·名家论坛·

脑损伤精准康复新范式：多模态脑功能评估与个体化神经调控

吴 毅[1,2,3*]

1 复旦大学附属华山医院康复医学科，上海 200040；
2 复旦大学附属华山医院国家神经疾病医学中心，上海 200040；
3 复旦大学附属华山医院国家老年疾病临床医学研究中心，上海 200040
* 通信作者：吴毅，E-mail：wuyi4000@163.com

收稿日期：2025-12-10；接受日期：2026-01-22
基金项目：上海市科学技术委员会项目（22Y31900202，23Y11906300）
DOI：10.3724/SP.J.1329.2026.03001



吴 毅，主任医师，教授，博士生导师，复旦大学附属华山医院康复医学科学科带头人，中国康复医学会第七届理事会副会长，中国康复医学会第二届脑功能检测与调控康复专业委员会主任委员，中国康复医学会第一届康复工程与产业促进专业委员会副主任委员，中国医师协会康复医师分会常委，上海市第七届康复医学工程研究会副理事长，上海市医学会物理医学与康复学专科分会主任委员，上海市医师协会康复医师分会前任会长。主持国家自然科学基金项目10项、国家高新技术研究计划（863计划）项目1项、国家重点研发计划项目子课题1项、世界健康基金会（HOPE基金会）项目1项、上海市科委临床重点科研项目4项、上海市重要薄弱学科康复医学科专项发展项目1项。发表学术论文180余篇，其中SCI杂志收录50余篇，获得授权发明专利和实用新型专利5项。曾获国家科技进步奖二等奖、中国康复医学会科技进步奖一等奖、中华医学科技奖二等奖、教育部科技进步奖二等奖、上海市科学技术奖二等奖、华夏医学科技奖二等奖等科技奖励各1项。曾获上海市“五一劳动奖章”、上海市医务工匠、上海工匠、全国卫生健康系统先进工作者、国家卫生计生委脑卒中防治委员会“突出贡献奖”、第八届上海康复医学会优秀领军人才等荣誉称号。

摘要 传统基于宏观影像和行为学量表的诊疗范式难以实现对脑损伤患者神经功能与网络连接的精准定位和动态评估，也无法有效预测脑部神经可塑性的恢复潜力，制约了康复疗效的提升。本文系统阐述脑损伤领域脑功能检测与神经调控新技术的研究进展，并探讨其推动脑损伤康复模式从标准化向个体化与精准化转型的路径。在脑功能检测方面，技术实现了从静态结构到动态网络评估的演进：高密度脑电图显著提升空间定位能力，可精准识别认知衰退前驱期的脑电节律异常、评估脑卒中后半球间抑制失衡及意识水平；功能性近红外光谱技术能反映脑卒中患者在运动任务中异常的双侧运动皮层激活模式；功能性磁共振成像研究揭示了脑损伤后默认模式网络等功能连接改变与患者认知、运动功能恢复的密切关联；多模态融合技术通过同步采集脑电图与功能性磁共振成像数据，有效整合时空分辨率优势，显著提升了意识水平评估的诊断效能。在神经调控方面，技术发展呈现精准化与个体化趋势：导航经颅磁刺激及深部经颅磁刺激实现

引用格式：吴毅. 脑损伤精准康复新范式：多模态脑功能评估与个体化神经调控[J]. 康复学报，2026，36(3)：145-152.
WU Y. New paradigms for precision rehabilitation of brain injury：multimodal brain function detection and individualized neuromodulation [J]. Rehabil Med，2026，36(3)：145-152.
DOI：10.3724/SP.J.1329.2026.03001

©《康复学报》编辑部，开放获取CC BY-NC-ND 4.0协议 © *Rehabilitation Medicine*，OA under the CC BY-NC-ND 4.0

了对特定皮层及深部脑区的精准干预；高精度经颅直流电刺激在提升意识障碍患者的意识水平、促进脑卒中患者上肢功能恢复方面展现出优势；深部脑刺激可显著改善部分意识障碍患者的预后。经颅磁刺激-脑电图范式能够直接量化皮层兴奋性与网络连接；基于闭环范式的反应性神经刺激实现了对癫痫异常电活动的实时监测与自动干预。然而，脑损伤精准康复的实现仍面临多模态数据融合复杂性、个体生物标志物缺失、机制不明及临床转化困难等多重挑战。未来研究需聚焦于构建基于多模态感知的闭环神经调控系统，探索时空精准与协同调控新范式，并建立标准化与个体化相统一的康复评估-干预体系，从而推动脑损伤精准康复体系的完善与发展。

关键词 脑损伤；脑功能评估；神经调控；多模态融合；精准定位；精准康复

随着人口老龄化进程的深入，脑卒中、脑外伤、脑肿瘤、缺血缺氧性脑病、神经退行性疾病等各类脑损伤的发病率也持续攀升。在此背景下，早期精准诊断和有效康复已成为降低病死率、改善功能障碍的关键。当前，脑损伤的临床诊断主要依赖计算机断层扫描、磁共振成像等宏观结构影像学技术，康复评估则多采用Fugl-Meyer运动功能评分、昏迷恢复量表等行为学量表。这些方法虽具有一定临床实用性，但仍存在明显局限：既无法清晰界定特定认知或运动功能对应的神经网络，亦难以动态刻画大脑网络连接状态，更缺乏对神经可塑性恢复潜力的预测能力。因此，推动脑损伤康复从基于群体经验的标准化模式，转向以个体脑功能状态为依据的精准化干预，已成为该领域的发展趋势。本文旨在系统梳理脑功能检测与神经调控两大方向的研究进展，提出以“多模态脑功能评估与个体化神经调控”为核心的脑损伤精准康复新范式。

