

可穿戴上肢功能性电刺激仪的设计与实验*

苏栋楠^{1,2}, 尚鹏², 胡志刚¹, 曾梓琳¹, 魏风², 吴继鹏², 杨德龙²

(1.河南科技大学 医学技术与工程学院, 河南 洛阳 471000; 2.中国科学院深圳先进技术研究院, 广东 深圳 518055)

摘要: 功能性电刺激已经成为医院脑卒中运动康复治疗常用有效手段, 但治疗仪机器体积庞大, 训练地点固定且电刺激模式单一。针对以上问题, 设计一款基于 STM32 芯片可穿戴四通道功能性电刺激仪。它需要能够实时调控电刺激模式与参数, 还能够满足患者自主居家的上肢康复训练。电刺激仪系统由 STM32 主控芯片、电源管理模块、boost 升压模块、电刺激驱动电路以及串口屏人机交互模块等组成。实验结果表明, 该仪器能有效引起肌肉的收缩, 正确地输出电刺激波形, 达到行康复治疗的疗效。

关键词: 功能性电刺激; 电刺激参数; 上肢康复; 硬件

中图分类号: TP242.3

文献标识码: A

DOI: 10.16157/j.issn.0258-7998.222527

中文引用格式: 苏栋楠, 尚鹏, 胡志刚, 等. 可穿戴上肢功能性电刺激仪的设计与实验[J]. 电子技术应用, 2022, 48(6): 92-97.

英文引用格式: Su Dongnan, Shang Peng, Hu Zhigang, et al. Design and experiment of a wearable functional electrical stimulation instrument for upper limbs[J]. Application of Electronic Technique, 2022, 48(6): 92-97.

Design and experiment of a wearable functional electrical stimulation instrument for upper limbs

Su Dongnan^{1,2}, Shang Peng², Hu Zhigang¹, Zeng Zilin¹, Wei Feng², Wu Jipeng², Yang Delong²

(1.College of Medical Technology and Engineering, Henan University of Science and Technology, Luoyang 471000, China;

2.Shenzhen Institute of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

Abstract: Functional electrical stimulation has become a commonly used and effective method for the rehabilitation of stroke in hospitals. However, due to the large size of the therapeutic apparatus, the fixed training location, and the single electrical stimulation mode, a wearable four-channel functional electrical stimulator based on the STM32 chip was designed to solve the above problems. It needs to be able to control the electrical stimulation mode and parameters in real-time, and also to meet the upper limb rehabilitation training of patients at home. The electric stimulator system includes the STM32 main control chip, power management module, boost module, electric stimulation drive circuit, and serial screen human-computer interaction module. Experimental results show that the instrument can effectively cause muscle contraction, output electrical stimulation waveforms correctly, and achieve the curative effect of rehabilitation therapy.

Key words: functional electrical stimulation; electrical stimulation parameters; upper limb; hardware

0 引言

当今脑卒中(俗称中风)患者数量与日俱增,截至2020年底,我国统计的脑卒中患者已有1200多万人,且呈现年轻化趋势,25岁以上的成年人罹患脑卒中终身风险为39.3%^[1]。此外,脑卒中往往伴随着患者的运动功能损伤,对患者的生活与工作造成不便,而早期的康复治疗能一定程度上有效恢复患者的运动功能^[2-7]。功能性电刺激(Functional Electrical Stimulation, FES)就是使用低频电信号刺激肌肉,使失能肌肉产生收缩,释放神

经递质,通过下运动神经元反馈刺激上运动神经元,达到患者康复治疗的疗效。如今,功能性电刺激已经成为医院康复治疗的常用有效手段,但是目前医院用于功能性电刺激的仪器体积庞大,使用场地局限性较大,不便于患者实时和任意场所的康复训练。针对以上问题,本文设计了一款针对上肢康复训练的可穿戴四通道功能性电刺激仪,可以自主控制升压范围,多频率可调,且治疗仪体积小巧便携,满足患者居家上肢康复训练。

1 电刺激参数的设置

为能产生有效的肌肉收缩且保证通过人体的电流在安全范围内,设置合理的电刺激的参数至关重要。电

* 基金项目: 河南省科技攻关计划(182102410046); 深圳市科技计划项目(JCYJ20180507182446643)

