

6-3-2020

## Motion Analysis and Simulation of Lower Limb based on ADAMS

Zhang Yan

*1. School of Science and Engineering of Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China; ;*

Haomiao Zhang

*1. School of Science and Engineering of Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China; ;*

Bokai Xuan

*1. School of Science and Engineering of Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China; ;*

Yongchang Zhang

*1. School of Science and Engineering of Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China; ;*

Follow this and additional works at: <https://dc-china-simulation.researchcommons.org/journal>



Part of the Artificial Intelligence and Robotics Commons, Computer Engineering Commons, Numerical Analysis and Scientific Computing Commons, Operations Research, Systems Engineering and Industrial Engineering Commons, and the Systems Science Commons

---

This Paper is brought to you for free and open access by Journal of System Simulation. It has been accepted for inclusion in Journal of System Simulation by an authorized editor of Journal of System Simulation.

---

## Motion Analysis and Simulation of Lower Limb based on ADAMS

### Abstract

**Abstract:** On the basis of the lower limb movement kinematics and dynamics analysis, a lower limb motion simulation system was established by the virtual prototyping technology. *The human model was designed by ADAMS and the angle and moment of force in each joint were obtained through kinematics and dynamics analysis. The established model of lower limb was validated by the simulation of human lower limb movement under different road conditions.* The experiment result shows that the walking process of each road conditions are stable and normal. It indicates that the virtual prototype model can accurately describe the process of human limb movement. The system can be used for the research on kinematics, dynamics and control method of lower limb, which has paved way for further investigation on the control of active transfemoral prosthesis and lower limb rehabilitation technical aids.

### Keywords

ADAMS, lower limb, dynamics, kinematics, simulation

### Recommended Citation

Zhang Yan, Zhang Haomiao, Xuan Bokai, Zhang Yongchang. Motion Analysis and Simulation of Lower Limb based on ADAMS[J]. Journal of System Simulation, 2017, 29(5): 988-995.

# 基于 ADAMS 的人体下肢运动分析及仿真

张燕, 张浩淼, 宣博凯, 张永昌

(1.河北工业大学控制科学与工程学院, 天津 300130; 2.河北省控制工程技术研究中心, 天津 300130)

**摘要:** 在对人体下肢运动进行运动学和动力学分析的基础上, 建立基于人体运动特点的下肢运动仿真系统。在动力学仿真软件 ADAMS(Automatic dynamic Analysis of Mechanical System) 中建立人体模型, 并利用运动学分析得到的各个关节的角度信号和动力学分析得到的各个关节的力矩信号, 对不同路况下的人体下肢运动进行仿真实验, 以验证模型的准确性。实验显示, 每种路况下的行走过程均平稳、正常, 表明所建立的虚拟模型能够准确地描述人体下肢的运动过程, 可以进行人体下肢运动学、动力学以及控制方法的研究, 为主动式假肢和人体下肢康复辅具的研究提供借鉴作用。

**关键词:** ADAMS(Automatic dynamic Analysis of Mechanical System); 下肢; 动力学; 运动学; 仿真

中图分类号: TP24

文献标识码: A

文章编号: 1004-731X (2017) 05-0988-09

DOI: 10.16182/j.issn1004731x.joss.201705008

## Motion Analysis and Simulation of Lower Limb based on ADAMS

Zhang Yan, Zhang Haomiao, Xuan Bokai, Zhang Yongchang

(1. School of Science and Engineering of Hebei University of Technology, Tianjin 300130, China;

2. Control Engineering Research Center of Hebei, Tianjin 300130, China)

**Abstract:** On the basis of the lower limb movement kinematics and dynamics analysis, a lower limb motion simulation system was established by the virtual prototyping technology. The human model was designed by ADAMS and the angle and moment of force in each joint were obtained through kinematics and dynamics analysis. The established model of lower limb was validated by the simulation of human lower limb movement under different road conditions. The experiment result shows that the walking process of each road conditions are stable and normal. It indicates that the virtual prototype model can accurately describe the process of human limb movement. The system can be used for the research on kinematics, dynamics and control method of lower limb, which has paved way for further investigation on the control of active transfemoral prosthesis and lower limb rehabilitation technical aids.

**Keywords:** ADAMS; lower limb; dynamics; kinematics; simulation

## 引言

人体下肢的主要功能是在行走过程中支撑身体, 通过各部分之间协调作用使身体按意愿运动。

近年来, 我国残疾人数量不断增加, 其中肢体残疾者所占比重很大, 失去下肢的残疾人在生活、学习、工作等方面受到极大限制。就目前的医疗技术而言, 穿戴假肢是恢复其运动能力的唯一方法。随着国内外研究水平的提高, 主动式下肢假肢快速发展, 最新的一些假肢产品已经可以随着行走时的步速、路况等因素而进行自身参数的调节, 从而实现多模式行走。在对主动式下肢假肢的研究过程中,



