

文章编号: 1004-7220(2014)05-0393-06

· 论 著 ·

足踝步态模拟机动力学特性仿真及实验验证

冯 洋¹, 王冬梅¹, 刘安民², 王 旭³

(1. 上海交通大学 机械与动力工程学院, 上海 200240; 2. Centre for Health Sciences Research, School of Health Sciences, University of Salford, Salford, UK; 3. 复旦大学 附属华山医院, 骨科, 上海 200040)

摘要: **目的** 研究足踝步态模拟机动力学特性, 仿真着地相中的足底垂直、前后、水平 3 个足底反力, 并在实验台中验证。**方法** 运用设计的 5 自由度步态模拟机, 建立 Adams 虚拟样机和足踝模型 (包含足部主要韧带和跖腱膜、足底软组织及跟腱力), 对其进行动力学仿真, 并把仿真中的控制规律运用到实验台验证; 将仿真和实验中测力板测得的足底反力与仿真和真实数据比较。**结果** 着地相进程中 3 个方向的足底反力与实际步态中吻合度较高, 足部的韧带和跖腱膜、跟腱和软组织等对正确的步态有重要的影响, 步态实验台能够很好重复仿真特性。**结论** 模拟机具备仿真人体步态着地相的能力, 为活体无法进行测量的实验提供临床研究平台。

关键词: 足踝; 动力学仿真; 步态模拟机; 足底反力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Simulation on dynamic characteristics of the ankle gait simulator and experimental verification

FENG Yang¹, WANG Dong-mei¹, LIU An-min², WANG Xu³ (1. School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China; 2. Centre for Health Sciences Research, School of Health Sciences, University of Salford, Salford, UK; 3. Department of Orthopaedics, Huashan Hospital, Fudan University, Shanghai 200040, China)

Abstract: **Objective** To study dynamic characteristics of the ankle gait simulator, simulate plantar forces in the vertical, anterior-posterior, right-left direction during the stance phase, and validate such forces in the experimental setup. **Methods** The Adams virtual prototype and ankle model (including tendons, ligaments and soft tissues of foot) were established for dynamic simulation based on the self-developed 5 DOF gait simulator. The dynamic results from both the prototype and gait simulator were compared with the real plantar forces. **Results** The simulated plantar force could accurately fit the normal *in vivo* ankle position curves during a stance phase in three directions, and the tendons, ligaments and soft tissues had important influences on the correct gait. The simulated plantar force by the gait simulator could be repeatedly fit for the real stance plantar force. **Conclusions** The gait simulator was proved to simulate the human gait stance well and can provide a clinical research platform for those experiments which are incapable of *in vivo* measurement.

Key words: Foot and ankle; Dynamic simulation; Gait simulator; Plantar force

目前针对人体行走中足底地面反力情况的研究主要在静力学环境下进行, 只能考察几个特定姿态下足底地面反力的分布情况, 而鲜见对于整个步态进程着地相中步态地面反力连续变化规律的研究。

着地相完整过程中足部的动力学分析, 对于临床上各种足部和关节畸变有特别重要的意义^[1]。因此, 通过设计一种步态模拟机研究分析步态进程中的地面反力是亟待解决的问题。

收稿日期: 2014-01-20; 修回日期: 2014-01-26

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (81071234)。

通信作者: 王冬梅, 副教授, E-mail: dmwang@sjtu.edu.cn。

目前报道的典型足踝步态模拟机装置仅对胫骨运动6个自由度中的2或3个进行控制,而步态中最重要的运动规律和足底反力都没有能够得到完整的验证。而本研究所探讨设计的串联式5自由度足踝步态模拟装置(专利号:ZL201210039427.3)^[2],能够对着地相进程中的5个自由度进行控制,并实现足底地面反力的仿真。

本文研究内容包括该模拟机动力学模型的建立,采用Adams软件对模拟机进行足底反力分析,并与活体数据比较;将Adams中的控制规律应用在实验台上对足底反力进行再次验证。通过此模型,期望验证该模拟机能够具备仿真人体步态着地相的能力,从而实验台可以通过装载尸体脚测量一些活体测量无法得到的关节、韧带的动力学数据。