刺激的主要参数包括脉冲电流、电刺激频率、电刺激脉宽、电刺激波形以及通断时间比。

1.1 脉冲电流

引起人体肌肉收缩的电流阈值为 20 mA。通过电极将电流传入人体,目前采用的电极有侵入式和非侵入式两种^[8-9]。侵入式电流常采用 25 mA,其优点是可以产生强烈的有效刺激,但会对人体造成表皮创伤。目前医院常采用非侵入式的,即采用水凝胶电极片,贴覆患者肌肉表皮。由于脑卒中患者对电刺激的耐受阈值较高,目前的脉冲电流范围常设置在 20 mA 到 120 mA,因为电刺激脉宽非常小,有效能量较低并不会对人体造成危险。

1.2 电刺激频率

电刺激频率是指在 1 s 内出现的电刺激脉冲的个数,如 30 Hz 则是指 1 s 内出现了 30 次电刺激脉冲,如图 1 所示。电刺激频率越高,肌肉收缩力越强,但越容易造成肌肉疲劳^[10-11]。目前典型的电刺激频率为 20 Hz~50 Hz,由于在功能性电刺激康复训练中肌肉疲劳并不是主要关注点,而是为了达到良好的疗效,本文的功能性电刺激仪采用了 30 Hz、40 Hz、50 Hz 这三个频率。

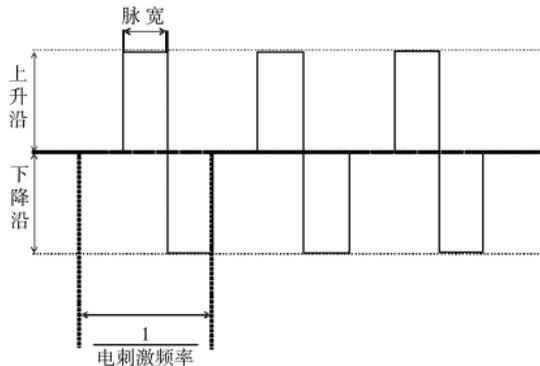


图 1 电刺激脉冲示意图

1.3 电刺激脉宽

电刺激脉宽是指每个脉冲时间中,包括上升沿、下降沿的脉冲宽度,如图 2 所示,图中所标注的脉宽为上升沿,该输出波形对应硬件设计中一种控制模式——脉冲宽度调制(Pulse Width Modulation, PWM),通过改变 PWM 波的占空比即可调控电刺激脉宽。在低频电刺激中,常用的电刺激脉宽为 1~1 000 之间。当功能性电刺激强度一定时,采用最低的刺激频率和最长刺激脉宽可以达到最佳刺激效果,降低患者的不适感。

1.4 电刺激波形

电刺激波形就是电刺激输出的脉冲形状,常见波形有单相波和双相波两种,其中脉宽与幅值的乘积代表该脉冲刺激的有效能量。由于单相波会造成患者电极表皮处的电荷积累,造成电化学灼烧,目前常采用双相波进行刺激,双相波相较于单相波更安全,可以有效减小电刺激的皮肤表面的电荷积累,减小患者的不适^[12-13]。常

见的电刺激波形如图 2 所示。

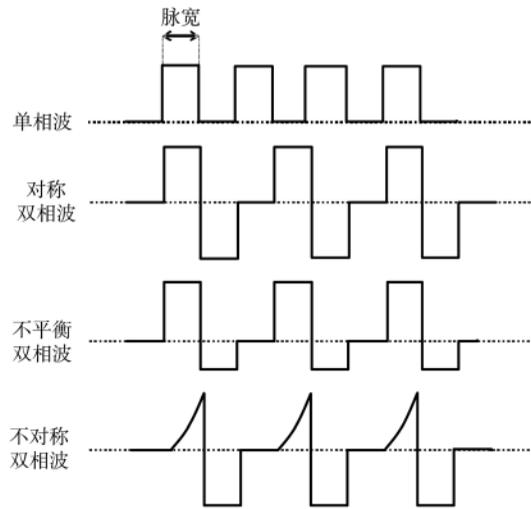


图 2 常见的电刺激波形图

其中双相波又分为对称双相波、不平衡双相波和不对称双相波。对称双相波由两个幅值与脉宽相同,相位相反的脉冲波构成。不平衡双向波由两个相位相反,且幅值不同或者是脉宽不同的脉冲波构成,但上升沿能量等于下降沿能量,可是由于实际电路硬件和人体皮肤特性等问题的限制,该能量往往是不能完全相等的。不对称双相波由两个反相的幅值相同,脉宽或幅值不同,且上升沿与下降沿的总能量不同的脉冲波构成。为考虑患者的舒适感和刺激的有效性,目前常采用不平衡双相波进行电刺激,可以有效完成上肢屈指、伸指等动作,而对称双相波常用于驱动大肌肉(例如肱二头肌等),能使其产生更强的肌肉收缩力^[14-16]。

