

## · 临床研究 ·

# 胫神经局部振动对脑卒中患者小腿三头肌痉挛的影响及神经生理机制研究

付娟娟<sup>1</sup> 王红星<sup>2</sup> 王培<sup>3</sup> 周婷<sup>2</sup> 冯慧<sup>1</sup> 周修五<sup>1</sup> 潘化平<sup>1</sup><sup>1</sup>南京医科大学附属江宁医院康复医学中心, 南京 211100; <sup>2</sup>东南大学附属中大医院康复医学科, 南京 211100; <sup>3</sup>南京医科大学, 南京 211100

通信作者: 潘化平, Email: panhp007@hotmail.com

**【摘要】 目的** 观察胫神经局部振动治疗对脑卒中患者小腿三头肌痉挛及神经电生理功能的影响。**方法** 选取脑卒中后偏瘫下肢功能障碍患者 60 例, 按随机数字表法将其分为治疗组和对照组, 每组 30 例。2 组均给予常规康复训练, 治疗组在此基础上增加局部振动治疗。治疗前、后, 采用改良 Ashworth 量表 (MAS)、Clonus 阵挛分级法分别评价 2 组患者的肌张力和痉挛程度, 并对胫神经运动与感觉传导、F 波、H 反射进行检测。**结果** 治疗前, 2 组患者小腿三头肌 MAS、Clonus 分级评分、胫神经 H 反射的 H/M 比值、Hmax、Hmax 刺激强度比较, 差异无统计学意义 ( $P>0.05$ )。与组内治疗前比较, 2 组患者治疗后上述指标均改善 ( $P<0.05$ ), 且治疗组治疗后小腿三头肌 MAS [ (0.62±0.63) 分 ]、Clonus 分级评分 [ (1.05±1.02) 分 ]、胫神经 H 反射的 H/M 比值 (0.48±0.28)、Hmax [ (3.75±2.09) mV ]、Hmax 刺激强度 [ (38.18±12.79) mA ] 较对照组改善优异, 差异有统计学意义 ( $P<0.05$ )。**结论** 在常规康复训练基础上辅以胫神经局部振动治疗, 可通过抑制神经反射通路的兴奋性, 有效缓解脑卒中患者小腿三头肌的痉挛程度, 降低肌肉张力。

**【关键词】** 局部振动治疗; 脑卒中; 肌张力; H-反射; F 波**基金项目:** 南京医科大学康达学院基金 (KD2018KYJJYB037)

DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2021.05.002

## The effect of local vibration of the tibial nerve on triceps surae spasticity after stroke and its mechanism

Fu Juanjuan<sup>1</sup>, Wang Hongxing<sup>2</sup>, Wang Pei<sup>3</sup>, Zhou Ting<sup>2</sup>, Feng Hui<sup>1</sup>, Zhou Xiuyu<sup>1</sup>, Pan Huaping<sup>1</sup><sup>1</sup>Department of Rehabilitation Medicine, The Affiliated Jiangning Hospital of Nanjing Medical University, Nanjing 211100, China; <sup>2</sup>Department of Rehabilitation Medicine, ZhongDa Hospital, Southeast University, Nanjing 211100, China; <sup>3</sup>Nanjing Medical University, Nanjing 211100, China

