

·综述·

三维步态分析技术在矫形器领域的应用*

李 阳¹ 宋 毓² 姜淑云^{3,4} 金 荣² 俞 艳³ 万少华²

矫形器(orthosis)是根据生物力学原理来改变神经肌肉和骨骼系统的机能特性或结构的体外装置,是用来预防、矫正畸形,治疗和补偿功能缺陷的器械^[1]。最早由 Vernon Nickel 在 1953 年提出。三维步态分析技术(three-dimensional gait analysis)是根据生物力学原理,应用计算机辅助及红外摄像技术,在人体步行过程中检测、记录特定时相躯干和关节运动、肌肉活动、对地面的作用力、关节力矩和做功,以及足底压力分布和步行中氧气消耗等数据^[2]。三维步态分析可帮助对不同种矫形器佩戴的效果进行客观评估,同时在明确矫形器的最佳佩戴时间、矫形器种类的选择等方面都发挥了重要作用。最早提及将步态分析技术与矫形器的适配相结合是在 1977 年^[3]。而在 1989 年,Eng 等^[4]首次将三维步态分析技术应用于研究适用于髌股关节疼痛患者的一种软性足部矫形器,在步行及跑动状态下对其踝、足关节三个维度运动范围及力学层面的影响。目前,欧美及大洋洲等许多国家都将三维步态分析技术广泛应用于矫形支具适配领域^[5-8],并取得了良好成效,进一步证明了三维步态分析技术在该领域的重要价值。我国引进该项技术时间较短,对其的应用研究也相对较少。将三维步态分析技术引入矫形器应用领域是提高矫形器适配水平的必要条件。

1 三维步态分析技术在矫形器领域的应用方向

选择合理的、能够达到最佳治疗效果的矫形器具,需要依靠医师、治疗师、矫形支具师及工程师对患者进行完善的临床体检、步行能力测定、步态分析评估及完成后的再评估。而三维步态分析技术在其中提供的客观的、量化的运动学及动力学证据支持发挥着极为关键的作用^[9]。其在矫形器临床应用方面的意义主要体现在以下几个方面。

1.1 研究矫形器的作用原理

使用三维步态分析技术可从生物力学角度客观探究矫形器的作用机制,从而更好地改进与调整,为矫形器的设计及适配类型的选择提供科学依据。Wu 等^[10]在对矫形器及假

肢的机制研究中认为提高下肢的向前推动力是改善矫形器及假肢的摇轴功能的关键。摇摆鞋类的矫形器可通过模拟前足活动帮助下肢向前推进,进而模拟前足背屈活动。将前足及后足通过骨性结构以一个三维运动轴机械地连接在一起,可代替由于融合手术、骨折或佩戴矫形器而减弱或丧失的对下肢的向前推动作用。Yamamoto 等^[11]在研究一种液压减震踝足矫形器(ankle foot orthosis, AFO-OD)对中风患者改善步行能力的机制中发现,使用 AFO-OD 的即刻作用是提高步速及踝关节背屈角度,在使用 3 周并结合步行功能训练后所表现的明显效果主要是提高了步速,并改善患侧肢体在支撑相的踝关节跖屈及背屈角度。这些改变均主要通过改善步行过程中的第二个轴即踝关节轴的作用而引起的,对第三个轴即前足轴以及向前推动肢体离开地面前进并无改善作用。Nolan 等^[12]应用三维步态分析对矫形器进行研究后发现,偏瘫患者穿戴 AFO 可提高步速的机制,不是通过增加双支撑相末期的向前推进力,而是通过降低双支撑相初期的制动力发挥作用。踝关节轴得以保持可使承重反应阶段更为稳定,并进一步改善步速。Forghany 等^[13]在研究一种可帮助调整步行姿态的矫正鞋(“摇摆鞋”)的生物力学机制研究中发现,摇摆鞋相较于普通平底鞋可使人的压力中心在步行过程中支撑相的前 40%向前方移动,在最后 30%的时期向后方移动,同时可降低足跟及前足的压力峰值,增加中足的压力值。在首次着地后,摇摆鞋可降低踝关节的跖屈角度。尽管摇摆鞋对步行中运动学及动力学方面均有改变,但对步行过程中的能量代谢基本无影响。目前,国际上对传统类型矫形器的作用原理的研究较为成熟,这多依赖于与三维步态分析技术的结合。合理应用三维步态分析在研究矫形器的生物力学机制方面意义重大。

