

足踝步态模拟机的研究现状及进展

朱根锐 王旭 马昕

摘要 人体足踝部骨块、肌肉及韧带众多,其间相互作用复杂。传统生物力学研究方法局限于尸体静态结构研究,使得研究结果不够深入、细致。足踝步态模拟机是运用数控模拟技术,利用工学元件加载胫骨和足踝部肌腱,以达到模拟人体自然步态运动的机械装置,可进行一系列侵入性操作和实验,如研究步态中足踝部骨块和关节的运动、测定韧带张力和骨块间压力等生物力学数据。随着足踝步态模拟机逐步优化,日益深入的足踝生物力学研究可为骨科医生开展手术治疗提供理论指导。该文就足踝步态模拟机的设计思路、模拟要求、发展现状、现阶段缺点及临床应用作一综述。

关键词 足踝;生物力学;运动学;动力学;步态模拟机

DOI: 10.3969/j.issn.1673-7083.2018.02.006

足踝是人体重要承重部位,结构复杂,由众多关节和肌肉共同组成。足踝先天性和后天性疾病较多^[1-3],常呈进行性发展。足踝疾病的治疗方案虽多,但均缺乏生物力学等基础理论支持。目前足踝生物力学研究方法主要有活体^[4-6]、数学建模^[7-10]和尸体研究^[11-12]。足踝步态模拟机是利用尸体在体外研究人体足踝部运动的模拟装置,常用于运动中的足踝部生物力学研究,可克服活体研究中无法进行侵入性操作和单纯尸体解剖测量的局限性^[13]。此外,足踝步态模拟机还可通过疲劳试验比较手术方案的优劣,并避免了数学建模的繁复程序^[9-10, 14]。因此,足踝步态模拟机的开发可为足踝部生物力学研究提供新方法,进而指导足踝部疾病的临床诊治。

1 足踝步态模拟机的设计思路

足踝部关节包括踝关节、距下关节、距舟关节、跗骨间关节、跖楔关节、跖趾关节和趾间关节。小腿部延伸至足部的肌腱共 9 条,包括跟腱、胫前肌腱、胫后肌腱、踇长屈肌肌腱、趾长屈肌肌腱、踇长伸肌肌腱、趾长伸肌肌腱、腓骨长肌肌腱和腓骨短肌肌腱。1998 年,Sharkey 等^[15]设计出第一台足踝步态模拟机,其工作原理是通过机械方法牵拉小腿和足部肌肉的主要肌腱,并控制胫骨运动,共同驱动足部关节以完成步态模拟。足踝步态模拟机的构建方式主要有 2 种:①地面(测力板)保持不动,通过控制胫骨运动和足部肌腱加载来模拟足部运动;②足部保

持静止,地面(测力板)相对于足部运动。当足踝步态模拟机牵拉肌肉和带动胫骨运动以驱动足部时,测力板内的测力装置可测出并记录足底与测力板间的相互作用力。足踝步态模拟机设计初期,肌腱加载力是通过活体肌电图(EMG)和尸体肌肉横截面积的测算转化而来的^[15],且多采用开环设计,因而精度不高。以后,为使地面反作用力达到预设值,部分实验室采用迭代学习控制(ILC)和模糊逻辑算法^[16]以提高模拟仿真度。

2 足踝步态模拟机的模拟要求

足踝步态模拟机利用机械方法加载肌腱和驱动胫骨运动以模拟人体自然步态运动,其运动学和动力学数据应与活体实验数据相似。理想的模拟目标包括:①胫骨和足部整体运动学与人体自然步态运动时一致;②足部跖侧 3 个方向地面反作用力输出形状和大小与人体自然步态运动时一致,且重复性良好;③测力板测得的压力中心和足底压力分布转移需与实际步态吻合;④控制胫骨的 6 个自由度;⑤仿正常步速,步态时间为 0.6~0.7 s^[16]。

3 足踝步态模拟机的发展现状

初期的足踝步态模拟机仅对胫骨的 3 个自由度进行控制^[17-18],外在肌腱的牵拉数也简化为 5 条^[19]、6 条^[20]、7 条^[17, 21]或 8 条^[18],地面反作用力只达到部分体重^[17-22]。后经众多学者逐步改良优化,足踝步态模拟机的胫骨自由度控制、肌腱牵拉数、步态时间和地面反作用力均得到显著完善。其中尤以 Aubin 等^[23]设计的 R 2000 足踝步态模拟机仿真效果最优(主要足踝步态模拟机比较详见下页

