

· 综述 ·

脊髓损伤患者日常动作的生物力学分析

刘颖 李建军

脊髓损伤(spinal cord injury, SCI)是由于各种原因引起的脊髓结构和功能损害,造成损伤水平以下脊髓功能障碍,导致正常运动、感觉和自主功能改变的损伤性疾病。随着现代化生活水平的提高,由于交通事故、高处坠落及运动损伤等原因所致 SCI 的发生率逐年提高。通过分析 SCI 患者日常动作的完成方式,来制定合理的康复治疗方案是各国学者关注的热点问题之一。

近年来,迅速发展的生物力学现代测量技术,以三维动态测力、三维摄像、多道肌电测量以及它们之间的同步测量技术为标志,大大提高了系统的测量精度,使生物力学实验研究方法有了质的飞跃。其中,Peak、Vicon 和 Motion 等高科技运动分析系统以及表面肌电图(surface electromyogram, SEMG)测试系统的发展为人体三维运动的立体分析提供了可靠、便捷的研究技术,并已在 SCI 患者日常动作的生物力学分析中得到了较好的应用。本文从 SCI 患者运动模式的多样性、运动策略的调整及伸肘动作的代偿方式几个方面对 SCI 患者日常动作的生物力学研究成果进行了综述。

运动模式的多样性

在中枢神经系统中,存在许多不同类型的运动控制理论和运动神经元募集模式,所以不同的人甚至是同一个技术熟练的人重复完成同一项运动任务时,运动模式都可能表现出多样性,这是神经肌肉系统的特征之一^[1]。在 SCI 后,由于部分肌肉失去神经支配,该现象则变得更加复杂和模糊。因此,许多学者对 SCI 患者日常动作的生物力学分析就是围绕这一问题进行,并为针对上肢运动的研究。Harburn 等^[2]对 3 例正常人、3 例截瘫患者和 3 例四肢瘫患者在驱动轮椅过程中上肢肌肉的运动模式进行了研究,发现不仅 SCI 组甚至正常受试者组的肌肉募集模式也显示出广泛的组内多样性,即使所有的受试者在驱动轮椅的各时相中按照要求产生相同的运动模式,他们所采用的运动策略也是不同的。推测除了运动神经元募集模式不同外,另一种可能的解释就是肩部肌肉复合体为肩关节提供了更大的运动范围,使其成为人体活动范围最大的关节,因而比髋部和骨盆有更大的代偿能力。但由于该研究的受试者数量有限,因而结果不具有普遍性。

Mulroy 等^[3]研究发现,在驱动轮椅的动作中,四肢瘫患者胸大肌上部的活动时间较截瘫患者明显延长;且肩胛下肌的活动出现在截瘫患者轮椅驱动动作的回复相和四肢瘫患者的推动相中。这提示 SCI 水平会明显影响轮椅驱动过程中肩部肌肉的募集模式。Newsam 等^[4]研究了 57 例损伤水平不同的男性 SCI 患者在下压抬举动作中肩部肌肉的肌电活动,发现在截瘫和 C₆ 水平 SCI 的四肢瘫患者中,背阔肌、胸大肌胸骨部和肱三头肌的

活动水平较高;与截瘫组相比,四肢瘫组肱三角肌前部的活动明显增加;与低位截瘫组相比,四肢瘫组冈下肌的活动也明显增加。这提示损伤水平不同,肩部肌肉的动员情况就有所不同,表明 SCI 水平是影响 SCI 患者运动模式多样性的一个重要因素。

康复训练可能降低 SCI 患者运动模式的多样性,尤其是运动学方面的差异。Gottlieb 等^[5]的研究发现,同一项运动任务的重复练习,可以提高 SCI 患者动作完成的性能,表现为运动速度和动作完成的精确程度的改善。Darling 等^[6,7]也曾报道,在运动的进程中,整个运动路径的多样性减小,但与运动相关肌肉的肌电活动多样性并没有相应减小,反而随着运动速度的增大而变得更加多样化。但 Harburn 等^[2]的研究结果显示,正常组、截瘫组和四肢瘫组各组之间肌肉肌电活动的多样性差异较小,提示运动任务的完成是一项习得技术,即通过反复的练习,可使 SCI 患者肌电活动的变化与正常人之间的差异减小。以上的研究结论强调了加强康复训练对改善 SCI 患者运动功能障碍,提高其功能独立性的重要性。

