

- 1996,6:95—99.
- [24] Edouard P, Codine P, Samozino P, et al. Reliability of shoulder rotators isokinetic strength imbalance measured using the Biodex dynamometer[J]. Journal of Science and Medicine in Sport (2012). ©2012 Sports Medicine Australia. Published by Elsevier Ltd. All rights reserved.
- [25] Kuhlman JR, Iannotti JP, Kelly MJ, et al. Isokinetic and isometric measurement of strength of external rotation and abduction of the shoulder[J]. J Bone Joint Surg Am, 1992, 74:1320—1333.
- [26] Forthomme B, Dvir Z, Crielaard JM, et al. Isokinetic assessment of the shoulder rotators: a study of optimal test position[J]. Clin Physiol Funct Imaging, 2011, 31:227—232.
- [27] Ann M. Cools, Erik E. Witvrouw, Lieven A. Danneels, et al. Test-retest reproducibility of concentric strength values for shoulder girdle protraction and retraction using the Biodex isokinetic dynamometer[J]. Isokinetics and Exercise Science, 2002, 10:129—136.
- [28] Leroux JL, Codine P, Thomas E, et al. Isokinetic evaluation of rotational strength in normal shoulder and shoulders with impingement syndrome[J]. Clin Orthop, 1994, 304:108—115.
- [29] McMaster WC, Long SC, Caiozzo VJ. Isokinetic torque imbalances in the rotator cuff of the elite water polo players [J]. Am J Sports Med, 1991, 19:72—75.
- [30] Wang HK, Cochrane T. Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes[J]. J Sports Med Phys Fitness, 2001, 41:403—410.
- [31] Stickley CD, Hetzler RK, Freemyer BG, et al. Isokinetic peak torque ratios and shoulder injury history in adolescent female volleyball athletes[J]. J Athl Train, 2008, 43:571—577.

·综述·

步态分析在下肢假肢装配中的应用

吴志彬¹ 蒋宛凌¹ 舒彬^{2,3}

第二次全国残疾人抽样调查数据显示中国目前肢体残疾者2412万人,下肢截肢者约44万人^[1]。下肢假肢装配的目的是为了弥补下肢缺失,代替人体支撑和行走。假肢装配包含了假肢装配前的设计、假肢对线、假肢评定以及假肢训练等,下肢假肢装配的质量与患者的行走步态密切相关。而步态分析旨在通过生物力学和运动学手段,揭示步态异常的关键环节和影响因素^[2],可为下肢假肢的装配提供良好的技术保证。

1 下肢假肢的步态分析方法

步态异常是针对正常步态而言,所谓正常步态,是指当一个健康成人用自我感觉最自然、最舒适的姿态行进时的步态,是人体结构与功能、运动调节系统、行为及心理活动在行走时的外在表现,它具有三个特点^[3]:身体平稳、步长适当、耗能最少。任何神经、肌肉及骨关节疾患均可能导致步态异常。判断步态异常需要经过系统的步态分析,通常包括时空参数、运动学参数、动力学参数、肌电活动参数以及能量代谢参数等几个方面。

1.1 时空参数

时空参数是国内外研究最多、临床应用最广泛的步态分

析指标,主要包括步长、步长时间、步幅、平均步幅时间、步频、步宽、步速、足偏角、单腿支撑时间、双腿支撑时间、摆动时间等。

1.1.1 足印法测定:步行的时—空变量可以通过足印法得到,即在被测者脚底涂上墨汁,在铺上白纸的步行通道(一般为4—6m)上走过,也可以在撒上石灰粉的通道上留下足印,用秒表记录步行时间。通过足迹得到步长、步幅、步宽等步行变量。足印法虽然简单、定量,但精确性不足,且测试过程繁琐。

