

大鼠前进动作激活方法改进及速度调节实验研究

罗祥宇^{1,2}, 张乐^{1,2}, 崔浩然^{1,2}, 何剑^{1,2}

(1. 中北大学 电子测试技术重点实验室, 山西 太原 030051;

2. 中北大学 铁电物理微纳器件与系统山西省重点实验室, 山西 太原 030051)

摘要: 针对大鼠运动调控过程中前进动作需长时间奖赏训练才能激活且速度不可控的难题, 本文对传统的大鼠前进动作激活方法进行了改进, 并提出了前进速度可控调节方法。通过剖析内侧前脑束(Medial Forebrain Bundle, MFB)对大鼠前进运动的调控机制, 改进了MFB电刺激策略, 同时利用刺激幅值和频率的变化实现了速度可控调节。结果表明, 使用改进的策略电刺激大鼠MFB, 在无需进行奖赏训练的情况下即可激活前进动作, 动作执行成功率>95%, 可控最快前进速度为24.52 m/min。与现有研究相比, 本文方法的前进动作可控大鼠的造模时间显著缩短, 使用更小的刺激参数实现了大鼠前进运动的精准调控。

关键词: 大鼠运动调控; 电刺激; 内侧前脑束; 前进动作; 速度调节

中图分类号: TP242 **文献标识码:** A **doi:** 10.62756/jnuc.issn.1673-3193.2025.02.0004

引用格式: 罗祥宇, 张乐, 崔浩然, 等. 大鼠前进动作激活方法改进及速度调节实验研究[J]. 中北大学学报(自然科学版), 2025, 46(6): 734-741.

LUO Xiangyu, ZHANG Le, CUI Haoran, et al. Research on the improvement of activation methods and speed regulation of forward movement in rats[J]. Journal of North University of China(Natural Science Edition), 2025, 46(6): 734-741.

Research on the Improvement of Activation Methods and Speed Regulation of Forward Movement in Rats

LUO Xiangyu^{1,2}, ZHANG Le^{1,2}, CUI Haoran^{1,2}, HE Jian^{1,2}

(1. Science and Technology on Electronic Test and Measurement Laboratory, North University of China, Taiyuan 030051, China;

2. Shanxi Key Laboratory of Ferroelectric Physical Micro-nano Devices and Systems,
North University of China, Taiyuan 030051, China)

Abstract: To address the challenges of prolonged reward training and uncontrollable speed in activating forward movement during rat locomotion regulation, an optimized forward motion activation method of rats based on the traditional method and a speed-controllable regulation approach were proposed. The medial forebrain bundle (MFB) stimulation strategies were improved by investigating the regulatory mechanism of MFB electrical stimulation on rat forward locomotion. At the same time, speed-controllable modulation was achieved through adjustments in stimulation amplitude and frequency. It is found that the forward movement can be successfully activated without reward training using the optimized MFB electrical stimulation strategy, achieving a successful rate of movement execution exceeding 95% and the fastest controllable speed of 24.52 m/min. Compared with existing studies, this approach reduced the modeling time of speed-controllable rats markedly.

收稿日期: 2025-02-12

作者简介: 罗祥宇(1999-), 男, 硕士生, 主要从事动物机器人方面的研究。

通信作者: 何剑(1985-), 男, 教授, 博士, 主要从事智能感知方面的研究。E-mail: drhejian@nuc.edu.cn.

and realized precise regulation of rat forward movement utilizing lower stimulation parameters.

Key words: rat locomotion regulation; electrical stimulation; medial forebrain bundle; forward movement; speed regulation

0 引言

脑机接口(Brain-Computer Interface, BCI)为按照人类思想控制动物运动提供了有效途径。基于BCI的动物机器人作为新兴研究领域,将动物天然的运动感知能力和机器人的技术优势相结合,能够帮助人类执行复杂任务,在环境监测、军事侦察、废墟救援等方面具有广阔的应用前景,是对传统机器人的有效补充^[1-5]。大鼠作为最常见的实验动物,具有明确的神经解剖结构和丰富的行为模式,是陆地动物机器人的理想模型。前进动作是大鼠机器人的关键动作之一,有效控制大鼠前进在其执行导航任务中发挥着重要作用。