Corresponding author: Pan Huaping, Email: panhp007@hotmail.com

**【Abstract】 Objective** To explore the effect of tibial nerve vibration on triceps surae spasticity in stroke survivors and its electrophysiological mechanism. **Methods** Thirty stroke survivors with upper limb spasticity were randomly divided into a treatment group and a control group, each of 30. Both groups were given routine rehabilitation training while the treatment group was additionally provided with local vibration of the tibial nerve with an amplitude of 0.3mm at 60Hz. Before and after the treatment, the modified Ashworth scale (MAS) and Clonus grading were used to assess muscle tone and spasticity. Electrophysiological functions were evaluated using the tibial nerve motor and sensory conduction test and F wave and H reflex sensing. **Results** Before the treatment there were no significant differences between the two groups in their average MAS scores, Clonus grading, maximum H amplitude (Hmax), the ratio of maximum H to maximum M amplitude (H/M) or the intensity of stimulus required to elicit Hmax. After the treatment, however, all of those measurements had improved significantly in both groups with the average improvements in the treatment group significantly greater than those in the control group. **Conclusions** Local vibration of the tibial nerve combined with traditional rehabilitation is more effective than traditional rehabilitation alone in relieving triceps surae spasticity and reducing muscle tone after a stroke. The vibration seems to inhibit excitation of the reflex pathway.

**【Key words】** Vibration therapy; Stroke; Muscular tension; H-reflex; F waves**Funding:** Kangda College Fund of Nanjing Medical University (project KD2018KYJJYB037)

DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2021.05.002

痉挛是中枢神经系统损伤后阻碍运动功能恢复的原因之一<sup>[1]</sup>。其中小腿三头肌痉挛是限制脑卒中

患者步行功能恢复的主要因素。口服药物可在一定程度上缓解痉挛、降低肌张力,但长期用药及副作用导致患者的依从性并不高;神经阻滞虽可有效缓解痉挛、降低肌张力,但费用高、效果维持时间短、有创,临床应用受限。因此寻求经济有效、无创的干预措施显得非常重要。

近年来,机械性振动治疗逐渐被重视<sup>[2]</sup>。全身振动治疗虽能改善中枢神经损伤患者的运动和本体感觉功能,达到降低肌张力的治疗作用<sup>[3]</sup>,但对痉挛的影响不明显<sup>[4]</sup>。新近研究表明肌肉局部振动可通过抑制神经反射通路兴奋性、降低肌张力<sup>[5]</sup>,但只能改善振动靶肌肉张力,无法同时改善多块肌肉或肌群张力。既往研究发现,振动能抑制感觉神经及运动神经传导功能<sup>[6]</sup>。但神经干局部振动是否可通过抑制神经反射传导通路兴奋性,进而缓解肌肉痉挛程度、降低肌张力,尚未见研究报道。本研究观察常规康复治疗联合胫神经干局部振动对脑卒中患者小腿三头肌痉挛程度的影响,并通过神经电生理检测探索其机制,为治疗中枢神经损伤后肌肉痉挛寻求新方法。

## 资料与方法

### 一、研究对象

纳入标准:所有患者均符合全国第 4 次脑血管病学术会议制订的脑血管病诊断标准<sup>[7]</sup>,并经 CT 或 MRI 证实;年龄 40 岁~70 岁;病程>6 个月;生命体征稳定,意识清醒,无语言、认知障碍,能较好地配合检查;Clonus 阵挛分级 $\geq 2$ 级;改良 Ashworth 量表(modified Ashworth scale, MAS)评级 $\geq 1$ 级;患者签署知情同意书。排除标准:既往有糖尿病、颈椎病和其他周围神经病史;有其他引起肌张力增高和痉挛的疾病;因外伤、骨关节病等遗留有肢体运动功能障碍;有运动神经元病、重症肌无力等全身神经肌肉疾病;有严重认知及精神障碍不能配合检查;病情不稳定者。

选取 2015 年 7 月至 2016 年 10 月在南京医科大学附属江宁医院康复医学科住院的脑卒中患者 60 例。采用随机数字表法将患者分为治疗组和对照组,每组 30 例。2 组患者性别、年龄、病程、病因等一般资料比较,差异无统计学意义( $P>0.05$ ),具有可比性。详见表 1。

### 二、治疗方法

2 组患者均给予常规康复训练,内容包括肢体各关节主动、被动活动、神经促进技术、作业治疗、坐位平衡训练、体位转移训练、站立平衡训练、步行训练等。治疗组在上述常规康复训练基础上辅以胫神经局部振动,采用表面电刺激准确定位胫神经的位置,将 YS-889 型深层振动器固定在腓窝胫神经走行处,振动频率 60 Hz,振幅 0.3 mm,持续 10 min。

