

文章编号:1004-7220(2013)02-0154-06

下肢运动信息采集与运动仿真

耿艳利¹, 杨鹏^{1,2}, 刘作军^{1,2}, 王培培¹

(1. 河北工业大学 控制科学与工程学院, 天津 300130; 2. 智能康复装置与检测技术教育部工程研究中心, 天津 300130)

摘要: **目的** 建立人体下肢3D模型与生物力学模型进行运动学和动力学分析,搭建下肢控制平台为主动式下肢假肢和人体下肢助行器的控制研究提供理论依据。**方法** 利用VICON人体三维运动捕捉系统采集平地行走人体下肢髋、膝、踝运动信息,以及利用Solidworks建立人体下肢3D模型,进行下肢运动学分析。基于Matlab中Simulink的机械仿真模块(SimMechanics)建立人体下肢模型,进行动力学分析,产生运动信号。基于Quanser半实物仿真平台搭建控制模型,接收SimMechanics产生的运动控制信号,实现对双下肢运动平台的控制。**结果** 利用运动学分析得到各个关节的速度和加速度信号,利用动力学仿真得到各个关节的力矩信号,对建立的人体双下肢模型进行模拟仿真,通过仿真验证模型的合理性,利用输出的信号对双下肢运动平台进行控制实现平地行走功能。**结论** 建立的平台可以进行人体下肢运动学、动力学和控制方法的研究,为主动式假肢和人体下肢助行器的控制提供借鉴作用。

关键词: 下肢; 运动学; 动力学; 仿真; 步态分析

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Data acquisition and motion simulation of lower limb

GENG Yan-li¹, YANG Peng^{1,2}, LIU Zuo-jun^{1,2}, WANG Pei-pei¹ (1. School of Control Science and Engineering, Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China; 2. Engineering Research Center of Intelligent Control Technology and Device, Ministry of Education, Tianjin 300130, China)

Abstract: Objective To establish the three-dimensional (3D) and biomechanical model of lower limb for kinematics and dynamics analysis, and construct the control platform of lower limb for providing theoretical basis for the design of active transfemoral prosthesis and lower limb exoskeleton orthosis. **Methods** Motion information of the hip joint, knee joint and ankle joint was collected by VICON 3D motion capture system. The 3D model of lower limb was designed by Solidworks for kinematics analysis. Based on SimMechanics in Matlab toolbox, the biomechanical model of lower limb was built to analyze dynamics of lower limb. Based on hardware-in-the-loop simulation platform of Quanser, the control model was constructed to receive control signal from SimMechanics and realize the control of lower limb motion platform. **Results** The velocity, acceleration and moment of force in each joint were obtained thorough kinematics and dynamics simulation. The established model of lower limb was validated by simulation, and the simulation signal was used to control the lower limb motion platform and realize the function of level walking. **Conclusions** The platform can be used for the research on kinematics, dynamics and control of lower limb, which has paved way for further investigation on the control of active transfemoral prosthesis and lower limb exoskeleton orthosis.

Key words: Lower limbs; Kinematics; Dynamics; Simulation; Gait analysis

由于人口老龄化、交通事故、自然灾害等原因对人体下肢造成损坏,使下肢康复辅具的需求越来越

大,而康复辅具性能需要符合人体下肢运动规律。国内外对人体下肢生物力学的理论研究已有很大的

收稿日期:2012-05-10; 修回日期:2012-07-09

基金项目:国家自然科学基金资助项目(61174009), 国家科技支撑计划资助项目(2009BAI71B04)。

通信作者:杨鹏, 教授, Tel: (022)60201764; E-mail: yphebut@yahoo.com.cn。

进展。通过建立人体肌肉骨骼系统,可以将运动捕捉系统测量到的人体运动转换为系统的运动,并获得运动过程中的关节力和肌肉力;它同时是人体全身骨肌系统的有限元模型,可以进行全身骨骼或局部骨骼的有限元分析^[1-6]。主动式假肢和人体下肢助行器的控制需要在平地行走、上下楼梯和上下斜坡提供助力^[7-11],而助力主要体现在矢状面的关节力,需要将人体下肢进行简化。对正常人平地行走矢状面的步态信息进行分析,建立人体下肢模型进行运动学与动力学分析,并将信号应用于双下肢运动控制平台进行验证,为主动式假肢和人体下肢助行器的控制提供借鉴作用。

