

·综述·

关于H反射波幅的新评价指标和临床应用研究进展

刘秀贞¹ 刘 静² 霍 速¹ 刘 霖¹ 宋为群¹

H反射是一种可以在人类记录到的非侵入性的简单反射,类似脊髓牵张反射但又不完全等同于牵张反射^[1],可以用于脊髓Ia反射弧通道、脊髓兴奋环路、定量运动神经元池兴奋性等方面的研究^[2-3]。H反射的产生是通过电流刺激混合神经的传入纤维,其产生的神经冲动主要通过脊髓的单突触反射到同侧运动神经元池,引起运动神经元募集产生复合肌肉动作电位^[4]。H反射的波幅可以反映给定刺激强度下反射所激活的运动单元数量,在一定条件下H反射波幅的改变还可以反映反射通路兴奋性的改变^[5]。H反射的波幅是常用的定量评定脊髓运动神经元池的指标,一般使用H反射最大波幅(Hmax)或者使用参照产生一定比例Mmax波电流强度下诱发的H反射波幅(如在产生10%Mmax电流强度下诱发的H波幅)、Hmax/Mmax波幅比值来代表H反射波幅大小^[6-8]。近年来许多研究者进行了H反射检测方法学的改进,创造性地应用H反射评价神经功能,使H反射得到了更多的应用^[9]。本文尝试从H反射的影响因素、标准化H反射操作流程的探索,评价H反射结果的常用指标及各指标的信度,以及H反射的临床应用价值。

1 H反射结果的影响因素及改进方法

H反射是特别易变的神经反射,影响H反射结果的因素包括:刺激间隔、刺激电极位置、刺激强度、被试者的姿势、记录电极位置和肌肉状态、肌肉类型、精神因素(疼痛和焦虑)等^[6,10-12]。不同研究使用的方法学差异也会影响H反射结果^[13]。概括起来H反射的结果基本受3方面因素的影响:整个H反射弧兴奋性、记录的精确程度、刺激传导精确程度^[12]。

刺激间隔(也表示为刺激频率)会影响H反射波幅,特别是当受试者在静息状态下,随刺激间隔缩短H反射波幅会降低^[3]。因为刺激间隔不充分(如10ms)使得感觉运动神经元兴奋性没有来得及回到基线水平,H反射会被抑制,波幅会降低;如果长于10ms,但短于10s,H反射会被易化^[6]。患者的姿势、记录和刺激电极的位置改变会影响H反射波幅,为了避免这些影响,患者每次检查的姿势应统一,电极位置在每一个试验程序中应该被认真标记,可以在电极片位置处打

标记并拍照片记录^[14],或者寻找骨性标记测量电极片到骨性标记的距离,来保证电极片前后检测位置一致。刺激强度也会影响H反射的结果,电流增大会刺激到混合神经而不仅是Ia纤维,所以即使是在同一试验个体每次试验的H反射阈值也不同,获得相同波幅的反射需要的相对刺激强度在不同的受试者上也不同^[12]。每日早晚测定的H反射结果也不同,试验最好在每天相同时间进行^[14]。

2010年Chen认为H反射在休息和低强度收缩下测定结果更可信,因为肌肉在次最强收缩时,在相同运动神经元池中运动单位的募集方式和放电频率可能发生变异^[13]。而Brinkworth^[12]认为肌肉在休息状态下变异性更大。无论试验目的如何,同一个试验中不同日的检测应执行相同的程序,或者均在检测目标肌肉时给予一定水平的肌肉背景活动(轻微收缩目标肌肉)。

2 H反射试验标准化的探索

因为H反射受以上诸多因素影响,所以有人提出需要通过标准化试验方法来提高试验结果的信度。组内相关系数(intraclass correlation coefficient, ICC)是常用的信度指标,Shrout^[15]认为ICC在0.6—0.75可信度较好,超过0.75非常可信。例如Christie^[6]观察到的在5% Mmax刺激强度下的H反射波幅的ICC非常高(ICC=0.85),证明通过控制大部分影响因素,如刺激间隔、受试者的姿势和电极片位置可以获得可靠的H反射波幅。H反射波幅的易变性使得它难以使用传统的汇总分析技术(pooled analysis technique)来确定显著改变,尽管之前有大量的关于H反射的综述,但使用标准化方法来检测H反射及标准化方法进行统计分析是近40年才提出的,并陆续有一些研究验证H反射标准化的可行性^[2,11-12,14]。

