一种用于经皮脊髓电刺激的可调便携式刺激器设计

颜婷[1]，关海南[2]
（1.华中科技大学，湖北孝感，430074；
2.中国科学院长春光学精密机械与物理研究所，吉林长春，130000）

摘要：经皮脊髓刺激(tSCS)是一种调节人类脊髓功能的十分前途的无创性治疗方案。由于tSCS对下肢运动神经元兴奋性和皮质脊髓通路的影响尚不清楚，本文采用微控制器C8051F020和模拟电路设计了一种经皮脊髓刺激器，以助研究tSCS治疗患者的机理。本文使用Boost斩波电路获得高电压，MOSFET设计直流-交流逆变电路，通过微控制器产生的脉宽调制(PWM)控制MOSFET的通断，通过液晶显示屏和按键进行人机交互，最终实现频率、电压和宽度可调的刺激脉冲。测试结果表明，该刺激器的恒压性能良好，能够准确输出目标脉冲波形。该经皮脊髓刺激器将为进一步的实验和临床研究提供一个很好的工具。

关键词：脊髓电刺激；连续可调节；便携式

DOI:10.16589/j.cnki.cn11-3571/tn.2019.07.002

1 介绍

运动行为由特定的神经回路控制，然而很多人由于脊髓损伤而无法控制自己的肌肉活动。近年来的研究表明，经皮脊髓刺激 (tSCS) 是一种有效的调节脊髓损伤后运动的方法[1,2]。脊髓电刺激治疗多发性硬化症脊髓损伤患者至今已有十几年的历史，通过电刺激诱发患者产生节律性和张力性活动[3-5]。临床试验表明刺激频率是一种与刺激效果相关的参数。缓慢的刺激序列导致与刺激相位相耦合复合肌电图信号，其形状和大小连续重复；随着频率的增加，肌电图变得复杂混乱[6]。U.S. Hofstoetter 和 M. Krenn 分别用 18V，20V 和 27V 刺激三位实验对象，脉冲波形均为双相刺激脉冲，改变刺激参数，发现频率、刺激电压的时间和幅度均会影响刺激的效果[7]。目前仍有研究在探索 tSCS 是否以及如何改变脊髓患者的神经控制特征，因此设计一种灵活便携的刺激器是十分有意义的，本文介绍了一种频率、电压、脉冲宽度均动态可调的可编程便携式经皮脊髓刺激器，为研究 tSCS 各脉冲参数对患者的治疗效果的影响提供了一条很好的途径。

2 规范方法

■ 2.1 刺激参数

本便携式可编程 tSCS 刺激器的有三个可变参数：频率、脉宽、幅度，其范围如表 1 所示。刺激波形的概念如图 1 所示，其中包括幅度、脉宽和频率在内的不同特性可以通过按键改变。通常情况下，人体电阻范围为 1000 ～ 2000Ω，本设计采用极端情况即 1000Ω 进行设计。人体的医疗电气设备 (IEC － 60601) 的安全标准中身体接触直流电压（危险电压）小于 120V，本刺激器最高电压 50V，符合安全标准。

表1　TSCS应用程序的关键规范

刺激参数	范围（步进值）
独立通道个数	2
脉冲波形	双相对称方波
输出特点	恒定电压
脉冲幅值	10~50V(0.1V、1V、5V)
脉冲频率	1~50Hz(1Hz、5Hz)
脉宽	0.2~2ms(0.2ms)

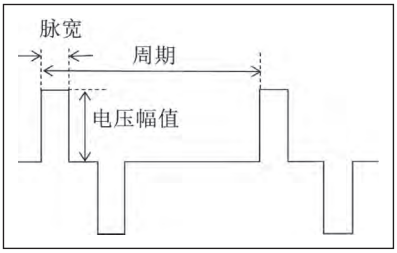


图 1　刺激波形示意图

■ 2.2 系统整体设计

刺激器的功能是根据用户输入而输出相应的波形，能够进行过压保护和过流保护。该刺激器主要由升压模块，逆变模块，电压电流检测模块，人机交互模块等功能模块组成，整个系统框图如图 2 所示。系统上电后，系统的所有数字部分变成预定义值，微控制器将两路脉宽调制脉冲 (PWM) 发送到驱动电路中，驱动信号控制 MOS 管通断以实现信号逆变，输出双相对称方波。电压电流检测模块测量负载电压和电流，并反馈给微控制器，若出现过压或过流情况，立即关闭脉冲输出，确保使用者的安全。