Talwar等^[6]提出将操作性条件反射应用到大鼠运动控制中,通过电刺激大鼠MFB脑区的“虚拟奖赏”机制,控制大鼠执行前进动作。后续的大鼠运动调控研究^[7-10]沿用这种方法训练前进动作:首先在斯金纳箱中对大鼠进行压杆奖赏实验以获得合适的奖赏电刺激参数,随后将其放入旷场,当大鼠自发前进时给予奖赏电刺激,停止不动时则停止奖赏电刺激,经过一段时间的强化训练,大鼠便能够在电刺激下执行前进动作。郭颂超^[11]提出利用光遗传学技术,在大鼠腹侧纹状区的神经元内表达光敏感蛋白,并利用光刺激替代传统的电刺激,经过“奖赏学习”实现了对大鼠前进运动行为的调控。Kong等^[12]对大鼠在操作性条件反射下的MFB刺激参数进行了优化,通过调整不同的电刺激参数,确定了大鼠在操作性条件反射和运动任务中的最佳运动控制参数。Farakhor等^[13]还研究了MFB电刺激对大鼠的适应效应,发现刺激频率和脉冲宽度是影响适应效应的重要因素,并寻找了适宜的参数以防止任务执行中适应效应的发生。

在速度调节方面,Caggiano等^[14]发现楔形核和脚桥核中的谷氨酸能神经元在启动和维持运动、调节速度以及选择步态方面发挥了关键作用。通过光遗传学技术激活楔形核的谷氨酸能神经元可以诱导小鼠产生全速范围的运动,且运动速度随刺激频率增加而加快。孙炜等^[15]通过使用不同电流刺激单侧纹状体和单侧内侧前脑束损毁的帕

金森病大鼠模型的丘脑底核发现,在步行试验中,当电流从100 μA 增加到150 μA 时,纹状体损毁组和MFB损毁组的启动时间大幅缩短,平均步长显著增加,可以明显改善大鼠的运动障碍症状。

这些研究为控制大鼠前进提供了有效方案,改进了速度调节的方式,但仍存在不足之处:从电极植入大鼠到经过奖赏训练控制大鼠前进,需要耗费大量的时间和人力;没有阐明前进动作和刺激参数之间的定量关系,实际应用中,大鼠无法像仿生机器人那样精确调节前进速度以适应不同任务场景。这些挑战阻碍了大鼠运动调控走向实际应用,为此,本文进行了大鼠前进动作激活方法改进及速度调节研究。通过剖析MFB运动控制机理,调节MFB电刺激参数,寻找无需经过长时间奖赏训练直接激活每只大鼠机器人的前进动作最优刺激参数。接着评估了刺激参数(包括幅值、频率、刺激时间)和电极在体时间对大鼠前进速度的影响,根据刺激参数与前进速度的正相关性,实现了前进速度的分级可控调节。

1 实验材料

1.1 实验动物

选用体重为300~350 g的成年雄性SD(Sprague-Dawley)大鼠,购自斯贝福(北京)生物技术有限公司,实验动物生产许可证号为SCXK(京)2024-0001。大鼠饲养于铺有玉米芯垫料的PE塑料鼠笼中,定期提供水和食物,维持恒定的环境温度(24 ± 2) $^{\circ}\text{C}$ 和湿度(50 ± 5)%,保持12 h的光照/黑暗循环,以确保实验大鼠身体健康且活泼好动,实验动物使用许可证号为SYXK(晋)2024-0007。本研究已获得中北大学生物与医学伦理委员会批准(批准文号:20221103),所有动物实验均遵循动物实验福利伦理审查指南(GB/T 35892-2018)进行,在达到实验目的的前提下,尽量减少动物的使用数量。

1.2 实验装置

本实验所用的大鼠在体刺激电极为一体化双极电极,电极丝材质为镍钛合金,直径75 μm ,具有良

好的生物相容性、导电性和韧性。电极母座为 2×10 排母,在排母铜针处连接电极丝,并使用紫外线固化胶封固。制作完成的一体化双极电极尺寸为 $12 \text{ mm} \times 3 \text{ mm} \times 4 \text{ mm}$,重约 2 g 。该电极体积小、质量轻,不会带给大鼠太多的异物感。由于大鼠的MFB脑区位于大脑双侧,因此选择植入双MFB集成刺激电极,以保证电刺激的有效性(实际只需刺激其中一侧)。在制作电极时,根据《大鼠脑图谱(第6版)》中目标脑区的中心位置坐标确定电极丝的位置和长度,电极实物如图1所示。

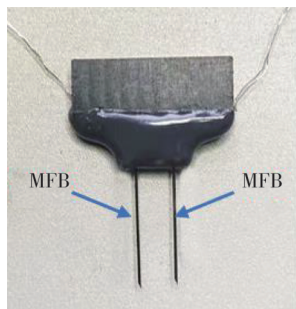


图1 双MFB集成刺激电极

Fig. 1 Dual MFB integrated stimulating electrodes

采用脉冲波对大鼠的目标脑区进行电刺激,电刺激信号由自制的无线刺激装置发出。该刺激装置基于STM32单片机开发,由主控模块、波形生成模块、电源管理模块和LoRa无线通信模块组成。将刺激装置置于自制尼龙背包中,其输出端与刺激电极相连,通过上位机控制,可发出刺激幅值、频率、时间可调的脉冲波,从而控制大鼠执行相应动作,如图2所示。