最初的标准化建议从受试者姿势、肌肉状态、刺激间隔、电极片位置等试验流程进行规范,使每次试验严格按照统一流程进行,保证试验结果的可靠。

2.1 受试者姿势标准化

在进行下肢比目鱼肌H反射检测时,让受试者舒服地坐在牙科椅子上,膝关节和踝关节使用固定的脚踏板使关节角

度分别保持在120°和100°,头的位置用靠枕支持,前臂和手的位置在旋前0°位,手指轻微屈曲^[11]。上肢H反射检测^[14]时受试者舒服坐在椅子上,上肢置于枕头上,肘关节屈曲90°,肩关节屈曲15°,检测桡侧腕长伸肌(extensor carpi radialis longus, ECRL)时前臂完全旋前掌心向下,腕关节伸展15°左右。检查中应保证所有受试者连续几天姿势相同。

2.2 肌肉兴奋状态标准化

在休息位或使用最大随意运动(maximum voluntary contraction, MVC)(要求受试者尽全力收缩被检肌肉)^[12]或者10% MVC来保证试验前后肌肉兴奋性一致^[8]。也可以让受试者手握0.5—1磅重的物品(据研究0.5—1磅重的物品产生了接近4.5%—6.0%前臂肌肉最大随意收缩的肌电信号)^[14]来进行肌肉兴奋状态标准化。

2.3 刺激间隔标准化

文献报道中可见使用2s^[11]、4s^[16]、5s^[2,10,14]、10s^[7-8,13,17]及15s^[6,18]的刺激间隔。大多数文献建议使用10s的刺激间隔,但15s的刺激间隔使感觉运动神经元兴奋性恢复得更充分。

2.4 刺激次数标准化

有人建议每一个试验状态进行10次刺激(也有人建议15次、5次,甚至3次)^[12,14],但增加试验次数会增加信噪比,也会产生额外的问题,如给定变量研究持续时间会增加,导致更复杂的问题,如疲劳^[12]。Brinkworth^[12]建议每个刺激强度至少需要5个刺激来保证不同试验条件下产生最小的H反射变异。为了使变异最小化,大多数研究者把一个试验状态的若干次刺激产生的H反射进行平均或者叠加。

2.5 H反射波幅标准化

有人建议通过计算H反射平均波幅除以Mmax,表示为H/Mmax来进行H反射波幅标准化^[14]。还有人建议建立H反射募集曲线,纵坐标用H波波幅占Mmax百分比表示,横坐标用刺激电流强度占M波阈值表示。有不少学者使用H/M募集曲线比值进行广泛研究,但大部分学者用曲线上的一个选择性代表点来进行研究^[12]。

2.6 H反射标准化募集曲线

Brinkworth^[12]建议H反射研究不仅反射波幅高低需要标准化,而且刺激强度需要标准化,如果把整个募集曲线终点定位为100m,刺激强度要求曲线拟合M波的95%最大反应确定在95m,而5%最大反应定在5m,使用这2个点,线性范围的外推覆盖到整个刺激范围。由于M波位置相对刺激标准化固定了,任何H反射曲线的移动提示反射环路兴奋性真实改变,不受电极片改变和神经关系影响。为了保证不同任务下外周神经刺激状态恒定,很多研究者刺激强度用占Mmax百分比来表示^[7-8],但使用这种方法获得的H反射数据可能在H反射募集曲线上支,也可能在Hmax或募集曲线下支。据研究在H反射募集曲线下支时肌肉在被动和激活状态下获得的

H反射结果会有区别,而在H反射募集曲线上支时肌肉在被动和激活状态下获得的H反射结果无区别,故上升支可信度更高,建议选用H反射上升支的数据进行分析^[13]。这种新的方法可以阐明反射弧真实的改变,而且不受顺行性和逆行性传导抵消作用的影响,因此有望成为不受干扰的判断H反射结果的可靠方法^[12]。总之,目前建议建立完整的H反射标准化募集曲线,最好使用上升支的数据进行分析。

3 H反射回归线斜率和一阶导数峰值

一些研究认为不同日测定H反射是可靠的,但他们仅考虑了募集曲线的一个点,没有考虑完整的H反射和M波募集曲线的可靠性。Brinkworth^[12]发现尽管使用了标准化方法,但健康受试者比目鱼肌H反射波幅在不同试验间仍然存在变异。Funase建议选用H反射/M波曲线回归线斜率比值(即Hslp/Mslp:H反射回归线斜率和M波回归线斜率比值)作为运动神经元兴奋性随刺激强度增加而增大的率^[6]。Hslp代表刺激强度和反射中运动神经元被募集的关系,Ia传入纤维和脊髓运动神经元经单突触联系,随刺激强度增加Ia传入纤维募集数量也相应增加,从而引起更多运动神经元被激活参与反射^[2]。建议采用M反射阈下刺激或低于Hmax刺激强度(即H反射募集曲线上支的数据)来评估H反射弧的兴奋性。

