

文章编号:1004-7220(2015)04-0373-07

· 综述 ·

基于软件 OpenSim 的人体运动建模理论 及其应用领域概述

宋和胜^{1,2}, 钱竞光³, 唐 潇³

(1. 上海体育学院 运动科学学院, 上海 200438; 2. 贵州师范大学 体育学院, 贵阳 550001; 3. 南京体育学院 科研处, 南京 210014)

摘要: 红外捕捉系统、高速摄像、平面摄影、表面肌电测试等现行实验室测试手段不能显示人体运动时肌肉产生肌力的具体信息以及准确阐释神经-肌肉协调机制。因此,计算机模拟与仿真应运而生。目前,国内用来进行人体动作仿真的软件主要有 LifeMOD、AnyBody、ANSYS 等,这些软件有其自身的缺陷,如肌肉控制不够精确、价钱昂贵等。为了更好解决肌肉模拟问题,斯坦福大学团队研发了一款免费软件 OpenSim,它是基于 C++ 和 JAVA 语言开发的一款应用于肌肉模型开发、模拟仿真与分析神经肌肉系统的开放性软件。以计算机建模与数学理论推导为基础,对 OpenSim 建模理论和步骤进行详细介绍,为国内从事运动生物力学研究学者提供一些理论参考;同时,探讨未来利用 OpenSim 建模仿真研究的主要方向,例如通过 OpenSim 的模拟研究可以探求偏瘫步态、帕金森步态等异常步态的神经-肌肉机制,为异常步态康复手段的改进和完善提供依据。

关键词: OpenSim 软件; 计算机仿真; 肌肉模型; 运动生物力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.04.373

Summary of software OpenSim with focus on its human motion modeling theory and application field

SONG He-sheng^{1,2}, QIAN Jing-guang³, TANG Xiao³ (1. School of Kinesiology, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China; 2. School of Kinesiology, Guizhou Normal University, Guiyang 550001, China; 3. Research Department, Nanjing Sport Institute, Nanjing 210014, China)

Abstract: The current experimental methods, such as the motion capture system, high-speed video, plane photography and surface EMG, cannot show the details of the muscle strength, or explain the nerve-muscle coordination mechanism during human motion. Thus, computer modeling and simulation are developed and become a new method for researchers in China to study human motion, and the software LifeMOD, AnyBody, ANSYS are mainly used even if these softwares have some limitations such as less precise muscle control and relatively higher prices. Developed by Stanford University, OpenSim is an open-source platform for muscle model development, simulation and analysis of neuromuscular system based on C++ and Java. In this paper, on the basis of computer modeling and mathematics theoretical derivation, the OpenSim modeling theory and simulation steps were introduced in detail to provide some theoretical references for researches on sport biomechanics. The future research directions by using OpenSim modeling simulation to study neuromuscular mechanism of the hemiplegic gait and Parkinson gait, and to improve and perfect the rehabilitation ways of the abnormal gait were also discussed.

Key words: OpenSim software; Computer simulation; Muscle model; Sport biomechanics

