

下肢康复训练机器人关键技术的研究进展

郭冰菁 韩建海 李向攀 刘延斌 尤爱民

随着机器人技术的迅猛发展,医疗行业中康复训练机器人已成为康复领域的研究热点及前沿技术之一,下肢康复机器人对脑卒中患者的康复训练、脊髓损伤和截瘫、骨折患者的重新行走均能起到巨大的辅助作用。王陇德院士的《中国脑卒中防治报告(2015)》^[1]中提到,到 2030 年中国将有 3177 万脑卒中患者,40~64 岁患者占近 50%,高危人群中 40~64 岁所占的比例超过了 60%。统计数据表明,脑卒中发病率高、患者年轻化,普遍存在下肢功能障碍后遗症,70%~80% 遗留残疾。康复治疗在一定程度上决定着神经塑造的方向和程度,大脑功能的可塑性具有神经解剖学依据^[2]。下肢功能障碍患者术后的康复治疗是降低致残率、提高个人及家庭生活质量的的重要手段^[3-4]。传统康复训练主要依靠理疗师的手动辅助,康复效果取决于理疗师的经验和水平,工作强度大;人工训练导致训练参数不确定;运动轨迹、速度及力度难以保持良好的一致性等优点制约了康复训练效果和效率^[5]。康复机器人的出现实现了康复治疗智能化和自动化^[6],是面向患者,以临床需求为驱动而产生的新型综合性研究领域。具有持续、定量、训练参数一致、训练方式多样化的优点,辅助患者精确、定量、科学的完成康复训练。

康复机器人面向患者设计,人机之间有直接的运动耦合和动力耦合,其研究具有较多难点与技术创新点,涉及到机械结构接触顺应性、作业姿态拟人性、作业力控制交互柔顺性、运动自稳定性、患者形态差异的自适应性等方面。本文主要就面向临床需求的机器人结构设计及优化技术、多信息融合传感技术、患者在环(human-in-loop)的康复训练模式构建技术以及运动柔顺控制技术四项下肢康复训练机器人的关键前沿技术展开讨论和综述。

下肢康复训练机器人结构

一、分类

下肢康复训练机器人根据患者在康复训练中的身体姿态,有坐式或卧式机器人、直立式机器人、辅助起立式机器人等^[7]多种形式。坐式或卧式机器人适用于瘫痪患者或者下肢力量较弱的患者,帮助患者关节伸展活动,防止肌肉萎缩、关节功能丧失。直立式机器人常见有减重式、起立床式和骨盆支撑式,帮助患者进行步态行走康复。辅助起立式机器人用于辅助患

者从坐姿到站姿的体位变化过程中的康复训练。

二、下肢康复训练机器人结构形式

机构设计是机器人辅助康复系统的基础,应该要遵循结构简单、轻量化、适应人体和易于穿戴的要求^[6]。按照康复训练中对患肢的接触驱动方式分为末端驱动式和多关节驱动式两类。

末端式康复机器人与人体接触点少,结构简单,适应性强,国内外的研究已经有较多转化为产品。常见形式有脚踏式和脚底平台式两种。脚踏式通过脚踏板驱动患者下肢,如德国的步态训练机器人(gait trainer, GT)^[8-9]是悬吊脚踏式康复机器人,由绳索悬吊装置减重,2 个足底脚踏板驱动,实现站姿的康复训练。6 自由度足底触觉反馈行走机器人 Haptic Walker^[10-11]是在 GT 机器人基础上的高级开发,该机器人由 2 个独立机械臂组成,操作者自定义末端脚踏板运动轨迹,不仅能够完成站立时的动作,如上台阶、直线行走等,还能够在起伏不平的道路上行走,具有较好的系统动态特性。哈尔滨工程大学张立勋教授团队研发的三自由度卧式下肢康复机器人^[12],包括机器人平台和左右腿训练机构,采用脚踏板驱动,可以使患者模仿正常人仰卧时腿的屈伸运动,完成髋、膝、踝关节的复合运动及踝关节的姿态训练。脚底平台式机器人将患者足部固定在平台上,常见采用并联机构实现平台多自由度驱动。美国新泽西州立罗格斯(Rutgers)大学研发的 6 自由度并联踝关节康复装置^[13]基于德国人斯图尔特(Stewart)提出的 Stewart 并联平台构建,采用气动伺服系统控制完成踝关节功能训练。

