

# 表面肌电检查在脑卒中偏瘫患者踝背伸运动中的应用

吴春薇<sup>1</sup> 闫汝蕴<sup>1,2</sup>

表面肌电图(surface electromyography, sEMG)是一种非创伤性检查方法,因其一定程度上反映了运动单位募集和同步化等中枢控制因素,以及肌肉兴奋传导速度等外周因素的共同作用,并且这些因素与脑卒中状态下机体上位神经控制功能障碍密切相关,因此采用sEMG信号分析技术评价脑卒中患者神经肌肉系统功能状态成为近年来康复医学研究的一个重点领域<sup>[1]</sup>。

近年来,国内外已有较多在脑卒中偏瘫患者中应用sEMG技术的研究。如Kallenberg LA<sup>[2]</sup>提出sEMG可能反映出偏瘫患者患侧肢体接受神经再支配的程度,为临床工作中对卒中患者肢体功能预后的判断提供了新的手段。而Buurke JH<sup>[3]</sup>通过sEMG技术发现卒中患者患侧肢体各关键肌群的肌电值并未随步行能力的提高而增加,提出偏瘫患者步行能力的改善更多是依靠健侧下肢的代偿来完成的,提示医疗工作者不应忽视对健侧肢体的代偿性功能训练。Roy SH<sup>[4]</sup>也利用sEMG联合可穿戴加速传感系统对脑卒中患者的每日生活活动进行监测、自动识别和分级,以评价脑卒中患者的功能独立性,并验证了这种方法较高的敏感性和特异性,为对机体的功能独立性的评价多年来停留在主观层面及问卷调查的定性化水平提供了量化的选择。

临床中下肢伸肌痉挛及足下垂是脑卒中偏瘫患者的常见并发症,若不纠正患者的足下垂、内翻等畸形,不仅造成患者的出行不便,其精神、情绪和日常生活活动均会受到重大影响。因此,笔者对sEMG技术在脑卒中偏瘫患者踝关节运动中的应用加以综述,通过了解和探讨踝关节运动的生理学、偏瘫足下垂的病理原因,以及既往sEMG技术在此领域的应用及仍待进一步研究的问题,使sEMG技术在偏瘫患者踝关节运动的研究中发挥更大作用。

## 1 踝关节运动的生理学基础及sEMG特征

### 1.1 踝关节运动的解剖学及行动学基础

小腿肌主要分为3群:①前群:包括胫骨前肌(tibialis anterior muscle, TA)、拇长及趾长伸肌。主要作用是使踝背伸及伸趾。②外侧群:包括腓骨长、短肌。主要作用是使踝跖屈及外翻。③后群:浅层的小腿三头肌,即腓肠肌

(gastrocnemius, GS)内、外侧头及比目鱼肌,以及深层的胫骨后肌及趾长、拇长屈肌。主要作用是使踝跖屈及屈足趾<sup>[5]</sup>。

步行中,足跟着地时踝关节保持中立位;足跟着地后,踝关节跖屈,使足底轻轻落在地上;随着站立相的进展,胫骨以踝关节为轴向前转动从而使踝关节由跖屈转为背屈;足跟离地时,足跟抬起,踝关节再度跖屈直至足趾离地时达到峰值(20°);迈步相时,踝关节跖屈减少以确保足廓清动作完成,随后回到中立位,为进入下一个步行周期做好准备<sup>[6]</sup>。

### 1.2 正常步态胫前后肌群sEMG的变化

TA等胫前肌群在支撑初期肌电活动最强,表现为第1个较大的活动高峰,对应的sEMG波幅最大;随后在支撑中末期活动完全消失,相应的sEMG处于电静息状态;进入摆动早期,TA活动再次轻度增强,表现为第2个较小的活动高峰,在摆动终末期,活动减弱或消失。而对于GS等多数胫后肌群,仅在支撑末期,有很大的肌电活动,对应的sEMG为一个时间较长且波幅很高、较大的梭状波形;其余阶段都未进行活动,相应sEMG为电静息表现<sup>[7]</sup>。