收稿日期:2014-08-21; 修回日期:2014-11-12

基金项目:国家自然科学基金项目(31270998)。

通信作者:宋和胜, 讲师, E-mail: songhesheng111@163.com。

当前,运动生物力学领域的专家学者主要应用基于光学原理的 Vicon、Motion 等红外捕捉系统、高速摄像、平面摄影等设备记录人体的运动过程,并结合 Visual 3D、SIMI 等图像分析软件分析人体运动过程中各环节和关节的运动特征。但是,传统图像解析方法在分析人体动作特征时存在以下两个方面的缺陷:①很多重要信息,包括肌肉产生的力,在实验室较难测得;②单独的实验室数据很难与复杂的人体动态系统建立合理的因果关系。为此,根据不同的人体动作,建立相应的刚体动力学模型,通过对应的数学方程求解的计算机仿真研究应运而生。现今,国内用于人体动作仿真的计算机软件主要有 LifeMOD、AnyBody 和 ANSYS 有限元软件。中国国家体育总局体育科学研究所郝卫亚研究员的研究团队^[1-4]利用 LifeMOD 对体操运动的跳马动作进行深入研究,揭示跳马过程中人-器械、助跳板、落地垫的动力学特征以及人体所受到的冲击力。刘书册等^[5]对 AnyBody 人体建模方法给予详细介绍。刘刚等^[6]利用 AnyBody 软件建模并分析 20、25、30 cm 卧推时胸大肌的工作特征。钱竞光等^[7-8]利用有限元方法研究股骨颈颈干角与损伤之间的关系以及股骨颈各层级的压力状况。由此可知,计算机仿真计算在研究人体动作方面已得到广泛应用。这些常用的仿真软件有其自身的优缺点:LifeMOD 优于人-机交互研究,但对肌肉特性的控制不够精确;ANSYS 便于研究力在骨等构件内部的变化情况,多在静态加压状态下完成,不能很好地与实际动作过程相结合;而 AnyBody 多用于工业实验室,对于人体低频、精细动作的模拟不够精确。此外,这三者都是商业性软件,价钱高昂,不利于推广和普及。

OpenSim 软件是基于 C++ 和 JAVA 语言为基础开发的一款应用于肌肉模型开发、模拟仿真与分析的开放性软件(下载网址: <https://simtk.org/>)。通过 OpenSim 软件能动态模拟人体运动,从而研究骨骼肌几何形态、关节运动学特征、肌肉-肌腱性质以及肌肉产生的关节力及力矩。OpenSim 软件在国外的应用已相当成熟,而国内关于利用 OpenSim 分析人体动作的文献还不多见;在中国知网中以 OpenSim 为关键词搜索,发现与运动有关的论文有李琳杰等^[9]撰写的《基于 OpenSim 技术的跨栏跟腱仿真分析》1 篇。因此,本文旨在详细介绍 OpenSim

建模的过程以及相关理论,以期国内从事运动生物力学研究的学者提供一些理论参考。

1 OpenSim 建模理论与过程

OpenSim 建模方法分析人体动作时,可以建立个性化模型^[10-11],或者利用 OpenSim 官网提供的现有模型^[12-14]。选择何种形式要根据个人的实验条件而定,一般多采用现有模型。

OpenSim 软件建模理论来源于 Hill 方程和 Hill 肌肉三元素模型^[15]。整个模拟过程主要由模型缩放(Scaling)、逆向运动学(inverse kinematics, IK)、剩余残差计算(residual reduction algorithm, RRA)、肌肉计算控制(computed muscle control, CMC)4 步组成(见图 1)。

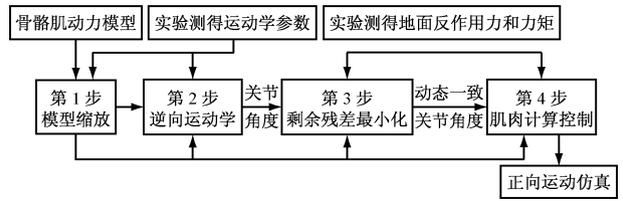


图1 OpenSim 模拟过程示意图

Fig. 1 Simulation steps with OpenSim

1.1 Hill 理论方程

1938 年, Hill^[15] 提出一个由收缩元(contractile element, CE)、串联弹性元(series-elastic element, SE)和并联弹性元(parallel-elastic element, PE)3 个元素组成的肌肉结构力学模型,并用此反映肌肉的功能。CE 表示可以相对滑动的肌浆球蛋白和肌动蛋白纤维丝,其张力与横桥数目有关;PE 表示肌浆球蛋白和肌动蛋白纤维、横桥、Z 盘以及结缔组织的固有弹性,设它为完全弹性体;SE 表示肌纤维膜、肌束膜等延伸而形成的肌腱组织,表现出非线性的弹性力学性质。因此,在 OpenSim 建模时,肌肉-肌腱模型简化成非线性弹簧(SE)-主动收缩元(CE)-被动弹簧(PE)模式^[11]。