图2 搭载刺激背包执行动作的大鼠

Fig. 2 The rat equipped with a stimulating backpack to perform actions

2 实验方法

2.1 手术造模

所有大鼠在电极植入前有至少一周的时间适应实验室环境,电极植入手术全过程需在小动物麻醉机(通用型,RWD,中国)麻醉下完成。混合空气(流量为 0.5 L/min)与异氟烷(体积分数为 2.5% 左右,

RWD,中国)用于维持麻醉,当大鼠在针刺下无缩腿反应时,视为麻醉成功。随后,将大鼠置于脑立体定位仪(71000,RWD,中国)上,在头皮下注射利多卡因进行局部麻醉,暴露直径约为 1.5 cm 的圆形创面。剪除皮下筋膜和骨膜,使用双氧水清洁头骨表面,并调节颅骨前后水平。在手术过程中,首先测量前囟(Bregma)至后囟(Lambda)的距离,确保两点距离为 9 mm 。若不符合此标准,则需要按比例换算实际位点坐标,并选择合适的刺激电极。使用直径 0.8 mm 的颅钻在目标植入位点钻孔,植入位点根据《大鼠脑图谱(第6版)》中目标核团的解剖位置确定,选择原则是尽量靠近核团中心或是落于空间较宽阔的区域。通常以经过前囟和耳间线的冠状面为标志冠状面,确定前后(Anterior-Posterior, AP)坐标,前为正,后为负;以经过矢状缝的矢状面为正矢状面,确定旁开(Medial-Lateral, ML)坐标,左为正,右为负;以经过前囟和人字缝尖处颅骨最高点的水平面为零水平面,确定深度(Dorsal-Ventral, DV)坐标,上为正,下为负。本文选取的脑区坐标为:MFB,左右脑区一对(AP: -3.8 mm , ML: $\pm 1.6 \text{ mm}$, DV: -8.3 mm)。在不影响电极植入的位置埋植直径 1.0 mm 的颅钉,使用自制电极夹持器夹持电极并下放,待电极丝尖端到达目标位置后,使用牙科水泥(New Century,中国)均匀覆盖创口,凝固后完成电极植入手术。术后大鼠放入鼠笼中单独饲养,连续注射 3 d 青霉素以预防感染。

2.2 大鼠筛选

同一批大鼠之间存在个体差异,性格、活动能力、发育情况不尽相同,影响后续运动调控效果。在进行电极植入手术前,首先要对购买的大鼠进行初步筛选,尽量选取活泼好动、发育良好的大鼠作为电极植入对象。经过 $5 \sim 7 \text{ d}$ 的术后恢复,进行第二次筛选。对大鼠进行称重,选择体重与术前水平相当的大鼠;剔除因手术原因导致行为异常的大鼠,具体表现为应激或活动性降低;为保证电极植入位置准确,使用阻抗测试仪测量MFB脑阻抗,保留阻抗值在合理范围内的大鼠(MFB正常阻抗为 $30 \sim 70 \text{ k}\Omega$)。进行运动调控实验前还需再次筛选,观察大鼠在适宜参数MFB刺激下的反应,若有明显的探嗅和胡须抽动行为,则选取进行后续调控实验。

2.3 实验设计

选取 10 只造模成功的大鼠,在直径 1 m 的圆

形旷场中进行实验。依据每只大鼠的脑阻抗值,确定最小脑区激活参数,并在此参数基础上调整刺激幅值和频率,通过观察不同参数刺激下的大鼠运动状态,确定最优刺激参数。

使用最优刺激参数进行动作执行成功率测试。每次刺激指令发出后,若大鼠立即向前运动,则视为一次成功执行;连续刺激 20 次,每次间隔 10 s,计算动作执行成功率。

定义绕圆形旷场一周为一次前进任务。改变刺激幅值(增量为 0.1 V)或频率(增量为 20 Hz),刺激 MFB 控制大鼠执行前进任务,记录完成时间并计算前进速度;在同一参数下执行 5 次前进任务,取 5 次前进速度的平均值作为大鼠在该刺激参数下的前进速度。

每只大鼠同时作为对照组进行前进测试,在相同的条件下,不施加电刺激执行前进任务,并记录完成时间。在大鼠恢复期结束后的不同时间段,使用相同的刺激参数进行速度测试,探明电极在体时间对前进速度的影响。

2.4 组织学评估

为验证刺激电极植入位置的准确性和电刺激的有效性,在实验结束后,使用生理盐水与 10% 福尔马林的混合溶液对大鼠进行心脏灌注。随后取出大脑,进行切片和组织学评估。脑切片经苏木精-伊红染色后,在显微镜下放大 40 倍,与大鼠标准脑图谱比对,可清晰地观察到电极植入造成的损伤通道,且电极尖端位于目标脑区。电刺激位置附近的神经元细胞出现炎症和缺氧,排列紊乱,与未进行电刺激位置明显不同,如图 3 所示。