1 脑功能检测新方法：从静态结构到动态网络的多维透视

1.1 脑电图时空分辨率的优化

脑电图（electroencephalogram，EEG）通过在头皮表面放置电极，记录大脑皮层神经元群的自发性节律性电活动，具有时间分辨率高、成本相对较低及便于携带等特点，是目前临床脑功能检测的重要手段。定量EEG借助计算机算法分析不同频段的功率谱和相位关系，量化皮质连接性和神经元同步化程度，能够有效区分正常与异常的脑电活动，已广泛应用于脑卒中、帕金森病、阿尔茨海默病（Alzheimer′s disease，AD）和癫痫等多种脑损伤疾病的神经电生理评估[1]。临床应用的多样化需求推动了高密度脑电图（high-density electroencephalogram，HD-EEG）等新技术的发展。传统EEG多采用32导联，而HD-EEG将电极数量增加至64～256个，在头皮表面实现更为均匀、密集的分布[2]，显著提升了空间分辨率。此外，HD-EEG可结合磁共振结构影像进行电生理源成像（electrical source imaging，ESI），实现皮层电活动的源定位，有助于深入探究大脑功能连接的动态演化[3]。然而，ESI的定位精度受电极数量影响较大，导联数目不足可能造成源定位偏差[4]，这是其迈向精准定位需克服的关键技术瓶颈。此外，EEG信号易受肌电、眼动等伪迹干扰，在长期监测的稳定性方面仍面临挑战。

在认知障碍领域，EEG有助于鉴别不同类型痴呆症相关的脑功能变化。研究显示，轻度认知障碍和AD患者的EEG常表现为α和β频段功率下降，θ和δ频段功率上升的趋势[5]，此类皮层电活动异常与认知障碍严重程度具有相关性。EEG在AD早期诊断中展现出较高的特异性、敏感性和准确性[6]，有望成为识别认知衰退前驱期的有效手段。在脑卒中康复中，HD-EEG通过提升空间分辨率，能比常规EEG更敏锐地捕捉大脑网络重构与皮质活动的异常变化[7]，可用于定量评估与运动缺损相关的半球间频谱功率不对称性[8]和分析患者在运动任务执行期间的皮层活动动态变化[9]，为功能评估与疗效监测提供客观指标。此外，基于EEG的脑机接口技术可解码患者执行运动想象任务时的脑电特征，并据此驱动外骨骼机械臂等辅助设备，引导患侧肢体进行被动运动训练[10]。结合功能性电刺激或感觉反馈等康复手段，可进一步增强反馈输入，促进神经重塑与运动功能恢复[11]。在意识障碍评估中，利用HD-EEG分析患者对汉语语义理解的脑电响应，可有效评估其意识水平并预测康复预后。研究发现，患者的意识水平与其对字、词、句等不同复杂度语言结构的加工深度相关。基于此构建的预测模型对患者100 d后意识恢复情况的判断准确率可达80%，且语言任务越复杂，模型预测能力越强，表明

语言加工相关的EEG特征可作为反映意识水平的潜在指标[12]。

随着便携式高清脑电设备和实时解析算法的不断进步，EEG正逐渐从传统诊断工具转变为康复治疗中可提供实时神经反馈的重要手段。然而，如何将这些复杂的电生理信号变化转化为床边简便评估的指标，仍是当前临床转化的关键挑战。未来EEG技术的研究与发展应聚焦于强化硬件系统的抗干扰能力、构建个体化头模以优化脑电源定位精度，并进一步整合功能磁共振、经颅磁刺激（transcranial magnetic stimulation，TMS）等多模态技术，深入解析大脑网络动态变化。通过上述方式，有望实现EEG技术从信号监测到脑功能解析的跨越，为临床诊断、预后评估及康复治疗提供更为可靠、精确的客观依据。

1.2　新兴检测技术的广泛应用

功能性近红外光谱（functional near-infrared spectroscopy，fNIRS）通过监测脑组织中氧合血红蛋白（oxygenated hemoglobin，HbO_2）与脱氧血红蛋白的浓度变化间接反映神经活动，在研究不同脑区参与特定任务的功能机制方面具有重要价值。采用fNIRS对亚急性期脑卒中伴上肢运动障碍患者进行静息态脑功能连接分析，结果提示患侧大脑半球的功能重建在运动功能恢复过程中起主导作用[13]。在执行“右手触摸左肩”任务时，健康受试者呈现典型的左半球优势激活模式，而脑卒中患者则表现出双侧运动皮层共同激活的特征[14]，这一发现为脑卒中康复过程中健侧半球的代偿机制提供了证据。