肌肉-肌腱系统由 CE、PE 通过羽状角(α)与 SE(即肌腱)相连接[见图 2(a)]。CE 为主动收缩部分,在肌肉工作过程中起主导作用;PE 和 SE 为被动收缩部分,在肌纤维收缩时被动拉长,特别是在做下蹲垂直跳(countermovement jump, CMJ)类动作时被动部分可以在预拉长期储存一部分弹性势能,在收

缩期释放能量从而加快收缩速度,并表现出更大收缩力^[16]。 l^{MT} 为肌肉-肌腱长度, l^T 为肌腱长度, l^M 为标准化的肌纤维长度, α 为羽状角,它们之间存在 $l^{MT} = l^T + l^M \cos \alpha$ 的关系; F_0^M 为等长收缩时最大张力, l_0^M 为最适肌纤维长度, l_s^T 为静息状态下肌腱长度, a 为肌肉激活程度。肌纤维收缩产生的力通过肌腱传递给附着的骨,从而引起关节运动,则力量传递的多少与 α 有直接关系, α 越小传递越明显;但是,一些主要肌肉都为羽状肌,主因在于相同体积羽状肌生理横截面积更大。图2(b)显示肌腱力(F^T)标准化后与肌腱长度之间的关系,随着肌腱长度的增加,肌腱张力也随之增加^[17]。图2(c)所示为肌肉张力受到主动和被动收缩部分张力的影响,在肌纤维长度小于 l_0^M 时,肌张力主要来源于收缩元产生的张力;随着长度增加,收缩元的张力减小,被动收缩元的张力开始增加;如果长度继续增加,则张力主要由被动部分产生^[17]。图2(d)所示表明激活程度越高,肌张力越高,此结果可以通过表面肌电图得到验证^[18]。

系,它们之间的关系可表示为^[15]:

$$(P + a)(V + b) = (P_0 + a)b \quad (1)$$

式中: P 为当前肌力; P_0 为最大等长收缩力; v 为肌肉收缩速度, a 和 b 为常数。

从式(1)可见,收缩的速度越快,则产生的张力越小。而肌肉张力的大小不仅受到收缩速度的影响,还受到肌肉激活程度影响;激活程度越高,表明动员的肌纤维越多,当 $a = 1$ 时全部肌纤维参与收缩,产生的肌张力最大。最大肌张力的大小同样会受到肌肉生理横截面积(PCSA)的影响^[11]:

$$F_0^M = K \cdot PCSA \quad (2)$$

式中: F_0^M 为最大等长收缩力; K 为力系数, $K = 341 \text{ MPa}$ 。

考虑到肌肉激活程度和生理横截面积对肌张力的影响,Pandy^[19]对方程(2)进行相应的修改,这也成为动作仿真过程中优化处理的理论基础。

$$F = F_a + F_p$$

$$= \sigma \cdot PCSA [f_a(l)f_a(v)a(t) + f_p(l)] \quad (3)$$

式中: F_a 和 F_p 分别为主动力和被动力, σ 为最大应力,其范围为 $0.3 \sim 1.0 \text{ MPa}$, $f_a(l)$ 为主动单元的力-长度关系, $f_a(v)$ 为主动单元的力-速度关系, $a(t)$ 为肌肉激活值, $f_p(l)$ 为被动单元的力-长度关系。

1.2 运动学与动力学数据收集

患者的运动学数据通过6台红外摄像机捕捉(Motion Analysis 或 Vicon)收集;地面反作用力通过2台AMTI 或 Kister 测力台采集。对运动学数据进行低通滤波(6 或 13 Hz),对测力台数据进行50 Hz低通滤波。通过红外摄像捕捉得到的标记点(marker)坐标数据保存为.trc格式,运动学数据保存为.mot格式,地面反作用力数据保存为.grf.mot格式。通过上面数据驱动模型(见图3),从而根据研究需要对模型中的肌肉参数进行调整,以便达到预期的研究目的。

