

重复外周磁刺激在神经康复中的应用参数和作用机制的研究进展

张志远¹ 黄路¹ 张江春² 田旅¹ 康治臣² 刘忠良²

¹吉林大学护理学院, 长春 130021; ²吉林大学第二医院康复医学科, 长春 130041

通信作者: 刘忠良, Email: lzltim@163.com

【摘要】 重复外周磁刺激作为一种新兴的非侵入性神经康复技术, 在脑卒中、多发性硬化、脊髓损伤、肌萎缩侧索硬化以及周围神经损伤等多个神经康复领域均有一定的应用, 但目前临床上对重复外周磁刺激的应用参数以及作用机制还未有定论, 严重影响了重复外周磁刺激技术的临床推广和研究。本文从线圈类型、作用部位、通断比、脉冲总数、治疗时间、频率和强度等方面对 rPMS 在神经康复中的临床应用参数及作用机制进行综述, 以期对 rPMS 在临床中的应用和研究提供理论依据。

【关键词】 重复外周磁刺激; 神经康复; 应用参数; 作用机制

基金项目: 吉林省财政厅课题(3D517DV93429); 吉林大学第二医院与四川大学华西医院横向课题(20200339)

Funding: The Project of Jilin Province Finance Department(3D517DV93429); Horizontal Project of the Second Hospital of Jilin University and West China Hospital of Sichuan University(20200339)

DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2023.10.017

神经康复的目标是合理利用多种有效的康复治疗措施, 以加快中枢神经系统或周围神经系统损伤患者的恢复进程, 以消除或减轻神经系统损伤所致的功能障碍。以脑卒中为例, 脑卒中后约 80% 的人出现不同程度的肢体感觉和运动功能的障碍, 严重影响了患者回归家庭和社会^[1-2]。神经系统损伤后功能恢复的核心要素为持之以恒的康复治疗, 其中以声、光、电、冷、热、磁等物理因子为代表的康复技术是神经康复的重要组成部分。

重复外周磁刺激(repetitive peripheral magnetic stimulation, rPMS)是一种应用于周围神经或肌肉的非侵入性康复技术, 可产生脉冲磁刺激作用于更深的组织结构, 从而改善因神经系统损伤所致的功能障碍^[3]。目前, rPMS 在神经康复领域的研究主要集中于中枢神经系统或周围神经系统损伤所导致的痉挛^[4-6]、感觉运动障碍^[7-10]、吞咽障碍^[11]、疼痛^[12-13]和自主神经功能障碍^[14]。随着 rPMS 技术的不断发展, 其临床应用范围正在逐渐被拓展, 但由于 rPMS 的线圈类型、作用部位、通断比、脉冲总数、治疗时间、频率、强度等应用参数及其作用机制等尚不明确, 严重影响了 rPMS 的临床应用和研究。本文通过查阅国内外相关文献, 对 rPMS 在神经康复中的临床应用参数及其作用机制进行综述, 以期对 rPMS 的临床应用和研究提供新的思路。

rPMS 的概述

磁刺激根据作用部位的不同分为经颅磁刺激(transcranial magnetic stimulation, TMS)和外周磁刺激(peripheral magnetic stimulation, PMS), 当磁刺激线圈以重复的脉冲磁刺激作用于外周神经、肌肉时即称为 rPMS, 其最早由英国谢菲尔德大学的研究人员提出^[15]。临床应用时, rPMS 通过刺激线圈产生脉冲磁

场, 脉冲磁场穿过皮肤产生感生电流作用于神经肌肉, 当感生电流达到一定强度时可使神经元去极化产生动作电位, 最终可导致感觉或运动神经元激活和肌肉的收缩。治疗时, rPMS 可不接触皮肤直接透过衣物刺激到深层神经和肌肉, 因此患者皮肤被灼伤的风险较低; 而且 rPMS 较少会激活皮肤表面的痛觉感受器, 患者的耐受性也随之提高, 这样临床上可进行的最大神经肌肉刺激强度一般大于传统的电刺激^[16]。近年来, 随着刺激线圈、脉冲发生器、计算机辅助定位系统和磁刺激冷却设备等磁刺激相关技术的不断发展^[17], rPMS 的临床应用条件逐渐成熟, 同时 rPMS 凭借无创无痛、操作简便、治疗潜力高等优点, 在神经康复领域中的研究热度日益增高。

rPMS 的临床应用参数

一、rPMS 线圈的类型和作用部位

临床中最常见的 rPMS 线圈为圆形和八字形线圈, 关于选择使用哪种线圈, 取决于线圈聚焦度、穿透深度和作用目标的部位和深度。研究表明, 当作用部位为周围神经或肌肉等浅层结构时多选择八字形线圈^[4-5, 18], 而作用部位为脊神经根等深层结构时则选择圆形线圈^[19]。圆形线圈的电流绕着自身周径, 聚焦面积较小, 作用区域基本上位于直径内; 而八字形线圈两个子线圈中的电流方向相反, 其所产生的磁场在周缘处更弱, 而在中心处更强 2 倍到 3 倍, 并且中心焦点相对明确^[15]。此外, 圆形线圈的磁场随距离的衰减慢于八字形线圈, 因此圆形线圈的穿透深度深于八字形线圈^[20]。Maccabee 等^[21]的研究表明, 直径更大的圆形线圈更适合用于刺激脊神经根之类的深层结构, 尤其是当线圈的边缘与神经孔相吻合时, 其刺激强度最大。临床实际应用中, 圆形线圈的作用面积较大, 需要避免其他神经根被过度激活, 这时可以对多块肌肉进行肌电图监测以精确