1 材料和方法

1.1 仿真软件和主要设备

Solidworks和Adams软件分别用于步态模拟机的建模和动力学仿真,NDI Optotrak步态分析系统和Visual 3D运动捕捉软件用于记录运动学数据,Bertec三维测力台系统用于记录着地相中的足底反力。本文设计的串联式5自由度足踝步态模拟装置,则用于尸体脚实验的验证。

1.2 方法

1.2.1 动力学建模 结合研究人体行走3个基准平面以及着地相的运动规律,本课题组设计了一台覆盖人体运动3个平面5自由度模拟着地相的步态模拟机。图1所示为该步态模拟机的结构图,主要包括运动调节机构和足踝建模。而运动调节机构主要由前后向移动结构、矢状面转动机构、冠状面转动机构、垂直向移动机构以及水平面转动机构等部分构成。主要机构都通过直接关联的一个电机驱动器(A_i)来驱动。通过5个电机驱动运动调节机构,完成机构在垂直、前后和左右向位移,以及矢状面和水平面转动这5个自由度的运动。

对于机构考察的足踝进行细致的建模。用Mimics对足踝骨组织的轮廓点云进行提取,使用Imageware中基于误差定义曲线拟合命令对每一层上点云进行闭合曲线拟合,从而形成足踝的轮廓曲线。在确认无误后,对每个骨骼进行三维实体重建,通过蒙皮技术进行三维几何实体的构建^[3]。同时,

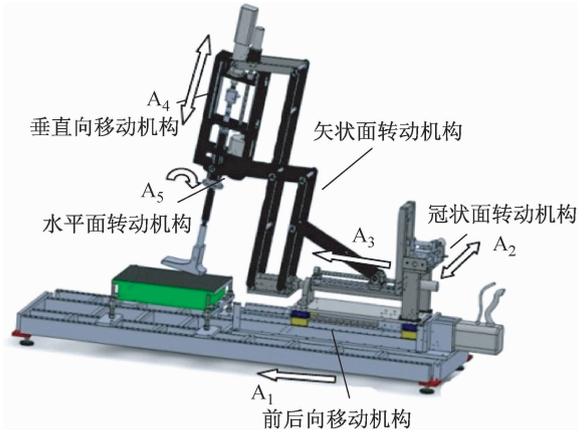


图1 足踝步态模拟机结构图

Fig.1 Structure diagram of the gait simulator

根据解剖学软件Interactive foot and ankle II装配每个骨块,得到足部的实体模型。本文将足分为前、中、后3部分,每部分之间通过球铰连接,限制了其相对移动自由度。对足部的主要韧带和跖腱膜进行建模加载,主要为了保证着地相仿真进程中足部在与测力板的接触中不产生扭曲变形(见图2)。足踝模型中各材料属性(所有都被理想化为各向同性的均匀材料)见表1,表2为足踝模型中韧带和跖腱膜的说明(包含1条跖短屈肌)。

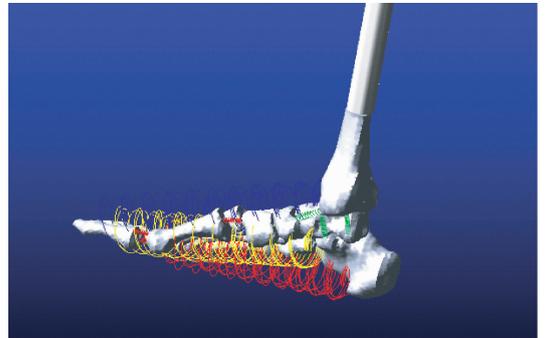


图2 足踝模型

Fig.2 Ankle modeling

表1 足踝模型中各种单元类型和材料属性^[4]

Tab.1 Element types and material properties of the ankle model

模型构件	弹性模量/MPa	泊松比	刚度/(kN·m ⁻¹)
骨组织	7 300	0.3	—
韧带	0.15	—	250
跖腱膜(足底)	350	—	300
支持结构(测力板)	17 000	0.1	—

表2 足踝模型中韧带和跖腱膜说明^[5]

Tab.2 Specification for ligaments and plantar fascia in the ankle model

模型构件	模型中颜色	数量
踝内侧韧带	绿色	3
踝外侧韧带	绿色	4
楔舟背侧韧带	粉红色(关节间)	5
足底韧带(盘)	粉红色(关节间)	5
足底长韧带	黄色	1
跖腱膜(足底)	红色	5
跖短屈肌	蓝色	1

