·探索脑机接口与神经调控技术的应用·

功能性电刺激在脑卒中后足下垂康复中的研究进展

王沐[1] 刘梅[2*] 王倩[2]

（1.青海大学临床医学院，西宁 810000；2.青海大学附属医院康复医学科，西宁 810000）

【摘要】 足下垂属于脑卒中后下肢运动功能障碍中常见的并发症，会对患者的步态对称性、步行能力以及生活质量产生严重影响。康复运动疗法等传统康复手段虽然可在一定程度上改善足下垂症状，但是存在被动矫正、疗效个体差异比较大等局限。功能性电刺激（functional electrical stimulation, FES）是一种依靠神经肌肉激活与中枢重塑的主动康复技术，凭借靶向刺激腓总神经以及胫前肌群，可纠正足下垂步态，还可借助长期干预诱导神经可塑性，改善运动功能。本文梳理了FES的概念及不同刺激方式与控制策略的特点，阐述其改善脑卒中后足下垂的作用机制，总结参数设置原则、适用人群及疗效证据，并进一步讨论其在当前推广应用中的主要挑战，展望智能闭环调控、多模态联合干预及光遗传学技术融合等未来发展方向，旨在为优化脑卒中后足下垂康复策略提供理论依据与实践参考。

【关键词】 功能性电刺激；脑卒中；足下垂；神经可塑性；闭环控制

【中图分类号】 R493 【文献标志码】 A 【DOI】 10.11876/mimt202604008

Research progress of functional electrical stimulation in the rehabilitation of foot drop after stroke

Wang Mu[1], Liu Mei[2], Wang Qian[2]*

(1. Clinical Medical College, Qinghai University, Xining 810000, China; 2. Department of Rehabilitation Medicine, Qinghai University Affiliated Hospital, Xining 810000, China)

【Abstract】 Foot drop is a common complication of lower limb motor dysfunction after stroke, which will have a serious impact on gait symmetry, walking ability and quality of life of patients. Although traditional rehabilitation methods such as rehabilitation exercise therapy can improve symptoms to a certain extent, there are limitations such as passive correction and large individual differences in efficacy. Functional electrical stimulation (FES) is an active rehabilitation technique that relies on neuromuscular activation and central remodeling. It can correct foot drop gait by targeted stimulation of common peroneal nerve and anterior tibial muscle group. It can also induce neuronal plasticity and improve motor function by long-term intervention. This article reviews the concept of FES and the characteristics of different stimulation methods and control strategies, explains its mechanism of action in improving foot drop following stroke, summarizes the principles for parameter settings, the target population, and evidence of efficacy. It also discusses the main challenges in its current widespread application, as well as future directions such as intelligent closed-loop control, multimodal combined interventions, and integration of optogenetic technology. The aim is to provide theoretical basis and practical reference for optimizing the rehabilitation strategy of foot drop after stroke.

【Key words】 Functional electrical stimulation; Stroke; Foot drop; Neuronal plasticity; Closed-loop control

收稿日期：2026-04-10

第一作者：王沐，男，硕士研究生，住院医师，研究方向：神经康复

通信作者：刘梅，女，本科，主任医师，研究方向：神经康复与重症康复

脑卒中是全球主要公共卫生问题，其疾病负担居高不下[1]。据相关文献[2]报道，我国脑卒中发病率与患病率呈持续上升趋势，是成人致死、致残的首要原因。据推算，目前我国脑卒中患者已达1 300万以上，其流行病学特点常呈现出年龄差异、性别差异、地域差异及城乡差异[3-4]。脑卒中后患者常遗留严重的下肢运动功能障碍，每年新发脑卒中患者中有70%以上会失去独立生活能力[5]。足下垂是脑卒中后下肢运动功能障碍中最为常见的并发症之一，主要表现为踝背屈肌群肌力下降、肌群舒缩失衡，最终诱发踝关节主动背屈功能受限。足下垂会导致患者步速减慢、步态对称性破坏、动态平衡能力下降，显著增加跌倒风险，是限制患者步行能力与社区活动参与度的核心因素。研究[6-7]表明，尽管传统康复手段可部分改善症状，但其被动矫正特性难以实现神经肌肉系统的主动功能重塑，且对慢性期患者疗效有限。因此，探索更有效的康复技术迫在眉睫。

功能性电刺激（functional electrical stimulation, FES）作为一种主动神经康复技术，通过刺激腓总神经以及胫前肌群，可达到纠正足下垂、改善步态对称性的效果。研究[8]证明，FES能模拟生理性神经冲动，诱导患侧肌肉主动收缩，纠正步态异常，还可以通过长期干预促进神经可塑性。Johnston等[9]发布的临床实践指南明确指出，FES通过重复的感觉输入和任务导向性训练，能够诱导皮质脊髓束的突触重塑和运动皮层功能重组，从而产生超越即时矫正的治疗效应。此外，有证据[9-11]表明，FES可以促进偏瘫患者的肌肉激活从而改善足下垂，提高步态活动性、行走速度、行走耐力及动态平衡性，以此改善生活质量。与传统的Bobath疗法等相比，FES在改善步态对称性以及降低痉挛方面亦更有优势[6]。Sharififar等[12]依靠高质量随机对照试验证实，FES疗法比常规康复方式能更有效改善卒中后下肢运动功能。虽然FES临床应用面临个体化参数设置和长期依从性等挑战，但其依靠神经重塑与肌肉适应性双重机制改善功能的潜力已获得广泛验证[13-14]。本文围绕FES在脑卒中后足下垂康复中的研究展开综述：梳理FES的技术发展历程与分类体系，对比表面刺激与植入式刺激、开环控制与闭环控制不同技术路径的特点、适用场景及循证证据；深入阐释FES改善足下垂的核心作用机制，归纳临床实践中的关键参数设置原则、适用人群，以及FES单独或联合常规康复方案的疗效证据，并对比其与踝足矫形器等传统手段的临床获益差异；分析当前FES技术在临床推广、支付保障、居家康复落地等方面面临的现实挑战，展望智能闭环调控、多模态联合干预、光遗传学技术融合等未来发展方向，旨在全面呈现该领域的研究现状与核心共识，为临床个体化制定脑卒中后足下垂康复方案、规范FES技术应用提供系统的理论依据与实践参考，也为后续技术研发与高质量临床研究的开展指明方向。