调整线圈的摆放位置^[15]。除了圆形线圈和八字形线圈,新型的抛物形线圈(parabolic coil)近年来也逐渐应用于脑卒中后的吞咽障碍中^[10-11],其表面呈抛物线形,磁场强度集中于抛物形线圈凸面,相比于普通线圈其磁场的聚焦效果更好、作用部位更深且易于贴合患者体表不平整部位。临床应用时,通常用抛物形线圈的凸面靠近患者的腋下、颈部和胸窝等普通线圈不易贴合的部位,以给予解剖位置相对较深的神经肌肉足够强度的刺激^[11],但目前尚鲜见相关的研究对不同类型的线圈进行疗效比较。

二、rPMS 的通断比

rPMS 脉冲发生器随着周期性地开启和关闭,不同的通断比值对应着不同的 rPMS 刺激模式^[18]。现阶段,临床上主要有间断性和连续性两种 rPMS 刺激模式,研究中间断性 rPMS 的通断比各不相同,应用得最多的通断比为 2 s : 8 s^[22-23]和 3 s : 3 s^[4-5],但哪种间断性刺激方案更有效目前尚无定论。

间断性的 rPMS 刺激主要作用于瘫痪肌群,通过瘫痪肌群节律性地收缩和舒张模拟正常的关节运动,正常关节运动和感觉信号的输入持续刺激受损神经系统,进而促进神经重塑产生康复效应^[18];而连续性的 rPMS 刺激则主要作用于痉挛肌群,在短时间内向脊髓和皮质网络系统输入大量本体感觉信号,从而促进患者感觉和运动功能的恢复^[24]。此外,θ 阵脉冲刺激(theta burst stimulation, TBS)作为一种常用的模式化磁刺激也广泛应用于 rPMS 的研究,TBS 刺激是由 5 Hz 的 θ 波段组成,而 θ 波段的单个脉冲则以 30 Hz 或 50 Hz 的高频脉冲呈现,根据刺激通断比可分为连续性的 cTBS(continuous theta burst stimulation, cTBS)和间断性的 iTBS(intermittent theta burst stimulation, iTBS)。有研究表明,正中神经的 cTBS 电刺激可以抑制脊髓单突触反射的活性^[25],而经颅磁刺激领域也有研究表明,过度的 cTBS 磁刺激可能逆转其皮质的兴奋作用,转而变为抑制作用^[26]。因此,有研究认为,rPMS 的 cTBS 磁刺激模式可能会导致痉挛肌肉过度活动,产生大量的上行本体感觉信号,使得脊髓回路瞬时饱和进而激活下行神经抑制通路,最终缓解肌肉痉挛^[2,23],但这种假设的正确性仍有待进一步的神经电生理学的证实。本课题组认为,临床应用中,线圈过热也会影响 rPMS 通断比的选择,现阶段仍没有明确的通断比被证明最有效,故 rPMS 刺激的开启时间似乎是任意的,而关闭时间的长短则取决于临床中所使用的磁刺激设备的技术限制。

三、rPMS 的脉冲总数和治疗时间

由于磁刺激设备的技术限制,临床研究中通断比的一致性通常较差,故有研究提出,脉冲的总数或治疗时间似乎是一个更加易于量化和比较的参数,而且该参数在经颅磁领域也被认为是影响临床效应的因素之一^[27]。Nito 等^[28]的研究将 25 Hz 和 50 Hz 的 rPMS 以相同通断比作用 20 min,同时每 5 min 测定 1 次皮质兴奋性的变化,用以探究 rPMS 的脉冲总数和治疗时间对皮质兴奋性的影响,结果发现,2 组受试者都在治疗 15 min 时才观察到皮质兴奋性显著性的改变,该结果提示,治疗时间可能是影响 rPMS 疗效的关键因素之一。另有研究将相同脉冲总数的 rPMS 以不同的频率(10 Hz、15 Hz、20 Hz)和不同的治疗时间(20 min、30 min、40 min)作用于脊髓损伤患者,结果显示,这 3 种频率的 rPMS 对患者下肢痉挛的改善程度相同,该结果提示,脉冲总数可能是影响 rPMS 疗效的重要因素^[29]。Nielsen

等^[30]的研究测试了在相同的频率(25 Hz)的情况下,胸腰段脊神经根上方不同脉冲总数和不同治疗时间的 rPMS 对脊髓兴奋性的影响,结果表明,脉冲总数越大、治疗时间越长,脊髓兴奋性越高,且 rPMS 治疗效应的持续时间也越长。此外,还有研究发现,3 min~10 min 的 TBS 磁刺激可能发出与经典磁刺激模式相同的脉冲总数,因此其在治疗时间较短的情况下,也可显著降低患者的痉挛程度,并提高其肢体的感觉和运动功能^[18,22-23]。由于治疗时间和脉冲总数都会影响 rPMS 的疗效,且二者的设定存在一定的交互作用,因此对 rPMS 的疗效起主导作用的因素还需进一步研究探索。为了探究 rPMS 的脉冲总数对其疗效的确切影响,Kinoshita 等^[31]设计了一项多中心、随机、单盲临床研究,用于探究 4800 脉冲总数和 2400 脉冲总数对脑卒中上肢运动功能的疗效差异,但其研究仍在进行中,其研究结果还待进一步揭示。本课题组认为,现有的临床研究似乎倾向于认为,更多的脉冲总数和更长的治疗时间可使 rPMS 产生更好的临床疗效,但现有临床证据还不足以直接得出肯定的结论,未来还需要更多的多中心、大样本、随机临床研究来证实脉冲总数和治疗时间对 rPMS 疗效的影响。