1.2 指导矫形器的选择

在使用矫形器前,先对患者进行步态分析测试,获取静止状态下及步行中的关节角度、关节做功、时空参数等运动学和动力学数据。步态分析解读的过程可以客观、精确地确

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2018.07.026

*基金项目:上海申康医院发展中心市及医院新兴前沿技术联合攻关项目(SHDC12015130);上海市残疾人辅助器具资源中心辅助技术课题研究项目

1 上海中医药大学,上海,201203; 2 上海市残疾人辅助器具资源中心; 3 上海中医药大学附属岳阳中西医结合医院步态与运动分析中心; 4 通讯作者

作者简介:李阳,女,硕士研究生; 收稿日期:2017-05-22

定步态异常的主要关节及肌肉,从而发现导致异常步态发生的关键影响因素^[14]。指导矫形器具应用时,明确首先应帮助改善的病变的关节及肌肉功能,确定纠正程度,并进一步比较佩戴与不佩戴矫形器时步行功能的差别,进而科学而客观地指导患者选择适合的矫形器。对于正常步行模式,Perry^[15]将正常的踝、足功能描述为三个连续的支点—轴组合。第一个轴为足跟轴,第二个轴为踝关节轴,第三个轴为前足轴。三个支点—轴功能的实现是维持正常步行功能的要素。有研究表明,踝足矫形器能够有效地提高脑瘫患儿步行速度^[16]。踝足矫形器的主要作用是在支撑相保持踝关节内、外侧的稳定性,进而帮助摆动相的足廓清运动,并实现支撑相早期以足跟部位完成初始着地功能^[17]。Smith^[18]应用步态分析技术对15例平均年龄7.5岁的双瘫儿童在有铰链和无铰链的两种AFO中选择更优化的矫形支具方面进行了研究,通过步态测试发现矫形支具的应用可以明显提高患者的步长和步速,降低步频,增加支撑相末期的最大踝背屈角度,纠正摆动相足下垂进而改善足廓清功能。矫形器的选择有着较强的个性化特征,三维步态分析可帮助患者通过最简单的步行测试方式,更客观准确地选择出更优的矫形方案与器具。

1.3 客观评价矫形器的作用效果

对已使用矫形器的患者,三维步态分析技术可通过对其赤足、穿戴矫形支具、穿戴不同种类矫形支具的数据进行比较,从而对矫形支具的效果做出客观评价。Farmani等^[19]在研究一种摇杆式踝足矫形器(RAFO)的作用效果时发现,与固定式踝足矫形器(SAFO)相比,RAFO可增加足趾离地时的髌关节伸展角度及膝关节屈曲角度,进而明显增加步长、步速,缩短摆动相时间,并且不增加步宽及步频,使步行稳定性增加。矫形器可帮助Duchenne型肌营养不良患者预防肌肉挛缩并延长步行时间^[20]。Duchenne型肌营养不良患者的日间踝足矫形器对踝关节的运动学及动力学参数有积极改善作用,但在移除矫形器后效果无法维持。尽早并且持续使用夜间踝足矫形器可最大限度地减小该类疾病对患者时空参数及运动学参数造成的异常代偿^[21]。在研究不同程度的踝足矫形器刚度对步态的生物力学及能量代谢的影响中发现,所有类型的AFO都会增加膝关节在屈曲时的内侧受力,且会限制踝关节的活动范围,刚度越高活动范围越小,步行速度不受AFO刚度的影响^[22]。Qiang等^[23]在比较落锁式膝踝足矫形器与E-MAG矫形器对脊髓损伤患者步行功能改善程度的研究中发现,佩戴E-MAG后患者无法自主控制膝关节,但可有效提高步行稳定性,并使摆动相膝关节屈曲与支撑相膝关节锁定连接转换更为平稳,减少了上肢代偿出现。目前三维步态分析技术作为评价矫形器效果的客观手段已被广泛采用,其所提供的证据支持对矫形器的临床应用及科学研究都发挥着不可替代的作用。