## 2 脑卒中偏瘫患者足下垂原因

脑卒中患者足下垂是由于中枢神经系统受损,反射性交感神经营养不良、神经血管萎缩引起的一种并发症<sup>[8]</sup>,目前普遍认为足下垂与中枢神经系统受损后脊髓水平牵张反射亢进有关,在下肢表现为伸肌痉挛,即表现为踝跖屈内翻的偏瘫痉挛模式。另外,脑卒中患者由于反射性交感神经营养不良致血管舒缩功能差,肢端水肿以及制动及废用,关节周围的疏松结缔组织变为致密的结缔组织而导致关节挛缩变形。患者关节并发症的出现,可使患肢残存的运动功能或已恢复的运动功能再次丧失,严重影响下肢运动功能的恢复<sup>[9]</sup>。

## 3 sEMG技术在脑卒中偏瘫患者足下垂研究中的应用

### 3.1 仰卧位踝关节最大等长收缩的研究

最大等长收缩(maximum isometric voluntary contraction, MIVC)被认为是定量评定肌肉功能的可靠指标<sup>[10]</sup>。

围绕此概念,燕铁斌等<sup>[11]</sup>应用sEMG技术,为比较健康老人与脑卒中患者的踝背伸和跖屈肌群的收缩功能,选取11

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2011.04.025

1 首都医科大学附属北京友谊医院康复医学科,北京,100050; 2 通讯作者

作者简介:吴春薇,女,主治医师;收稿日期:2010-02-08

例健康老人和12例偏瘫患者,令其保持仰卧位、膝屈曲50°及踝中立位,记录踝背伸及跖屈MIVC时TA和GS的肌电活动,发现卒中组患侧肢体的踝背伸和跖屈力矩、积分肌电值(integrate electromyography, iEMG)及协同收缩率与对照组差异有显著性意义,提出卒中急性期患者的踝背伸和跖屈肌群收缩功能明显降低,增强这些肌群的收缩能力,特别是增强主动肌的收缩,抑制拮抗肌的协同收缩应作为脑卒中急性期康复的目标。

在此基础上,郭京伟等<sup>[12]</sup>为探讨脑卒中偏瘫患者恢复期TA和GS的sEMG信号特点及规律进行了临床研究,将17例卒中患者按照偏瘫恢复的不同阶段(Brunnstrom评分Ⅳ期及Ⅴ期)分为2组,在患者仰卧位下进行伸髋伸膝位踝背伸的MIVC时,收集其双侧TA和GS的iEMG值及EMG协同收缩率。发现布氏Ⅴ期组患者患侧TA的iEMG值明显高于Ⅳ期组,而协同收缩率则明显低于Ⅳ期组,提示卒中恢复后期的偏瘫患者踝背伸主动肌的收缩能力及对拮抗肌协同收缩的控制能力明显好于恢复前期的偏瘫患者。

协同收缩率计算公式为:协同收缩率(%)=拮抗肌积分肌电面积/(主动肌+拮抗肌的积分肌电面积),即协同收缩率反映的是拮抗肌在主动肌的收缩过程中所占的比例,而肌电图被认为是评定协同收缩率的较为理想和可信的方法<sup>[13]</sup>。

### 3.2 站立位的研究

李卓等<sup>[14]</sup>为分析脑卒中患者站立位TA和GS的sEMG信号特征进行了临床研究,选取15例脑卒中患者和15例正常人作为实验组和对照组,令受试者连续做5次由坐到站的姿势转换,采集其双侧TA及GS的表面肌电信号并记录均方根(root-mean-square, RMS)、iEMG,以及平均功率频率(mean power frequency, MPF)和中位频率(median frequency, MF),发现受试者取站立位时,脑卒中患者患侧与健侧、健侧与正常人TA和GS的RMS和iEMG值差异均有显著性意义,其中健侧表面肌电信号高于患侧,提示站立位时由于患者习惯性依靠健侧负重,因而其健侧用力大于患侧。另外,脑卒中患者患侧在负重更小的情况下,其TA的RMS值却比正常人高,提示脑卒中患者不能根据负载的大小进行发力。

