

## Research and Design of Functional Electrical Stimulation for Autonomous Myoelectric Control Based on STM32F103<sup>\*</sup>

CHEN Xinzhen<sup>\*</sup>, LI Wenyuan<sup>\*</sup>, WANG Zhigong<sup>\*</sup>

(School of Information Science and Engineering, Southeast University, Nanjing Jiangsu 210096, China)

**Abstract:** An autonomous EMG-controlled functional electrical stimulation (FES) is designed to address the adaptability of different patients to the FES intensity and the control of limb angle. STM32F103 is used as the development platform for the acquisition of EMG signals and stimulation output control. The hardware circuit contains an operational amplifier, a full-wave rectifier, an active filter, and a current mirror. The software fulfills the detection of the EMG signal and the control of the stimulation output intensity through the DMA, ADC and DAC of STM32F103. Tests show that the system can achieve EMG signal detection and the control of the dynamic output of stimulation signal using the peak EMG signal.

**Key words:** autonomous electromyographic control; functional electrical stimulation; STM32F103; Full-wave rectifier circuit; peak electromyography

EEACC: 2220

doi: 10.3969/j.issn.1005-9490.2023.01.008

## 基于 STM32F103 的自主肌电控制功能性电刺激的研究与设计<sup>\*</sup>

陈鑫政, 李文渊<sup>\*</sup>, 王志功<sup>\*</sup>

(东南大学信息科学与工程学院, 江苏 南京 210096)

**摘 要:** 为解决不同患者对于功能性电刺激强度的适应能力和肢体角度的控制, 设计了一款自主肌电控制功能性电刺激。该系统以 STM32F103 为开发平台, 对肌电信号进行采集和刺激输出控制。硬件电路包含运算放大电路、全波整流电路、有源滤波电路和电流镜电路等。软件实现通过 STM32F103 的直接寄存器访问技术、数模转换模块和模数转换模块进行肌电信号峰值探测和刺激信号输出强度控制。测试表明: 该系统能够实现肌电峰值探测, 并使用肌电信号峰值控制刺激信号动态输出。

**关键词:** 自主肌电控制; 功能性电刺激; STM32F103; 全波整流电路; 肌电峰值

中图分类号: TN43; Q64

文献标识码: A

文章编号: 1005-9490(2023)01-0046-06

瘫痪病人肢体运动功能的康复和重建是康复医学研究领域的重要组成部分。将采集到的肌电信号经过处理后生成功能性电刺激 (Functional Electrical Stimulation, FES) 脉冲信号, 通过电流刺激外周神经、运动点或穴位诱发肌肉收缩, 促进肢体功能恢复。

肌电图 (Electro-Myo-Graphy, EMG) 是指通过特定仪器所记录的人体中枢神经系统管控的肌肉群收缩时产生的生物电信号。其采集与处理是影响功能性电刺激效果的重要因素。而肌电信号的采集与处理的关键因素涉及肌电探测前端的设计和探测位点的选取<sup>[1]</sup>。

目前, 国内外已有较多的 FES 产品, 例如巴拉圭亚松森大学在 2019 年研制的 H-GAIT System, 可以实现下肢不同康复场景中的各种肌肉激活模式; 中国讯丰通公司在 2016 年研制出 XFT-2001D 助行仪, 可以

跟踪患者步行时小腿摆动的位置角度和速度控制电刺激时机和持续时间。以上产品均缺少探测肌电信号峰值, 并动态地调整刺激信号输出的功能, 利用肌电信号控制功能性刺激信号输出的产品较少。

本文在实验室研究成果的基础上, 对现有的肌电探测电路和功能性电刺激电路进行改进和开发, 设计一款基于 STM32F103 的自主肌电控制 FES 模块, 实现了肌电信号峰值探测与动态控制刺激信号输出, 在瘫痪肢体运动功能重建等方面具有良好的发展前景。