四、rPMS 的刺激频率

在 TMS 领域内,高频(≥ 1 Hz)和低频(< 1 Hz)的适应证和临床疗效截然相反,rPMS 虽没有明显的高频和低频区分,但其在临床应用过程中其不同频率也存在一定的相关性,即不同频率的 rPMS 对应着不同的适应证和临床疗效。目前,rPMS 的研究多集中于 10 Hz、15 Hz、25 Hz 等高频刺激,用于缓解痉挛^[4-6]、提高肢体感觉运动功能^[8-9,32]、改善吞咽障碍^[11]和促进周围神经损伤的恢复^[33-35]。此外,还有研究表明,高频 rPMS 在改善帕金森患者的驼背^[36]以及提高肌萎缩侧索硬化患者的肌力等方面也有一定的应用。目前,低频 rPMS 的研究相对较少,Leung 等^[13,37]的研究提出,0.5 Hz 的低频 rPMS 对缓解周围神经损伤导致的神经病理性疼痛有一定的疗效,该研究认为,rPMS 可以在促进周围神经损伤恢复的同时使受损周围神经的感觉输入趋于正常化,但具体的作用机制还待进一步研究的揭示。

研究表明,rPMS 的频率对皮质兴奋性的影响存在一定的相关性,Sato 等^[38]将高于运动阈值的 rPMS 应用于健康人左侧或右侧的第一骨间背侧肌(first dorsal interosseous, FDI),结果显示,1 Hz 的 rPMS 可抑制对侧皮质,兴奋同侧皮质;而 10 Hz 的 rPMS 可同时兴奋同侧和对侧的皮质。基于此,该研究假设,rPMS 产生的上行感觉信号可以通过胼胝体广泛兴奋双侧大脑皮质,于此同时,感觉信号的输入也可促使初级感觉皮质抑制该侧运动皮质的兴奋性。最近的一项研究在脉冲总数相同的条件下探究了 10 Hz、25 Hz、50 Hz 这 3 种频率的 rPMS 对皮质兴奋性的影响,结果显示,10 Hz 的 rPMS 未影响皮质兴奋性,而 25 Hz 和 50 Hz 的 rPMS 均可显著提升皮质兴奋性^[28]。Gallasch 等^[39]的研究也发现,10 Hz 的 rPMS 不能对皮质的兴奋性产生影响。但也有研究发现,10 Hz 或更低的外周神经刺激需要更长的刺激时间才能诱导出皮质兴奋性的变化^[40]。而以上 2 组研究中,10 Hz 组的治疗时间都相对较短,因此并不能就此确认,10 Hz 或更低频率的 rPMS 对调节皮质兴奋性无效。本课题组认为,后续的研究应该在脉冲总数或治疗时间相同的情况下对 rPMS 的频率进行更加深入的研究,以避免 rPMS 各应用参数之间的交互作用混淆实验结果,这也有助于明确 rPMS 产生临

床疗效的主导因素,进而改善 rPMS 的临床应用,并揭示相关疾病治疗的新靶点。

五、rPMS 的刺激强度

临床上 rPMS 的刺激强度通常以运动阈值百分比(引起可视肌肉收缩最小强度的百分比)或磁刺激器最大输出功率的百分比进行量化表示,根据 rPMS 是否产生肌肉收缩将刺激强度大致分为运动阈上和运动阈下两类。目前,rPMS 的临床研究多集中于运动阈上刺激,大量的研究表明,运动阈上刺激有助于缓解痉挛^[4-5]、改善肢体运动功能^[8,19,32]和周围神经损伤程度^[33-35]。Leung 等^[12]的一项病例报告表明,0.5 Hz、运动阈下的 rPMS 可以显著降低神经病理性疼痛患者的数字疼痛强度量表(numerical rating scale,NRS)评分。Krause 等^[29]也发现,相较于运动阈上 rPMS,运动阈下 rPMS 对严重脊髓损伤患者的下肢痉挛无明显影响,因此运动阈下 rPMS 在神经康复领域的潜在适用范围还需进一步探索。有研究认为,rPMS 可能和外周电刺激(peripheral electrical stimulation,PES)一样具有强度相关性^[41]:运动阈上的 PES 可增强初级感觉皮质和初级运动皮质的兴奋性^[42-43];而运动阈下的 PES 由于产生大量重复、与功能不相关的皮肤浅感觉信号,反而会抑制初级感觉皮质的兴奋性^[44]。已有大量的研究证明,运动阈上 rPMS 可显著提高初级感觉皮质和初级运动皮质的兴奋性^[5,18,24],但运动阈下 rPMS 的作用机制仍鲜见有相关的研究进行探索。考虑到 rPMS 和 PES 的作用机制略有不同,rPMS 可以透过皮肤表面直接刺激深部的肌肉和神经,较少激活皮肤表面感受器,因此不会像运动阈下 PES 一样产生大量无关的皮肤表面感觉信号,未来可以对运动阈下 rPMS 的作用机制进行更深入的研究。