此外，fNIRS可作为评估新兴康复治疗技术干预效果的重要工具。以重复经颅磁刺激（repetitive transcranial magnetic stimulation，rTMS）为例，通过fNIRS检测血红蛋白浓度变化，能够量化rTMS诱导的皮质兴奋性改变。研究显示，使用1 Hz抑制性rTMS刺激健侧半球，可观察到健侧感觉运动皮层HbO_2水平下降，同时患侧相应脑区HbO_2水平显著上升，表明抑制性rTMS可通过调节双侧半球间神经活动平衡，促进患侧上肢运动功能恢复[15]。另有研究采用fNIRS评估高频rTMS对脑卒中后轻度认知障碍患者的疗效，发现干预后患者前额叶HbO_2浓度显著增加，且认知功能改善与背外侧前额叶皮层、前运动区和初级感觉运动皮层之间的功能连接变化相关[16]。此外，研究还通过便携式fNIRS采集偏瘫患者在双状态心理负荷任务中的脑活动信号，并基于脑机接口技术成功实现对外骨骼机械臂抓取动作的控制[17]，进一步展现出fNIRS应用于脑机接口系统中的潜力。

然而，fNIRS的技术局限亦十分显著。其空间分辨率仅为厘米级，有效探测深度限于皮层浅表约1.5 cm[18]，难以探及深部脑区；同时血氧信号变化较神经活动滞后数秒，时间分辨率相对较低。通过提升响应速度与定位准确性，可进一步优化fNIRS的综合性能。具体可沿以下路径推进：在多模态集成方面，开发混合终端[19]或多通道集成系统[20]，将fNIRS与具有更高的时间分辨率的EEG进行同步采集，可在避免串扰的同时提升数据质量，获得更全面的全脑活动时空特征。此外，融合磁共振图像提供的脑区结构信息，可进一步提升fNIRS的空间定位精度[21]。在硬件方面，新近研发的一款微型探头将硅光电倍增管和光脉冲电子元件集成于单个2 mm×2 mm芯片中，并通过优化光学接口设计，实现了多种功能模块的系统集成，显著提升了信号采集效率与激光发射性能[22]。利用3D打印与激光切割技术，可实现小型化与个性化头套设计，推动基于fNIRS的可穿戴脑机接口设备的发展[19]。在系统便携化方面，结合无线数据传输和处理技术[20]，可进一步提升fNIRS系统的便携性和实用性，有望实现移动场景下高保真度的脑功能监测，拓展其在社区与家庭康复中的应用潜力。

1.3　神经影像技术的多模态融合

功能性磁共振成像（functional magnetic resonance imaging，fMRI）基于血氧水平依赖信号间接反映神经活动，能清晰刻画全脑网络连接，是研究脑损伤后功能重组的重要工具。fMRI根据任务范式，可分为静息态与任务态两类。基于静息态fMRI的研究表明，创伤性脑损伤可导致默认模式网络（default mode network，DMN）功能紊乱，具体表现为丘脑激活水平下降，左侧顶下小叶、楔前叶及右侧额上回激活减弱，且DMN与语言网络间的功能连接显著降低。这些连接异常与患者的认知、记忆障碍密切相关[23]。对于脑卒中患者，fMRI揭示的功能连接变化与神经功能恢复相关[24]。恢复不良者常因健侧运动皮层对患侧的过度抑制，表现为半球间功能连接显著降低；而恢复良好者双侧运动皮层功能连接强度显著高于恢复不良者[25]。此外，运动训练可诱导脑卒中患者双侧运动皮层半球间连接增强[26]，且连接强度与运动功能恢复程度显著相关[27]。这

些发现提示，特定的脑网络功能连接状态可作为评估远期预后的指标，并为个体化康复治疗方案的优化提供依据[28]。

然而，fMRI技术存在若干固有局限。其基于血氧代谢的间接测量机制，导致时间分辨率较低，难以捕捉神经活动的快速动态变化。同时，设备昂贵、检查环境受限，使其难以在康复过程中实现高频次或床旁动态监测。此外，单一模态在揭示脑功能复杂性方面存在不足。通过多模态融合，可以实现不同方法的优势互补，已成为深入解析脑功能复杂性的重要手段。例如，EEG具有亚毫秒级的时间分辨率，能够精准捕捉神经元群体放电的动态过程，但其空间分辨率和信噪比较低，且信号易受颅骨等头部组织的容积传导效应的干扰[29]。将EEG与fMRI同步采集，可整合二者在时间分辨率与空间定位的互补优势[30]，更加全面地捕捉大脑活动的时空特征。进一步将EEG-fMRI与氟代脱氧葡萄糖正电子发射断层成像联合应用，可通过δ频段功率、DMN连接性以及全脑葡萄糖摄取量系统评估意识水平[31]。此类多模态评估策略有效提升了意识障碍诊断与预后判断的准确性，有助于推动脑损伤临床评估的标准化和系统化。

尽管如此，多模态融合技术在不同设备间的信号同步以及复杂的异源数据融合分析等实际应用方面仍面临多重挑战。未来需进一步建立标准化的多模态数据采集规范，开发自动化、一体化的融合分析算法，推动多模态融合从前沿研究工具，转化为指导个体化精准康复的临床决策支持系统。

