

新型腰椎牵引器的设计与实现

林秀珍¹, 陈文芾²

(1. 集美大学计算机工程学院, 福建 厦门 361021; 2. 厦门大学机电工程系, 福建 厦门 361005)

[摘要] 针对一般医用腰椎牵引器存在的问题, 介绍了一种新型腰椎牵引器控制系统的设计和实现方法, 该系统采用 AT89C51 单片机为微处理器, 可根据设定的牵引力、牵引时间自动完成牵引, 还阐述了该系统的结构、工作原理、硬件电路原理及软件流程, 并给出了系统模拟实验的结果。

[关键词] 腰椎牵引器; 牵引; 控制系统; 单片机

[中图分类号] TP 216

[文献标志码] A

0 引言

近年来, 腰椎间盘突出症成为影响人们身体健康的主要疾病, 牵引是保守治疗该病的首选疗法。牵引方法通常有自身悬吊牵引、牵引床牵引和便携可调式腰椎牵引器牵引。便携可调式牵引器, 由于患者可以自行操作, 适用于中小医院、社区医疗单位, 尤其适用于家庭长期自助康复。现国内生产的便携可调式牵引器有手动支架牵引器和机械牵引器, 这些牵引器操作费力, 调节困难, 做不到对牵引力度随心所欲的控制, 而且牵引器产生的牵引力难以精确保持, 没有自动监测装置^[1-4]。针对这些缺陷, 笔者设计了一种新型的智能腰椎牵引器, 它是以 AT89C51 单片机为微处理器, 配合其他辅助电路实现牵引治疗, 它的单片机控制系统可以保证牵引治疗动作的精确量化, 即, 牵引治疗所需的牵引力和牵引时间均可调整、精确控制、实时显示, 使整个牵引过程自动完成。

1 新型腰椎牵引器的系统结构和工作原理

1.1 系统结构

系统总体结构 (如图 1 所示) 主要包括控制器 AT89C51、操作按键与 LED 显示单元、牵引力采集检测单元电路、牵引电机调节控制电路、系统电源电路以及牵引装置。拉力传感器输出的模拟信号经过信号调理电路处理, 送入 A/D 转换器转换成数字量再送入单片机。单片机根据使用者所设定的牵引力、牵引时间进行判断, 产生驱动牵引电机所需要的脉冲信号, 调节控制电机及牵引装置, 从而使该仪器工作时处于牵引运行、牵引保持和牵引放松三种状态, 并实现对牵引力及牵引时间的监测显示。

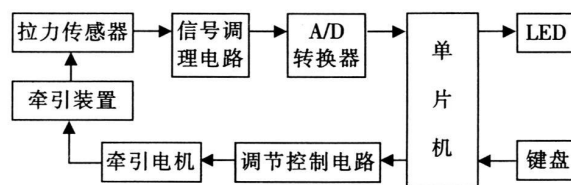


图 1 牵引器系统结构图

Fig.1 The structure diagram of vertebra traction instrument control system

1.2 工作原理

控制系统接受用户的输入指令, 进入指定的程序工作状态。牵引的具体过程为: 单片机通过 I/O

接口输出开始牵引, 启动牵引系统并随时通过牵引力检测机构测量牵引力的数值, 当牵引力达到输入设定的值时, 单片机发出信号, 牵引系统电机停止加大牵引. 为使牵引力保持, 控制系统通过棘轮继电器来实现, 即关断棘轮继电器, 使得棘轮不能转动, 这时电机输出的拉力处于保持状态. 当达到设定的间歇牵引时间时, 棘轮继电器接通, 棘轮自由转动, 牵引电机处于放松状态. 当达到设定的间歇放松时间时, 又启动牵引装置并进入牵引运行态, 周而复始, 直至达到命令规定的牵引总时间为止, 系统控制自动撤力, 停止牵引并结束运行状态. 这一工作过程如图 2 所示. 由于牵引病人时要求力量不能太大也不能太小, 即要控制牵引力的大小, 这需要用闭环控制, 还要采用单相交流电机及拉力传感器实现牵引 (如图 3 所示). 牵引力保持的时候, 不需要使用闭环控制, 直接发送信号使棘轮继电器关断. 放松的时候不需要控制力的大小, 直接发送信号使棘轮继电器接通, 其原理如图 4 所示.