1 FES的概念及发展

FES属于神经肌肉电刺激（neuromuscular electrical stimulation, NMES）的一种，其借助一定强度的低频脉冲电流对人体的外周神经或肌肉进行刺激，诱导肌肉产生收缩现象，凭借这一方式来替代或者提高人体的自主运动[15]。FES技术的核心目标在于模拟生理性的神经冲动，进而恢复因神经系统遭受损伤而丧失的运动功能。FES技术始于20世纪60年代，起初被用于刺激腓总神经，以此促使足下垂患者实现踝背伸活动，随后逐渐发展到脑卒中以及各种原因所致功能障碍的康复领域[16]。早期的FES相关设备大多体积庞大，且刺激精度存在一定局限，因此实际临床应用有限。随着微电子技术以及生物反馈算法的不断发展，现代的FES系统实现了轻量化、智能化与个体化。例如，FES系统可借助实时监测个体的肌电信号或者运动轨迹，动态调整刺激参数以优化治疗效果[17]。近年来，围绕FES的研究持续开展。已有研究[17-19]显示，FES可直接激活运动神经元，延缓肌肉萎缩，还可以借助重复性刺激来促进神经可塑性，包括皮质脊髓束突触重塑以及运动皮层功能重组。Biasiucci等[20]发现，融合脑机接口的FES系统，可有效提升脑卒中患者上肢运动功能的长期恢复成效，其机制与大脑各个运动区域的连接增强紧密相关。另外，FES的临床应用正逐步从单纯的替代运动转变为多模态干预，例如，FES结合虚拟现实或机器人辅助训练，

可强化感觉与运动的整合，同时改善对运动图像的实时检测，诱导神经可塑性，最终促进神经功能的恢复[21]。

2 FES基于刺激方式和控制策略的分类

2.1 表面FES

表面FES借助贴附在皮肤表面的电极来刺激目标神经或肌肉，属于非侵入性且操作简便的干预手段，在脑卒中以及脊髓损伤的早期康复和家庭治疗中有着广泛应用[15]，其优势是不需要进行手术，患者的耐受性比较高，还可通过对电极位置的调整，来契合不断变化的临时需求。一项系统评价[10]指出，与常规治疗相比，表面FES能显著提高脑卒中后足下垂患者的步行速度、踝背屈活动度、平衡功能及功能性移动能力。Sousa等[22]的系统综述亦指出，表面FES联合物理治疗可有效改善上肢运动功能，不过当前缺少针对不同肢体功能改善需求的FES最佳治疗窗指导意见。

2.2 植入式FES

植入式FES通过手术将刺激电极和刺激器直接植入目标神经或肌肉周围，其优势在于刺激较精准，可激活深层肌肉纤维，并可长时间使用，因此特别适用于需长期干预的患者，但其在脑卒中后足下垂领域的临床应用仍处于探索阶段。另外，此类FES也存在一定局限，植入电极一旦植入，位置就不能轻易改变，且植入式设备存在感染风险及手术复杂性等问题[15]。未来，植入式电极将更多地与闭环调控系统相结合，实现高精度神经调控与实时反馈，为中重度足下垂患者提供更佳的康复解决方案。

2.3 开环FES系统

开环FES系统通过为患者制定预设刺激参数如刺激强度、持续时间等对特定部位进行电刺激，由于缺乏实时反馈机制，主要适用于单一任务训练。目前已有相关研究[23]证实，利用开环FES系统可改善脑卒中患者的肢体活动功能。《英国国家卒中临床指南2023版》[7]明确指出，对于卒中后存在足下垂且步行能力受限的患者，可将开环FES作为常规物理治疗的辅助手段，相较于矫形器，开环FES可避免对感觉障碍患者造成压力性损伤，尤其适用于亚急性期至慢性期的轻中度功能障碍患者。Matsumoto等[24]通过Walkaide®设备对腓总神经以及胫骨前肌表面实施刺激，在干预8周之后，观察组患者的6 min步行距离相较于对照组虽没有明显进步，但是踝关节背屈角度有了一定改善。开环FES系统具有操作简便、成本低廉等特点，适合基层医疗机构和家庭康复，但固定参数无法适应患者步态的动态变化，且非同步运动单位募集模式易导致肌肉快速疲劳，限制了单次治疗的有效时长，从而导致长期治疗效果受限。

