

·综述·

人体平衡功能与上肢活动关系研究进展

陈 昕¹ 王 盛² 朱 奕² 王 彤^{2,3}

在日常活动中,人们随时都在经历着不同的平衡挑战。以往大多数针对平衡能力的研究常常会把关注焦点放在躯干、下肢的作用,然而上肢活动与平衡维持之间的关系仍不可小觑。了解平衡功能与上肢活动之间的相互关系,有利于更好地认识与改善平衡。

1 上肢主动活动对平衡功能的影响

当人体质心(center of mass, COM)与压力中心(center of pressure, COP)对称,并且位于支撑面上方或其范围内时,人体的平衡得以维持。无论是在外力作用下的外部干扰,还是当肢体活动带来的内部干扰打破了原有的平衡状态时,都会使COM在支撑面的投影发生改变或产生改变的趋势,且其与COP的对称性也会受到影响。Yamazaki等^[1]通过试验发现,部分上肢活动会导致躯干产生旋转,此时需要躯干肌群、臀周肌群协同收缩来抵消这种旋转产生的COM位移,从而维持平衡。

1.1 上肢不同活动模式对平衡的影响

在上肢主动活动对平衡的研究中,有学者提出了双上肢的“镜面对称”活动(同向活动)模式比“非对称”活动(反向活动)模式更容易维持平衡^[2]。Tettamanti等^[3]选取15例健康大学生作为受试者,使他们分别进行“单手外展”、“双手同时外展”、“左手内收右手外展”的三组发生在额状面的主动活动,观察三组运动时人体COP的位移、对地面产生的扭矩、参与姿势调整的肌肉表面肌电活动。结果发现,双上肢的同向活动比其他两组产生的COP位移、扭矩更小,同时参与姿势调整的肌肉肌电活动也最小。在矢状面的屈伸活动观察中,也得出了同样的结果。

1.2 上肢活动对姿势调整的影响

当受到平衡干扰时,人体中枢神经系统激活躯干、下肢的肌肉,利用预期性姿势调整(anticipatory postural adjustments, APAs)来抵消小的干扰所带来的质心偏移^[4],而当遇到更大的、APAs所不能抵消的干扰时,质心产生的偏移会通过感觉反馈系统传递,而后,代偿性姿势调整(compensatory postural adjustments, CPAs)被激活以使偏移的质心回到平

衡位置^[5]。

既往的一些研究表明,APAs肌肉的激活通常发生在参与主动活动的肌肉收缩前^[6-7]。也就是说,在人体开始启动某项活动时,姿势调整肌肉就已经提前兴奋,为在接下来的活动中维持平衡做着准备。APAs的出现时间以及幅度的大小被认为受到主动活动、初始站立位支撑面大小的影响^[7]。特别是当上肢在自主活动时,参与APAs的肌肉表现了很大的预兴奋性^[8]。Fujiwara等^[7]随后又进行了进一步相关研究。选取13例平均年龄在29岁的健康成年人,分别观察受试者在站立位时,上肢自由活动、简单反应性活动、选择一反应性活动这三种难度依次增加的上肢活动下参与姿势调整肌肉的活动状态。试验结果发现,在这三组试验中,参与姿势调整的肌肉活动均比调节上肢活动的肌肉开始的要早。另外,在难度最低的“上肢自由活动”试验组中,股二头肌(姿势调整肌)的开始活动时间要早于其他两组。这可能与上肢任务性活动会分散一部分平衡维持注意力,加大了维持平衡的难度有关。因此,作者认为,虽然上肢活动被普遍认为可以促进姿势调整肌肉的兴奋,但随着活动难度的增加,也有可能分散机体维持平衡的注意力,从而对平衡稳定产生负面影响。这一观点与后来Tomita等^[9]提出的APAs受到脑高级功能的调控,与预知、注意力、焦虑相关的结论相一致。

1.3 日常生活活动时上肢活动对平衡的影响

日常生活中,人们常常需要完成够取、抓握、操作物品等活动,在这一过程中,因为体位的改变以及突然施加的物品重量,相关肌群均会兴奋来参与姿势的控制与维持^[10-11]。Aimola等^[6]在健康人直立位够取—抓握—举起物品这一系列活动的研究中发现,随着物品质量的增加,COP向前的位移越多,且其影响着APAs启动时间与大小。此外,是否预知物品的质量大小也是影响因素之一。

