

不同强度重复外周磁刺激对运动皮质兴奋性影响的比较

高 鹏, 陈和木*

安徽医科大学第一附属医院康复医学科, 安徽 合肥

收稿日期: 2024年5月26日; 录用日期: 2024年6月21日; 发布日期: 2024年6月28日

摘 要

目的: 比较不同强度的重复外周磁刺激对运动皮质兴奋性的影响。方法: 招募右利手的健康志愿者20名, 采用随机数法进行排序。所有受试者均在四个不同的日期(为避免出现任何持久的刺激后效应, 每次接受实验间隔至少7天)接受阈值强度(T0组)、阈下80% (T1组)、阈上120% (T2组)、阈上150% (T3组)的rPMS刺激, 实验环境舒适安静。每次接受刺激的受试者由电脑随机抽取, 每位受试者每次接受刺激的强度由电脑随机选择, 后另由一名试验者在不知刺激条件的情况下使用TMS测量MEP振幅、潜伏期、静息运动阈值, 并通过配对脉冲刺激测量MEP振幅, 并将测量指标与常规测量振幅指标相除得到比值, 记为抑制百分比。结果: 1) T1组强度刺激前后MEP振幅、潜伏期、静息运动阈值各项指标无明显差异, 其余各组在刺激前后振幅指标差异均有统计学意义($P < 0.05$), 且样本相关的 α 值随刺激强度变化逐渐增大($T3 > T2 > T0 > T1$)。2) T1、T2组接受刺激前后抑制百分比无统计学差异($P > 0.05$), 但样本相关的显著性(α 值)提示其刺激前后指标仍存在一定差异。其余各组在刺激前后抑制百分比指标差异均有统计学意义($P < 0.05$), 且样本相关的 α 值随刺激强度变化逐渐增大($T3 > T2 > T0 > T1$)。结论: 以引起肌肉明显收缩的刺激强度为阈值, 一定范围内的刺激强度均可对大脑皮质的兴奋性产生促进作用, 且呈正相关关系。

关键词

重复外周磁刺激, 大脑皮质, 兴奋性, 运动诱发电位

Comparison of Effects of Repetitive Peripheral Magnetic Stimulation of Different Intensities on Motor Cortex Excitability

Peng Gao, Hemu Chen*

Department of Rehabilitation Medicine, The First Affiliated Hospital of Anhui Medical University, Hefei Anhui

*通讯作者。

文章引用: 高鹏, 陈和木. 不同强度重复外周磁刺激对运动皮质兴奋性影响的比较[J]. 临床医学进展, 2024, 14(6): 1008-1015. DOI: 10.12677/acm.2024.1461871

Received: May 26th, 2024; accepted: Jun. 21st, 2024; published: Jun. 28th, 2024

Abstract

Objective: Comparison of the effects of repetitive peripheral magnetic stimulation of different intensities on motor cortical excitability. **Method:** With inclusion and exclusion criteria, 20 healthy volunteers with right-handedness were recruited and ranked using the random number method. All subjects received rPMS stimulation at threshold intensity (T0 group), subthreshold 80% (T1 group), suprathreshold 120% (T2 group), and suprathreshold 150% (T3 group) on four different dates (to avoid any lasting post-stimulus effects, each receiving experiment was separated by at least 7 days) in a comfortable and quiet experimental environment. Subjects receiving each stimulation were randomly selected by computer, and the intensity of each stimulation received by each subject was randomly selected by computer, after which another experimenter used TMS to measure MEP amplitude, latency, and resting motor threshold without knowing the stimulation conditions. The MEP amplitude was also measured by paired-pulse stimulation, and the ratio was obtained by dividing the measured metrics with the conventionally measured amplitude metrics, which was recorded as the percent inhibition. **Results:** 1) There were no significant differences in MEP amplitude, latency, and resting motor threshold indices before and after intensity stimulation in the T1 group, and the differences in amplitude indices before and after stimulation were statistically significant for the remaining groups ($P < 0.05$), and the sample-related α values gradually increased with changes in stimulus intensity ($T3 > T2 > T0 > T1$); 2) there was no statistically significant difference in the percentage of inhibition before and after stimulation in the T1 and T2 groups ($P > 0.05$), but the significance of the sample correlation (α value) suggested that there were still some differences in the indicators before and after stimulation. The differences in the percentage of inhibition before and after stimulation in the remaining groups were statistically significant ($P < 0.05$), and the sample-related α value gradually increased with the change of stimulation intensity ($T3 > T2 > T0 > T1$). **Conclusion:** With the stimulation intensity causing obvious muscle contraction as the threshold, the stimulation intensity within a certain range can promote the excitability of the cerebral cortex, and there is a positive correlation.

