

朱博婷, 李雨嘉, 虞雯婕, 等. 基于 STM32 的外周神经电刺激系统[J]. 智能计算机与应用, 2025, 15(6): 178–183. DOI: 10.20169/j. issn. 2095–2163. 25011005

基于 STM32 的外周神经电刺激系统

朱博婷, 李雨嘉, 虞雯婕, 赵志远, 宋成利, 周 宇

(上海理工大学 健康科学与工程学院, 上海 200093)

摘 要: 本研究针对常规的药物治疗和手术治疗病理性震颤具有副作用大、费用昂贵的问题, 设计了一款用于抑制病理性震颤的无创性外周神经电刺激器, 改善患者的生活质量。研究采用 STM32 单片机作为主控制器, 通过上位机与主控通信实时动态调整脉冲的幅值、频率、脉宽以及刺激的持续时间等多个关键参数, 从而实现对外周神经电刺激的多参数调节。经过脉冲幅值、频率、宽度测试以及牛蛙坐骨神经实验, 评估电刺激器的性能和电刺激器对神经反应的影响。实验验证可知电刺激器系统具有可靠的稳定性, 在一定范围内随着刺激参数的增加能够有效增强神经信号的响应, 为后续临床试验及相关科研的发展奠定基础, 为病理性震颤患者提供了一种新的治疗选择。

关键词: 病理性震颤; 外周神经; 电刺激; STM32; 多参数可调

中图分类号: TP183

文献标志码: A

文章编号: 2095–2163(2025)06–0178–06

Peripheral nerve electrical stimulation system based on STM32

ZHU Boting, LI Yujia, YU Wenjie, ZHAO Zhiyuan, SONG Chengli, ZHOU Yu

(School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: This study aims to address the issues of significant side effects and high costs associated with conventional drug and surgical treatments for essential tremor by designing a non-invasive peripheral nerve electrical stimulator to suppress essential tremor and improve the quality of life for patients. The research employs an STM32 microcontroller as the main controller, and through communication between the upper computer and the main control, could dynamically adjust multiple key parameters such as the amplitude, frequency, pulse width, and duration of the stimulation in real time, thereby achieving multi-parameter regulation of peripheral nerve electrical stimulation. Through tests of pulse amplitude, frequency and width, as well as experiments on the sciatic nerve of bullfrogs, the performance of the electrical stimulator and its impact on neural responses are evaluated. Experimental verification shows that the electrical stimulator system has reliable stability and can effectively enhance the response of neural signals within a certain range as the stimulation parameters increase, laying the foundation for subsequent clinical trials and related scientific research, and providing a new treatment option for patients with essential tremor.

Key words: pathological tremor; peripheral nerve; electrical stimulation; STM32; multi-parameter adjustable

0 引 言

病理性震颤是一种常见的运动障碍^[1], 因此引起了许多临床医生和基础科学家的兴趣。震颤是指人体某一位置的肌肉进行反复收缩导致肢体产生规律性、交替性和类正弦式往复摆动的动作^[2–4], 本研究主要针对腕部的特发性震颤及帕金森震颤抑制。生理性震颤对人们的日常生活影响较小, 其频率为 10~12 Hz, 震颤程度轻微且不易被察觉^[5]。而病理性震颤往往对人们的生活产生较大的影响, 震颤幅

度较大, 频率一般为 3~12 Hz^[6–7]。近几年, 病理性震颤的患病人数也在增加, 特别是 60 岁以上老年人群中发病率约为 38%^[1]。震颤虽不能危害患者的生命, 但患者也可能出现如听觉障碍、睡眠障碍和焦躁不安等症状, 使患者社会活动受限, 降低患者的生活质量。临床上用于治疗病理性震颤的手段主要包括药物治疗、手术治疗以及经皮外周神经电刺激等。药物治疗在发病初期虽有益处, 但随着时间的推移, 患者会产生抗药性且可能导致运动控制障碍^[8]。尽管外科手术治疗比药物治疗更有效, 但手