1 人体下肢运动信息采集

通过 VICON 光学运动捕捉系统采集人体下肢平地行走的运动信息和压力信息,得到髋关节、膝关节和踝关节的关节角度关系。利用 Solidworks 建立的人体下肢 3D 模型,将下肢各关节角度数据作为模型各关节的输入数据,利用 COSMOSMotion 插件对下肢模型进行运动学仿真,得到各关节速度和加速度信息。利用 Matlab 中机械仿真模块 (SimMechanics) 建立双下肢模型,对人体下肢进行生物力学分析。基于 Quanser 半实物仿真平台搭建人体下肢运动控制模型,对双下肢运动平台进行控制,总体设计如图 1 所示。

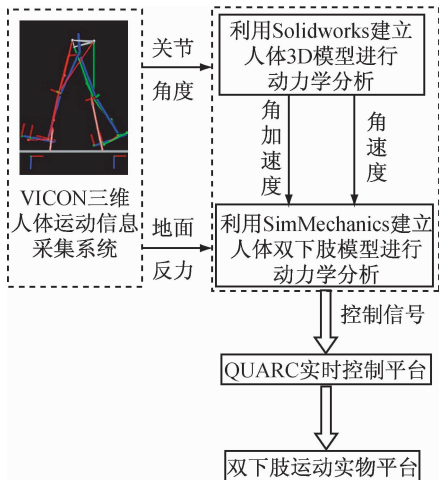


图 1 总体设计图

Fig.1 Schematic of the overall design

进行髋、膝、踝关节运动信息采集,其中男性 16 人,女性 14 人。被测者在跑步机上进行平地行走速度训练(女性:3.2 km/h,男性:4 km/h),适应行走速度后进行人体下肢运动信息的采集。测试步骤:① VICON 系统校正,确定测试区域;②受试者下肢粘贴反光标记点;③建立静态模型;④讲解动作要求,受试者在测试区域熟悉动作,确定起始位置并标记;⑤每位测试者以训练的速度行走,每人测试 40 组数据。对数据进行提取和分析,得到平地行走髋、膝、踝 3 关节的角度对应关系以及地面反力 (ground reaction force, GRF),如图 2 所示。髋关节 0°以上为伸展,0°以下为屈曲;膝关节斜率为正时弯曲,斜率为负时伸展;踝关节 0°以上为背屈,0°以下为跖屈。从图中可以看出,支撑期占整个步态周期的 60% 左右,摆动期约占 40%。对 36 名实验者测得的数据进行统计学分析,在平地行走关键时刻人体下肢各关节角度值如表 1 所示。

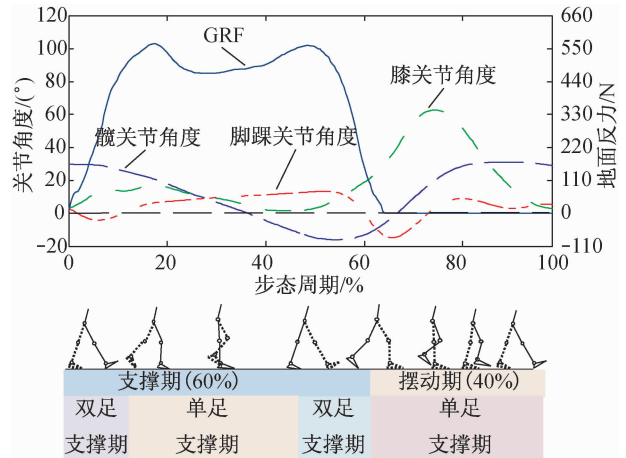


图 2 关节角度与地面反力图

Fig.2 Schematic of lower limb joint angle and ground reaction force (GRF)