运动策略的调整

有关神经运动控制的一个根本问题是神经系统是否能够利用不同的肌肉活动模式来获得相似的运动结果。有研究表明,SCI 患者可利用与正常受试者不同的残存肌活动模式来完成日常动作,提示神经系统能够选择肌肉募集模式^[8]。运用生物力学技术分析 SCI 患者如何通过改变运动策略和肌肉募集模式来代偿运动功能的残损以完成日常动作,对指导患者进行有效的康复训练有重要意义。各国学者对此进行了广泛、深入的研究。这些研究多与正常受试者对照进行,研究方式多为回顾性和描述性,主要集中在几个对日常生活影响较大的动作上,包括伸手触摸、抬举、转移、步行和驱动轮椅等。

一、伸手触摸

Koshland 等^[8]的研究发现,SCI 患者利用与正常受试者相似的球形运动模式来完成伸手触摸动作,但在该动作中仅动员肩部在各方向的主动肌,而正常受试者的触摸动作则是一个包含肩、肘、腕各个关节的相互运动模式。Gronley^[9]的研究也表明,C₆ 水平 SCI 的四肢瘫患者可通过复杂多变的肩部运动模式来替代肘、腕、手远端控制的缺失。Reft 等^[10]对正常人与 SCI 患者在目标抓取动作中的上臂运动轨迹进行比较后发现,SCI 组手的运动速度较正常组慢,指尖和肩峰的运动路径不直;对于较远的目标,SCI 组的肩峰位移主要是垂直向上而不是像正常组那样向前向上,且位移幅度较小;而对于较近的目标,2 组的运动方向都是以向上为主,但正常组的运动幅度稍小。他们认为,这可能是因为 SCI 患者躯干的控制能力较差,导致其肩峰位移幅度不像正常人那样可以随着目标位置支持状况的变化而发生相应较大的变化。另外,2 组受试者的峰值肩峰速度比较,差异无统计学意义,而指尖和肩峰的运动路线比较,差异有统计学意义,可见 SCI 患者手部运动较慢是因为 2 组受试者的躯干、臂

作者单位:100730 北京,中国医学科学院中国协和医科大学北京协和医院物理医学康复科(刘颖);中国康复研究中心北京博爱医院脊柱脊髓外科(李建军)

和肩胛骨之间协调模式的差异造成。这些研究结果提示,在康复训练中要注意加强肩部肌肉的力量训练以及躯干和上肢运动的协调性。

二、抬举

Allison 等^[11]对 C₅ 和 C₆ 水平 SCI 的四肢瘫患者的抬举动作进行了运动学分析,他们通过观察患者在抬举和转移动作中躯干、手和肩的位移变化,发现受试者倾向于选择从直立位或前屈位抬起身体,并认为前屈位可使支撑躯干的垂直臂力最大化,但由于该体位可能破坏身体平衡,部分受试者并不采用。Harvey 等^[12]通过分析 C₅ 和 C₆ 水平 SCI 的四肢瘫患者抬举动作的运动学、动力学和肌电活动情况,认为肱三头肌瘫痪的 C₅ 和 C₆ 水平 SCI 的四肢瘫患者通过产生主动或被动的肩、肘、腕屈曲运动及肩内收运动来实现自身抬举,即通过上肢的屈曲运动而非伸展运动来获得伸肘和支撑体重的能力。

三、转移

Allison 等^[11]选择侧面和水平面作为优先分析方位,研究了 SCI 患者的转移策略,结果发现:从正面观,大部分肱三头肌力量较弱的 SCI 患者往往采用旋转转移策略,其特点是在转移的侧位移相中,头与骨盆的移动方向相反;而肱三头肌力量较强的患者则采用平移策略,其在整个转移的动态相中,头和髋骨的标志点有相似的侧面轨迹。从侧面观,SCI 患者有上举和前屈两种转移运动模式。虽然正常的肱三头肌是使身体抬离支持面而采用上举技术的重要因素,但并非必需因素。事实上,一些肱三头肌力量较强的四肢瘫患者试图转移时仍采用前屈策略,而一些肱三头肌力量弱的患者却能在不伴有前屈动作的状态下完成转移。他们认为,一部分四肢瘫患者之所以采取上举技术,是因为他们对前屈运动的偏离控制能力较差,而从平衡角度来说,上举模式似乎更安全;那些有正常肱三头肌的患者之所以采用前屈策略,是因为该方式可使他们的上臂力量相对于躯干力量最大化,从而使转移更加有效。由此可见,任何一种策略的应用都是由多种因素决定。Gagnon 等^[13]研究了 10 例完全性 SCI 患者(C₇ ~ L₂) 向后方较高的平面转移过程中的运动模式和肌肉活动情况,发现受试者将手放在较低平面上时,躯干和头呈现前屈模式;而将手放在较高平面上时,则采用抬举策略;手放在较低平面上向高处的转移比水平转移所要求的肌肉活动率低。他们认为,前屈模式可提高动态躯干的稳定性,降低对肌肉活动的要求;手放在较高平面上时对肌肉活动的要求较高,可能是由于对上肢姿势控制的要求增高以及角动量减少的缘故。这些研究结论为帮助患者方便地完成转移运动提供了理论指导。

