

doi: 10.3969/j.issn.1674-1242.2026.03.030

有限元法在电刺激领域中的研究进展

母广洋^{1,2}, 黄潇楠², 蔡孟成², 麦婷婷², 王 喆², 方凡夫^{2*}(1. 上海理工大学 健康科学与工程学院, 上海 200093; 2. 海军军医大学第一附属医院
康复医学科, 上海 200433)

【摘要】电刺激技术已广泛应用于中风、帕金森病、慢性疼痛及神经康复等领域,但体内电场检测技术局限阻碍对其电生理机制的精细化研究与进一步的技术升级。基于有限元法(finite element method, FEM)构建的高分辨率生物物理模型,为电刺激的作用机制解析与参数优化提供变革性工具。本综述系统梳理了基于FEM的不同类型的电刺激[包括脑深部电刺激(deep brain stimulation, DBS)、脊髓电刺激(spinal cord stimulation, SCS)、经颅直流电刺激(transcranial direct current stimulation, tDCS)、经皮神经电刺激(transcutaneous electrical nerve stimulation, TENS)]在疾病机制解析、设备参数优化及个体化治疗设计中的最新研究进展。

【关键词】有限元法; 电刺激; 侵入式电刺激; 非侵入式电刺激

【中图分类号】R454.1

【文献标志码】A

文章编号: 1674-1242 (2026) 03-0157-10

Research progress of the finite element method in the field of electrical stimulation

MU Guangyang^{1,2}, HUANG Xiaonan², CAI Mengcheng², MAI Tingting², WANG Zhe², FANG Fanfu^{2*}(1. School of Health Science and Engineering, Shanghai University of Technology, Shanghai 200093, China; 2. Department of
Rehabilitation Medicine, The First Affiliated Hospital of the Naval Medical University, Shanghai 200433, China)

【Abstract】Electrical stimulation technology has been widely applied in fields such as stroke, Parkinson's disease, chronic pain and neurorehabilitation. However, the limitations of in vivo electric field detection technology hinder the refined research on its electrophysiological mechanism and further technological upgrades. Based on the finite element method (FEM), high-resolution biophysical models can be constructed, providing a transformative tool for analyzing the mechanism of electrical stimulation and optimizing stimulation parameters. This review systematically summarizes the latest research progress of various types of electrical stimulation based on FEM (including deep brain stimulation (DBS), spinal cord stimulation (SCS), transcranial direct current stimulation (tDCS), and transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS)) in the analysis of disease mechanisms, optimization of equipment parameters, and individualized treatment design.

【Key words】Finite element method; Electrical stimulation; Invasive electrical stimulation; Non-invasive electrical stimulation

电刺激疗法是借助外源性电流作用于人体组织,实现调节机体生理机能或改善疾病的一种临床常用技术手段。根据其作用部位与治疗目的的不同,可分为脑深部电刺激(deep brain stimulation, DBS)、脊髓电刺激(spinal cord stimulation, SCS)、经颅直流电刺激(transcranial direct current stimulation, tDCS)和经皮神经电刺激(transcutaneous electrical nerve stimulation, TENS)等多种形式。侵入式电刺

激,如DBS向丘脑底核特定靶区施加电流刺激,能有效改善帕金森等神经系统疾病的异常运动症状^[1]; SCS通过硬膜外电极介导释放电流刺激,实现抑制疼痛信号传导的作用,可用于包括癌痛在内慢性疼痛管理^[2]。TENS和tDCS作为非侵入性电刺激的代表,常通过体表贴片介导向治疗部位施加电流调控,故其安全风险更低,在疼痛缓解、运动功能改善等领域具备较好的应用价值^[3-4]。

收稿日期: 2025-07-10。

基金项目: 国家卫健委项目(SZ2024HL010)。

作者简介: 母广洋, 硕士研究生, 研究方向: 康复工程。

通信作者: 方凡夫, 副教授, 硕士生导师, 研究方向: 康复医学。E-mail: fangfanfu@126.com。

电刺激疗法的有效性已得到大量临床试验验证,但其发展仍面临诸多难点。主要表现为:(1)由于现有检测技术的限制,该领域研究还不能实现电刺激下的体内电物理场分布检测^[5];(2)电刺激参数设置尚未形成量化标准,如刺激频率、强度和部位等实操参数严重依赖临床医师的实操经验;(3)基于传统临床试验的研究方案周期长、成本高。以上因素导致电刺激的作用机制解析较为困难,不利于其标准化推广应用。

有限元法(finite element method, FEM)为电刺激疗法的机制探索与参数优化提供了新的解决方案。

其核心思想是将复杂连续体拆分为有限数量的离散微小单元,并对特定单元赋予相应的物理特性参数,通过近似模拟求解的方式实现对人体三维组织内部电物理场分布的精准预测^[6]。借助该技术手段,可获知各类电刺激条件下组织内部的电物理响应信息^[7],其与其他解决方案[如边界元法(boundary element method, BEM)、物理体模实验、动物实验等]的对比见表1。综合来看, FEM 方案具有经济成本低、计算精度高、场景适配性强等优势,能较好满足电刺激的内部电物理场相关研究的需求。

表1 电刺激内部电学信息获取方案汇总表

方法	核心特点	优势	局限性
FEM	对整体离散求解	适用于复杂异质结构内部问题求解; 精准度高	时间成本高于BEM; 经济成本低
BEM	仅对求解域边界离散求解	计算效率高; 适用于边界问题求解	不适用于复杂异质结构内部问题求解; 经济成本低
物理体模实验	利用导电材料拟合人体组织并植入电极方式测量电学参数(电压、电流等)	模型制作与实验可控性高	模型难以复现实际人体复杂生理结构; 制作成本较高; 检测指标受限
动物实验	在动物体内植入电极测量电学参数(电压、电流等)	能反映真实生物组织在电刺激下的物理特性	可检测指标受限; 投入成本高; 伦理限制; 实验难度大; 存在物种差异
解析法	物理数学公式推导	计算简便, 适用于简单、理想条件下的问题分析	不适用于复杂异质结构内的问题求解