### 3.3 自由步行过程中双侧TA及GS表面肌电值的研究

李青青等<sup>[15]</sup>对2例偏瘫患者10m自由步行时胫前后肌群的sEMG进行了研究,试验记录患者双下肢TA及GS的肌电原始值及iEMG和RMS的收缩负荷比,发现患侧GS和TA间正常的拮抗收缩-舒张节律明显减弱,代之呈现出同步收缩现象。另外,患侧GS摆动期的静息状态消失,表现为多个断续存在的小波,以及患侧肌群的总体波幅显著小于健侧,以上均提示偏瘫步态的sEMG主要表现为患侧的GS与TA间正常拮抗收缩状态减弱或丧失,以及患侧GS过度活跃,同时伴

有患侧TA的肌电活动减弱,是偏瘫的特征性步态形成的主要原因之一<sup>[15]</sup>。

### 3.4 研究步态影响因素并对步态康复训练的指导作用

为研究跑台训练中,不同运动方式对TA、GS的影响,以及不同运动方式是否引发下肢运动模式的变化,Jennifer L<sup>[16]</sup>选取10例卒中后功能恢复好的患者和10例健康人做跑台上步行,并设计3种运动模式:①固定双上肢(双手扶固定把手);②有支撑步行(步行时双手扶可水平方向滑动的把手);③无支撑步行(自然摆臂),并记录全身运动学及双下肢TA及GS的sEMG数据。发现步行中上肢的运动状态影响下肢肌肉活动,但对关节的运动模式几乎没有影响。步行中支撑相患者GS活性(以与固定双上肢后的sEMG振幅的标准化比值表示)在固定双上肢时最低,有支撑步行时增高,而在自然摆臂时活性最高。另外,卒中患者偏瘫侧摆动相内,TA活性在自然摆臂步行模式下最高,因此提示康复训练中若限制患者步行训练时的上肢活动,可能加重其TA无力、足下垂导致的摆动期廓清不充分的问题。研究认为以上结果可能是上肢本身的运动所致,也可能与从外界获得的支持水平不同导致的姿势稳定性的变化有关,或者可能是两者兼有的结果。

### 3.5 足下垂患者使用踝足矫形器前后步行的胫前后肌群的sEMG规律

一般认为踝足矫形器(ankle foot orthosis, AFO)可降低TA和GS的肌电活动,有利于两组肌群在步行中相对休息,减轻功耗与疲劳,减小各肌群的收缩差异,提高协调性,改善足下垂患者的步态;而对于严重痉挛者,则促进它们的肌电活动,增加运动单位的募集。但也有文献认为,下肢痉挛的患者步行时,其sEMG信号并未在使用AFO后发生明显变化。Nash B等<sup>[17]</sup>对使用缓解痉挛型AFO前后下肢sEMG的变化进行了临床观察,选择1位脊髓不全损伤后16个月的25岁男性患者,因脊髓的不全损伤导致双下肢痉挛,双足下垂剪刀步态,在5种不同步行条件下(赤足步行、穿鞋步行、踏板步行、左足普通AFO右足降低张力型AFO,以及双足降低张力型AFO)记录双侧股直肌、股内侧肌、股二头肌及腓肠肌,以及步速等步态参数,发现使用降低张力型AFO可增加患者的步速和步长,双下肢支撑期缩短,而各不同步行条件下,各关键肌的平均sEMG值则并未发生令人期待的明显变化,提示使用sEMG技术在AFO使用的评价中尚缺乏明确的决定性作用。

### 3.6 对助行器使用中的指导作用

Buurke JH等<sup>[18]</sup>应sEMG研究了脑卒中患者在使用助行器后肌肉运动模式的变化情况。试验选取13例首次单侧发病的脑卒中患者,分别在不同步行条件下(①独立步行,不需助行器;②扶单拐步行;③扶四角拐辅助步行)测定患者患侧股直肌、股外侧肌、股二头肌、TA、及GS等肌肉的sEMG值,

