

一种面向下肢康复的功能性电刺激器设计

孙振栋,李娟,李伟达,陈新乐
(苏州大学 机电工程学院,江苏 苏州 215021)

摘要:功能性电刺激(FES)利用电压信号人工激活瘫痪肌肉来控制肢体的运动。针对 FES 刺激通道少、刺激参数不能连续可调的问题,设计了参数连续可调的用于下肢康复的多通道电刺激器,使用 STM32 作为主控芯片,整个系统主要由升压模块、参数检测模块、保护电路和人机交互模块等组成。仪器检测实验结果表明,该仪器输出波形准确,可用于电刺激康复训练。

关键词:功能性电刺激;连续可调;下肢康复;多通道

中图分类号:TP242.3 **文献标志码:**A **文章编号:**1671-5276(2021)02-0194-03

Design of a Functional Electrical Stimulator for Lower Extremity Rehabilitation

SUN Zhendong, LI Juan, LI Weida, CHEN Xinle

(College of Mechanical and Electrical Engineering, Soochow University, Suzhou 215021, China)

Abstract: Voltage signal is adopted in functional electrical stimulation (FES) to activate paralyzed muscle artificially to control limb movement. As for the disadvantages of lack of stimulation channels and discontinuous unadjustableness of FES, a multi-channel electrical stimulator with continuously adjustable parameters for lower limb rehabilitation was designed, with STM32 as the main control chip and its main composition of boost module, parameter detection module, protection circuit and human-computer interaction module included. The test results show that the output waveform of the instrument is accurate and can be used in the electrical stimulation rehabilitation training.

Keywords: functional electrical stimulation; continuously adjustable; lower limb rehabilitation; multichannel

0 引言

功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)利用电压信号人工激活瘫痪肌肉来控制肢体的运动。目前 FES 康复系统主要通过电刺激器的方式实现。市场上的电刺激器大部分针对上肢,针对下肢的较少^[1]。相对人体上肢而言,下肢所需的刺激强度更大,对刺激参数的多元化要求更高。

在参数调节方面,一般的电刺激器主要分为两种方式:一是采用档位调节,这种方法调节简单,但调节分辨率较低,无法满足下肢刺激的参数多元化要求^[2];二是采用旋钮调节,这种方法虽然实现了连续可调,但仍有重复性和记忆性差的缺点^[3]。在多通道方面,大部分电刺激器采用开关切换方案。实际的刺激信号源只有一个,这种方案的优点是节省成本,但是难以满足差异化刺激的需求。当通道数较多时,即使各通道进行类似单核处理器“分时复用”的操作,也会因其较长的延时对刺激效果产生影响。

针对上述问题,本文旨在设计一种新型的可扩展多通道电刺激器,且各个刺激参数连续可调,以满足不同人群的需要。

1 硬件设计

1.1 硬件整体设计

电刺激器主机和从机的主控芯片分别采用

STM32F103ZET6 和 STM32F103C8T6,整个系统由电源模块、升压模块、参数检测模块、保护电路等组成。各电刺激模块通过 485 总线与总控制器相连,并由 PC 上位机实现人机交互,系统整体框架^[4]如图 1 所示。

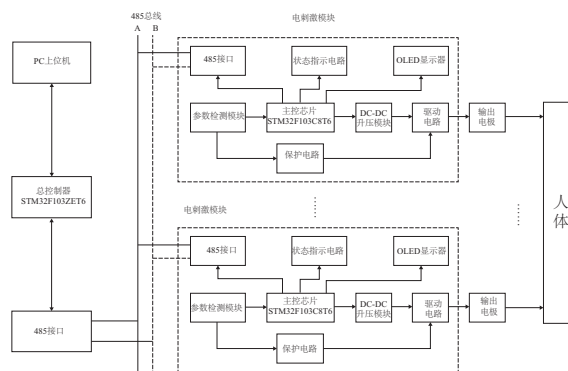


图 1 可扩展多通道电刺激器系统整体框图

1.2 升压模块

市场上的升压芯片有很多,其输出电压主要由反馈电阻的配比决定,主要缺点是一般输出电压是固定的,很难做到输出电压连续可调。本设计采用的是图腾柱电路设计,通过改变 PWM 的占空比来调节输出电压^[5]。如图 2

基金项目:国家自然科学基金资助项目(51475314)