2 神经调控新技术：从通用处方到个体化精准医疗的变革

2.1 神经调控技术的新范式

脑损伤后出现的运动、认知、言语等功能障碍，与大脑结构损伤、功能失衡及网络连接异常密切相关。为实现疾病进程的有效监测和个体化精准干预，亟需发展能够选择性调控特定网络并量化其功能完整性的技术。TMS和经颅直流电刺激（transcranial direct current stimulation，tDCS）是目前临床广泛使用的2种无创性神经调控技术，可对神经元集群乃至全脑皮层网络的活动进行调控。然而传统TMS线圈及普通tDCS电极在刺激深度和空间定位精度上仍存在局限，在一定程度上限制了二者精准调控潜力的发挥。

为突破传统TMS在刺激深度方面的限制，深部经颅磁刺激（deep transcranial magnetic stimulation，dTMS）通过采用特制的H型线圈，可将有效刺激深度延伸至皮层下约4 cm[32]。目前，dTMS已被批准用于治疗重度抑郁症、强迫症等精神障碍疾病，并在脑卒中后失语症的干预中显示出潜力。鉴于一线抗抑郁药存在毒副作用，dTMS可作为安全有效的替代或联合治疗策略[33]。强迫症的一线治疗方案通常包括抗抑郁药物与认知行为疗法，但仍有40%～60%的患者对这类干预措施有抗拒性[34]。dTMS通过刺激前扣带回与内侧前额叶皮层，为难治性强迫症提供了一种具有应用前景的非侵入性治疗选择，且其疗效可在疗程结束后持续约1.98年以上[35]。此外，有研究利用dTMS探讨右半球在脑卒中后失语症恢复中的作用，发现对右侧额下回施加10 Hz兴奋性刺激，可显著改善右利手慢性失语症患者的命名能力[36]，证实了通过增强右半球兴奋性可促进左半球卒中后言语功能的恢复。然而，dTMS仍存在一定局限性：其刺激范围相对较广，对刺激靶点的聚焦性仍有限，且长期安全性及对不同神经环路的最佳刺激参数仍需进一步明确。

在提升空间精度方面，高精度经颅直流刺激（high definition transcranial direct current stimulation，HD-tDCS）通过优化电极阵列排布，实现了更为聚焦的刺激模式。研究表明，HD-tDCS在改善意识障碍患者的意识水平和脑卒中后上肢运动功能方面，可能优于传统tDCS[37-38]。HD-tDCS能选择性调控认知与运动网络的关键节点，并诱发可观测的功能连接改变。研究进一步揭示，HD-tDCS的刺激强度和作用时间对脑网络连接存在交互影响，且电场分布具有显著的个体间变异[39]。未来，通过开发基于神经影像与电生理信号的实时脑功能监测系统，据此制定个体化的刺激方案，将有助于优化刺激效果、降低反应异质性，从而推动神经调控与功能重塑向更精准的方向发展。

对于药物及常规康复训练疗效不佳的严重功能障碍患者，深部脑刺激（deep brain stimulation，DBS）等侵入性神经调控技术可作为更有潜力的治疗选择。一项为期10年的研究显示，丘脑DBS能够改善慢性意识障碍患者的预后，促使部分患者恢复意识，且对最小意识状态的疗效优于植物状态[40]。其疗效与网状结构-丘脑-皮层环路的完整性密切相关，这可能是由于丘脑DBS的作用位点较其他神

经调控技术更接近调控觉醒的关键区域,通过调节丘脑-皮层环路促进意识恢复[41]。对于药物难治性癫痫患者,丘脑中央核DBS可使多数患者的发作频率降低50%以上,其疗效与感觉运动皮层、辅助运动区及小脑/脑干等区域的功能连接状态相关,且小脑-丘脑-皮层回路是DBS实现治疗目标的核心网络[42]。尽管DBS疗效确切,但侵入性、手术风险和高昂费用严重限制了其广泛应用,这也推动了无创性深部调控技术的研发。未来DBS的发展将更侧重于在术中借助多模态影像与电生理技术进行精准靶向植入,并开发基于神经反馈自适应闭环刺激系统,以进一步提升疗效和安全性。

2.2　神经调控技术的精准化和个体化

神经调控技术的精准化与个体化是实现有效治疗的关键,其实现主要依赖于精准靶点定位、参数实时优化及疗效可靠预测3个方面。导航经颅磁刺激(navigated transcranial magnetic stimulation,nTMS)通过融合个体结构磁共振影像,实现对特定皮层或深部脑区的精准定位,目前已广泛应用于术前运动及语言皮层功能区测绘[43]。将TMS与EEG相结合,可进一步精准识别与非运动、非视觉或非行为反应相关的脑区[44]。通过记录TMS诱发电位(TMS-evoked potential,TEP),能直接测量受刺激区域即时的皮层兴奋性及其对远隔脑区的调控效应,为研究皮层活动和网络连接变化提供了有效工具,并支持基于局部皮层反应对刺激强度进行个体化调整。