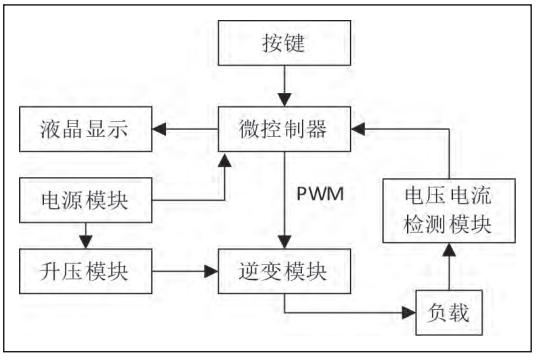


图 2　系统框图

■ 2.3 主要电路设计

2.3.1 升压电路

市面上的刺激器有很多类型，它们的缺点是输出电压

为固定的，难以做到输出电压连续可调。本设计采用的是 Boost 升压电路，改变反馈滑动变阻器的阻值即可改变输出电压，从而使输出电压连续可调。升压模块如图 3 所示，当 MOS 管导通时，电感储存电能，电感两端的电压 U_l 等于电源两端电压 E；MOS 关断后，电感释放电能，电压和电感同时为负载提供能量，输出电压 U_o 为电源电压 E 加上电感感生电压 U_l。电路处于稳态时，一个周期内电感存储的能量等于释放的能量，即：

$$EI_1t_{on} = (U_o - E)I_1t_{off} \quad (1)$$

其中 E 为电源电压，I_1 为电感充电电流，t_{on} 为 MOS 处于通态时间，t_{off} 为 mos 管处于断态时间，U_o 为输出电压。占空比定义为：

$$D = \frac{t_{on}}{t_{on} + t_{off}} \quad (2)$$

整合式（1）和式（2），得出输出电压、输入电压与占空比之间的关系：

$$U_O = E\left(\frac{1}{1-D}\right) \quad (3)$$

本设计采用 60V 宽输入电压低侧控制器产生 PWM 信号控制 MOS 管通断，开关频率为 500kHz，输入电压为 12V，调节反馈电阻器 R9，使占空比在 0%～76%内变化，输出电压的变化范围为 12V~50V。

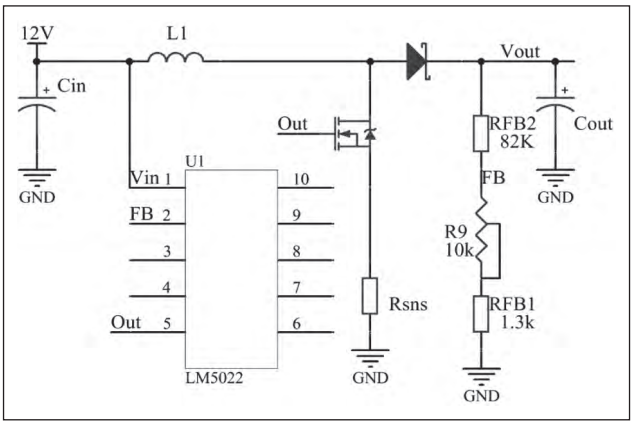


图 3　升压电路原理图

2.3.2 逆变模块

逆变模块的功能是将升压模块产生的高压转化为双向平衡方波。该模块由 H 桥实现，由微控制器产生的两路 PWM 波经过 IR2110 驱动电路后，控制上下 MOS 管的通断，从而控制刺激脉冲的波形，其电路原理如图 4 所示。当 PWM1=12V, PWM2=0V 时，MOS 管 Q1 和 Q4 导通、Q2 和 Q3 关断时，刺激电流方向为从电极 1 到电极 2；当 PWM1=0，PWM2=12V 时，Q1，Q4 关断、Q2，Q3 导通时，刺激电流方向为从电极 2 到电极 1。