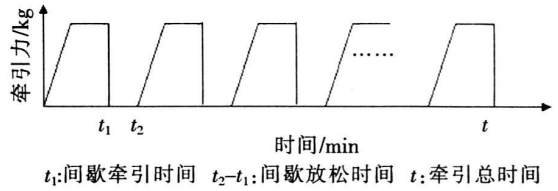


图 2 牵引工作过程

Fig.2 The working process of traction

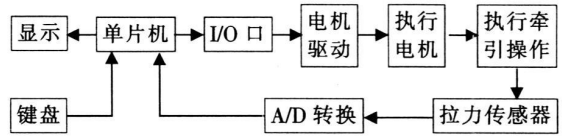


图 3 牵引运行原理框图

Fig.3 Running principle diagram of traction

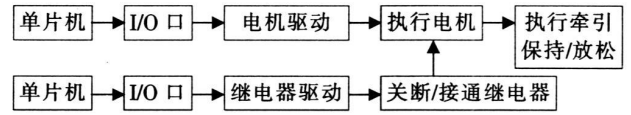


图 4 牵引保持/放松原理框图

Fig.4 Holding/releasing principle diagram of traction

2 系统硬件设计

2.1 牵引力采集检测电路

本设计采用 CBLGM-4 拉式负荷传感器作为测力元件, 额定载荷为 100 kg 输出灵敏度为 2.0 mV/V, 输出阻抗为 350 Ω, 激励电压 (DC) 为 +12 V. 该传感器的输出电压与拉力成正比例关系, 线性度好. 牵引力采集检测电路 (如图 5 所示) 由传感器、OP07 和 TL062 组成的小信号放大电路和 A/D 转换器 TLC1549 构成. OP07 是低漂移高增益差动放大器^[3], 与 TL062 组成放大电路, 其功能是将拉力传感器的 0~24.4 mV 信号放大到 0~5 V, 由 TLC1549 转换成 10 位数字信号, 转换输出的数字量经 P1.2 口送入单片机.

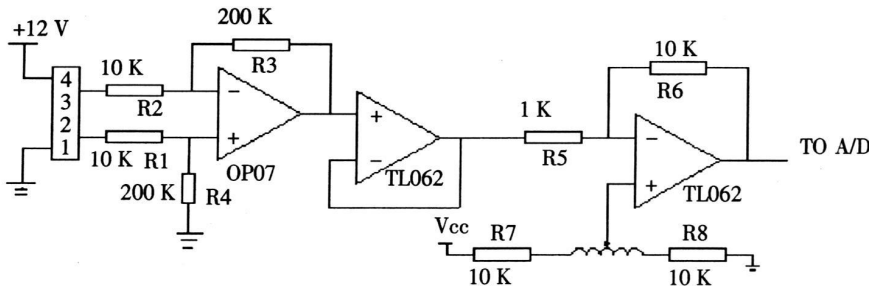


图 5 牵引力采集检测电路

Fig.5 The gather and detect circuit of traction force

2.2 调节控制电路部分

2.2.1 电机牵引的设计

本设计用一电机通过传动方式拖动滚轮 (称为牵引轮) 转动, 滚轮转动带动牵引带, 从而产生牵引力, 以达到对患者牵引的目的. 电机带动牵引轮对牵引对象牵引, 这是一个小型的电力拖动系