2.4 闭环FES系统

闭环FES系统是通过集成生物反馈如肌电信号、惯性传感器信号等实时调整刺激参数，以实现动态精准干预的一种闭环控制系统，主要包括脑机接口（brain–computer interface, BCI）和肌电图（electromyography, EMG）控制的FES系统，其在改善脑卒中患者生活质量方面发挥着重要作用[23]，见图1。在脑卒中康复中，脑机接口控制功能性电刺激（brain–computer interface–controlled functional electrical stimulation, BCI–FES）主要通过模拟生理性运动模式和强化感觉–运动整合、解码运动意图来促使肌肉收缩和诱导神经可塑性；肌电控制功能性电刺激（electromyography–controlled functional electrical stimulation, EMG–FES）则通过表面肌电电极采集患者患侧或健侧肌肉的肌电信号，提取肌肉激活程度和运动意图特征，以此实时调节电刺激参数，当患者试图主动收缩肌肉时，系统会自动触发刺激辅助肌肉完成收缩。目前闭环控制系统已有多项临床实践，例如基于运动想象的脑机接口（motor imagery based brain–computer interface, MI–BCI）控制的FES系统已广泛用于脑卒中康复的运动和功能恢复[23,25]。不仅如此，现代控制算法的突破进一步提升了闭环FES的抗疲劳性和运动保真度，尤其适用于存在严重运动功能障碍的患者。Herrera–Arcos等[26]开发的闭环光遗传FES系统利用功能光刺激调控肌肉收缩，其力量调节范围超过320%，且肌肉疲劳抗性显著优于传统FES。相较于开环FES系统，闭环控制系统能够根据实时运动状态调整强度与刺激时机，模拟生理性运动单位募集模式，从而实现个体化的自适应调控[27]，见图2。Ajiboye

等[28]通过将植入式FES与BCI联合，使四肢瘫痪患者恢复了自主抓握功能，成功率高达80%～100%，且植入2年后患者可完成自主进食。Sebastian–Romagosa等[21]研究表明，BCI–FES组患者上肢Fugl–Meyer评分较对照组提高4.68分（P<0.001），闭环FES结合虚拟现实训练可显著降低腕部痉挛程度，改良Ashworth评分降低0.72分（P<0.001）。此外，Mukaino等[25]开发了一种基于BCI控制的神经肌肉电刺激器，对脑卒中患者进行案例研究以检验BCI在脑卒中治疗中的有效性，结果表明，使用BCI控制的FES进行康复训练可诱导皮质可塑性并促进功能恢复。国内一项随机对照试验[29]证实，BCI康复训练可使上肢Fugl–Meyer评分额外提高3.35分，且不良事件发生率与传统康复无显著差异。尽管闭环FES系统疗效显著，但设备成本高及操作流程复杂等现实问题，限制了其在社区和家庭的推广应用。

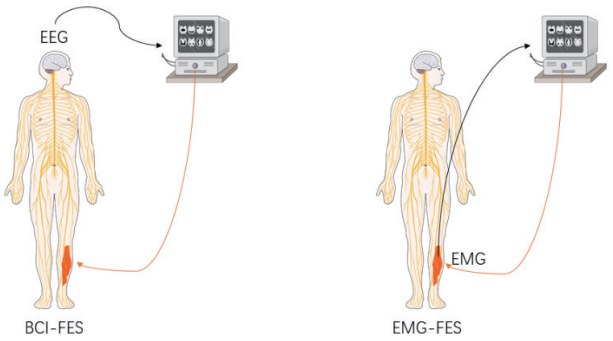


图1 闭环FES系统示意

注：EEG为脑电图；EMG为肌电图；BCI–FES为脑机接口控制功能性电刺激；EMG–FES为肌电控制功能性电刺激。

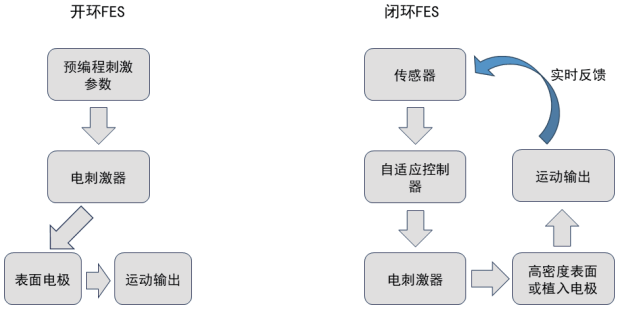


图2 开环FES与闭环FES对比

注：FES为功能性电刺激。

2.5 小结

当前关于FES不同刺激方式与控制策略的临床证据已形成初步共识，各类技术在侵入性、机制特性、成本效益及操作复杂度上各有侧重，临床实践中应当根据患者病情、经济承受能力与医疗机构技术条件等多方面进行考虑，见表1。表面FES凭借非侵入性、操作简便、耐受性好等优势，已成为脑卒中后足下垂临床常用干预方案，其临床有效性与安全性已获多项系统评价与队列研究[15,30]证实，是早期康复与家庭康复的首选方案。植入式FES在刺激精准度、深层肌肉激活与长期干预稳定性上的优势已在小样本临床研究[15]中得到验证，但作为有创操作，存在手术相关感染风险与刺激位置不可调整的缺陷，限制了临床普及。闭环FES系统相较开环系统在步态动态调控及运动功能改善上的优势已获初步证据支持，基于肌电、惯性传感器的闭环系统可显著提升干预精准度，其中BCI联合FES的康复效果已获多项随机对照试验[20,23,29,31]证实，但目前闭环系统的临床转化仍存在设备成本较高及操作维护复杂等难题，且以往多数研究仍停留在实验室阶段，缺乏大样本、多中心长期临床数据支撑[27]。整体而言，不同FES方案的选择需结合患者病程、病情严重程度和医疗条件个体化制定，未来需进一步开展头对头研究以明确不同方案的最佳适用人群。

