

· 综述 ·

表面肌电图技术在脑卒中患者步态分析中的应用

马静 王健

脑卒中是中老年人的常见病和多发病,是当今世界对人类危害最大的三种疾病之一,具有发病率高、死亡率高、致残率高、复发率高以及并发症多“四高一多”的特点。研究报道,脑卒中发病后 1 周内 73%~86% 的患者出现一侧肢体瘫痪,73%~77% 的患者出现行走困难,47% 的患者不能独自坐立^[1]。近年来,由于诊疗水平的提高,脑卒中患者的死亡率有所降低,但致残率仍居高不下,存活者中约 80% 存在不同程度的功能障碍,给患者家庭和社会带来了沉重的负担。早期脑卒中偏瘫患者的主要临床表现为肌肉无力或瘫痪以及步行能力低下,是否具有好的步行能力直接关系到他们未来生活质量的好坏,因而改善患者的步行能力是康复治疗最主要的目标之一。

步行能力评定的诸多方法中,步态分析(gait analysis)技术的研究和应用兴起于 19 世纪末,至今已经有一百多年的历史,但是真正进入临床实用阶段仅十多年的时间^[2]。步态分析是研究步行规律的方法,旨在通过各种技术手段揭示步态异常的关键环节及影响因素,从而指导康复评估和治疗,有助于临床诊断、疗效评估及机制研究等。步态分析方法主要包括目测法和定量分析法。定量分析法包括步态的运动学分析、动力学分析、动态肌电图、氧价分析等。其中,动态肌电图能很好地反映肌肉活动情况,对于鉴别步态及肌肉活动异常有关键的作用,因此是步态分析中不可缺少的组成部分^[3]。而表面肌电图(surface electromyography, sEMG)作为动态肌电图的主要部分,有非损伤性、探测空间大、重复性好以及可进行多通道、多维度信息同步检测并作实时信号处理和优点,因而是较为理想的在体观察神经肌肉系统活动的神经信息学研究技术。临床工作中,应用 sEMG 分析脑卒中患者的步态,对评估患者步态异常的性质和程度,制定相应的治疗计划,并最终矫正其步态异常、提高行走功能有重要的意义。

sEMG 信号分析的适用性

sEMG 信号是神经肌肉系统活动时的生物电变化经表面电极引导、放大、显示和记录所获得的一维电压时间序列信号,其振幅约为 0~6 000 μ V,频率为 0~350 Hz,信号形态有较大的随机性和不稳定性。sEMG 信号是从肌肉表面通过电极引导并记录到的神经肌肉系统活动时的生物电信号,它与肌肉的活动状态和功能状态之间存在着不同程度的关联性,因而能在一定程度上反映神经肌肉的活动,在临床医学的神经肌肉疾病诊断、康复医学领域的肌肉功能评价以及体育科学中的疲劳判定、运动技术合理性分析、肌纤维类型和无氧阈值的无损伤性预测等方面均有重要的实用价值^[4]。与传统的针式肌电图相比,sEMG

是最为理想的在体观察神经肌肉系统活动的神经信息学研究技术。基础研究表明,sEMG 信号活动的变化在很大程度上能够定量反映肌肉活动的局部疲劳程度、肌肉激活模式、运动单位兴奋传导速度、多肌群协调性等肌肉活动和中枢控制特征的变化规律,因而对于康复医学临床和基础研究等具有重要的价值和应用意义^[5]。