表 1 人体下肢平地行走各关节角度

Tab.1 Joint angle of lower limb during level walking

	角度/(°)		
	髋关节	膝关节	踝关节
脚跟触地时关节角度	30.14 ± 2.45	2.52 ± 1.67	2.25 ± 1.94
站立相最大弯曲角度	-12.25 ± 3.12	12.28 ± 2.34	14.75 ± 2.45
脚尖离地时关节角度	5.12 ± 1.25	35.06 ± 2.42	-18.65 ± 2.75
摆动相最大弯曲角度	25.58 ± 2.78	61.62 ± 2.52	8.38 ± 1.42

利用 VICON 光学运动捕捉系统对 36 名健康人

2 人体下肢运动学与生物力学分析

2.1 人体 3D 模型建立及运动仿真

根据 GB10000—88 计算身高 1.62 m 女性的身体各部分尺寸。根据计算的尺寸,利用 CAD 软件 Solidworks 建立人体各部分的 3D 零件图,并进行装配,使其能够完成矢状面的运动。

利用 Solidworks 插件 COSMOSMotion 对人体下肢进行运动学仿真。在 COSMOSMotion 中划分运动与静止部件,因为只对人体下肢进行分析,所以上肢的各个部件均为静止部件。对下肢各个活动关节(髋关节、膝关节、踝关节)添加运动副约束,再对每一个约束添加运动,添加的运动为样条线。将利用 VICON 三维人体运动信息采集系统得到的髋、膝、踝关节角度运动曲线作为样条线,进行运动仿真,得到髋、膝、踝关节的角速度和角加速度信息。图 3 为运动仿真后得到的膝关节角度、角速度和角加速度值,将这些值输出为 .csv 文件,作为下一步动力学分析的运动学数据。

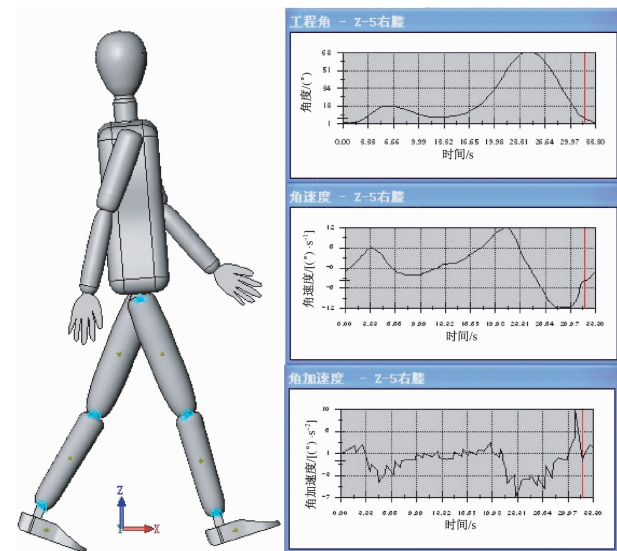


图3 人体下肢运动学仿真

Fig.3 Kinematics simulation of lower limb

2.2 基于 SimMechanics 的人体下肢建模与生物力学分析

利用 SimMechanics 建立身高 1.62 m、体重 55 kg 受试者的人体下肢模型,根据 GB17245—2004—T

中女子各体段质量、质心位置和整体质心位置对体重(m)、身高(h)的二元回归方程系数表和女子各体段及整体转动惯量对 m 、 h 的二元回归方程系数表计算人体下肢大腿、小腿、足的质量、质心位置和转动惯量(见表 2)。

表2 人体下肢质量、质心位置和转动惯量

	大腿	小腿	足
m/kg	8.346	2.524	0.838
质心位置/mm	250.58	204.1	38.44
$I_x/g \cdot \text{cm}^2$	1 142 258	230 033	24 886
$I_y/g \cdot \text{cm}^2$	1 169 737	234 862	23 512
$I_z/g \cdot \text{cm}^2$	525 529	26 029	32 877