3 FES改善脑卒中后足下垂的机制

3.1 神经肌肉激活与闭环反馈控制

目前FES改善足下垂的机制尚未完全明晰，部分观点认为FES能借助电脉冲直接激活靶肌肉的运动神经元，募集运动单位，以此改善踝背屈肌群的活动能力，减少肌肉萎缩[32]。FES核心机制包括动态参数适配、多通道协同刺激以及强化感觉反馈。例如，闭环控制系统会实时采集步态周期里的运动学或动力学数据，如踝关节角度、地面反作用力等，据此动态调整刺激时间与强度。Dong等[33]提出了一种混合自适应FES策略，通过速度自适应模块与迭代学习控制相结合，使患者踝关节背屈角度和步态对称性均有所提升。因为脑卒中后足下垂患者不仅涉及胫骨前肌无力，踝跖屈肌群的功能也很关键，所以可对多组肌群进行同步刺激来提高踝关节稳定性，以减少代偿性步态[33–34]。强化感觉反馈

表 1 各类 FES 技术的横向对比

	刺激方式		控制策略	
	表面 FES	植入式 FES	开环 FES	闭环 FES
侵入性	无创	有创	多为无创	无创/有创
反馈调节	无	无	无	有
抗疲劳性	较差	中等	较差	较好
设备成本	低	高	低 ~ 中	高
操作难度	低	高	低 ~ 中	中 ~ 高
适用人群	轻中度患者、早期及家庭康复	重度患者、长期康复	轻中度患者、单一任务康复	中重度患者、严重功能障碍
证据级别	随机对照试验/荟萃分析	小样本/病例	随机对照试验/荟萃分析	随机对照试验（样本量有限）
代表性文献	郭双辉等[7]；da Cunha 等[10]；Marquez–Chin 等[15]；Sousa 等[22]；Matsumoto 等[24]；中华医学会神经病学分会等[30]	Alnajjar 等[8]；Marquez–Chin 等[15]；Khan 等[23]	郭双辉等[7]；da Cunha 等[10]；Khan 等[23]；Matsumoto 等[24]	Biasiucci 等[20]；Sebastian–Romagosa 等[21]；Khan[23]；Mukaino 等[25]；Herrera–Arcos 等[26]；González–Graniel 等[27]；Wang 等[29]

注：FES 为功能性电刺激。

主要体现在刺激信号经本体感觉通路上传至中枢神经系统，提高运动–感觉整合，以优化运动计划和执行[18,35]。例如，对称性对侧控制 FES 依靠同步健侧与患侧运动意图，提升患侧皮质的活动性和半球间同步性[36]。

3.2 神经可塑性与中枢重组

FES 亦能诱导中枢神经系统产生适应性变化，促进神经可塑性，从而改善脑卒中患者长期运动功能。脑卒中后运动恢复依赖于神经可塑性和大脑重组。运动皮层的体感输入对于运动学习和控制至关重要，并且在运动恢复过程中起着关键作用。首先，FES 可通过调控Ⅰa 类肌纤维传入神经通路的信号上行传导，介导运动皮质区域的可塑性重构过程[37–38]。运动皮层对体感信息的整合处理是运动神经环路形成的重要基础，其主要通过激活并募集突触运动神经元和运动反射来增加皮质运动通路的兴奋性[38–40]。Xu 等[36]发现对称性对侧控制 FES 可以明显增加患侧运动相关区域的 α 节律事件相关去同步化，提示大脑皮质活动增强。其次，重复性 FES 训练可通过长时程增强效应，强化脊髓–皮质间突触连接，改善运动指令的传递效率[40]。闭环刺激结合任务导向性训练，可强化大脑信号与特定运动任务的关联，进而促进运动学习[23]。有研究[37,40–41]表明，FES 也可通过增加局部血流量和脑源性神经营养因子（brain–derived neurotrophic factor, BDNF）分泌，减少卒中后炎症反应，从而保护神经元免受继发性损伤。

3.3 肌肉协同作用与疲劳管理

肌肉疲劳是影响 FES 疗效常见且不容忽视的因素。基于肌肉协同的 FES 策略通过模拟生理性运动模式，以协同刺激优化、异步闭环控制及调节能量代谢等方式来减少能量消耗与肌肉疲劳。肌肉协同理论认为，中枢神经系统通过模块化控制多块肌肉的协同收缩,以少量低维度的肌肉协同模块组合生成各类复杂运动模式，从而大幅降低神经控制计算负荷，同时保障了运动的协调性和生物力学效率。Bala 等[32]开发的基于肌肉协同的 FES 模式，可通过调节刺激波形斜率，减少肘屈肌的疲劳积累，同时维持关节运动范围。多通道交替刺激如胫骨前肌与腓肠肌分时激活可分散运动单位负荷，延缓疲劳。Downey 等[42]研究证明闭环异步刺激系统可使下肢功能性运动时间延长，同时降低轨迹跟踪误差。亦有研究[41,43]发现，FES 可通过改善葡萄糖的利用，优化肌肉能量代谢。Sun 等[44]提出了一种基于粒子群优化–比例积分微分模型的控制器，可通过自适应调节脉冲宽度，减少无效能量消耗，延长骑行训练时间。