作者简介: 朱博婷(1999—), 女, 硕士研究生, 主要研究方向: 微创医疗器械。

通信作者: 宋成利(1968—), 男, 博士, 教授, 主要研究方向: 微创医疗器械。Email: csong@usst.edu.cn。

收稿日期: 2025–01–10

哈尔滨工业大学主办 ◆ 科技创新与应用

术的限制因素却很多,包括高昂的手术费用、患者偏好以及严重的手术风险^[9-10]。随着人们对安全有效的震颤控制和抑制的需求日益增长,经皮外周神经电刺激疗法逐渐成为临床治疗病理性震颤的替代疗法。

经皮神经电刺激可以通过刺激神经系统的目标区域,激发体内固有的神经调节系统,从而得到治疗效果。电刺激具有长期的研究历史,被广泛用于改善人体功能失调,治疗关节损失^[11]、缓解肢体疼痛^[12]、抑制病理性震颤^[13]等。在抑制帕金森病理性震颤中,通过刺激特定外周神经,引起丘脑腹中间核(Ventral Intermediate Nucleus, VIM)的快速振荡,从而诱发丘脑神经元振荡并破坏震颤的病理振荡^[14]。经皮神经电刺激具有操作简单、便携性、无创性等特点^[15]。在 2020 年,Isaacson 等学者^[16]应用经皮神经电刺激器对 263 名病理性震颤患者的正中神经和桡神经进行刺激,采用了随机对照试验研究,结果表明外周神经电刺激能有效减少大部分患者的震颤幅度。

本研究为治疗帕金森病震颤,设计了一款无创便携式多参数可调的腕部震颤抑制系统,患者可以在居家环境下使用该设备,通过精细调控电刺激的参数,包括幅度、频率、脉宽和刺激时长,对外周神经施加电脉冲刺激,以达到治疗的目的。本设计不仅可以减少患者对药物的依赖性,还可以提高神经兴奋度,从而减缓肌肉萎缩的速度,改善患者的生活质量,同时也在一定程度上减轻了患者的心理负担和经济负担,节约公共医疗资源。

1 电刺激系统总体设计

1.1 电刺激参数范围选择

脉冲宽度是指在一个周期内生物体所受到电脉冲刺激持续的时间,也是影响刺激效果的重要参数,刺激时间越长,施加于患者身上的累积电荷越多,也就越容易诱发神经元动作电位^[17]。要激发动作电位,电刺激必须达到一定的阈值水平,然而过长时间的电刺激容易引起患者的肌肉疲劳,因此,选择合适的脉宽至关重要。结合研究表明大多数外周神经电刺激治疗震颤的刺激脉宽为 200~400 μs ,刺激单次时长不超过 40 min^[18],本系统的脉宽宽度也设定为 200~400 μs 。

刺激频率是 1 s 内脉冲的输出数量。虽然外周神经电刺激能有效缓解震颤,但过高频率的刺激使得肌肉收缩力饱和,同时降低患者的肌肉活性,从而

引起肌肉疲劳。在科学实验研究中 50~100 Hz 的频率区间被广泛使用^[18],临床上医生则可根据患者的具体情况选择合适的频率以达到最佳的治疗效果。

由于电刺激器通过表面式电极贴片直接作用在人体上,与人体皮肤、肌肉构成电流回路,故需要对人体阻抗进行量化研究,作为电刺激器参数选择的依据。根据科学研究得到人体上肢阻抗值约为 1 k Ω ^[18]。由于疼痛是一种人体的主观感受,且个体对电刺激的耐受力不同^[19],还没有统一的标准划分,据统计研究表明人体的疼痛阈值一般不超过 26 mA^[20],因此本系统的最大刺激电流应不超过 26 mA,根据实测得到的人体上肢阻抗值设定本系统的刺激电压范围为 0~40 V。