Keywords

Repetitive Peripheral Magnetic Stimulation, Cerebral Cortex, Excitability, Motor Evoked Potential

Copyright © 2024 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

周围神经电刺激作为一种成熟的外周干预方式被广泛应用于运动障碍患者的康复治疗中,但其仍存在在刺激位置表浅、容易引起疼痛且会造成皮肤组织损伤的缺点。1982年,Polson等[1]利用时变磁场外周磁刺激作用于正中神经证明了磁刺激作用外周神经的有效性,其认为磁刺激产生的涡流能够直接刺激更深层的组织,且不会穿透皮肤,更少的激活感觉信号器。这种将磁刺激线圈作用于外周神经肌肉组织进而引起肌肉收缩的技术成为外周磁刺激,且具有无痛、刺激点位深、无需紧贴皮肤等优点。

重复外周磁刺激(repetitive Peripheral Magnetic Stimulation, rPMS)是将刺激重复连续输出的技术,当前已被证实对脑卒中后运动障碍的患者存在一定的疗效[2]-[6]。至于其相关机制,也包含了其对外周及中枢

的双重影响。Masanori Kamiue 等[7]利用 rPMS 刺激骨外侧肌诱导膝关节扭矩中提示了 rPMS 对肌肉的直接刺激作用。而 Gallasch 等[8]利用 TMS 及 fMRI 观察健康人在接受一次 rPMS 刺激后大脑运动皮质兴奋性被明显提高。运动诱发电位(Motor Evoked Potential, MEP)是一项无创性的神经电生理检测手段, 其潜伏期和振幅等指标往往被用于评估运动皮层兴奋状态[9]。

rPMS 参数一般是指刺激强度、刺激频率、脉冲总数, 但对于其在临床应用中的有效治疗参数尚无定论。其中对于刺激强度的选择, 不同的研究者选用不同的基线标准, 一般为运动阈值、磁刺激的最大输出、引起肌肉明显收缩的强度。朱光跃等[10]在《外周联合中枢双靶刺激促进脑卒中运动功能障碍康复专家共识》中提出对于运动功能障碍的临床推荐方案, 刺激强度建议逐步增加以达到目标肌肉或相关关节出现显著活动。故本文以引起肌肉明显收缩的强度为基线, 选取不同的刺激强度予健康人行外周磁刺激, 并评估对运动皮质兴奋性的即时影响。

2. 方法

2.1. 一般资料

本研究招募 20 名健康志愿者, 年龄在 20~35 岁之间, 平均年龄为 25.2 ± 3.6 岁, 其中男性 11 人, 女性 9 人。所有参与者均为右利手且排除标准为: ① 近期有明显肌肉拉伤; ② 有癫痫病史或癫痫家族史; ③ 有精神障碍或神经系统疾病史; ④ 牙科植入物、人工耳蜗、心脏起搏器或其他金属植入物; 所有参与者均签署了参与研究的书面知情同意书, 整个实验过程中无受试者主动退出且接受刺激时无明显特殊不适主诉。

2.2. 研究方法

2.2.1. 实验设计

研究采用随机、自交叉对照研究设计。所有受试者均在四个不同的日期(为避免出现任何持久的刺激后效应, 每次接受实验间隔至少 7 天)接受四次不同强度下的 rPMS 刺激, 实验环境舒适安静。每次接受刺激的受试者由电脑随机抽取, 每位受试者每次接受刺激的强度由电脑随机选择, 后另由一名试验者在不知刺激条件的情况下使用 TMS 测量 MEP 振幅、潜伏期、静息运动阈值。刺激点位为右侧桡侧腕伸肌肌腹[11], 刺激频率为 25 Hz, 脉冲数为 15,000 个, 刺激时间为 20 min [8]。受试者在研究期间需尽可能保持相对规律的作息, 并在参与试验三天前避免饮酒及咖啡等对大脑活动有影响的饮品, 避免参与使大脑过度兴奋的活动及行为。所有受试者在参与刺激之前均需先测量一次上述相关指标。