1.3 模型缩放

OpenSim 常采用某一人身的身高、体重数据以及个人的肌肉特征数据建立通用模型,要得到个体化的模型就需要对通用模型进行缩放。在计算机仿真计算过程中人体环节惯性参数至关重要,故模型的缩放是进行正向、逆向动力学和逆向运动学计算的基础。模型缩放以实验室测试标记点数据为依据,根据实验数据与通用模型中人体环节点之间的比

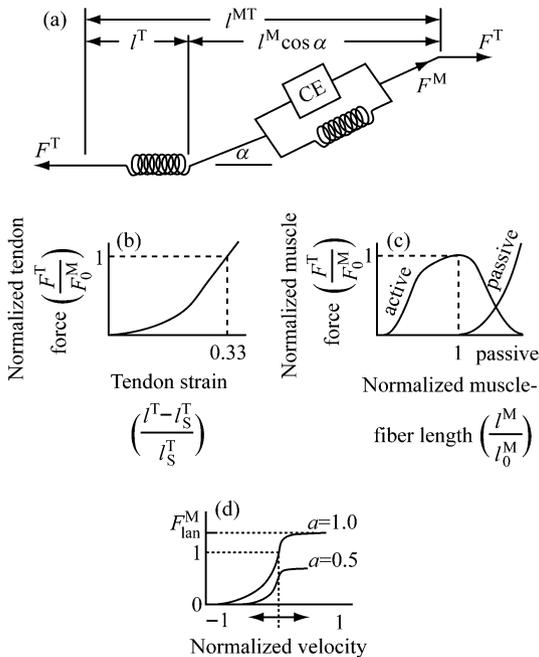


图2 Hill 三元素模型^[15]及力与肌纤维长度、激活程度^[17-18]的关系
 Fig.2 A Hill-type muscle model and the relationship among force, length and activation

肌肉收缩产生的力与 F_0^M 和收缩速度有密切关



图3 骨骼肌动态仿真模型^[10]

Fig. 3 The dynamic simulation musculoskeletal models

例,对各环节的长度和质量进行缩放。在缩放过程中控制实验中标记点与模型中理论点之间的误差尤为关键,最小二乘法为解决该问题提供理论依据。则

$$f_o(x) = \|Ax - b\|_2^2 = \sum_{i=1}^k (a_i^T x - b_i)^2 \quad (4)$$

式中: A 为 $k \times n$ 的矩阵; a_i^T 为举证 A 中的行; b 、 x 均为向量。

1.4 逆向运动学

逆向运动学计算的主要目的在于找到与实验室运动学数据最佳匹配的模型,验证模型是否最佳化,为残差最小化计算、逆向动力学推算、正向动力学模拟奠定基础。在这一过程中采用加权最小二乘法对实验室测得标记点的三维坐标、坐标体系与模型中相对应点三维坐标以及坐标体系之间的差异进行计算,将求得的值控制到最小。需要指出的是,在实验室采集数据和模型建立时的坐标都为广义坐标,即

$$\min_q \left[\sum_{i \in \text{markers}} w_i (x_i^{\text{exp}} - x_i^{\text{model}})^2 + \sum_{j \in \text{coords}} \omega_j (q_j^{\text{exp}} - q_j)^2 \right]$$

式中: x_i^{exp} 、 x_i^{model} 为点对应的实验室实测和模型中虚拟标识点的坐标; q_j^{exp} 为 j 点实验室测得的坐标值; q_j 为所有被指定 j 点的模型中的坐标值。

1.5 剩余残差计算

OpenSim建模的最终目的在于计算参与动作的各肌肉的力量,故在计算过程中需借助外部接触力(主要是指地面反作用力),并通过逆向动力学来计算推导。逆向动力学计算受制于运动学数据和地面反作用力,并且在求解逆向动力学方程时受到诸如自由度等未知条件的影响。因此,实验测试时运动学和地面反作用力数据的误差,以及肌肉-肌腱模型的不准确使得计算违背牛顿第二定律 $F_{\text{exp}} \neq m \times a$ ^[20]。实验室测试的力与利用牛顿第二定律计算所