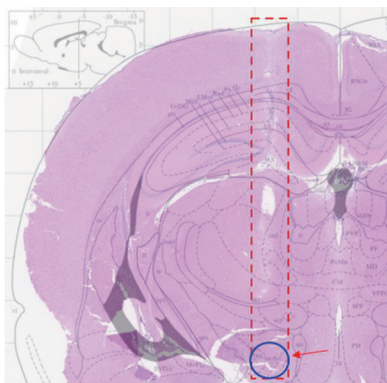


图 3 植入电极后的 MFB 脑切片图

Fig. 3 MFB brain sections after electrode implantation

2.5 数据分析

使用高速摄像机记录大鼠完成前进任务的时

间,并结合前进距离计算前进速度,数据以平均值±标准差的形式呈现。对实验数据进行线性拟合, R^2 (决定系数)越接近 1,表明模型的解释能力越强。使用 Pearson 相关系数分别评估幅值、频率与前进速度之间的线性相关程度, $p < 0.05$ 表明变量之间的正向关系显著。

3 结果和讨论

3.1 MFB 电刺激直接激活大鼠前进

本文旨在探讨 MFB 脑区的电刺激对大鼠前进动作的控制效果。MFB 中的某些纤维与奖赏机制密切相关,尤其是与多巴胺系统有关。刺激 MFB 可以增加大鼠伏隔核多巴胺和血清素代谢,使大鼠产生欣快感,从而引发奖赏效应,促使大鼠执行特定行为^[16]。

在先前的研究中,大鼠从电极植入到可执行前进任务,需经历 5~7 d 的恢复期、3~5 d 的斯金纳箱训练以及 3~5 d 的旷场奖赏训练,才能习得前进动作。本文直接对恢复期结束后的大鼠进行适宜参数的 MFB 电刺激,观察到大鼠能够迅速响应并执行前进动作,无需经历长时间训练(见图 4)。

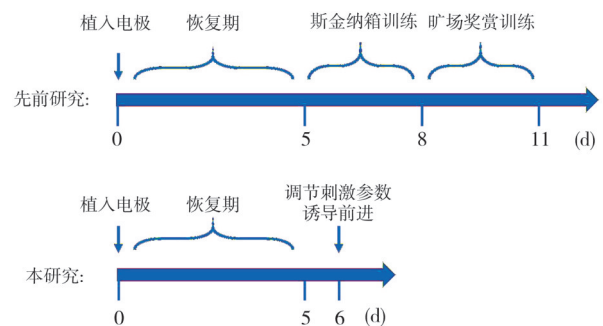


图 4 可执行前进动作的大鼠研制周期对比

Fig. 4 Comparison of development cycles of rats that can perform forward motions

在 10 只大鼠中,有 3 只在电刺激双侧 MFB 时出现抬爪、偏头、缩头等现象,这些现象不利于后续实验开展,因此选取剩余 7 只在圆形旷场中进行前进测试。在最小脑区激活值基础上,调节各刺激参数,以获得可诱导前进的最优刺激参数。各大鼠的脑阻抗值、最优刺激参数和动作执行成功率如表 1 所示。从表中可知,当刺激频率为 100~150 Hz 时,大鼠的最优刺激幅值在 1.0~1.8 V 范围内。林济延^[17]和张佳呈^[18]的研究中 MFB 的刺激参数一般为 5 V、100 Hz;贾帅锋^[19]

和杨科峰^[20]的研究的MFB的刺激参数为2.5~4.5 V, 100 Hz; Farakhor等^[13]采用2~3.6 V、100 Hz的参数施加MFB电刺激。与以往的研究相比,本文的电刺激参数更小,在相同刺激成功率的前提下对大鼠脑组织的损伤更少,一定程度上延长了大鼠的寿命。

表1 各大鼠MFB脑阻抗值、最优刺激参数及动作执行成功率
Tab. 1 MFB brain impedance, optimal stimulation parameters, and success rate of action execution in rats

编号	脑阻抗/k Ω	刺激参数			成功率/%
		幅值/V	频率/Hz	时间/s	
1	57	1.5	150	1.0	95
2	50	1.2	100	1.0	100
3	50	1.2	100	1.0	100
4	34	1.2	120	1.0	95
5	50	1.2	100	1.0	95
6	45	1.0	80	1.0	95
7	66	1.8	100	1.0	100