### 1 系统总体方案设计

自主肌电控制功能性电刺激系统主要分为探测电路、控制电路和刺激输出电路三个模块。系统整体的结构框图如图 1 所示。

**项目来源:** 国家自然科学基金项目 (61874024); 江苏省研究生科研与实践创新计划项目

**收稿日期:** 2022-08-12 **修改日期:** 2022-09-08

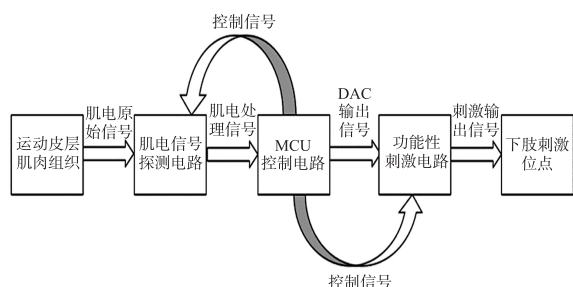


图 1 系统总体设计方案

整个系统的工作原理是:MCU 控制电路控制肌电信号探测电路,完成肌电信号探测与关闭。根据 MCU 控制电路发出的控制信号,肌电信号探测电路将处理后的肌电信号传给 MCU 控制电路。MCU 控制电路根据肌电信号,发出相应的控制指令给肌电信号探测电路与功能性刺激电路,并产生随肌电信号变化的 DAC 输出信号,经过功能性刺激电路,最终生成刺激输出信号<sup>[2]</sup>。

## 2 下肢肌电信号采集

本文肌电探测电路参考课题组的肌电探测电路,并对探测电路进行修改与设计。主要由共模抑制电路、快速恢复电路、有源放大电路、全波整流电路和有源带通滤波器组成。

### 2.1 共模抑制电路

肌电信号采集模拟前端电路的主要功能是放大微弱的肌电信号,降低影响其性能的带外噪声。在实际的使用中,由于 50 Hz 工频干扰的影响,会在模拟前端电路中引入共模干扰,当生物电极阻抗有电阻失配的问题时还会引起差模干扰。由于工频干扰在肌电信号范围内,并容易造成信号饱和的现象,因此需要消除工频干扰<sup>[2]</sup>。

本文使用右腿驱动电路消除共模信号,可以在不影响肌电信号的采集状态下,实时动态地消除共模干扰。右腿驱动电路原理图如图 2 所示。

本研究采用 U1 和 U4(OPA4177, Texas Instruments Inc., USA) 构成跟随器以提高输入阻抗。差分放大器

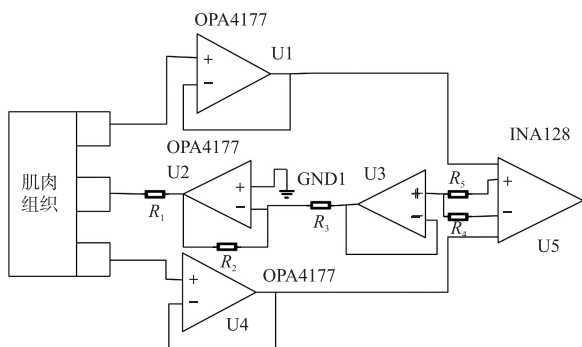


图 2 右腿驱动电路原理图

采用共模抑制比较高的精密仪表放大器 INA128。INA128 中增益控制的  $R_4$ 、 $R_5$  电阻连接处引出的人体共模电压,经由 U2、 $R_2$ 、 $R_3$ 、U3 构成的右腿驱动电路返回到皮肤,为皮肤稳定基准电压(参考探测地为 0 V),并进一步提高共模抑制比。