收稿日期: 2015-07-06 修回日期: 2015-10-12;  
基金项目: 国家自然科学基金(61203323, 61174009),  
河北省高等学校科学技术研究项目(Q2012079);  
作者简介: 张燕(1975-), 女, 河北石家庄, 博士后, 教授, 博导, 研究方向为智能算法、智能康复辅具等;  
张浩淼(1990-), 男, 河北廊坊, 硕士, 研究方向为智能康复辅具。

<http://www.china-simulation.com>

首先要对下肢运动进行动力学分析。美国加州大学伯克利分校的机器人及人机工程学实验室以单侧下肢为研究对象,通过分析计算得到了一个步态周期内的下肢各关节角度和力矩的变化曲线,并在此基础上设计了下肢康复训练装置和下肢外骨骼机器人等<sup>[1]</sup>。美国康复科学中心进行了大量行走实验,并借助统计学的相关方法对实验数据进行分析,给出了运动矢状面内运动学和动力学相关参数峰值与行走速度之间的关系,作为正常行走步态的参考依据<sup>[2]</sup>。东南大学韩亚丽等对不同步速、不同负重情况下的下肢运动状态进行了研究<sup>[3]</sup>,海军工程大学李石磊等对人体虚拟建模技术进行了全面的总结,并对其研究前景进行了展望<sup>[4]</sup>,上海理工大学生物力学与康复工程研究所沈凌等在对下肢运动进行相关分析的基础上,给出了一种下肢假肢膝踝足结构模型,并进行了仿真验证<sup>[5]</sup>,华南农业大学虚拟现实技术研究所的罗陆峰等研究了人体的跑步运动,实现了虚拟人跑步的实时仿真与控制<sup>[6]</sup>,第二炮兵工程大学兵器发射理论与技术国家重点学科实验室梁丰等利用被动式光学运动捕捉设备采集人体重点关节的运动信息,建立了一种简化的人体骨架模型,并分析了虚拟人体运动误差的来源<sup>[7]</sup>。在之前的下肢运动研究中为了简化分析,大多将踝关节及足部在下肢运动过程中的作用忽略,直接视其为一质点。然而,基于这种模型的分析结果与实际人体运动过程中的真实情况存在一定差异。

本文对下肢运动的建模方法进行了改进,考虑了踝关节及足部在下肢运动过程中的作用,利用牛顿欧拉法对人体下肢进行动力学建模。在下肢动力学分析的基础上,利用 ADAMS 仿真软件对不同路况下的下肢运动过程进行仿真分析。

## 1 下肢动力学建模与信息采集

人体的运动系统十分复杂,通过不同关节、肌肉的协同作用,人体能完成不同的运动形式。相比于人体上肢的运动,下肢运动的循环性、周期性特点更为明显,只不过由于行走步速的不同可能

导致步态周期的长短有所差异。对于行走的路况方面,目前主要将其分为平地行走,上下楼梯,上下斜坡等 5 种类型进行研究。近年来,由于假肢、机器人以及下肢康复设备等研究的需要,下肢运动分析显得尤为重要。平地行走作为人类日常最基本的运动形式之一,其研究可以认为是整个下肢运动研究的基础。平地行走是一个周期性运动,依靠左右腿交替向前迈步实现,研究中将行走过程中的某个状态至再次出现相同状态的中间过程称为一个步态周期。进一步而言,一个步态周期内的行走过程又可以分为支撑期(Stance Phase)和摆动期(Swing Phase)。以单侧腿为例,支撑期为自脚跟触地至脚尖离地,即足部与地面接触的时间,其大约为一个步态周期的 60%左右,此时腿部主要起到支撑身体防止摔倒的作用;摆动期为自脚尖离地至脚跟触地,即足部离开地面的时间,其大约为一个步态周期的 40%左右,此时腿部主要起到向前迈步的作用。正常情况下,人类实际行走时在水平面和冠状面内的运动很小,可以忽略,故本文只研究人体在矢状面内的运动。

### 1.1 下肢动力学建模

人体是由骨骼、肌肉和软组织等组成的高级系统,其构造非常复杂,直接对其进行分析十分困难,因此需要进行合理的简化。本文中下肢的各体段简化为图 1 所示的刚体模型,分为大腿、小腿和足部 3 个部分,大腿与小腿之间由于膝关节而存在力和力矩的相互作用,同理,小腿与足部之间也由于踝关节而存在力和力矩的相互作用,而足部由于与地面接触,故其与地面之间存在力和力矩的作用。在实际实验中,足部与地面之间的力和力矩可以借助测力平台测量得到,因此,对下肢的动力学分析,可以按照从踝关节到膝关节再到髋关节的顺序递推进行。