刺激MFB直接激活前进现象的原因包括:一方面,MFB作为多巴胺能神经通路关键传导束,电刺激可激活腹侧被盖区(VTA)到伏隔核(NAc)的奖赏通路,同时也可能激活下丘脑外侧区(LHA)的趋近行为中枢,诱发本能性趋近运动。趋近行为中枢通过MFB整合动机与运动输出,经MFB向VTA和纹状体发送谷氨酸能投射,激活长程投射纤维和过路突触,从而绕过学习过程,直接诱发前进行为的启动^[21]。另一方面,刺激参数起到了关键作用。以往研究的奖赏训练多采用低频(20~50 Hz)、短时长(0.1~0.5 ms)的脉冲,而直接诱发运动可能需要更高的参数,如>50 Hz的刺激可同步激活多巴胺能和非多巴胺能(如谷氨酸能)纤维,产生运动协同效应,无需传统操作性条件反射训练^[22-24]。研究还发现不同电压可分离不同通路,低电压主要激活多巴胺能中脑边缘通路引发奖赏相关行为,高电压则额外激活运动相关轴突直接触发运动行为^[25]。

该结果反映了MFB刺激对运动系统可能具有双重控制机制:对于以往研究中通过奖赏训练诱导的前进行为,低频刺激MFB可激活多巴胺能通路,释放多巴胺,在多巴胺作用下不断强化正在进行的行为,形成正反馈循环,经过长时间的循环使大鼠机器人习得前进动作;对于本文中无需训练直接刺激诱导的前进行为,高频刺激可激活MFB中运动相关的突触,直接驱动运动输出,使大鼠执行前进动作。

个别大鼠电刺激MFB出现反常现象,可能的原因是头骨表面标志点(如Bregma、Lambda点)定位误差导致电极植入位置的偏移,或者是电极植入后电极丝尖端分叉、损坏、被胶质瘢痕包裹导致刺激电流未能成功传递到神经元。当电极尖端落在MFB不同亚区时(如lat-MFB: MFB内侧部,主要含多巴胺能纤维,需学习依赖激活;med-MFB: MFB外侧部,富含谷氨酸能运动通路纤维),由于亚区功能特异性也会导致刺激效果的差异^[21]。后续造模需要注意这些问题,可采取脑立体定位时准确识别标志点、植入电极时检查电极形态、调整植入电极坐标等措施,以提高造模成功率。

3.2 大鼠前进速度分级调节

实验过程中发现,大鼠因刺激MFB诱发前进的速度随着电刺激参数的改变而变化,这一现象在以往研究中未曾被报道。

在所有的电刺激参数中,刺激幅值对前进速度的影响尤为显著。7只大鼠在改变刺激幅值刺激MFB时,均观察到前进速度随刺激幅值增加而加快的现象。图5显示,在相同的刺激频率下,尽管每只大鼠诱发前进动作的幅值范围不同,但在一定电压范围内,前进速度随着刺激幅值以0.1 V增加而不同程度地提高,两者呈现出密切的正相关性($p < 0.05$)。通过调节刺激幅值,可以控制大鼠前进速度最快达到(24.52 \pm 0.56)m/min。为避免大鼠受刺激时出现前进效果不佳或抽搐、痉挛等激烈反应,刺激幅值在0.9~2.0 V之间调节为宜。

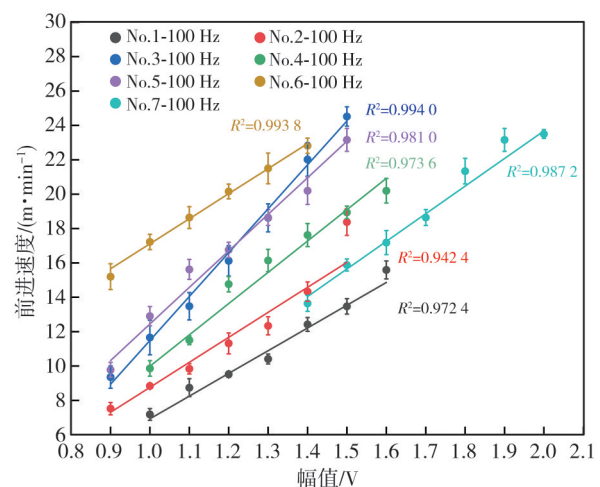


图5 刺激幅值与大鼠前进速度的关系

Fig. 5 Stimulus amplitude in relation to the forward speed of the rats

刺激频率的变化在调节大鼠前进速度方面也起着关键作用。在 7 只大鼠中,当刺激频率改变时,均观察到前进速度随频率增加而加快的现象。图 6 显示,在各自的最优刺激幅值下,随着刺激频率从 50 Hz 递增至 150 Hz, 7 只大鼠的前进速度显著加快,两者呈现明显的正相关性($p < 0.05$)。通过调节刺激频率,可以控制大鼠前进速度最快达到 (23.98 ± 0.32) m/min。为了使大鼠有效执行前进动作,且不出现在无反应或疼痛、不适等现象,适宜的刺激频率应控制在 50~150 Hz 范围内。