1.1.2 电子步垫测定:电子步垫测定仪包括硬件与软件两部分,硬件部分的核心技术是电子步垫,它由基体层、胶垫层以及设置在基体层与胶垫层之间的压力传感装置组成。压力传感装置包括若干串联的压力传感器组合,各压力传感器组合又分别包括若干压力传感器。电子步垫通过呈阵列布置的压力传感器,实时采集人体步态特征,并将采集的人体步态参数转化为数据信号。电子步垫测定客观准确、简单快速,具有良好的信度、效度^[4],适合于教学、临床步态异常筛查。

1.2 运动学参数

指运动的形态、速度和方向等参数,包括跨步特征、关节

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2013.12.022

1 第三军医大学大坪医院野战外科研究所康复医学科,重庆,400042;2 重庆医科大学附属康复医院;3 通讯作者

作者简介:吴志彬,男,硕士,主治医师;收稿日期:2012-12-02

角度曲线、角度—角度图等。可通过计算机软件得到较准确的各个时相的三维步态运动轨迹,从而全面掌握假肢的异常步态和原因,并能够模拟正常人模型,作为假肢设计的参考和校验^[9]。运动学参数的获取方法主要有三种:摄像法、红外线法、超声波法。

1.2.1 摄像法:通过视频设备将人体行走过程摄录下来,然后逐帧、逐点进行点阵分析,这种方法设备简单,且受试者比较容易达到比较自然的步态,但是由于其分析定位主要依靠人工,误差较大。三维空间分析的精确度得不到保证。

1.2.2 红外光法:主要通过红外摄像头接收体表标记点发射或反射的红外光线,并进行模型三维重建,从而得出人体各部分的三维运动轨迹,这种方法获得的数据精确可靠,但对于数据采集场地有一定要求,且设备昂贵,操作复杂,主要应用于科学研究。

1.2.3 超声波法:与红外光法相似,通过超声接受探头接收体表携带的超声发射探头发出的超声波,进行模型三维重建,得出人体各部分的三维运动轨迹,这种方法设备价格低廉,操作简单,数据相对也比较精确,但是对周围环境要求高,同时超声发射探头体积较大,人体一次携带点数有一定限制,从而影响效果。

1.3 动力学参数

是指专门引起运动的力的参数,常用指标是地面反作用力。地面反作用力是指人在站立、行走及奔跑过程中足底触及地面产生作用于地面的力量时,地面同时产生的一个大小相等、方向相反的力。人体借助于地反作用力推动自身前进。

1.3.1 测力板或测力台:即将两块三维测力板并置于步道中央,测定人体经过测力板行走时的地面反作用力,包括垂直分力、水平分力、侧向分力等。这种方法测试客观准确,缺点是不能移动。

1.3.2 压力鞋或鞋垫:压力鞋和鞋垫则是将传感器安置在鞋和鞋垫中,可以将传感器放置在需要测量的部位,连续测定足底压力、时间等参数,并进行实时监测和反馈。鞋垫式可以根据研究需要调整压力鞋垫的大小,在不同种类的鞋子上进行测量^[6]。而传感器又有压力传感器和容积传感器之分:Footscan^[7]和F-scan^[8]足底压力步态分析系统是通过放置在单步平板上的压力传感器将行走时足底的压力分布和压力值等参数数据传送给计算机处理分析,Andante步态分析系统^[9]则是通过分隔充气鞋垫将受足底压力后的气体容积变化产生的气压差数据经处理后传递给计算机分析。

1.4 肌电活动参数

为观察步行中下肢各肌肉的电活动,在相应的肌肉体表表面涂上电极胶后固定表面肌电电极,引线通向挂在患者腰背部的小型肌电发射器上。在肌电图机旁设有专门从发射

器接收电波的天线和前置放大系统,将接收到的肌电讯号传输给肌电图机进行放大和记录,通过肌电活动参数反映步行中肌肉活动的模式、肌肉活动的开始与终止、肌肉在行走过程中的作用、肌肉收缩的类型以及和体位相关的肌肉反应水平,分析与行走有关的各肌肉的活动。