共模抑制电路对差模信号进行放大,减少共模信号。通过查询 INA128 的芯片手册和计算可得,流经 INA128 的肌电信号增益为:

$$G_1 = 1 + \frac{50}{R_4 + R_5} \quad (1)$$

选取  $R_4$ 、 $R_5$  的阻值为 4.75 k $\Omega$ ,因此共模抑制电路肌电信号增益为 16 dB。

### 2.2 基线快速恢复

由于肌电信号探测前端有刺激伪迹以及 M 波等信号的干扰。因此在采集肌电信号时,需要去除干扰信号对肌电信号采集的影响。

如图 3 所示,基线快速恢复电路通过  $R_6$ 、U6、 $C_1$  构成的积分电路,将信号反馈至 INA128 的参考端,组成一个高通滤波器,减少低频噪声对肌电信号的影响<sup>[2]</sup>。

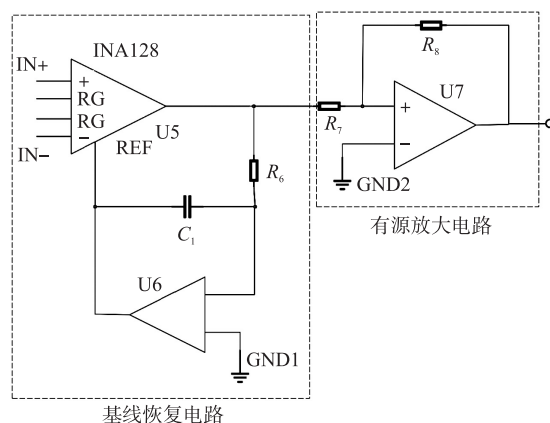


图 3 基线快速恢复电路

通过查询芯片资料与计算,可以得到  $R_6$ 、U6、 $C_1$  和 INA128 构成高通滤波器的截止频率为:

$$f = \frac{1}{2\pi C_1 R_6} \quad (2)$$

使用 PSpice 软件仿真,可以得到基线快速恢复电路的频响图。如图 4 所示,其截止频率为 7.5 Hz,与式

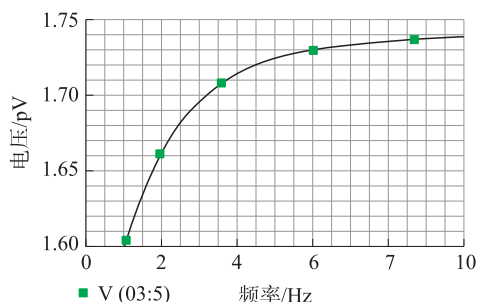


图 4 基线快速恢复电路频响图

(2) 计算结果吻合。该滤波器可以消除 0~7.5 Hz 低频干扰信号。

### 2.3 运算放大电路

由于系统初始采集到的自主肌电信号的电压非常微小,幅值在毫伏和微伏之间。而探测电路多级放大的结果,为输出到信号处理电路的信号,幅值必须处于 0~3.3 V 之间,因此,肌电信号的总电压增益应该为 60 dB 以上。由于共模抑制电路已经提供了 16 dB 的电压增益,因此后级放大电路必须提供 44 dB 以上的电压增益才能满足设计需求<sup>[4]</sup>。

本设计采用的反相放大器为 TI 公司生产的 OPA4188 零漂移运算放大器,具有偏移电压小于 25  $\mu$ V,共模抑制比为 146 dB 的特性,属于精密运算放大器。

放大电路的增益通过相应的电阻进行调节,得到放大电路的增益为:

$$G_2 = \frac{R_8}{R_7} \quad (3)$$

可以得到去伪迹信号探测电路总体增益为

$$G = G_1 \times G_2 = \frac{6.2R_8}{R_7} \quad (4)$$

在本电路中,我们使用的电阻  $R_7$  为 500  $\Omega$ ,电阻  $R_8$  为 80 k $\Omega$ ,可以测得运算放大电路增益为 44 dB,计算可以得到电路经过两次放大电路的总电压增益为 61 dB,符合去伪迹信号探测电路的设计需求。