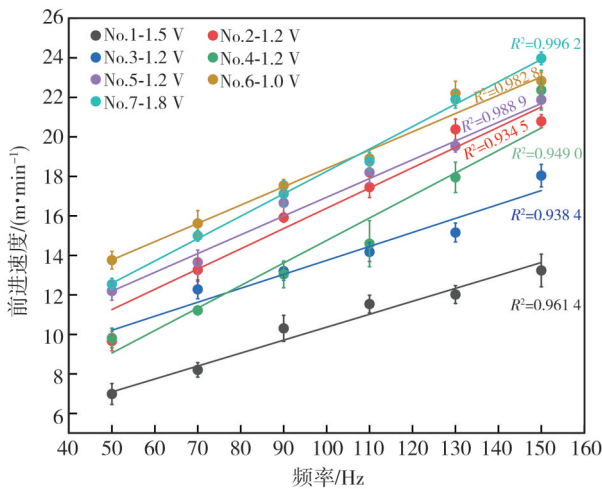


图 6 刺激频率与大鼠前进速度的关系

Fig. 6 Stimulation frequency in relation to the forward speed of the rats

林济延^[17]的研究中提到刺激大鼠 MFB 产生的前进速度可达到 18 m/min, Kong 等^[12]可控制大鼠的运动速度达到 9 m/min。与已有研究相比,本文可控制大鼠的前进速度最快达 24.52 m/min,处于领先地位。

改变电刺激的持续时间对大鼠的运动速度影响不大,但与短时间刺激(< 1 s)相比,较长时间的刺激可避免大鼠在刺激间隔内的自主随意运动(如挠头、洗脸、调头等),使其更易于保持长时间、远距离的前进,更快地抵达目标。以 7 号大鼠为例, MFB 刺激幅值和频率设置为最优参数,刺激时间从 1 s 开始,以 1 s 的增量增加到 5 s,完成 10 次绕圆形旷场 3 周任务所用的时间如图 7 所示,其余大鼠也有相同的趋势。过长时间的电刺激可能导致大鼠产生适应性疲劳甚至脑组织损伤,因此通常将刺激时间限制在 3~5 s 范围内,具体时间根据不同应用场景确定。

未施加电刺激的对照组大鼠在圆形旷场内前进一段距离便会停止,无法完成前进任务。即使

能够绕场一周,也会耗费大量时间,其前进速度远低于电刺激 MFB 时的速度,证明 MFB 刺激在大鼠前进控制中发挥了重要作用。

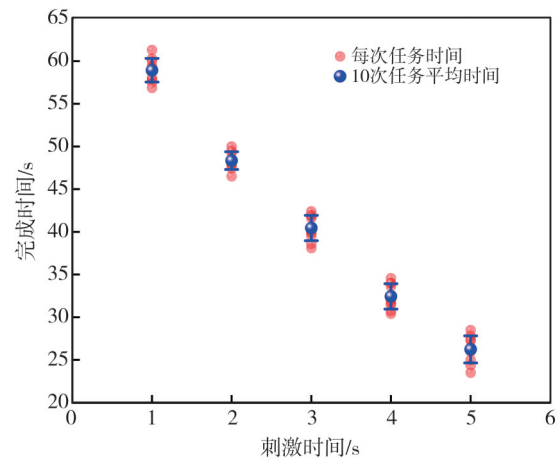


图 7 7 号大鼠在不同刺激时间下完成任务的时间

Fig. 7 Time to complete the task at different stimulation times for No. 7 rat

随着刺激电极在脑组织中存留时间的增加,电极丝尖端可能会被形成的胶质瘢痕包裹,影响神经元激活效果,因此电极存留时间也是影响 MFB 刺激效果的一个因素。为探明这一因素的具体影响,对同一只大鼠在不同时段给予最优参数的 MFB 电刺激,控制其完成旷场前进任务,观察前进速度变化。如图 8 所示,以 3 号和 7 号大鼠为例,在恢复期结束当天、一周、15 d 以及 30 d,分别以相同参数刺激 MFB 执行前进任务,4 个时间点之外不进行任何电刺激。结果显示,两只大鼠在不同时间点的电刺激下,前进速度变化不明显,保持在同一水平。这表明电极存留时间对大鼠前进速度的影响较小,同时也证明了 MFB 电刺激的稳定性和有效性。

电刺激 MFB 的幅值和频率增加,可能会导致 MFB 区域神经元的去极化程度更高、动作电位发放频率更快。当神经元受到足够强度和频率的刺激时,会产生更多的动作电位,这些动作电位沿着神经纤维传导,激活与运动相关的神经通路,进而促使大鼠的运动速度加快^[26]。