2.2.2. 重复外周磁刺激

采用河南翔宇医疗生产的功能磁刺激治疗仪 SD-PDC-2, 其最大磁感应强度为 6T, 穿透较深, 刺激频率范围广, 有多种刺激模式。实验环境选取舒适安静的房间, 嘱受试者以一个舒适的姿势坐在扶手椅上, 扶手上垫软垫, 将右前臂放置在身边的软垫上, 嘱受试者放松, 肘部微屈。线圈垂直放置在右侧桡侧伸肌肌腹上方, 观察到明显肌肉收缩时的刺激强度定位基线, 并记录。实验过程中注意观察患者有无明显不适, 如有即使停止刺激。刺激 20 分钟后, 由另一名试验者测量运动诱发电位(MEP)。

2.2.3. 运动诱发电位

采用河南翔宇医疗生产的经颅磁刺激器 XY-K-JLC-D 及肌电图仪对采集到的信号进行数字化分析。同样选取舒适安静的环境, 嘱受试者放松的坐在带扶手的高背椅上, 前臂自然的放置在扶手上, 嘱患者在测量静息运动阈值(rMT)和 MEP 期间不要移动身体以保持线圈在同一位置。

使用磨砂膏清洁受试者第一背侧骨间肌的皮肤, 以确保皮肤阻抗足够低。一对直径为 1 cm 的一次性

双极表面电极以 1.5 cm 的距离连接到右手的 FDI 肌肉上。接地电极放置在右尺桡骨髁突上。肌电图由肌电图仪记录, 滤波设置为 5~10 KHz, 采样率为 25 KHz, 扫描速度为 5 ms/div。

受试者保持双侧上肢肌肉放松并戴上定位帽。根据国际 10~20 脑电定位标准, 以 C3 为参考点定位初级运动皮层中的手部代表区。经颅磁设备采用八字形线圈测量 MEP。八字形线圈由两个直径为 9 厘米、电流方向相反的小圆形线圈重叠而成。线圈与头皮相切, 手柄与身体中线成 45°角。C3 周围能持续激发大振幅 MEP 的位置被确定为“热点”。根据之前的指南, 我们采用相对频率法来确定经颅磁的输出强度。在接近阈值时, 输出强度会逐渐降低, 直到最低输出强度能够在 10 次连续 TMS 刺激中唤起至少 5 个振幅大于 50 μ V 的 MEP。该输出强度定义为 rMT。用 120%rMT 强度的 TMS 刺激“热点”, 以获得皮质脊髓 MEP。任何被其他肌肉活动影响或振幅小于 50 μ V 的 MEP 均排除在分析之外。记录 10 个 MEP, 并计算各指标平均值。

采用阈下调节配对脉冲范式[12]诱导短时皮层内抑制(Short-interval Intracortical Inhibition, SICI)。使用同一个刺激线圈向左侧初级运动皮质提供两个磁刺激。条件刺激强度设定为 FDI 肌肉 MEP 反应活跃运动阈值的 80%。活跃运动阈值的定义是, 当受试者进行等长食指外展运动且肌电图振幅为 100 μ V 时, 在连续 5 次试验中至少有 3 次诱发 MEP 达到 200 μ V 所需的最小刺激强度。测试刺激强度设定为 rMT 的 120%。刺激间隔设定为 2.5 毫秒, 每次试验记录成对脉冲和单一刺激条件各 10 次, 取峰值并记录。后以成对脉冲刺激下的振幅与单一刺激条件下的振幅相比取得比值, 记为抑制百分比。