综上,本研究设计的经皮神经电刺激器的设计参数调节范围是 0~40 V 电压、200~400 μs 脉宽、50~100 Hz 频率、0~40 min 刺激时长。

1.2 电刺激系统的硬件设计

本研究设计了一款可穿戴式电脉冲刺激抑制病理性震颤系统。系统的硬件部分设计以主控电路为核心,其外围电路包括电源电路、升压电路、脉冲调制电路、模拟开关电路、串口屏、陀螺仪、蓝牙无线通信电路。STM32F103C8T6 作为主控电路部分的核心芯片,整个控制系统由上位机与主控制芯片相互通信,进而控制输出不同参数的电刺激脉冲,系统框图和电刺激器实物如图 1、图 2 所示。

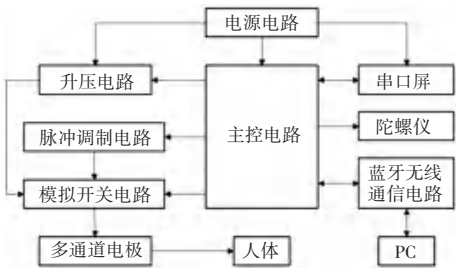


图 1 系统框图

Fig. 1 Block diagram of the system



图 2 电刺激器硬件实物图

Fig. 2 Physical diagram of electrical stimulator hardware

整个系统采用 STM32F103C8T6 作为主控芯片,

使用可充电聚合物锂电池为整个电路设计供电,通过低压差线性稳压电路将 3.7 V 的锂电池输出电压转化为 3.3 V 为各芯片供电,提高电路的准确性和稳定性,使用 TP4067 作为电源管理芯片,确保电池的安全充电和放电。在电脉冲刺激方式的选择上,恒压刺激和恒流刺激各有优劣。但是当电极与皮肤表面接触不充分时,恒流刺激会使得电流聚集在小部分接触面上,引起人体不适,长期使用会灼伤皮肤,引发红肿和炎症,因而本研究采用恒压刺激避免该情况的发生。本研究使用 Boost 型 DC-DC 升压斩波电路,使用 HT63032ARTZ 作为电源芯片,将电压提升为所需的 40 V,满足系统的总体设计需求,确保设备稳定可靠的性能。

系统采用 DRV2667 芯片实现波形调制,该芯片通过 I2C 总线与主控制芯片连接,最高可达 400 kHz 的 I2C 总线控制能力,使其能够高效处理复杂的波形数据。DRV2667 支持多种波形调制模式,包括 FIFO 模式、直接从 RAM 播放模式、波形合成播放模式和模拟输入模式,满足各种应用需求。本研究通过 I2C 总线接口将预先生成的波形数据存储在 DRV2667 的 2 KB 片上存储空间中,获得波形数据后,通过驱动数模转换器得到的模拟电压经放大器输出所需的电压波形。这种设计确保了波形输出的准确性和稳定性,为设备的核心功能提供了坚实的基础。为精确获取患者在电刺激前后震颤角度的变化,使用 JY901 陀螺仪传感器进行测量,能够实时捕捉患者的运动变化,为后续的数据分析提供了重要支持。系统基于 PTR5618 蓝牙模块,实现系统与主机交互端数据的无线传输,因其体积小、功耗低而被广泛应用于智能数据采集与医疗设备中,确保了数据传输的高效性和稳定性。通过蓝牙连接,用户可以方便地与设备进行交互,获取实时数据和反馈信息,从而提升用户体验和设备的实用性。

1.3 电刺激系统的软件设计

1.3.1 电刺激系统的软件流程

本系统的软件流程如图 3 所示。程序的编写和调试在 RT-Thread 下完成,系统通过上电复位或通过控制器复位、电路复位,控制器进入初始化阶段。首先采用陀螺仪检测初始角度,根据患者的自身感受选择合适的电脉冲刺激幅值、频率、脉宽,系统进行参数配置,并开始治疗,最后判断治疗时长是否结束,同时检测此刻的角度变化,再进一步根据角度的变化情况调整脉冲参数的设置,如果治疗时长结束则治疗结束,电脉冲停止,系统进入待机状态。