借鉴机器人运动学与运动力学分析方法^[12-13],在进行人体动力学建模中用到 SimMechanics 中的 body、revolute、weld、actuator、sensor、machine environment、ground 等模块,以及 simulink 中的 from file 与 scope 模块。利用 body、revolute 两个模块进行人体两个腿各个关节的搭建以及各部分长度、质心位置、质量、转动惯量与转动方式的设置。利用 weld 实现两个腿的连接。actuator 模块为系统的驱动环节,通过 from file 模块加载从 COSMOSMotion 中得到的各个关节的运动学参数以及从 VICON 系统中测得的地面反力数据。sensor 模块用来得到动力学信息并用 scope 模块显示。

首先建立一个腿的模拟结构图(见图 4)。坐标设计为 Y 负方向为重力方向,各个关节绕 Z 轴旋转。一个腿的结构由 3 个 body、3 个 revolute 组成具有脚、大腿、小腿、髋关节、膝关节和踝关节的腿部结构;4 个 actuator 分别作为髋、膝和踝的驱动以及地面反力的输入;3 个 sensor 模块得到动力学仿真后的各个关节力矩。以髋关节坐标为参考坐标,各 body 参数设定如表 3 所示。

根据表 2 的数据设定大腿、小腿、足的质量、质心位置和转动惯量。将单腿的模拟结构复制得到另一条腿的模拟结构,对复制的腿进行参数调整,两条腿之间通过 weld 进行焊接得到完整的人体下肢模拟结构,图 5 所示为人体下肢的空间模拟图。

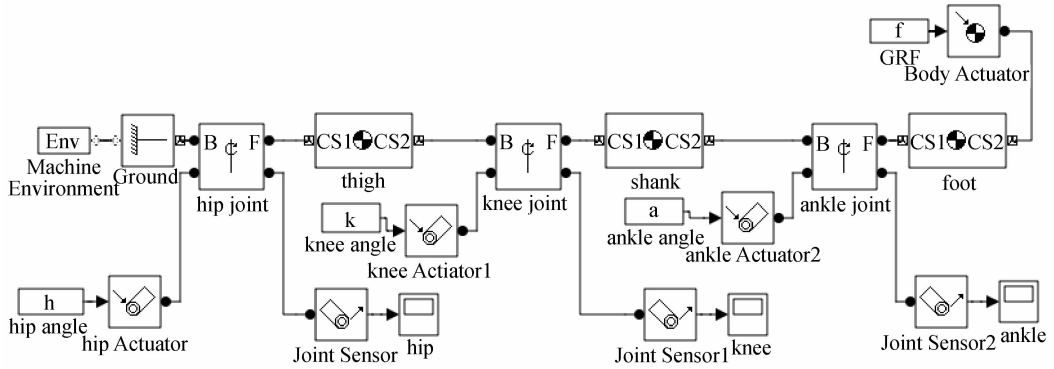


图4 单腿的模拟结构图

Fig.4 Simulation structure of one leg

表3 单条腿的各连杆参数

Tab.3 Parameters of one leg

部位名称	端口名称	坐标值/mm
大腿	CG	(0, -163,585.58)
	CS1	(0, -163,687)
	CS2	(0, -163,355)
小腿	CG	(0, -163,204.1)
	CS1	(0, -163,355)
	CS2	(0, -163,0)
脚	CG	(38.44, -163,0)
	CS1	(0, -163,0)
	CS2	(230, -163,0)

在主动式下肢假肢和人体下肢助行器控制中,不仅需要实现步态的美观,而且能够对人体下肢各个关节的力矩进行控制,使能够在平地行走、上/下楼梯以及上/下斜坡中需要大力矩的情况下保证安全性,达到正常腿的功能和助行的目的。将利用 SimMechanics 仿真得到人体下肢各关节力矩值与 VICON 人体三维采集系统得到的平地行走髋、膝、踝关节的力矩信息进行比较(见图6)。从图中可以看出,力矩变化趋势相同,在峰值处有较大变化,在以后的研究中进行弥补,验证了设计的合理性,为动力型下肢假肢与人体下肢助行器的力矩控制提供理论支持。髋关节与膝关节力矩在支撑前期中的单足支撑期力矩达到峰值提供身体向前行进的动力,在摆动期不支撑整个身体,只实现下肢向前摆动力矩减小。踝关节在支撑前期与中期力矩逐渐增大,支