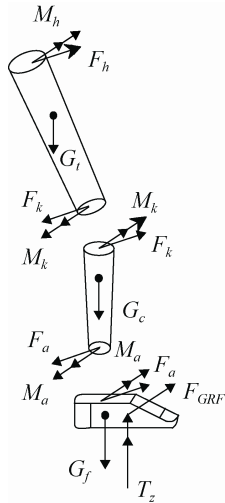


图 1 人体下肢动力学模型  
Fig. 1 Dynamic model of the human lower limb

目前，人体下肢动力学研究常用的方法有牛顿-欧拉法和拉格朗日法等。牛顿-欧拉法从力的角度出发，通过对关节处进行受力分析，从而确定力的关系，然后联立方程进行求解。其分析过程比较繁琐，但是对于受力比较复杂的对象，该方法是比较合理的解决方法。拉格朗日法从能量的角度出发，通过对系统的能量转化过程进行分析，利用系统的动能、势能来建立拉格朗日能量方程，从而直接表示对象状态与关节驱动力之间的关系。这种方法原理上较为简单明了，但是实际求解过程中需要对高阶微分方程进行求解，比较难以解决。总体来说，二者各有利弊。下面以单侧腿为例，采用牛顿-欧拉法进行分析。

对足部而言，其受力包括踝关节力 \$F\_a\$，地面反作用力 \$F\_{GRF}\$ 和自身重力 \$G\_f\$，由牛顿欧拉方程，有：

$$F_a + F_{GRF} + G_f = m_f \cdot a_f \quad (1)$$

$$G_f = m_f \cdot g \quad (2)$$

式中：\$F\_{GRF}\$ 为地面与足部之间的作用力，由测力平台测得；\$m\_f\$ 为足部质量，可以根据经验公式计算得到；\$a\_f\$ 为足部的加速度。联立式(1)和式(2)，可以得到踝关节力 \$F\_a\$：

$$F_a = m_f \cdot a_f - m_f \cdot g - F_{GRF} \quad (3)$$

又由角动量定理可知，刚体所受的外力力矩等于其角动量的变化率，可得：

$$\dot{H}_f = M_a + T_z + M_{Fa} \quad (4)$$

式中：\$\dot{H}\_f\$ 为足部的角动量变化率，由角动量定义可得：

$$H_f = I_f \cdot \omega_f \quad (5)$$

式中：\$I\_f\$ 为足部的转动惯量，可由经验公式计算得到；\$\omega\_f\$ 为足部转动的角速度。故角动量变化率为：

$$\dot{H}_f = I_f \cdot \alpha_f \quad (6)$$

式中：\$\alpha\_f\$ 为足部转动的角加速度，可由实验数据得到，从而可以算出足部的角动量变化率 \$\dot{H}\_f\$；\$M\_a\$ 为踝关节力矩；\$T\_z\$ 为地面对足部的支撑力矩，可以由测力平台测得；\$M\_{Fa}\$ 为式(3)中所求的踝关节力 \$F\_a\$ 产生的力矩，有：

$$M_{Fa} = F_a \cdot L_f \quad (7)$$

式中：\$L\_f\$ 为踝关节到足部质心的距离。由此可以求得踝关节力矩 \$M\_a\$：

$$M_a = \dot{H}_f - T_z - M_{Fa} \quad (8)$$

对小腿部分而言，其受力包括膝关节力 \$F\_k\$，踝关节力 \$F\_a\$ 和自身重力 \$G\_c\$，由牛顿欧拉方程，有：

$$F_k + F_a + G_c = m_c \cdot a_c \quad (9)$$

$$G_c = m_c \cdot g \quad (10)$$

式中：\$m\_c\$ 为小腿部分质量，可以根据经验公式计算得到；\$a\_c\$ 为小腿部分的加速度。联立式(9)和式(10)，可以得到膝关节力 \$F\_k\$：

$$F_k = m_c \cdot a_c - m_c \cdot g - F_a \quad (11)$$

又由角动量定理，有：

$$\dot{H}_c = M_k + M_{Fk} + M_{Fa} \quad (12)$$

式中：\$\dot{H}\_c\$ 为小腿部分的角动量变化率，可由实验数据计算得到；\$M\_k\$ 为膝关节力矩；\$M\_{Fk}\$ 为式(11)中所求的膝关节力 \$F\_k\$ 产生的力矩；\$M\_{Fa}\$ 为式(3)中所求的踝关节力 \$F\_a\$ 产生的力矩。由此可以求得膝关节力矩 \$M\_k\$：

$$M_k = \dot{H}_c - M_{Fk} - M_{Fa} \quad (13)$$

对大腿部分而言，其受力包括髋关节力 \$F\_h\$，膝关节力 \$F\_k\$ 和自身重力 \$G\_t\$，由牛顿欧拉方程，有：

$$F_h + F_k + G_t = m_t \cdot a_t \quad (14)$$

$$G_t = m_t \cdot g \quad (15)$$

式中:  $m_t$  为大腿部分质量, 可以根据经验公式计算得到;  $a_t$  为大腿部分的加速度。联立式(14)和式(15), 可以得到髋关节力  $F_h$ :

$$F_h = m_t \cdot a_t - m_t \cdot g - F_k \quad (16)$$

又由角动量定理, 有:

$$\dot{H}_t = M_h + M_{F_h} + M_{F_k} \quad (17)$$

式中:  $\dot{H}_t$  为大腿部分的角动量变化率, 可由实验数据计算得到;  $M_h$  为髋关节力矩;  $M_{F_h}$  为式(16)中所求的髋关节力  $F_h$  产生的力矩;  $M_{F_k}$  为式(11)中所求的膝关节力  $F_k$  产生的力矩。由此可以求得髋关节力矩  $M_h$ :

$$M_h = \dot{H}_t - M_{F_h} - M_{F_k} \quad (18)$$

## 1.2 下肢运动信息采集

对人体下肢的运动进行动力学分析需要一定的数据作为支撑, 如各个关节的摆动角度、各体段的质量以及质心位置、足底压力等, 其中各体段的质量、长度、质心位置以及转动惯量等信息可由经验公式计算得到<sup>[8-10]</sup>, 而各关节的摆动角度和足底压力等信息则需要通过相关实验设备进行测量。本文利用国家康复辅具研究中心的 VICON 三维步态分析系统对行走时下肢各关节的摆动角度进行测量, 利用美国 AMTI OR6-7 测力平台对行走时的足底压力进行测量。

应用 VICON 系统进行数据测量时, 首先要将特制的跟踪器固定在人体的各个标记点处, 各标记点位置如图 2 所示, 然后, 根据实际测量需要在四周设立若干台专用摄像机。实验时, 如果有两台摄像机同时捕捉到了一个跟踪器的运动信息, 系统就能根据摄像机的相关参数计算出该跟踪器在空间内的具体位置, 进而可以得到人体运动时各个跟踪器的运动轨迹。AMTI OR6-7 测力平台由两个测力板组成, 其采用压变式原理, 能够将测力板上的压力变化转换为力、力矩等数值, 灵敏度较高, 可以精确测量静态力和动态力。实验时, 两套设备可以实现同步测量, 从而保证了下肢动力学和运动学分析的基础数据的可靠性。

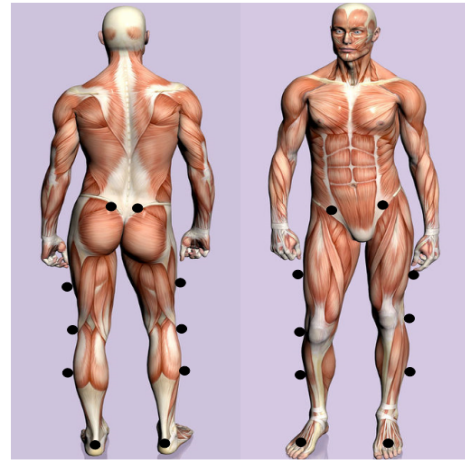


图 2 标记点位置

Fig. 2 The position of makers

## 2 下肢运动分析

对 4 名身高  $170 \pm 5$  cm, 体重  $65 \pm 5$  kg 的健康青年男子在不同路况下(平地、上下斜坡、上下楼梯)进行行走实验, 每种路况下采集 5 次步态数据, 求均值后进行运动学和动力学分析。本文以单侧下肢在一个步态周期内的运动为例, 通过 VICON 系统和 AMTI OR6-7 测力平台采集到的信息, 计算得到不同路况下髋、膝、踝三个关节的角度和力矩曲线, 如图 3~图 5 所示, 通过对结果进行比较分析可以得到以下结论:

(1) 对于髋关节而言, 只有在平地路况下, 其角度曲线会出现负值, 即大腿部分位于上身的后方, 这是由人类平地行走时双腿交替向前迈步的行走方式造成的, 在其余路况下行走时, 不会发生这种情况。对比上楼梯与上斜坡两种路况, 可以发现, 髋关节角度的变化基本相同, 不同点在于, 上斜坡时曲线达到最值点的时间要滞后于上楼梯。对比下楼梯与下斜坡两种路况, 髋关节角度的变化基本相同, 相对于其他路况, 其变化幅度较小。在力矩方面, 髋关节力矩的最大值出现在支撑期, 以保证身体的前进和重心的转移。

(2) 对于膝关节而言, 在上楼梯和上斜坡两种路况下, 膝关节的角度变化基本相同, 不同之处在于, 上斜坡时曲线达到最值点的时间要滞后于上楼梯。而对于平地、下楼梯与下斜坡三种路况, 膝关



节的角度曲线均存在两个波峰,第一个波峰峰值较小,处于支撑期,第二个波峰峰值较大,处于摆动期。在下楼梯与下斜坡时,为了克服下落的惯性,保证身体的平衡,支撑期曲线的变化幅度要比平地行走时小,而摆动期膝关节的弯曲角度则比平地行走时大,体现为角度曲线的峰值大于平地行走曲线的峰值。在力矩方面,膝关节力矩的最大值出现在支撑期,以保证处于支撑期的腿能支撑住整个身体不会摔倒。