1.5 通断周期

通断周期就是通电时间与断电时间的总和,由于持续的功能性电刺激会造成肌肉疲劳,使得肌肉收缩力下降,为了缓解肌肉疲劳以及保持肌肉收缩力在一定水平范围内,目前常采用的通电时间/断电时间为 1:2,如刺激 1 s 休息 2 s。

2 硬件设计

为了提高仪器的可穿戴性,并通过触摸屏实现人机交互的功能,本文的可穿戴电刺激仪采用 STM32f303C8T6 微控制芯片,并设置以上电刺激参数。该芯片的频率可以达到 72 MHz 且有着众多的外设接口,满足仪器设计需求。可穿戴电刺激仪器的电刺激参数设置如下:采用不平衡双相波来进行电刺激,保障患者使用的安全性,脉冲电流在 25 mA 左右,刺激脉宽为 300 μ s,刺激频率包含 30 Hz、40 Hz、50 Hz 多个挡位,通电时间/断电时间为 1:2。

2.1 原理与系统框图

可穿戴上肢功能性电刺激仪系统框图如图 3 所示。

电源管理模块可以通过 USB 给锂电池充电,再通过锂电池给整个系统供电,也可以通过 USB 直接给 STM32 芯片、串口屏和其他模块供电。Boost 升压模块可以通过调节 PWM 波的占空比,实现连续可调的升压,再通过电刺激驱动电路将主控芯片输出的 PWM 波转换成恒定电流的不平衡双相电刺激脉冲,最后经水凝胶电极片刺激患者的电刺激位点,达到康复治疗的效果。同时,用户可以通过串口屏模块实时地调整电刺激频率等参数。

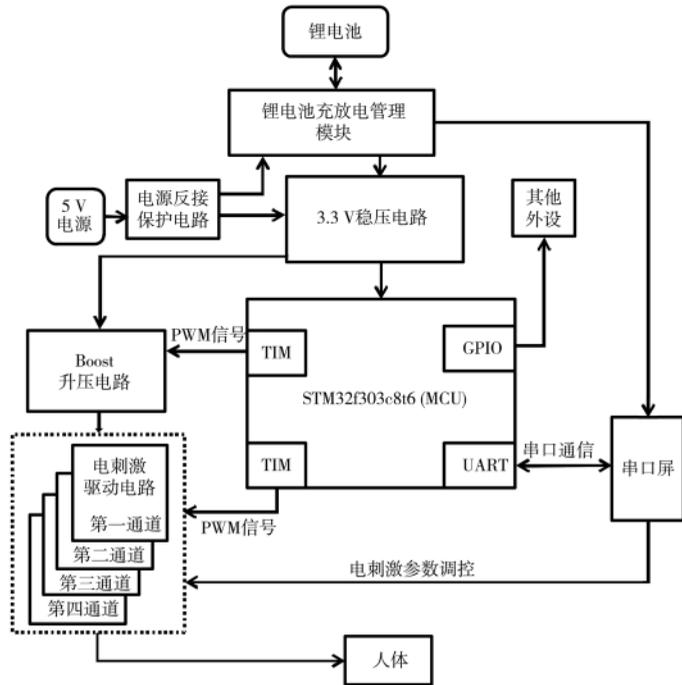


图3 电刺激仪系统框图

2.2 Boost 升压模块

可穿戴上肢功能性电刺激仪可以通过5V的USB端口供电,也可以直接通过锂电池供电,但是该电压远远不能达到用于功能性电刺激的电压要求,所以需要升压模块升压。人体表皮在湿润情况下,平均电阻为2kΩ左右,为了满足25mA的输出电流,需要将电压升至50V左右。采用Boost升压电路进行升压,如图4所示,其中BOOST1_IN为PWM输入信号,用来调控升压参数。BOOST1_OUT为升压后的电压,用于电刺激驱动电路的电压输出。Boost升压电路原理图如图4所示。

Boost电路可以通过调控PWM波的占空比和频率实现连续可调的升压,以该刺激仪为例,当开关频率采用1.5kHz,占空比为50%时,可将电压升至50V。其中BOOST1_IN为PWM输入信号,用来调控升压参数。BOOST1_OUT为升压后的电压,用于电刺激驱动电路的电压输出。Boost升压电路原理图如图4所示。