3.4 小结

目前 FES 改善脑卒中后足下垂的 3 大核心机制已形成基础研究与临床研究的双向证据支撑,见表

2，其中，神经肌肉靶向激活纠正足下垂步态的即时效应已达成广泛共识，通过靶向刺激腓总神经与胫前肌群诱导踝背屈、纠正摆动相足下垂的作用机制已获大量运动学研究[33,45]证实，结合闭环反馈控制可进一步优化步态对称性与踝关节活动度，其临床疗效已形成中高级别证据。FES固有的肌肉疲劳特性，是限制其疗效的主要瓶颈。肌肉协同与疲劳管理相关机制研究为解决FES的临床核心痛点提供了新的思路，已有研究[32]表明，基于肌肉协同理论的刺激模式可显著延缓肌肉疲劳及延长有效干预时间。但相关研究多为小样本探索性试验，证据强度有限，仍需大样本临床试验进一步验证其长期临床效益。

表2 FES改善脑卒中后足下垂的3大机制及其研究证据

机制分类	核心作用途径	基础研究证据	临床研究证据
神经肌肉激活与闭环反馈控制	电脉冲直接兴奋靶肌肉运动神经元并募集运动单位；闭环系统实时采集步态参数，动态调控刺激输出；多肌群协同刺激增强踝周稳定性；本体感觉传入强化感觉–运动整合	Bickel等[19]；González–Graniel等[27]；刘加鹏等[34]	Matsumoto等[24]；Dong等[33]；Xu等[36]
神经可塑性与中枢重组	重复性外周电刺激经Ia类传入纤维上行投射，诱导运动皮层兴奋性改变；长时程增强效应强化突触连接效率；任务导向性训练促进运动学习	Bao等[37]；Chipchase等[38]；Carson等[40]	Biasiucci等[20]；Khan等[23]；Xu等[36]；Pan等[39]
肌肉协同作用与疲劳管理	依据肌肉协同理论优化刺激模式，模拟生理性运动单位募集规律；多通道交替刺激分散单块肌肉负荷；自适应控制算法调节能量代谢效率。	Bala等[32]；Luo等[41]；Peckham等[43]；Sun等[44]	Bala等[32]；Downey等[42]；Sun等[44]

注：FES为功能性电刺激。

4 FES在改善足下垂方面的参数设定及临床应用

4.1 参数设定

FES的治疗效果在很大程度上取决于刺激参数的精确设定。关键参数主要包括刺激频率（通常为20～50 Hz）、脉冲宽度（通常为100～400 μs）、刺激强度（通常为0～100 mA）及触发时机（如步态周期中摆动相）[15,41]。然而，临床上参数的“一刀切”设定往往导致效果不佳或肌肉快速疲劳。适宜的刺激强度应是能诱导明确的踝背屈动作但不引起明显的不适，过强刺激虽可增加背屈角度，但会加速肌肉疲劳，反而降低单次训练的有效时长。在实际临床操作中，建议对每例患者进行至少2次参数优化调整，每次调整后观察5～10 min步态表现，记录最佳刺激参数组合，并定期（如每2周）复评以应对患者神经功能恢复带来的阈值变化。近些年相关研究[23,46–47]愈发重视闭环反馈系统的重要性，其自适应调节参数的特点，使其更适用于复杂的实际环境。

4.2 临床应用

在临床应用时，FES设备要依据患者病程、病情严重程度以及可获取性来选择与调整。表面FES因具有非侵入性且成本低的特点成为首选，适用于轻中度足下垂患者，不过其疗效或许相对有限。例如，da Cunha等[10]的Meta分析显示，单纯开环FES对步速改善效果有限，但与物理治疗联合应用时，其在改善步态速度方面效果更显著。植入式刺激器适用于长期康复的患者，条件是目标肌肉仍存在完整的运动神经元，同时要权衡手术风险[48]。与传统的康复运动与踝足矫形器（ankle–foot orthosis, AFO）相比，闭环FES在改善脑卒中后足下垂方面不仅具有等效的即时步态矫正效果，更能通过神经可塑性机制带来长期的主动功能获益。Bethoux等[49]开展了一项多中心随机对照试验，纳入了495例慢性脑卒中患者，结果显示经过6个月的干预后，FES组与AFO组在10 m步行测试的改善幅度上无显著差异，但FES组在卒中影响量表复合评分、改良埃默里功能性步行剖面总分以及Berg平衡量表评分方面均有显著改善，提示FES在功能性移动和平衡能力上具有潜在优势。在联合干预方面，FES与作业疗法联用可明显提升Fugl–Meyer评分（MD=9.04）以及日常生活能力，FES联合物理治疗亦可明显改善步态速度[10,50]。未来计算机视觉系统与基于人工智能的控制算法的结合也会使FES系统的控制更为精准[27]。