### 2.4 有源全波整流电路

由于控制电路需要采集肌电信号、判断信号峰值,并完成功能性电刺激输出。因此,将肌电信号全波整流后,会增加肌电信号峰值出现次数,从而增强功能性电刺激输出强度。

整流电路是模拟电子技术中出现最早,也是非常重要的电路之一,其作用是将交流电转换成单向脉动直流电,包括单相半波整流电路、单相全波整流电路和单相桥式整流电路三种。传统的全波整流电路分为有源全波整流电路和无源全波整流电路。

考虑到无源全波整流电路使用到变压器,并且电源变压器需要抽头,成本较高。有源全波整流电路方便集成,并且相比于无源全波整流电路,有源全波整流电路可以较方便地调节电路参数与性能<sup>[4-5]</sup>。

通过 PSpice 仿真,最终选择一款尽可能减少二极管对输出电压影响和高性能的电路,全波整流电路原理图如图 5 所示。

通过 PSpice 仿真,可以得到当输入为 60 Hz,幅度为 3.7 V 电压的正弦波时,输出的波形如图 6 所示。

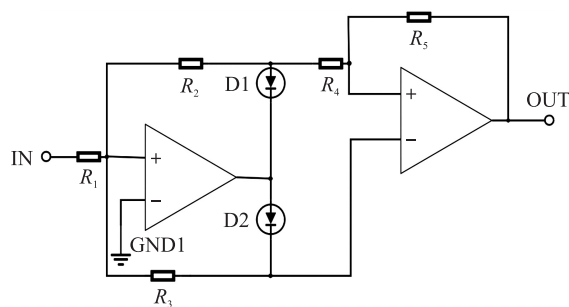
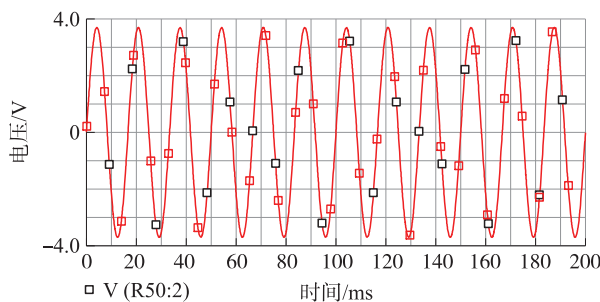
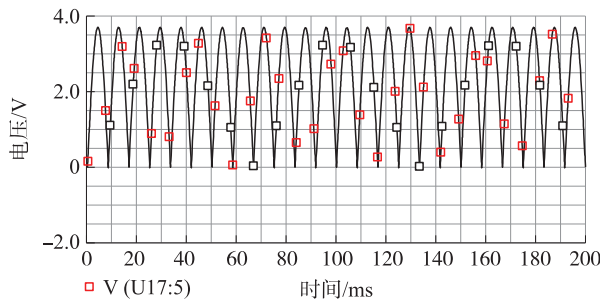


图 5 全波整流电路原理图



(a) 输入信号波形图



(b) 输出信号波形图

图 6 输入和输出信号波形图

通过对比可以得到,本文的全波整流电路可以较好地实现将交流电转换成单向脉动直流电,且幅度完全相同,减少了二极管对有源全波整流电路的影响。经过电路实际测试后,达到预期效果。

### 2.5 带通有源滤波器电路

滤波器是一种对不同频率输入信号,实施不同的增益和相移,以形成不同输出的器件。滤波器可以分为有源滤波器和无源滤波器。有源滤波器可以引入负反馈和放大环节,因此可以实现极为复杂的滤波功能,且能轻松应对小信号。并且可以轻松实现多级滤波器的级联,而无源滤波器各级之间的互相影响是极为复杂的,因此,本文采用有源滤波器进行滤波器组的设计。

由于人体肌电信号的频谱范围为 20 Hz ~ 500 Hz,其主要能量集中在 50 Hz~200 Hz 之间。由于肌电信号的采集易受到工频干扰和其他电信号的干扰。因此本文使用有源滤波电路来抑制上述干扰信号。为了获得较好的抑制效果以及获得较高的信