(3) 对于踝关节而言,在上楼梯和上斜坡两种路况下,踝关节角度曲线不会出现负值,即踝关节一直处于背屈状态。平地路况下,在支撑初期踝关

节处于背屈状态,以维持身体的稳定,在支撑末期,由于需要踝关节提供身体向前的动力,故其迅速由背屈转变为跖曲,在摆动期又逐渐由跖曲变回背屈。对比下楼梯和下斜坡两种路况,踝关节的角度变化大体相似,不同之处在于支撑初期的差异。对于下楼梯而言,支撑初期时踝关节为跖曲状态,角度值为负,这是由于下楼梯时脚尖先触地,而下斜坡时,是脚跟先触地,导致踝关节曲线在支撑初期时位于 $0^\circ$ 左右,之后由于脚掌慢慢与地面贴合,使得踝关节变为跖曲状态,表现为关节曲线的一段负增长。在力矩方面,踝关节力矩的最大值出现在支撑末期,从而为身体前进提供动力。

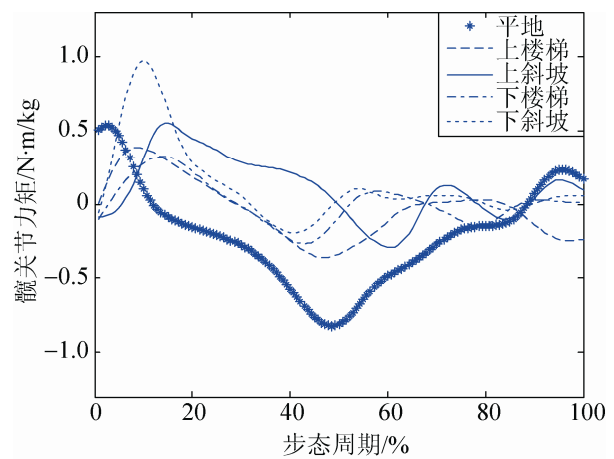
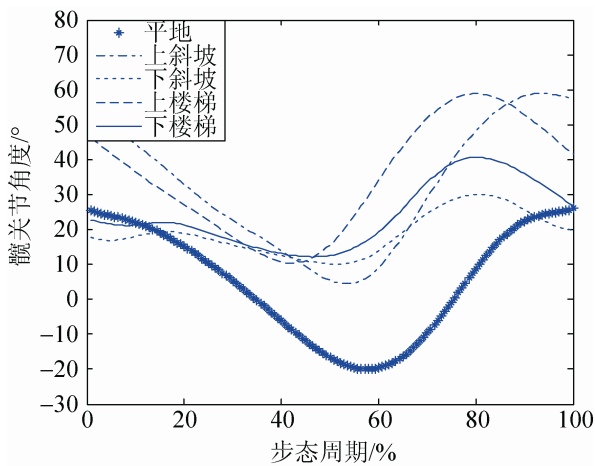


图3 不同路况下髋关节角度与力矩对比图

Fig. 3 Moment and angle of the hip joint in different road conditions

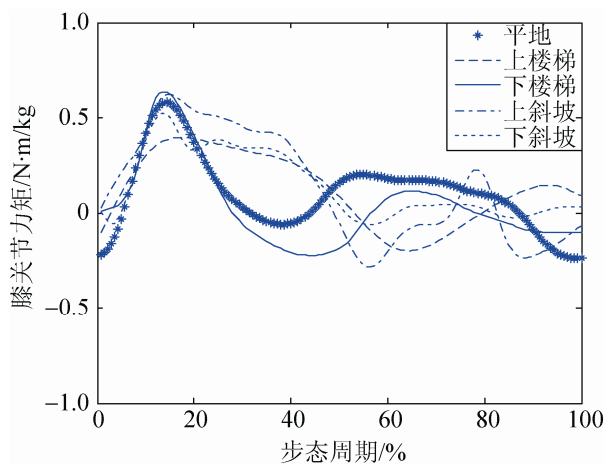
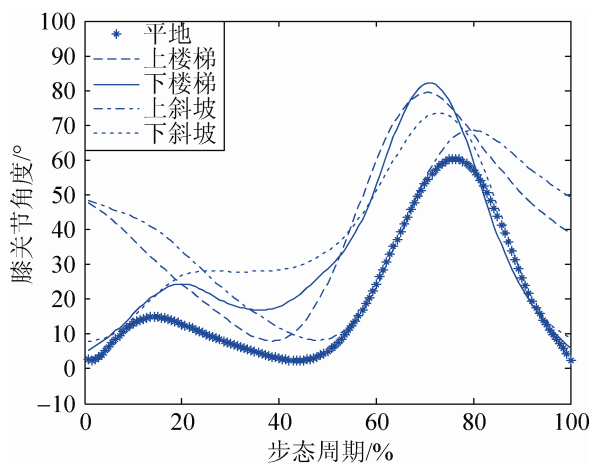