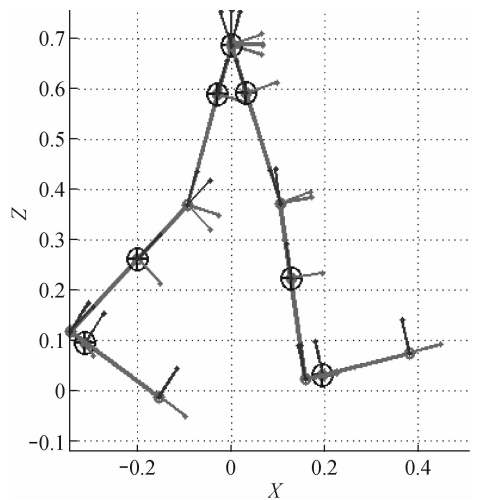
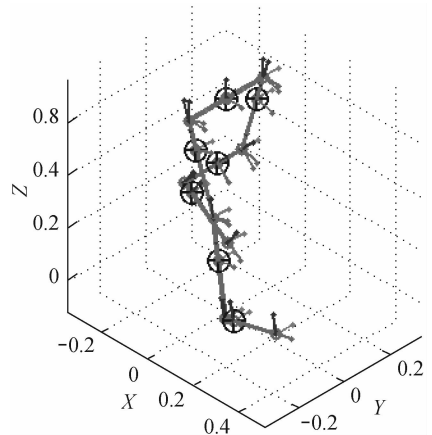


图5 人体下肢动力学建模

Fig.5 Kinetics modeling of lower limb

撑期后期即脚跟离地后力矩达到最大值为身体前进提供助推力。

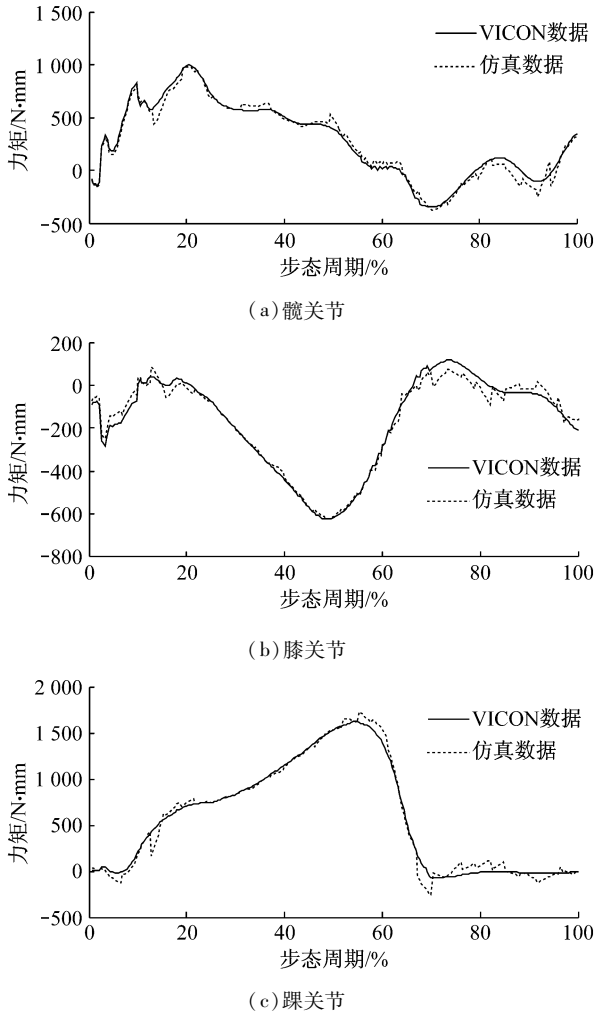


图6 下肢各关节力矩对比图

Fig. 6 Moment of force in lower limb (a) Hip joint, (b) Knee joint, (c) Ankle joint