2.3 电刺激驱动电路

电刺激驱动电路用于电刺激脉冲输出,电路原理图如图5所示。其工作原理是通过配置FES1_CTRL1和

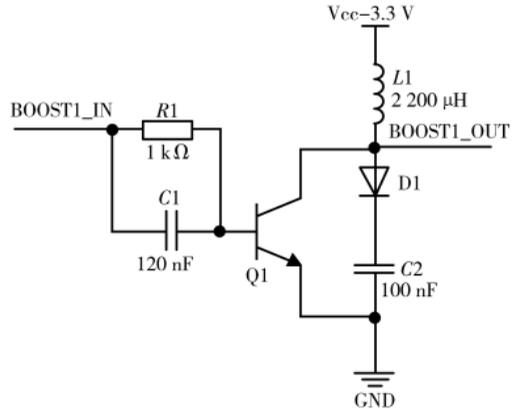


图4 Boost升压电路

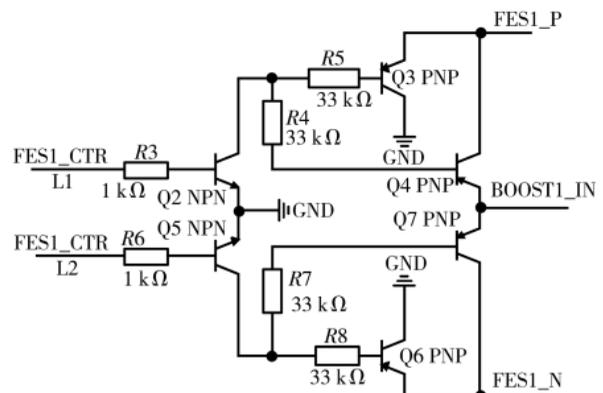


图5 电刺激驱动电路原理图

FES1_CTRL2 引脚不同时序 PWM 波,使得三极管处于导通/截止的状态,进而输出不平衡双相波,其中 FES1_N 和 FES1_P 经导线和水凝胶电极片接人体表皮。

通过 STM32 芯片输出 PWM 信号来调控电刺激驱动电路的 FES1_CTRL1 和 FES1_CTRL2 引脚,当 FES1_CTRL1 处的 PWM 输出高电平, FES1_CTRL2 输出低电平时, Q2 的集电极为高电平, Q4 的发射极为高电平, Q5 的集电极为低电平, Q7 的发射极为低电平,此时电流由 FES1_P 流出,经过人体流向 FES1_N。同理可得,当 FES1_CTRL1 处的 PWM 输出低电平, FES1_CTRL2 输出高电平时, Q2 的集电极为低电平, Q4 的发射极为低电平, Q5 的集电极为高电平, Q7 的发射极为高电平,此时电流由 FES1_N 流出,经过人体流向 FES1_P。所以只需调节 FES1_CTRL1 和 FES1_CTRL2 的 PWM 频率即可实现输出不同频率的电刺激脉冲信号。

3 软件设计

采用 STM32CubeIDE 编写 STM32 芯片的嵌入式程序,包括 main 函数、boost 升压程序及电刺激驱动电路 PWM 调控程序,串口通信等程序,如图6所示。

STM32CubeIDE 是一个先进的 C/C++ 开发平台,可以图形化地配置时钟树及芯片的不同引脚,能够简化部分繁琐的写代码的工作量,在该界面可以对各引脚进行初