已有不少研究表明,对任务难度的提前预知也是上肢活动中身体维持平衡反应的关键因素^[6-7,9]。Liu等^[12]在健康人站立位上肢重复功能性够物试验中发现,反复训练可以优化APAs的产生,提高平衡维持的效率。这可能与APAs是基于经验基础上的姿势调整活动有关,重复性训练能够增加人体

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2018.01.026

1 南京医科大学,南京,210029; 2 南京医科大学第一附属医院; 3 通讯作者
作者简介:陈昕,女,在读硕士研究生;收稿日期:2016-07-11

对运动的熟练度,提高对功能活动的预判性,以作出最佳的反应^[13]。

2 平衡受外部干扰时的上肢反应

代偿性姿势调整出现在面对较大的平衡干扰时,使偏移的质心回到平衡位置,常见的CPAs包括:迈步反应、上肢摆动及伸手扶物等^[14]。大脑皮质活动在这种代偿性平衡反应的控制中起着重要的作用,通过最优化的姿势调整,来应对平衡干扰以适应新的状况^[15]。

2.1 站立倾斜角度改变时上肢反应对平衡恢复的影响

站立位倾斜角度的改变作为外部干扰会引起人体质心的位移,此时人体通常会采用髋策略、踝策略、迈步反应、上肢反应等来调整姿势维持平衡。Cheng等^[16]通过突然改变受试者的站立倾斜角度,使其在不采用迈步策略的情况下维持平衡的试验发现,允许上肢摆动比限制上肢活动时恢复平衡的概率及效率都有显著的提高。而当在允许使用迈步策略的情况下,限制上肢活动比允许上肢摆动时产生了更大的身体摇晃,并且迈步策略的反应时间也相对更长^[17]。

2.2 平衡受到外力干扰时上肢活动对平衡的影响

Bruijn等^[18]在步行时上肢活动对平衡的影响研究中发现,当受试者受到向前的外力干扰时,上肢摆动反应(上肢展翅反射)的存在更有利于受到干扰后平衡的恢复。

2.3 遇到障碍物绊到时上肢反应对平衡恢复的贡献

人体在移动过程时被障碍物绊到后会产生向前的冲力,只有当这个冲力被身体抵消时,平衡才得以维持。在以往相关的研究中已经发现,被绊时双下肢的快速反应是抵消向前冲力的关键^[19]。而这个过程中通常也伴随着有力的上肢伸展摆动。有学者推测这可能是人体在失平衡状态下为了抓扶的保护性活动^[20];也有学者认为上肢的这种活动可以控制身体质心的位移或者能抵消部分身体在矢状面向前移动的冲力^[21]。Pijnappels等^[22]通过三维力学分析对上肢活动的作用进行了进一步的研究分析后证实,被绊时上肢产生不对称的活动不属于保护性的抓扶反应,相反的,这种活动本身就有利于平衡的恢复。与Roos等^[21]通过二维力学分析得出的平衡恢复贡献表现在减少身体在矢状面活动这一结论不同的是,Pijnappels等^[22]认为其对身体水平面活动的影响比垂直面、矢状面更为显著,也就是说被绊后上肢活动主要通过减少身体在水平面的活动,而令身体处于有利于下肢做出快速反应的位置,来帮助恢复平衡。

2.4 平衡干扰的预判对上肢反应等姿势调整的影响

在平衡受到外部干扰时,是否能对干扰作出预判直接影响着姿势调整的效率。当外部干扰未知时,平衡维持的结果很大一部分直接受到干扰强度的影响。若干扰前大脑皮质活动增加并能够预知到这种不稳定因素时,那么在受到干扰

后的CPAs会更加有效^[5]。

3 步行时上肢活动以及对平衡的影响

以往大多数人体步态研究的关注重点都放在了下肢,而头部、上肢、躯干的活动,通常被当成一个整体去观察。然而,近年文献表明,上肢摆动对步行有着不可忽略的作用^[29-31]。正常人在步行中,上肢呈现与对侧下肢同向的交替摆动,即:右上肢向前摆动的同时左下肢向前迈步。