然而,现有技术仍存在明显局限。依赖结构影像的导航虽能提升解剖精度,但无法充分捕捉个体功能网络的变异,因此其应用多局限于运动皮层或其他具有明确解剖标志的脑区。同时,TEP信号质量易受到噪声、伪影、多感觉通道干扰及早期响应信号弱于背景振荡活动等因素影响,通常需经过离线处理才能被有效识别[45],这限制了其在临床环境中进行实时监测的可能性。为突破这些限制,未来的技术研发应致力于构建一种整合多模态导航与实时监测的综合性框架[46]。该框架可整合结构影像定位、fMRI功能网络图谱及扩散张量成像示踪白质纤维连接信息,并结合精准的皮层映射技术,依据目标脑区的解剖结构和功能连接特性确定最佳刺激靶点。同时,还需优化硬件与算法,以降低TEP采集过程中的伪影干扰,提升其对细微神经生理变化的检测灵敏度,最终推动TMS向精准化和个体化的神经调控干预方向发展。

在刺激范式方面,闭环神经刺激与持续发放刺激的开环范式不同,能够根据神经活动的实时状态进行动态干预。其核心流程为:同步采集EEG、fNIRS等多模态信号,持续监测大脑活动,智能识别特定的神经生理状态,并在检测到异常脑电活动伴随相应的血流动力学响应时自动触发精准刺激,打破异常的神经同步模式,促进正常生理活动恢复。这一过程形成一个高效、自适应的调控循环,可显著提升治疗的精准性与时效性。反应性神经刺激术(reactive neurostimulation,RNS)是该原理的一种临床应用,通过在疑似癫痫病灶附近植入电极,持续监测颅内脑电信号,并在识别到发作前异常电活动时立即发放局部电刺激以阻断癫痫发作[47]。研究显示,癫痫发作频率在RNS治疗开始后即呈现下降趋势,并随治疗时间延长效果更为显著,9年随访数据显示中位发作频率下降达75%[48],该治疗同时有助于改善患者认知功能及生活质量,充分验证了闭环神经刺激的临床应用价值。

3　关键问题与发展方向

在脑损伤康复由标准化向个体化、精准化诊疗的转型过程中,仍存在若干关键问题亟待解决。首先,EEG与fNIRS信号易受刺激伪迹或生理噪声干扰,多模态数据整合面临技术复杂性挑战,未来需研发抗干扰性能更强的硬件系统以及高效的多模态信号处理算法来提升数据处理能力和质量。其次,大脑功能与结构具有显著的个体差异,亟需通过大样本临床研究挖掘可靠的生物标志物以准确预测患者对神经调控的反应,从而实现干预策略的个体化动态调整。再者,当前对神经调控机制的认知仍有限,需借助动物模型与分子影像学技术,在细胞、突触及分子层面进一步揭示其生理与病理基础。最后,临床转化面临多重挑战:大规模随机对照试验实施难度较大;跨机构、跨学科数据共享平台尚不完善以及医保支付机制、设备成本、操作规范及伦理审查等现实因素,制约了该类技术的有效验证与推广应用。未来需加强产学研医协同,以共同推动技术向临床转化。

研发时空精准的新技术、构建多模式协同调控的新范式以及探索数据分析与整合的新方法,是推动精准康复体系发展的主要方向。经颅超声刺激作为一种新兴的无创性神经调控技术,利用低强度

超声波穿透颅骨精确聚焦于目标皮层或深部脑区，具有安全性高、空间定位精确、组织穿透力强等优势。新兴干涉电场技术通过施加特定模式的高频电场，利用物理干涉原理在深部脑区产生低频调控电场，为实现无创、精准的深部脑刺激提供了新的可能。在调控策略上，相较于传统的单靶点刺激，基于特定时序的多脑区序贯刺激能够更好地模拟大脑固有的信息处理流程，从而诱发更强、更持久的网络调控效应。此外，将神经调控与行为干预进行有机融合，是实现功能恢复最大化的重要路径。未来研究需探索在康复训练的不同阶段施加神经调控刺激，通过调节皮层兴奋性产生易化作用，以增强运动或认知训练的效果。为进一步优化神经调控策略并深化对机制的理解，研究人员借助数字孪生技术，将多模态神经影像数据整合至动态拓扑基底模型中，在超级计算平台上构建全脑尺度的大脑模拟系统[49]。数字孪生脑能够模拟脑损伤后结构与功能的动态变化，使研究人员可在虚拟环境中反复测试和优化调控方案，为深入解析大脑工作机理提供了新的研究视角。