1.5 能量代谢参数

分析人体行走时的能量消耗。被测者佩戴便携式氧分析仪,步行的同时采集呼出的气体,进行耗氧量分析,结果再与步行距离相除。氧价越低,说明步行运动的能量消耗越少,任何步行训练效果的金标准就是减低耗氧量,因此氧耗分析可作为评定康复疗效的敏感指标。

2 步态分析在下肢假肢设计中的应用

假肢设计的最终目的是能够起到支撑承重作用和辅助患者尽量达到正常人的步态。步态分析是假肢设计目标参数获取的重要途径。

2.1 模拟正常步态进行假肢的仿真设计

在假肢的研制过程中,除了解正常人体下肢解剖结构外,还需要对正常人的步态进行研究。通过对正常人的步态参数分析,杨义勇等^[10]对步态特征和步态周期进行实验和实际测量,分析健康人下肢结构与步态模式特征,利用相似性原理,从而对下肢假肢机构进行仿生设计。耿艳利等^[11]利用步态三维运动捕捉系统,采集髋关节、膝关节和踝关节的角度、力、力矩、能量和地面反作用力数据,并对步态各个阶段膝关节运动信息和能量进行分析,建立膝关节的三维模型,然后对模型进行运动学仿真分析,设计了一种能够为穿戴者提供助力的动力型假肢膝关节。可以预见,通过步态分析所得的参数越多,数据越精确,那么以此为参照设计的假肢功能也会越来越接近正常人。

近年,针对假肢智能控制和康复,国内外对表面肌电信号的研究已引起了越来越多人的兴趣。表面肌电信号由于滞后时间短和抗干扰能力强,仍然是假肢的主要仿生控制信号源。马玉良等^[12]通过获取下肢步态的肌电信号、足底压力和膝关节角度的信息,采用神经网络对象辨识模型,进行智能下肢假肢的自适应控制系统设计与仿真。美国麻省理工学院Hugh Herr的生物机电小组通过将运动步态进行了分解和建模,首次将有限状态方法引入到智能踝关节的控制中,并取得了较好的试验效果^[13]。陈静等^[14]通过获取、跟踪健侧的步态轨迹,采用迭代学习控制方法对健侧步态的拟和,完成假肢步态的控制,从而实现主动式踝关节假肢运动,并可对其控制效果进行仿真验证。高云圆等^[15]通过对肌电信号、肢体姿态与足底压力等多源运动信息的获取和处理,分析不同运动状态与各运动力学量间的关系,实现下肢假肢多模式多步态识别,为智能膝上假肢的开发和应用提供支持。

2.2 分析假肢步态,优化假肢设计

随着计算机的广泛应用及其软件系统的开发,足底受力系统、残肢/接受腔界面压力系统、三维步态分析系统等综合应用于分析评价假肢步态功能^[6],使得步态研究在假肢的设计及优化中得到了广泛的应用,并完善和提高了假肢的功能,很大程度上恢复了患者的行走功能。

通过对假肢步态的分析,Hillmann Axel等^[17]指出,从足底压力研究中获得的信息与数据可以掌握假肢在解剖学和生物力学上的足底负载特征,进而可以帮助人们在设计新的假肢时提供新思路。周大伟等^[18]运用步态分析技术对制作带聚乙烯基内衬套的PTK小腿假肢和带锁硅胶衬套小腿假肢进行比较,得出前者具有更好的悬吊稳定性。清华大学金德闻等^[19]通过单侧膝上假肢使用者健侧和残侧的步态检测,对健、残侧在步态周期内的地面反力、下肢运动和时相对称性进行了对比和分析,表明异常步态是由于假肢在支撑时相不能屈膝造成的,认为假肢应能够提供的可控制度膝力矩,以保证足够的助伸力,缩短摆动时相,减少冲击力。刘展等^[20]采用三维有限元模型,计算在首次着地、承重期、站立中期、站立末期和摆动前期5个典型步态时相假肢内的应力分布,得出一体化假肢和软组织各区域的应力在站立末期步态时相均为最大,为步态周期中最不利的步态时相。