多关节驱动式康复机器人结构上多采用拟人的外骨骼式机械腿装置,在腿部与人体有多处结合点,配合多种传感器的反馈可实现复杂的康复训练^[14]。用于步态行走训练的主要有减重式和移动式两种。瑞士的步态康复训练系统 Lokomat^[15-16]是一种典型的减重式外骨骼机器人,两套二自由度外骨骼带动人体下肢在跑步机上进行步态康复训练,减重装置稳定上身,并通过悬吊减轻下肢支撑力。荷兰的下肢动力外骨骼步态康复机器人 Lopes^[17]也是减重式直立结构。由于减重装置减轻患者下肢支撑力量,这类机器人可早期介入患者康复,但减重装置存在导致患者平衡感丧失的问题。移动式康复训练机器人帮助患者进行步态行走训练和平衡训练,一般包括穿戴式外骨骼和辅助移动装置,或用拐杖增加第 3 点稳定支撑。日本的混合动力下肢外骨骼机器人(hybrid assistive limb, HAL)^[18]是一款可穿戴外骨骼结构的机器人,用于康复训练和负重辅助。浙江大学杨灿军教授团队开发有系列下肢外骨骼机器人^[19-21],包括减重式、行走式与轮椅式,前两种可用于步态训练,轮椅式为坐式结构,通过直线驱动器完成双腿髋关节与膝关节的伸展康复训练,共 4 个自由度。

多关节驱动式机器人康复训练时各个驱动关节处需要同时但不同大小的力(力矩),关节运动轨迹合成的下肢步态应模拟健康人在生理范围内的步行轨迹,因此对多关节协调控制要

DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2017.03.020

基金项目:河南省教育厅科学技术研究重点项目(14A460025);河南省洛阳市科技计划项目(1401006A)

作者单位:471003 洛阳,河南科技大学机电工程学院,河南省机器人与智能系统重点实验室(郭冰菁、韩建海、李向攀、刘延斌);机械装备先进制造河南省协同创新中心(韩建海);河南科技大学第一附属医院康复科(尤爱民)

通信作者:韩建海, Email: jianhaihan@haust.edu.cn

求很高,但能够完成更加全面的、多种形式的康复训练。

康复训练模式构建技术

患者的病情千差万别,在不同的康复期应具有不同的运动模式。瑞典治疗师 Brunnstrom 提出了著名的脑卒中后恢复 6 阶段理论^[22],康复初期(软瘫期)、康复中期(痉挛期)和康复恢复期阶段中患者的治疗目的不同,要在不同的康复阶段提供患者所需要的正确训练模式,制定个性化的训练方式^[23]。

目前机器人康复训练模式有被动训练和主动训练两种。被动方式是机器人带动患者按照步态轨迹运动;主动方式是患者能够一定程度的自主参与并按照意愿控制机器人,因此实现了“患者在环”的思想。主动训练包括助力模式和阻力模式:主动助力模式用于患者有一定愿望去行走但缺乏运动能力时由机器人加以辅助,辅助力的大小可按照患者康复状态可调;主动阻力模式是当需要训练肌肉力量时,患者克服机器人提供的阻力完成训练,阻力也可按需调整。