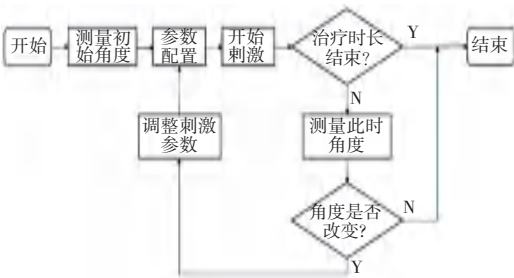


图 3 软件流程图

Fig. 3 Flow chart of the software

1.3.2 电刺激系统的人机交互界面

为了帮助患者更清晰完成系统参数的设定,给患者提供及时、明确的反馈信息,提升使用体验、即满足不同偏好的患者使用,本研究采用触摸屏和 PC 端上位机作为人机交互的媒介,实现对震颤治疗的参数个性化设定。本设备使用迪文 2.8 英寸串口触摸屏,操作界面包括刺激调节、刺激记录、产品信息和设置。PC 端的交互界面基于 Visual Studio 设计,用户通过主界面输入个人信息进入电刺激控制界面,电刺激控制界面主要包括系统设备配置部分和电脉冲参数设定部分。参数设定部分包括 0~40 V 的幅度调控、200~400 μs 的脉宽调控、50~100 Hz 的频率调控以及 0~40 min 的刺激时长调控。PC 端人机交互界面设计如图 4 所示。



图 4 人机交互界面设计图

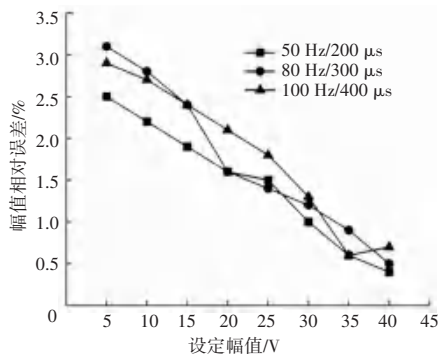
Fig. 4 Human-machine interaction interface design drawing

2 电刺激系统性能测试及实验

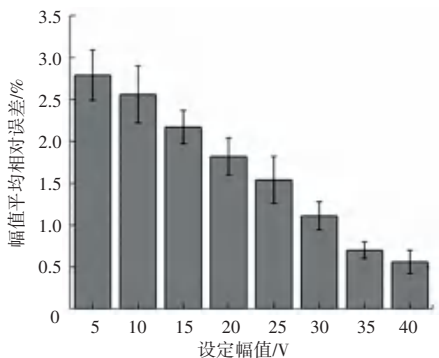
2.1 电刺激系统脉冲幅值测试

为了评估刺激脉冲在不同幅值设定下的表现,首先根据人体皮肤阻抗值选择 1 kΩ 的电阻作为负载接入刺激器输出端,然后接入电池,下载控制程序并调试后,设定好刺激参数,将示波器的探头并联在电阻两端测量输出脉冲的参数,将实际测量值和预设值进行比较。其中,由于电刺激器的幅值在 0~40 V 之间,每 5 V 设置一个幅值测试点,共进行 8 次幅值变换,每个幅值测量 5 次,且保持频率和脉宽不变,取 8 次幅值的平均值为幅值的实际测量值,计

算刺激幅值实际测量值与预设值的误差。除此之外,还需要对不同频率和脉宽时同一刺激幅值的准确度进行验证,在本节中研究的是 50 Hz/200 μ s、80 Hz/300 μ s、100 Hz/400 μ s 条件下刺激脉冲波的实际幅值输出,与设定值进行比对。3 组不同频率和脉宽的幅值变换相对误差及分析图如图 5 所示。



(a) 不同幅值与频率下刺激幅度的相对误差



(b) 刺激幅度的相对误差分析图

图 5 误差分析

Fig. 5 Error analysis

从图 5 中可以看出,随着刺激幅值从 0~40 V 逐渐增加,其相对误差呈递减趋势,且 3 组不同频率和脉宽下幅值相对误差之间的差值不超过 3.00%。通过对上述幅值相对误差做进一步分析可知,图 5 (b) 是刺激幅度的相对误差分析图,综合实验结果计算所有脉宽相对误差的平均值($\pm$ 标准差)为 1.66%($\pm$ 0.23%)。