sEMG 信号在步态分析中的应用

一、脑卒中患者步行肌电活动模式的研究

脑卒中患者偏瘫步态异常肌电的研究始于 20 世纪 50 年代。1952 年,Hirschberg 等^[6]用表面电极采集了臀中肌、长收肌、半腱肌、股外侧肌、腓肠肌内侧头、胫骨前肌的信号,发现脑卒中患者偏瘫侧肌电活动水平普遍下降,臀部肌肉的活动模式与正常模式相差无几。Marks 等^[7]发现,偏瘫侧下肢肌电活动振幅整体下降并伴有异常周期相,而健侧肌肉激活程度增强。其后有研究表明,不同脑卒中患者肌肉活动模式差异很大,且肌体会依据损伤范围、类型、损伤部位的不同而采取不同的代偿方法。因此,偏瘫步态不能只用一种固定的肌肉活动模式来描述^[8,9]。Knutsson 等^[8]通过测试慢性脑卒中患者偏瘫侧肌肉活动的时长和振幅,将肌肉活动模式分成三类:1 型(痉挛)的特点是支撑期腓肠肌提前激活;2 型(软瘫)表现为大多数肌群激活程度异常降低;3 型表现为若干或所有肌群出现共激活(coactivation)现象。

二、脑卒中患者步行时肌肉共激活的研究

主动肌与拮抗肌共激活是正常人运动控制的重要部分。肌肉共激活参与关节僵直和姿势稳定性的调节,并根据动作需要进行前馈机制调节。肌肉共激活过度是导致脑卒中患者协调控制能力减弱的原因之一,并进一步影响其运动能力。针对脑卒中患者肌肉共激活的研究已有不少,包括健侧共激活、偏瘫侧共激活、共激活过度等。

Shiavi 等^[9]研究发现,分辨偏瘫患者健侧肌群异常共激活是源于神经学上的损伤还是生物力学上的代偿是不容易的。因为在健康人步行过程中,肢体不稳定时肌肉共激活也会增强。也就是说,患者健侧肌肉共激活的增强有维持步行姿势稳定的作用。

关于脑卒中患者偏瘫侧单腿支撑期肌肉共激活持续时间研究发现^[10],偏瘫侧下肢肌肉共激活时间与姿势稳定水平呈负相关关系。另一方面,通过对健康人进行研究,发现慢速行走时健康人的肌肉共激活持续时间比快速行走时短。所以有人提出脑卒中患者步行时下肢肌肉共激活时间比正常人短是由于步速减慢的假设。然而,这一观点是存在争议的。因为在相同步速下,脑卒中患者单腿支撑期的肌肉共激活时间也比健康对照组短。而且,如果快速行走需要更长时间的共激活来维持关节和姿势的稳定性,那么偏瘫侧肌肉共激活调节能力受损反过来会限制步速的提高。总之,以上研究认为脑卒中患者偏瘫侧肌肉

共激活时间的缩短是导致早期患者姿势稳定性差和运动表现差的原因之一。

针对临床中出现的脑卒中患者步行时肌肉共激活过度现象,有研究认为偏瘫侧和健侧下肢均与地面接触时,健侧出现肌肉共激活过度现象;而仅健侧下肢与地面接触时,不会发生共激活过度;此外,健康被试者在姿势稳定性受到影响时,也会发生共激活过度,例如闭眼走路^[11]。因此,双腿支撑期健侧共激活过度是维持步行姿势稳定性的适应性表现。有研究发现^[10],脑卒中患者健侧肌肉共激活持续时间在整个步态周期和支撑期比偏瘫侧和健康被试者长,但在摆动期变化不明显。对支撑期的分析发现,健侧肌肉共激活时间延长只发生在双腿支撑期,单腿支撑时,偏瘫侧肌肉共激活持续时间比健侧和健康被试者短。该研究表明双腿支撑期主动肌与拮抗肌共激活时间的延长与偏瘫侧步速减慢、姿势稳定性变弱、踝动力学强度降低有关。相反,偏瘫侧共激活时长随着步速增快、姿势稳定性及动力学强度的增强而趋向正常。该研究支持用健侧共激活来代偿姿势控制的假说,因此增强偏瘫侧下肢在维持姿势稳定性中的作用可以减少健侧肌肉的过度共激活。