发现使用单拐时,患侧TA的异常放电较独立步行时减少。而使用单拐或四角拐时,股外侧肌的振幅和TA的肌电值也有所下降,提示在患者患肢达到正常的肌肉运动模式后,才应该开始考虑使用单拐辅助步行。此研究可帮助治疗师判断患者是否需要助行器辅助步行,以及需要何种助行器提供了量化的依据,同时也为临床中利用sEMG技术来指导助行器的使用提供了可能。

### 3.7 对脑卒中患者足下垂的康复训练方法的疗效评价作用

Paoloni M<sup>[9]</sup>为研究节段性肌振动按摩疗法(segmental muscle vibration, SMV)对慢性脑卒中后足下垂患者步行能力的治疗作用,选取44例卒中后足下垂患者,随机收入试验组和对照组,分别予4周共12次SMV治疗及普通物理治疗,发现治疗后试验组偏瘫侧摆动期TA收缩时sEMG信号显著增高,患者的步速、健侧摆动期速度等均有中度提高,提示普通物理治疗基础上叠加SMV技术能改善继发于慢性脑卒中后足下垂患者的步态,而sEMG技术也可作为评价偏瘫患者康复训练疗效的评估手段之一。

## 4 sEMG技术在脑卒中偏瘫患者踝背伸障碍研究中的应用

### 4.1 寻找踝不同位置关键肌sEMG特征的变化规律,作为提高训练效率及针对性的依据

Thajchayapong利用sEMG技术及等速装置研究了20例偏瘫患者和11例健康人踝关节运动特性时认为:一方面,慢性脑卒中后痉挛患者在全关节活动度(range of motion, ROM)范围内踝关节的反应性运动都较为僵硬,关节的僵直在踝背伸位置也最为明显。另一方面,慢性卒中患者踝关节的挛缩主要体现在踝中立位到背屈范围,而运动中表现的僵直和不灵活则主要体现在踝关节ROM的中段位置。最后与正常人踝关节比较,患者健侧踝关节的运动状况也欠佳,提示偏瘫患者踝关节研究时以其自身健侧作为对照的试验设计,其科学性有待商榷<sup>[20]</sup>。结合国内2例仰卧位做踝背伸和跖屈的MIVC的研究<sup>[10-11]</sup>,可以考虑通过改变踝关节不同的运动位置,例如在踝全ROM范围内的若干关键点观察和寻找TA和GS变化的规律,为提高卒中康复训练效率指引方向。

### 4.2 sEMG新技术的引进为更准确、合理的判读SEMG结果提供了可能

sEMG可同步记录不同肌肉的肌电信号,为肌群间的协作模式提供信息,尤其对寻找拮抗肌中因潜在的协同活化性的存在而阻碍运动和力量产生的因素提供了线索。然而,即使仅加入相对简单的动态因素,如收缩类型、收缩速度以及其他肌肉的活动,对于运动的最终结果的影响也是不容忽视的。其他肌肉的活动使得最终的运动结果还另外伴有了几乎不能避免的干扰,即使经验丰富的专家也很难排除肌肉间

的这种相互作用对运动和力量产生的影响,因而对sEMG的判读变得极为困难。现在出现了一个被定义为人工系统的专业系统,为动态活动中依据sEMG数据评估各肌肉的活动做出了新的尝试,这个系统基于人工专业经验和模糊逻辑推理理论两部分,将输入的变量转化成一个或多个有意义的输出结果。此专业系统为肌肉协同活化模式下对sEMG数据的判读提供了新的支持<sup>[21]</sup>,也为由于站起、一步台阶等动态收缩因素的参与而变得更为复杂的运动分析中sEMG技术的应用奠定了基础。另外运动中胫前后肌群肌电值与踝关节稳定性、身体重心、足底压力及踝关节角度变化的内在联系均有待于进一步研究,以使偏瘫患者的康复训练计划得到更为精细、准确的设计。