2.2 电刺激系统脉冲频率测试

脉冲波的频率对抑制震颤的效果尤其重要,所以需要对其进行多组测量验证频率的准确度。测试方法与幅值测试相同,电刺激器的频率在 50~100 Hz 之间,每 10 Hz 设置一个频率测试点,共进行 6 次频率变换,每个频率测量 5 次,且保持幅值和脉宽不变,取 5 次频率的平均值为频率的实际测量值,计算刺激频率实际测量值与预设值的误差。在本节中研究的是 10 V/200 μ s、20 V/300 μ s、40 V/400 μ s 条件下刺激脉冲波的实际频率输出,与设定值进行

比对。实验所得相对误差分析见表 1。综合实验计算所有频率相对误差的平均值($\pm$ 标准差)为 0.55% ($\pm$ 0.06%)。

表 1 刺激频率的相对误差分析

Table 1 Analysis of relative error of stimulus frequency

频率/Hz	平均值/%	标准差/%
50	0.94	0.07
60	0.84	0.08
70	0.65	0.06
80	0.46	0.07
90	0.30	0.07
100	0.08	0.03

2.3 电刺激系统脉冲宽度测试

脉冲宽度测试方法与前 2 组测试相同,在本小节中电刺激器的脉宽在 200~400 μ s 之间,每 50 μ s 设置一个脉宽测试点,共进行 5 次脉宽变换,每个脉宽测量 5 次,且保持幅值和频率不变,取 5 次脉宽的平均值为脉宽的实际测量值,计算刺激脉宽实际测量值与预设值的误差。同时,在幅值和频率分别为 10 V/50 Hz、20 V/70 Hz、40 V/90 Hz 条件下进行上述实验,不同幅值和频率下刺激脉宽实验的相对误差平均值及标准差见表 2,综合实验计算所有脉宽相对误差的平均值($\pm$ 标准差)为 1.48% ($\pm$ 0.18%)。

表 2 刺激脉宽的相对误差分析

Table 2 Analysis of relative error of stimulus pulse width

脉宽/ μ s	平均值/%	标准差/%
200	2.61	0.30
250	1.98	0.24
300	1.53	0.18
350	0.91	0.11
400	0.38	0.07

根据实验分析可得出,测试的电刺激系统的幅值、频率、脉宽与预期结果总体一致。

2.4 牛蛙坐骨神经刺激实验

为了验证该刺激器可以对神经产生一定的影响,采用离体牛蛙坐骨神经-腓肠肌进行实验,作为本系统的前期实验。通过本电刺激设备对离体牛蛙的坐骨神经进行电刺激,观察腓肠肌的肌电变化,可以了解电刺激对神经传导和肌肉活动的影响,评估电刺激器在调节神经传导方面的效果,同时也探究电刺激器在抑制震颤方面的治疗机制,可以为未来的哺乳动物模型实验及临床应用提供理论基础。

本实验选取的成年牛蛙,雌雄不限,重量在 500 ($\pm$ 50) g。捣毁牛蛙的脊髓,剥离牛蛙的头部、上肢

和内脏组织制备牛蛙坐骨神经-腓肠肌样本。由于牛蛙腿部肌肉面积较小以及较为湿润,本实验采用不锈钢金属电极连接在电极线上替代心电电极输出,将双电极置于已制备好的样本坐骨神经上,设置电刺激器发出脉冲,分别改变输出脉冲的幅值、频率和脉宽,使用肌电检测设备观察腓肠肌的肌电信号变化情况。牛蛙坐骨神经电刺激实验图如图 6 所示,其中①号和②号是电刺激器施加点,③号是肌电采集器的参考点,④号、⑤号是肌电采集器的检测点。