图4 不同路况下膝关节角度与力矩对比图

Fig. 4 Moment and angle of the knee joint in different road conditions

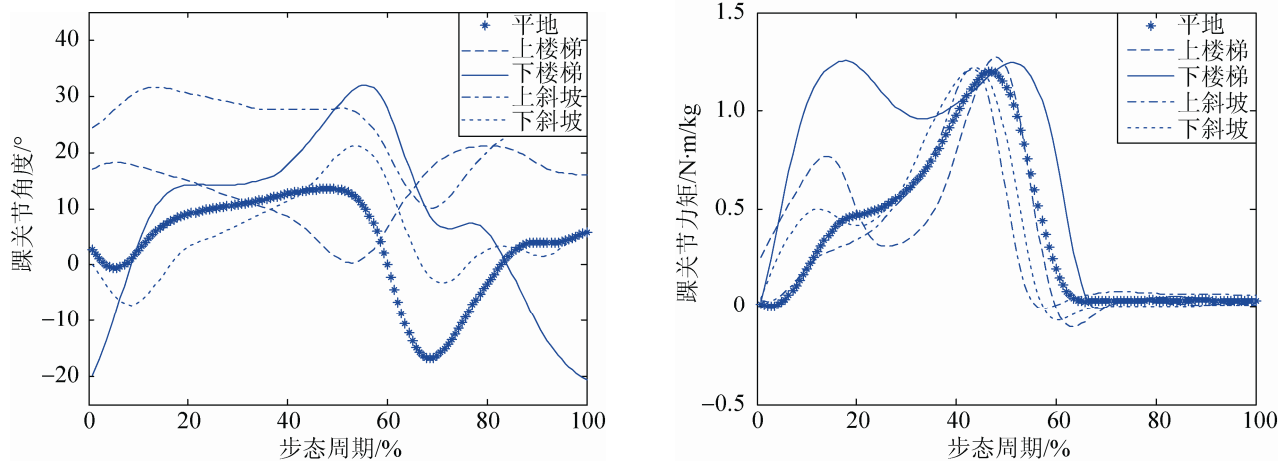


图 5 不同路况下踝关节角度与力矩对比图

Fig. 5 Moment and angle of the ankle joint in different road conditions

### 3 ADAMS 下肢运动仿真

ADAMS (Automatic dynamic Analysis of Mechanical System)软件是美国 MDI 公司开发的机械系统动力学仿真分析软件,它使用图形交互的方式,配有零件库、约束库、驱动库等。使用者可以按照自身需要,创建系统的三维模型,设置约束、驱动等,软件在此基础上对所建立的系统进行参数化,建立系统的运动学和动力学方程并求解,从而实现系统的运动学和动力学分析。

#### 3.1 模型建立

应用 ADAMS 软件进行人体行走的仿真,首先要在软件中建立人体的三维模型。本文在保证人体的运动特性和主要参数不变的前提下,对人体模型进行了一定程度上的简化,从而提高仿真效率。仿真中将人体分为头颈、躯干、左右手臂、左右大腿、左右小腿、左右脚等 10 个体段分别进行建模,由 GB/T 17245 中提供的回归方程计算得到的各体段具体参数如表 1 所示,其中质心位置的测量起点依次为头顶点,颈椎点,肩峰点,胫骨点,内踝点,足底。

各体段的模型建立好之后,需要按照实际的人体结构将各体段的模型进行组装校验,以消除尺寸误差。除此之外,由于进行的是不同路况下的行走仿真,还需要建立平地、楼梯、斜坡 3 种地面模型。

表 1 人体各体段参数设置

Tab. 1 Inertial parameters of the human body

体段	尺寸 /mm	质量 /kg	质心位置 /mm	转动惯量 /(kg·mm <sup>2</sup> )
头颈	323.7	5.9	127.8	32 866.1
躯干	623.1	30.0	280.4	447 026.8
手臂	796.3	3.5	410.7	16 403.8
大腿	360.5	9.8	267.0	163 719.1
小腿	385.4	3.1	224.7	25 751.1
足部	257.2	0.9	39.0	3 934.3

#### 3.2 施加约束

模型构建好之后,需要根据人体的实际运动情况确定各个体段间的相对运动,以便添加约束(Joint)。由于本文研究的主要是下肢的运动,从而将头颈、躯干和左右手臂等体段以固定副的形式连接在一起。大腿与躯干之间的相对运动形式为旋转运动,所以在躯干与大腿之间添加旋转副以模拟髋关节。同理,在大腿与小腿之间添加旋转副以模拟膝关节,在小腿与脚之间添加旋转副以模拟踝关节。而且,实验中地面模型是固定的,所以对地面模型添加固定副。除此之外,由于只研究人体在矢状面内的行走运动,所以需要在人体与地面之间添加平行约束,使模型在行走过程中不会出现冠状面内的倾倒(即左右倾倒)现象。

#### 3.3 施加驱动和接触

各约束添加好之后,为了使模型能够实现预期



的运动，需要对其添加适当的驱动(Motion)和接触(Contact)。ADAMS 软件中对运动副的驱动形式主要分为平动驱动和转动驱动两种，而可以作为驱动的物理量有多种。对于平动类的运动形式可以以物体的位移、速度等物理量作为驱动，对于转动类的运动形式可以以角度、角速度等物理量作为驱动，除此之外，还可以以力、力矩等物理量作为驱动。本文采取的驱动形式是在下肢各关节的旋转副上添加转动驱动，并将上一节得到的各关节力矩曲线导入 ADAMS 中生成样条曲线 Spline 作为驱动变量。驱动函数类型选择 CUBSPL 函数，其基本形式为： $CUBSPL(1st\_Indep\_Var, 2nd\_Indep\_Var, Spline\_Name, Deriv\_Order)$