4 小 结

脑损伤康复的发展离不开个体化精准康复体系的逐步建立与完善。在脑功能检测方面，新技术已实现从静态结构分析到动态网络功能评估的多维精准化转型。HD-EEG通过源成像和功能连接分析，为神经功能与意识状态的精准评估提供依据；EEG-fMRI多模态融合技术结合了高时间分辨率与高空间分辨率的优势，显著提升了脑功能异常的诊断信度与效度；而fNIRS等新兴技术则凭借其无创、便携的特性，在床边监测与康复动态评估中展现出独特价值。在神经调控方面，新范式正从固定模式的开环刺激向响应模式的闭环调控推进，逐步实现“监测-决策-干预”一体化的智能调节闭环。TMS和tDCS等非侵入性技术，通过与神经导航及EEG结合，实现了刺激靶点和参数的个体化精准调节；DBS和RNS等侵入性技术，则通过直接调控深部脑网络，在慢性意识障碍、难治性癫痫等疾病的治疗中展现出明确疗效。然而，当前体系仍面临多模态技术整合困难、大脑个体差异显著、临床转化困难等挑战。未来研究需持续优化神经调控系统软硬件，深入探索多靶点协同刺激的神经机制，并逐步构建标准化与个体化相统一的康复评估-干预体系，从而推动脑损伤康复体系向更高效、更智能的方向持续发展。

参考文献

[1] FORMICA C, GJONAJ E, BONANNO L, et al. The role of high-density EEG in diagnosis and prognosis of neurological diseases: a systematic review [J]. Clin Neurophysiol, 2025, 174: 37-47.

[2] STOYELL S M, WILMSKOETTER J, DOBROTA M A, et al. High-density EEG in current clinical practice and opportunities for the future [J]. J Clin Neurophysiol, 2021, 38(2): 112-123.

[3] MICHEL C M, HE B. EEG source localization [J]. Handb Clin Neurol, 2019, 160: 85-101.

[4] ZORZOS I, KAKKOS I, VENTOURAS E M, et al. Advances in electrical source imaging: a review of the current approaches, applications and challenges [J]. Signals, 2021, 2(3): 378-391.

[5] JIAO B, LI R H, ZHOU H, et al. Neural biomarker diagnosis and prediction to mild cognitive impairment and Alzheimer's disease using EEG technology [J]. Alzheimers Res Ther, 2023, 15(1): 32.

[6] PEREZ-VALERO E, LOPEZ-GORDO M A, MORILLAS C, et al. A review of automated techniques for assisting the early detection of Alzheimer's disease with a focus on EEG [J]. J Alzheimers Dis, 2021, 80(4): 1363-1376.

[7] BISTRICEANU C E, DANCIU F A, CUCIUREANU D I. Cortical connectivity in stroke using signals from resting-state EEG: a review of current literature [J]. Acta Neurol Belg, 2023, 123(2): 351-357.

[8] SAES M, MESKERS C G M, DAFFERTSHOFER A, et al. How does upper extremity Fugl-Meyer motor score relate to resting-state EEG in chronic stroke? A power spectral density analysis [J]. Clin Neurophysiol, 2019, 130(5): 856-862.

[9] WILKINS K B, DEWALD J P A, YAO J. Intervention-induced changes in neural connectivity during motor preparation may affect cortical activity at motor execution [J]. Sci Rep, 2020, 10: 7326.

[10] BUNDY D T, SOUDERS L, BARANYAI K, et al. Contralesional brain-computer interface control of a powered exoskeleton for motor recovery in chronic stroke survivors [J]. Stroke, 2017, 48(7): 1908-1915.

[11] ANG K K, GUAN C T, CHUA K S G, et al. A large clinical study on the ability of stroke patients to use an EEG-based motor imagery brain-computer interface [J]. Clin EEG Neurosci, 2011, 42(4): 253-258.

[12] GUI P, JIANG Y W, ZANG D, et al. Assessing the depth of language processing in patients with disorders of consciousness [J]. Nat Neurosci, 2020, 23(6): 761-770.

[13] SUI Y X, KAN C J, ZHU S Z, et al. Resting-state functional connectivity for determining outcomes in upper extremity function after stroke: a functional near-infrared spectroscopy study [J]. Front Neurol, 2022, 13: 965856.

[14] ZHANG Y Z, WANG D, WANG D Y, et al. Motor network reorganization in stroke patients with dyskinesias during a shoulder-

touching task:a fNIRS study [J]. J Innov Opt Health Sci, 2023, 16(6):2340003.

[15] ZHAO Y N, HAN P P, ZHANG X Y, et al. Applications of functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) neuroimaging during rehabilitation following stroke:a review [J]. Med Sci Monit, 2024, 30:e943785.

[16] OTA Y, TAKAMOTO K, URAKAWA S, et al. Motor imagery training with neurofeedback from the frontal pole facilitated sensorimotor cortical activity and improved hand dexterity [J]. Front Neurosci, 2020, 14:34.

[17] ASGHER U, KHAN M J, ASIF NIZAMI M H, et al. Motor training using mental workload (MWL) with an assistive soft exoskeleton system: a functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) study for brain-machine interface (BMI) [J]. Front Neurorobot, 2021, 15:605751.

[18] QUARESIMA V, FERRARI M. Functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) for assessing cerebral cortex function during human behavior in natural/social situations:a concise review [J]. Organ Res Meth, 2019, 22(1):46-68.

[19] JEONG E, SEO M, KIM K S. Design of an fNIRS-EEG hybrid terminal for wearable BCI systems [J]. Rev Sci Instrum, 2024, 95(8):085001.

[20] KASSAB A, LE LAN J, TREMBLAY J, et al. Multichannel wearable fNIRS-EEG system for long-term clinical monitoring [J]. Hum Brain Mapp, 2018, 39(1):7-23.