表 1)。该足踝步态模拟机加载肌腱数达 9 条,可控胫骨的 6 个自由度,地面反作用力达体重的 75%,步态时间缩至 2.7 s;运动学结果分析显示,地面反作用力曲线与活体曲线吻合度良好,垂直向力的时间-力曲线与活体曲线误差 $\leq 5.9\%$,内外向力和前后向力与活体实验数据基本吻合^[23]。但该足踝步态模拟机是利用测力板相对胫骨运动来实现胫骨的 6 个自由度运动,不可避免地存在运动范围

受限等缺陷,限制了对完整步态运动和地面反作用力的模拟。此外,相对运动的加载方式易使测力板惯性过大,限制载荷和步态模拟速度的进一步提高。在国内,由复旦大学附属华山医院与上海交通大学合作开发的足踝步态模拟机采用模糊逻辑算法和比例、积分、微分(PID)型 ILC 相结合的模式,固定测力板以模拟人体自然步态运动,是国内唯一的足踝步态模拟仿真机。

表 1 主要足踝步态模拟机比较

研发机构	国家	研发时间 (年)	控制方式	可控的胫骨 自由度(个)	垂直地面反作用力 占体重百分比(%)	步态时间 (s)	肌腱 牵拉数
宾州州立大学 ^[15]	美国	1998	开环	3	100	12.0	6 条 5 束
梅奥医学中心 ^[22]	美国	2001	开环	3	40	20.0	9 条 6 束
汉诺威大学和图宾根大学 ^[17, 21]	德国	2003	开环	3	50	60.0	9 条 7 束
衣阿华州立大学和索尔福德大学 ^[18]	美国和英国	2007	开环	2	50	2.0	9 条 8 束
克利夫兰医学中心 ^[24]	美国	2010	开环 + ILC	6	67~100	3.2	5 条 5 束
华盛顿大学 ^[23]	美国	2012	模糊逻辑算法 + PID 型 ILC	6	75	2.7	9 条 6 束
鲁汶大学工程学院 ^[25]	比利时	2013	开环	2	50	10.0	9 条 6 束
特种外科医院 ^[26]	美国	2016	闭环	6	17	3.6	9 条 6 束
复旦大学附属华山医院和上海交通大学	中国	2014	模糊逻辑算法 + PID 型 ILC	5	90	2.0	1 条 1 束

4 现阶段足踝步态模拟机的缺点

足踝步态模拟机不足之处包括步态模拟速度慢(2~60 s)^[15, 17-18, 21]、胫骨运动少于 6 个自由度^[15, 17-18, 21]及地面反作用力仅为部分体重(40%~50%)^[17-18, 21]等。步态模拟速度由于受限于尸体本身惯性和闭环反馈时间,无法在高模拟保真度条件下达到 0.6 s。地面反作用力较实际偏小,一方面是因为尸体标本无法承受加载^[18, 26],另一方面源自实验研究更注重运动学指标,重点关注踝关节运动角度变化,而忽略地面反作用力标准。目前,肌腱加载力数据是从活体 EMG 分析粗略得来的,实际肌腱力量不够精确^[15],研究者只能根据地面反作用力的数值来调整肌腱加载力以达到模拟要求^[15-16, 23]。部分实验室采用开环控制系统,但仿真效果较差。闭环控制反馈系统虽能改进仿真效果,但易导致步态时间延长。此外,足踝步态模拟机为保证足踝以下结构完好,只对踝关节周围 9 条肌腱进行加载,而踝关节以下肌肉则处于无控制状态^[26],可能导致实验误差较大。

5 足踝步态模拟机的临床应用

足踝生物力学活体研究的方法主要有射线成像^[14]、单关节运动^[7, 9]及体表皮肤标记点^[27]等。这

些方法不能连续而准确地反映运动中的骨块移动,限制了其在多骨块、多关节的足踝部位的应用。足踝步态模拟机则可通过三维运动捕捉技术直接观察和记录骨块运动状态^[28-30],且可经镶嵌于韧带的拉力感受器^[31-32]和骨块间压力感受器^[33-34]直接测得韧带和骨骼的应力变化,也可为设计的踝关节假体提供模拟检验平台^[35]。此外,足踝步态模拟机研究所得数据可为数字模型技术提供更为丰富的建模资料。目前,世界领先的足踝步态模拟机的形态学和地面反作用力模拟数据已接近活体实验数据,可为足部生物力学基础研究提供支持。未来的足踝步态模拟机将进一步缩短步态时间,通过增加胫骨加载力和肌腱加载力提高动力学参数,并通过控制踝关节水平以下肌肉和分束加载肌腱等方式提高模拟精度。