使用H反射上升支数据获得的Hslp代表通过顺行性传导募集到的运动神经元数量(没有逆行性传导的抵消作用),因此反映了运动神经元和反射弧本身的兴奋性^[2]。从理论上来说,改变神经肌肉兴奋性可以改变H反射的斜率,即:增加神经肌肉兴奋性导致波幅增加,整体曲线左移;相反,降低神经肌肉兴奋性导致波幅降低。这种方法避免了冲突的影响,是被许多研究证明临床评定偏瘫恢复确实有效的方法^[2,6,14,19]。有研究证明Hslp/Mslp在用于评价康复治疗时较传统运动神经元池兴奋性更有预测价值。使用Brunnstrom分期、传统的Hmax/Mmax、H反射阈值和M波阈值比(Hth/Mth)和Hslp/Mslp进行比较,Hslp/Mslp和Brunnstrom分期一致性最好,提示Hslp/Mslp能够更好地评价运动神经元池兴奋性的恢复,而且使用这种方法评价痉挛程度,更接近Brunnstrom分期功能恢复的评价,因此认为Hslp/Mslp将成为一个客观有价值的痉挛评价手段^[20]。

但以斜率比作为评价指标的方法也不是没有问题的。因为斜率的测量对应的是曲线的改变比率,但H反射上升支是S形的,和直线有很大不同,这种方法还是受限制的。Christie^[6]发现H反射刺激反应曲线峰值速率(使用一阶导数峰值来表示)的改变代表了H反射弧兴奋性的改变,H反射弧兴奋性增加或降低可以分别用H反射刺激反应曲线峰值速率的增加或降低反映,认为一阶导数峰值是测定H反射刺激反应曲线拟合度最高的方法,即错误率最低的方法,是代

表H反射波幅变化的最合适的指标。

4 H反射指标的信度比较

H反射测量信度很重要,不同时间观察到的变化应归于生理改变而不是随机变量。但关于H反射信度文章仍然比较少。目前主要信度研究都是关于波幅和波幅延伸值的(Hslp/Mslp, Hmax/Mmax, H反射一阶导数峰值)。

4.1 健康人H反射波幅信度的研究

下肢方面:Handcock等^[21-22]认为在比目鱼肌上记录的H反射波幅在单个个体的不同次试验中其结果非常可靠, Pearson r 值高于0.95,而且波峰波谷最大值(Hmax)ICC可靠,小腿三头肌的ICC值高达0.99。Christie^[6]在24例健康受试者比目鱼肌上使用5% Mmax刺激强度检测的H反射的波幅ICC是0.85。

上肢方面:Stowe^[14]在8例健康年轻受试者上肢连续3天测定ECRL和FCR的H反射并评价信度,试验结果:ECRL的H反射波幅3天平均值基本相似,重复测量可信度即ICC=0.94,可信度高。大多数受试者ECRL Hmax < 30% Mmax,个别受试者第1天和第2天Hmax波幅高于平均值。FCR的H反射3天总体的波幅是一致的,证明有良好的信度,FCR平均Hmax在23.3%—25.0% Mmax。不同日间测量无显著差异ICC=0.99。3天组内的FCR平均Hmax为Mmax的6.8%—47.0%。证明连续3天测定的上肢H反射可信度高。

4.2 脑卒中患者H反射波幅的信度

Stowe^[10]连续2日测定卒中患者ECRL和FCR H反射并进行Hmax可信度检测,无论年龄和痉挛程度,不同日间ECRL的Hmax信度高于FCR,接近正常人。ECRL的H反射隔日波幅ICC=0.71,证明可信度高,ECRL的斜率(Hslp)也相对可信ICC=0.74,FCR Hmax ICC=0.62,2天的波幅下降<5%,但认为FCR的斜率(Hslp)可信度差,ICC=-0.04^[10]。Phadke^[2]的研究中卒中组偏瘫侧上肢FCR平均Hslp/Mslp、Hmax/Mmax的ICC分别是0.94和0.85,认为Hslp/Mslp和Hmax/Mmax都是评价卒中后脊髓兴奋性方面非常可信的指标。Stowe测定的是H反射从起点到Hmax上升支点拟合曲线斜率,而Phadke测定Hslp是10%—85% Hmax之间点组成的上升支斜率,故测定方法不同可能是获得的ICC值不同的原因。