[21] CHEN M, BLUMEN H M, IZZETOGLU M, et al. Spatial coregistration of functional near-infrared spectroscopy to brain MRI [J]. J Neuroimaging, 2017, 27(5):453-460.

[22] SAHA S, LU Y K, LESAGE F, et al. Wearable SiPM-based NIRS interface integrated with pulsed laser source [J]. IEEE Trans Biomed Circuits Syst, 2019, 13(6):1313-1323.

[23] ABDUL RAHMAN M R, ABD HAMID A I, NOH N A, et al. Alteration in the functional organization of the default mode network following closed non-severe traumatic brain injury [J]. Front Neurosci, 2022, 16:833320.

[24] PUIG J, BLASCO G, ALBERICH-BAYARRI A, et al. Resting-state functional connectivity magnetic resonance imaging and outcome after acute stroke [J]. Stroke, 2018, 49(10):2353-2360.

[25] MIN Y S, PARK J W, PARK E, et al. Interhemispheric functional connectivity in the primary motor cortex assessed by resting-state functional magnetic resonance imaging aids long-term recovery prediction among subacute stroke patients with severe hand weakness [J]. J Clin Med, 2020, 9(4):975.

[26] DAHMS C, NOLL A, WAGNER F, et al. Connecting the dots: motor and default mode network crossroads in post-stroke motor learning deficits [J]. NeuroImage Clin, 2024, 42:103601.

[27] WU C W, LIN S, HSU L M, et al. Synchrony between default-mode and sensorimotor networks facilitates motor function in stroke rehabilitation:a pilot fMRI study [J]. Front Neurosci, 2020, 14:548.

[28] WEIGEL K, GASER C, BRODOEHL S, et al. Acute stroke severity assessment: the impact of lesion size and functional connectivity [J]. Brain Sci, 2025, 15(7):735.

[29] JORGE J, VAN DER ZWAAG W, FIGUEIREDO P. EEG-fMRI integration for the study of human brain function [J]. Neuroimage, 2014, 102 Pt 1:24-34.

[30] YACOUB E, SHMUEL A, LOGOTHETIS N, et al. Robust detection of ocular dominance columns in humans using Hahn Spin Echo BOLD functional MRI at 7 Tesla [J]. Neuroimage, 2007, 37(4):1161-1177.

[31] GOLKOWSKI D, MERZ K, MLYNARCIK C, et al. Simultaneous EEG-PET-fMRI measurements in disorders of consciousness: an exploratory study on diagnosis and prognosis [J]. J Neurol, 2017, 264(9):1986-1995.

[32] DI PASSA A M, PROKOP-MILLAR S, YAYA H, et al. Clinical efficacy of deep transcranial magnetic stimulation (dTMS) in psychiatric and cognitive disorders: a systematic review [J]. J Psychiatr Res, 2024, 175:287-315.

[33] GAJŠAK T, MILOVAC Ž, GEREŠ N, et al. The effect of deep repetitive transcranial magnetic stimulation with an H_1 coil on hopelessness in patients with major depressive disorder: a randomized controlled trial [J]. World J Biol Psychiatry, 2024, 25(1):16-25.

[34] BLOCH M H, GREEN C, KICHUK S A, et al. Long-term outcome in adults with obsessive-compulsive disorder [J]. Depress Anxiety, 2013, 30(8):716-722.

[35] HARMELECH T, TENDLER A, ARIKAN M K, et al. Long-term outcomes of a course of deep TMS for treatment-resistant OCD [J]. Brain Stimul, 2022, 15(1):226-228.

[36] CHIEFFO R, FERRARI F, BATTISTA P, et al. Excitatory deep transcranial magnetic stimulation with H-coil over the right homologous Broca's region improves naming in chronic post-stroke aphasia [J]. Neurorehabil Neural Repair, 2014, 28(3):291-298.

[37] WANG Y, LIU W Q, WANG Y Y, et al. Long-term HD-tDCS modulates dynamic changes of brain activity on patients with disorders of consciousness: a resting-state EEG study [J]. Comput Biol Med, 2024, 170:108084.

[38] ZENG Y Q, CHENG R D, ZHANG L, et al. Clinical comparison between HD-tDCS and tDCS for improving upper limb motor function:a randomized, double-blinded, sham-controlled trial [J]. Neural Plast, 2024, 2024:2512796.

[39] MÜLLER D, HABEL U, BRODKIN E S, et al. HD-tDCS induced changes in resting-state functional connectivity: insights from EF modeling [J]. Brain Stimul, 2023, 16(6):1722-1732.

[40] CHUDY D, DELETIS V, PARADŽIK V, et al. Deep brain stimulation in disorders of consciousness: 10 years of a single center experience [J]. Sci Rep, 2023, 13(1):19491.

[41] KUNDU B, BROCK A A, ENGLOT D J, et al. Deep brain stimulation for the treatment of disorders of consciousness and cognition in traumatic brain injury patients:a review [J]. Neurosurg Focus, 2018, 45(2):E14.