6 结语

足踝步态模拟机是运用数控模拟技术,利用工学元件加载胫骨和足踝部肌腱,以达到模拟人体自然步态运动的机械装置。现阶段足踝步态模拟机在运动学和动力学方面均已取得较好的模拟效果,步态时间最快可达 2 s,踝关节角度变化与自然步态相似,部分实验室模拟的垂直地面反作用力也可达到

自身体重的 100%，不仅能为足踝部生物力学研究提供支持，也能应用于部分临床研究中。人体足踝部运动精密且复杂，足踝步态模拟机还需进一步加快步态模拟时间，并在足踝小关节运动上取得良好模拟效果。相信随着研究深入和装置改进，足踝步态模拟机将会在足踝部骨折发生机制研究、内固定方式优劣及手术入路选择等方面发挥更为广泛的作用。

参 考 文 献

- [1] 邓银栓, 高秋明, 甄平, 等. 副舟骨源性平足症的手术治疗策略[J]. 中国骨伤, 2015, 28(2): 188-194.
- [2] 俞光荣, 于涛, 杨云峰, 等. 单纯内侧入路距下关节融合治疗平足症的效果[J]. 中华骨与关节外科杂志, 2015(6): 512-516.
- [3] 黄萍, 钱念东, 齐进, 等. 拇外翻发病危险因素与足底压力特征[J]. 中国组织工程研究, 2016, 20(42): 6351-6356.
- [4] Natsakis T, Burg J, Dereymaeker G, et al. Extrinsic muscle forces affect ankle loading before and after total ankle arthroplasty[J]. Clin Orthop Relat Res, 2015, 473(9): 3028-3037.
- [5] McClinton S, Collazo C, Vincent E, et al. Impaired foot plantar flexor muscle performance in individuals with plantar heel pain and association with foot orthosis use[J]. J Orthop Sports Phys Ther, 2016, 46(8): 681-688.
- [6] Van Dijk PA, Madirolas FX, Carrera A, et al. Peroneal tendons well vascularized: results from a cadaveric study[J]. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2016, 24(4): 1140-1147.
- [7] Zhang XB, Wu H, Zhang LG, et al. Calcaneal varus angle change in normal calcaneus: a three-dimensional finite element analysis[J]. Med Biol Eng Comput, 2017, 55(3): 429-437.
- [8] Wong DW, Niu W, Wang Y, et al. Finite element analysis of foot and ankle impact injury: risk evaluation of calcaneus and talus fracture[J]. PLoS One, 2016, 11(4): e0154435.
- [9] Telfer S, Erdemir A, Woodburn J, et al. Simplified versus geometrically accurate models of forefoot anatomy to predict plantar pressures: a finite element study[J]. J Biomech, 2016, 49(2): 289-294.
- [10] Hannah I, Harland A, Price D, et al. Evaluation of a kinematically-driven finite element footstrike model[J]. J Appl Biomech, 2016, 32(3): 301-305.
- [11] Maeda S, Niki H, Hirano T, et al. Safe Zone for the plantar portal: a cadaveric study[J]. Foot Ankle Int, 2016, 37(2): 210-217.
- [12] Yañez Arauz JM, Del Vecchio JJ, Codesido M, et al. Minimally invasive akin osteotomy and lateral release: anatomical structures at risk-A cadaveric study[J]. Foot (Edinb), 2016, 27: 32-35.
- [13] Lundgren P, Nester C, Liu A, et al. Invasive in vivo measurement of rear-, mid- and forefoot motion during walking[J]. Gait Posture, 2008, 28(1): 93-100.
- [14] Dullaert K, Hagen J, Klos K, et al. The influence of the peroneus longus muscle on the foot under axial loading: a CT evaluated dynamic cadaveric model study[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2016, 34: 7-11.
- [15] Sharkey NA, Hamel AJ. A dynamic cadaver model of the stance phase of gait: performance characteristics and kinetic validation[J]. Clin Biomech (Bristol, Avon), 1998, 13(6): 420-433.
- [16] Aubin PM, Cowley MS, Ledoux WR. Gait simulation via a 6-DOF parallel robot with iterative learning control[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2008, 55(3): 1237-1240.
- [17] Hurschler C, Emmerich J, Wülker N. In vitro simulation of stance phase gait part I: Model verification[J]. Foot Ankle Int, 2003, 24(8): 614-622.
- [18] Nester CJ, Liu AM, Ward E, et al. In vitro study of foot kinematics using a dynamic walking cadaver model[J]. J Biomech, 2007, 40(9): 1927-1937.
- [19] Lee DG, Davis BL. Assessment of the effects of diabetes on midfoot joint pressures using a robotic gait simulator[J]. Foot Ankle Int, 2009, 30(8): 767-772.
- [20] Kirane YM, Michelson JD, Sharkey NA. Evidence of isometric function of the flexor hallucis longus muscle in normal gait[J]. J Biomech, 2008, 41(9): 1919-1928.
- [21] Wülker N, Hurschler C, Emmerich J. In vitro simulation of stance phase gait part II: simulated anterior tibial tendon dysfunction and potential compensation[J]. Foot Ankle Int, 2003, 24(8): 623-629.
- [22] Kim KJ, Kitaoka HB, Luo ZP. In vitro simulation of the stance phase in human gait[J]. J Musculoskelet Res, 2001, 5(2): 113-122.
- [23] Aubin PM, Whittaker E, Ledoux WR. A robotic cadaveric gait simulator with fuzzy logic vertical ground reaction force control[J]. IEEE Trans Robotics, 2012, 28(1): 246-255.
- [24] Noble LD Jr, Colbrunn RW, Lee DG, et al. Design and validation of a general purpose robotic testing system for musculoskeletal applications[J]. J Biomech Eng, 2010, 132(2): 025001.
- [25] Peeters K, Natsakis T, Burg J, et al. An in vitro approach to the evaluation of foot-ankle kinematics: performance evaluation of a custom-built gait simulator[J]. Proc Inst Mech Eng H, 2013, 227(9): 955-967.
- [26] Baxter JR, Sturnick DR, Demetracopoulos CA, et al. Cadaveric gait simulation reproduces foot and ankle kinematics from population-specific inputs[J]. J Orthop Res, 2016, 34(9): 1663-1668.
- [27] Shultz R, Kedgley AE, Jenkyn TR. Quantifying skin motion artifact error of the hindfoot and forefoot marker clusters with the optical tracking of a multi-segment foot model using