在康复早期,通常采用被动训练来帮助患者提高运动能力和减少肌肉的萎缩;患者恢复一定力量后的康复中期开始主动训练,鼓励患者主动参与;在康复晚期,要训练患者走的好,因此机器人可用于平衡、协调训练。下肢动力外骨骼步态康复机器人 Lopes^[17]中包含了被动训练和主动训练两种模式。国内外的康复机器人中通常都提供这两种训练模式。

除以上描述的常见训练模式外,一些康复机器人附加了特殊的治疗功能。如增加了功能性电刺激(functional electrical stimulation, FES)的辅助、美国的下肢恢复性治疗设备(restorative therapies 300-leg, RT300-Leg)^[24]和瑞士的坐式自主运动康复训练机器人 Motion Maker^[25]采用 FES 技术刺激下肢肌肉有规律的收缩、可以与物理治疗师远程网络化交流的网络化智能康复训练系统 NeXOS^[26]、河南科技大学^[27]研制的卧式外骨骼下肢康复机器人具有结合中医按摩手法的被动训练等。

多信息源传感技术

下肢康复训练机器人需获取机器人、患者、人机接触的运动与动力信息。机械设备上多采用位置、姿态、力觉、接近觉传感器。根据控制对象的不同,如各种电机、气缸等,选择合适的物理传感器,实现位置控制和力(矩)控制。由于康复训练时机器人与人交互作用,近年来开始使用来自患者的生物信号作为反馈,反映运动意向和肌肉活性。下肢康复机器人使用的生物信号多为生物肌电(electromyography, EMG)信号和脑电(electroencephalography, EEG)信号。表面肌电信号(surface electromyography, sEMG)的微小电变化,与肌肉的功能状态和活动状态之间存在不同程度的相关性,它可以用于描述运动意向,如混合助力下肢外骨骼机器人 HAL^[28],通过 EMG 信号测试人机交互力,找出关节扭矩和 EMG 信号之间的关系来估计运动意向。脑机接口技术中采用的脑电信号^[29-30],目前有侵入式和非侵入式两种研究。侵入式由于医学伦理问题,开展的较少;非侵入式利用计算机和脑电传感器模拟神经和肌肉之间的通路,控制康复机器人带动患肢,实现骨骼、肌肉与神经系统之间的交互。基于生物信号的运动意向预测技术提高了人机交互能力,具有无创性、实时性、操作简单、多靶点测量的优点。其缺

点是生物信号易受干扰,特征信号提取需要智能算法的参与^[31-32]。因此采用混合数据融合(位置、力和生物信号等),实现医、工多信息源融合的新型传感技术,使得机器人能够感知更全面的信息。

运动柔顺控制技术

康复机器人受到来自患者和环境的不确定干扰,是一个具有不确定性的非线性动态系统,从传统的轨迹控制发展为现在的柔性控制,有位置反馈控制、力反馈控制、生物信号反馈控制等控制方式。在康复机器人中根据控制指标和目的,控制策略上通常采用比例积分微分(proportion integral derivative, PID)控制、模糊控制、神经网络控制、鲁棒控制(Robust control)、自适应控制、变结构控制、迭代学习控制、反馈控制策略及多种控制策略的组合。人机智能控制是目前的技术热点。

一、位置反馈控制与步态轨迹规划

位置反馈控制在康复早期被动训练模式下非常重要,引导患者下肢严格按照预定轨迹运动,固定且重复性的训练将导致患者的消极反应而产生负面的训练效果,因此,在康复中后期时不适合单独使用。位置控制中通过行走步态轨迹规划得到期望康复训练轨迹。在满足患者当前可承受活动能力的前提下,必须符合健康人的生理步态特征,超出生理步态的规划会造成二次伤害。常用方法有仿生学法、模型法和稳定判据法^[33]。

例如:Lopes 机器人中患肢的参考运动轨迹通过采用健肢运动的瞬时映射来产生,实现在线轨迹生成。李峰等提出的步态轨迹自适应控制^[34]实现了期望关节轨迹的自适应调整和跟踪,考虑了患者的运动意图和主动作用力。彭亮等提出了康复机器人的同步主动交互控制^[35],采用自适应频率振荡器算法,从 sEMG 中获取稳定的运动模式信息(幅值、频率和相位等),据此生成参考运动轨迹。