号保真度,应当尽量提高幅频特性中上升沿陡峭程度,故采用 8 阶切比雪夫高通滤波器,该滤波器是基于 4 个 Sallen-Key 高通滤波器级联实现<sup>[6]</sup>。本文采用了两个 4 阶的高通滤波器和两个四阶的低通滤波器组成带通滤波电路,通频带为 60 Hz~180 Hz,以达到抑制噪声、基线漂移、运动伪迹的目的。每个滤波器都采用两个 4 阶巴特沃兹滤波器进行设计,并以 Sallen-Key 结构为拓扑结构。本文绘制的带通滤波电路原理图如图 7(a)、图 7(b)所示<sup>[6]</sup>。

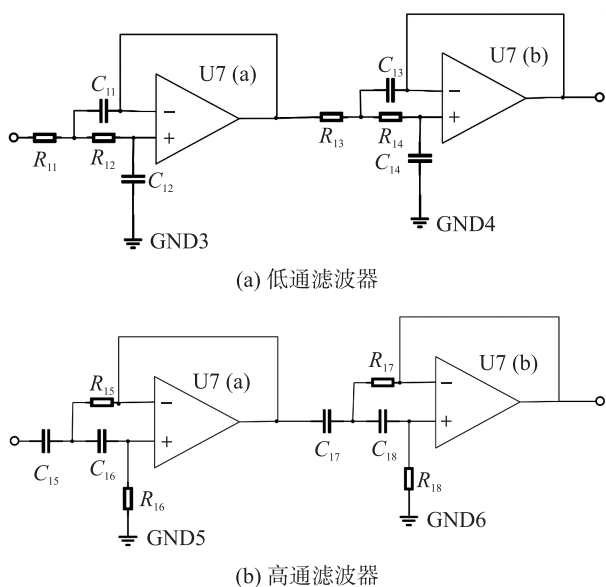


图 7 Sallen-Key 低通和高通滤波器结构图

由于滤波电路的通频带需要合理且精确,因此电容使用在精密医疗仪器中有较多应用的 J 系列(5%);电阻采用 E96 系列的电阻。

通过使用 PSpice 软件对 Sallen-Key 带通滤波器进行 0~500 Hz 频率的扫描,得到带通滤波器的交流特性仿真,如图 8 所示。

选取输入信号为幅值 1 V 的正弦信号,通过对输入信号的频率扫描,以获取该带通滤波器的频率响应曲线。本文设计的带通滤波器的高通截止频率约为 60 Hz;低通截止频率约为 180 Hz。带通滤波器的通频带为 60 Hz~180 Hz,满足肌电探测器去伪迹信号探测电路系统的设计要求。

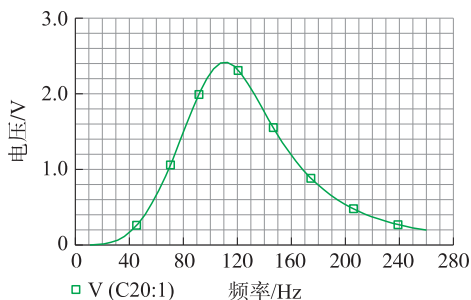


图 8 带通滤波交流特性仿真图

## 2.6 其他系统的选择

### ①控制电路系统

本文使用 STM32F103RET6 芯片,最高工作频率高达 72 MHz,性能可达到 1.25 DMIPS/MHz,可以实现较高的运算;其模块包含常见的模数转换器、数模转换器和直接存储器 DMA 传输技术;具有对中断更快速的响应;功耗仅为 230  $\mu\text{A}/\text{MHz}$ <sup>[7]</sup>。