三、脑卒中患者各步行周期肌肉活动时序的研究

脑卒中患者肌电活动模式的时序异常普遍表现为腓绳肌和股四头肌在支撑期的活动时间延长。研究表明,健康被试者腓绳肌和股四头肌仅在摆动晚期和支撑早期才有活动,而在偏瘫患者中,这些肌肉的活动延长至支撑中期甚至覆盖整个支撑期。大腿肌肉活动时间的延长可看作伸肌协同作用的一部分^[12],也可以理解为患者为了提供支撑期的额外支承载力矩而进行的代偿反应。

另外,Corrêa 等^[13]对部分下肢肌肉的 sEMG 信号进行了时序研究,发现臀中肌、胫骨前肌、比目鱼肌、股直肌和腓肠肌在脚跟着地时,活动开始时间明显提前,比目鱼肌、胫骨前肌、股直肌和腓肠肌的活动停止时间明显推后。Peat 等^[14]对某些肌肉的平均肌电值进行分析发现,脑卒中患者偏瘫侧所有肌群的活动水平同时增高,并于支撑中期达到峰值;胫骨前肌、股四头肌、腓肠肌活动的平均曲线在支撑期中期存在较明显的峰值,腓绳肌的高活动状态从支撑早期一直持续到支撑晚期。一项关于脑卒中患者偏瘫下肢肌肉活动时序的研究中^[15],对 24 例脑卒中偏瘫患者与 14 名健康被试者的股二头肌、股直肌、胫骨前肌、腓肠肌内侧头在步态周期的 4 期(第 1 个双腿支撑期、单腿支撑期以及第 2 个双腿支撑期、摆动期)中活动持续时间进行比较发现:大腿肌肉中,偏瘫患者股二头肌和股直肌在单腿支撑期活动持续时间明显延长,股二头肌-股直肌在单腿支撑期的协同活动时间也延长,另外患者偏瘫侧股二头肌-股直肌在第 1 个双腿支撑期协同活动的总体时间异常延长;小腿肌肉中,脑卒中患者偏瘫侧腓肠肌内侧头在第 1 个双腿支撑期的总体活动时间延长,偏瘫侧胫骨前肌在摆动期的活动持续时间也延长,而在单腿支撑期的总体活动时间缩短。该研究表明脑卒中患者偏瘫侧及健侧下肢的肌肉活动时序均存在明显异常,偏瘫侧尤其显著。

四、脑卒中后步行康复治疗手段的研究

Buurke 等^[16]对 13 例单侧缺血性脑卒中患者分别在不使用支撑、使用手杖和四脚手杖三种活动条件下,偏瘫侧竖脊肌、臀大肌、臀中肌、股外肌、半腱肌、腓肠肌和胫骨前肌的表面肌电活动进行了研究,发现使用手杖时竖脊肌和胫骨前肌的肌电活动

持续时间明显缩短,使用手杖和四脚手杖可以使股外侧肌和胫骨前肌肌电振幅降低。因此认为,为恢复正常的肌肉激活模式,可以使用辅助支具。该研究通过对肌肉激活模式改变的观察,为脑卒中患者步行辅助装置(手杖等)的使用提供了科学依据。

也有一些初步研究致力于慢性脑卒中患者减重训练的疗效评估。Trueblood 等^[17]比较了三种不同步行模式(水平地面行走、带减重训练的水平地面行走、带减重训练的跑台行走)下的步态特征,并探讨重复性跑台减重训练的效果。研究发现,不管是水平地面还是跑台减重训练,10 例慢性脑卒中患者在训练后站立/摆动期,肢体对称性、胫骨前肌及股四头肌肌群的表面肌电活动都有所改善,表明跑台减重训练有助于帮助慢性脑卒中患者恢复正常步态和改善平衡能力。