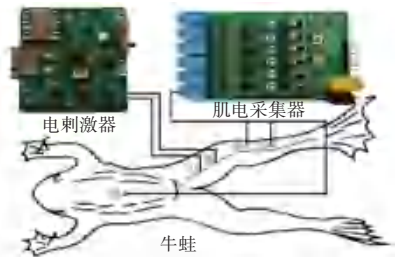


图 6 牛蛙坐骨神经电刺激实验图

Fig. 6 Electrical stimulation of bullfrog sciatic nerve

图 7 是固定刺激脉宽为 200 μ s,牛蛙腓肠肌肌电活动的峰值随刺激幅值在 1~5 V,刺激频率为 5 Hz、10 Hz、15 Hz、20 Hz 的变化情况。可以观察到随着刺激频率的增加,腓肠肌肌电幅值也呈现出增加的趋势。随着刺激幅值的增加,腓肠肌肌电幅值也呈现出增加的趋势,而幅值增加至 4 V 后腓肠肌肌电幅值几乎不增加,说明在一定程度上,肌肉对刺激的响应存在一个饱和点,超过这个点,增加刺激幅值不会导致更大幅度的肌电响应。

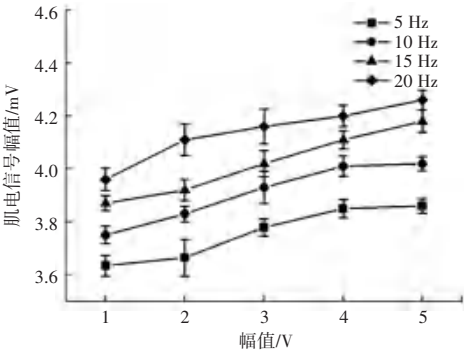


图 7 牛蛙腓肠肌肌电幅值的变化情况

Fig. 7 Changes of EMG value in gastrocnemius muscle of bullfrog

综上所述,神经-肌肉传导过程受到刺激参数的影响,在一定范围内增加刺激幅值、频率都能够增强电刺激对神经信号的响应,但超过一定范围后肌肉的响应会趋于稳定。这些结果对于理解神经系统的功能特性以及临床上调控神经肌肉传导的方式具有重要意义。初步验证了电刺激器对神经系统调节

有一定的作用。

3 结束语

研究设计了一款用于治疗帕金森病理性震颤的无创性外周神经电刺激器。该设备通过贴敷电极对特定神经施加不同参数的脉冲电刺激,旨在抑制患者的病理性震颤,减少患者对药物的依赖性,减缓肌肉萎缩的速度,提高其生活质量。该系统可通过触摸屏或 PC 端上位机与主控芯片进行通信,能够灵活地调控电路发出不同频率、幅值和脉宽的电脉冲信号,以适应不同患者的治疗需求。本研究为病理性震颤患者提供了一种新的治疗选择,具有潜在的临床应用价值。

为了验证电刺激系统的输出准确性,研究中采用电阻作为等效模型来模拟人体组织进行幅值、频率、脉宽测试研究,以确保设备能够稳定工作。测试结果显示,实际输出值与预期值总体一致,这充分证明了电路设计的精确性以及电刺激器系统的脉冲输出具有可靠的稳定性。这一验证过程确保了系统在实际应用中的安全性和有效性。此外,通过离体牛蛙坐骨神经实验,作为整个系统的前期实验,研究又评估了电刺激器在调节神经传导和肌肉活动方面的效果。结果显示,在一定范围内,增加刺激幅值、频率能够增强神经信号的响应。然而,超过某一阈值后,肌肉的响应趋于稳定,这为人们理解参数变化对肌电信号的影响提供了重要依据,也为后续的抑制病理性震颤患者实验提供指导意义,治疗与震颤相关的神经肌肉疾病具有重要的临床意义。通过这些研究,不仅验证了电刺激系统的稳定性和有效性,还为优化电刺激参数提供了有价值的指导。真实用户体验的实验将在后续的研究中逐步开展,对系统进行全面评估,为系统的优化和改进提供依据。

在当前对病理性震颤的研究与治疗探索中,外周神经电刺激作为一种新兴的治疗手段显示出了巨大的潜力,为病理性震颤患者提供了一种新的治疗选择。该电刺激器系统的设计及实验研究仍需要进行进一步的优化和拓展,为了完善外周神经电刺激系统在临床环境中对病理性震颤的抑制效果,逐步开展更广泛的哺乳动物试验,以验证其长期有效性和安全性。后续通过进一步的临床试验的研究和优化,确保外周神经电刺激器能有效治疗病理性震颤,改善患者的生活质量,并减少对药物的依赖。

参考文献

[1] 陶长春. 基于功能性电刺激的腕部震颤抑制系统自抗扰控制研

究[D]. 郑州:郑州大学,2022.