四、步行

Pepin 等^[14]观察了 7 例 SCI 患者在不同的步行速度(0.1 ~ 1.0 m/s)下的步行模式,结果发现,与正常受试者相比,SCI 患者的步行周期延长,支撑相膝关节屈曲活动度增加,支撑相和摆动相髋关节屈曲活动度增加;在不同的测试速度下,SCI 组的肌肉活动时间均延长,速度较快时比目鱼肌肌电活动幅度的增加并不明显;虽然所有的 SCI 患者都能适应较窄的速度范围,但仅有 3 例能达到最大测试速度,而这个有限的最大速度似乎是患者通过有限地增加其步长来达到的,而并非是进一步增加步频的结果。Ladouceur 等^[15]对照研究了 6 例 SCI 患者与 5 例正常受试者障碍步行的运动学特征,发现所有的 SCI 患者均能通过调整其运动模式来完成障碍步行,并且采用的都是不同于正常

受试者的运动策略。这种差异可能与 SCI 患者越过障碍物时髋屈曲幅度增加不足有关。

五、驱动轮椅

Masse 等^[16]曾对 5 例男性截瘫患者在水平方向前、中、后位与垂直方向高、低位 6 种不同组合的坐位驱动轮椅动作进行了生物力学分析,发现坐位较低时,上肢关节运动较平滑,肌肉的肌电活动也较少;在所观察的 6 种坐姿中,后-低位时所有肌肉的肌电信号最低,肘和前臂的加速度变化较其他位置的变化更小,因而运动更平滑;中-低位时的驱动频率较低,这提示中-低位和后-低位可能是较好的轮椅驱动位置。Gutierrez 等^[17]通过记录 13 例男性截瘫患者在两种坐位(前位和后位)和三种驱动方式(自由驱动、快速驱动和标准驱动)下肩部肌肉的肌电活动,发现在自由驱动过程中,处于前位和后位时所有肌肉的中值肌电强度近似;处于后位时,主要驱动肌(胸大肌和三角肌前部)的中值和峰值肌电强度明显降低;胸大肌在快速及标准驱动过程中后位时的中值肌电强度明显降低,在自由和快速驱动过程中的峰值肌电强度也明显降低;三角肌前部仅在快速驱动过程中后位时的峰值肌电强度明显降低。这提示在对肩部要求较高的快速及标准轮椅驱动动作中,主要的前驱相肌肉(胸大肌和三角肌前部)肌电活动的减小可能减少肩部肌肉疲劳和损伤的机会。这些发现对我们改善轮椅设计、指导患者选择适合自己的轮椅及进行合理的轮椅训练提供了有益的帮助。

六、长坐(long sitting, sitting with legs extended)

Shirado 等^[18]比较研究了 13 例截瘫患者和 11 例正常受试者长坐时的运动学和动力学特征,发现 SCI 患者在长坐时骨盆后倾,腰椎前凸幅度较小,并将双臂伸展放在大腿上,其压力中心较正常受试者明显增大,并发生后移,提示截瘫患者与正常受试者长坐时压力中心的分布模式明显不同。由于上肢的支撑功能可能影响 SCI 患者长坐过程中的平衡,因此在康复训练中应受到重视。

伸肘动作的代偿方式

Allison 等^[11]报道,四肢瘫在 SCI 中所占的比例大约是 55%,而其中有一半是 C₅ 和 C₆ 水平损伤。此类患者由于肱三头肌瘫痪,会发生主动伸肘困难。因此有许多学者试图利用生物力学研究方法来探讨 C₅~₆ 水平 SCI 患者伸肘动作的代偿机制,但迄今尚无最后定论。