4.3 不同指标的信度比较

Phadke证明在非残疾受试者的上肢连续2日测定的FCRH反射获得的Hslp/Mslp、Hmax/Mmax的ICC分别是0.85和0.88,认为这两个指标均可靠。卒中患者偏瘫侧上肢H反射的平均Hslp/Mslp、Hmax/Mmax的ICC是0.94和0.85,非偏瘫侧0.95和0.84。Phadke认为这两个指标的可靠性在所有检测脊髓兴奋性指标中是良好甚至优秀的^[2]。Christie^[6]在正常24例健康受试者身上连续5天引出比目鱼肌H反射,

并进行可靠性、一致性检验,使用组内相关系数(ICC)评价数据信度。在5% Mmax刺激强度下的H反射波幅的ICC是0.85,H反射回归线斜率(Hslp/Mslp)的ICC是0.79,H反射一阶导数峰值的ICC是0.89,证明H反射一阶导数峰值的信度最好。一阶导数峰值和其他参数相比有绝对优势,避免了冲突限制,而且很少受试验条件限制,它反映了变化率而不是绝对波幅,更具稳定性。但这3个ICC值的95%可信区间没有显著性差异,证明这三个评价H反射的指标都是可靠的。

5 H反射的临床应用

之前的一些关于H反射的临床应用的研究更多关注的是包括S1、C6/7或者C7在内的腰段和颈段神经根近端病变诊断中的应用^[3],使用的指标主要是潜伏期和波幅,强调双侧对比来辅助诊断疾病。近来研究发现H反射和上运动神经元病变特别是痉挛关系密切,可以作为痉挛的评价指标,还可以作为新的康复治疗手段的评价方法、治疗机制研究指标及疼痛、手术监测指标。

5.1 痉挛评价指标及痉挛机制研究

Pizzi提出^[18]FCR Hmax/Mmax比值和腕关节改良Ashworth评分(modified Ashworth scale, MAS)呈正相关($P=0.005$),和被动关节活动度呈负相关,认为MAS和Hmax/Mmax比值在评价卒中后痉挛时结果一致,可以作为一种综合方法在卒中后研究中同时使用,它们分别代表了痉挛的两个不同方面,即临床的和神经生理学的。但Phadke^[2]未发现FCRH反射和MAS有相关性。Naghdi^[19]使用Hslp/Mslp作为新的 α 运动运动神经元指示指标来评价卒中偏瘫患者,使用改良的MAS量表(modified modified Ashworth scale, MMAS)评价痉挛的有效性。和Hmax/Mmax比值相比,轻到重度肌肉痉挛的患者Hslp/Mslp显示了由小到大的依次等级。MMAS评分3分患者比1分和2分患者Hslp/Mslp更高,1分患者Hslp/Mslp最低。何颖等观察脑卒中患者上肢Hmax/Mmax、Hslp/Mslp和H反射阈值/M波阈值(Hth/Mth)等指标与痉挛的相关性,发现患侧上肢Hmax/Mmax与MAS评分呈线性正相关($r=0.608, P<0.05$);患侧上肢Hslp/Mslp与MAS评分亦呈线性正相关($r=0.917, P<0.05$),认为Hmax/Mmax和Hslp/Mslp可作为脑卒中上肢痉挛程度评价的电生理指标^[23]。

神经损伤(例如卒中和脊髓外伤)后的痉挛常常被认为与脊髓兴奋性增高相关,临床表现为夸张的牵张反射和H反射波幅明显增高。Nielsen等认为突触前抑制(presynaptic inhibition, PSI)缺失是痉挛的部分原因,可能是由于脊髓神经元间兴奋性下行性调节整合的缺失,导致PSI控制功能失调^[1]。H反射可以用于神经损伤后的临床评估,因为它可以帮助推断Ia PSI下行性调节功能水平和 γ 运动神经元兴奋性^[1]。

H反射除了可以用来研究痉挛的机制,还可以辅助开发痉挛治疗的手段。如近来报道痉挛性卒中患者进行上肢节律运动时降低了下肢H反射的波幅,基于这个H反射的调节反应,建议可以通过上肢节律性运动来抑制下肢痉挛^[1,24]。