### 4.3 步行条件下sEMG技术有待进行的研究

sEMG为揭示跑台上不同类型的步态训练对肌肉活性模式的影响提供了可能,并可帮助治疗师在步态康复训练中合理选择训练器材。另外,关于自由步行中sEMG的应用已被广为接受,但集中观察偏瘫患者步行时踝关节运动规律以及影响因素的研究并不多见,尚有待我们进一步扩大样本量或加长步行距离,并增加包括MF、MPF等频域的SEMG指标,通过偏瘫步态状态下踝关节运动的肌电变化,在sEMG水平为那些运动模式较好但步行能力欠佳的脑卒中偏瘫患者寻找可能的原因。

### 4.4 sEMG技术在步行辅助具的选择方面的应用

观察并有效利用AFO及助行器等辅助用具后站立及步行的sEMG变化的规律,以便更好地指导临床及提高患者的日常生活能力水平。

### 4.5 踝关节sEMG分析为脑卒中患者中常见的病理性疲劳寻找研究方向

sEMG应用于脑卒中患者肌肉疲劳方面的研究尚不多见,可通过寻找踝关节自主运动及抗阻训练等情况下的胫前后肌群肌肉活动的规律,为研究卒中后疲劳(post stroke fatigue, PoSF)问题做相应的尝试。

## 5 小结

sEMG技术在脑卒中偏瘫患者踝关节运动的研究中尚有很大应用空间,可用于间接测量肌力、定量测定肌肉疲劳度、监测运动训练效果、指导制定训练计划等,即sEMG技术可不同程度的应用于踝关节运动领域的多个方面,因此如何使sEMG技术能更好的服务于脑卒中偏瘫患者的康复治疗,仍有待于我们做更深入的探索。

## 参考文献

- [1] 王健,金德闻.康复医学领域的表面肌电应用研究[J].中国康复医学杂志,2006,21(1):6-7.
- [2] Kallenberg LA, Hermens HJ. Motor unit properties of biceps

- brachii in chronic stroke patients assessed with high-density surface EMG[J]. Muscle nerve, 2009, 39(2):177—185.
- [3] Buurke JH, Nene AV, Kwakkel G, et al. Recovery of gait after stroke: what changes[J]? Neurorehabil Neural Repair, 2008, 22(6):676—683.
- [4] Roy SH, Cheng MS, Chang SS, et al. A combined sEMG and accelerometer system for monitoring functional activity in stroke[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2009, 17(6): 585—594.
- [5] 柏树令. 系统解剖学[M]. 第6版. 北京: 人民卫生出版社, 2005.108—109.
- [6] 恽晓平. 康复疗法评定学[M]. 北京: 华夏出版社, 2006.268—269.
- [7] 李青青, 吴宗耀. 步行中胫前后肌群的表面肌电图[J]. 神经损伤与功能重建, 2007, 2(2):116—119.
- [8] 牛静, 于学洁. 急性脑血管意外患者足下垂的预防护理[J]. 现代康复, 2001, 5(21):136.
- [9] 何红燕, 梁定杰, 董玉华. 踝关节护理对脑卒中偏瘫患者下肢运动功能恢复的临床观察[J]. 国际护理学杂志, 2006, 25(6):416.
- [10] Schneider R, Gautier JC. Leg weakness due to stroke. Site of lesions, weakness patterns and causes[J]. Brain, 1994, 117: 347—354.
- [11] 燕铁斌, Hui-Chan, WYC. 踝背伸和跖屈肌群的最大等长收缩: 脑卒中急性期患者与同龄健康老人表面肌电图对照研究[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2003, 25(4):212—215.
- [12] 郭京伟, 谢欲晓, 黄学英, 等. 不同恢复期脑卒中患者胫骨前肌和腓肠肌表面肌电信号的研究[J]. 中国康复医学杂志, 2007, 22(9): 802—811.
- [13] Choi H. Quantitative assessment of co-contraction in cervical musculature[J]. Med Eng Phys, 2003, 25(2):133—140.
- [14] 李卓, 谢斌, 罗春, 等. 脑卒中患者坐位及站立位胫骨前肌和腓肠肌表面肌电图信号特征研究[J]. 中国康复理论与实践, 2007, 13(12):1147—1149.
- [15] 李青青, 吴宗耀. 10m自由步行偏瘫步态胫前后肌群的表面肌电图研究[J]. 临床神经电生理学杂志, 2006, 15(4):208—212.
- [16] Stephenson JL, De Serres SJ, Lamontagne A, et al. The effect of arm movements on the lower limb during gait after a stroke[J]. Gait Posture, 2010, 31(1):109—115.
- [17] Nash B, Roller JM, Parker MG. The effects of tone-reducing orthotics on walking of an individual after incomplete spinal cord injury[J]. J Neurol Phys Ther. 2008, 32(1):39—47.
- [18] Buurke JH, Hermens HJ, Erren-Wolters CV, et al. The effect of walking aids on muscle activation patterns during walking in stroke patients[J]. Gait Posture, 2005, 22(2):164—170.
- [19] Paoloni M, Mangone M, Scettri P, et al. Segmental muscle vibration improves walking in chronic stroke patients with foot drop: a randomized controlled trial[J]. Neurorehabil Neural Repair, 2010, 24(3):254—262.
- [20] Thajchayapong M, Alibiglou L, Lilaonitkul T, et al. Mechanical abnormalities of the spastic ankle in chronic stroke subjects[J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2006, 1:3688—3691.
- [21] Disselhorst-Klug C, Schmitz-Rode T, Rau G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications[J]. Clin Biomech, 2009, 24(3):225—235.