统, 图 6 所示为本仪器中电力拖动部分的机构图, 棘轮和牵引轮直接与电机主轴相连。

2.2.2 控制电路

通常, 以电机作为动力进行拖动的电力拖动系统中, 电机是通过某种自动控制方式来进行控制的^[6], 本装置同样采用单片机、继电器控制方式实现对电机的控制。如图 7 所示, 电机、继电器控制电路, 采用 TIL113 型光电耦合器触发 BT136 型双向可控硅, 控制电机的启停和继电器的通断, 以改变牵引力的状态。单片机的管脚信号输出 < 10 mA, 而电机的驱动电流需要达到 200 mA, 因此使用可控硅 BT136 实现弱电对强电的控制。采用光电耦合器 TIL113 的优点是使强电系统与微机系统实现电隔离, 当强电系统出现故障时不至于损坏微机系统, 避免了电机启停对电网、控制系统的干扰^[7], 使得电机启停自如, 提高了控制的稳定性和可靠性, 使牵引平稳。电机启停控制信号来自 P1.3 引脚, 继电器通断控制信号来自 P1.6 引脚。

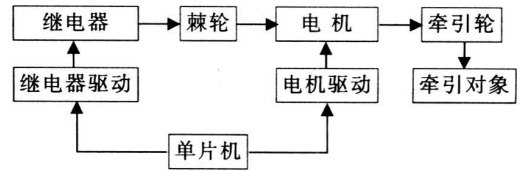


图 6 电力拖动部分机构图
Fig.6 The structure diagram of power drag

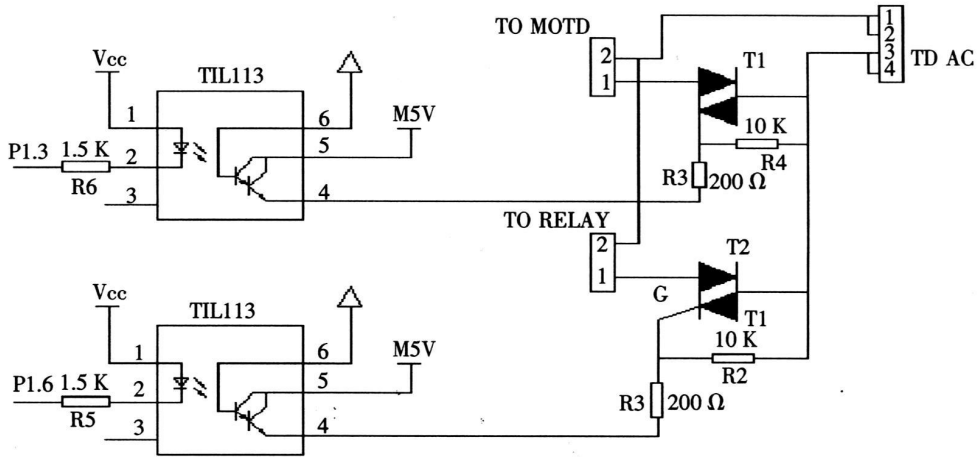


图 7 电机、继电器驱动电路
Fig.7 The drive circuit of motor and relay

2.3 键盘显示电路

系统采用四块 LED 7 段显示器和 5 个发光二极管组成显示模块, 选用 5 片串入并出移位寄存器 74F164 做为 LED 显示驱动器件。显示模块驱动使用 5 片 74F164 串接, 5 片 74F164 的时钟 (CLK) 共接, 由主 CPU 同步控制。每片 74F164 的并行输出口 Q0—Q7 驱动 7 段显示器对应段引脚, 前一片 74F164 的 Q7 输出接后一片的数据输入脚 A。第一片 74F164 的输入脚 A 接 AT89C51 的 P1.5。74F164 控制时钟信号由 P1.4 输入, 这样 5 片 74F164 扩展成 1 位串行输入 40 位并行输出移位寄存器, 占用 2 个 I/O 端口。由于 74F164 的数据位是由 Q0 至 Q7 依次传送, 即所有数据都必须经过各个输出口, 因此将前一片 74F164 的 Q7 输出接后一片的数据输入 A。这样数据就依次地传送到各片 74F164 上, 实现驱动各 LED。5 个发光二极管用来指示运行、停止等待、参数输入、间歇牵引时间、间歇放松时间状态。另外, 系统设置了 6 个按键, 控制系统的启动运行、停机等待及参数值的设定, 分别是运行、停止、功能、确认、加、减。