2.3. 统计分析

所有数据均采用 SPSS 26.0 版统计软件分析, 各组计量资料均采用 Shapiro-Wilk 检验进行正态分析, 显示 $P > 0.05$, 符合正态分布。4 次刺激前各项指标差异比较采用单因素方差分析, 事后比较采用 Bonferroni 检验, 如方差不齐, 则选用 Tamhane T2 (M) 检验。刺激前后比较采用配对样本 t 检验, 同时观察样本相关性指标。 $P < 0.05$ 为差异具有统计学意义。

3. 结果

3.1. 4 次刺激前 MEP 指标比较

20 名受试者每次接受刺激前 MEP 振幅、潜伏期及 rMT 分别采用单因素方差分析比较, 并通过方差齐性检验显示 $P > 0.05$, 提示方差齐。数据表明 4 次刺激前的各项指标无明显差异($P > 0.05$), 提示每位受试者接受不同刺激强度下的 rPMS 前大脑皮质兴奋性基本处于同一水平。见表 1。

Table 1. Comparison of pre-stimulation MEP indexes in 4 groups of subjects ($\bar{x} \pm s$ ms)
表 1. 4 组受试者刺激前 MEP 指标比较($\bar{x} \pm s$ ms)

	振幅	潜伏期	rMT
T0 组	0.48 $\pm$ 0.04	20.81 $\pm$ 0.81	57.69 $\pm$ 4.76
T1 组	0.50 $\pm$ 0.03	20.93 $\pm$ 0.72	58.10 $\pm$ 4.73
T2 组	0.48 $\pm$ 0.36	20.89 $\pm$ 0.65	58.05 $\pm$ 3.97
T3 组	0.48 $\pm$ 0.29	20.86 $\pm$ 0.61	57.66 $\pm$ 3.30
F 值	2.29	0.09	0.06
MSE	<0.01	0.49	17.94
P 值	0.09	0.96	0.98

3.2. MEP 振幅的变化

分别比较每名受试者接受刺激前后 MEP 振幅, 结果显示 T1 组受试者接受刺激前后振幅指标无统计学差异($P > 0.05$), 但样本相关的显著性(α 值)提示其刺激前后指标仍存在一定差异。其余各组在刺激前后振幅指标差异均有统计学意义($P < 0.05$), 且样本相关性的 α 值随刺激强度变化逐渐增大($T3 > T2 > T0 > T1$)。见表 2。

Table 2. Comparison of MEP amplitude before and after stimulation between four groups ($\bar{x} \pm s$ ms)

表 2. 4 组受试者刺激前后 MEP 振幅($\bar{x} \pm s$ ms)

组别	刺激前	刺激后	t 值	α 值	P 值
T0 组	0.48 ± 0.04	0.51 ± 0.04	-2.899	0.268	<0.05
T1 组	0.50 ± 0.03	0.51 ± 0.04	-0.878	0.183	0.391
T2 组	0.48 ± 0.36	0.61 ± 0.07	-7.372	0.628	<0.05
T3 组	0.48 ± 0.29	0.71 ± 0.06	-15.196	0.877	<0.05

3.3. MEP 潜伏期的变化

分别比较每名受试者接受刺激前后 MEP 潜伏期, 结果显示 T1 组受试者接受刺激前后潜伏期指标无统计学差异($P > 0.05$), 其 α 值提示其刺激前后指标仍存在一定差异。其余各组在刺激前后潜伏期指标差异均有统计学意义($P < 0.05$), 且样本相关性的 α 值随刺激强度变化逐渐增大($T3 > T2 > T0 > T1$)。见表 3。

Table 3. Comparison of MEP incubation period before and after stimulation between four groups ($\bar{x} \pm s$ ms)

表 3. 4 组受试者刺激前后 MEP 潜伏期($\bar{x} \pm s$ ms)

组别	刺激前	刺激后	t 值	α 值	P 值
T0 组	20.81 ± 0.81	19.94 ± 1.01	2.044	0.215	<0.05
T1 组	20.93 ± 0.72	20.09 ± 0.53	5.259	0.010	0.055
T2 组	20.89 ± 0.65	19.58 ± 0.51	4.255	0.604	<0.05
T3 组	20.86 ± 0.61	18.94 ± 0.76	8.582	0.967	<0.05