注: FEM: 有限元法; BEM: 边界元法。

FEM 技术已成为电刺激疗法研究领域的重要工具,基于 FEM 技术构建的拟合人体解剖学与电生理学特性的模型,在电刺激疗法的刺激方案调整、作用机制探究与精准刺激等领域已取得诸多研究成果。本文通过对 FEM 电刺激模型最新研究进行系统性梳理与综述,归纳总结其对电刺激疗法的实践指导与技术理论补充的核心价值,并对多学科交叉创新背景下的电刺激未来研究趋势进行展望。

1 不同侵入性电刺激中的 FEM

侵入性电刺激,即利用植入式电极对人体受损组织部位进行电流调控的技术手段。根据不同治疗目的,其又可分为 DBS、SCS、心脏起搏器和人工耳蜗等^[8]不同形式,但 FEM 技术在 DBS 和 SCS 中应用最为广泛。本小节重点介绍这 2 种侵入式电刺激模式的研究进展。

1.1 基于 FEM 的 DBS 研究

DBS 技术通过立体定向手术,将电极精准植入丘脑底核(subthalamic nucleus, STN)、苍白球内侧和尾状核等特定脑核团^[9],通过电极介导向上述组织施加规律脉冲刺激可抑制局部神经环路的异常电活

动,能显著改善神经疾病导致的运动障碍症状。DBS 已被美国食品药品监督管理局(U.S. Food and Drug Administration, FDA)批准用于帕金森病的治疗,在全球范围内有广大应用群体,其作用机制与刺激方案优化一直是该领域的研究重点,FEA 在其中发挥了不可替代的作用^[10]。

FEM 技术为评估 DBS 刺激参数对组织刺激作用提供了量化研究工具。激活组织体积(volume of tissue activated, VTA)反映了受电场激活脑组织的空间范围,是 DBS 仿真研究领域的核心量化指标^[11]。在 FEM 研究中, VTA 受电极结构、刺激强度、电极与组织界面状态及个体组织结构差异等多因素共同影响^[12]。

在该领域研究,通常以 0.2 V/mm 的电场阈值作为 VTA 的边界划分标准,该值与单极 DBS 的临床有效半径(2~5 mm)高度一致^[13-20]。Hemm 等^[14]最早提出基于电场等值线并与磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)配准的 VTA 可视化。Aström 等^[15]则构建患者特异性 FEM 模型,指出各向异性电导率、个体解剖结构对 VTA 分布有决定性影响。但

其指出 0.2 V/mm 电场等值线只能解释该值的组织边界,而不是受刺激影响的组织体积。Pereira 等^[16]验证了 0.1 V/mm 电场阈值模型与真实生理模型存在 49% 的激活差异,基于电场等值线的 VTA 并非模型优化的最优指标,但该研究中 VTA 的划分数值为 0.1 V/mm 而非广泛应用的 0.2 V/mm,这可能引起对后者数值划分稳定性的分歧。该研究进一步指明脑偏移导致的激活神经束空间位置偏移可达 2.8 ± 0.6 mm,补偿策略需结合术中力学补偿算法来改善。针对脑偏移问题,Li 等^[17]验证了术中超声辅助获取脑位移信息的可行性,为 DBS 术中电极植入导航提供了新思路。针对术后脑偏移问题,Johanna Kramme 等^[18]发现,通过对定向电极轴向横截面不同方向上的刺激强度的调整能有效补偿最多 1 mm 的电极错位。Lee 等^[19]研发的开源模型证明术后脑脊液扩散可导致局部电场的严重畸变,可使 VTA 最高偏移达 2.8 mm,提示术后脑偏移研究应增加对局部组织生理变化的关注。Nordin 等^[20]研究认为,构建 FEM 模型时不应忽视组织电导率的各项异性,简化假设可能导致 VTA 形态失真。Malaga 等^[21]也同样指出 VTA 形状受局部组织异质性影响显著,并揭示 DBS 最优刺激靶点可能位于 STN 背内侧,而非传统认为的 STN 腹外侧。

从神经调控角度分析,基于固定阈值设定的 VTA 研究方案忽略了刺激波形、频率、脉冲宽度等参数对神经激活的动态影响。近年来,为提高 FEM 预测结果的生理学解释力,逐渐有研究开始将 FEM 模型与神经元动力学模型(如 Hodgkin-Huxley 模型)耦合,形成新的多尺度建模方案。其研究思路是通过将 FEM 输出作为神经元模型输入,从目标神经组织的动态激活特性角度拓展了对 DBS 刺激作用的理解范围^[22]。然而,该研究方案的实操门槛与计算成本较高,导致相关研究数量相对较少;同时研究中神经元模型构建数目过少时,难以准确反应脑组织局部体积的激活问题,而大规模的神经元仿真则对研究者在神经网络的构建和计算机性能上有较高要求,因此,提升 FEM 建模效率是未来深层次研究需首要解决的问题。针对该核心需求,Fitzer 等^[23]从模型降阶角度展开探讨,对比发现 Krylov 子空间法能实现显著的计算效率提升,最大可将模型计算时间从 320 s 压缩至 0.24 s,大幅降低模型的时间成本,适用

于未来 FEM 发展对计算效率的核心需求。Golabek 等^[24]应用人工神经网络技术实现 DBS 神经纤维激活阈值的快速预测,与传统多室电缆模型相比,其计算效率可提升 4~5 个数量级。针对耦合模型在双向反馈设定中的不足,Fellner 等的研究实现了 FEM-神经元全耦合模型的构建,将神经元结构与电生理动力学方程直接嵌入 FEM 的计算框架,该方案能实现神经元与局部微环境的互动反馈,可极大提升研究结论的可信度^[25]。

1.2 基于 FEM 的 SCS 研究

SCS 是通过刺激脊髓背柱特定神经区域,调节神经信号转导用于治疗多种神经系统疾病的一项非药物干预技术。虽然 SCS 已在全球范围内应用广泛,但其长期疼痛缓解率仅达 58% 左右^[26-27],其植入方案和刺激参数设定仍有较大优化空间。而利用 FEM 技术可在术前预测不同电极植入位置与设定刺激参数刺激下的神经激活状况,为临床制订最佳植入路径和参数配置提供可靠的数据参考与指导,进而大幅降低患者的时间与经济成本及副作用风险。