其中 1st\_Indep\_Var 为样条曲线 Spline 的第一个自变量，由于所采用的力矩曲线体现的是力矩关于时间的变化，所以设为 time；2nd\_Indep\_Var 为样条曲线 Spline 的第 2 个自变量，设为 0；Spline\_Name 为所采用的样条曲线的名称，设为对应的力矩曲线名称；Deriv\_Order 为插值点的微分阶数，设为 0。重复上述步骤依次将两腿的 6 个关节驱动设定完成。

最后，由于进行的是行走仿真，还需要设定足部与地面的接触形式，在 ADAMS 中以 Contact 功能实现。接触作用设定在足部与地面间，接触类型选择刚体对刚体，各个参数设定如表 2 所示。

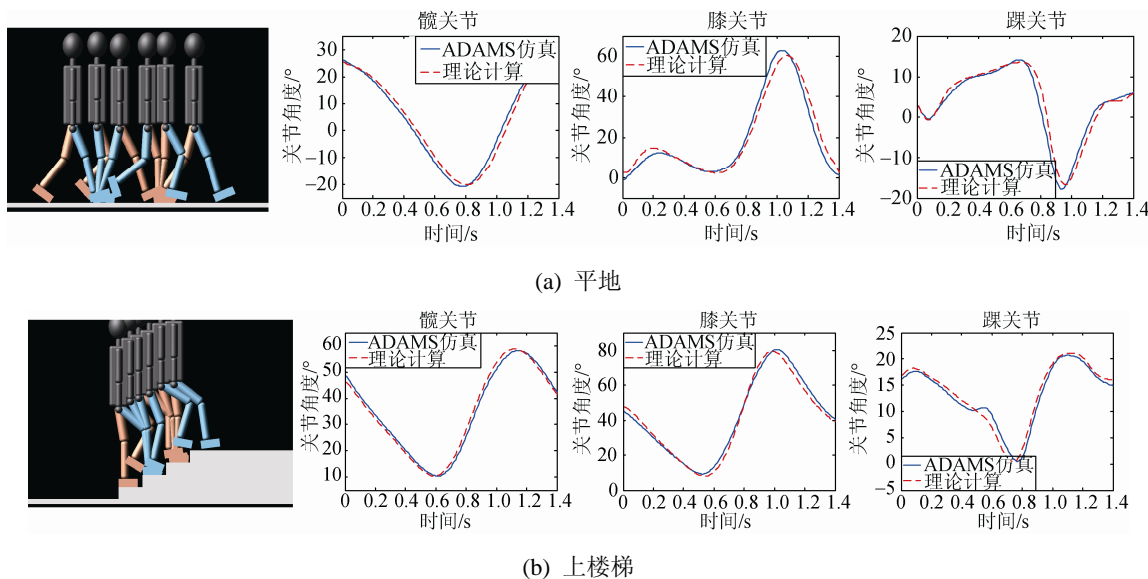
表 2 仿真模型接触类各参数设置

Tab. 2 Contact parameters of the simulation model

Parameter	Variable	Value
刚度	$k$	100.0
力指数	$F_e$	1.5
阻尼	$D$	1.0
穿透深度	$P$	0
摩擦系数	$\mu$	0.3

### 3.4 仿真实验

上述设定完成后，开始进行仿真，分析类型选择动力学。本文以平地，上下楼梯，上下斜坡五种路况为例进行分析，可以看到所建立的模型能够顺利平稳地行走起来。通过 ADAMS 软件中的测量功能，可以对模型的下肢各关节角度进行测量，将测得各关节角度与计算得到的各关节角度进行对比，如图 6 所示，可以看出理论计算与仿真结果存在一定差异，但差异不大。分析造成差异的主要原因在于：由于在进行 ADAMS 建模时，所建立的模型均为刚体模型，不具有形变能力，但现实中人体并非纯刚体，而是具有一定形变能力的柔性体，由物理学知识可知，刚体与刚体之间的相互作用和刚体与柔性体之间的相互作用存在一定差异。除此之外，各部件装配过程中的误差以及利用处理过的运动数据计算得到的力矩值与真实情况间的误差也都是存在的，所以理论计算与仿真结果存在一定差异。