此外,临床中选择 rPMS 的刺激强度时也应该考虑刺激线圈本身的物理特性,医学物理学的相关研究表明,线圈的聚焦度会随着刺激强度的升高而相应地降低^[45]。例如,圆形线圈作用于脊神经根等深层部位时,刺激强度不宜过大,否则其聚焦度会降低,对作用目标产生的实际刺激强度反而不够。因此,在临床应用过程中应根据作用目标深度和治疗目的,综合考虑线圈的类型、刺激强度和聚焦度等,选择适宜的 rPMS 刺激强度以达到最佳临床疗效。

rPMS 的作用机制

一、对大脑皮质的影响

目前,通常认为,rPMS 可以通过磁刺激产生的脉冲神经信号的输入有效重塑神经网络,进而改善神经系统损伤患者的感觉和运动功能。rPMS 通过顺行和逆行神经冲动的传导直接使感觉神经纤维和运动神经纤维去极化从而产生神经信号;另外在肌肉周期性收缩和放松以及关节运动过程中能够间接地激活自身的机械感受器产生本体感觉神经信号,这两种神经信号通过自下而上的传入途径使患者的脊髓和脑得到激活与重塑^[46]。躯体感觉系统分为本体感觉、浅感觉和复合感觉,本体感受器主要分布在肌梭和肌腱等处,而浅感觉和复合感觉感受器主要分布在皮肤表面。有研究表明,通过感觉信号输入调节运动皮质兴奋性是感觉运动整合的关键组成部分,包括肌肉收缩和关节运动等本体感觉信号的输入是调节初级运动皮质兴奋性的重要因素,这些本体感觉信号会优先激活大脑神经网络的感觉运动功能^[47];相反的是,浅感觉和复合感觉等皮肤表面

感受器的募集可能会对感觉运动皮质的激活产生无意义的干扰信号,甚至可能会抑制初级运动皮质的活动^[48-49]。Kunesch 等^[50]的研究发现,与 PES 相比,rPMS 几乎不激活皮肤表面的痛觉和触觉等浅感受器,因此 rPMS 被认为可能产生大量的“纯”本体感觉信号,进而可更大幅度地发挥其神经康复作用。Beaulieu 等^[24]观察了 rPMS、PES 和肌腱振动技术(muscle tendon vibration,MTV)对慢性脑卒中患者的临床疗效,结果显示,rPMS 或 MTV2 对其初级运动皮质的激活和踝关节周围肌力的改善等方面的疗效均显著优于 PES 组,提示 rPMS 和 MTV 的作用机制相似,均为通过大量“纯”本体感觉信号的输入来促进脑卒中后肢体感觉运动功能的恢复。

另外,由 rPMS 触发的大量上行感觉信号能够增加皮质下水平的感觉输入,从而广泛激活患者前额叶皮质、前运动皮质、辅助运动区、扣带皮质、顶叶皮质等大脑区域和小脑^[51]。Gallasch 等^[39]用经颅磁-肌电图和功能性磁共振成像分别检测 rPMS 治疗后对侧皮质的运动诱发电位和皮质激活状态,结果显示,rPMS 可以显著增加运动诱发电位幅度和提高感觉皮质的激活。Beaulieu 等^[24]和 Nito 等^[29]的研究也表明,rPMS 可以显著降低皮质的抑制作用,提高皮质内易化作用,进而促进受损神经系统的康复。本课题组认为,由于患者皮质功能的稳态最终受长时程增强(long term potentiation,LTP)和长时程抑制(long term depression,LTD)的修饰调节,因此 rPMS 也可能通过影响皮质 LTP 和 LTD 的进程来间接促进神经系统损伤后患者的功能恢复,但由于 LTP 和 LTD 的影响因素较多,且皮质重塑的时间相对较长,rPMS 对 LTP 和 LTD 的影响还需进一步研究来揭示。

二、对脊髓和周围神经的影响

rPMS 是否会影响到脊髓水平的兴奋性还存在一定的争议,有研究提出,rPMS 的神经重塑作用大部分发生在大脑皮质和周围神经,而对脊髓无明显影响^[28];此外,一些肌电图研究表明,rPMS 治疗前、后,反映脊髓水平兴奋性的 H 反射波幅和潜伏时均无明显变化,因此 rPMS 的作用机制似乎与脊髓水平的变化无关^[52-53]。但值得注意的是,以上几项研究所用的 rPMS 频率都低于 25 Hz,而 Zschorlich 等^[54]用一种类似于 TBS 模式且实际频率高达 75 Hz 的高频刺激作用于健康受试者的胫神经,结果显示,rPMS 刺激后与脊髓兴奋性水平相关的膝腱反射幅度显著降低,该研究结果表明,高频爆发性 rPMS 可能降低脊髓的兴奋性。以上研究提示,不同应用参数的 rPMS 其作用机制可能不同,与低频刺激不同的是,高频 rPMS 可能在短时间内产生大量的上行感觉信号,这些感觉信号可能使脊髓回路瞬时饱和并进而激活下行神经抑制通路,最终影响脊髓兴奋性,但高频 rPMS 诱导脊髓回路瞬时饱和的相关机制仍鲜见有研究进行探索。