随着医学影像技术的发展,研究者得以构建高度拟合人体的三维脊髓特异模型,并将其与有髓神经纤维动力学建模相结合。Solanes 等^[28]通过构建患者特异性脊髓 FEM 模型与患者实际临床数据对比证实,基于真实患者 MRI 数据构建的特异模型在刺激效果预测与参数敏感性分析方面明显优于传统广义模型。这一观点与 Lempka 等的研究结论相一致,特异性模型在预测不同直径的轴突激活阈值时,与临床观察结果一致性更高;该研究首次量化了不同刺激参数下背根纤维的激活阈值,相比于传统广义模型 50% 的误差率,特异性模型的误差率下降至 10%,该方案可用于术前治疗评估,进一步完善了 FEM 在 SCS 术前规划中的应用价值^[29]。未来,标准化特异性模型的自动化构建流程与定量神经功能结局及感觉/成像等客观测量的对接,将成为临床转化的重点方向。

在模型构建框架规范上,Khadka 等^[30]开发的开源模型可实现对人体 19 种异质组织结构的精细划分,大幅提升了对特定组织作用机制的解析能力,为后续相关研究的标准化和可复现性奠定了基础。Mirzakhali 等^[31]开发的优化框架,结合拉格朗日乘子法和光滑近似,显著提升了 FEM 在多参数刺激配

置空间的搜索效率,首次实现了多目标参数优化下的精准调控(增强目标神经募集、最小化无关神经激活),为临床医生提供了实用的个体化参数推荐工具。高精度开源模型搭配便捷刺激参数的优化工具,为非工科背景的临床操作人员使用 FEM 为 SCS 设备参数优化降低了门槛,同时有利于构建规范的仿真分析框架,为后续研究提供指引。

目前,SCS 主要用于抑制慢性顽固性疼痛,但有研究采用 FEM 技术推动其适应症向神经功能障碍等新兴领域延伸。Jantz 等基于猫的 MRI 数据建模,探究了 SCS 对脊髓损伤(spinal cord injury, SCI)后膀胱功能障碍阴部神经的选择性刺激效果,研究发现,SCS 通过电极位置调整特异性激活不同神经通路,可实现对膀胱功能的精准调控:头侧电极靶向激活阴部神经传入纤维,有效诱发控尿反射;尾侧电极协同激活盆腔与阴部传入纤维,增强排尿反射效率,而传入神经与传出神经间的显著激活阈值差异,为 SCS 刺激参数的设定提供了安全边界,可有效避免膀胱异常收缩的发生。基于计算模型的个体化电极定位策略,为 SCI 并发症的精准干预提供了理论与动物实验依据^[32]。Zander 等融合犬类脊椎精确几何信息与电导率参数构建模型,实现了电场-轴突-运动神经元的三重耦合,进而完成吸气肌激活的优化研究;研究发现,当采用 6 mm 电极接触长度搭配

12 mm 电极边缘间距的电极构造,并施加 7.5 mA 的三极刺激时,呼吸肌运动神经元招募量可从 37.5% 提升至 82.5%,提升幅度达 120%,这一研究有望为高位 SCI 导致的长期依赖呼吸机的呼吸肌麻痹患者提供治疗新方案^[33]。此两项研究突显了 FEM 技术对复杂神经调控效应的预测能力,其研究成果为进一步开展临床试验提供了数据支撑;同时结合动物数据的验证模式,能显著提高模型的可靠性,但未来仍需加强与真实临床数据的对接,以及对长期疗效的前瞻性验证,为 FEM 技术的临床转化提供支持。

尽管 SCS FEM 模型构建逐渐趋于规范,但部分研究在仿真参数设定(如电流强度 1 A^[30, 33-34])上远超实际临床参数,相关研究思路是通过单位化电流刺激设定,在 FEM 模型与神经元模型的信息传递中通过线性缩放将电场分布信息应用于神经纤维激活阈值的探寻。该方式虽在 SCS 准静态假设中成立,可有效提高激活阈值研究中的数据转化效率,但会忽略不同组织界面处的非线性变化,不适用于对模型非线性特性的研究,提示模型参数有待确立严格的执行范围,形成统一范式。此外,高分辨率且结构划分细致的开源模型虽推动了 SCS 相关机制研究的深度,但临床应用转化仍需系统的多中心真实患者数据验证,以进一步提升其临床适用性与可靠性。表 2 系统汇总了基于 FEM 技术在侵入性电刺激领域的研究。

表 2 基于 FEM 技术的侵入性电刺激研究

电刺激类型	作者(年份)	解剖模型	刺激参数	求解器	验证或校准	临床或科研价值
DBS	Åström 等 ^[15] (2009)	基于手术前后 MRI 的特异模型	电压刺激 -3.5 V (左)、-3.0 V (右); 90 (左)/60 (右) μ s, 145 Hz	COMSOL	电极位置准确性验证; 仿真与临床关联验证	0.2 V/mm 的 VTA 设定与患者的临床疗效具有一致性, 可用于术前指导
DBS	Jiang 等 ^[11] (2021)	基于患者 MRI-CT 融合的特异模型	电流刺激 5.5/5.25 mA	ANSYS	灰质电导率校准	强迫症治疗中, 临床疗效与患者 VTA-伏隔核的重叠正相关
DBS	Li 等 ^[17] (2020)	基于患者术前术中 CT 的特异模型	未提及	FEM	与术前术后 CT 数据对比	超声成像具备电极植入手术指导可行性
DBS	Kramme 等 ^[18] (2021)	软件内置	定向电极 1~5 mA 的电流刺激	Lead-DBS	未涉及	定向电极调控可有效补偿 1mm 以内的脑位移问题
DBS	Malaga 等 ^[21] (2021)	基于患者 MRI-CT 融合的特异模型	电压刺激 1.5~4.2 V	COMSOL	术前术后影像位置校正电导率校准	帕金森病人运动迟缓推荐刺激 STN 背侧边界, 强直推荐刺激 STN 后内侧
DBS	Golabek 等 ^[24] (2023)	各向同性均质立方体	电压刺激 10 V 以下 60~500 μ s	COMSOL+ NEURON	基于 5.7 μ m 有髓轴突多室电缆模型对比验证	FEM 结合神经网络可提升预测效率, 未来结合硬件有望实现实时仿真预测