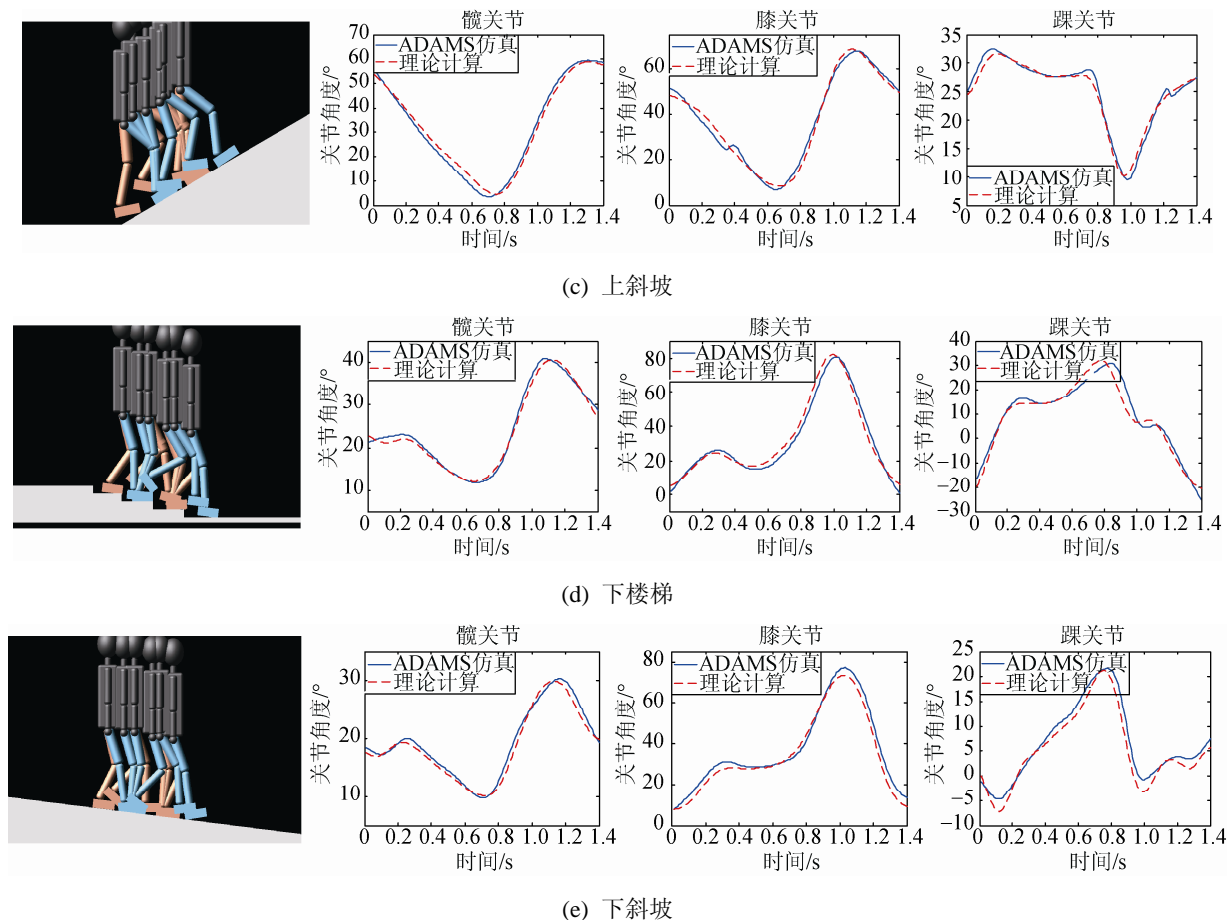


图 6 仿真结果

Fig. 6 Simulation results

## 4 结论

本文在对人体下肢运动进行建模与分析的基础上,研究了不同路况下的下肢运动特点,并通过计算得到了一个步态周期内下肢各关节的力矩曲线,最后利用动力学仿真软件 ADAMS 对不同路况下人体的行走过程进行仿真,仿真结果较为理想。在此基础上,可以将此种仿真方法应用到假肢等领域的研究中,在假肢样机的设计阶段通过仿真实验,修改其结构参数,以达到优化产品性能,节约开发费用的目的。

## 参考文献:

[1] Zoss A B, Kazerooni H, Chu A. Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX) [J]. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics (S0957-4158), 2006, 11(2): 128-138.

[2] Lelas J L, Merriman G J, Riley P O, et al. Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed [J]. Gait & posture (S0966-6362), 2003, 17(2): 106-112.

[3] Han Y L, Wang X S. The biomechanical study of lower limb during human walking [J]. Science China Technological Sciences (S1674-7321), 2011, 54(4): 983-991.

[4] 李石磊, 梁加红, 吴冰, 等. 虚拟人运动生成与控制技术综述 [J]. 系统仿真学报, 2011, 23(9): 1758-1771. (Li Shi-lei, Liang Jia-hong, Wu Bing, et al. Survey of Virtual Character Motion Generation and Control [J]. Journal of System Simulation (S1004-731X), 2011, 23(9): 1758-1771.)

[5] 沈凌, 孟青云, 喻洪流. 基于虚拟样机技术的下肢假肢结构设计及仿真 [J]. 工程设计学报, 2011, 18(1): 34-37. (SHEN ling, MENG Qing-yun, YU Hong-liu. Design and simulation of leg prosthesis structure based on virtual prototype technology [J]. Journal of Engineering Design (S1006-754X), 2011, 18(1):34-37.)

(下转第 1004 页)

<http://www.china-simulation.com>