- single-plane fluoroscopy[J]. *Gait Posture*, 2011, 34(1): 44-48.
- [28] Malcolm P, Quesada RE, Caputo JM, et al. The influence of push-off timing in a robotic ankle-foot prosthesis on the energetics and mechanics of walking[J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2015, 12: 21.
- [29] Zelik KE, Takahashi KZ, Sawicki GS. Six degree-of-freedom analysis of hip, knee, ankle and foot provides updated understanding of biomechanical work during human walking [J]. *J Exp Biol*, 2015, 218(Pt 6): 876-886.
- [30] McKeon PO, Hertel J, Bramble D, et al. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function[J]. *Br J Sports Med*, 2015, 49(5): 290.
- [31] Zhang M, Davies TC, Zhang Y, et al. A real-time computational model for estimating kinematics of ankle ligaments[J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2016, 19(8): 835-844.
- [32] Knutsen AR, Avoian T, Sangiorgio SN, et al. How do different anterior tibial tendon transfer techniques influence forefoot and hindfoot motion?[J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2015, 473(5): 1737-1743.
- [33] Khassestarash A, Hassannejad R. Towards optimal design of sport footwear based on muscle activity and minimum loading rate using simplified model[J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2015, 229(8): 537-548.
- [34] Zhang M, Davies TC, Nandakumar A, et al. A novel assessment technique for measuring ankle orientation and stiffness[J]. *J Biomech*, 2015, 48(12): 3527-3529.
- [35] Shultz AH, Lawson BE, Goldfarb M. Variable cadence walking and ground adaptive standing with a powered ankle prosthesis[J]. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, 2016, 24(4): 495-505.

(收稿:2017-08-15;修回:2017-09-11)

(本文编辑:王妮)