关于 rPMS 对周围神经的影响,Prucha 等^[55]从细胞和分子层面进行了研究,结果表明,低频 rPMS 可减少初级感觉神经元缓激肽的释放,而缓激肽是与疼痛密切相关的炎症因子,这可能是低频 rPMS 镇痛的机制;该研究还发现,rPMS 可以增强周围神经元的自发电活动,这为 rPMS 在周围神经损伤中的应用提供了细胞和分子层面的证据支持。Musarò 等^[56]将 5 Hz 运动阈上的 rPMS 应用于肌萎缩侧索硬化患者的前臂,结果显示,与假刺激组相比,rPMS 组患者的前臂肌力显著提升,但 rPMS 组

正中神经复合肌肉动作电位(compound muscle action potential, CMAP)幅度组内治疗前、后差异无统计学意义($P>0.05$);同时该研究还发现,rPMS 作用部位烟碱乙酰胆碱受体功效显著提升,由此该研究提出,rPMS 的作用机制可能与神经肌肉接头兴奋性的提高有关。本课题组认为,由于上述研究中 rPMS 的刺激部位和应用参数均有所不同,不宜进行直接的对比,rPMS 对脊髓和周围神经影响的机制还需未来更多同质化的研究进行揭示。

小结

rPMS 作为一项新兴的神经康复技术,其操作简便、无创无痛、安全有效,对神经系统损伤后的感觉运动障碍、痉挛和疼痛等多种功能障碍均有潜在治疗作用。综合目前临床研究中的 rPMS 应用参数,高频、运动阈上的 rPMS 通常可用于改善感觉运动功能障碍和痉挛,而低频、运动阈下的 rPMS 则可用于缓解神经系统损伤导致的疼痛;rPMS 的治疗时间和脉冲总数都不宜太少,需要根据治疗目的和治疗效果综合考虑;刺激线圈则需要根据刺激部位、作用深度、聚焦度等灵活选择。目前,仍然缺少足够的临床研究以明确神经康复中最佳的 rPMS 临床应用参数,现有的研究主要仍集中于高频、运动阈上的 rPMS 在脑卒中患者中的应用,其它神经康复领域的研究刚刚萌芽,未来需要对 rPMS 在神经康复中的应用进行更广泛且深入的探索。

关于 rPMS 的作用机制,目前主要认为,rPMS 可提高大脑皮质可塑性,改变受损周围神经的功能状态,从而改善神经功能障碍;rPMS 对脊髓水平影响的争论主要集中在低频 rPMS 和高频爆发 rPMS 两种应用参数之间是否存在差异,未来可以对此进行更深入的研究和探索。此外,随着神经电生理检测技术的不断成熟,经颅磁刺激、功能性磁共振成像、脑电图、脑磁图以及肌电图等技术越来越多地用于 rPMS 作用机制的研究,这也为揭示 rPMS 的作用机制提供了更加精确、客观和量化的评价指标。未来应该在更大样本中进行实验研究,并借助不同的新兴神经电生理检测技术来研究 rPMS 对大脑、脊髓以及周围神经的影响,从神经调节的角度进一步揭示 rPMS 的作用机制。