存在的问题

目前,sEMG 技术用于步态分析的研究尚处于初级阶段,仍存在一些问题。

一、尚有很多研究未得出准确结论

有关研究表明,痉挛^[18]、协同收缩变化^[12]、肌肉麻痹^[19]等的表面肌电活动异常在步速慢的患者中表现较显著,而这些活动异常与运动能力变弱的因果关系至今仍未确定。关于痉挛,还有研究报道踝跖屈肌牵张反射过度不是步行时背屈阻力增加的原因,痉挛对脑卒中患者步行功能障碍没有任何影响^[20]。

Yelnick 等^[21]通过步态分析对 135 例患者进行临床评估,发现只有很少一部分脑卒中患者(12%)存在股四头肌和/或小腿三头肌活动过度,对步行有阻碍作用。至于脑卒中患者康复过程中表面肌电活动模式的变化,有研究发现一些主要肌群的激活水平增高,但其与肌肉活动时长改善的关系还没有得到证实^[22]。对 sEMG 信号进行时域分析发现,如果肌肉协同类型在时域区间发生变化,那么,即使在运动能力恢复期,也只是一小部分被试者的活动曲线趋向正常^[23]。

二、量化指标有待改进

现已有若干指标用于量化 sEMG 的异常变化^[24]。例如,痉挛状态、异常肌肉共激活模式和异常肌电相位等。然而,这些指标需要将 sEMG 数据进行峰值标准化,因此就限制了数据的实时分析及对 sEMG 异常的定量分析。其他基于非标准化 sEMG 测试的指标,虽然也可以检测出肌肉活动时间的变化,但仍限制了表面肌电活动的实时性研究^[25]。近期,结合时域和幅值域的量化方法被提出^[26,27],但仍需在神经损伤患者中进行测试才能用于量化和监测肌电信号的变化。因此,尽快建立兼顾信号活动时间与幅值两方面的定量分析方法是解决上述问题的关键。

小 结

近年来,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的研究已成为康复医学研究的一个重要内容。然而,就脑卒中患者的步态分析而言,尚有多方面的问题有待于进一步的研究和探索,例如脑卒中患者神经肌肉运动控制障碍的基本运动肌表面肌电信号活动模式、运动肌代偿活动的特点和规律、拮抗与协同活动的特点和规律以及康复训练效应等,相信对这些问题的研究将为脑卒中患者的康复治疗研究提供依据。