3.4 rMT 的变化

分别比较每名受试者接受刺激前后 rMT, 结果显示 T1 组受试者接受刺激前后 rMT 指标无统计学差异($P > 0.05$), α 值提示其刺激前后指标仍存在一定差异。其余各组在刺激前后 rMT 指标差异均有统计学意义($P < 0.05$), 且样本相关性的 α 值随刺激强度变化逐渐增大($T3 > T2 > T0 > T1$)。见表 4。

Table 4. Comparison of resting motor potential before and after stimulation between four groups ($\bar{x} \pm s$ ms)

表 4. 4 组受试者刺激前后 rMT ($\bar{x} \pm s$ ms)

组别	刺激前	刺激后	t 值	α 值	P 值
T0 组	57.69 ± 4.76	56.65 ± 4.78	0.636	0.112	<0.05
T1 组	58.10 ± 4.73	56.82 ± 4.83	2.273	0.007	0.533
T2 组	58.05 ± 3.97	53.82 ± 3.96	3.090	0.427	<0.05
T3 组	57.66 ± 3.30	50.94 ± 2.62	8.896	0.477	<0.05

3.5. SICI 抑制百分比的变化

每位受试者接受刺激前后均通过配对脉冲刺激测量 MEP 振幅, 并将测量指标与常规测量振幅指标相除得到比值, 分别比较刺激前后的 4 组比值, 结果显示 T1、T2 组受试者接受刺激前后抑制百分比无统计学差异($P > 0.05$), α 值提示其刺激前后指标仍存在一定差异。其余各组在刺激前后抑制百分比指标差异均有统计学意义($P < 0.05$), 且样本相关性的 α 值随刺激强度变化逐渐增大($T3 > T2 > T0 > T1$)。见表 5。

Table 5. Comparison of Percentage suppression before and after stimulation between four groups ($\bar{x} \pm s$ ms)

表 5. 4 组受试者刺激前后抑制百分比($\bar{x} \pm s$ ms)

组别	刺激前	刺激后	t 值	α 值	P 值
T0 组	0.88 $\pm$ 0.08	0.88 $\pm$ 0.05	0.236	0.462	0.408
T1 组	0.84 $\pm$ 0.08	0.83 $\pm$ 0.07	0.847	0.225	0.612
T2 组	0.88 $\pm$ 0.03	0.83 $\pm$ 0.05	3.874	0.981	<0.05
T3 组	0.91 $\pm$ 0.02	0.88 $\pm$ 0.07	1.943	0.993	<0.05

4. 讨论

配对脉冲经颅磁刺激(Paired-Pulse Transcranial Magnetic Stimulation, ppTMS)在刺激间隔(Interstimulus Interval, ISI)为 5 ms 或更短时间内可用于测试短间隔皮质内抑制(SICI) [12]-[14]皮质内易化(ICF) [15]-[17]。药理实验表明 SICI 是 γ -氨基丁酸(GABA) a 型受体(GABAAR)介导 i-抑制的标志。另一方面, 皮质内易化的生理机能与 i 波产生的神经介质有关, 即运动皮层皮质脊髓神经元通过兴奋性神经元间接导致突触兴奋[18]。在配对脉冲经颅磁刺激方案中, 当第一个刺激(S1)的强度低于静息运动阈值(RMT), 第二个刺激(S2)的强度高于 RMT 时, 通常会诱发 SICI。相反, 如果两种刺激的任何一个强度都略低于或等于 RMT, 或 S1 高于 RMT, S2 低于 RMT, 皮质内易化就会出现。皮质内易化在特定的 ppTMS S1 和 S2 强度和 ISI 环境的存在下可能导致 SICI 的明显降低[19]。SICI 和 ICF 具有临床应用价值, 因为这两种测量方法的异常已在多种神经系统疾病中得到证实。