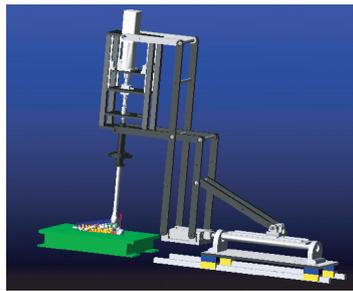
1.2.2 活体实验数据获取 对10名体重约为75 kg的健康志愿者步态着地相中的足底反力进行采集,取平均值,得到着地相进程中人体活体足底反力的数据,并绘制成目标曲线。

1.2.3 动力学仿真 将机构模型导入Adams软件中,根据人体步态着地相的动作变化设置初始电机驱动曲线,为5个电机驱动器添加驱动曲线,实现对人体步态运动的模拟。调节5个电机驱动器控制曲线,由于 A_5 对着地相的影响很小,故将其锁死,未添加驱动。以人体实际步态着地相的地面反力曲线作为指导,对电机进行开环控制调节,通过调节电机曲线来拟合目标曲线。仿真过程约为0.6 s,调节驱动器曲线得到实验台运动仿真过程(见图3)^[6]。

1.2.4 实验台仿真 实验过程中,把Bertec测力台直接装载在基座上,通过机构运动带动执行部件尸体脚运动,使其整个着地相进程均发生在测力平台上。由于测力板中布置有力学传感器,在受力后测力板可以直接得到3个方向力的数据。实验装置和过程如图4所示,实验过程中的电机控制曲线由Adams动力学仿真结果得出。



(a) 起始相



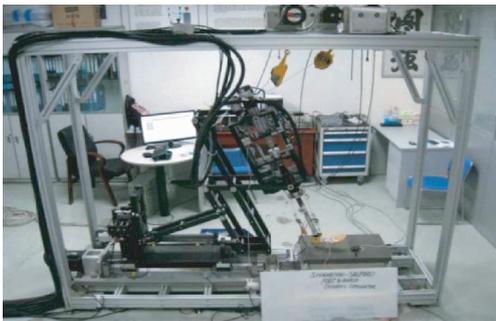
(b) 支撑相



(c) 终止相

图3 实验台运动仿真过程

Fig.3 Motion simulation process of the experimental setup (a) Starting phase, (b) Support phase, (c) Termination phase



(a) 实验台装置



(b) 着地相实验

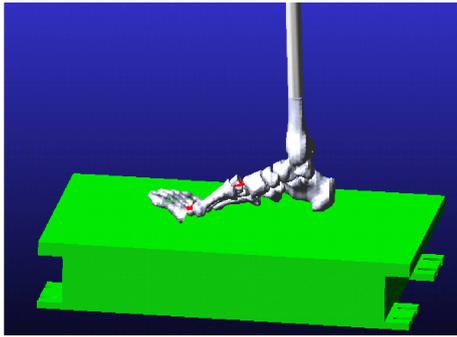
图4 足踝试验台着地相进程

Fig.4 Stance phase in the experimental setup (a) Gait simulator device, (b) Stance phase simulation

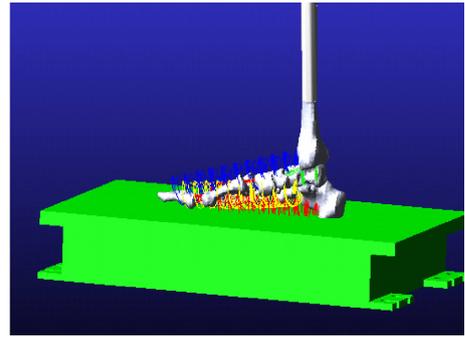
2 结果

2.1 仿真分析与结果

在人体步态着地相进程中,足部骨块与骨块之间存在接触力,而关节液的存在使得这中间的摩擦接触力很小。有研究表明,步态运动中骨块之间的摩擦系数为 0.005,而人体步态进程中足底表面与地面的摩擦系数远远大于前者,约为 0.6^[7]。因此,仅考虑着地相中足与地面的摩擦,并在此前提下进