参 考 文 献

- [1] Palliyath S, Hallett M, Thomas SL, et al. Gait in patients with cerebellar ataxia. *Mov Disord*, 1998, 13:958-964.
- [2] 孙嘉利, 唐丹, 钟世镇. 三维步态分析的研究与应用. *中国组织工程研究与临床康复*, 2007, 11:944-948.
- [3] 励建安, 孟殿怀. 步态分析的临床应用. *中华物理医学与康复杂志*, 2006, 28:500-503.
- [4] 王健. sEMG 信号分析及其应用研究进展. *体育科学*, 2000, 20:56-60.
- [5] 王健, 金德闻. 康复医学领域的表面肌电应用研究. *中国康复医学杂志*, 2006, 21:6-7.
- [6] Hirschberg GG, Nathanson M. Electromyographic recording of muscular activity in normal and spastic gaits. *Arch Phys Med Rehabil*, 1952, 33:217-225.
- [7] Marks M, Hirschberg GG. Analysis of the hemiplegic gait. *Ann N Y Acad Sci*, 1958, 74:59-77.
- [8] Knutsson E, Richards C. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. *Brain*, 1979, 102:405-430.
- [9] Shiavi R, Bugle HJ, Limbird T. Electromyographic gait assessment. Part 2: Preliminary assessment of hemiparetic synergy patterns. *J Rehabil Res Dev*, 1987, 24:24-30.
- [10] Lamontagne A, Richards CL, Malouin F. Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *J Electromyogr Kinesiol*, 2000, 10:407-415.
- [11] Falconer K, Winter DA. Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyogr Clin Neurophysiol*, 1985, 25:135-149.
- [12] Perry J. Determinants of muscle function in the spastic lower extremity. *Clin Orthop Relat Res*, 1993, 288:10-26.
- [13] Corrêa FI, Soares F, Andrade DV, et al. Muscle activity during gait following stroke. *Arq Neuropsiquiatr*, 2005, 63:847-851.
- [14] Peat M, Dubo HI, Winter DA, et al. Electromyographic temporal analysis of gait: hemiplegic locomotion. *Arch Phys Med Rehabil*, 1976, 57:421-425.
- [15] Den Otter AR, Geurts AC, Mulder T, et al. Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait. *Gait Posture*, 2007, 25:342-352.
- [16] Buurke JH, Hermens HJ, Erren-Wolters CV, et al. The effect of walking aids on muscle activation patterns during walking in stroke patients. *Gait Posture*, 2005, 22:164-170.
- [17] Trueblood PR. Partial body weight treadmill training in persons with chronic stroke. *Neurorehabilitation*, 2001, 16:141-153.
- [18] Lamontagne A, Malouin F, Richards CL. Locomotor-specific measure of spasticity of plantarflexor muscles after stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 2001, 82:1696-1704.
- [19] Lamontagne A, Malouin F, Richards CL, et al. Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait Posture*, 2002, 15:244-255.
- [20] Ada L, Vattanasilp W, O'Dwyer NJ, et al. Does spasticity contribute to walking dysfunction after stroke? *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 1998, 64:628-635.
- [21] Yelnik A, Albert T, Bonan I, et al. A clinical guide to assess the role of lower limb extensor overactivity in hemiplegic gait disorders. *Stroke*, 1999, 30:580-585.
- [22] Richards CL, Malouin F, Dumas F, et al. The relationship of gait speed to clinical measures of function and muscle activation during recovery post-stroke. *Proceedings of the Second North American Congress on Biomechanics*, Chicago, 1992:299.
- [23] Dietz V. Proprioception and locomotor disorders. *Nat Rev Neurosci*, 2002, 3:781-790.
- [24] Lamontagne A, Stephenson JL, Fung J. Physiological evaluation of gait disturbances post stroke. *Clin Neurophysiol*, 2007, 118:717-729.
- [25] Den Otter AR, Geurts AC, Mulder T, et al. Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during treadmill walking in patients with post-stroke hemiparesis. *Clin Neurophysiol*, 2006, 117:4-15.
- [26] Hof AL, Elzinga H, Grimmius W, et al. Detection of non-standard EMG profiles in walking. *Gait Posture*, 2005, 21:171-177.
- [27] Ricamato AL, Hidler JM. Quantification of the dynamic properties of EMG patterns during gait. *J Electromyogr Kinesiol*, 2005, 15:384-392.

(收稿日期:2008-09-29)

(本文编辑:吴 倩)

· 短篇论著 ·

深呼吸体操锻炼对提高老年人群肺功能的疗效观察

宋清华

随着我国逐渐步入老龄化社会,老年人群数量不断增大。大量研究发现,老年人群随着年龄增长,其肺功能呈现逐渐下降趋势,故如何提高老年人群肺功能具有重要的社会及临床意义^[1]。本研究根据老年人群肺功能特点设计了一套深呼吸

体操,通过指导老年人群采用该体操进行锻炼,发现一段时间后该组老年人群肺功能均获得显著改善。现报道如下。

一、资料与方法

共选取河南省第二慈善医院(养老院)男性老年对象 40 例,年龄 65~75 岁,均无呼吸系统疾病及其它影响肺功能的全身性疾患(如严重心脑血管疾病、四肢瘫痪等)。将其随机分为训练组及对照组,每组 20 例。训练组平均身高(167.50±2.88)cm,体重(61.10±3.76)kg,年龄(71.00±5.00)岁。对照组平均身高(165.80±2.84)cm,体重(60.24±3.72)kg,

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2009.05.022

基金项目:河南理工大学科学研究训练计划(SRTP)第五期立项项目(05-1-03)

作者单位:454000 焦作,河南理工大学体育系体质健康中心