[42] TORRES DIAZ C V, GONZÁLEZ-ESCAMILLA G, CIOLAC D,

et al. Network substrates of centromedian nucleus deep brain stimulation in generalized pharmacoresistant epilepsy [J]. Neurotherapeutics, 2021, 18(3): 1665-1677.
[43] KRIEG S M, LIOUMIS P, MÄKELÄ J P, et al. Protocol for motor and language mapping by navigated TMS in patients and healthy volunteers; workshop report [J]. Acta Neurochir, 2017, 159(7): 1187-1195.
[44] HARQUEL S, BACLE T, BEYNEL L, et al. Mapping dynamical properties of cortical microcircuits using robotized TMS and EEG: towards functional cytoarchitectonics [J]. NeuroImage, 2016, 135: 115-124.
[45] KALLIONIEMI E, DASKALAKIS Z J. Identifying novel biomarkers with TMS-EEG-Methodological possibilities and challenges [J]. J Neurosci Meth, 2022, 377: 109631.
[46] UKHAROVA E, SATHYAN S, GRANÖ I, et al. Neuroimaging-guided TMS-EEG for real-time cortical network mapping [J]. J Vis Exp, 2025(220): e67339.
[47] SILLAY K A, ONDOMA S, WINGEIER B, et al. Long-term surface electrode impedance recordings associated with gliosis for a closed-loop neurostimulation device [J]. Ann Neurosci, 2018, 25(4): 289-298.
[48] SKARPAAS T L, JAROSIEWICZ B, MORRELL M J. Brain-responsive neurostimulation for epilepsy (RNS® system) [J]. Epilepsy Res, 2019, 153: 68-70.
[49] LU W L, ZENG L B, WANG J X, et al. Imitating and exploring the human brain's resting and task-performing states via brain computing: scaling and architecture [J]. Natl Sci Rev, 2024, 11(5): nwae080.

New Paradigms for Precision Rehabilitation of Brain Injury: Multimodal Brain Function Detection and Individualized Neuromodulation

WU Yi[1,2,3*]
[1] *Department of Rehabilitation Medicine, Huashan Hospital Affiliated to Fudan University, Shanghai 200040, China;*
[2] *National Clinical Research Center for Neurological Diseases, Huashan Hospital Affiliated to Fudan University, Shanghai 200040, China;*
[3] *National Clinical Research Center for Geriatric Diseases, Huashan Hospital Affiliated to Fudan University, Shanghai 200040, China*
*Correspondence: WU Yi, E-mail: wuyi4000@163.com

ABSTRACT In patients with brain injury, conventional clinical paradigm based on macro imaging and behavioral scales fails to achieve precise localization and dynamic assessment of neural functions and network connectivity. It is also difficult to effectively predict the recovery potential of neural plasticity, thereby limiting the improvement of rehabilitation outcomes. This article systematically reviews recent advances in novel technologies for brain function detection and neuromodulation in brain injury, and explores their role in transitioning brain injury rehabilitation from a standardized model to an individualized and precise model. In the area of brain function detection, technologies have evolved from assessing static structures to evaluating dynamic networks. High-density electroencephalography significantly enhances spatial localization, which enables the precise identification of electroencephalographic rhythm abnormalities in the prodromal stage of cognitive decline, assessment of post-stroke interhemispheric inhibition imbalance, and evaluation of level of consciousness. Functional near-infrared spectroscopy can reflect abnormal bilateral motor cortex activation patterns in stroke patients during motor tasks. Functional magnetic resonance imaging studies have revealed that alterations in functional connectivity within the default mode network were closely associated with the recovery of cognitive and motor functions after brain injury. Multimodal fusion technology enables simultaneous electroencephalogram and functional magnetic resonance imaging data acquisition. The combination of their respective advantages in temporal and spatial resolution significantly improves diagnostic efficacy in consciousness level assessment. Neuromodulation technologies are becoming increasingly precise and individualized. Navigated transcranial magnetic stimulation and deep transcranial magnetic stimulation enable precise intervention on specific cortical and deep brain areas. High definition transcranial direct current stimulation has been proven to be effective in enhancing the consciousness level in patients with disorders of consciousness and promoting upper limb functional recovery in stroke patients. Deep brain stimulation can significantly improve the prognosis in some patients with disorders of consciousness. The transcranial magnetic stimulation-electroencephalogram paradigm allows direct quantification of cortical excitability and network connectivity. Based on a closed-loop paradigm, responsive neurostimulation achieves real-time monitoring and automatic intervention of abnormal epileptic electrical activity. However, the realization of precision rehabilitation for brain injury still faces many challenges, including the complexity of multimodal data fusion, the lack of individualized biomarkers, insufficient understanding of underlying mechanisms, and difficulties in clinical translation. Future research should focus on constructing a closed-loop neuromodulation system based on multimodal sensing, exploring novel paradigms for spatiotemporal precision and synergistic modulation, and establishing a rehabilitation assessment-intervention framework integrating standardization and individualization. These efforts will drive the refinement and development of a precision rehabilitation system for brain injury.

KEY WORDS brain injury; brain function assessment; neuromodulation; multimodal fusion; precise localization; precise rehabilitation
DOI:10.3724/SP.J.1329.2026.03001