[2] 辛未. 抑制上肢病理性震颤的功能性电刺激系统研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学,2016.

[3] GIULIANA G. Mechanisms and emerging therapies in tremor disorders [M]. Cham: Springer,2012.

[4] ROCON E, BELDA-LOIS J M, SANCHEZ-LACUESTA J, et al. Pathological tremor management: Modelling, compensatory technology and evaluation[J]. Technology and Disability, 2004, 16(1): 3-18.

[5] 陈强. 面向病理性震颤抑制机器人上肢生物力学模型的研究 [D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学,2013.

[6] MCAULEY J H, MARSDEN C D. Physiological and pathological tremors and rhythmic central motor control [J]. Brain,2000,123: 1545-1567.

[7] BARBE M T, LIEBHART L, RUNGE M, et al. Deep brain stimulation in the nucleus ventralis intermedius in patients with essential tremor: habituation of tremor suppression [J]. Journal of Neurology, 2011, 258(3):434-439.

[8] ARMSTRONG M J, OKUN M S. Diagnosis and treatment of Parkinson disease: A review[J]. JAMA, 2020, 323(6): 548-560.

[9] LOZANO A M, LIPSMAN N, BERGMAN H, et al. Deep brain stimulation: Current challenges and future directions [J]. Nature Reviews Neurology, 2019, 15(3): 148-160.

[10] SHUKLA A W, DEEB W, PATEL B, et al. Is deep brain stimulation therapy underutilized for movement disorders? [J]. Expert Review of Neurotherapeutics, 2018, 18(12): 899-901.

[11] 周兆英, 鄢达来, 张毓笠, 等. 康复工程中的电刺激技术及肢体运动测控技术[J]. 引进国外医药技术与设备, 1998, 4(2): 100-104.

[12] GOZANI S N. Remote analgesic effects of conventional transcutaneous electrical nerve stimulation: a scientific and clinical review with a focus on chronic pain[J]. Journal of Pain Research, 2019,12(1): 3185-3201.

[13] HEDERA P. Emerging strategies in the management of essential tremor [J]. Therapeutic Advances in Neurological Disorders, 2017, 10(2): 137-148.

[14] 赵光锐, 程铁峰, 尹绍雅. 帕金森病外科治疗进展[J]. 中国现代神经疾病杂志, 2022,22(4):253-262.

[15] 胡子翔. 电刺激诱发的皮肤反馈对帕金森病患者震颤和自主运动控制的影响研究[D]. 上海:上海交通大学,2019.

[16] ISAACSON S H, PECKHAM E, TSE W, et al. Prospective home-use study on non-invasive neuromodulation therapy for essential tremor[J]. Tremor and Other Hyperkinetic Movements, 2020, 10(1): 29.

[17] 孙伟铭, 郭淑月, 王晓晓, 等. 正中神经电刺激的基础研究与临床应用进展[J]. 华西医学, 2023,38(5):753-757.

[18] 闫睿, 冯涛. 外周神经电刺激治疗病理性震颤的研究进展[J]. 中华老年心脑血管病杂志, 2022, 24(9): 1003-1005.

[19] 代丽丽, 朱翔明, 陈林, 等. 基于按摩的电刺激器的设计[J]. 生物医学工程学进展, 2010,31(2):73-75.

[20] 吉日本图雅, 银燕, 朱涛. 电刺激疼痛感受性测定及相关因素分析[J]. 生物医学工程学杂志, 2013,30(6):1200-1203.