二、力反馈控制

基于力反馈的运动控制考虑了人机交互,用于力量恢复与增强的主动训练模式中。主要有力位混合控制和阻抗控制两种。力位混合控制是位置和力的双闭环控制。康复机器人应用对象是患者,因此应保持柔顺性来避免人与机器人之间的对抗力导致的伤害。阻抗控制是实现柔顺控制的一种重要方法,可实现机器人位置和接触力之间的动态关系的实时调整,且具有不依赖外界环境运动约束的先验知识的优点^[36]。6 自由度并联踝关节康复机器人 Rutgers^[13]中采用了力位控制器,通过读取脚的位置和姿态,在虚拟现实环境产生下肢训练的 6 自由度阻尼力。减重悬吊下肢康复训练机器人 Lokomat^[37-38]、下肢主动康复训练机器人(active leg exoskeleton, ALEX)^[39]中都采用了患者主动参与的阻抗控制,通过引入“路径范围控制”进一步发展成为“按需辅助”(assist as needed, AAN)方式。阻抗自动调整使得机器人保持较大的柔性并提供足够的辅助来完成要求的康复任务。变阻抗的按需辅助控制已经成为控制策略研究中最能体现柔性控制的一种技术。

三、生物信号反馈控制

采用生物信号反馈控制需要 4 项关键技术:生物信号的有效提取、动作辨识中的生物信号特征提取、动作模式分类与识别和机器人控制方法。下肢控制有严格的实时性要求,生物信

号反馈控制方法复杂而且需要大量的采样信号,使得控制器的实时性有所欠缺。但采用生物信号能够评价患者肌肉力量、活动水平、残疾状况等,机器人可以感知患者下肢状态并采取合适的控制策略。随着近期的生物信号实时处理技术的发展,基于生物信号反馈的机器人控制成为一个重要的研究领域。

结论与展望

康复机器人集成人的智能和机器的力量,临床研究表明,在常规康复干预基础上增加下肢康复机器人步行康复训练,能够进一步改善患者下肢运动功能^[40],表现出鼓舞人心的临床效果和康复效率。在本文中,对下肢康复机器人在机械结构、训练模式、传感技术和控制策略方面的关键技术进行了阐述,主要有以下几方面的结论:①康复机器人直接与人体下肢接触,结构设计上应考虑工作空间、运动特性、柔顺性和安全性。外骨骼式和末端式是当前的主要结构形式;②康复机器人具有被动训练和主动训练模式。被动训练用于早期康复,主动模式考虑了患者的主动意愿和主动努力,用于中后期康复;③康复机器人中采用位置、力觉、生物信号多信息源传感技术,通过信息融合能够更全面地反映患者、机器人及两者交互的实际情况;④控制策略的选择上,被动训练中采用位置控制,主动训练多采用力反馈阻抗控制和生物信号反馈控制。基于混合信号融合反馈的自适应控制器能够感受到患者的状态并且调整机器人柔性来适应不同的患者,是康复机器人控制策略中的热点技术。

机器人辅助下肢康复领域的研究趋势总结如下:①结构设计的轻量化、仿生优化设计,易于穿戴。比如利用 3D 打印技术改善结构设计;选用新型材料,设计柔性软体衣;高功率/质量比的驱动器设计等;②增加平衡协调能力训练功能。从医疗角度考虑,以步态训练为目的的下肢康复机器人,在康复后期,走的好需要增加机器人的平衡协调能力训练功能;③变阻抗控制策略的研究。机器人辅助康复需要遵守神经生理治疗原则,阻抗在主动训练中应该是时变的,虽然目前已有大量研究致力于此,但实际应用中仍是一个研究难点;④人机交互对于鼓励患者康复非常重要,虚拟现实技术在康复机器人中的应用与集成是目前的热点,能够提高患者主动参与运动训练的积极性,有效辅助患者的心理治疗。