3.1 步行时上肢活动模式

早在1829年,Gerdy等^[23]便提出步行时上肢摆动是一种“被动的钟摆模式”观点,认为这种活动是由于步行时下肢、躯干活动产生的惯性引起的。而Elftman等^[24]在1939年对此提出了质疑,他们认为步行时的上肢摆动由肩关节周围肌肉引发。随后,Ballesteros等^[25]发现,步行中上肢的摆动伴随着三角肌的收缩,在当上肢向后回撤摆动时,三角肌的收缩变得更加明显。但有趣的是,这种收缩在步行中上肢活动被抑制时仍然存在,这被一些学者认为是四足动物在进化过程中所保留的一种固有的神经活动模式^[26-27]。Pontzer等^[28]运用表面肌电图对不同步行速度下三角肌前、后束的肌电活动进行了记录与分析。三角肌前、后束作为上肢前屈、后伸活动的主动肌,研究其活动可以很好地反映上肢摆动在步行中的动力学因素。试验发现在大多数情况下,当上肢向前摆动时,三角肌后束收缩;当上肢向后回撤时,三角肌前束收缩。由此,他们得出了步行时三角肌的收缩起到的更像是稳定肩关节作用,而不是引起手臂摆动的作用的观点。另外,他们对人体步行活动进行了动力学分析,发现上肢摆动的加速度与肩关节的角位移有很大的相关性,而肩关节的角位移又与躯干的扭转相关。这一研究一方面很大程度上支持了上肢摆动是一种“被动的钟摆模式”观点,另一方面,揭示了步行时上肢活动与身体其他部位存在着相互关系。

3.2 上肢摆动模式对维持平衡的作用

经过进一步的有关研究,Li等^[30]发现上肢摆动的限制可以引起步行时更多的围绕垂直轴的运动,而后Umberger等^[29]也得出了相似的结论:在无上肢摆动的步行活动中,身体将会出现更多的旋转活动。同时,不少学者又针对步行中的能量代谢值进行了测定,研究表明:有正常上肢摆动参与的步行比限制上肢摆动步行能量消耗更少^[28-29]。而这一结果很有可能与上肢摆动能够减少步行时身体质心在垂直轴的偏移有关^[29]。在最近的一项研究中,Punt等^[31]为了探究不同的上肢摆动策略对人体步行的动态稳定影响,令试验对象分别按照4种(①正常自然摆臂;②双上肢同向摆动;③与同侧下肢同方向的交替摆臂;④更大幅度的摆臂)摆臂模式,在7种不同的速度下步行,分别观察其在垂直方向、水平方向、前后方向的稳定性。试验揭示了,在7种步行速度下,大幅度的

摆臂比自然摆臂在水平方向上都表现出了更大的稳定性;而在较慢的步行速度下,大幅度的摆臂在其他两方向上也表现出了稳定优势。

此外,当步行中人体平衡受到挑战时,上肢平衡反应作为一种“动态支持”的反应,可以有效地帮助恢复平衡、防止跌倒^[17]。Milosevic等^[32]发现,释放上肢自由活动的移动性测试(maximal step length test, step test, timed up and go test)中,取得的结果要优于限制上肢活动时的。还有研究表明,随着年龄的增长,神经系统、肌肉骨骼系统、感知的退化,老年人在“失平衡”状态下,更加依赖上肢反应来维持平衡^[14]。

4 小结

上肢主动活动可以作为内部干扰通过改变人体COM活动影响平衡^[1],且随着活动模式的改变其产生的影响也不相同^[2-3]。当人体遇到小的平衡干扰时,通常利用APAs即可维持平衡^[4];而当遇到较大的外部干扰时,原有的平衡模式将会被打破,此时上肢的反应性摆动又可以帮助平衡的恢复与维持^[5]。大部分研究认为,健康人步行时上肢摆动可以减少人体质心的位移,提高步行的稳定性,从而减少平衡维持的能耗^[28-31]。然而,Bruijn等^[18]通过探究得出了不一致的结论,他们认为在自动态平衡状态下,步行时上肢摆动对平衡维持的促进作用很小,其作用主要是当遇到外部干扰时促进平衡的恢复。综上所述,上肢对平衡调整的影响有着双面效应,既可以产生平衡干扰又可以产生平衡保护性活动,但其对平衡影响的大小与作用机制目前尚存在着一些争议。了解目前平衡研究领域鲜少涉及的上肢活动与平衡的相互关系,有利于更全面地认识平衡维持、姿势调整,同时也能引发临床应用中平衡训练更深入的思考。