长时间应用FES和早期康复介入，可有效地引导患侧肢体形成符合正常运动规律的步态模式。这

种干预策略借助神经肌肉通路重塑机制，可提升脑卒中后偏瘫患者的肢体运动控制能力，促进其日常生活活动的自主性恢复，最终达成降低因运动功能障碍所致残疾发生率这一临床目标[51]。需要注意的是，长期使用FES需关注患者依从性以及疲劳管理。有研究[52]显示，对使用FES设备的足下垂患者进行12个月随访，发现FES组的步行速度较基线显著提高（FES组从0.73 m/s提升至0.79 m/s，AFO组从0.62 m/s提升至0.73 m/s），且步速维持率也有所提高，但是因较高的退出率或许会对研究结果的判断产生影响。同时针对FES刺激易产生肌肉疲劳的特性，可以借助异步刺激的闭环控制器来分时激活下肢各个肌群，使得功能性运动时间得以延长，同时轨迹跟踪误差得以降低[42]。不仅如此，未来的刺激策略应当积极覆盖肌肉协同驱动的自适应刺激算法以及光遗传学技术，以此实现更高的精度以及抗疲劳性[26,32]。

4.3 小结

经过半个多世纪的技术迭代和临床实践探索，FES的临床治疗价值与核心参数的基础设置原则已在神经康复领域形成了明确的学界共识，但针对不同病程分期及功能缺损严重程度患者的个体化参数适配方案，目前仍未形成统一的金标准，这也是当前该技术临床规范化应用最核心的争议焦点。临床应用方面，表面FES联合常规康复训练可显著改善脑卒中后足下垂患者的主动踝背屈角度、步速与平衡能力，已获多项Meta分析与多中心随机对照研究的高级别证据支持[10]，但关于FES的最佳治疗时长、康复介入时机仍存在争议。亚急性期早期介入的功能获益已获部分研究[24]证实，而慢性期患者的长期疗效仍需更多大样本长期随访数据支撑。关于FES联合作业治疗、物理治疗、经颅直流电刺激等多模态方案的康复效果优于单一干预，当前已形成初步证据共识[50]，但不同联合方案的最佳组合模式、剂量配比与协同作用机制仍需进一步深入研究，同时家庭康复场景下的FES应用规范与远程管理体系也亟待完善。

5 总结与展望

FES作为一种主动神经康复技术，可靶向激活腓总神经以及胫前肌群，再结合中枢神经可塑性机制，在改善脑卒中后足下垂患者的步态对称性、踝关节活动度以及步行能力方面呈现出一定优势。研究[14–15,38]显示，FES可以依靠电脉冲直接诱导肌肉收缩来矫正足下垂步态，还可凭借长期干预促使皮质脊髓束突触重塑以及运动皮层功能重组。与康复运动、矫形器等传统康复手段相比，FES在提高步速、降低痉挛以及改善动态平衡性方面更有优势，且联合常规物理治疗或作业疗法可提升疗效。然而当前研究还存在一定局限性，例如：大部分临床试验样本量比较小，长期随访所得到的数据不够充分，参数设定缺少统一标准，如刺激频率、强度以及触发时机的个体化适配方面依旧需要优化。另外，闭环控制系统虽然在实验室中表现可圈可点，但其临床转化受到设备复杂性和成本高昂的限制。随着现代科学的不断发展，基于人工智能算法和实时生物反馈的闭环系统以及FES结合人工智能、经颅磁刺激、光遗传学技术的多模态干预将成为主流，这会极大发掘FES系统的潜力，为脑卒中后足下垂患者提供更有效且更智能的康复方案。

虽然现有大量证据证明FES在脑卒中后足下垂康复中有明确的治疗价值，但从临床试验走向大规模实际应用仍面临诸多挑战。

在支付层面，目前多数地区仅将院内FES治疗项目有限纳入医保支付范畴，家用便携式FES设备尚未被纳入医保报销目录，高额的自费成本大幅降低了患者长期使用的依从性，尤其限制了慢性期患者持续康复的可及性，未来可通过多中心、大样本研究积累FES的卫生经济学证据，推动医保部门建立分层、分类的支付政策，将院内规范治疗与居家长期康复设备按患者病程与功能缺损程度分级纳入保障范围。

在用户操作方面，患者及家属普遍缺乏系统化的设备使用培训，出院后易因电极定位不准、刺激强度失当等问题导致疗效下降或设备闲置，因此康复机构应建立涵盖治疗师、患者及家庭成员的标准化培训流程，并辅以远程随访与定期复训机制。

在设备维护环节，现有FES系统尤其是闭环装置的模块化程度低、维修网点稀缺，家用FES设备的售后维护多集中于一、二线城市，基层医疗机构

缺乏设备校准、故障维修以及硬件升级调试的能力，设备耐用性不足及维护成本高的问题进一步制约了其在社区与家庭康复场景的推广。未来研发方向应倾向于易更换、可自检的模块化设计，同时推广设备租赁与上门维护服务，以便完善FES的全链路康复体系。

此外，针对多学科协作与分级康复服务模式不健全及基层缺乏专业团队支撑的问题，可制定国家级FES临床应用指南与分级培训体系，针对临床医师、康复治疗师、患者及家属开展阶梯式、可推广的规范化培训，并且开发基于物联网的远程监控平台，打通院内治疗向居家康复的衔接壁垒，使FES真正惠及广大脑卒中后足下垂患者。

利益冲突：作者声明没有利益冲突。

[参 考 文 献]

[1] GBD 2023 Disease and Injury and Risk Factor Collaborators. Burden of 375 diseases and injuries, risk-attributable burden of 88 risk factors, and healthy life expectancy in 204 countries and territories, including 660 subnational locations, 1990-2023: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2023 [J]. Lancet, 2025, 406(10513): 1873-1922.