参 考 文 献

- [1] Winstein CJ, Stein J, Arena R, et al. Guidelines for adult stroke rehabilitation and recovery: a guideline for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association [J]. *Stroke*, 2016, 47 (6): e98-e169. DOI: 10.1161/STR.0000000000000098.
- [2] Benjamin EJ, Blaha MJ, Chiuve SE, et al. Heart disease and stroke statistics-2017 update: a report from the American Heart Association [J]. *Circulation*, 2017, 135(10): e146-e603. DOI: 10.1161/CIR.0000000000000485.
- [3] Kanjanapanang N, Chang KV. Peripheral magnetic stimulation [M/OL]//StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2023.
- [4] Werner C, Schrader M, Wernicke S, et al. Repetitive peripheral magnetic stimulation (rPMS) in combination with muscle stretch decreased the wrist and finger flexor muscle spasticity in chronic patients after CNS lesion[J]. *Int J Phys Med Rehabil*, 2016, 4(4). DOI: 10.4172/2329-9096.1000352.
- [5] Chen S, Li Y, Shu X, et al. Electroencephalography mu rhythm changes and decreased spasticity after repetitive peripheral magnetic stimulation in patients following stroke [J]. *Front Neurol*, 2020, 11: 546599. DOI: 10.3389/fneur.2020.546599.
- [6] Krewer C, Hartl S, Müller F, et al. Effects of repetitive peripheral magnetic stimulation on upper-limb spasticity and impairment in patients with spastic hemiparesis: a randomized, double-blind, sham-controlled study[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2014, 95(6): 1039-1047. DOI: 10.1016/j.apmr.2014.02.003.
- [7] Sakai K, Yasufuku Y, Kamo T, et al. Repetitive peripheral magnetic stimulation for patients after stroke[J]. *Stroke*, 2020, 51(6): e105-e106. DOI: 10.1161/STROKEAHA.120.029373.
- [8] Obayashi S, Takahashi R. Repetitive peripheral magnetic stimulation improves severe upper limb paresis in early acute phase stroke survivors[J]. *NeuroRehabilitation*, 2020, 46(4): 569-575. DOI: 10.3233/NRE-203085.
- [9] Kinoshita S, Ikeda K, Hama M, et al. Repetitive peripheral magnetic stimulation combined with intensive physical therapy for gait disturbance after hemorrhagic stroke: an open-label case series[J]. *Int J Rehabil Res*, 2020, 43(3): 235-239. DOI: 10.1097/MRR.0000000000000416.
- [10] Momosaki R, Abo M, Watanabe S, et al. Repetitive peripheral magnetic stimulation with intensive swallowing rehabilitation for poststroke dysphagia: an open-label case series[J]. *Neuromodulation*, 2015, 18(7): 630-4; discussion 634-5. DOI: 10.1111/ner.12308.
- [11] Momosaki R, Abo M, Watanabe S, et al. Functional magnetic stimulation using a parabolic coil for dysphagia after stroke[J]. *Neuromodulation*, 2014, 17(7): 637-41; discussion 641. DOI: 10.1111/ner.12137.
- [12] Leung A, Fallah A, Shukla S. Transcutaneous magnetic stimulation (TMS) in alleviating post-traumatic peripheral neuropathic pain states: a case series[J]. *Pain Med*, 2014, 15(7): 1196-1199. DOI: 10.1111/pme.12426.
- [13] Savulescu SE, Berteau M, Filipescu I, et al. Repetitive peripheral magnetic stimulation (rPMS) in subjects with lumbar radiculopathy: an electromyography-guided prospective, randomized study [J]. *In Vivo*, 2021, 35(1): 623-627. DOI: 10.21873/invivo.12300.
- [14] Rao SSC, Xiang X, Sharma A, et al. Translumbosacral neuromodulation therapy for fecal incontinence: a randomized frequency response trial[J]. *Am J Gastroenterol*, 2021, 116(1): 162-170. DOI: 10.14309/ajg.0000000000000766.
- [15] Barker AT. An introduction to the basic principles of magnetic nerve stimulation[J]. *J Clin Neurophysiol*, 1991, 8(1): 26-37. DOI: 10.1097/00004691-199101000-00005.
- [16] Abe G, Oyama H, Liao Z, et al. Difference in pain and discomfort of comparable wrist movements induced by magnetic or electrical stimulation for peripheral nerves in the dorsal forearm [J]. *Med Devices*, 2020, 13: 439-447. DOI: 10.2147/MDER.S271258.
- [17] Goetz SM, Deng ZD. The development and modelling of devices and paradigms for transcranial magnetic stimulation[J]. *Int Rev Psychiatry*, 2017, 29(2): 115-145. DOI: 10.1080/09540261.2017.1305949.
- [18] Beaulieu LD, Massé-Alarie H, Brouwer B, et al. Noninvasive neurostimulation in chronic stroke: a double-blind randomized sham-controlled testing of clinical and corticomotor effects [J]. *Top Stroke*