5.2 作为新的康复评价、治疗手段及治疗机制探索指标

目前有很多新的治疗手段应用于卒中后偏瘫患者,而代表周围运动神经兴奋性的H反射可以作为这些新的治疗手段的评价指标,进行治疗机理研究。如Stowe^[14]建议可以使用ECRL和FCR H反射来研究神经肌肉电刺激(neuromuscular electrical stimulation, NMSE)治疗卒中的电生理作用机制。Stowe^[10]测定慢性缺血性卒中患者神经肌肉电刺激治疗前后9天的上肢H反射,结果提示神经肌肉电刺激提高了ECRL的Hmax。但Chen^[8]测定脊髓小脑共济失调患者使用NMSE治疗前后FCR H反射和运动诱发电位(motor evoked potential, MEP),证明NMSE对患者H/Mmax波幅没有明显改变,而显著增加了MEP,进而认为神经肌肉电刺激作用机制可以排除从脊髓水平(包括运动神经元、神经肌肉接头、肌肉纤维)增加外周神经兴奋性的可能性。Ridding^[25]也证明健康人通过使用神经肌肉电刺激后MEP的增加,不是来自刺激诱导的脊髓运动神经元兴奋性增加的结果,推断增加的运动神经元兴奋性是由于传导通路上运动神经元兴奋性增加引起。

Mouthon^[16]研究显示行动观察(action observation, AO)和运动想象(motor imagery, MI)激活了皮质脊髓束,导致MEP增大,而脊髓兴奋性没有变化(H反射波幅和背景肌电没有变化),说明这种复杂的任务性治疗和精神刺激影响了皮质脊髓束兴奋性,而对脊髓反射环路没有影响,从而对这一治疗的作用机制进行了说明。Masugi^[26]发现和被动站立相比,被动步行时比目鱼肌H反射波幅明显被抑制,随步行速度增加H反射大小明显降低,这些结果提示H反射抑制程度随下肢被动步行冲动的传入增加而增强,提示被动步行可以用来治疗脊髓损伤患者的踝伸肌痉挛和改善患者的脊髓反射调节。

5.3 作为疼痛和外科手术监测指标

Oliveira^[27]第一次发现髌骨疼痛的女性患者,股内侧肌Hmax/Mmax低于无症状对照组的女性,认为股内侧肌Hmax/Mmax可以作为精确区分有无髌骨疼痛依据。Feyissa^[28]回顾性研究了19例在胸段脊髓手术中进行H反射监测的患者的预后情况,其中5例患者在术中H反射波幅短暂下降<50%,并很快回到基线,术后3—6个月随访没有出现术后新发的神经功能缺损,因此认为术中稳定的H波提示术中神经功能保护成功。根据这一发现,可以考虑将术中H反射监测作为一个合理的替代选择,特别是当不能获得运动诱发电位时,而且它对脊髓缺血更敏感,成本相对较低且容易获得,H反射监测可能会成为胸段脊髓手术中监测的一个重要的工具。