参 考 文 献

- [1] 王陇德. 中国脑卒中防治报告(2015) [M]. 北京:中国协和医科大学出版社, 2015:53-60.
- [2] 周士枋. 脑卒中后大脑可塑性研究及康复进展[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2002, 24(7): 501-503. DOI: 10.3760/j.issn: 0254-1424.2002.07.023.
- [3] Sun Y, Paulus D, Eyssen M, et al. A systematic review and meta-analysis of acute stroke unit care: What's beyond the statistical significance[J]. BMC Med Res Methodol, 2013, 13(1): 132-142. DOI: 10.1186/1471-2288-13-132.
- [4] 张通. 借鉴国内外研究进展深化我国卒中康复[J]. 中国脑血管病杂志, 2014, 11(5): 225-228. DOI: 11.3969/j.issn.1672-5921.2014.05.001.
- [5] Westlake KP, Patten C. Pilot study of Lokomat versus manual-assisted

- treadmill training for locomotor recovery post-stroke[J]. J Neuroeng Rehabil, 2009, 6(1): 11-18. DOI: 10.1186/1743-0003-6-18.
- [6] 倪自强, 王田苗, 刘达. 医疗机器人技术发展综述[J]. 机械工程学报, 2015, 51(13): 45-52. DOI: 10.3901/JME.2015.13.045.
- [7] Meng W, Liu Q, Zhou ZD, et al. Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation[J]. Mechatronics, 2015, 31(1): 132-145. DOI: 10.1016/j.mechatronics.2015.04.005.
- [8] Pohl M, Werner C, Holzgraefe M, et al. Repetitive locomotor training and physiotherapy improve walking and basic activities of daily living after stroke: a single-blind, randomized multicentre trial (Deutsche Gangtrainer Studie, DEGAS)[J]. Clin Rehabil, 2007, 21(1): 17-27. DOI: 10.1177/0269215506071281.
- [9] Peurala SH, Airaksinen O, Huuskonen P, et al. Effects of intensive therapy using gait trainer or floor walking exercises early after stroke[J]. J Rehabil Med, 2009 41(3): 166-173. DOI: 10.2340/16501977-0304.
- [10] Schmidt H, Hesse S, Bernhardt R, et al. Haptic Walker: a novel haptic foot device[J]. ACM TAP, 2005, 2(2): 166-180. DOI: 10.1145/1060581.1060589.
- [11] Schmidt H, Werner C, Bernhardt R, et al. Gait rehabilitation machines based on programmable footplates[J]. J Neuroeng Rehabil, 2007, 4(1): 1-7. DOI: 10.1186/1743-0003-4-2.
- [12] 张立勋, 孙洪颖, 钱振美. 卧式下肢康复机器人运动学分析及仿真[J]. 系统仿真学报, 2010, 22(8): 2001-2005.
- [13] Girone M, Burdea G, Bouzit M, et al. A Stewart platform based system for ankle telerehabilitation[J]. Autonomous Robots, 2001, 10(2): 203-212. DOI: 10.1023/A:1008938121020.
- [14] 胡进, 侯增广, 陈翼雄, 等. 下肢康复机器人及其交互控制方法[J]. 自动化学报, 2014, 40(11): 2377-2390. DOI: 10.3724/SP.J.1004.2014.02377.
- [15] Riener R, Lünenburger L, Maier IC, et al. Locomotor training in subjects with sensorimotor deficits: an overview of the robotic gait orthosis lokomat[J]. J Health Care Eng, 2010, 1(2): 197-216. DOI: 10.1260/2040-2295.1.2.197.
- [16] Van Kammen K, Boonstra AM, van der Woude LH, et al. The combined effects of guidance force, bodyweight support and gait speed on muscle activity during able-bodied walking in the Lokomat[J]. Clin Biomech, 2016, 36(1): 65-73. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2016.04.013.
- [17] Veneman JF, Kruidhof R, Hekman EE, et al. Design and evaluation of the LOPES exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2007, 15(3): 379-386. DOI: 10.1109/TNSRE.2007.903919.
- [18] Kawamoto H, Kamibayashi K, Nakata Y. Pilot study of locomotion improvement using hybrid assistive limb in chronic stroke patients[J]. BMC Neurol, 2013, 13: 141-148. DOI: 10.1186/1471-2377-13-141.
- [19] Zhang JF, Dong YM, Yang CJ, et al. 5-Link model based gait trajectory adaption control strategies of the gait rehabilitation exoskeleton for post-stroke patients[J]. Mechatronics, 2010, 20(3): 368-376. DOI: 10.1016/j.mechatronics.2010.02.003.
- [20] Yan H, Yang CJ. Design and validation of a lower limb exoskeleton employing the recumbent cycling modality for post-stroke rehabilitation[J]. J Mech Eng Sci, 2014, 228(18): 3517-3525. DOI: 10.1177/0954406214527578.