### ②FES 电路系统

FES 电路通过控制电路产生的控制信号,产生输出的刺激信号。在肌电控制功能性电刺激系统中,输出的刺激信号一般分为两种模式,恒压(恒定电压)刺激和恒流(恒定电流)刺激<sup>[8]</sup>。恒压刺激的优势为在电路设计中易于实现,在刺激电压较大的情况中普遍应用;恒流刺激的优势是可以控制电流刺激,维持输入人体的电荷量保持恒定,从而实现刺激效果稳定,在医疗器械中有较多的应用,因此,本文采用的刺激信号模式选为恒流刺激。

本文使用的 FES 电路是参考课题组设计的互补性 FES 电路,由压控恒流驱动电路加互补型电流源电路组成,其原理图如图 9 所示。参考电流  $I_{\text{ref}}$  的计算公式如下:

$$I_{\text{ref}} \approx I_e = \frac{V_A - V_B}{R_e} = \frac{V_{\text{DAC}}}{R_e} \quad (5)$$

互补性电流源电路由一个镜像电流镜和一个镜像电流漏组成。由于电流镜和电流漏使用相同参数、相反结型的互补型晶体管,因此称为互补性电流镜。流经电阻  $R_1$  的参考电流  $I_{\text{ref}}$  流经过驱动电路和互补性电流源电路后,刺激输出端输出的源电流  $I_{\text{source}}$  和灌电流  $I_{\text{sink}}$  几乎相同,可以近似计算为:

$$I_{\text{source}} = I_{\text{sink}} \approx \frac{V_{\text{DAC}}}{R_e} \cdot \frac{\beta_F(\beta_F + 2)}{\beta_F(\beta_F + 2) + 2} \quad (6)$$

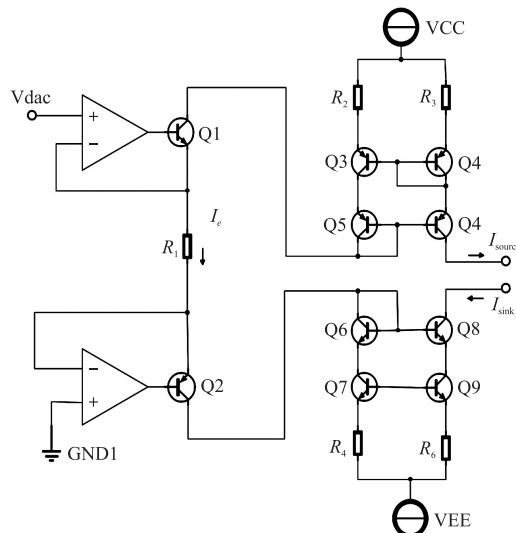


图 9 功能性电刺激的电路结构图



通过互补性电流源电路,可以实现电流强度的放大与恒定电路的输出。

### 3 系统软件设计

本系统使用 MDK 的集成开发环境,软件开发使用 C 语言程序,主要完成有肌电信号采集,控制芯片,数据处理,数据存储和产生刺激输出等功能。

为实现对肌电信号峰值的采集和存储,使用 STM32F103RET6 的直接存储器访问(DMA)功能,可以不占用 CPU 对肌电信号进行采集与传输的控制,加快肌电数据的采集与处理速度,方便快速地定位肌电信号峰值<sup>[7]</sup>。直接存储访问器将一段时间帧里的肌电信号进行采集,并传输到模数转换器,在模数转换器将模拟肌电信号转化为数字量,对肌电信号进行峰峰值检测,输出保存到数组中,接着通过对芯片与刺激输出的程序控制,完成刺激信号输出。

DMA 的初始化配置主要包括外设基地址、内存基地址的设置,以便确定数据传送的源地址与目标地址;定义 DMA 缓存大小和外设数据宽度,方便 DMA 进行数据更新;设置 DMA 的工作模式、优先级和使能。

DMA 的中断配置主要使用数组和模数转换器相配合,利用 DMA 数据传输不占用内存,快速完成肌电数据的采集。结合阈值判别法与时间帧极值判别法,筛选得到肌电信号的峰值。