3 步态分析在下肢假肢评定中的应用

3.1 对线的评定

穿戴假肢站立时(静态对线)或步行时(动态对线),人体的重力线(或称重心线)与假肢的支撑力线要求能近似地在一条直线上。不正确的对线常会引起不正确步态,或引起残肢某些骨突起部位的疼痛^[21]。静态对线可由对线仪完成,动态对线临床大多仍采用目测法^[22],如果选用步态分析方法中的一些主要参数不仅能够实现动态对线,就可简化步态分析的要求。刘永斌等^[23]选取代表下肢运动生物力学特性的3个参数讨论假肢对线设置的综合影响,认为膝关节力矩可以反映膝关节的活动能力和消耗,以步态对称性表示步行外观恢复程度,以残端压力反映穿戴假肢的舒适程度,从而指导临床假肢的适配,提高效率与精确度。

3.2 步态评定

通过对下肢截肢患者的步态进行分析,了解假肢穿戴者的步态特征,结合临床经验,根据出现的具体异常步态情况,可以了解是假肢的装配原因和(或)是患者截肢后的功能、解剖学原因,可以为制定康复训练方案提供切实可行的依据,同时为假肢的设计、装配提供一定的依据和评价标准^[24]。

同样临床上大多采用的目测分析法耗时、不精确客观、不可重复性。张腾宇等^[25]利用三维步态分析系统对健康人群和下肢截肢患者的步态时空参数和运动学参数进行对

比研究。表明三维步态分析系统可对截肢患者装配假肢后的效果评价提供客观、真实的数据。同样因三维步态分析系统昂贵而操作繁琐,Srinivasan^[26]和李立峰等^[27]研究认为低维矢状面不对称步态动态分析模型可作为假肢使用者步态动力学分析的工具及康复效果的评价,为假肢的步态平衡稳定提供动态评价方法。

3.3 假肢代偿功能评定

要对假肢性能进行研究和检验,最直接的实验是截肢者穿戴,但在假肢尚未进入实用化阶段时实验难于进行,而且不同的人对相同假肢有不同的评价,具有一定的主观性。为客观的评价假肢所具备的代偿功能,有必要建立一套比较客观的假肢步态试验系统。尚昆等^[28]将下肢假肢简化成四杆四轴的力学模型,利用采集得到的多种步态模式设计了假肢步态实验平台,该平台可以模拟下肢假肢步态运动,并实时采集假肢运动的多项运动学、动力学参数,具有较高的假肢步态仿真性能,为假肢代偿功能的评价奠定了基础。

4 步态分析在下肢假肢训练中的应用

假肢的进展对截肢患者的功能替代程度起着重要作用,而穿戴假肢后的步行训练是康复中重要的环节^[29],步态分析为假肢康复训练提供了临床标准和指导。

4.1 肌力康复训练

残端的肌力训练是所有假肢康复训练的基础,其影响着假肢的控制水平以及步态平稳等一切后续问题。Nadollek H等^[30]对单侧小腿截肢使用假肢后双侧髂外展肌的肌力、平衡站立、步态之间关系研究发现,外展肌的肌力对于保持站立平衡和步态稳定具有明显相关性。表面肌电图能够反应肌力和训练时的疲劳程度,且不具有侵入性,广泛应用于评估和指导截肢患者残端肌力。王喜太等^[31]分析了小腿截肢者在康复训练中股直肌的表面肌电信号,对下肢康复训练模式进行识别。利用肌电信号的平均绝对值、方差和功率谱比值进行特征值的提取,可以用肌电信号的特征值作为输出建立表面肌电信号与下肢残肢康复动作之间的关系。认为用肌电信号的特征值,可以完成对下肢残肢步态动作的识别,可作为探索下肢残肢步态训练系统的训练方案的依据。