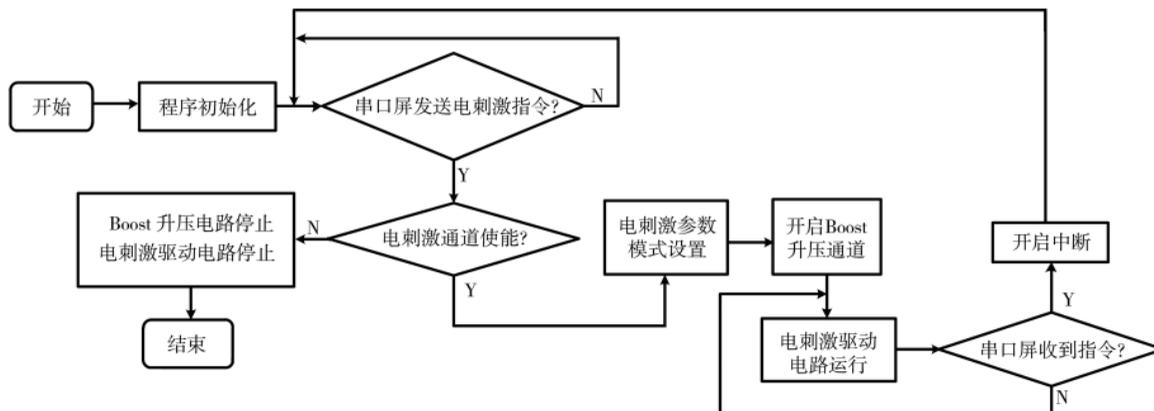


图6 主程序流程图

始化设置。

3.1 电刺激驱动模块和 Boost 升压模块的 PWM 软件设计

合理配置电刺激驱动模块 PWM 波的频率、占空比和触发方式即可得到理想电刺激波形。首先在时钟树配置界面设置芯片的高速总线时钟频率,然后在 STM32CubeIDE 中配置 PWM 的预分频系数和自动重装载值,可以实现电刺激脉冲的频率调节,如式(1)所示。

$$\text{PWM 频率} = \frac{\text{高速总线时钟频率}}{(\text{预分频系数}+1) \times (\text{自动重装载值}+1)} \quad (1)$$

其中高速总线时钟频率为 72 MHz,可以调用 HAL 函数,配置各定时器 PWM 占空比,实现波形的脉宽设置。本电刺激仪通过定时器 1 和定时器 2 调控电刺激波形,通过定时器 3 控制 Boost 升压,调用 HAL 函数的占空比设置函数,配置自动重装载值和通道占比来调控电刺激脉冲的占空比,占空比的具体计算公式如式(2)所示。

$$\text{占空比} = \frac{\text{通道占比}}{\text{自动重装载值}} \quad (2)$$

最后设置 FES1_CTRL1 和 FES1_CTRL2 输出的 PWM 有效极性即可得到不平衡双相波。同理,Boost 升压电路的 PWM 也如以上配置,主要通过改变其占空比来控制电压。

3.2 串口通信软件设计

串口通信采用异步串行通信的方式。实现主控芯片与触摸屏之间的通信,以便实时调控电刺激的模式与参数,达到人机交互的目的。为了达到这一目的,要配置中断初始化,并使能中断,在中断回调函数中设置串口屏与主控芯片的通信协议,若用户改变电刺激参数或模式时则触发中断,并将对应指令发送给主控芯片,做出相应的响应。

4 实验与测试

可穿戴上肢功能性电刺激仪能通过串口屏发送数据来控制电刺激参数与模式,连接 4 对电极片,实现四通道电刺激脉冲输出进行康复治疗,其测试版如图 7 所示,PCB 尺寸为 10 cm×5 cm,所占用空间体积较小,可以依附在患者上臂,方便患者随时随地的康复训练。

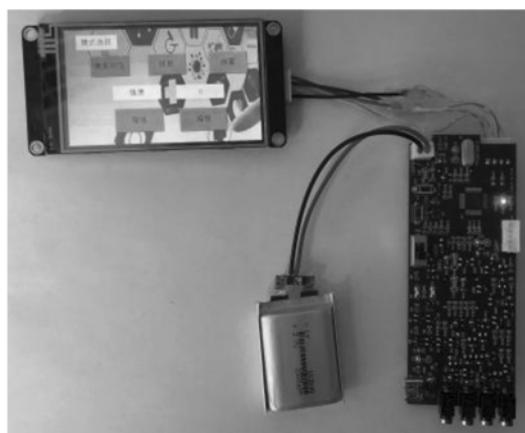


图7 测试版可穿戴上肢功能性电刺激仪

4.1 电阻模拟实验

对可穿戴上肢功能性电刺激仪进行电阻模拟实验,选用康复治疗模式,以 2 kΩ 的纯电阻来模拟人体,将示波器并联至电阻的两端,通断周期为 1:2,串口屏调控的电刺激频率为 30 Hz,刺激脉宽为 330 μs。使用示波器测试脉冲波形,其输出波形如图 8 所示,可以看到其双相波电压差为 52 V,成功输出不平衡双相波,刺激频率为 30 Hz,输出脉宽为 330 μs。