[2] 《中国脑卒中防治报告2021》编写组, 王陇德.《中国脑卒中防治报告2021》概要 [J]. 中国脑血管病杂志, 2023, 20(11): 783-793.

[3] 国家心血管病中心, 中国心血管健康与疾病报告编写组, 胡盛寿. 中国心血管健康与疾病报告2023概要 [J]. 中国循环杂志, 2024, 39(7): 625-660.

[4] 王亚楠, 吴思缈, 刘鸣. 中国脑卒中15年变化趋势和特点 [J]. 华西医学, 2021, 36(6): 803-807.

[5] 宋子伟, 张梅, 王志会, 等. 大数据背景下的脑卒中疾病负担研究方法概述 [J]. 中华流行病学杂志, 2021, 42(9): 1695-1699.

[6] Scrivener K, Dorsch S, McCluskey A, et al. Bobath therapy is inferior to task-specific training and not superior to other interventions in improving lower limb activities after stroke: a systematic review [J]. J Physiother, 2020, 66(4): 225-235.

[7] 郭双辉, 张玉梅. 英国国家卒中临床指南2023版要点及解读：康复 [J]. 中国卒中杂志, 2023, 18(12): 1370-1382.

[8] Alnajjar F, Zaier R, Khalid S, et al. Trends and technologies in rehabilitation of foot drop: a systematic review [J]. Expert Review of Medical Devices , 2021, 18(1): 31-46.

[9] Johnston T E, Keller S, Denzer-Weiler C, et al. A clinical practice guideline for the use of ankle-foot orthoses and functional electrical stimulation post-stroke [J]. Journal of Neurologic Physical Therapy , 2021, 45(2): 112-196.

[10] da Cunha M J, Rech K D, Salazar A P, et al. Functional electrical stimulation of the peroneal nerve improves post-stroke gait speed when combined with physiotherapy. A systematic review and meta-analysis [J]. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, 2021, 64(1): 101388.

[11] 张通, 赵军, 李雪萍, 等. 中国脑血管病临床管理指南（第2版）（节选）：第8章 脑血管病康复管理 [J]. 中国卒中杂志, 2023, 18(9): 1036-1048.

[12] Sharififar S, Shuster J J, Bishop M D. Adding electrical stimulation during standard rehabilitation after stroke to improve motor function. A systematic review and meta-analysis [J]. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, 2018, 61(5): 339-344.

[13] 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.

[14] Sheffler L R, Chae J. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation [J]. Muscle & Nerve, 2007, 35(5): 562-590.

[15] 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: 34.

[16] Kapadia N, Moineau B, Popovic M R. Functional electrical stimulation therapy for retraining reaching and grasping after spinal cord injury and stroke [J]. Front Neurosci, 2020, 14: 718.

[17] Milosevic M, Marquez-Chin C, Masani K, et al. Why brain-controlled neuroprosthetics matter: mechanisms underlying electrical stimulation of muscles and nerves in rehabilitation [J]. BioMedical Engineering OnLine, 2020, 19: 81.

[18] Cheung V C K, Niu C X M, Li S, et al. A novel FES strategy for poststroke rehabilitation based on the natural organization of neuromuscular control [J]. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, 2019, 12: 154-167.

[19] Bickel C S, Gregory C M, Dean J C. Motor unit recruitment during neuromuscular electrical stimulation: a critical appraisal [J]. European Journal of Applied Physiology, 2011, 111: 2399-2407.

[20] Biasiucci A, Leeb R, Iturrate I, et al. Brain-actuated functional electrical stimulation elicits lasting arm motor recovery after stroke [J]. Nat Commun, 2018, 9: 2421.

[21] Sebastian-Romagosa M, Cho W, Ortner R, et al. Brain computer interface treatment for motor rehabilitation of upper extremity of stroke patients: a feasibility study [J]. Front Neurosci, 2020, 14: 591435.

[22] Sousa A S P, Moreira J, Silva C, et al. Usability of functional electrical stimulation in upper limb rehabilitation in post-stroke patients: a narrative review [J]. Sensors, 2022, 22(4): 1409.

[23] Khan M A, Fares H, Ghayvat H, et al. A systematic review on functional electrical stimulation based rehabilitation systems for upper limb post-stroke recovery [J]. Front Neurol, 2023, 14: 1272992.

[24] Matsumoto S, Shimodozono M, Noma T, et al. Effect of functional electrical stimulation in convalescent stroke patients: a multicenter, randomized controlled trial [J]. J Clin Med, 2023, 12(7): 2638.