## · 综述 ·

# 针刺和康复训练及两者结合治疗脑卒中的临床应用进展

温优良<sup>1</sup> 梁兴森<sup>1</sup> 李义凯<sup>2,3</sup>

## 1 针刺疗法

目前,在针刺疗法方面出现了一些新的治疗理论及手法,如调神通络法<sup>[1]</sup>、醒脑开窍法<sup>[2]</sup>、腹针<sup>[3]</sup>、平衡针法<sup>[4]</sup>等。国内及亚太地区的学者通过研究认为针刺对脑卒中疗效较好。如我国南方医科大学 HuangYong 等<sup>[5]</sup>通过运用氟代脱氧葡萄糖(Flourine-18-flouro deoxy glucose, 18F-FDG)PET 观察结果提示,传统的针灸增加健侧大脑半球的颞叶和患侧大脑半球的豆状核糖代谢,而针对血管性痴呆的针刺,能为双侧额叶和丘脑、健侧大脑半球颞叶和豆状核的提供更高的糖代谢,这些研究结果肯定了针灸在脑卒中和血管性痴呆康复中的作用。天津中医药大学 Zhao Jianguo 等<sup>[6]</sup>研究表明,针刺治疗能减低肌张力、偏瘫运动神经元的兴奋,改善脑卒中

患者的痉挛状态。较高频率电刺激促进脊髓中强啡肽的释放,抑制脊髓前角细胞的兴奋性,起到缓解肌肉痉挛的作用,尽管认为不适当针刺可能诱发或加剧肌痉挛,但更多的临床报道认为针刺可缓解痉挛状态。香港大学 Li Geng 等<sup>[7]</sup>观察到通过刺激患侧特定的穴位,相对于正常对照组能明显地提升患者患侧触觉,穴位刺激显示针灸治疗有利于脑卒中患者的功能康复。韩国 Wonkwang 大学 Shin Byung-Cheul 等<sup>[8]</sup>通过研究,认为通过对肩关节半脱位的偏瘫患者的针刺和常规的康复治疗,能提高患者关节活动范围和其肌力。日本 Toshikatsu Yamamoto<sup>[9]</sup>个案报道1例脑出血全面性癫痫发作合并左侧肢体痉挛性偏瘫的患儿,经过 Yamamoto 头针治疗最后在扶持下能步行。

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2011.04.026

1 广东省第二人民医院康复理疗科,510317; 2 南方医科大学中医药学院; 3 通讯作者

作者简介:温优良,男,主治医师,在读博士; 收稿日期:2010-02-03