得力之间存在差距,此力称为力残差(F_{residual}), $F_{\text{residual}} = F_{\text{exp}} - m \times a$ 。如果地面反作用力测试和模型都没误差情况下, F_{residual} 的理论值为0,但误差不可消除,只能通过轨迹优化和环节质量调整等方法来减小,一般认为力的最大剩余残差在0~10 N为好,力矩剩余残差为0~50 N·m。

1.6 肌肉计算控制

在人体动作模拟仿真中常用静态和动态优化两种方法对肌肉力量进行分配。静态优化易受到实验数据误差的影响,比如标记点移动误差;再者,静态优化为纯数学计算,与运动中肌肉的实际参与情况之间存在差异。动态优化把肌肉生理横截面积、激活程度、力-长度、力-速度等肌肉力量相关因素与优化相结合,显著提高了计算结果与实际情况的吻合度,但由于肌肉的冗余问题,也增加了方程的求解困难程度和计算时间。CMC为正向动力学模拟提供一种新的优化算法,在此算法中包含前馈和反馈两种方式,计算功能更强大,计算速度更快,通常以10 ms时间间隔进行计算,一个模拟所需要的计算时间不足10 min,极大提高计算机模拟技术动作的效率。整个过程与位移、速度、加速度等相关。

如图4所示,正向动力学仿真时,时间间隔 $T=0.01$ 与100 Hz拍摄速度吻合;首先在广义坐标中计算加速度 \ddot{q}_j^{des} ,从而驱动模型的广义坐标 q 和实验室运动学数据 \dot{q} ; k_v 和 k_p 为反馈所得值, e_p 和 e_q 表示位置与速度之误差;肌肉作用 u 表现为逆向收缩和动态激活。其公式为^[21]

$$\ddot{q}_j^{\text{des}}(t+T) = \ddot{q}_j^{\text{exp}}(t+T) + k_v [\dot{q}_j^{\text{exp}}(t) - \dot{q}_j(t)] + k_p [q_j^{\text{exp}}(t) - q_j(t)] \quad (5)$$

式中: \ddot{q}_j^{des} 表示第 j 关节的角加速度; q_j^{exp} 、 \dot{q}_j^{exp} 、 \ddot{q}_j^{exp} 实验室测得的第 j 关节的位移、速度、角加速度; q_j 为广义坐标向量; k_v 、 k_p 为反馈结果; $t=10$ ms。

1.7 OpenSim 模拟结果

图5中曲线A、B的模拟结果显示,在摆动初期降低股中间肌(vasti, VAS)和股直肌(rectus femoris, RF)的激活程度,都能使膝关节屈曲的角度增加,即VAS和RF的僵硬可能是造成摆动期膝关节弯曲障碍的原因。但是曲线C的模拟结果表明,如果在摆动期降低RF的激活程度,不能明显改善膝关节屈曲角度。上述结果提示康复医师在对偏瘫步态康复时应于摆动初期降低RF的激活程度,以

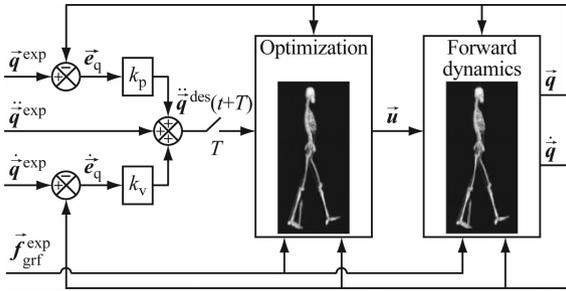


图4 肌肉计算控制应用于步态的算法原理
 Fig.4 Algorithm principle of computed muscle control applied in gait