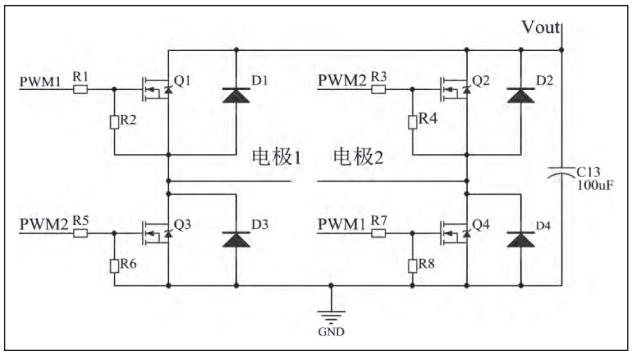


图 4　逆变电路原理图

2.3.3 电压电流检测模块

电压电流检测模块用于实时检测刺激人体时两电极间的电压值和电流值。采用分压网络进行电压检测，对刺激电压值进行电阻分压，如图 5 所示；采用 INA282 进行电流检测，采样电流经精密电阻转化为电压，最后将电压和电流采样电压输入微控制器的 ADC 采样口，如图 6 所示。30mΩ 的精密采样电阻进行电路采样，电流限制为 100mA，故在取样电阻上电压降范围为 0~3mV，INA282 内部有 50 倍固定增益，故其输出电压范围为 0~150mV，在微控制器可接受的输入电压范围内。

2.3.4 人机交互模块

人机交互模块由按键和液晶显示屏 (LCD) 两部分组成。用户可通过按键设置各刺激参数值，通过 LCD 实时显示各个刺激参数值，操作非常方便。该刺激器的按键选择的是薄膜按键，具有安装方便、体积小等优点，显示模块选择 2×16 字的液晶 LCD1602，整个人机交互模块简洁友好，便于操作。

2.3.5 主程序设计

系统软件采用 Silicon Laboratories IDE，通过 Keil uVision4 编译，编程语言为 C 语言。程序采用模块化设计，主要模块包括液晶显示模块、中断处理模块、ADC 采样模块、全桥控制模块和按键检测模块。

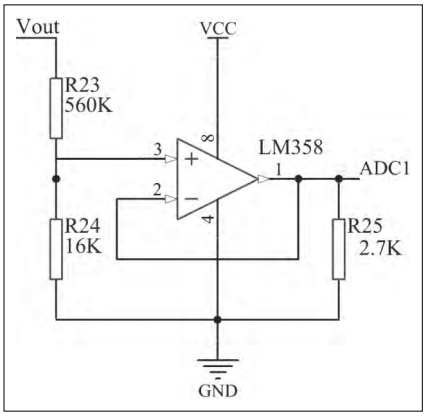


图 5　电压测量电路

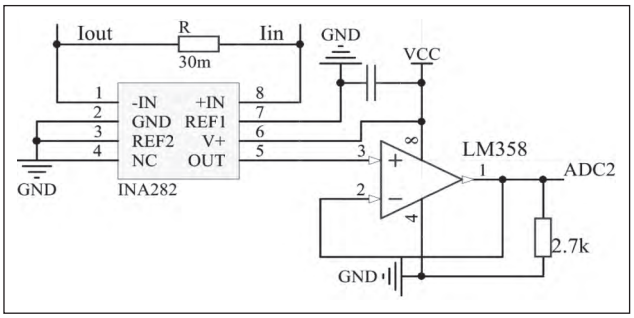


图 6　电流测量电路

3 实验

通过 Tektronix 公司 MSO 2002B 示波器测量刺激器输出的脉冲波形，负载电阻为 1000Ω，分别设置脉宽为 200μs 和 400μs，图 7 与图 8 为示波器实际测量波形图，由图可见实际脉宽分别为 199.6μs 和 399.6μs，刺激电压为 50V，误差仅为 0.4μs；设置脉宽 1000μs，频率 30Hz，幅值 30V，实际波形如图 9 所示，可见实际刺激波形参数为脉宽 999.5μs，频率 30.03Hz，幅值 30V，误差小于 0.1%，可见设定参数与输出参数非常接近，即所设计的刺激器具有非常稳定的输出波形。