(a) 无韧带



(b) 有韧带

图5 有无韧带的对比仿真

Fig.5 Simulation comparison of the ankle model with/without ligaments (a) Without ligaments, (b) With ligaments

行足底地面反力的仿真分析。

2.1.1 足部有无韧带和跖腱膜 在没有添加韧带和跖腱膜约束的足部模型中,足部在和测力板接触后,足踝的前、中和后足跟部分都会发生不同程度的变形,着地相的姿态都不能正常复刻,足底反力的测量更不可能准确。而在足部骨骼模型中添加韧带和跖腱膜约束后,整个着地相过程中足部结构保持良好,足部4个部分之间没有明显的变形,着地相的姿态还原度高(见图5)。

2.1.2 足部有跟腱力和无跟腱力 在着地相进程中,跟腱的载荷随着后足跟接触到地面开始,载荷不断增大,当足部开始提起离开地面时,此时跟腱的载荷达到最大值,约为足部承受载荷的 50%^[8]。本文仿真的人体着地相最高载荷为 800 N,双足承担 50%的载荷,故跟腱载荷最大值为 200 N。从足部离开地面后,跟腱力的载荷迅速下降直到为 0(见图 6、7)。

从仿真结果中可以观察到,着地相中跟腱力对垂直力 F_y 第 2 个峰值的影响是非常有意义的,这和本文对足底反力的分析也相吻合。第 2 个峰值产生的很大因素是跟腱拉伸,前足压迫地面使压力升高。添加跟腱力后, F_y 的第 2 个峰值提高了 80%。在对比几组试验后,本文采用有跟腱力、韧带和跖腱膜装载的足部模型进行完整的动力学仿真。仿真结束后,应用 Adams 中 Postprocessor 后处理器分析足底垂直、前后、水平 3 个方向的反力,并将其与人体实际步态着地相进程中的 3 个反力进行比对分析(见

图 8)。

由图 8 可以看出, F_y 仿真结果最好,峰值达到 840 N,约为正常成年人体重的 1.1 ~ 1.3 倍;波谷为 550 N,约为正常人体重的 0.8 倍,仿真与实际值相仿;而双峰值分别在着地相进程中 20% 和 80% 处达到,与实际接近。 F_y 的第 2 个峰值与第 1 个峰值相同,而实际中第 2 个峰值略低。前后向力 F_x 总体趋势与实际相同,前后峰值为 200 N,与实际步态相仿;仿真中 F_x 峰值分别于着地相进程 23% 和 88% 处达到,略不同于实际中的 18% 和 90%,推测仿真过程中材料的刚柔接触产生振动较大,不如实际步态平滑。而由于人体水平向行走、内外翻等个人差异化明显,水平向力 F_x 实际数据也有较大偏差;但无论是仿真还是实际, F_x 最大均只有 50 ~ 60 N,对步态的功能性影响较小。