4.2 人体测试实验

对可穿戴上肢功能性电刺激仪进行人体测试,刺激模式与参数和电阻实验相同,其输出波形如图 9 所示。若同一通道电极片的间距较近,则主要刺激浅层肌群,若电极片的间距较远,则主要刺激深层肌群。以握拳模式为例,刺激受试者浅层的指浅屈肌、肱桡肌和尺侧腕屈肌,能使患者不自主地握拳。

由于人体皮肤构成复杂,不能简单地视为纯电阻电路,而是等效为电阻与电容共存的复杂系统,因此其具有电容的部分特性,当电压突然发生改变时,电容储存的能量不能瞬间完成释放,因此,产生的脉冲波和电阻模拟实验略有差异,但电刺激输出参数满足预期,同时,能有效地刺激肌肉产生强力收缩,且受试者不适感较小。

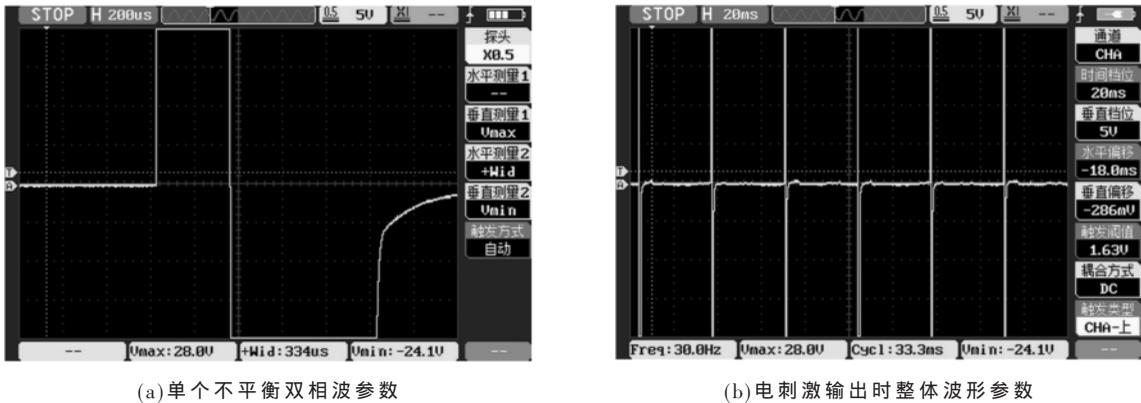


图 8 电阻模拟实验电刺激输出波形

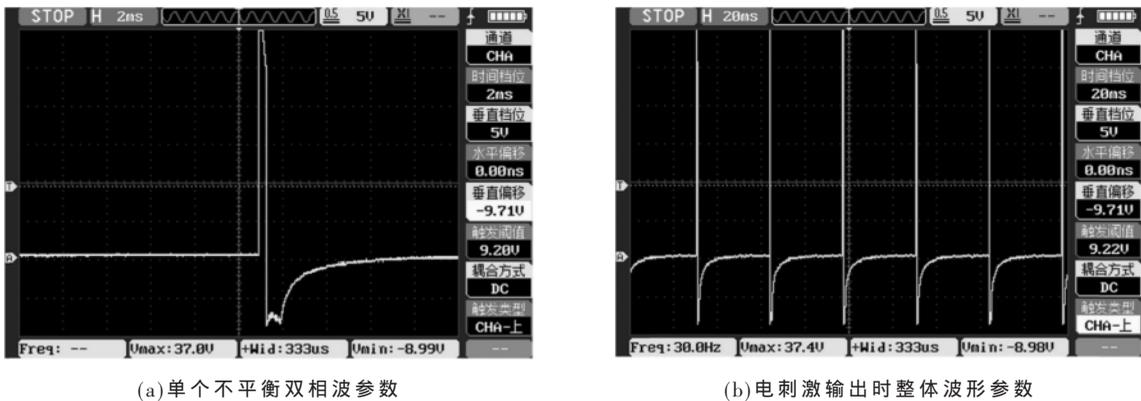


图 9 人体电刺激输出波形

5 结论

综上所述,本文设计了一款可穿戴的四通道上肢功能性电刺激仪,其体积小,能够单独依靠锂电池供电,方便患者随时的康复治疗。此外,该电刺激仪还配备触摸屏,方便用户人机交互的体验,能够实时切换电刺激模式和参数。从后续的波形测试实验可以看出,该电刺激仪可以有效输出不平衡双相波,波形的频率、电压、宽度等参数均符合功能性电刺激的康复治疗要求,通断时间比为 1:2,能有效缓解肌肉疲劳,在人体实验中能有效刺激相应肌群产生肌肉收缩。

参考文献

[1] 施仲伟. 回眸过去 30 年全球和中国的心血管疾病负担及其危险因素——1990 年至 2019 年全球心血管疾病负担及其危险因素报告解读[J]. 诊断学理论与实践, 2021, 20(4): 349-355.