续表

电刺激类型	作者 (年份)	解剖模型	刺激参数	求解器	验证或校准	临床或科研价值
SCS	Solanes 等 ^[28] (2021)	基于患者术前 MRI 的特异模型	300 μ s 矩形双相脉冲	COMSOL	有髓神经纤维模型传导速度验证; 仿真与临床结果对比验证	建议术中电极紧贴硬膜放置; 强直刺激时, 电极平行对齐放置可增强对左右皮区的覆盖
SCS	Lempka 等 ^[29] (2020)	基于患者术前 MRI-术后 CT 融合的特异模型	电压刺激 1 V 脉宽: 测试 60/210/300/450/1 000 μ s 50 Hz	COMSOL+ NEURON	阻抗校准; 神经模型与临床匹配验证	长脉宽可降低刺激阈值, 且更节能、舒适, 适用于低敏感患者
SCS	Mirzakhali 等 ^[31] (2023)	下胸段脊髓特异模型	单位电流 1 A 300 μ s	COMSOL	神经元多室模型激活阈值验证	提供高效的 SCS 参数分析框架
SCS	Zander 等 ^[33] (2021)	基于实验及文献数据构建的犬模型	1 A, 导线间距 0.0 ~ 3.0 mm, 触点长度 3/6 mm, 触点间距 1 ~ 12 mm	COMSOL	犬类活体实验验证	治疗呼吸肌功能障碍时, 推荐长电极片 (6 mm) 与大间距 (12 mm) 的刺激方案

注: FEM: 有限元法; DBS: 脑深部电刺激; VTA: 激活组织体积; MRI: 磁共振成像; STN: 丘脑底核; SCS: 脊髓电刺激。

2 不同非侵入性电刺激中的 FEM

非侵入电刺激,即一项仅通过体表贴片电极无创介导电流作用于人体,以实现神经调控作用的物理治疗技术。根据适用症的不同,非侵入电刺激又可分为 tDCS、TENS、功能性电刺激等类型;而 FEM 技术在 tDCS 和 TENS 领域得到广泛应用,因此,本小节重点对这 2 种电刺激研究进行探讨。

2.1 基于 FEM 的 tDCS 研究

tDCS 可通过 1 ~ 2 mA 弱电流刺激调节大脑神经元膜电位^[5],且存在明确的极性特异性:阳极刺激可增强神经元兴奋性;阴极刺激则可抑制神经元兴奋性。这一作用机制可能涉及离子通道调控、突触可塑性及神经网络调控。基于这一特性,tDCS 在精神疾病、神经康复^[35]、认知增强^[36-37]及慢性顽固性疼痛管理等多个领域得到广泛应用。随着成像技术的不断发展,基于真实解剖信息构建的 FEM 模型已成为研究电极配置和刺激参数优化的主流工具^[38-39]。研究者可通过模型量化评估不同电极位置、大小、形状、材料对皮质和深部电流分布的影响,还能够预测最佳刺激方案,实现患者的个性化治疗规划。

Choi 等^[40]通过对电极贴附位置的配置优化设计,可显著提升深部神经元激活效率,优化后的足部运动皮质刺激强度提升了 5.4 倍,为临床医生设计治疗方案提供理论支撑。Khorrampana 等^[41]通过任意电极导联建模量化多电极联合刺激的效果,实现 tDCS 效率的 2.5 倍提升以及灰质相关区域的 1.5 倍提升。综上,基于 FEM 技术的多电极优化配置具备改善电流刺激作用的潜力,可指引未来干预手段的拓展研究。

电极形状与电导特性也是影响 tDCS 刺激效果的重要因素。模型电极创新层面,Arora 等^[42]提出阴极外环搭配阳极圆形贴片的创新电极结构,通过环形阴极的物理约束,实现了电压分布范围缩小 4 ~ 11 倍、电场空间聚焦性提升 12% ~ 18% 的核心突破,为精准神经调控提供了创新硬件方案,尤其适用于需要病灶规避、个体化康复等临床场景。Feng 等^[43]提出阶梯状海绵层电极设计,将不同电导率的海绵分层组合,并使最后一层海绵与皮肤表面的阻抗相匹配,使电极贴肤界面的电流分布趋于均匀化,较好地解决了电流的异常分布问题。在局部电极特征方面,Indahlstari 等^[44]首次将 tDCS 刺激下 MRI 成像的电极空间分布信息融入 FEM 中,对比真实人工构建电极的位置误差对结果精确性的影响,研究显示忽略电极真实位置将使模型低估脑内电流剂量达 37%,可能导致模型预测结果与实际失真,这提示后续研究应注重对电极位置的规范。

在模型构建优化与验证方面,Dougherty 等^[45]将模型扩展至高分辨率与大容量计算,为模型范式构建提供了理论与模型参考基础。Van Hoornweder 等^[46]比较不同加权扫描影像数据构建的模型,证明使用 T1 和 T2 加权扫描构建的模型在提高模型准确性上的具备一定优势,提示未来模型的构建应与成像技术更深度融合。Molero-Chamizo 等^[47]比较两种建模工具(SimNIBS 和 COMETS)在 20 种经典 tDCS 电极配置下的电场结果,SimNIBS 模型显示出更广泛的电流扩散能力,而 COMETS 模型则在 20 cm²小电极刺激下显示对后顶叶皮层更优的聚焦性。不过该研究缺乏对真实神经刺激的验证响应探究,这也是

当前研究普遍面临的难题;目前 FEM 仿真分析中的一个核心痛点就是,模型验证过程充满困难,现阶段尚无法准确量化仿真结果与真实治疗效果的匹配度,难以实现二者的精准对应。Nandi 等人^[48]首次探讨了 tDCS 刺激引起的抑制性神经递质变化与模拟电场在初级运动区的关系,研究发现,在左侧初级运动皮层区域,电场的更高平均幅度与 tDCS 诱导的 γ -氨基丁酸(γ -aminobutyric acid, GABA)水平显著降低相关,这一结果明确证明电场与 GABA 变化的关联强度依赖于灰质占比。该研究突破了以往仅关注电场强度的局限,推动电刺激对神经生理标记物的影响研究,为仿真与真实刺激结果的匹配分析提供重要参考。