1.4 指导新型矫形器研制与改进

三维步态分析技术在矫形器的个性化定制及新型矫形器的研究方面都发挥了重要作用。Irby等^[24]在研究动态膝关节支撑系统这一新型矫形器的作用效果时发现,该类矫形器可有效增加摆动相膝关节的最大屈曲角度。Esrafilian A等^[25]研究的一种新型膝关节支撑器具可有效地减少步行过程中膝关节的内侧受力,帮助提高步行效率。Chen等^[26]在对下肢截瘫患者的交替式步态矫形器(RGO)的改进研究中,基于人体正常的步态模式将传统的RGO支具改良为助动型交替式步态矫形器(PARGO),即通过结构改良,安装一个助动装置同时助动下肢及髌关节,使下肢得到被动的康复训练。对运动学及动力学参数进行分析后发现,使用传统RGO可造成截瘫患者康复过程中步态的严重扭曲,PARGO在保持较好的膝关节运动角度康复的同时,兼有结构简单、重量较轻的优势。Nerot等^[27]在研究一种用于改善髌关节炎症状的矫形器的步态生物力学作用中发现,使用矫形器后髌关节内收及内旋角度在支撑相明显减小。该种矫形器可有效缩短髌关节外展力矩,进而通过减轻对髌臼面的作用压力而抑制疼痛。矫形器是基于生物力学原理来发挥作用,对于新型矫形器的研究必须结合人体活动状态下生物力学变化来进行调整。三维步态分析技术是分析人体运动状态下生物力学变化最客观而有效的手段,二者结合是新型矫形器研制的必不可少的条件。

2 三维步态分析技术与矫形器结合的临床应用

2.1 针对脑瘫患儿矫形器的选择与使用

目前,脑瘫患儿所使用的矫形器主要包括上肢的腕手关节矫形器及下肢的足矫形器、踝足矫形器及膝矫形器。上肢矫形器多于康复治疗手功能训练相结合使用。最常用的是通过矫形鞋垫及矫形鞋配合矫正患儿足内、外翻畸形,以及使用踝足矫形器矫正步行过程中摆动相踝关节的过度跖屈。膝矫形器则用于矫正站立及步行过程出现的膝过伸。Bourseul等^[28]在不同种类的踝足矫形器对脑瘫患儿步态的影响的研究中发现,踝足矫形器对脑瘫患者步长、步速均有改善作用。穿戴踝足矫形器后在初始着地及摆动相,踝关节背屈角度增加,这对改善脑瘫患者足下垂症状有明显优势。在动态踝足矫形器、铰链式踝足矫形器、固定式踝足矫形器及前踝足矫形器比较来看,铰链式踝足矫形器对步态参数改善最为明显。脑瘫患儿矫形器的选择必须依据患儿不同的步态模式及步态参数。三维步态分析数据是脑瘫患儿合理适配矫形器具的科学依据,不适宜的矫形器在佩戴和使用过程中极易出现代偿性异常运动模式。除观察静态站立时足部是否存在内、外翻畸形及异常力线排列,更应在运动过程中观察患儿是否存在摆动相足下垂,同时在动态过程中观察和

评价矫形器的选择是否正确,是否在初始着地及摆动相改善踝背屈及异常着地模式。通过三维步态分析综合时空参数、运动学数据及动力学数据全面评估矫形器的适配效果,避免异常代偿的出现。

2.2 假肢的适配与使用

假肢是矫形器的一个重要组成部分。三维步态分析技术对假肢的制作有重要的指导意义。二战后,由于步态分析技术的进步与发展,美国等国家假肢领域的整体水平得到明显提高。Munteanu等^[29]的研究发现假肢安装后的步态功能评估结果对假肢佩戴后生物力线排列对齐、运动功能改善、代偿性异常活动发生以及根据功能机构变化对支具进行完善和修正等都具有重要作用。Su PF等^[30]在研究小腿截肢患者的步态特征时发现,与健康人相比,截肢患者的步长、步速、步频明显减低,但时空参数的双侧对称性好。在摆动相髌关节的活动幅度明显增加。在步速提高的情况下,截肢患者会通过减少支撑相踝关节背屈以及膝关节屈曲,并降低踝关节跖屈力矩,减少支撑相末期踝关节的耗能来实现。这提示小腿假肢的制作,应考虑在提高步行效率及步行稳定性的情况下,有效纠正摆动相髌关节运动幅度增加,以及支撑相踝关节背屈角度不足和膝关节过度屈曲的异常代偿性运动模式。综合三维步态分析评估结果制作假肢,在提高假肢的应用效果方面优势显著。