### 三、评价方法

1.肌张力及痉挛评价:采用改良 Ashworth 量表(modified Ashworth scale, MAS)及 Clonus 阵挛分级法于治疗前、后评定患者小腿三头肌的肌张力和痉挛程度。改良 Ashworth 量表分别为 0 级、1 级、1+级、2 级、3 级、4 级,为了方便统计,分别量化为 0 分、1 分、1.5 分、2 分、3 分、4 分。Clonus 分级根据踝阵挛持续时间进行分级:0 级,无踝阵挛;1 级,踝阵挛,持续 1~4 s;2 级,持续 5~9 s;3 级,持续 10~14 s;4 级,持续>15 s。为了方便统计,分别量化为 0 分、1 分、2 分、3 分、4 分。

2.胫神经运动传导及 F 波:采用 Medtronic Keypoint 4 肌电图诱发电位仪进行检测。振动治疗结束后即刻进行检测,于内踝后方刺激胫后神经,在踝展肌记录复合肌肉动作(compound muscle active potential, CMAP)波幅、末端潜伏期、波幅下面积。然后在相同刺激点和记录点,记录 F 波出现率、平均潜伏期及 F 波平均波幅。

3.胫神经感觉传导速度:采用顺向法,用指环电极刺激脚趾,于内踝后方记录感觉神经运动电位(sensory nerve action potential, SNAP)、传导速度(sensory nerve conduction velocity, SNCV)和波幅下面积。

4.反射:患者俯卧位,于腓窝处刺激胫神经,在比目鱼肌处记录 H 反射最短潜伏期、H 反射最大波幅(Hmax)、Hmax 时的刺激强度,并计算 Hmax/Mmax 比值。

### 四、统计学分析

采用 SPSS 21.0 软件对入组患者的年龄、性别、身高、体重、偏瘫侧别、改良 Ashworth 评分、Clonus 阵挛分级及神经电生理指标进行正态性检验。符合正态分布的计量资料采用配对  $t$  检验分析,非正态分布及等级资料采用秩和检验。 $P<0.05$  表示差异有统计学意义。

表 1 2 组患者一般资料

| 组别  | 例数 | 性别(例) |    | 年龄(岁, $\bar{x}\pm s$ ) | 病程(月, $\bar{x}\pm s$ ) | 身高(cm, $\bar{x}\pm s$ ) | 体重(kg, $\bar{x}\pm s$ ) | 病因(例) |     |
|-----|----|-------|----|------------------------|------------------------|-------------------------|-------------------------|-------|-----|
|     |    | 男     | 女  |                        |                        |                         |                         | 脑梗死   | 脑出血 |
| 治疗组 | 30 | 15    | 15 | 59.42 $\pm$ 4.56       | 10.87 $\pm$ 1.26       | 173.00 $\pm$ 5.61       | 68.49 $\pm$ 7.15        | 17    | 13  |
| 对照组 | 30 | 17    | 13 | 61.67 $\pm$ 5.89       | 11.59 $\pm$ 1.47       | 172.00 $\pm$ 5.60       | 71.80 $\pm$ 9.30        | 19    | 11  |

## 结 果

一、2 组患者治疗前后小腿三头肌肌张力及痉挛程度变化

治疗前,2 组患者小腿三头肌 MAS、Clonus 分级评分比较,差异无统计学意义( $P>0.05$ )。与组内治疗前比较,2 组患者治疗后小腿三头肌 MAS、Clonus 分级评分均降低( $P<0.05$ ),且治疗组治疗后小腿三头肌 MAS、Clonus 分级评分较对照组低,差异有统计学意义( $P<0.05$ )。详见表 2。