曾有研究者认为,完全性 C₅ 和 C₆ 水平 SCI 的四肢瘫患者,由于肱三头肌失去了神经支配仅能通过将肘关节锁定在全伸位的方法来完成双上肢撑起动作^[19,20]。但 Harvey 等^[21]的研究结论与此相反,他们发现 C₅~₆ 水平 SCI 的四肢瘫患者通过产生较大幅度的肩屈曲和较小幅度的腕屈曲运动来稳定屈曲的肘关节并实现负重,肩和腕分别在上臂近端和前臂远端起作用,使上臂和前臂部分旋转以形成两者之间的适当关系;其中肩屈曲运动主要由肱三角肌前部和胸大肌上部的主动收缩产生,腕屈曲运动则来自跨过腕屈侧的软组织结构的被动伸展,而不是由腕屈肌的主动收缩产生;在负重过程中记录到的肱二头肌肌电活动非常小,提示屈肘运动也主要来自跨过肘屈侧的软组织结构的延展,而不是肱二头肌的主动收缩。Marciello 等和 Gefen 等^[22,23]的研究也表明,伸肘动作可能通过肱三角肌前部和胸大肌上部的活动来获得或维持,并且这些肌肉可能通过上臂近端

肌肉的旋转效应使肘伸直。但 Harvey 等^[21]认为,胸大肌上部在上肢负重时的主要作用是使肩关节屈曲而不是产生肩内收运动。

一般认为,肩胛带的压缩在 C₅₋₆ 水平 SCI 的四肢瘫患者的伸肘抬举动作中起关键作用^[24],因此很多治疗师都相当重视增强背阔肌的力量。遗憾的是,肩胛带的压缩不能通过无创检查来直接检测,而只能通过背阔肌的肌电活动来评估其在抬举身体和其他动作任务中的作用,因为背阔肌被认为是主要负责肩胛带压缩的肌肉^[25]。在一项对截瘫患者从相对直立位抬举的研究中发现,背阔肌的肌电活动强度是 58% ± 27%,表明至少对该类患者来说,肩胛带的压缩十分重要。但 Harvey 等^[12]的研究表明,肩胛带的压缩在部分患者的抬举动作中是一项很重要的策略,但在另外一部分患者中却可能不是。

McMahon 等^[26]研究发现,在正常上肢前举过程中,不管运动平面如何,前锯肌和斜方肌上部均显示出紧密的协同关系,其肌电活动强度相当,而斜方肌下部的肌电活动则明显较低。Gronley 等^[9]发现,C₆ 水平 SCI 的四肢瘫患者的情况正好与此相反,其前锯肌的活动强度相对较低,而斜方肌下部的强度相对较高,这表明此类患者已经掌握了一种通过促进斜方肌下部参与来避免受损的前锯肌过度使用的方法;另外,菱形肌的活动强度也比正常模式大。提示我们 C₆ 四肢瘫患者的康复训练中应特别注意增强后部肩胛肌的力量。

另有学者研究发现,C₅₋₆ 水平 SCI 的四肢瘫患者还可利用臂的惯性以及指长屈肌的腱效应(即通过腕关节的主动背屈来获得被动指屈)来弥补腕屈肌的功能缺失,以实现伸肘抓握^[27]。

综上所述,迄今为止,运用现代生物力学测量技术来分析 SCI 患者的日常动作已经取得了许多有临床价值的研究成果,为康复医师和治疗师掌握 SCI 患者运动功能障碍的特点及制定合理的康复治疗方案提供了有益的帮助。但仍有许多问题有待于进一步研究和探讨。由于这类研究设备比较昂贵,使其在 SCI 康复领域中的应用受到了一定的限制,在国内少见相关报道。因而需要广大康复医学工作者继续努力,通过加强学科之间的合作将先进的生物力学测量方法和技术应用到 SCI 及其他神经系统或运动系统疾病的康复评定和治疗领域,以取得更多有价值的研究成果。