3 三维步态分析技术在矫形器领域应用的局限性

二维步态分析在信度及效度方面较三维步态分析存在明显不足。而三维步态分析技术目前在矫形器领域应用的局限性主要有两点:①三维步态分析必须要求患者可独立步行至少1—2个完成步态周期。部分患者步行平衡稳定性较差,需扶持助行器或他人辅助步行,在评估过程中可能会对评估结果造成影响,不能全面准确反映步态特征及问题。②三维步态分析评估对设备及专业人员要求较高,需要多台红外线摄像头、测力台、荧光标记点等多种仪器设备共同完成,同时对测试环境空间面积等也有较高要求。仪器设备价格昂贵,目前国内相关从业者较少,限制了我国假肢等矫形器制作技术水平的提高。

4 小结

20世纪80年代末,世界上第一个计算机技术辅助下的全面的临床步态分析实验室在美国诞生。Vern Inman、Jacquelyn Perry和David Sutherland等国际步态领域先驱几十年来所做的系列研究奠定了现代临床步态分析的基础,对在医学临床中应用三维步态分析技术解决运动功能异常问题具有极其重要的意义。三维步态分析与矫形器领域的结合除应用于以上四个方面外,对于监测矫形器对功能的改善程

度、最合理的佩戴时间、效果维持状况,进而避免矫枉过正的情况也有重要的提示意义。三维步态分析技术在中国的发展仅有十余年的历史,对其应用及研究并不深入。然而,随着生活水平的提高以及科技的进步,应用步态分析技术指导矫形器的适配,以最大程度地代替和代偿丧失和缺损的运动功能,已成为临床实践与科学研究的一种必然趋势。其推广需要广大医师、治疗师及矫形器工程师等的共同努力,相信随着步态分析技术的推广与普及,会有越来越多的残疾患者受益于此项技术。

参考文献

- [1] Kaya T. Management of inflammatory rheumatologic diseases with orthoses[J]. Turkish Journal of Rheumatology, 2009, 24(1):46—50.
- [2] Shieh WB, Chen DZ, Wu CC. Design of an Orthosis for the Weight Balance of Human Lower Limbs[C]// ASME 2012 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference. 2012:117—124.
- [3] Stanic U, Bajd T, Valencic V, et al. Standardization of kinematic gait measurements and automatic pathological gait pattern diagnostics[J]. Scand J Rehabil Med, 1977, 9(3):95—105.
- [4] Eng JJ, Pierrynowski M R. Effect of foot orthotics on the kinematics of the knee joint[J]. Journal of Biomechanics, 1989, 22(10):1007.
- [5] Ranz EC, Russell Esposito E, Wilken JM, et al. The influence of passive-dynamic ankle-foot orthosis bending axis location on gait performance in individuals with lower-limb impairments[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2016, (37): 13—21.
- [6] Kerkum YL, Brehm MA, van Hutten K, et al. Acclimatization of the gait pattern to wearing an ankle-foot orthosis in children with spastic cerebral palsy[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2015, 30(6):617—622.
- [7] Böhm H, Braatz F, Hösl M, et al. Effect of ankle foot orthosis on crouch gait in patients with cerebral palsy: What can we expect?[J]. Gait & Posture, 2015, 42:S78—S79.
- [8] Huang HY, Chen JS, Huang CE. Toward the gait analysis and control of a powered lower limb orthosis in ascending and descending stairs[J]. Procedia Engineering, 2014, 79: 417—426.
- [9] Moyer RF, Birmingham TB, Dombroski CE, et al. Combined effects of a valgus knee brace and lateral wedge foot orthotic on the external knee adduction moment in patients with varus gonarthrosis[J]. Arch Phys Med Rehabil, 2013, 94(1):103—112.