- [21] 杨巍, 张秀峰, 杨灿军, 等. 基于人机 5 杆模型的下肢外骨骼系统设计[J]. 浙江大学学报(工学版), 2014, 48(3): 430-435, 444. DOI: 10.3785/j.issn.1008-973X.2014.03.008.
- [22] Brunnstrom S. Motor testing procedures in hemiplegia: based on sequential recovery stages[J]. Phys Ther, 1966, 46(4): 357-375.
- [23] 刘惠如, 张斯伟. 脑卒中患者偏瘫的康复治疗[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2004, 26(6): 361-362.
- [24] Gorgey AS, Lawrence J. Acute responses of functional electrical stimulation cycling on the ventilation to CO₂ production ratio and substrate utilization after spinal cord injury[J]. PM R, 2016, 8(3): 225-234. DOI: 10.1016/j.pmrj.2015.10.006.
- [25] Reynard F, Gerber F, Favre C, et al. Movement analysis with a new robotic device-the motionmakertm: a case report[J]. Gait Posture, 2009, 30(2): S149-S150. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2009.08.224.
- [26] Bradley D, Acosta-Marquez C, Hawley M, et al. NeXOS-The design, development and evaluation of a rehabilitation system for the lower limbs[J]. Mechatronics, 2009, 19(2): 247-257. DOI: 10.1016/j.mechatronics.2008.07.006.
- [27] Guo BJ, Han JH, Li XP, et al. Research and design of a new horizontal lower limb rehabilitation training robot[J]. Int J Adv Robot Syst, 2016, 13(1): 1-10. DOI: 10.5662/62032.
- [28] Kawamoto H, Lee S, Kanbe S, et al. Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller[C]. In: Proceedings of the IEEE international conference on systems, man and cybernetics. Washington DC, USA: IEEE, 2003: 1648-1653.
- [29] Blankertz B, Dornhege G, Krauledat M, et al. The berlin brain-computer interface: EEG-based communication without subject training[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2006, 14(2): 147-152. DOI: 10.1109/TNSRE.2006.875557.
- [30] Blankertz B, Losch F, Krauledat M, et al. The berlin brain-computer interface: accurate performance from first-session in BCI-naive subjects[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2008, 55(10): 2452-2462. DOI: 10.1109/TBME.2008.923152.
- [31] 丁其川, 熊安斌, 赵新刚, 等. 基于表面肌电的运动意图识别方法研究及应用综述[J]. 自动化学报, 2016, 42(1): 13-25. DOI: 10.16383/j.aas.2016.c140563.
- [32] 陈贵亮, 周晓晨, 刘更谦. 适应个体差异的下肢康复机器人步态规划[J]. 机械设计与制造, 2014, 12(12): 200-203. DOI: 10.3969/j.issn.1001-3997.2014.12.054.
- [33] 胡凌云, 孙增圻. 双足机器人步态控制研究方法综述[J]. 计算机研究与发展, 2005, 42(5): 728-733.
- [34] 李峰, 吴智政, 钱晋武. 下肢康复机器人步态轨迹自适应控制[J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(9): 2027-2036.
- [35] 彭亮, 侯增广, 王卫群. 康复机器人的同步主动交互控制与实现[J]. 自动化学报, 2015, 41(11): 1837-1846. DOI: 10.16383/j.aas.2015.c150270.
- [36] Novak D, Riener R. Control strategies and artificial intelligence in rehabilitation robotics[J]. Ai Magazine, 2015, 36(4): 23-33.
- [37] Duschau-Wicke A, von Zitzewitz J, Caprez A, et al. Path control: a method for patient-cooperative robot-aided gait rehabilitation[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2010, 18(1): 38-48. DOI: 10.1109/TNSRE.2009.2033061.
- [38] Duschau-Wicke A, Caprez A, Riener R. Patient-cooperative control increases active participation of individuals with SCI during robot-aided gait training[J]. J Neuroeng Rehabil, 2010, 7(1): 43. DOI: 10.1186/1743-0003-7-43.
- [39] Banala SK, Agrawal SK, Scholz JP. Active leg exoskeleton (ALEX) for gait rehabilitation of motor-impaired patients[C]. In: Proceeding of IEEE 10th international conference on rehabilitation robotics. Noordwijk, Holland: IEEE, 2007: 401-407. DOI: 10.1109/ICORR.2007.4428456.
- [40] 林海丹, 张韬, 白定群. 下肢康复机器人训练对脑卒中偏瘫患者下肢运动功能的影响[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2015, 37(9): 674-677. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2015.09.007.