本研究选定健康成年人为受试者, 目的是探究不同刺激强度对大脑皮层兴奋性的影响, 结果显示阈上刺激较基线刺激及阈下刺激强度对大脑皮层兴奋性的促进作用更为明显, 且 150%阈值刺激强度的促进作用高于 120%阈值强度, 阈下刺激强度时 MEP 的潜伏期、峰值、静息运动阈值及抑制百分比刺激前后指标差异没有统计学意义。这之前的研究结果基本相符。但在本研究中仍发现阈下刺激强度对指标仍有一定的影响, 这可能与磁场能刺激较深部位的优势有关。虽然刺激强度偏低不足以激活电压门控通道, 能够引起神经电流的能力较弱, 但仍有冲动传到末梢, 继而对大脑皮质产生一定的影响, 但这种影响较微弱, 受试者周围环境的变化均可引起, 故在临床中一般认为该种刺激强度未达到治疗作用。另外因为皮质内抑制的存在, MEP 振幅不能灵敏的反应运动皮质可塑性的变化[20]。而 MEP 潜伏期可以弥补这一不足。潜伏期反映了皮质内处理、皮质传导、脊髓处理和神经肌肉传导所需的时间, 这是由于经颅磁刺激可以调控皮质脊髓系统的状态。已有研究表明皮质脊髓束相关通路的任何一点变化都可影响 MEP 潜伏期, 其认为隐性知识的获取通过对皮层运动通路的重组, 在不影响 MEP 振幅的情况下, 可导致 MEP 潜伏期的增加[21]。

5. 结论

综上, 依据外周 - 中枢 - 外周神经环路, 外周磁刺激在中枢磁刺激的协同效应和作为生物行为起点

的感觉运动回路重组中发挥着重要作用。双侧或对侧外周磁刺激可通过本体感觉和皮肤感觉最大限度地自下而上激活大脑皮层, 促进有针对性的运动学习和感知, 然后有效激活运动皮层。本文认为, 引起肌肉明显收缩的刺激强度及一定范围内阈上刺激强度对大脑皮质兴奋性的即时效应是促进的, 且刺激强度越大, 效应越强。在往后的临床试验中, 对于刺激强度的选择, 更推荐一定范围内阈上的刺激强度, 探究重复外周磁刺激更进一步的临床应用及其机制。