- Rehabil, 2015, 22 (1) : 8-17. DOI: 10.1179/1074935714Z.0000000032.
- [19] Sakai K, Yasufuku Y, Kamo T, et al. Repetitive peripheral magnetic stimulation for impairment and disability in people after stroke[J]. *Cochrane Database Syst Rev*, 2019, 11: CD011968. DOI: 10.1002/14651858.CD011968.pub3.
- [20] Maccabee PJ, Eberle L, Amassian VE, et al. Spatial distribution of the electric field induced in volume by round and figure ‘8’ magnetic coils: relevance to activation of sensory nerve fibers[J]. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1990, 76(2):131-141. DOI: 10.1016/0013-4694(90)90211-2.
- [21] Maccabee PJ, Amassian VE, Cracco RQ, et al. Mechanisms of peripheral nervous system stimulation using the magnetic coil[J]. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl*, 1991, 43:344-361.
- [22] Flamand VH, Beaulieu LD, Nadeau L, et al. Peripheral magnetic stimulation to decrease spasticity in cerebral palsy[J]. *Pediatr Neurol*, 2012, 47(5):345-348. DOI: 10.1016/j.pediatrneurol.2012.07.005.
- [23] Flamand VH, Schneider C. Noninvasive and painless magnetic stimulation of nerves improved brain motor function and mobility in a cerebral palsy case[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2014, 95(10):1984-1990. DOI: 10.1016/j.apmr.2014.05.014.
- [24] Beaulieu LD, Massé-Alarie H, Camiré-Bernier S, et al. After-effects of peripheral neurostimulation on brain plasticity and ankle function in chronic stroke: the role of afferents recruited[J]. *Neurophysiol Clin*, 2017, 47(4):275-291. DOI: 10.1016/j.neucli.2017.02.003.
- [25] Yeh KL, Fong PY, Huang YZ. Intensity sensitive modulation effect of theta burst form of median nerve stimulation on the monosynaptic spinal reflex [J]. *Neural Plast*, 2015, 2015. DOI: 10.1155/2015/704849.
- [26] Katagiri N, Yoshida S, Koseki T, et al. Interindividual variability of lower-limb motor cortical plasticity induced by theta burst stimulation [J]. *Front Neurosci*, 2020, 14:563293. DOI: 10.3389/fnins.2020.563293.
- [27] Lefaucheur JP, Aleman A, Baeken C, et al. Corrigendum to “Evidence-based guidelines on the therapeutic use of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS): an update (2014–2018)” [J]. *Clin Neurophysiol*, 2020, 131(5):1168-1169. DOI: 10.1016/j.clinph.2020.02.003.
- [28] Nito M, Katagiri N, Yoshida K, et al. Repetitive peripheral magnetic stimulation of wrist extensors enhances cortical excitability and motor performance in healthy individuals[J]. *Front Neurosci*, 2021, 15: 632716. DOI: 10.3389/fnins.2021.632716.
- [29] Krause P, Straube A. Reduction of spastic tone increase induced by peripheral repetitive magnetic stimulation is frequency-independent [J]. *NeuroRehabilitation*, 2005, 20(1):63-65.
- [30] Nielsen JF, Sinkjaer T. Long-lasting depression of soleus motoneurons excitability following repetitive magnetic stimuli of the spinal cord in multiple sclerosis patients[J]. *Mult Scler*, 1997, 3(1):18-30. DOI: 10.1177/135245859700300103.
- [31] Kinoshita S, Ikeda K, Yasuno S, et al. Dose-response of rPMS for upper limb hemiparesis after stroke[J]. *Medicine (Baltimore)*, 2020, 99(24):e20752. DOI: 10.1097/MD.00000000000020752.
- [32] Fujimura K, Kagaya H, Endou C, et al. Effects of repetitive peripheral magnetic stimulation on shoulder subluxations caused by stroke: a preliminary study[J]. *Neuromodulation*, 2020, 23(6):847-851. DOI: 10.1111/ner.13064.
- [33] Lo YL, Fook-Chong S, Huerto AP, et al. A randomized, placebo-controlled trial of repetitive spinal magnetic stimulation in lumbosacral spondylotic pain[J]. *Pain Med*, 2011, 12(7):1041-1045. DOI: 10.1111/j.1526-4637.2011.01143.x.
- [34] Khedr EM, Ahmed MA, Alkady EA, et al. Therapeutic effects of peripheral magnetic stimulation on traumatic brachial plexopathy: clinical and neurophysiological study[J]. *Neurophysiol Clin*, 2012, 42(3):111-118. DOI: 10.1016/j.neucli.2011.11.003.
- [35] Bernhardt M, Angerer B, Buss M, et al. Peripheral repetitive magnetic stimulation: a novel approach for hand rehabilitation [J]. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2006, 2006:4897-4900. DOI: 10.1109/IEMBS.2006.260122.
- [36] Arai Y, Sawada Y, Kawamura K, et al. Immediate effect of spinal magnetic stimulation on camptocormia in Parkinson’s disease [J]. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 2014, 85(11):1221-1226. DOI: 10.1136/jnnp-2014-307651.
- [37] Leung A, Shukla S, Lee J, et al. Effect of low frequency transcutaneous magnetic stimulation on sensory and motor transmission [J]. *Bioelectromagnetics*, 2015, 36(6):410-419. DOI: 10.1002/bem.21921.
- [38] Sato A, Liu X, Torii T, et al. Modulation of motor cortex excitability by peripheral magnetic stimulation of different stimulus sites and frequencies [J]. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc*, 2016, 2016: 6413-6416. DOI: 10.1109/EMBC.2016.7592196.
- [39] Gallasch E, Christova M, Kunz A, et al. Modulation of sensorimotor cortex by repetitive peripheral magnetic stimulation [J]. *Front Hum Neurosci*, 2015, 9:407. DOI: 10.3389/fnhum.2015.00407.
- [40] Mckay D, Brooker R, Giacomini P, et al. Time course of induction of increased human motor cortex excitability by nerve stimulation [J]. *Neuroreport*, 2002, 13: 1271-1273. DOI: 10.1097/00001756-200207190-00011.
- [41] Schabrun SM, Ridding MC, Galea MP, et al. Primary sensory and motor cortex excitability are co-modulated in response to peripheral electrical nerve stimulation [J]. *PLoS One*, 2012, 7(12):e51298. DOI: 10.1371/journal.pone.0051298.
- [42] Carson RG, Buick AR. Neuromuscular electrical stimulation promoted plasticity of the human brain [J]. *J Physiol*, 2019, 599(9):2375-2399. DOI: 10.1113/JP278298.
- [43] Insausti-Delgado A, López-Larraz E, Omedes J, et al. Intensity and dose of neuromuscular electrical stimulation influence sensorimotor cortical excitability [J]. *Front Neurosci*, 2021, 14: 593360. DOI: 10.3389/fnins.2020.593360.
- [44] Seki K, Fetz EE. Gating of sensory input at spinal and cortical levels during preparation and execution of voluntary movement [J]. *J Neurosci*, 2012, 32(3):890-902. DOI: 10.1523/JNEUROSCI.4958-11.2012.
- [45] Babbs CF. A compact theory of magnetic nerve stimulation: predicting how to aim [J]. *Biomed Eng Online*, 2014, 13:53. DOI: 10.1186/1475-925X-13-53.
- [46] Sato A, Torii T, Iwahashi M, et al. Alterations in motor cortical excitability induced by peripheral stimulation with magnetic stimulation [J]. *IEEE Trans Magn*, 2018, 54:1-4. DOI: 10.1109/TMAG.2018.2851358.
- [47] Sasaki R, Kotan S, Nakagawa M, et al. Presence and absence of muscle contraction elicited by peripheral nerve electrical stimulation differen-