有研究采用 FEM 技术拓展探究了 tDCS 在相关适应症中的应用潜力。Radyte 等^[49]探究其首创居家经期神经调控设备产品在原发性痛经上的应用效果,研究发现,电场强度峰值 0.72 V/m 集中于前额叶与运动皮层外,无深部脑区刺激风险,安全性可控;结合小规模样本验证,单周期干预后,患者疼痛评分显著降低,该设备为原发性痛经的疼痛管理提供了可穿戴解决方案。tDCS 已广泛应用于成人中风患者,但缺乏对围产期中风儿童的病灶特异性电场畸变研究,Carlson 等^[50]对 83 名围产期中风儿童进行脑部建模仿真,显示中风患儿治疗时,应选择优先刺激健康脑区而非病变脑区,特异性建模分析为 tDCS 在儿童脑损伤中的应用提供了新思路。

tDCS 的 FEM 模型不仅有助于参数优化与个性化刺激方案的设计,还可推动 tDCS 适应症扩展,为更多神经系统疾病和功能障碍的干预提供新路径。但现阶段模型构建流程及组织分区尚未完全标准化,这成为限制其临床普及的重要因素;未来需开发自动化、标准化的建模工具,进一步降低该技术的准入门槛,并推动高精度仿真在临床干预中的应用。

2.2 基于 FEM 的 TENS 研究

TENS 通过表面电极向特定部位皮肤施加低频脉冲电流激活皮下神经和肌肉组织,已广泛用于临床慢性疼痛管理^[3]、神经康复^[51]和生物反馈等领域。不过临床实操上,TENS 的参数设定高度依赖于医师操作经验,缺乏统一标准,导致刺激效果存在个体差异,因此其刺激方案的标准化需求尤为迫切。

深度融合的 FEM-神经元模型框架是目前 TENS

对人体肌肉和神经影响作用探究的主流方案^[52],多项相关研究围绕该框架展开,从不同维度为 TENS 的参数优化和临床应用提供了理论支撑。Ge 等^[53]利用高精度前臂模型,将皮肤细致划分为角质层、表皮和真皮,并与不同直径的 A β 神经纤维模型耦合,系统分析了不同直径神经纤维在 TENS 下的激活贡献。Ogihara 等^[54]聚焦于手部触觉诱导,发现腕部多电极刺激可在不影响手部操作前提下,实现对目标神经束的精准激活,从而助力虚拟现实交互体验的优化。Nasimova 等^[55]则通过构建下背部神经肌肉的 FEM 模型,重点探究电极形状与位置对下背部组织电流的渗透作用,研究发现,电场强度在浅表区域和电极附近最高,并随与电极的距离增加而降低,且电极中线处的电流穿透率达到最高,为 TENS 电极的合理布设提供了理论参考。Guillen 等^[56]系统研究脉宽与激活深度之间的关系,在 30 μ s ~ 495 μ s 范围内,短脉宽会导致较小的 VTA,最长和最短脉宽引发的 VTA 相差 21 倍,该研究为临床脉宽的科学选择提供了理论支撑。

新型电极结构与多物理场仿真是近年来 FEM 在神经调控领域的研究热点。Soltanzadeh 等^[57]通过对比微针电极与传统电极的差异,发现 100 微针电极的目标神经聚焦性比传统电极提高 33.3%,且具备更优的深层神经激活效果,从而有效解决了传统电极刺激范围过于分散的问题。Verma 等^[58]提出一种注射电极模型,通过注射高导材料沉积在目标神经周围,构建低阻抗通路,使 TENS 电流高效传导至深部神经,同时推荐采用 5 $\times$ 5 cm 表面电极,在降低皮肤电流密度、避免痛觉纤维意外激活的前提下,实现对深层神经的选择性激活。Roointan 等^[59]将袖带电极与 TENS 结合形成 eTENS,研究证实其可显著降低神经激活阈值,与传统 TENS 相比,前者神经激活阈值降低 2.16 倍,进一步提升了刺激的精准度和安全性。以上有关于创新电极的设计方案通过 FEM 技术获得了有力的理论支撑,但部分设计方案的实际操作不可避免地会对组织造成一定创伤,存在感染与神经损伤的潜在风险,因此临床转化过程中,需充分权衡创新效益与潜在风险,为电极的结构优化与安全应用提供参考。表 3 系统汇总了基于 FEM 技术在非侵入性电刺激领域的研究。

表 3 基于 FEM 技术的非侵入性电刺激研究

电刺激类型	作者 (年份)	解剖模型要点	刺激参数 (仿真设定)	求解器	验证或校准	临床或未来研究方向
tDCS	Choi 等 ^[40] (2024)	基于患者的 MRI 特异模型	电压刺激 1 V	Comets	模型对比验证	提供四组非浅表皮层电极放置位置推荐: 左脑中央旁小叶 (C4-C3), 背内侧前额叶 (F4-F3), 内侧眶额叶 (Fp2-F7), 初级视觉皮层 (Oz-Cz)
tDCS	Arora 等 ^[42] (2020)	基于 MRI 的通用与病变头部模型	病变模型±0.25 mA 通用模型±0.25/0.5/1 mA	ROAST	未直接验证与校准	环状电极阴极包裹圆形阳极的电极配置可提升局部靶区聚焦性
tDCS	Feng 等 ^[43] (2024)	简化人头模型	电流刺激 2 mA	COMSOL	电流密度分布检验	多层阶梯电导率海绵配置可降低贴片电流分布不均问题
tDCS	Nandi 等 ^[48] (2022)	基于 MRI 构建的头部模型	电流刺激 1 mA	SimNIBS	模型手动检查校准	局部电场强度与 tDCS 引起的 GABA 下降幅度正相关
tDCS	Carlson 等 ^[50] (2023)	基于患者 MRI 的特异模型	电流刺激 1 mA 调整电极位置 C3/C4 (健侧与患侧)、对侧眶上区	SimNIBS	未直接校验	儿童围产期脑卒中治疗应避免阳极置于患侧, 推荐阴极置于健侧 M1 搭配阳极置于对侧眶上区
TENS	Ge 等 ^[53] (2020)	基于文献的七层前臂解剖模型	双相脉冲、200 μs、50 Hz; 0.5 ~ 2.5 mA、5/7/9/12 mm (刺激电极)、18 mm (被动电极)	COMSOL+ NEURON	单纤维激活阈值预测; 心理物理学实验对比	触觉诱导研究应避免采用直径小于 5 mm 的电极, 推荐使用 7 mm 直径电极
TENS	Ogihara 等 ^[54] (2023)	基于 MRI-CT 的男性手部模型	电流刺激 1/1.4/2.8/4.2 T (T 为阈值电流值, 最大不超过 5 mA)	COMSOL	心理物理学实验; 电极位置与最大感觉点坐标匹配分析	诱导手部触觉时, 若不想直接刺激手部, 可优先选择腕部作为神经束刺激位点
TENS	Guillen 等 ^[56] (2025)	基于 Yoon-sun 数据集的前臂模型	电压刺激±2.38 V (正/负极) 30/88/146/262/495 μs	Sim4life	基于文献的结果匹配验证	长脉冲宽度适用于深层神经靶点刺激, 短脉冲宽度适合浅层神经靶点刺激
TENS	Soltanzadeh 等 ^[57] (2020)	基于文献的改进模型	电压刺激 1 ms20 V	COMSOL	未提及	深层神经精准刺激推荐 100 针微针电极, 促进浅层血流循环推荐传统表面电极, 但建议 20 min 间歇降温