总之,H反射是非常有用的临床工具,只有充分了解它

的特点并进行规范的操作,才能更好地将之用于神经功能评价等方面的研究。

参考文献

- [1] Palomino AF, Hundza SR, Zehr EP. Rhythmic arm cycling differentially modulates stretch and H-reflex amplitudes in soleus muscle[J]. *Exp Brain Res*, 2011, 214(4):529—537.
- [2] Phadke CP, Robertson CT, Condliffe EG, et al. Upper-extremity H-reflex measurement post-stroke: reliability and inter-limb differences[J]. *Clin Neurophysiol*, 2012, 123(8):1606—1615.
- [3] Burke D. Clinical uses of H reflexes of upper and lower limb muscles[J]. *Clinical Neurophysiology Practice*, 2016,1:9—17.
- [4] Pierrot-Deseilligny EBDJ. The circuitry of the human spinal cord: spinal and corticospinal mechanisms of movement[M]. Cambridge University Press, 2012.
- [5] Schindler-Ivens S, Shields RK. Low frequency depression of H-reflexes in humans with acute and chronic spinal-cord injury[J]. *Exp Brain Res*, 2000, 133(2):233—241.
- [6] Christie A, Lester S, LaPierre D, et al. Reliability of a new measure of H-reflex excitability[J]. *Clin Neurophysiol*, 2004, 115(1):116—123.
- [7] Neyroud D, Armand S, De Coulon G, et al. Wide-pulse-high-frequency neuromuscular electrical stimulation in cerebral palsy[J]. *Clin Neurophysiol*, 2016, 127(2):1530—1539.
- [8] Chen CC, Chuang YF, Yang HC, et al. Neuromuscular electrical stimulation of the median nerve facilitates low motor cortex excitability in patients with spinocerebellar ataxia[J]. *J Electromyogr Kinesiol*, 2015, 25(1):143—150.
- [9] Misiasek JE. The H-reflex as a tool in neurophysiology: its limitations and uses in understanding nervous system function[J]. *Muscle Nerve*, 2003, 28(2):144—160.
- [10] Stowe AM, Hughes-Zahner L, Barnes VK, et al. A pilot study to measure upper extremity H-reflexes following neuromuscular electrical stimulation therapy after stroke[J]. *Neurosci Lett*, 2013, (535):1—6.
- [11] Tucker KJ, Tuncer M, Türker KS. A review of the H-reflex and M-wave in the human triceps surae[J]. *Hum Mov Sci*, 2005, 24(5—6):667—688.
- [12] Brinkworth RS, Tuncer M, Tucker KJ, et al. Standardization of H-reflex analyses[J]. *J Neurosci Methods*, 2007, 162(1—2):1—7.
- [13] Grosprêtre S, Martin A. H reflex and spinal excitability: methodological considerations[J]. *J Neurophysiol*, 2012, 107(6):1649—1654.
- [14] Stowe AM, Hughes-Zahner L, Stylianou AP, et al. Between-

- day reliability of upper extremity H-reflexes[J]. *J Neurosci Methods*, 2008, 170(2):317—323.
- [15] Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability[J]. *Psychol Bull*, 1979, 86(2):420—428.
- [16] Mouthon A, Ruffieux J, Wälchli M, et al. Task-dependent changes of corticospinal excitability during observation and motor imagery of balance tasks[J]. *Neuroscience*, 2015, (303):535—543.
- [17] Dishman JD, Dougherty PE, Burke JR. Evaluation of the effect of postural perturbation on motoneuronal activity following various methods of lumbar spinal manipulation[J]. *Spine J*, 2005, 5(6):650—659.
- [18] Pizzi A, Carlucci G, Falsini C, et al. Evaluation of upper-limb spasticity after stroke: A clinical and neurophysiologic study[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2005, 86(3):410—415.
- [19] Naghdi S, Ebrahimi I, Asgari A, et al. A preliminary study into the criterion validity of the Modified Modified Ashworth Scale using the new measure of the alpha motoneuron excitability in spastic hemiplegia[J]. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 2007, 47(3):187—192.
- [20] Higashi T, Funase K, Kusano K, et al. Motoneuron pool excitability of hemiplegic patients: assessing recovery stages by using H-reflex and M response[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2001, 82(11):1604—1610.
- [21] Handcock PJ, Williams LR, Sullivan SJ. The reliability of H-reflex recordings in standing subjects[J]. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 2001, 41(1):9—15.
- [22] Williams LR, Sullivan SJ, Seaborne DE, et al. Reliability of individual differences for H-reflex recordings[J]. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 1992, 32(1—2):43—49.
- [23] 李红玲,徐凌娇,岳巍,等.H反射在脑卒中后上肢偏瘫患者中的特征表现及分析[J]. *中国康复医学杂志*,2012,(1):44—48.
- [24] Barzi Y, Zehr EP. Rhythmic arm cycling suppresses hyperactive soleus H-reflex amplitude after stroke[J]. *Clin Neurophysiol*, 2008, 119(6):1443—1452.
- [25] Ridding MC, Brouwer B, Miles TS, et al. Changes in muscle responses to stimulation of the motor cortex induced by peripheral nerve stimulation in human subjects[J]. *Exp Brain Res*, 2000, 131(1):135—143.
- [26] Masugi Y, Kitamura T, Kamibayashi K, et al. Velocity-dependent suppression of the soleus H-reflex during robot-assisted passive stepping[J]. *Neurosci Lett*,2015,(584):337—341.
- [27] de Oliveira Silva D, Magalhães FH, Faria NC, et al. Lower Amplitude of the Hoffmann Reflex in Women With Patellofemoral Pain: Thinking Beyond Proximal, Local, and Distal Factors[J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2016, 97(7): 1115—1120.
- [28] Feyissa AM, Tummala S. Intraoperative neurophysiologic monitoring with Hoffmann reflex during thoracic spine surgery[J]. *J Clin Neurosci*, 2015, 22(6):990—994.