二、2 组患者治疗前后神经传导功能及 F 波变化

治疗前,2 组患者胫神经运动的 CMAP 波幅、末端潜伏期、波幅下面积比较,胫神经感觉传导的 SNAP 波幅、SNCV 及波幅下面积比较,2 组患者胫神经 F 波出现率、平均潜伏期、波幅及 F/M 波幅比值比较,差异均无统计学意义( $P>0.05$ )。2 组患者治疗后上述指标组内及组间比较,差异均无统计学意义( $P>0.05$ )。详见表 3、表 4、表 5。

三、2 组患者治疗前后胫神经 H 反射变化

治疗前,2 组患者胫神经 H 反射的最短潜伏期、H/M 比值、Hmax、Hmax 刺激强度比较,差异无统计学意义( $P>0.05$ )。与组内治疗前比较,2 组患者治疗后 H/M 比值、Hmax、Hmax 刺激强度均改善( $P<0.05$ ),且治疗组治疗后 H/M 比值、Hmax、Hmax 刺激强度较对照组改善优异( $P<0.05$ )。详见表 6。

## 讨 论

振动治疗在神经系统疾病康复治疗中的应用日趋成熟。振动治疗分为全身振动和局部振动。研究表明,全身振动治疗不仅能增加脑卒中患者的肌力<sup>[8]</sup>、增强肌电活动<sup>[9]</sup>、提高躯干稳定性及姿势控制能力<sup>[10]</sup>,还能改善步行时空参数、提高步行能力<sup>[11]</sup>。有研究发现,作用于肌肉或肌腱的局部振动能通过调节脊髓反射通路,抑制 H 反射,进而改善痉挛程度、降低肌张力、提高步行速度,且无头晕、耳鸣等全身振动引发的副作用<sup>[12-14]</sup>。

表 2 治疗前后小腿三头肌肌张力及痉挛程度比较(分,  $\bar{x}\pm s$ )

| 组别  | 例数 | MAS 评分    |                         | Clonus 分级 |                         |
|-----|----|-----------|-------------------------|-----------|-------------------------|
|     |    | 治疗前       | 治疗后                     | 治疗前       | 治疗后                     |
| 对照组 | 30 | 1.75±0.62 | 0.97±0.78 <sup>a</sup>  | 2.84±1.23 | 1.36±1.13 <sup>a</sup>  |
| 治疗组 | 30 | 1.83±0.69 | 0.62±0.63 <sup>ab</sup> | 2.81±1.12 | 1.05±1.02 <sup>ab</sup> |

注:与组内治疗前比较,<sup>a</sup> $P<0.05$ ;与对照组治疗后比较,<sup>b</sup> $P<0.05$

表 3 2 组患者治疗前后运动神经传导指标比较( $\bar{x}\pm s$ )

| 组别  | 例数 | CMAP(mV)   |            | 末端潜伏期(ms) |           | 波幅下面积( $\text{ms}\cdot\text{mV}$ ) |             |
|-----|----|------------|------------|-----------|-----------|------------------------------------|-------------|
|     |    | 治疗前        | 治疗后        | 治疗前       | 治疗后       | 治疗前                                | 治疗后         |
| 对照组 | 30 | 11.03±4.14 | 10.84±3.99 | 3.86±0.81 | 3.93±0.77 | 25.11±11.02                        | 24.89±10.95 |
| 治疗组 | 30 | 10.82±3.92 | 10.61±4.65 | 3.87±0.76 | 4.08±0.67 | 24.75±10.24                        | 24.39±11.87 |