注: FEM: 有限元法; tDCS: 经颅直流电刺激; MRI: 磁共振成像; GABA: γ-氨基丁酸; TENS: 经皮神经电刺激。

3 总结

本文系统性梳理了 FEM 在 DBS、SCS、tDCS 及 TENS 领域的研究进展。概括地说, FEM 能够对复杂异质组织内的电场分布进行相对精准的仿真, 这一核心优势恰好弥补了电刺激研究中长期存在的 3 个短板: 一是体内电场难以直接测量; 二是刺激参数设置高度依赖临床医师经验; 三是作用机制的解析缺乏物理数据支撑。正是基于这一核心价值, FEM 在电极设计优化、刺激靶点定位、参数筛选、疗效预测及个性化治疗方案规划等方面均展现出实际价值, 逐渐成为连接电刺激基础研究与临床实践的一个重要工具。

基于 FEM 的电刺激研究仍面临诸多共性问题, 具体可归纳为 4 个方面: (1) 模型构建未形成统一规范, 模型建模流程和组织参数的赋值方式, 不同研究之间差异较大; (2) 模型验证体系不完善, 现有研究常忽视模型的验证与校准, 部分研究中涉及模型的

验证环节, 但其采用的验证方式各不相同, 难以形成可参考的通用验证方案; (3) 临床转化衔接不足, 电场仿真结果与真实的生理响应、临床疗效之间的定量关系尚未明确, 极大限制了仿真技术向临床应用的转化; (4) 计算效率有待提高, 高保真建模和多参数优化带来的偏高计算成本, 影响了仿真效率, 尤其难以适配需快速反馈的医学场景。综合来看, 基于 FEM 的电刺激研究仍处于相对初期的探索阶段, 模型构建框架和分析流程、验证方案有待形成统一的专业共识, 这成为限制其进一步发展与临床推广的关键瓶颈。建议后续研究从如下几点着力推进: 一是推动建模流程和验证体系的标准化, 明确模型构建的统一化流程和模型验证方案的通用性, 为研究者建立可供参考的标准框架; 二是强化多学科融合, 打破 FEM 仿真与临床数据、生物标记物及功能成像等多学科信息的壁垒, 实现实质性融合, 而非简单的并行使用, 提升 FEM 仿真结果的临床贴合度; 三是提

高建模与计算效率,引进人工智能方法以优化建模流程、降低计算成本,同时发展多尺度、多物理耦合的仿真策略,兼顾仿真精度与效率,以适配临床快速反馈需求;四是拓展技术边界,将FEM技术应用于其他电刺激技术的探索研究中,打破现有应用的局限性,拓展其在神经调控和神经康复领域的应用场景。随着以上工作的逐步落地,FEM技术有望推动电刺激调控模式从当前偏经验式,向精准量化与个性化的转型,从而为神经调控与神经康复领域的基础研究和临床实践提供更可靠的理论基础和技术支撑,进一步释放电刺激的临床价值。