4.2 步行训练

在步行训练中,初期多在平衡双杆内进行,患者通过镜子在治疗师的指导下进行视觉反馈的步态训练,正确的步态能够减少患者的步行能量消耗。Darter BJ等^[32]使用跑步仪实时步态视觉反馈结合治疗师指导,对1例经大腿截肢的患者进行了为期3w的步态训练,结果显示训练前后,步态分析表明,正面髋关节、骨盆、躯干运动参数明显改善,耗氧量降低了23%。然而这种训练模式依靠患者及治疗师的判断完成,具有很强的主观性,受限于患者的认知水平和治疗师的

技术能力。Isakov E等^[33]将SmartStep步态评估和反馈训练系统应用于截肢患者的训练,取得显著疗效。研究者将42例下肢穿戴假肢者随机分成常规训练组和反馈训练组,常规训练组按照常规进行步态训练,反馈训练组采用SmartStep训练系统给予下肢功能性生物反馈治疗(functional biofeedback therapy),结果显示,在相同训练时间内,反馈训练组的下肢承重能力明显优于常规训练组。

在步态康复训练体系中,减重步态训练系统和三维步态训练系统的应用得到广泛的重视^[34]。通过对下肢假肢穿戴者步态康复训练过程中的步态、脚底受力、肌电信号等进行跟踪监测,分析不同训练阶段的步态参数特征,根据各种测评参数指导患者的康复训练。目前各种步态康复辅助设备已经在临床应用于骨科疾病和神经系统疾病的康复训练,其在假肢康复训练也是很有应用前景的。

5 小结

步态分析是研究步行规律的检查方法,它不仅可用于功能、疗效与残疾评定,而且可用于假肢设计、假肢评定以及假肢装配后的步行训练。随着步态分析技术的发展,特别是操作简单、测定准确快捷的步态分析系统的出现,相信在未来的假肢装配过程中必将越来越广泛地应用步态分析技术。