2.2 实验台分析与结果

将 Adams 动力学仿真中的电机运动控制曲线、跟腱力加载曲线稍加调整,仿真过程为 2 s,应用到

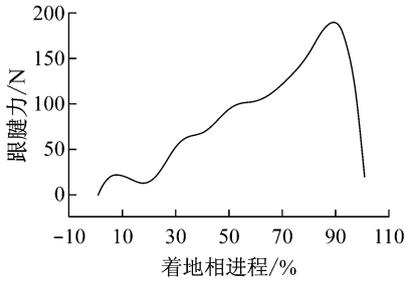


图6 足踝部的跟腱力

Fig.6 Heel tendon force of the ankle model

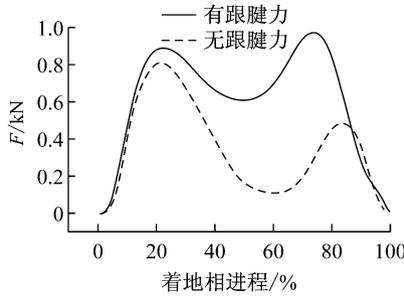


图7 有无跟腱的足底垂直反力

Fig.7 Vertical plantar force with /without heel tendon

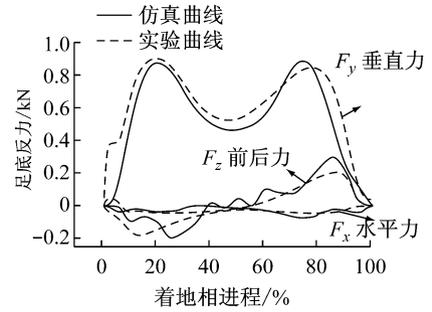


图8 足底反力仿真与活体实验对比

Fig.8 Comparison between simulated plantar force and real force

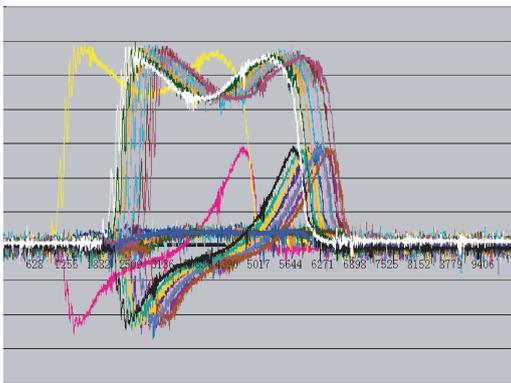
实验台模拟中。鉴于高保真的足部模型对仿真结果的重要性,实验中通过装载尸体脚,进行10次着地相实验,以验证其重复性和统计学意义。由测力台采集得到3个方向的足底反力数据,对其取平均值并进行滤波处理后,得到足底反力的实验曲线,并与活体实验数据进行对比(见图9)。

从图9对比可以发现,实验台重复性良好,实验台结果与活体实验数据较为接近。 F_y 的峰值约为880 N,与活体数据相近; F_y 峰值出现的时间约在着地相进程的18%和80%处,比实际曲线略有滞后; F_y 波谷值为680 N,比人体实际数据约高9%,误差较大,在以后的工作中可以通过对电机更为精细的配合和调控使其更加拟合活体曲线。 F_z 数值、趋势等与人体数据接近。 F_x 数值很小,实验测得最大值为50~60 N,对步态着地相影响较小。总体而言,实验台对着地相中的足底反力验证效果良好。

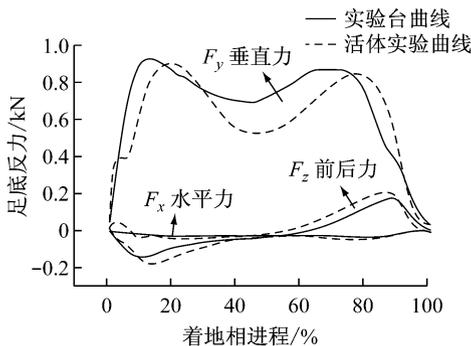
3 讨论

在步态模拟机的动力学仿真中,足部模型对于仿真结果影响较大。Nester等^[9]将足部模型作为一个整体应用在仿真中,用于进行相关力学行为的分析。本文认为该方式可以为相关实验提供指导依据,但由于模型过于粗糙,导致仿真结果失真严重。Yalamanchili等^[10]提出,可以在足部力学行为分析中将足部模型分为3个部分进行研究;本文在其理论基础,将足部模型分为前、中、后足,3部分通过铰接约束,并添加韧带、软组织等约束,将建立好的足部模型用于仿真分析。从仿真结果可以看出,优化的足部模型能够更好地模拟步态着地相足底反力情况,足底反力曲线与实际曲线吻合度较高,仿真方法为实验台的调整提供依据。

在足踝步态模拟机研制上,国外已经研制了数款能实现类似功能的模拟机,而国内在该领域的研究还是空白。Kirane等^[11]报道了在其研制的步态仿真器上对尸体足踝运动学、动力学测量的结果,模型基本反映了足踝的运动学和动力学行为特性;但



(a) 重复性实验



(b) 实验/活体曲线对比

图9 实验台足底反力

Fig.9 Plantar force in experimental setup (a) Repeatability experiments, (b) Experimental/real plantar force comparison