[2] ZANWAR R, MOTAR P, HOLANI M. Effect of functional electrical stimulation on upper limb motor functions in patient with chronic stroke—a case report[J]. Journal of Pharmaceutical Research International, 2021: 199-203.

[3] MARQUEZ-CHIN C, POPOVIC M R. Functional electrical stimulation therapy for restoration of motor function after spinal cord injury and stroke: A review[J]. BioMedical Engineering OnLine, 2020, 19.

[4] MASANI K, POPOVIC M R. Functional electrical stimulation

in rehabilitation and neurorehabilitation[M]. Springer Berlin Heidelberg, 2011.

[5] 孙冰, 周志梅, 仲玉洁. 功能性电刺激治疗对脑卒中患者偏瘫的临床效果[J]. 中国实用神经疾病杂志, 2020, 23(12): 1095-1099.

[6] 邹钊. 早期作业治疗对脑卒中患者日常生活能力的影响[J]. 山西医药杂志, 2021, 50(18): 2672-2674.

[7] 梁成盼, 丁文娟, 黄桂兰, 等. 多通道功能性电刺激对脑卒中上肢运动功能的疗效及表面肌电特征研究[J]. 中国康复医学杂志, 2021, 36(9): 1127-1130.

[8] ERAIFEJ J, CLARK W, RANCE B F, et al. Effectiveness of upper limb functional electrical stimulation after stroke for the improvement of activities of daily living and motor function: A systematic review and meta-analysis[J]. Systematic Reviews, 2017, 6.

[9] KNUTSON J S, HARLEY M Y, HISEL T Z, et al. Contralaterally controlled functional electrical stimulation for stroke rehabilitation[J]. Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference, 2012, 2012: 314-317.

[10] 陈丹凤, 燕铁斌, 黎冠东, 等. 多通道功能性电刺激对脑卒中患者下肢运动功能的影响[J]. 中国康复, 2013, 28(4): 3.

[11] VROMANS M, FAGHRI P D. Functional electrical stimulation-induced muscular fatigue: Effect of fiber composition

and stimulation frequency on rate of fatigue development[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2017, 38: 67-72.

- [12] POPOVIC M R, KELLER T, PAPAS I P I, et al. Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprostheses[J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2001, 20(1): 82-93.
- [13] 丁建华. 可实时调整刺激参数的功能性电刺激仪的研制[J]. 福州大学学报(自然科学版), 2019, 47(6): 6.
- [14] 陈小宇, 邱静, 堵刚刚. 新型肌电刺激脉冲仪设计与实现[J]. 电子科学技术, 2016(3): 4.
- [15] WATANABE K, AKIMA H. Validity of surface electromyography for vastus intermedius muscle assessed by needle electromyography[J]. J Neurosci Methods, 2011, 198(2): 332-

(上接第 88 页)

(2015), Nr. W4, 2015, 2(W4): 271-278.

(收稿日期: 2022-03-09)

作者简介:

雷根华(1996-), 女, 硕士, 主要研究方向: 大场景点云

(上接第 91 页)

5 结论

本文针对煤炭开采冲击问题提出基于隐马尔可夫模型分析煤炭井下开采安全预测机制, 通过监测煤炭开采现场状态进行试验, 先收集数据提取特征信号, 再利用隐马尔可夫模型对其进行训练, 在最大似然度下学习得出其最大概率, 通过匹配得到煤炭开采现场当前运行状态。结果显示, 该系统能够有效监测煤炭开采现场安全, 同时通过模型训练能够有效提高安全评估精度。