参考文献

- [1] BUCUR M, PAPAGNO C. Deep Brain Stimulation in Parkinson Disease: A Meta-analysis of the Long-term Neuropsychological Outcomes[J]. *Neuropsychol Rev*, 2023, 33(2):307-346.
- [2] SHANTHANNA H, ELDABE S, PROVENZANO D A, *et al.* Evidence-based consensus guidelines on patient selection and trial stimulation for spinal cord stimulation therapy for chronic non-cancer pain[J]. *Reg Anesth Pain Med*, 2023, 48(6):273-287.
- [3] MOKHTARI T, REN Q, LI N, *et al.* Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation in Relieving Neuropathic Pain: Basic Mechanisms and Clinical Applications[J]. *Curr Pain Headache Rep*, 2020, 24(4):14.
- [4] KNOTKOVA H, HAMANI C, SIVANESAN E, *et al.* Neuromodulation for chronic pain[J]. *Lancet*, 2021, 397(10289): 2111-2124.
- [5] SUN W, DONG X, YU G, *et al.* Transcranial direct current stimulation in patients after decompressive craniectomy: a finite element model to investigate factors affecting the cortical electric field[J]. *J Int Med Res*, 2021, 49(2):0300060520942112.
- [6] ZHANG S, WANG J, YU Y, *et al.* Chinese Digital Arm (CDA): A High-Precision Digital Arm for Electrical Stimulation Simulation[J]. *Bioengineering (Basel)*, 2023, 10(3):374.
- [7] HOWELL B, NAIK S, GRILL W M. Influences of Interpolation Error, Electrode Geometry, and the Electrode-Tissue Interface on Models of Electric Fields Produced by Deep Brain Stimulation[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2014, 61(2):297-307.
- [8] LOWE M, NGUYEN L, PATEL D J. A Review of the Recent Advances of Cardiac Pacemaker Technology in Handling Complications[J]. *J Long Term Eff Med Implants*, 2023, 33(4): 21-29.
- [9] PAOLI D, MILLS R, BRECHANY U, *et al.* DBS in tremor with dystonia: VIM, GPi or both? A review of the literature and considerations from a single-center experience[J]. *J Neurol*, 2023, 270(4):2217-2229.
- [10] FISHER R S. Deep brain stimulation of thalamus for epilepsy [J]. *Neurobiol Dis*, 2023, 179:106045.
- [11] JIANG F, ELAHI B, SAXENA M, *et al.* Patient-specific modeling of the volume of tissue activated (VTA) is associated with clinical outcome of DBS in patients with an obsessive-compulsive disorder[C]//Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). Mexico: IEEE, 2021: 5889-5892.
- [12] LIU X, CHOU K L, PATIL P G, *et al.* Effect of Anisotropic Brain Conductivity on Patient-Specific Volume of Tissue Activation in Deep Brain Stimulation for Parkinson Disease[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2024, 71(6):1993-2000.
- [13] VOLKMANN J, MORO E, PAHWA R. Basic algorithms for the programming of deep brain stimulation in Parkinson's disease[J]. *Mov Disord*, 2006, 21 Suppl 14:S284-S289.
- [14] HEMM S, MENNESSIER G, VAYSSIÈRE N, *et al.* Co-registration of stereotactic MRI and isofieldlines during deep brain stimulation[J]. *Brain Res Bull*, 2005, 68(1-2):59-61.
- [15] ASTRÖM M, ZRINZO L U, TISCH S, *et al.* Method for patient-specific finite element modeling and simulation of deep brain stimulation[J]. *Med Biol Eng Comput*, 2009, 47(1):21-28.
- [16] PEREIRA K, LUO M, MIGA M I. Comparison of neural activation models to analyze the impact of brain deformations on neural pathways during DBS procedures[C]// Medical Imaging 2023: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling. San Diego: SPIE, 2023:1246612.
- [17] LI C, FAN X, ARONSON J P, *et al.* Brain deformation compensation for deep brain lead placement surgery: a comparison of simulations driven by surface vs deep brain sparse data[C]// Medical Imaging 2020: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling. Houston: SPIE, 2020: 113150P.
- [18] KRAMME J, DEMBEK T A, TREUER H, *et al.* Potentials and Limitations of Directional Deep Brain Stimulation: A Simulation Approach[J]. *Stereotact Funct Neurosurg*, 2021, 99(1):65-74.
- [19] LEE S, PARK J, CHOI D S, *et al.* Feasibility of epidural temporal interference stimulation for minimally invasive electrical deep brain stimulation: simulation and phantom experimental studies[J]. *J Neural Eng*, 2022, 19(5):056003.
- [20] NORDIN T, WARDELL K, JOHANSSON J D. The Effect of Anisotropy on the Impedance and Electric Field Distribution in Deep Brain Stimulation[C]//European Medical and Biological Engineering Conference (EMBE). Portorož: Springer, 2021: 1069-1077.
- [21] MALAGA K A, COSTELLO J T, CHOU K L, *et al.* Atlas-independent, N-of-1 tissue activation modeling to map optimal regions of subthalamic deep brain stimulation for Parkinson disease[J]. *Neuroimage Clin*, 2021, 29:102518.
- [22] HODGKIN A L, HUXLEY A F. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve[J]. *J Physiol*, 1952, 117(4):500-544.
- [23] FITZER U, GOYAL P, SCHUETZ A, *et al.* Comparison of Model Order Reduction Methods for a Linear Finite Element Model of an Electrically Stimulated Neuron[C]//International Conference on Thermal, Mechanical and Multi-Physics Simulation and Experiments in Microelectronics and Microsystems (EuroSimE). Catania: IEEE, 2024:1-8.
- [24] GOLABEK J, SCHIEFER M, WONG J K, *et al.* Artificial