第一作者简介:孙振栋(1993—),男,江苏南通人,硕士研究生,研究方向为康复机器人研究。

所示,设计取开关频率为 120Hz,当设置占空比在 50% ~ 91.7%内变化时,可得到 10~60V 变化的升压输出值。

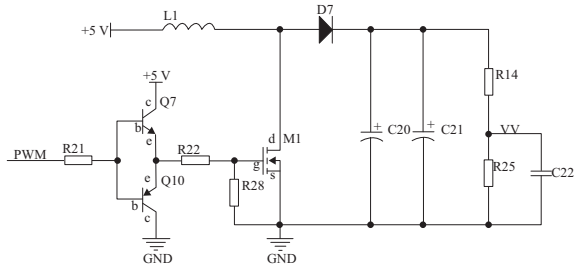


图 2 Boost 升压模块

1.3 全桥控制模块

全桥控制模块又称脉冲输出模块,其主要功能就是将升压模块的电压转化成刺激人体的双向方波。该模块采用的是一个 H 桥的设计^[6],由主控制器控制上下桥臂的开通和关断,从而达到控制电流流经人体的时序控制,其电路框架如图 3 所示。

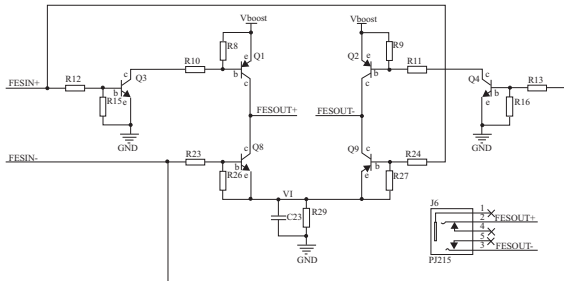


图 3 全桥控制模块

1.4 参数检测模块

参数检测模块主要用来实时检测流过人体的电流值及当前的刺激电压值。模块主要通过采样电阻对当前电压及刺激电流进行采样,将采样到的模拟信号经过 LM358 运放放大后送给处理器的片上 AD620。该模块的电路原理图如图 4 所示。

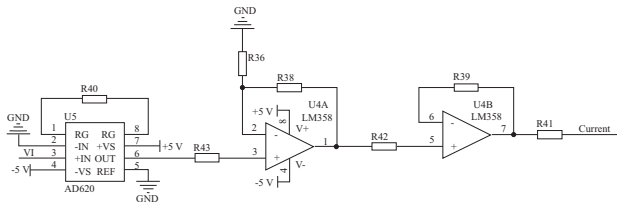


图 4 参数检测模块

1.5 人体保护模块

保护电路的主要功能是当刺激参数超过设定的参数时,能够及时地切断作用于人体的刺激脉冲,防止对人体造成伤害。刺激信号的通断采用的是继电器方案,有效地做到了强电与弱电的隔离^[7]。继电器的通断则由比较器的输出端进行控制,当刺激参数超过设定参数,比较器会

产生使继电器断开的信号,切断刺激源。电路原理如图 5 所示。

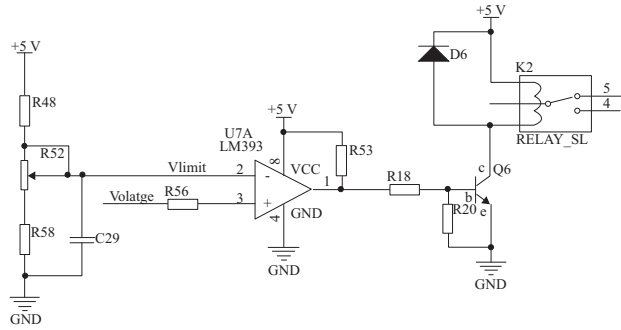


图 5 保护电路

2 软件设计

主程序框架如图 6 所示。系统软件采用 Keil uVision5 平台并基于 STM32F1 库函数开发。程序采用模块化设计,主要模块包括总线通信模块、数据处理模块、ADC 采样及软件滤波模块、全桥控制模块和参数调整模块。用户可以根据上位机软件界面的提示实时调整刺激脉宽、刺激强度、刺激周期等参数,以适应不同人群的刺激需求。

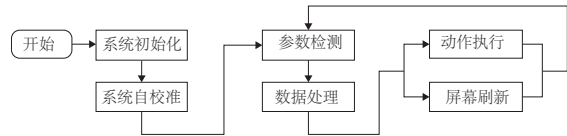


图 6 主程序框图

3 人机交互设计

为获得更好的人机交互体验,本文设计了运行于 Windows 平台下的软件控制平台。上位机界面使用 LabVIEW 开发,如图 7 所示,刺激参数部分界面分为通道使能、各刺激通道参数调节以及参数下载三个部分。通道使能决定了对应通道的参数是否生效,各通道的强度、频率和脉宽参数均连续可调,点击参数下载则会按照界面上的配置修改电刺激器组的参数。