表 4 2 组患者治疗前后感觉神经传导指标比较( $\bar{x}\pm s$ )

| 组别  | 例数 | SNAP( $\mu\text{V}$ ) |           | SNCV(m/s)  |            | SNAP 波幅下面积( $\text{ms}\cdot\mu\text{V}$ ) |           |
|-----|----|-----------------------|-----------|------------|------------|-------------------------------------------|-----------|
|     |    | 治疗前                   | 治疗后       | 治疗前        | 治疗后        | 治疗前                                       | 治疗后       |
| 对照组 | 30 | 2.04±1.13             | 2.08±1.11 | 46.37±6.72 | 46.89±6.79 | 1.97±1.26                                 | 1.98±1.45 |
| 治疗组 | 30 | 2.06±1.16             | 2.10±1.01 | 46.21±6.83 | 46.92±6.71 | 1.99±1.19                                 | 1.99±1.51 |

表 5 2 组患者治疗前后胫神经 F 波指标比较( $\bar{x}\pm s$ )

| 组别  | 例数 | F 波出现率(%)  |            | F-潜伏期(ms)  |            | F 波波幅(mV)    |              | F/M 波幅比值    |             |
|-----|----|------------|------------|------------|------------|--------------|--------------|-------------|-------------|
|     |    | 治疗前        | 治疗后        | 治疗前        | 治疗后        | 治疗前          | 治疗后          | 治疗前         | 治疗后         |
| 对照组 | 30 | 97.38±4.12 | 97.61±3.98 | 50.41±3.27 | 50.88±3.25 | 242.87±77.60 | 240.98±57.44 | 24.15±14.27 | 25.88±14.76 |
| 治疗组 | 30 | 97.25±4.44 | 97.50±4.14 | 50.35±3.28 | 50.94±3.26 | 243.25±78.40 | 241.55±58.36 | 23.93±13.91 | 25.74±14.49 |

表 6 2 组患者治疗前后胫神经 H 反射变化( $\bar{x}\pm s$ )

| 组别  | 例数 | 最短潜伏期(ms)  |            | H/M 比值    |                         | Hmax(mV)  |                         | Hmax 刺激强度(mA) |                           |
|-----|----|------------|------------|-----------|-------------------------|-----------|-------------------------|---------------|---------------------------|
|     |    | 治疗前        | 治疗后        | 治疗前       | 治疗后                     | 治疗前       | 治疗后                     | 治疗前           | 治疗后                       |
| 对照组 | 30 | 33.19±2.36 | 33.06±2.39 | 0.75±0.55 | 0.58±0.31 <sup>a</sup>  | 5.30±2.99 | 4.12±2.11 <sup>a</sup>  | 26.18±13.04   | 33.87±11.66 <sup>a</sup>  |
| 治疗组 | 30 | 33.25±2.38 | 33.04±2.49 | 0.74±0.53 | 0.48±0.28 <sup>ab</sup> | 5.40±3.02 | 3.75±2.09 <sup>ab</sup> | 25.37±12.38   | 38.18±12.79 <sup>ab</sup> |

注:与组内治疗前比较,<sup>a</sup> $P<0.05$ ;与对照组治疗后比较,<sup>b</sup> $P<0.05$

本研究结果显示,胫神经干局部振动后患者偏瘫侧小腿三头肌肌张力、踝阵挛均较振动前明显降低,与既往研究结果类似<sup>[15]</sup>。局部振动治疗后,偏瘫侧小腿三头肌肌张力、踝阵挛的改善显著优于仅采用常规康复训练的对照组,提示在常规康复训练的基础上辅以局部胫神经干振动治疗,可降低偏瘫下肢的痉挛程度。有研究认为,将振动频率 80 Hz、振幅 0.3 mm 的局部振动作用于肌肉或肌腱,可以诱发反射通路的突触前抑制,起到缓解痉挛、降低肌张力的作用<sup>[16]</sup>。本研究采用的振动频率和振幅分别为 60 Hz、0.3 mm,也取得了较好的治疗效果,避免了高振动频率引起的强直性振动反射、肢体运动错觉、位置移位及皮肤损害<sup>[17]</sup>等不利影响,患者易于接受。