3 系统软件设计

系统控制程序主要由主程序、中断服务子程序、电机牵引运行处理子程序、功能设定子程序、显示子程序、数据处理子模块和牵引时间分析子程序等部分组成, 系统的程序流程如图 8 所示, 以中断

的方式实现系统功能。

4 系统实验与分析

4.1 A/D采集模块测试

采用模拟调试器模拟拉力传感器的输出后, 得到的测试数据如表 1 所示. 测试数据说明从传感器输出到 A/D 转换这一部分电路线性度是比较好的. 把每一次的测量值作标度变换后即得到仪表应该显示的值, 然后把它送入显示缓冲区进行显示, 所以, 当传感器输出为 12 mV 时, 操作面板显示 49.2

4.2 整机测试

整个仪器样机如图 9 所示. 仪器接上电源, 等待灯亮, 系统处于等待状态. 按下“功能”键, 设定拉力、总时间、间歇牵引时间和间歇放松时间, 然后返回等待状态. 按下“运行”键, 系统工作, LED 显示当前拉力值, 当拉力达到设定值, 电机关, 棘轮继电器关断, 进入拉力保持状态, 一段时间后, 电机仍停止, 棘轮继电器接通, 进入拉力释放状态. 一段时间后电机又运行, 重复前面的过程, 往复几次. 待总时间到, 关电机, 接通继电器, 放松棘轮, 等待灯亮, 处于等待状态. 若运行过程中按下“停止”, 所有器件停止工作, 回到等待状态. 仪器的运转测试情况与理论设计符合. 表 2 为记录的 10 组实测数据.

用平均法求相对误差 $\eta = \sum_{i=1}^{10} |(F_i - F_0) / F_i|_i / 10$, 其中: F_0 为牵引力设定值, F_i 为牵引力实测值. 带入数据得到 $\eta = 0.01255$ 即误差为 1.26%, 这个误差小于允许误差 (1.5%), 达到了预期的设计目标.

表 1 A/D采集模块测试结果

Tab 1 The test result of A/D acquisition module

传感器输出 /mV	A/D采集数据 (BCD码)	传感器输出 /mV	A/D采集数据 (BCD码)
0	0001	15.0	0613
1.0	0041	18.0	0738
2.0	0081	19.0	0778
4.0	0163	22.0	0902
8.0	0328	23.8	0975
9.0	0369	24.0	0984
11.0	0450	24.1	0987
12.0	0492	24.3	0998