3 基于 Quanser 双下肢控制器的搭建

利用加拿大 Quanser 公司开发的 QuaRC 系统进行膝关节运动模拟。QuaRC 具有多功能快速控制开发环境,无缝集成 Simulink,从 Simulink 设计的控制器中直接自动生成实时代码,对搭建的硬件平台进行控制。根据研究的髋、膝、踝运动轨迹,在 Simulink 中设计控制器,对伺服电机进行控制。

利用计算机、QPID 板卡、SMB9508 伺服电机驱动器和伺服电机搭建硬件电路。将 SimMechanics 搭建的人体下肢动力学模型,产生的运动信号作为控制系统的输入信号。在 Simulink 系统中建立 QuaRC 运行环境,利用 HIL Initialize 模块进行通道的设置,对伺服电机控制选用模拟信号控制,故添加

HIL Write Analog 模块,建立双下肢控制器(见图 7)应用于双下肢运动平台(见图 8)的控制。

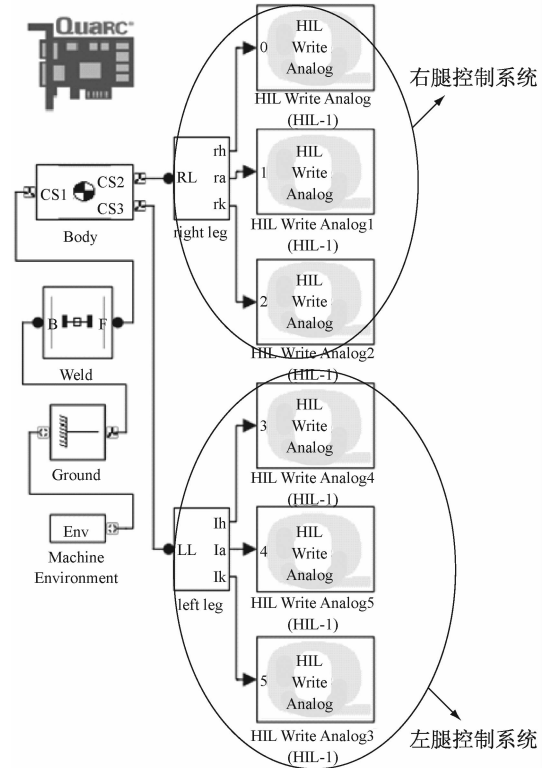


图7 双下肢控制器

Fig. 7 Controller of the lower limb

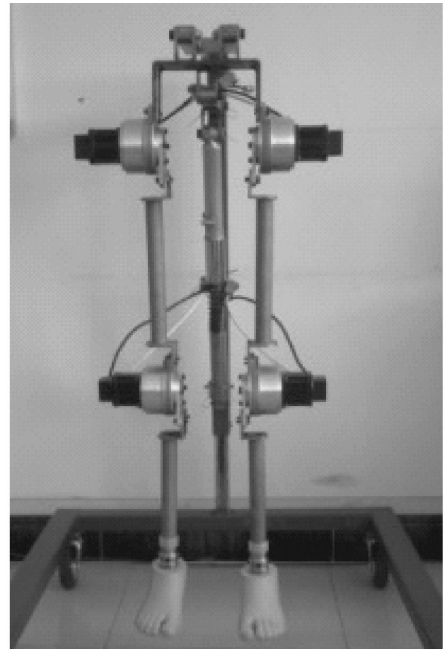
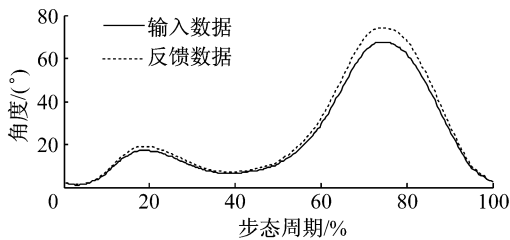