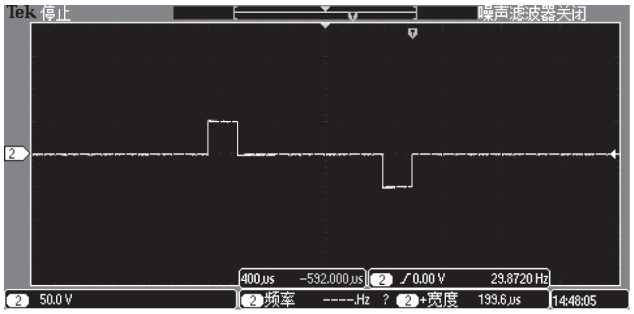


图 7　设置脉宽为 200μs，示波器测量所得电极间波形

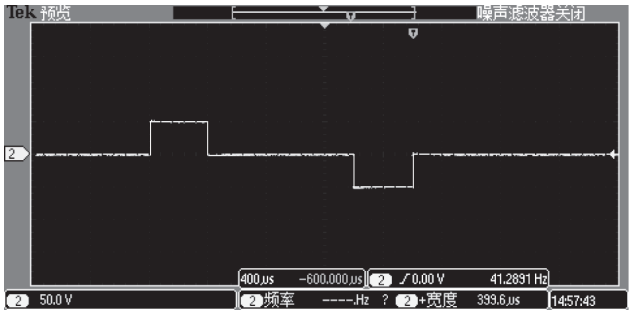


图 8　设置脉宽为 400μs，示波器测量所得电极间波形

4 结论

本文设计了一种用于经皮脊髓电刺激的可调便携式刺激器，使用者可根据自身需要调节刺激的参数。该电刺激器具有电压电流检测和过流过压保护等模块和紧急开关，用于保护用户的安全。使用液晶和按键作为人机交互的媒介，用户操作方便快捷。测试结果表明，该电刺激器能够产生设计要求的波形。

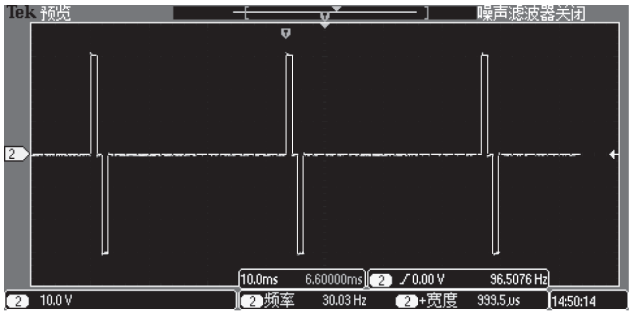


图 9　刺激参数被设置为脉宽 1000μs、频率 30Hz、幅值 30V，示波器测量电极间波形

参考文献

* [1]Y. Gerasimenko, R.Gorodnichev,T.Moshonkina, et al. Transcutaneous electrical spinal-cord stimulation in humans[J].Annals of Physical and Rehabilitation Medicine,2015, 58(4):S1877065715000779.
* [2]Roy FD,Gibson G, Stein RB. Effect of percutaneous stimulation at different spinal levels on the activation of sensory and motor roots[J]. Experimental Brain Research, 2012, 223(2):281-289.
* [3]Harkema S , Gerasimenko Y, Hodes J, et al. Effect of epidural stimulation of the lumbosacral spinal cord on voluntary movement, standing, and assisted stepping after motor complete paraplegia: a case study.[J].Lancet, 2011, 377(9781):1938-1947.
* [4]Dimitrijevic M R. Evidence for a spinal central pattern generator in humans[J]. Ann. NY Acad. Sci. 1998,860.
* [5]Mayr W, Krenn M, Dimitrijevic M R. Epidural and transcutaneous spinal electrical stimulation for restoration of movement after incomplete and complete spinal cord injury[J]. Current Opinion in Neurology, 2016,29(6):1.
* [6]Hofstoetter U S, Hofer C, Kern H, et al. Effects of transcutaneous spinal cord stimulation on voluntary locomotor activity in an incomplete spinal cord injured individual[J]. Biomedical Engineering/Biomedizinische Technik, 2013, 58(15):3234-3234.
* [7]Sayenko D G, Atkinson D A, Floyd T C, et al. Effects of paired transcutaneous electrical stimulation delivered at single and dual sites over lumbosacral spinal cord[J]. Neuroscience Letters, 2015, 609:229-234.