### 4 系统测试与分析

#### 4.1 实验设施与准备

搭建如图 10 所示的实验系统平台,包含示波器、可编程线性电源、肌电信号探测线、贴片电极、STM32F103 控制系统和刺激输出电极。

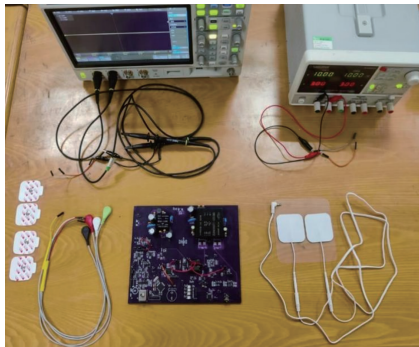


图 10 搭建系统装置

#### 4.2 系统准确性测试与结果分析

本文主要研究将肌电信号峰峰值进行处理后,通过直接存储访问功能,将数模转换后的肌电信号进行采集并转换为最终随肌电信号变化的刺激输出

信号。因此,研究肌电信号峰峰值与刺激输出幅值之间的相关性,是验证试验成功的关键。

我们通过对肌电探测电路输出的肌电信号幅度和控制输出信号的幅度,对探测信号与输出信号进行相关性分析。通过示波器对肌电信号和刺激输出信号进行采集与观察,通过 MATLAB 作图可以得到肌电信号与刺激信号,如图 11 所示。

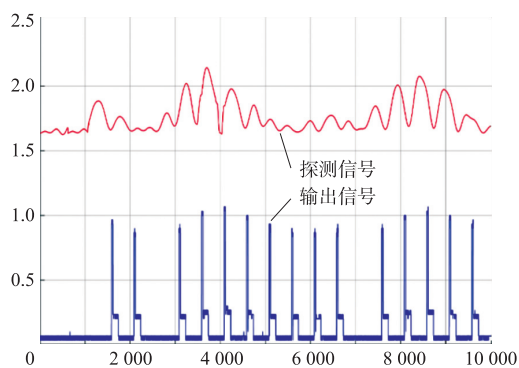


图 11 肌电信号与刺激输出信号

其中,上面的信号为采集的肌电信号,下面的为控制系统的输出信号。控制系统通过采集肌电信号的峰峰值,并通过控制系统的模数转换器、直接寄存器访问技术和数模转换器等功能,实现控制系统的输出信号。

对肌电信号峰峰值和刺激输出高脉冲幅度的数据点进行测量,测量数据如表 1 所示。

表 1 不同肌电信号峰值刺激输出高脉冲幅度

| 信号序列 | 肌电信号峰值/V | 刺激输出高脉冲幅度/V |
|------|----------|-------------|
| 1    | 1.89     | 0.93        |
| 2    | 1.76     | 0.87        |
| 3    | 1.79     | 0.90        |
| 4    | 2.00     | 1.00        |
| 5    | 2.14     | 1.07        |
| 6    | 1.98     | 0.97        |
| 7    | 1.85     | 0.90        |
| 8    | 1.74     | 0.87        |
| 9    | 1.70     | 0.87        |
| 10   | 1.73     | 0.87        |
| 11   | 1.78     | 0.9         |

图 12 为肌电信号峰值与刺激输出高脉冲幅度的线性拟合关系图<sup>[9]</sup>,拟合得到肌电信号峰值( $x$ )