图 7 刺激参数配置界面

4 实验

4.1 电刺激器性能评测实验

为了直观地显示电刺激器的波形情况,采用示波器

进行观测。实验过程将电刺激的刺激电压统一设定为 30 V,并调整刺激频率和刺激脉宽对输出波形进行测量,测量结果如图 8 所示,可以看出电刺激器的波形与参数设置一致。

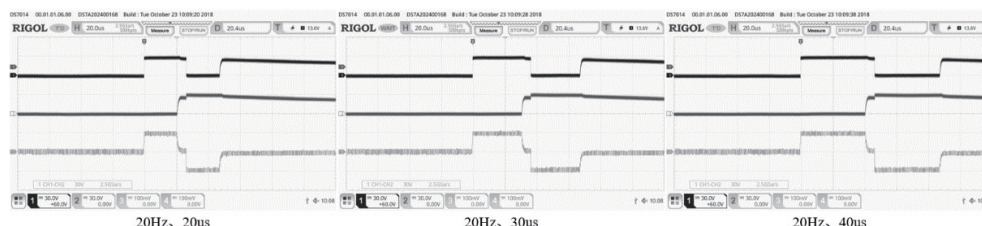
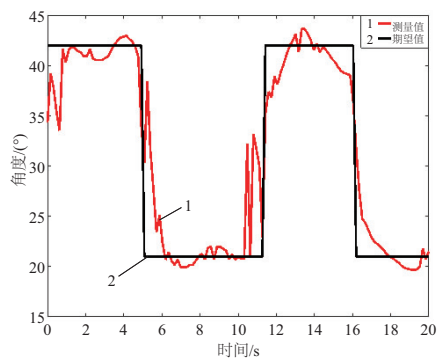


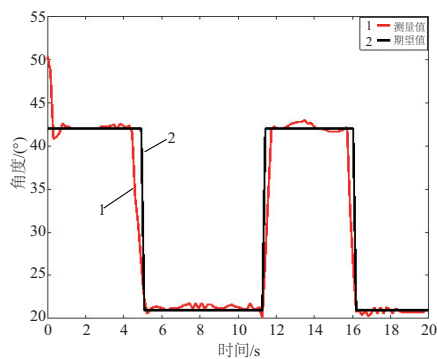
图 8 电刺激器波形测试

4.2 人体膝关节控制实验

使用传统 PID 控制方法和神经网络控制方法对 FES 控制人体膝关节运动展开研究。实验时受试者静坐于椅子上,小腿自然下垂,两片刺激电极分别粘帖固定在股四头肌两端,姿态传感器固定在大腿和小腿右侧,设置膝关节期望的运动角度,观察实际的运动角度来检测电刺激器的性能。实验结果如图 9 所示,该电刺激可以很好地跟踪期望关节角度。



(a) 传统PID控制



(b) 神经网络控制

图 9 FES 轨迹跟踪控制实验

5 结语

本文设计了一种面向下肢的连续可调的可扩展式多通道电刺激器,使用者可根据自身的需求任意调节所需的参数。对调试好的样机进行参数测试与人体实验,初步验证了其参数特性与功能。测试结果表明,该电刺激器已经达到既定的设计要求。

参考文献:

[1] MACKAY J, MENSAH G A, MENDIS S, et al. The atlas of heart disease and stroke [G]. Geneva: World Health Organization, 2004.

[2] BOURKE J P, BUESER T, QUINLIVAN R. Interventions for preventing and treating cardiac complications in duchenne and becker muscular dystrophy and x-linked dilated cardiomyopathy[J]. The Cochrane Database of Systematic Reviews, 2018, 10: CD009068.

[3] 刘波,李艺,蔡校蔚,等. 床式下肢康复训练机器人模糊自适应阻抗控制[J]. 机械制造与自动化, 2018, 47(6): 154-157, 166.

[4] DUCKETT G P D. A new approach to modelling the dynamics of cardiac action potentials [J]. University of Warwick, 1998, 85(4): 884-887.

[5] 万欢,李伟达,李娟. 一种面向上肢康复的便携式电刺激器设计[J]. 机械与电子, 2019, 37(1): 33-37.

[6] RIENER R, FERRARIN M, PAVAN E E, et al. Patient-driven control of FES-supported standing up and sitting down: experimental results [J]. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 2000, 8(4): 523-529.

[7] GRAUPE D. An overview of the state of the art of noninvasive FES for independent ambulation by thoracic level paraplegics[J]. Neurological Research, 2002, 24(5): 431-442.

收稿日期:2020-02-24