- neural network-based rapid predictor of biological nerve fiber activation for DBS applications[J]. *J Neural Eng*, 2023, 20: 016028.
- [25] FELLNER A, HESHMAT A, WERGINZ P, *et al.* A finite element method framework to model extracellular neural stimulation[J]. *J Neural Eng*, 2022, 19(2):066060.
- [26] SDRULLA A D, GUAN Y, RAJA S N. Spinal Cord Stimulation: Clinical Efficacy and Potential Mechanisms[J]. *Pain Pract*, 2018, 18(8):1048-1067.
- [27] ADIL S M, CHARALAMBOUS L T, SPEARS C A, *et al.* Impact of Spinal Cord Stimulation on Opioid Dose Reduction: A Nationwide Analysis[J]. *Neurosurgery*, 2020, 88(1):193-201.
- [28] SOLANES C, DURA J L, ANGELES CANOS M, *et al.* 3D patient-specific spinal cord computational model for SCS management: potential clinical applications[J]. *J Neural Eng*, 2021, 18(3):036017.
- [29] LEMPKA S F, ZANDER H J, ANAYA C J, *et al.* Patient-Specific Analysis of Neural Activation During Spinal Cord Stimulation for Pain[J]. *Neuromodulation*, 2020, 23(5):572-581.
- [30] KHADKA N, LIU X, ZANDER H, *et al.* Realistic anatomically detailed open-source spinal cord stimulation (RADO-SCS) model [J]. *J Neural Eng*, 2020, 17(2):026033.
- [31] MIRZAKHALILI E, ROGERS E R, LEMPKA S F. An optimization framework for targeted spinal cord stimulation[J]. *J Neural Eng*, 2023, 20(5):056026.
- [32] JANTZ M K, LIANG L, DAMIANI A, *et al.* A Computational Study of Lower Urinary Tract Nerve Recruitment with Epidural Stimulation of the Lumbosacral Spinal Cord[C]// Engineering Medicine & Biology Society (EMBC). Glasgow: IEEE, 2022: 744-747.
- [33] ZANDER H J, KOWALSKI K E, DIMARCO A F, *et al.* Model-Based Optimization of Spinal Cord Stimulation for Inspiratory Muscle Activation[J]. *Neuromodulation*, 2022, 25(8): 1317-1329.
- [34] ANAYA C J, ZANDER H J, GRAHAM R D, *et al.* Evoked Potentials Recorded From the Spinal Cord During Neurostimulation for Pain: A Computational Modeling Study[J]. *Neuromodulation*, 2020, 23(1):64-73.
- [35] BUCH E R, SANTARNECCHI E, ANTAL A, *et al.* Effects of tDCS on motor learning and memory formation: A consensus and critical position paper[J]. *Clin Neurophysiol*, 2017, 128(4):589-603.
- [36] ALBIZU A, FANG R, INDAHLASTARI A, *et al.* Machine learning and individual variability in electric field characteristics predict tDCS treatment response[J]. *Brain Stimul*, 2020, 13(6): 1753-1764.
- [37] GOMES-OSMAN J, INDAHLASTARI A, FRIED P J, *et al.* Non-invasive Brain Stimulation: Probing Intracortical Circuits and Improving Cognition in the Aging Brain[J]. *Front Aging Neurosci*, 2018, 10:177.
- [38] CAMACHO-CONDE J A, DEL ROSARIO GONZALEZ-BERMUDEZ M, CARRETERO-REY M, *et al.* Therapeutic potential of brain stimulation techniques in the treatment of mental, psychiatric, and cognitive disorders[J]. *CNS Neurosci Ther*, 2023, 29(1):8-23.
- [39] FREGNI F, EL-HAGRASSY M M, PACHECO-BARRIOS K, *et al.* Evidence-Based Guidelines and Secondary Meta-Analysis for the Use of Transcranial Direct Current Stimulation in Neurological and Psychiatric Disorders[J]. *Int J Neuropsychopharmacol*, 2021, 24(4): 256-313.
- [40] CHOI D S, LEE S. Optimizing electrode placement for transcranial direct current stimulation in nonsuperficial cortical regions: a computational modeling study[J]. *Biomed Eng Lett*, 2024, 14(2):255-265.
- [41] KHORRAMPAHAH M, SEYEDARABI H, DANESHVAR S, *et al.* Optimization of montages and electric currents in tDCS[J]. *Comput Biol Med*, 2020, 125:103998.
- [42] ARORA Y, CHOWDHURY S R. Cortical Excitability through Anodal Transcranial Direct Current Stimulation: a Computational Approach[J]. *J Med Syst*, 2020, 44(2):48.
- [43] FENG X, KIM B, PARK K-S. Design of a uniform current density transcranial direct current stimulation device with a multi-layer stepped conductivity sponge[J]. *J Mech Sci Technol*, 2024, 38(6):2805-2815.
- [44] INDAHLASTARI A, DUNN A L, PEDERSEN S, *et al.* Impact of electrode selection on modeling tDCS in the aging brain[J]. *Front Hum Neurosci*, 2023, 17:1274114.
- [45] DOUGHERTY E T, TURNER J C, VOGEL F. A computational investigation of preconditioning strategies and iterative methods for finite element based neurostimulation simulations[J]. *Comput Math Appl*, 2020, 79(12):3531-3546.
- [46] VAN HOORNWEDER S, MEESEN R, CAUL K A. On the importance of using both T1-weighted and T2-weighted structural magnetic resonance imaging scans to model electric fields induced by non-invasive brain stimulation in SimNIBS[J]. *Brain Stimulation*, 2022, 15(3):641-644.
- [47] MOLERO-CHAMIZO A, NITSCHKE M A, GUTIERREZ LERIDA C, *et al.* Standard Non-Personalized Electric Field Modeling of Twenty Typical tDCS Electrode Configurations via the Computational Finite Element Method: Contributions and Limitations of Two Different Approaches[J]. *Biology (Basel)*, 2021, 10(12):1230.
- [48] NANDI T, PUONTI O, CLARKE W T, *et al.* tDCS induced GABA change is associated with the simulated electric field in M1, an effect mediated by grey matter volume in the MRS voxel[J]. *Brain Stimulation*, 2022, 15(5):1153-1162.
- [49] RADYTE E, STANKEVICIUTE L, BERNATAVICIUS E, *et al.* Modelling and Preliminary Clinical Validation of Home-based Menstrual Neuromodulation Therapy[C]//Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Orlando: IEEE, 2024:1-4.
- [50] CARLSON H L L, GIUFFRE A, CIECHANSKI P, *et al.* Electric field simulations of transcranial direct current stimulation in children with perinatal stroke[J]. *Front Hum Neurosci*, 2023, 17: 1075741.
- [51] PION A M, ROY A A, MA X, *et al.* Transcutaneous and Direct Electrical Stimulation of Mouse Sciatic Nerve Accelerates

- Functional Recovery After Nerve Transection and Immediate Repair[J]. *Ann Plast Surg*, 2023, 90(3):237-241.
- [52] JOHNSON M I, PALEY C A, JONES G, *et al.* Efficacy and safety of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) for acute and chronic pain in adults: a systematic review and meta-analysis of 381 studies (the meta-TENS study)[J]. *BMJ Open*, 2022, 12(2):e051073.
- [53] GE Y, YE S, ZHU K, *et al.* Mediating different-diameter A β nerve fibers using a biomimetic 3D TENS computational model[J]. *J Neurosci Methods*, 2020, 301:108891.
- [54] OGIHARA S, AMEMIYA T, KUZUOKA H, *et al.* Multi Surface Electrodes Nerve Bundles Stimulation on the Wrist: Modified Location of Tactile Sensation on the Palm[J]. *IEEE Access*, 2023, 11:13794-13809.
- [55] NASIMOVA M, KHADKA N, BIKSON M. Computational modeling of neuromuscular activation by transcutaneous electrical nerve stimulation to the lower back[J]. *Biomed Phys Eng Express*, 2025, 11(3):035004.
- [56] GUILLEN A, TRUONG D Q, CAKMAK Y O, *et al.* The interplay between pulse width and activation depth in TENS: a computational study[J]. *Front Pain Res (Lausanne)*, 2025, 6: 1526277.
- [57] SOLTANZADEH R, AFSHARIPOUR E, SHAFAI C. Investigation of transcutaneous electrical nerve stimulation improvements with microneedle array electrodes based on multiphysics simulation[J]. *Int J Numer Method Biomed Eng*, 2020, 36(3):e3318.
- [58] VERMA N, GRAHAM R D, MUDGE J, *et al.* Augmented Transcutaneous Stimulation Using an Injectable Electrode: A Computational Study[J]. *Front Bioeng Biotechnol*, 2021, 9: 796042.
- [59] ROOINTAN S, TOVBIS D, ELDER C, *et al.* Enhanced transcutaneous electrical nerve stimulation achieved by a localized virtual bipole: a computational study of human tibial nerve stimulation[J]. *J Neural Eng*, 2020, 17(2):026041.