参考文献

- [1] 杨光宇, 姜福兴, 曲效成, 等. 特厚煤层掘进工作面冲击地压综合监测预警技术研究[J]. 岩土工程学报, 2019, 41(10): 1949-1958.
- [2] 温廷新, 李洋子. 基于预处理的 AFOA-ELM 冲击地压危险预测模型[J]. 中国安全科学学报, 2019, 29(8): 29-34.
- [3] 朱丽媛, 潘一山, 李忠华, 等. 深部矿井冲击地压、瓦斯突出复合灾害发生机理[J]. 煤炭学报, 2018, 43(11): 3042-3050.
- [4] 刘少虹, 潘俊锋, 夏永学. 巨厚坚硬岩岩床破裂运动诱发冲击地压机制研究[J]. 岩石力学与工程学报, 2019, 38(3): 499-510.
- [5] 鞠文君, 郑建伟, 魏东, 等. 急倾斜特厚煤层多分层同采巷道冲击地压成因及控制技术[J]. 采矿与安全工程学报, 2019, 36(2): 280-289.
- [6] 宋杰, 王健, 柳尚, 等. 基于改进 PSO-BP 模型的电磁辐射法冲击地压预测[J]. 煤矿安全, 2019, 50(6): 205-208.
- [7] 李振雷, 何学秋, 窦林名, 等. 煤冲击破坏过程规律及同源声电响应特征[J]. 岩石力学与工程学报, 2019, 38(10):

335.

- [16] 袁勇. 康复机器人系统腕部功能性电刺激阵列研究[D]. 武汉: 华中科技大学, 2015.

(收稿日期: 2022-01-05)

作者简介:

苏栋楠(1996-), 男, 硕士研究生, 主要研究方向: 生物医疗仪器。

尚鹏(1969-), 博士, 研究员, 主要研究方向: 康复医疗机器人。

胡志刚(1972-), 通信作者, 男, 博士, 教授, 主要研究方向: 智能交互医用机器人, E-mail: hu.robert@126.com。



扫码下载电子文档

分类。

王蕾(1979-), 女, 博士, 副教授, 硕士生导师, 主要研究方向: 视觉信息获取与处理、计算机视觉、计算机图形图像技术等。

张志勇(1997-), 男, 硕士研究生, 主要研究方向: 大场景点云分类。



扫码下载电子文档

2057-2068.

- [8] 梁冰, 袁欣鹏, 孙福玉, 等. 钻屑法测定煤层 H₂S 含量[J]. 中国安全科学学报, 2015, 25(2): 101-105.
- [9] 窦林名, 姜耀东, 曹安业, 等. 煤矿冲击矿压动静载的“应力场-震动波场”监测预警技术[J]. 岩石力学与工程学报, 2017, 36(4): 803-811.
- [10] 姜超, 靳添絮, 罗维东, 等. 基于工况识别和马尔可夫链的混合动力地下铲运机功率预测[J]. 煤炭学报, 2019, 44(S1): 8.
- [11] 楼振凯, 侯福均, 楼旭明. 基于极大似然的马尔可夫链初始状态估计的数学规划[J]. 南京师大学报(自然科学版), 2019, 42(2): 50-56, 60.
- [12] 刘益维, 陈国明, 朱渊, 等. 基于马尔可夫的地面控制井下安全阀可靠性评估[J]. 中国安全生产科学技术, 2019, 15(1): 139-144.
- [13] 叶飞, 盛昭瀚, 徐峰. 基于二阶隐马尔可夫模型的桥梁健康状况分析与评定[J]. 系统管理学报, 2018, 27(4): 694-703.
- [14] 张新生, 赵梦旭. 改进 Grey-Markov 模型在油气管道腐蚀深度预测中的应用[J]. 地质科技情报, 2017, 36(6): 286-291.

(收稿日期: 2021-10-28)

作者简介:

李卫龙(1985-), 男, 硕士研究生, 助理研究员, 主要研究方向: 煤矿安全与智能化。

汪青(1986-), 通信作者, 女, 硕士研究生, 主要研究方向: 信号及信息处理, E-mail: xiaoqing5921@126.com。



扫码下载电子文档

版权声明

经作者授权，本论文版权和信息网络传播权归属于《电子技术应用》杂志，凡未经本刊书面同意任何机构、组织和个人不得擅自复印、汇编、翻译和进行信息网络传播。未经本刊书面同意，禁止一切互联网论文资源平台非法上传、收录本论文。

截至目前，本论文已经授权被中国期刊全文数据库（CNKI）、万方数据知识服务平台、中文科技期刊数据库（维普网）、DOAJ、美国《乌利希期刊指南》、JST 日本科技技术振兴机构数据库等数据库全文收录。

对于违反上述禁止行为并违法使用本论文的机构、组织和个人，本刊将采取一切必要法律行动来维护正当权益。

特此声明！

《电子技术应用》编辑部

中国电子信息产业集团有限公司第六研究所