有研究报道,肌腱或肌肉局部振动可激活(Ia)肌梭初级传入,抑制单突触反射,降低 H 反射振幅,从而缓解痉挛<sup>[18]</sup>。本研究分别在振动治疗前、后对 H 反射、F 波及胫神经传导功能进行了检测。结果显示,胫神经干局部振动治疗后,胫神经 H 反射最大波幅 Hmax、Hmax/Mmax 较振动治疗前显著降低,且 H 反射达到 Hmax 时所需要的刺激强度也明显增加,提示胫神经干局部振动可通过提高 H 反射的兴奋阈值,降低 H 反射的兴奋性。其机制可能是胫神经干的局部振动通过感觉神经改变了脊髓 Ia 抑制性中间神经元的冲动传入<sup>[19]</sup>。

Ia 类传入纤维对脊髓运动神经元有双重作用,一方面通过突触前抑制,使脊髓运动神经元兴奋性降低,从而导致 H 反射兴奋性降低;另一方面,可直接兴奋脊髓前角运动神经元,使 H 反射兴奋性增高<sup>[20]</sup>。本研究中,胫神经干局部振动后 Hmax、H/M 降低,但 F 波各参数未改变,提示局部振动并未直接改变运动神经元兴奋性,而是通过反复作用于 Ia 类传入纤维与脊髓前角  $\alpha$  运动神经元形成的单突触联系,降低 Ia 运动神经元递质的释放水平,使得单突触反射减弱,间接影响  $\alpha$  运动神经元电活动,进而缓解痉挛<sup>[21]</sup>。但也不排除是局部振动使  $\gamma$  运动神经元传出冲动减少,梭内肌纤维收缩减弱,抑制了 Ia 纤维兴奋性传入,进而降低  $\alpha$  神经元兴奋性<sup>[22]</sup>。

此外,脊髓 H 反射兴奋后抑制的减少和痉挛的严重程度呈正相关<sup>[23]</sup>。研究表明,痉挛患者比目鱼肌的 H 反射兴奋后抑制减少,而一定频率的反复振动可以激活 Ia 纤维<sup>[24]</sup>,增强了兴奋后的抑制作用,牵伸刺激不能激活相同的纤维,因此振动后阵挛持续时间降低<sup>[25]</sup>。

综上,胫神经干局部振动可通过降低神经反射通路兴奋性,明显降低脑卒中患者小腿三头肌的肌张力和痉挛程度,从而改善运动功能。局部振动治疗作为

一种非侵入性的干预措施,已在临床不同领域中开展应用。振动训练的疗效与振动频率、振幅、加速度、时程、周期等参数密切相关,其最佳参数仍需进一步研究,以便为临床工作提供参考与指导。