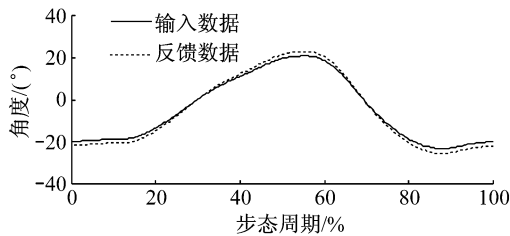
图8 双下肢运动平台

Fig. 8 Lower limb motion platform

双下肢运动平台仅含有髋关节与膝关节, HIL Write Analog 模块的输入值为 SimMechanics 中得到的髋关节与膝关节的角度运动信号。系统运行的过程中,将反馈得到的角度利用 HIL Read Analog 模块存入 .mat 文件中,将反馈的角度和输入的角度进行比较(见图9)。膝关节与髋关节的运动能够很好模拟正常人的下肢运动,但是在角度变化比较大的位置输入数据与反馈数据有较大差距,在以后的研究中进行弥补,最终实现模拟人体膝关节与髋关节的运动控制。



(a) 膝关节



(b) 髋关节

图9 输入数据与反馈数据对比图

Fig.9 Comparison of the input and output data (a) Knee joint, (b) Hip joint

4 讨论

利用 VICON 人体三维运动捕捉系统采集平地行走人体下肢运动信息,对摆动期与支撑期关键时刻(脚跟触地、站立相中期、脚尖离地、摆动相中期)的髋、膝、踝关节角度进行统计分析,对步态进行划分,为主动式假肢与人体下肢助行器步态规划提供理论依据。

将人体下肢模型进行简化,使髋、膝、踝关节实现矢状面的运动。利用 Solidworks 建立人体下肢 3D 模型,在 COSMOSMotion 中添加各关约束。将 VICON 得到的双腿各关节矢状面的角度信息作为样条曲线输入到模型,为各关节添加运动,进行运用

仿真,得到各个关节的角速度与角加速度信息,作为下一步动力学分析的运动学数据。

使用 Matlab 中的 SimMechanics 工具箱建立人体下肢电脑模型,输入数据为髋关节、膝关节与踝关节矢状面的角度、角速度和角加速度以及地面反力,利用此模型进行生物力学仿真,与 VICON 人体三维运动捕捉系统得到的力矩数据进行比较,说明此方法能够很好拟合平地行走各关节力矩。

在 Matlab 的 Simulink 模块中建立 QuaRC 环境,将 SimMechanics 的输出角度数据作为双下肢运动控制的控制信号,结果验证此系统能够实现运动学、动力学与控制的结合。因为试验台没有安装力矩传感器,故不能实现力矩控制,在以后的工作中需要进一步研究。

参考文献:

- [1] 唐刚,周海,张希安,等. 慢跑的速度对青年女性下肢关节及肌肉的影响[J]. 医用生物力学, 2010, 25(4): 357-362.
Tang G, Zhou H, Zhang XA, et al. Influence of jogging speed on lower limb joints and muscles of young women [J]. J Med Biomech, 2010, 25(5): 357-362.
- [2] 韩亚丽,王兴松. 人体行走下肢生物力学研究[J]. 中国科学: 技术科学, 2011, 41(5): 529-601.
- [3] 张明,樊瑜波,王喜太. 康复工程中的生物力学问题[J]. 医用生物力学, 2011, 26(4): 291-293.
Zhang M, Fan YB, Wang XT. Biomechanics in rehabilitation engineering [J]. J Med Biomech, 2011, 26(4): 291-293.
- [4] 王成焘. 中国力学虚拟人[J]. 医用生物力学, 2006, 21(3): 172-178.
Wang CT. Mechanical virtual human of China [J]. J Med Biomech, 2006, 21(3): 172-178.
- [5] 郝卫亚. 人体运动的生物力学建模与计算机仿真进展[J]. 医用生物力学, 2011, 26(2): 97-104.
Hao WY. Advances in biomechanical modeling and computer simulation of human movement [J]. J Med Biomech, 2011, 26(2): 97-104.
- [6] 赵以魁. 以电脑三维骨骼肌肉模型作生物力学分析在运动科学及医学上的意义与应用(英文)[J]. 医用生物力学, 2008, 23(3): 177-192.
Zhao YS. Graphic musculoskeletal model for biomechanical analyses and animation in sport sciences and medicine [J]. J Med Biomech, 2008, 23(3): 177-192.