(修回日期: 2017-02-03)

(本文编辑: 汪 玲)

• 外刊撷英 •

Occipital nerve stimulation for chronic migraine

BACKGROUND AND OBJECTIVE Despite medical advances, it is estimated that five percent of patients with chronic migraine (CM) are refractory to treatment. As some have suggested the feasibility of occipital nerve stimulation (ONS) for the treatment of these headaches, this study examined the long-term outcomes of a single center cohort of patients with CM undergoing ONS.

METHODS Patients seen at a headache clinic in London with a diagnosis of CM were treated with implantation of bilateral ONS electrodes, and an implantable pulse generator (IPG). Remote controls were provided to the participants to adjust the stimulation amplitude. The subjects maintained headache diaries and were reviewed in clinic every three months for the first year and 12 months thereafter. The Migraine Disability Assessment Scores (MIDAS) and Headache Impact Test Six (HIT-6) scores were recorded before and after ONS to monitor headache-related disability. The primary outcome measure was improvement in mean monthly, moderate-to-severe headache days compared to baseline. A “responder” was defined as a patient who had a 30% or more reduction in headache days.

RESULTS Of the 53 patients, the mean duration of CM was 11.77 years, with a mean follow-up of 42 months. At final follow up, 45.3% were “responders” including 34.3% of those with CM alone and 66.7% of those with multiple headache types. Monthly moderate-to-severe headache days fell by 8.51 days ($P < 0.001$). While a significant improvement was noted in the HIT-6 scores, the reduction in MIDAS was not significant. Among responders, improvements in functional outcome related disability were noted.

CONCLUSION This study of patients with chronic headaches, including migraine, found that occipital nerve stimulation can significantly reduce the number of headache days, and, among responders, improve functional outcome and disability.

【摘自: Miller S, Watkins L, Matharu M. Long-term outcomes of occipital nerve stimulation for chronic migraine: a cohort of 53 patients. J Headache Pain, 2016, 17(1): 68.】