MFB 区域包含大量的多巴胺能神经元,电刺激可激活这些神经元,促进多巴胺的释放。多巴胺在运动调节中起着重要作用,它能影响神经元的兴奋性和神经信号的传递效率。高频和高幅值的电刺激可能更有效地激活多巴胺能神经元,增加多巴胺的释放量,从而增强对运动的促进作用^[27]。较高幅值和频率的电刺激还可能激活更广泛的神经网络。MFB 与大脑的多个区域(如前额

叶皮层、纹状体等)存在神经连接,这些区域均参与运动的调控^[28]。当MFB受到强烈刺激时,可能通过神经网络的相互作用,增强整个运动调控系统的活性,从而加快大鼠的运动速度。

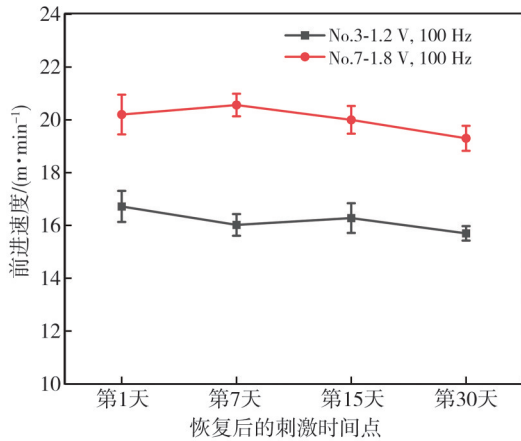


图8 不同时间点的MFB刺激对前进速度的影响

Fig. 8 Effects of MFB stimulation on forward speed at different time intervals

Yoshimoto等^[29]的研究也可以佐证这一现象,他们通过光谱分析证实,在电刺激MFB后,嗅探活动立即增强,且运动皮层(M1)中伽马振荡的功率增加。在嗅觉活动和运动皮层伽马振荡得到促进后,动物开始移动,MFB刺激引发的多巴胺能信号通过伽马振荡和M1突触可塑性促进运动学习是合理的。当幅值或频率增大时,释放出的电荷量增加,激活的神经元数量增加,进一步激活更加强烈的反应,导致前进速度大幅增加。

4 结论

本文改进了大鼠前进动作的激活方法,在无需训练的情况下,通过电刺激MFB实现了对大鼠的前进控制,大幅缩短了可执行前进动作大鼠的造模周期,降低了时间和人力成本。进一步研究了电刺激参数对大鼠前进速度的影响,实现了前进速度的分级调节,提高了动作控制的精确性。本文的结果有助于提升动物的运动能力,为研究大脑中与运动控制相关的神经通路和神经机制提供了新的视角和实践参考,有望为运动康复领域提供新的治疗手段。

伦理批准和动物权利声明/Ethics Approval and Animal Right

本研究涉及的所有动物实验均已通过中北大学生物与医学伦理委员会审批(批准文号:20221103)。所有实验过程均遵照《GB/T 35892—

2018 实验动物 福利伦理审查指南》进行。

All experimental animal protocols in this study were reviewed and approved by the Biological and Medical Ethics Committee of North University of China (No. 20221103). All experimental animal protocols were carried out by following “GB/T 35892 — 2018 Laboratory animal — Guideline for ethical review of animal welfare”.

参考文献:

- [1] 方轲,梅皓,宋逸,等. 动物机器人:研究基础、关键技术及发展预测[J]. 科学通报, 2022, 67(21): 2535-2552.
FANG Ke, MEI Hao, SONG Yi, et al. Animal robots: Research foundation, key technologies and development forecasts [J]. Chinese Science Bulletin, 2022, 67(21): 2535-2552. (in Chinese)
- [2] KAKEI Y, KATAYAMA S, LEE S, et al. Integration of body-mounted ultrasoft organic solar cell on cyborg insects with intact mobility [J]. Npj Flexible Electronics, 2022, 6: 78.
- [3] ZHOU Z, LIU D, SUN H, et al. Pigeon robot for navigation guided by remote control: System construction and functional verification [J]. Journal of Bionic Engineering, 2021, 18(1): 184-196.
- [4] ZHOU Z, MEI H, LI R, et al. Progresses of animal robots: A historical review and perspectiveness [J]. Heliyon, 2022, 8(11): e11499.
- [5] CHO Y K, KIM S, JUNG H H, et al. Neuromodulation methods for animal locomotion control [J]. Bio-medical Engineering Letters, 2016, 6(3): 134-147.
- [6] TALWAR S K, XU S, HAWLEY E S, et al. Rat navigation guided by remote control [J]. Nature, 2002, 417(6884): 37-38.
- [7] 张韶岷,王鹏,江君,等. 大鼠遥控导航及其行为训练系统的研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2007, 26(6): 830-836.
ZHANG Shaomin, WANG Peng, JIANG Jun, et al. Researches of control system for rat remote navigation and behavior training [J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2007, 26(6): 830-836. (in Chinese)
- [8] HUO J, ZHANG L, LUO X, et al. Motor behavior regulation of rat robots using integrated electrodes stimulated by micro-nervous system [J]. Micromachines, 2024, 15(5): 587.
- [9] XU K, ZHANG J, ZHOU H, et al. A novel turning behavior control method for rat-robot through the