参考文献

- [1] Polson, M.J.R., Barker, A.T. and Freeston, I.L. (1982) Stimulation of Nerve Trunks with Time-Varying Magnetic Fields. *Medical & Biological Engineering & Computing*, **20**, 243-244. <https://doi.org/10.1007/bf02441362>
- [2] Krewer, C., Hartl, S., Müller, F. and Koenig, E. (2014) Effects of Repetitive Peripheral Magnetic Stimulation on Upper-Limb Spasticity and Impairment in Patients with Spastic Hemiparesis: A Randomized, Double-Blind, Sham-Controlled Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **95**, 1039-1047. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.02.003>
- [3] 李阳, 陈树耿, 王传凯, 等. 重复外周磁刺激对脑卒中患者上肢痉挛和运动功能的即刻影响[J]. 中国康复理论与实践, 2018, 24(12): 1376-1379.
- [4] 王超, 牛德旺, 吴文波. 重复外周磁刺激联合康复训练对脑卒中患者上下肢痉挛、运动功能的影响[J]. 医学理论与实践, 2021, 34(12): 2152-2153.
- [5] 孙藤方, 任梦婷, 杨琳, 等. 高压氧治疗联合重复外周磁刺激干预脑卒中患者踝运动功能和平衡能力的效果[J]. 中国康复理论与实践, 2023, 29(8): 875-881.
- [6] 俞风云, 朱玉连, 梁思捷, 等. 经颅和外周磁刺激治疗脑卒中后上肢运动功能障碍的随机对照研究[J]. 中国康复医学杂志, 2021, 36(5): 538-545.
- [7] Kamiue, M., Ito, T., Tsubahara, A. and Kishimoto, T. (2024) Factors Involved in Higher Knee Extension Torque Induced by Repetitive Peripheral Magnetic Stimulation. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, **103**, 24-30. <https://doi.org/10.1097/phm.0000000000002299>
- [8] Gallasch, E., Christova, M., Kunz, A., Rafolt, D. and Golaszewski, S. (2015) Modulation of Sensorimotor Cortex by Repetitive Peripheral Magnetic Stimulation. *Frontiers in Human Neuroscience*, **9**, Article 407. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2015.00407>
- [9] Matsumoto, H. and Ugawa, Y. (2024) Central and Peripheral Motor Conduction Studies by Single-Pulse Magnetic Stimulation. *Journal of Clinical Neurology*, **20**, 241-255. <https://doi.org/10.3988/jcn.2023.0520>
- [10] 朱光跃, 陈思韵, 霍聪聪, 等. 外周联合中枢双靶磁刺激促进脑卒中运动功能障碍康复专家共识[J]. 中国康复医学杂志, 2023, 38(7): 880-884.
- [11] Nito, M., Katagiri, N., Yoshida, K., Koseki, T., Kudo, D., Nanba, S., *et al.* (2021) Repetitive Peripheral Magnetic Stimulation of Wrist Extensors Enhances Cortical Excitability and Motor Performance in Healthy Individuals. *Frontiers in Neuroscience*, **15**, Article 632716. <https://doi.org/10.3389/fnins.2021.632716>
- [12] Kujirai, T., Caramia, M.D., Rothwell, J.C., Day, B.L., Thompson, P.D., Ferbert, A., *et al.* (1993) Corticocortical Inhibition in Human Motor Cortex. *The Journal of Physiology*, **471**, 501-519. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1993.sp019912>
- [13] Di Lazzaro, V., Oliviero, A., Insola, A., Mazzone, P., Tonali, P., Profice, P., *et al.* (1999) Direct Demonstration of Interhemispheric Inhibition of the Human Motor Cortex Produced by Transcranial Magnetic Stimulation. *Experimental Brain Research*, **124**, 520-524. <https://doi.org/10.1007/s002210050648>
- [14] Ziemann, U., Rothwell, J.C. and Ridding, M.C. (1996) Interaction between Intracortical Inhibition and Facilitation in Human Motor Cortex. *The Journal of Physiology*, **496**, 873-881. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1996.sp021734>
- [15] Di Lazzaro, V., Rothwell, J.C., Oliviero, A., Profice, P., Insola, A., Mazzone, P., *et al.* (1999) Intracortical Origin of the Short Latency Facilitation Produced by Pairs of Threshold Magnetic Stimuli Applied to Human Motor Cortex. *Experimental Brain Research*, **129**, 494-499. <https://doi.org/10.1007/s002210050919>
- [16] Tokimura, H., Ridding, M.C., Tokimura, Y., Amassian, V.E. and Rothwell, J.C. (1996) Short Latency Facilitation between Pairs of Threshold Magnetic Stimuli Applied to Human Motor Cortex. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, **101**, 263-272. [https://doi.org/10.1016/0924-980x\(96\)95664-7](https://doi.org/10.1016/0924-980x(96)95664-7)
- [17] Ziemann, U., Tergau, F., Wassermann, E.M., Wischer, S., Hildebrandt, J. and Paulus, W. (1998) Demonstration of Facilitatory I Wave Interaction in the Human Motor Cortex by Paired Transcranial Magnetic Stimulation. *The Journal of Physiology*, **511**, 181-190. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1998.181bi.x>

-
- [18] Ziemann, U. (2020) I-Waves in Motor Cortex Revisited. *Experimental Brain Research*, **238**, 1601-1610. <https://doi.org/10.1007/s00221-020-05764-4>
- [19] Peurala, S.H., Müller-Dahlhaus, J.F.M., Arai, N. and Ziemann, U. (2008) Interference of Short-Interval Intracortical Inhibition (SICI) and Short-Interval Intracortical Facilitation (SICF). *Clinical Neurophysiology*, **119**, 2291-2297. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2008.05.031>
- [20] Vallence, A.M., Rurak, B.K., Fujiyama, H. and Hammond, G.R. (2023) Covariation of the Amplitude and Latency of Motor Evoked Potentials Elicited by Transcranial Magnetic Stimulation in a Resting Hand Muscle. *Experimental Brain Research*, **241**, 927-936. <https://doi.org/10.1007/s00221-023-06575-z>
- [21] Hirano, M., Kubota, S., Koizume, Y., Tanaka, S. and Funase, K. (2017) Different Effects of Implicit and Explicit Motor Sequence Learning on Latency of Motor Evoked Potential Evoked by Transcranial Magnetic Stimulation on the Primary Motor Cortex. *Frontiers in Human Neuroscience*, **10**, Article 671. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2016.00671>