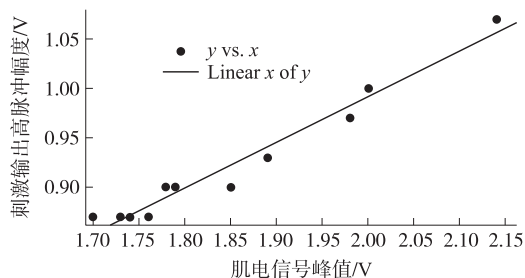


图 12 肌电信号峰值与刺激输出高脉冲幅度的线性拟合关系图

和刺激输出高脉冲幅度( $y$ )的关系表达式为:

$$y = 0.464x + 0.063 \quad (7)$$

表明肌电峰值与刺激输出高脉冲幅度具有显著的线性关系,线性拟合的相关系数  $R^2 = 0.963$ ,达到了较高的水平,可以实现肌电信号峰值对刺激输出强度的控制,满足本系统的设计要求。

## 5 总结

本文设计了一款基于STM32F103的自主肌电控制功能性电刺激系统,系统具有体积较小、便携的特点<sup>[10]</sup>。该系统利用全波整流电路,提高了肌电信号峰值出现次数,增强了刺激信号输出强度;利用有源滤波器电路滤除刺激伪迹、M波等干扰信号<sup>[11]</sup>;利用STM32F103系统实现了肌电信号峰值检测,并利用肌电信号峰值动态控制刺激信号输出强度,通过实验数据验证肌电信号峰值与刺激输出有强的相关性。

## 参考文献:

- [1] Mehta S, Webb R C, Dorrance A M. The Pathophysiology of Ischemic Stroke: A Neuronal and Vascular Perspective [J]. Journal of Medical Sciences, 2002, 22(2): 53-62.
- [2] 毕正扬. 基于肌电桥的下肢运动功能重建系统设计与实验研究[D]. 南京:东南大学, 2016.
- [3] Downey R J, Cheng T H, Bellman M J, et al. Closed-Loop Asynchronous Neuromuscular Electrical Stimulation Prolongs Functional Movements in the Lower Body[J]. IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering, 2015, 23(6): 1117-1127.
- [4] Diaz I, Gil J J, Sanchez E. Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges [J]. Journal of Robotics, 2011, 2011(2): 759764.
- [5] 李英博, 辛增献, 胡安, 等. 高速精密整流电路的仿真设计与探索[J]. 制导与引信, 2015, 36(3): 46-49.
- [6] Lim J S, Kim S H, Song Y W. A Study on the Functional Electrical Stimulation [J]. Journal of Korean Physical Therapy Science, 1999, 6(4).
- [7] 范光辉. 基于人体下肢表面肌电信号的动作模式识别及疲劳度分析[D]. 马鞍山:安徽工业大学, 2020.
- [8] Pereira S, Mehta S, McIntyre A, et al. Functional Electrical Stimulation for Improving Gait in Persons with Chronic Stroke [J]. Topics in Stroke Rehabilitation, 2012, 19(6): 491-498.
- [9] Cindrić D, Stanešić A, Cifrek M. Analog Frontend for ECG/EMG Capacitive Electrodes [C]//2021 44th International Convention on Information, Communication and Electronic Technology (MIPRO), Opatija, Croatia, 2021: 363-366.
- [10] Shin S H, Jung J H, Kang M G, et al. A Study on EMG Signal Acquisition Modules and Artificial Neural Networks for Personal Authentication [C]//2018 International Conference on Computational Science and Computational Intelligence (CSCI), Las Vegas, NV, USA, 2018: 1458-1459.
- [11] Jani A B, Bagree R, Roy A K. Design of a Low-Power, Low-Cost ECG & EMG Sensor for Wearable Biometric and Medical Application [C]//2017 IEEE SENSORS, Glasgow, UK, 2017: 1-3.



陈鑫政(1998—),男,汉族,硕士研究生,主要研究方向为微电子肌电桥, 3210715157@qq.com;



李文渊(1964—),男,东南大学信息科学与工程学院教授/博导,研究方向为电路与系统、模拟集成电路设计,数模混合集成电路设计,生物芯片等, lwy555@seu.edu.cn;



王志功(1954—),男,汉族,教授,主要研究方向射频、光电与神经通信集成电路与系统, zgwang@seu.edu.cn。