## 参 考 文 献

- [1] Wissel J, Manack A, Brainin M. Towards an epidemiology of post-stroke spasticity [J]. *Neurology*, 2013, 80 (3 Suppl 2): 13-19. DOI: 10.1212/WNL.0b013e3182762448.
- [2] 陈钊德,龙耀武,梁天佳,等.局部振动对脑卒中后偏瘫患者上肢痉挛和功能障碍的影响[J].*中华物理医学与康复杂志*, 2015, 37 (8): 600-601. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2015. 08.011.
- [3] 王颖.机械振动疗法作用机理研究[J].*中华物理医学与康复杂志*, 2002, 24 (8): 504-505. DOI: 10.3760/j.issn:0254-1424.2002. 08.021.
- [4] Brogardi C, Flansbjerg UB, Lexell J. No specific effect of whole-body vibration training in chronic stroke: a double-blind randomized controlled study [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2012, 93 (2): 253-258. DOI: 10.1016/j.apmr.2011.09.005.
- [5] Murillo N, Kumru H, Vidal-Samso J, et al. Decrease of spasticity with muscle vibration in patients with spinal cord injury [J]. *Clin Neurophysiol*, 2011, 122 (6): 1183-1189. DOI: 10.1016/j.clinph. 2010.11.012.
- [6] Cherniack M, Brammer AJ, Lundstrom R, et al. Segmental nerve conduction velocity in vibration-exposed shipyard workers [J]. *Int Arch Occup Environ Health*, 2004, 77 (3): 159-176. DOI: 10.1007/s00420-003-0486-x.
- [7] 中华神经科学会.各类脑血管病诊断要点[J].*中华神经科杂志*, 1996, 29 (6): 379-381.
- [8] Tankisheva E, Bogaerts A, Boonen S, et al. Effects of intensive whole-body vibration training on muscle strength and balance in adults with chronic stroke: a randomized controlled pilot study [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 2014, 95 (3): 439-446. DOI: 10.1016/j.apmr. 2013.09. 009.
- [9] Liao LR, Ng GY, Jones AY, et al. Effects of vibration intensity, exercise, and motor impairment on leg muscle activity induced by whole-body vibration in people with stroke [J]. *Phys Ther*, 2015, 95 (12): 1617-1627. DOI: 10.2522/ptj.20140507.
- [10] Merkert J, Butz S, Nieczaj R, et al. Combined whole body vibration and balance training using vibrosphere (R): improvement of trunk stability, muscle tone, and postural control in stroke patients during early geriatric rehabilitation [J]. *Z Gerontol Geriatr*, 2011, 44 (4): 256-261. DOI: 10.1007/s00391-011-0170-9.
- [11] 许光旭,顾绍钦,孟殿怀,等.生物谱振规律对步行效率影响的前驱研究[J].*中国康复医学杂志*, 2008, 23 (12): 1092-1094. DOI: 10.3969/j.issn.1001-1242.2008.12.011.
- [12] Liepert J, Binder C. Vibration-induced effects in stroke patients with spastic hemiparesis—a pilot study [J]. *Restor Neurol Neurosci*, 2010, 28 (6): 729-735. DOI: 10.3233/RNN-2010-0541.
- [13] Celletti C, Sinibaldi E, Pierelli F, et al. Focal muscle vibration and progressive modular rebalancing with neurokinetic facilitations in post-stroke recovery of upper limb [J]. *Clin Ter*, 2017, 168 (1): 33-36. DOI: 10.7417/CT.2017.1979.
- [14] Kawahira K, Higashihara K, Matsumoto S, et al. New functional vi-

- bratory stimulation device for extremities in patients with stroke [J]. Int J Rehabil Res, 2004, 27(4): 335-337.
- [15] Murillo N, Valls-Sole J, Vidal J, et al. Focal vibration in neurorehabilitation [J]. Eur J Phys Rehab Med, 2014, 50(2): 231-242.
- [16] Seo HG, Oh BM, Leigh JH, et al. Effect of focal muscle vibration on calf muscle spasticity: a proof-of-concept study [J]. PM R, 2016, 8(11): 1083-1089. DOI: 10.1016/j.pmrj.2016.03.004.
- [17] Suresh NL, Wang I, Heckman CJ, et al. Characterization of the tendon vibration reflex response in hemi-spastic stroke individuals [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2011, 20(5): 3-6. DOI: 10.1109/IEMBS.2011.6090379.
- [18] Yen CL, McHenry CL, Petrie MA, et al. Vibration training after chronic spinal cord injury: Evidence for persistent segmental plasticity [J]. Neurosci Lett, 2017, 47(1): 29-32. DOI: 10.1016/j.neulet.2017.03.019.
- [19] De Gail P, Lance JW, Neilson PD. Differential effects on tonic and phasic reflex mechanisms produced by vibration of muscles in man [J]. J Neurol Neurosurg Psychiatry, 1966, 29(1): 1-11.
- [20] Zehr EP. Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies [J]. Eur J Appl Physiol, 2002, 86(6): 455-468. DOI: 10.1007/s00421-002-0577-5.
- [21] Lapole T, Canon F, Perot C. Acute postural modulation of the soleus H-reflex after Achilles tendon vibration [J]. Neurosci Lett, 2012, 523(2): 154-157. DOI: 10.1016/j.neulet.2012.06.067.
- [22] 刘雅丽, 尤春景, 郭铁成. 非急性期脊髓损伤患者 F 波与痉挛的相关性研究 [J]. 中华物理医学与康复杂志, 2005, 27(6): 349-352. DOI: 10.3760/j.issn.0254-1424.2005.06.009.
- [23] Lamy JC, Wargon I, Mazevet D, et al. Impaired efficacy of spinal pre-synaptic mechanisms in spastic stroke patients [J]. Brain, 2009, 132(3): 734-748. DOI: 10.1093/brain/awn310.
- [24] Bove M, Nardone A, Schieppati M. Effects of leg muscle tendon vibration on group Ia and group II reflex responses to stance perturbation in humans [J]. J Physiol, 2003, 550(2): 617-630. DOI: 10.1113/jphysiol.2003.043331.
- [25] Hidler JM, Rymer WZ. Limit cycle behavior in spasticity: analysis and evaluation [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2000, 47(12): 1565-1575. DOI: 10.1109/10.887937.