参考文献

- [1] Yamazaki Y, Suzuki M, Ohkuwa T, et al. Maintenance of upright standing posture during trunk rotation elicited by rapid and asymmetrical movements of the arms[J]. Brain Res Bull, 2005, 67(1-2):30-39.
- [2] Scholz JP, Kelso JA. A quantitative approach to understanding the formation and change of coordinated movement patterns[J]. J Mot Behav, 1989, 21(2):122-144.
- [3] Tettamanti A, Giordano M, Gatti R. Effects of coupled upper limbs movements on postural stabilisation[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2013, 23(5):1222-1228.
- [4] Li X, Aruin AS. The effect of short-term changes in the body mass on anticipatory postural adjustments[J]. Exp Brain Res, 2007, 181(2):333-346.
- [5] Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2010, 20(3):398-405.
- [6] Aimola E, Santello M, La Grua G, et al. Anticipatory pos-

- tural adjustments in reach-to-grasp: effect of object mass predictability[J]. Neurosci Lett, 2011, 502(2):84-88.
- [7] Fujiwara K, Yaguchi C, Shen X, et al. Activation timing of postural muscles during bilateral arm flexion in self-timing, oddball and simple-reaction tasks[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2011, 21(4):595-601.
- [8] Friedli WG, Cohen L, Hallett M, et al. Postural adjustments associated with rapid voluntary arm movements. II. Biomechanical analysis[J]. J Neurol Neurosurg Psychiatry, 1988, 51(2):232-243.
- [9] Tomita H, Fujiwara K, Mori E, et al. Effects of anticipation certainty on preparatory brain activity and anticipatory postural adjustments associated with voluntary unilateral arm movement while standing[J]. Hum Mov Sci, 2012, 31(3):578-591.
- [10] 姜明文,王人成,金德闻.基于Fitts定律的人体上肢握物受扰恢复能力的评定[J].清华大学学报(自然科学版),2006,46(11):1848-1850.
- [11] 姜明文,王人成,金德闻,等.握物受扰平衡恢复时上肢运动控制机理的实验研究[J].航天医学与医学工程,2006,19(2):139-142.
- [12] Liu WY, Lin YH, Lien HY, et al. Within-session acquisition of anticipatory postural adjustments during forward reaching task[J]. Clin Neurol Neurosurg, 2015, 129(Suppl 1):S53-57.
- [13] Kanekar N, Aruin AS. Improvement of anticipatory postural adjustments for balance control: effect of a single training session[J]. J Electromyogr Kinesiol, 2015, 25(2):400-405.
- [14] Maki BE, McIlroy WE. Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention[J]. Age Ageing, 2006, 35(Suppl 2):ii12-ii18.
- [15] Mochizuki G, Boe S, Marlin A, et al. Perturbation-evoked cortical activity reflects both the context and consequence of postural instability[J]. Neuroscience, 2010, 170(2):599-609.
- [16] Cheng KB, Wang KM, Kuo SY. Role of arm motion in feet-in-place balance recovery[J]. J Biomech, 2015, 48(12):3155-3162.
- [17] Cheng KB, Huang YC, Kuo SY. Effect of arm swing on single-step balance recovery[J]. Hum Mov Sci, 2014, (38):173-184.
- [18] Bruijn SM, Meijer OG, Beek PJ, et al. The effects of arm swing on human gait stability[J]. J Exp Biol, 2010, 213(Pt 23):3945-3952.
- [19] Pijnappels M, Bobbert MF, van Dieën JH. Contribution of the support limb in control of angular momentum after tripping[J]. J Biomech, 2004, 37(12):1811-1818.
- [20] Allum JH, Carpenter MG, Honegger F, et al. Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movements in man[J]. J Physiol, 2002, 542(Pt 2):643-663.
- [21] Roos PE, McGuigan MP, Kerwin DG, et al. The role of arm movement in early trip recovery in younger and older adults[J]. Gait Posture, 2008, 27(2):352-356.