参考文献

- [1] 第二次全国残疾人抽样调查领导小组,中华人民共和国国家统计局.2006年第二次全国残疾人抽样调查主要数据公报[J].中国康复理论与实践,2006,12(12):1013.
- [2] 励建安.康复医学[M].第2版.北京:科学出版社,2008.51—52.
- [3] Gélât T, Pellet AL, Brenière Y. Evidence for a common process in gait initiation and stepping on to a new level to reach gait velocity[J]. Exp Brain Res, 2006, 170(3):336—344.
- [4] Suzuki N, Hattori A, Hayashibe M, et al. Development of Dynamic Spatial Video Camera (DSVC) for 4D observation, analysis and modeling of human body locomotion[J]. Stud Health Technol Inform, 2003, (94):346—348.
- [5] Yavuzer G. Three-dimensional quantitative gait analysis[J]. Acta Orthop Traumatol Turc, 2009, 43(2):94—101.
- [6] 王立平,李建设.足底压力测量技术的发展现状与应用研究[J].浙江体育科学,2004,26(1):40—42.
- [7] 高毅.基于Footscan足底压力步态分析系统的足迹动力形态特征研究[J].中国人民公安大学学报,2011,68(2):9—13.
- [8] 陈雁西,俞光荣.F-Scan足底压力步态分析仪临床应用现状[J].国外医学(骨科学分册),2005,26(3):187—190.
- [9] Zijlstra A, Mancini M, Chiari L. Biofeedback for training balance and mobility tasks in older populations: a systematic review[J]. J Neuroeng Rehabil, 2010, (7):58.
- [10] 杨义勇,王人成,王延利,等.下肢假肢机构的仿生构形设计与实验研究[J].机械科学与技术,2007,26(4):459—462.
- [11] 耿艳利,杨鹏,徐晓云,等.动力型假肢膝关节设计与仿真研究[J].河北工业大学学报,2011,40(5):1—4.
- [12] 马玉良,徐文良,孟明,等.基于神经网络的智能下肢假肢自适应控制[J].浙江大学学报,2010,44(7):1373—1376.
- [13] Samuel K. Au, Peter Dilworth, Hngh Herr. An Ankle—Foot Emulation System for the Study of Human Walking Biomechanics[J]. IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006.2939—2945.
- [14] 陈静,刘洋,邱长青,等.主动式踝关节假肢运动轨迹的迭代学习控制[J].计算技术与自动化,2008,(04):69—71.
- [15] 高云园,孟明,罗志增,等.利用多源运动信息的双下肢假肢多模式多步态识别研究[J].传感技术学报,2011,24(11):1574—1578.
- [16] Abboud RJ, Rowley DI, Newton RW. Lower limb muscle dysfunction may contribute to foot ulceration in diabetic patients[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2000, 15(1):37—45.
- [17] Hillmann A, Rosenbaum D, Winkelmann W. Plantar and dorsal foot loading measurements in patients after rotation-plasty[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2000, 15(5):359—364.
- [18] 周大伟,徐晴岩,方新.悬吊方式和步速对小腿假肢悬吊的影响[J].中国康复理论与实践,2007,13(10):992—993.
- [19] 金德闻,张培玉,王人成,等.膝上假肢使用者步态对称性分析[J].中国康复医学杂志,1997,12(3):112—115.
- [20] 刘展,樊瑜波,张明.一体化小腿假肢在不同步态时相的应力分布[J].四川大学学报,2004,36(5):25—29.
- [21] 舒彬.创伤康复学[M].北京:人民卫生出版社,2010.250.
- [22] 方新.下肢假肢对线及截肢者平衡[J].中国矫形外科杂志,2003,11(11):775—776.
- [23] 刘永斌,阎宁,赵吉凤,等.步态时相对称性与假肢穿着者行走功能直观评价的相关分析[J].中国康复医学杂志,1996,1(11):19—21.
- [24] Bae TS, Choi KW, Hong D, et al. Dynamic analysis of above-knee amputee gait[J]. Clin Biomech, 2007, 22(5):557—566.
- [25] 张腾宇,李立峰,季润,等.三维步态分析在截肢患者康复中的应用[J].中国康复理论与实践,2010,16(3):293—295.
- [26] Srinivasan S, Westervelt ER, Hansen AH. A low-dimensional sagittal-plane forward-dynamic model for asymmetric gait and its application to study the gait of transtibial prosthesis users[J]. J Biomech Eng, 2009, 131(3):031003-031003-9.
- [27] 李立峰,王强,张腾宇,等.基于三维步态分析的大腿假肢穿戴者步态对称性研究[J].中国民康医学,2010,22(19):2437—2453.
- [28] 尚昆,丁皓,陈齐欧,等.假肢步态实验平台设计[J].中国组织工程研究与临床康复,2012,16(4):704—708.
- [29] 李建新,邓建林,董福,等.假肢安装康复程序探讨[J].中国矫形外科杂志,2006,14(8):636—638.
- [30] Nadollek H, Brauer S, Isles R. Outcomes after trans-tibial amputation: the relationship between quiet stance ability, strength of hip abductor muscles and gait[J]. Physiother Res Int, 2002, 7(4):203—214.
- [31] 王喜太,王强,张晓玉,等.基于肌电传感器的下肢残肢康复训练模式识别的研究[J].中国康复理论与实践,2009,15(1):90—92.
- [32] Seo KH, Lee JJ. The development of two mobile gait rehabilitation systems[J]. IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng, 2009, 17(2):156—166.
- [33] Isakov E. Gait rehabilitation: a new biofeedback device for monitoring and enhancing weight-bearing over the affected lower limb[J]. Eur Med J, 2007, 43(1):21—26.
- [34] Robinson BS, Cook JL, Richburg CM. Use of an electro-tactile vestibular substitution system to facilitate balance and gait of an individual with gentamicin-induced bilateral vestibular hypofunction and bilateral transtibial amputation[J]. J Neurol Phys Ther, 2009, 33(3):150—159.