参 考 文 献

- Wierzbicka MM, Wiegner AW. Accuracy of motor response in subjects with and without control of antagonist muscle. *J Neurophysiol*, 1996, 75: 2533-2541.
- Harburn KL, Spaulding SJ. Muscles activity in the spinal cord-injured during wheelchair ambulation. *Am J Occup Ther*, 1986, 40: 629-636.
- Mulroy SJ, Farrokhi S, Newsam CJ, et al. Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study. *Arch Phys Med Rehabil*, 2004, 85: 925-934.
- Newsam CJ, Lee AD, Mulroy SJ, et al. Shoulder EMG during depression raise in men with spinal cord injury: the influence of lesion level. *J Spinal Cord Med*, 2003, 26: 59-64.
- Gottlieb GL, Corcos DM, Jaric S, et al. Practice improves even the simplest movements. *Exp Brain Res*, 1988, 73: 436-440.
- Darling WG, Cooke JD. Changes in variability of movement trajectories with practice. *J Mot Behav*, 1987, 19: 291-309.
- Darling WG, Cooke JD. Movement related EMGs become more variable during learning of fast accurate movements. *J Mot Behav*, 1987, 19: 311-331.
- Koshland GF, Galloway JC, Farley B. Novel muscle patterns for reaching after cervical spinal cord injury: a case for motor redundancy. *Exp Brain Res*, 2005, 164: 133-147.
- Gronley JK, Newsam CJ, Mulroy SJ, et al. Electromyographic and kinematic analysis of the shoulder during four activities of daily living in men with C₆ tetraplegia. *J Rehabil Res Dev*, 2000, 37: 423-432.
- Reft J, Hasan Z. Trajectories of target reaching arm movements in individuals with spinal cord injury: effect of external trunk support. *Spinal Cord*, 2002, 40: 186-191.
- Allison GT, Singer KP, Marshall RN. Transfer movement strategies of individuals with spinal cord injuries. *Disabil Rehabil*, 1996, 18: 35-41.
- Harvey LA, Crosbie J. Biomechanical analysis of a weight-relief maneuver in C₅ and C₆ quadriplegia. *Arch Phys Med Rehabil*, 2000, 81: 500-505.
- Gagnon D, Nadeau S, Gravel D, et al. Movement patterns and muscular demands during posterior transfers toward an elevated surface in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 2005, 43: 74-84.
- Pepin A, Norman KE, Barbeau H. Treadmill walking in incomplete spinal-cord-injured subjects: adaptation to changes in speed. *Spinal Cord*, 2003, 41: 257-270.
- Ladouceur M, Barbeau H, McFadyen BJ. Kinematic adaptations of spinal cord-injured subjects during obstructed walking. *Neurorehabil Neural Repair*, 2003, 17: 25-31.
- Masse LC, Lamontagne M, O'Riain MD. Biomechanical analysis of wheelchair propulsion for various seating positions. *J Rehabil Res Dev*, 1992, 29: 12-28.
- Gutierrez DD, Mulroy SJ, Newsam CJ, et al. Effect of fore-aft seat position on shoulder demands during wheelchair propulsion: an electromyographic analysis. *J Spinal Cord Med*, 2005, 28: 222-229.
- Shirado O, Kawase M, Minami A, et al. Quantitative evaluation of long sitting in paraplegic patients with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 2004, 85: 1251-1256.
- Somers M. Spinal cord injury-functional rehabilitation. Norwalk Conn: Appleton & Lange, 1992. 365.
- Grover J, Gellman H, Waters RL. The effect of a flexion contracture of the elbow on the ability to transfer in patients who have quadriplegia at the sixth cervical level. *J Bone Joint Surg*, 1996, 78: 1397-1400.
- Harvey LA, Crosbie J. Weight bearing through flexed upper limbs in quadriplegics with paralyzed triceps brachii muscles. *Spinal Cord*, 1999, 37: 780-785.
- Marciello MA, Herbison GJ, Cohen ME, et al. Elbow extension using anterior deltoids and upper pectorals in spinal cord-injury subjects. *Arch Phys Med Rehabil*, 1995, 76: 426-432.
- Gefen JY, Gelmann AS, Herbison GJ, et al. Use of shoulder flexors to achieve isometric elbow extension in C₆ tetraplegic patients during weight shift. *Spinal Cord*, 1997, 35: 308-313.
- Adkins HV. Clinics in physical therapy. Spinal cord injury. New York: Churchill Livingstone, 1985. 103-109.
- Bogduk N, Johnson G, Spaulding D. The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. *Clin Biomech*, 1998, 13: 377-385.
- McMahon PJ, Jobe FW, Pink MM, et al. Comparative electromyographic analysis of shoulder muscles during planar motions: anterior glenohumeral instability versus normal. *J Shoulder Elbow Surg*, 1996, 5: 118-123.
- Laffont I, Briand E, Dizien O, et al. Kinematics of prehension and pointing movements in C₆ quadriplegic patients. *Spinal Cord*, 2000, 38: 354-362.

(修回日期: 2006-08-01)

(本文编辑: 吴倩)