- [10] Wu WL, Rosenbaum D, Su FC. The effects of rocker sole and SACH heel on kinematics in gait[J]. *Med Eng Phys*, 2004, 26(8):639—646.
- [11] Yamamoto S, Fuchi M, Yasui T. Change of rocker function in the gait of stroke patients using an ankle foot orthosis with an oil damper: immediate changes and the short-term effects[J]. *Prosthet Orthot Int*, 2011, 35(4):350—359.
- [12] Nolan KJ, Yarossi M. Preservation of the first rocker is related to increases in gait speed in individuals with hemiplegia and AFO[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2011, 26(6):655—660.
- [13] Forghany S, Nester CJ, Richards B, et al. Rollover footwear affects lower limb biomechanics during walking[J]. *Gait Posture*, 2014, 39(1):205—212.
- [14] Breur GJ, Kim J. Should gait analysis be a part of clinical orthopaedic reports?[J]. *J Small Anim Pract*, 2008, 49(3):113—114.
- [15] Perry J, Burnfield J M, Cabico L M. Gait analysis: normal and pathological function[M]. Slack, 2010.
- [16] Brehm MA, Harlaar J, Schwartz M. Effect of ankle-foot orthoses on walking efficiency and gait in children with cerebral palsy[J]. *J Rehabil Med*, 2008, 40(7):529—534.
- [17] de Wit DC, Buurke JH, Nijlant JM, et al. The effect of an ankle-foot orthosis on walking ability in chronic stroke patients: a randomized controlled trial[J]. *Clin Rehabil*, 2004, 18(5):550—557.
- [18] Smith PA, Hassani S, Graf A, et al. Brace evaluation in children with diplegic cerebral palsy with a jump gait pattern[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2009, 91(2):356—365.
- [19] Farmani F, Mohseni-Bandpei MA, Bahramizadeh M, et al. The influence of rocker bar ankle foot orthosis on gait in patients with chronic hemiplegia[J]. *J Stroke Cerebrovasc Dis*, 2016, 25(8):2078—2082.
- [20] Hyde SA, Scott OM, Goddard CM, et al. Prolongation of ambulation in Duchenne muscular dystrophy by appropriate orthoses[J]. *Physiotherapy*, 1982, 68(4):105—108.
- [21] de Souza MA, Figueiredo MM, de Baptista CR, et al. Beneficial effects of ankle-foot orthosis daytime use on the gait of Duchenne muscular dystrophy patients[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2016, (35):102—110.
- [22] Kerkum Y, Harlaar J, Noort JVD, et al. The effects of different degrees of ankle foot orthosis stiffness on gait biomechanics and walking energy cost[J]. *Gait & Posture*, 2015, 42:S89—S90.
- [23] Qiang W, Ma ZH. Comparison of different orthosis for improving gait in patients with spinal cord injury[J]. *Chinese Journal of Tissue Engineering Research*, 2013, 17 (22) : 4152—4160.
- [24] Irby SE, Bernhardt KA, Kaufman KR. Gait of stance control orthosis users: the dynamic knee brace system[J]. *Prosthet Orthot Int*, 2005, 29(3):269—282.
- [25] Esrafilian A, Karimi MT, Eshraghi A. Design and evaluation of a new type of knee orthosis to align the mediolateral angle of the knee joint with osteoarthritis[J]. *Adv Orthop*, 2012, (2012):104927.
- [26] Chen DS, Meng N, Zhang B G. An improvement to the reciprocating gait orthosis for aiding paraplegic patients in walking[J]. *Science China Technological Sciences*, 2015, 58(4):727—737.
- [27] Nerot A, Nicholls M. The effect on gait biomechanics of a new orthosis for hip OA[J]. *Osteoarthritis & Cartilage*, 2014, 22(4):S114.
- [28] Bourseul JS, Lintanf M, Saliou P, et al. Effect of ankle-foot orthoses on gait in children with cerebral palsy: A meta-analysis[J]. *Annals of Physical & Rehabilitation Medicine*, 2016, 58(S6):44—45.
- [29] Munteanu SE, Scott LA, Bonanno DR, et al. Effectiveness of customised foot orthoses for Achilles tendinopathy: a randomised controlled trial[J]. *Br J Sports Med*, 2015, 49(15):989—994.
- [30] Su PF, Gard SA, Lipschutz RD, et al. Gait characteristics of persons with bilateral transtibial amputations[J]. *J Rehabil Res Dev*, 2007, 44(4):491—501.