(修回日期: 2021-03-23)

(本文编辑: 凌 琛)

· 读者 · 作者 · 编者 ·

## 本刊对来稿中统计学处理的有关要求

1. 统计研究设计: 应交代统计研究设计的名称和主要做法。如调查设计(分为前瞻性、回顾性或横断面调查研究); 实验设计(应交代具体的设计类型, 如自身配对设计、成组设计、交叉设计、析因设计、正交设计等); 临床试验设计(应交代属于第几期临床试验, 采用了何种盲法措施等)。主要做法应围绕 4 个基本原则(随机、对照、重复、均衡)概要说明, 尤其要交代如何控制重要非试验因素的干扰和影响。

2. 资料的表达与描述: 用  $(\bar{x} \pm s)$  表达近似服从正态分布的定量资料, 用  $M(Q_R)$  表达呈偏态分布的定量资料; 用统计表时, 要合理安排纵横标目, 并将数据的含义表达清楚; 用统计图时, 所用统计图的类型应与资料性质相匹配, 并使数轴上刻度值的标法符合数学原则; 用相对数时, 分母不宜小于 20, 要注意区分百分率与百分比。

3. 统计分析方法的选择: 对于定量资料, 应根据所采用的设计类型、资料所具备的条件和分析目的, 选用合适的统计分析方法, 不应盲目套用  $t$  检验和单因素方差分析; 对于定性资料, 应根据所采用的设计类型、定性变量的性质和频数所具备的条件以及分析目的, 选用合适的统计分析方法, 不应盲目套用  $\chi^2$  检验。对于回归分析, 应结合专业知识和散布图, 选用合适的回归类型, 不应盲目套用简单直线回归分析, 对具有重复实验数据的回归分析资料, 不应简单化处理; 对于多因素、多指标资料, 要在一元分析的基础上, 尽可能运用多元统计分析方法, 以便对因素之间的交互作用和多指标之间的内在联系进行全面、合理的解释和评价。

4. 统计结果的解释和表达: 当  $P < 0.05$  (或  $P < 0.01$ ) 时, 应说明对比组之间的差异有统计学意义, 而不应说对比组之间具有显著性(或非常显著性)的差别; 应写明所用统计分析方法的具体名称(如: 成组设计资料的  $t$  检验、两因素析因设计资料的方差分析、多个均数之间两两比较的  $q$  检验等), 统计量的具体值(如  $t = 3.45$ ,  $\chi^2 = 4.68$ ,  $F = 6.79$  等), 应尽可能给出具体的  $P$  值(如  $P = 0.0238$ ); 当涉及到总体参数(如总体均数、总体率等)时, 在给出显著性检验结果的同时, 再给出 95% 可信区间。