- tially modulate primary motor cortex excitability[J]. *Front Hum Neurosci*, 2017, 11:146. DOI: 10.3389/fnhum.2017.00146.
- [48] Chipease LS, Schabrun SM, Hodges PW. Corticospinal excitability is dependent on the parameters of peripheral electric stimulation: a preliminary study[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2011, 92(9):1423-1430. DOI: 10.1016/j.apmr.2011.01.011.
- [49] Saito K, Sugawara K, Miyaguchi S, et al. The modulatory effect of electrical stimulation on the excitability of the corticospinal tract varies according to the type of muscle contraction being performed[J]. *Front Hum Neurosci*, 2014, 8:835. DOI: 10.3389/fnhum.2014.00835.
- [50] Kunesch E, Knecht S, Classen J, et al. Somatosensory evoked potentials (SEPs) elicited by magnetic nerve stimulation[J]. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 1993, 88(6):459-467. DOI: 10.1016/0168-5597(93)90035-n.
- [51] Struppeler A, Binkofski F, Angerer B, et al. A fronto-parietal network is mediating improvement of motor function related to repetitive peripheral magnetic stimulation: a PET-H2O15 study[J]. *NeuroImage*, 2007, 36:174-186. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2007.03.033.
- [52] Behrens M, Mau-Möller A, Zschorlich V, et al. Repetitive peripheral magnetic stimulation (15 Hz rPMS) of the human soleus muscle did not affect spinal excitability[J]. *J Sports Sci Med*, 2011, 10(1), 39-44.
- [53] Matsuda T, Kurayama T, Tagami M, et al. Influence of peripheral magnetic stimulation of soleus muscle on H and M waves[J]. *J Phys Ther Sci*, 2018, 30(5):716-718. DOI: 10.1589/jpts.30.716.
- [54] Zschorlich VR, Hillebrecht M, Tanjour T, et al. Repetitive peripheral magnetic nerve stimulation (rPMS) as adjuvant therapy reduces skeletal muscle reflex activity[J]. *Front Neurol*, 2019, 10:930. DOI: 10.3389/fneur.2019.00930.
- [55] Prucha J, Krusek J, Dittert I, et al. Acute exposure to high-induction electromagnetic field affects activity of model peripheral sensory neurons[J]. *J Cell Mol Med*, 2018, 22(2):1355-1362. DOI: 10.1111/jcmm.13423.
- [56] Musarò A, Dobrowolny G, Cambieri C, et al. Neuromuscular magnetic stimulation counteracts muscle decline in ALS patients: results of a randomized, double-blind, controlled study[J]. *Sci Rep*, 2019, 9(1):2837. DOI: 10.1038/s41598-019-39313-z.

(修回日期:2023-08-30)

(本文编辑:阮仕衡)

· 读者 · 作者 · 编者 ·

《中华物理医学与康复杂志》论文中图和表的基本要求

1、图的基本要求

(1) 图应主题明确,具有进一步说明和补充文字的功能,可用于强调事物的性状或参数变化的总体趋势,或者提供实证。图的内容不要与正文文字、表格内容重复。图的性质应与资料性质匹配。

(2) 图应有“自明性”,即只看图、图题、图文或图例,不阅读正文就可理解图意。为保持图的自明性,图中使用的缩略语应有注释,且图中的量、单位、符号、缩略语等需与正文一致。

(3) 图随文排时,一般排印在相应正文段落之后,即先见文字后见图。

(4) 中文版期刊图题、图例及图内其他文字说明应该使用中文,也可以中、英文对照,但不宜仅使用英文。

2、几种常见类型的图

(1) 数字图:显示部分轮廓清晰,层次分明,反差适中,无杂乱背景;人体照片只需显示必要部位;颜面或全身照片,若不需显示眼或阴部的则需加以遮挡。文稿中的数字图像按序连续编码随文,先见文字后见图。按照图的数量按序连续编码,在图的下面要有图题、图文;组织病理图中应有标物尺,染色方法、放大倍数;图中的量、单位、符号、缩略语等必须与正文一致,为保持图的自明性,缩略语应有注释。稿件采用后须提供数据图的 TIF 格式文件,其分辨率应在 300 dpi 或以上,总像素要在 150 万像素或以上,去除图中所有字符,图中标识另纸标注;森林图另附 word 文档,图中重点标目词宜用中文表述。

(2) 曲线图:图的大小、比例适中,线条均匀,主辅线分明,高度与宽度之比一般为 5 : 7;纵横标目的量和单位符号齐全,置于纵横坐标轴的外侧居中排列。

(3) 条图:各直条宽度以及各条之间的间隙相等,间隙宽度为直条宽度的 1/2,或与之相等;条图指标数量的尺度必须从“0”开始,等距,不能折断;复式条图一组包括 2 个及以上的直条,应使用图例予以说明;同组直条间不留空隙,各组内直条排列顺序一致。

(4) 半对数图:纵坐标没有“0”点,起点可视情况确定;各单元间距离相同,同一单元内不等距。

(5) 点图:点图的横坐标为自变量,纵坐标为因变量,其纵横轴尺度的起点可不从“0”开始,视情况确定。

3、表的基本要求

(1) 按照统计学制表原则设计,力求结构简洁,采用三线表。

(2) 表在正文中依次按序编码,先见文字后见表。

(3) 表纵横标目间为主谓关系,主语在表的左侧,谓语在表的右侧。

(4) 表中不设“备注”,需要释义的可在表中相关处注释符号,如:a、b、c……。

(5) 各栏参数的单位相同,可在表的表题之后的括弧内,参数单位不同在各栏的标目词之后的括弧内。

(6) 表中的量、单位、符号、缩略语必须与正文一致,缩略语应在表下注释。