由于仿真器胫骨运动由平面凸轮轮廓控制,难以实现实际的空间三维运动,且仿真器的运行速度很慢,仿真时间长达12 s,不能仿真正常的步速,足底反力数据失真严重。Kim等^[12]研制了足踝步态仿真器,通过电机丝杠驱动胫骨轴从后向前摆动,从而完成步态的一个着地相进程;但该装置只能控制胫骨轴2个自由度,仅能模拟矢状面垂直和前后向的运动,对水平面的转动不能进行模拟,采集到的足底反力只能达到人体实际步态载荷的30%。Nester等^[9]的设计是通过台车带动胫骨轴完成步态着地相进程中矢状面上的垂直和前后运动,以及水平面上的转动,胫骨轴的垂直力加载由气动缸完成,载荷可达人体实际步态载荷的70%左右,模拟进程2 s左右;但该设计只能模拟着地相的前半部分进程,无法完成足部最后抬起、脚尖离地这一关键姿态,故无法完成着地相中的足底反力数据收集。Aubin等^[13]设计了一种6自由度平台,利用该平台模拟地面相对足踝的运动,而胫骨则固定不动,实现足踝步态站立中相的模拟;该设计仿真时间仅为2~3 s,可控制足踝和胫骨轴全部的6个自由度,对肌腱也可进行力的加载,足底反力的负载达到人体实际载荷的80%左右,3个方向的足底反力仿真结果较好;但是它采取相对运动方式得到力学结果,是否能够和实际的人体步态着地相行为进行类比,还需经过进一步的探讨。本文设计的模拟机包含5个自由度,能够模拟真实状态下人体载荷的90%,大于平均水平;同时,它能模拟步态着地相进程中的足部动力学行为,对3个方向的足底反力能够较好地拟合。实验台也能够很好地重复仿真特性,拟合程度高,证明本文设计的模拟机具备仿真步态着地相进程的能力,为以后的相关医学实验提供测量验证平台。但是,本文设计的步态模拟机中对肌腱拉伸控制的机构只有1个,而实际足踝运动中关键位置拉伸的肌腱有6条,故在后续试验台的搭建中可以继续添加加载肌腱力的装置,以期能够对足踝运动的动力学开展更好的研究。

参考文献:

- [1] 黄萌, 张明, 梁锦纶. 利用步态分析研究楔形鞋垫对膝关节载荷的影响[J]. 医用生物力学, 2011, 26(4): 294-298.
- [2] 王成焘, 王冬梅, 冯洋, 等. 串联式五自由度足踝步态模拟的实验装置: 中国, ZL201210039427.3 [P]. 2012-07-18.
- [3] Ren L, Howard D, Ren LQ, *et al.* A generic analytical foot rollover model for predicting translational ankle kinematics in gait simulation studies [J]. J Biomech, 2010, 43(2): 194-202.
- [4] Mkandawire C, Ledoux WR, Sangeorzan BJ, *et al.* Foot and ankle ligament morphometry [J]. J Rehabil Res Dev, 2005, 42(6): 809-820.
- [5] 王怀经. 人体解剖彩色图谱[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2003.
- [6] 郑建荣. Admas—虚拟样机技术入门与提高[M]. 北京: 机械工业出版社, 2001.
- [7] 张禹, 刘志成, 成永忠, 等. 旋后外旋型踝关节损伤有限元模型的建立与力学分析[J]. 医用生物力学, 2012, 27(3): 282-288.
- [8] Zhang Y, Liu ZC, Cheng YZ, *et al.* Finite element modeling and mechanical analysis on supination-external rotation ankle injury [J]. J Med Biomech, 2012, 27(3): 282-288.
- [9] Zheng YP, Choi YK, Wong K, *et al.* Biomechanical assessment of plantar foot tissue in diabetic patients using an ultrasound indentation system [J]. Ultrasound Med Biol, 2000, 26(3): 451-456.
- [10] 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.
- [11] Yalamanchili S, Abboud R, Wang W. A model to calculate the joint movements and forces in the foot [C]// Proceedings of 9th International Conference on Electronic Measurement & Instruments. Beijing, China: IEEE, 2009.
- [12] Kirane YM, Michelson JD, Sharkey NA. Evidence of isometric function of flexor hallucis longus muscle in normal gait [J]. J. Biomech, 2008, 41(9): 1919-1928.
- [13] Kim KJ, Kitaoka HB, Luo ZP, *et al.* In vitro simulation of the stance phase in human gait [J]. J Musculoskeletal Res, 2001, 5(2): 113-121.
- [14] 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.

[1] 黄萌, 张明, 梁锦纶. 利用步态分析研究楔形鞋垫对膝关节