[25] Mukaino M, Ono T, Shindo K, et al. Efficacy of brain-

computer interface–driven neuromuscular electrical stimulation for chronic paresis after stroke［J］. J Rehabil Med, 2014, 46(4): 378–382.
［26］Herrera–Arcos G, Song H, Yeon S H, et al. Closed–loop optogenetic neuromodulation enables high–fidelity fatigue–resistant muscle control［J］. Sci Robot, 2024, 9(90): eadi8995.
［27］González–Graniel E, Mercado–Gutierrez J A, Martínez–Díaz S, et al. Sensing and control strategies used in FES systems aimed at assistance and rehabilitation of foot drop: a systematic literature review［J］. J Pers Med, 2024, 14(8): 874.
［28］Ajiboye A B, Willett F R, Young D R, et al. Restoration of reaching and grasping movements through brain–controlled muscle stimulation in a person with tetraplegia: a proof–of–concept demonstration［J］. Lancet, 2017, 389(10081): 1821–1830.
［29］Wang A, Tian X, Jiang D, et al. Rehabilitation with brain–computer interface and upper limb motor function in ischemic stroke: a randomized controlled trial［J］. Med, 2024, 5(6): 559–569，e4.
［30］中华医学会神经病学分会, 中华医学会神经病学分会神经康复学组, 中华医学会神经病学分会脑血管病学组, 等. 中国脑卒中早期康复治疗指南［J］. 中华神经科杂志, 2017, 50(6): 405–412.
［31］Zhang H, Jiao L, Yang S, et al. Brain–computer interfaces: the innovative key to unlocking neurological conditions［J］. Int J Surg, 2024, 110(9): 5745–5762.
［32］Bala S, Vishnu V Y, Joshi D. Muscle synergy–based functional electrical stimulation reduces muscular fatigue in post–stroke patients: a systematic comparison［J］. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2023, 31: 2858–2871.
［33］Dong Y, Wang K, He R, et al. Hybrid and adaptive control of functional electrical stimulation to correct hemiplegic gait for patients after stroke［J］. Front Bioeng Biotechnol, 2023, 11: 1246014.
［34］刘加鹏, 王卫宁, 梁思捷, 等. 多通道功能性电刺激踏车训练对脑卒中患者步行功能的影响［J］. 中国康复医学杂志, 2021, 36(2): 182–185.
［35］Langhorne P, Coupar F, Pollock A. Motor recovery after stroke: a systematic review［J］. The Lancet Neurology, 2009, 8(8): 741–754.
［36］Xu R, Zhang H, Zhao X, et al. Symmetrical contralaterally controlled functional electrical stimulation enhanced cortical activity and synchronization of stroke survivors［J］. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2023, 31: 2287–2295.
［37］Bao S C, Khan A, Song R, et al. Rewiring the lesioned brain: electrical stimulation for post stroke motor restoration［J］. Journal of Stroke, 2020, 22(1): 47–63.
［38］Chipchase L S, Schabrun S M, Hodges P W. Peripheral electrical stimulation to induce cortical plasticity: a systematic review of stimulus parameters［J］. Clinical Neurophysiology, 2011, 122(3): 456–463.
［39］Pan L L H, Yang W W, Kao C L, et al. Effects of 8–week sensory electrical stimulation combined with motor training on EEG–EMG coherence and motor function in individuals with stroke［J］. Scientific Reports, 2018, 8: 9217.
［40］Carson R G, Buick A R. Neuromuscular electrical stimulation–promoted plasticity of the human brain［J］. The Journal of Physiology, 2021, 599(9): 2375–2399.
［41］Luo S, Xu H, Zuo Y, et al. A review of functional electrical stimulation treatment in spinal cord injury［J］. NeuroMolecular Medicine, 2020, 22: 447–463.
［42］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 Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2015, 23(6): 1117–1127.
［43］Peckham P H, Knutson J S. Functional electrical stimulation for neuromuscular applications［J］. Annual Review of Biomedical Engineering, 2005, 7: 327–360.
［44］Sun M, Cheng F, Wang T, et al. Modeling and control of functional electrical stimulation cycling training system［J］. Sci Rep, 2025, 15: 6452.
［45］Xu S, Li C, Wei C, et al. Closed–loop wearable device network of intrinsically–controlled, bilateral coordinated functional electrical stimulation for stroke［J］. Adv Sci (Weinh), 2024, 11(17): 2304763.
［46］Nicolas–Alonso L F, Gomez–Gil J. Brain computer interfaces, a review［J］. Sensors, 2012, 12(2): 1211–1279.
［47］Dong H, Hou J, Song Z, et al. An adaptive reflexive control strategy for walking assistance system based on functional electrical stimulation［J］. Front Neurosci, 2022, 16: 944291.
［48］Tigra W, Dali M, William L, et al. Selective neural electrical stimulation restores hand and forearm movements in individuals with complete tetraplegia［J］. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2020, 17: 66.
［49］Bethoux F, Rogers H L, Nolan K J, et al. The effects of peroneal nerve functional electrical stimulation versus ankle–foot orthosis in patients with chronic stroke: a randomized controlled trial［J］. Neurorehabilitation and Neural Repair, 2014, 28(7): 688–697.
［50］Sun M, Jiang C, Zhang J, et al. Meta–analysis of functional electrical stimulation combined with occupational therapy on post–stroke limb functional recovery and quality of life［J］. Cerebrovasc Dis, 2024, 53(6): 743–752.
［51］周键, 张波, 顾楠楠, 等. 不同次数功能性电刺激对老年脑卒中后偏瘫患者步行能力、MAS 评分的影响［J］. 中国老年学杂志, 2021, 41(1): 25–27.
［52］Renfrew L M, Paul L, McFadyen A, et al. The clinical– and cost–effectiveness of functional electrical stimulation and ankle–foot orthoses for foot drop in Multiple Sclerosis: a multicentre randomized trial［J］. Clin Rehabil, 2019, 33(7): 1150–1162.