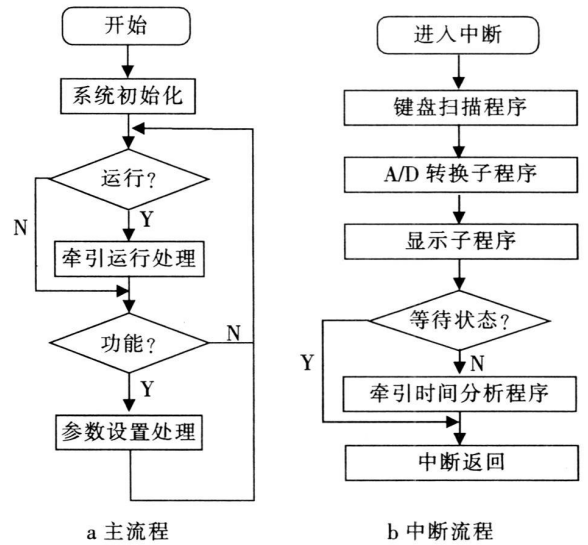


图 8 腰椎牵引器的系统控制程序流程图

Fig.8 System program flowing chart of the vertebra traction instrument

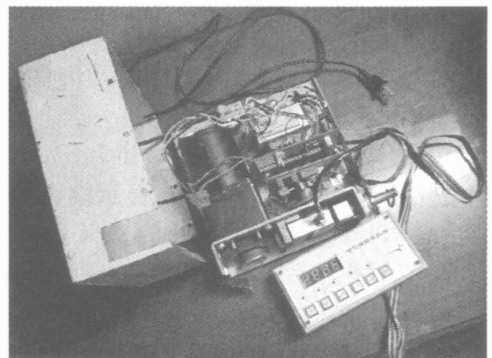


图 9 仪器样机

Fig.9 Prototype aeroplane of the vertebra traction instrument

5 结束语

目前, 我国大部分医疗机构及家庭仍采用法码式牵引和手动机械式牵引, 这两种方式牵引效果差. 本文研制的智能腰椎牵引器, 牵引精度高且能实时显示牵引力和牵引时间, 牵引过程自动完成, 患者在治疗过程中可以进行适当调节, 能很好地解决系统可靠性问题, 在数据输入和显示方面给用户提供了很大方便, 可以满足牵引治疗的要求, 再加上成本低、体积小, 适用于中小医院、社区医疗单位及家庭, 因而具有一定的实际应用价值, 但投入实用化仍需改进, 且系统在通用性设计方面有待进一步提高.

表 2 整机测试结果
Tab. 2 The test result of whole engine

设定值				实测值			
牵引力 F_0 /kg	间歇牵引 时间 /min	间歇放松 时间 /min	总时间 /min	牵引力 F_1 /kg	间歇牵引 时间 /min	间歇放松 时间 /min	总时间 /min
10	1	1	10	9.6	1	1	10
20	2	1	10	19.8	2	1	10
30	3	2	10	29.6	3	2	10
40	3	1	15	39.7	3	1	15
45	2	2	15	44.6	2	2	15
60	4	1	12	59.1	4	1	12
70	1	1	58	69.2	1	1	58
75	2	1	11	75.3	2	1	11
85	4	2	14	84.5	4	2	14
100	4	3	16	99.3	4	3	16

[参考文献]

- [1] 杨克勤. 矫形外科学 [M]. 上海: 上海科技出版社, 1987: 619.
- [2] TEKEOGLU I ADAK B BOZKURT M et al. Traction of lumbar vertebrae in gravitational traction [J]. Spine 1998 23(9): 1061-1063.
- [3] 周士枋, 范振华. 实用康复医学 [M]. 南京: 东南大学出版社, 1998: 631.
- [4] 张从鹏, 马全明, 谢富春, 等. 智能腰椎治疗仪计算机控制系统的开发 [J]. 机械制造与自动化, 2003(2): 68-70.
- [5] 童诗白, 华成英. 模拟电子技术基础 [M]. 北京: 高等教育出版社, 2004.
- [6] 冯碗芝. 电机与电力拖动 [M]. 北京: 轻工业出版社, 1991.
- [7] 余永权. 单片机应用系统的功率接口技术 [M]. 北京: 北京航空航天大学出版社, 1993: 39.

Design and Realization of a New Type of Vertebra Traction Instrument

LIN Xiu-zhen¹, CHEN Wen-xiang²

(1. School of Computer Engineering Jimei University Xiamen 361021, China)

2. Department of Mechanical and Electrical Engineering Xiamen University Xiamen 361005, China)

Abstract: Based on the discussion of the disadvantage of the general vertebra traction instrument, this paper introduces the design and realization of a new type of vertebra traction instrument control system. The control system employs an AT89C51 MCU as its microprocessor and it can automatically accomplish traction according to its traction force and time setpoints. This paper also expounds the structure, the working mechanism, hardware circuit design and software process of the system. The simulation result of the system is shown finally.

Key words: vertebra traction instrument; traction; control system; single chip microcomputer

(责任编辑 朱雪莲)