- [22] Pijnappels M, Kingma I, Wezenberg D, et al. Armed against falls: the contribution of arm movements to balance recovery after tripping[J]. *Exp Brain Res*, 2010, 201(4): 689—699.
- [23] Gerdy PN. Memoires sur le mecanisme de la marche de l'homme[J]. *Physiol Exp*, 1829, 9:1—28.
- [24] Elftman H. The function of the arms in walking[J]. *Human Biol*, 1939, 11(4):529—535.
- [25] Ballesteros ML, Buchthal F, Rosenfalck P. The pattern of muscular activity during the arm swing of natural walking[J]. *Acta Physiol Scand*, 1965, 63(3):296—310.
- [26] Gray J. Studies in the mechanics of the tetrapod skeleton[J]. *Exp Biol*, 1944, 20(2):88—116.
- [27] Jackson KM. Why the upper limbs move during human walking[J]. *J Theor Biol*, 1983, 105(2):311—315.
- [28] Pontzer H, Holloway JH 4th, Raichlen DA, et al. Control and function of arm swing in human walking and running[J]. *J Exp Biol*, 2009, 212(Pt 4):523—534.
- [29] Umberger BR. Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking[J]. *J Biomech*, 2008, 41(11):2575—2580.
- [30] Li Y, Wang W, Crompton RH, et al. Free vertical moments and transverse forces in human walking and their role in relation to arm-swing[J]. *J Exp Biol*, 2001, 204(Pt 1):47—58.
- [31] Punt M, Bruijn SM, Wittink H, et al. Effect of arm swing strategy on local dynamic stability of human gait[J]. *Gait Posture*, 2015, 41(2):504—509.
- [32] Milosevic M, McConville KM, Masani K. Arm movement improves performance in clinical balance and mobility tests[J]. *Gait Posture*, 2011, 33(3):507—509.

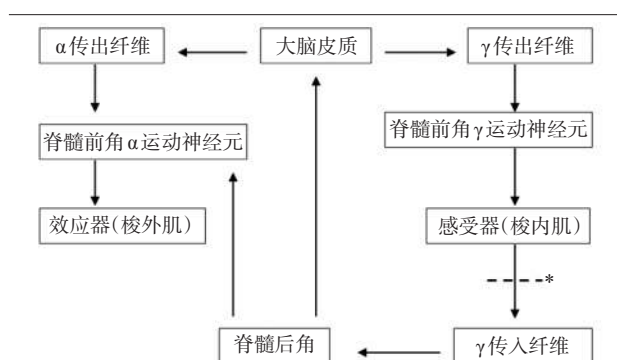
·综述·

选择性脊神经后根切断术的脑性瘫痪患者选择标准

何强勇¹ 赵勇² 尹靖宇³ 陈熙慧³ 张新斐¹

选择性脊神经后根切断术(selective posterior rhizotomy, SPR/selective dorsal rhizotomy, SDR),国内多称为SPR,作为降低肌张力缓解痉挛的一种有效治疗方法,已逐步深入普及。自20世纪90年代初被引入国内^[1-2],在脑瘫外科治疗的应用中得到了广泛的推崇。SPR降低肌张力缓解痉挛的原理见图1^[3]。理论上如果有需要,并且符合手术适应症与禁忌症,所有节段的脊神经后根都可以行SPR,最常见的应用为腰骶段选择性脊神经后根切断术。

图1 SPR手术原理图示



注:*手术选择切断部位

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2018.01.027

1 广东三九脑科医院康复训练中心,广州,510510; 2 佛山市南海区妇幼保健院儿童康复中心; 3 广东三九脑科医院脑瘫脊髓科

作者简介:何强勇,男,主治医师; 收稿日期:2016-05-26

SPR不仅在脑瘫患者中实施,对非脑瘫患者的应用也有报道^[4],本篇仅涉及脑瘫患者。《中国脑性瘫痪康复指南(2015)》中对SPR的疗效给予了充分的肯定,同时强调了患者选择的至关重要性^[5]。但对患者选择标准未进行全面阐述,缺乏可执行性,且其“证据”中所引用文献的循证效力是存在争议的^[6-7]。临床实践中我们发现了诸多问题,包括SPR的选择(含三个方面^[2]:一是选择合适的患者,二是拟切断的神经节段的选择,三是在术中电刺激诱发肢体痉挛,根据神经阈值的选择。其中神经节段的选择是遵循脊神经根分布节段与肢体功能的关系,结合肢体功能异常的表现形式加以选择的),术后并发症的处理,术后康复计划的制定与执行,远期后遗症的对策,以及后期矫形手术的介入等。其中有关于手术患者选择标准的问题尤为突出和重要,因为SPR是一种不可逆的损伤性治疗,只有最佳适宜患者的选择,才能够获得良好的手术疗效。笔者就此结合国内外文献,对SPR患者选择标准的相关问题进行综述。

1 有关SPR患者选择标准的发展与现状

1.1 SPR患者选择标准的发展