- stimulation of ventral posteromedial thalamic nucleus[J]. Behavioural Brain Research, 2016, 298: 150-157.
- [10] CHO Y K, KOH C S, LEE Y, et al. Somatosensory ECoG-based brain-machine interface with electrical stimulation on medial forebrain bundle[J]. Biomedical Engineering Letters, 2023, 13(1): 85-95.
- [11] 郭颂超. 基于光遗传学技术的大鼠机器人运动调控研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2015.
- [12] KONG C, SHIN J, KOH C S, et al. Optimization of medial forebrain bundle stimulation parameters for operant conditioning of rats[J]. Stereotactic and Functional Neurosurgery, 2019, 97(1): 1-9.
- [13] FARAKHOR S, SHALCHYAN V, DALIRI M R. Adaptation effects of medial forebrain bundle micro-electrical stimulation [J]. Bioengineered, 2019, 10 (1): 78-86.
- [14] CAGGIANO V, LEIRAS R, GOÑI-ERRO H, et al. Midbrain circuits that set locomotor speed and gait selection[J]. Nature, 2018, 553(7689): 455-460.
- [15] 孙伟, 吴春明, 朱毅, 等. 不同电流强度刺激下单侧纹状体和单侧内侧前脑束损毁的帕金森病大鼠模型的行为学表现[J]. 大连医科大学学报, 2024, 46 (3): 193-199.
- SUN Wei, WU Chunming, ZHU Yi, et al. Behavior of parkinsonian rats with unilateral striatal lesion and medial forebrain bundle lesion under stimulation with different current intensities[J]. Journal of Dalian Medical University, 2024, 46(3): 193-199. (in Chinese)
- [16] HERMER-VAZQUEZ L, HERMER-VAZQUEZ R, RYBINNIK I, et al. Rapid learning and flexible memory in "habit" tasks in rats trained with brain stimulation reward[J]. Physiology & Behavior, 2005, 84(5): 753-759.
- [17] 林济延. 带可控静止功能的动物机器人研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2011.
- [18] 张佳呈. 大鼠机器人转向及探嗅行为控制与机制研究[D]. 杭州: 浙江大学, 2018.
- [19] 贾帅锋. SD大鼠行为控制系统的设计与实现[D]. 郑州: 郑州大学, 2011.
- [20] 杨科峰. 基于BCI的大鼠运动行为控制的研究[D]. 郑州: 郑州大学, 2011.
- [21] IKEMOTO S. Brain reward circuitry beyond the mesolimbic dopamine system: A neurobiological theory [J]. Neuroscience & biobehavioral Reviews, 2010, 35 (2): 129-150.
- [22] CORBETT D, WISE R A. Intracranial self-stimulation in relation to the ascending noradrenergic fiber systems of the pontine tegmentum and caudal mid-brain: a moveable electrode mapping study [J]. Brain Research, 1979, 177(3): 423-436.
- [23] YEOMANS J S. Two substrates for medial forebrain bundle self-stimulation: Myelinated axons and dopamine axons [J]. Neuroscience & Biobehavioral Reviews, 1989, 13(2/3): 91-98.
- [24] YEOMANS J S, MATHUR A, TAMPAKERAS M. Rewarding brain stimulation: Role of tegmental cholinergic neurons that activate dopamine neurons [J]. Behavioral Neuroscience, 1993, 107(6): 1077-1087.
- [25] SUN X, YIN L, QIAO Z, et al. Action potential firing patterns regulate dopamine release via voltage-sensitive dopamine D2 autoreceptors in mouse striatum in vivo [J]. Advanced Science, 2025, 12 (7) : 2412229.
- [26] FARAHANI F, KHADKA N, PARRA L C, et al. Transcranial electric stimulation modulates firing rate at clinically relevant intensities[J]. Brain Stimulation, 2024, 17(3): 561-571.
- [27] DAUTAN D, SOUZA A S, HUERTA-OCAMPO I, et al. Segregated cholinergic transmission modulates dopamine neurons integrated in distinct functional circuits [J]. Nature Neuroscience, 2016, 19(8): 1025-1033.
- [28] BRITT J P, BENALIOUAD F, MCDEVITT R A, et al. Synaptic and behavioral profile of multiple glutamatergic inputs to the nucleus accumbens [J]. Neuron, 2012, 76(4): 790-803.
- [29] YOSHIMOTO A, SHIBATA Y, KUDARA M, et al. Enhancement of motor cortical gamma oscillations and sniffing activity by medial forebrain bundle stimulation precedes locomotion [J]. eNeuro, 2022, 9(4): 521.