及少齿差变速箱,具有噪声系数小、工作稳定等优点。

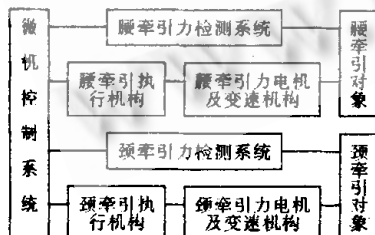


图1 牵引床功能框图

微机控制系统接受用户的输入命令,进入指定的工作方式。微机控制系统启动牵引装置并随时通过牵引力

检测机构测量牵引力的数值,当牵引力达到输入命令规定的数值时,牵引系统自动停机。为保持牵引力恒定,控制系统仍在实时监测牵引力的数值,当出现牵引力偏离命令规定的数值时,微机自动控制牵引系统进行自动补偿。系统有三种工作方式(即三种不同的控制曲线)供用户选择,用户通过键盘选择一种工作方式运行,直到达到命令规定的牵引治疗时间为止,系统控制自动撤力,停止牵引并结束运行状态,通过音响通知用户。

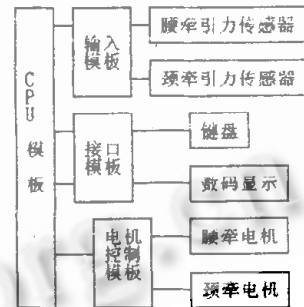


图2 微机控制系统结构框图

二、微机控制系统硬件结构

微机控制系统总体结构如图2所示。采用工业控制系统设计流行的设计方案:即小板结构和模块化设计。实践证明了该设计在系统硬件的可靠性、可扩充性和可维护性方面均优于大板结构。

1. CPU模板

该模板由8031 CPU、2732 EPROM、6116 RAM、NE555 定时器和各种74系列芯片构成总线驱动电路、接口板驱动电路和声控电路。在复位系统采用了Watchdog(看门狗)技术,Watchdog电路采用74LS90和NE555组成可清零式定时复位电路,在设计Watchdog

时,要特别注意软、硬件的协调、配合,要求硬件的定时略大于程序的最大执行周期,并要求程序只能一点复位 Watchdog 电路[1]。

2. 输入模板和接口模板

输入模板由 ICL7650 为核心的小信号放大电路和 ADC0809 A/D 转换器构成。ICL7650 是低漂斩波稳零型集成运放,其功能是将腰牵或颈牵传感器的 0-30mv 信号放大到 0-5v,由 ADC0809 转换成 8 位数字信号,ADC0809 有 8 个输入通道,可直接实现腰、颈两个通道的转换[2]。

接口模板由两片 Intel 8255 和显示驱动电路组成。其功能用于管理用户键盘和控制数码显示。键盘为自制的 20 键专用键盘,显示器采用红、绿两色共阳数码管,驱动电路采用 74LS07 吸电流驱动方式,仅当某一划亮时,电源才有电流消耗,从而大大降低了电源能量的消耗。

3. 电机控制模板

电机控制/驱动电路,采用光控过零型可控硅(MOC3041)驱动双向可控硅(BT136),实现对单相电机的正、反转的控制,以改变牵引力的大小。采用光控过零型可控硅的优点是:①使微机控制系统与强电之间实现电隔离,当强电系统电路发生故障时不会影响微机控制系统,并可对微机控制系统起保护作用,不会因窜入强电而损坏电路;②避免了非过零触发可能引起的大电流冲击,从而消除(削弱)了电机启停对电网、对控制系统的干扰[3]使得正、反转转换自如,提高了控制的稳定性和可靠性,使牵引平稳,保证了患者(使用者)治疗时的舒适感。

三、系统控制程序

本控制系统使用一片 8031 CPU 同时管理腰、颈两套独立的牵引系统,用户要求腰颈两套牵引系统在参数设置、运行控制等方面均应完全独立,互不影响,严格杜绝互相制约的现象。为此,系统使用的控制程序必须具有良好的并发性和实时性。

当一牵引系统(如腰牵)正在运行时,另一牵引系统(如颈牵)可能处于参数设置、运行、停止的任一状态。显然,这就要求在一台电机运转时微机既要实时监测该牵引系统牵引力的变化情况,又同时兼顾键盘的输入命令、

牵引力数值及各定时时间的显示和另一台电机的运行及牵引力的变化情况。对这一问题的处理,既不同于突发事件的中断又不同于有先后之分的顺序控制,而必须具有多道程序并发执行的批处理功能。为此,在程序编制时我们采用了并发程序设计技术,程序在多事件之间快速循环,任一事件均不占用 CPU 过多的时间,完成某事件的必要处理后立即转到另一事件。

为了保证两套牵引系统的各自独立性,我们为腰牵、颈牵分别编制了一个牵引运行处理程序,牵引运行处理包括方式选择、定时处理、电机控制和自动补偿等项功能,以保证牵引治疗过程严格按选定方式规定的曲线进行。

并发程序设计技术为 Watchdog 处理带来了方便,另外也大大增强了控制系统的稳定性、可靠性和安全性。

四、结束语

目前,我国大多数医院仍采用砵码式牵引方式,此方式牵引效果差,牵引治疗时患者有不舒适感。由于微机自控补偿牵引床具有牵引精度高且自动进行精确补偿、牵引过程自动完成和患者在治疗过程中可以进行适当调节的优点,所以受到医生和患者的普遍欢迎。此外,该医疗设备还为医生的治疗方案提供可靠的数据,对进行治疗腰、颈椎疾病方面的科学研究提供了优良的设备条件。

由于我们研制的控制系统很好地解决了系统的可靠性,所以很快被用户采纳,经用户严格的实用考核,该系统可完全满足用户的要求,将为医用牵引床的更新换代作出贡献。

参考文献

- [1] 魏庆福. STD 总线工业控制机的设计与应用. 科学出版社. 1991:421-425.
- [2] David F. Hoeschele. Analog - Digital/Digital - to - Analog Conversion Techniques. John Wiley & Sons. INC, 1968:165.
- [3] 余永权 李小青等. 单片机应用系统的功率接口技术. 北京航空航天大学出版社. 1992:38-42.

(来稿时间:1998年3月)