增加膝关节屈曲角度,减少膝关节僵硬对偏瘫划圈步态的影响;在康复过程中应特别重视 VAS 和 RF 肌肉的放松。

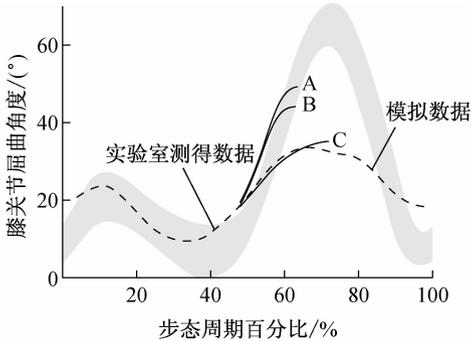


图5 股四头肌不同激活程度时膝关节屈曲角度^[10]
 Fig.5 Knee flexion trajectories for different quadriceps excitation levels

2 OpenSim 模型应用领域概述

OpenSim 模型的应用主要集中在正常人体步态特征和生物医学领域,特别是在异常步态方面的研究成果斐然。

步行能力是人体最基本的特征,但是步行的生物力学原理相对比较复杂,科学家们一直没有停止人体步行机制的研究。随着计算机技术的发展,计算机仿真成为研究人体步行特征的新手段。Umberger^[22]通过模型研究发现,在正常步速下参与腿摆动的肌肉消耗能量占总能量的 29%;在步幅增加而步频不变的情况下,双支撑期消耗的能量增加,摆动期消耗的能量减少。Hamner 等^[23]指出,在跑步支撑初期股四头肌为主要制动肌;在支撑后期,小腿后群肌肉(比目鱼肌、腓肠肌)为支撑和推动前进

的主要肌肉。Arnold 等^[24]认为,人体行走时下肢的肌纤维长度呈现“增加-平稳-降低”曲线变化,但是这种变化比较小。因此,计算机仿真特别是 OpenSim 建模的应用为研究人体步行机制提供新方法。

Jansen 等^[25]从正常人体步态出发,通过调整肌肉长度和反馈速度模拟偏态步态,研究发现肌肉长度和反馈速度增加会导致偏态步态。Knarr 等^[26]认为踝关节跖屈肌在中风偏态后步态训练中至关重要,改变跖屈肌的激活程度和强化跖屈肌功能可有效改善偏瘫步态。John 等^[27]利用肌肉模型从肌肉体积出发研究肌肉萎缩对中风偏瘫步态的影响,结果发现偏瘫严重一侧下肢的肌肉脂肪更多,肌肉萎缩明显。Brian 等^[28]从肌肉协同角度分析中风后步态的补偿机制,当跖屈肌、背屈肌、小腿后群肌肉同时受损,中风步态不可能得到其他补偿,以表现出正常步态表象,在摆动期初期背屈肌无法被取代,为中风偏瘫步态康复提供新的指导思想。

Steele 等^[12]研究发现,在蹲伏步态(crouch)中患肢对股四头肌力量的要求更高,同时股外展肌和踝关节跖屈肌力量的减弱可能是导致蹲伏步态的原因。从股骨颈压力来看,轻度蹲伏步态病人的股骨颈压力与常人无异,但是随着严重程度的增加,股骨颈的压力也随之增加,当膝关节屈曲度大于 50°时,股骨颈的压力大于体重 6 倍,是正常人的 2 倍,这可能与股四头肌张力增加有关^[29]。通过 OpenSim 模拟研究更能够发现潜在的产生蹲伏步态风险的因素^[30]。

膝关节是人体结构最为复杂、功能最为重要、最易发生损伤的关节之一,对膝关节病变的研究越来越受到重视。其中,骨性关节炎(osteoarthritis, OA)和前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)损伤已经成为当今生物力学和康复医师关注的热门问题。Henak 等^[31]从接触力出发,综合分析 OA 研究的各种方法,其中计算机模拟是一种比较可行的方法。膝关节接触力的增加可能是加重 OA 的因素之一^[32]。Shao 等^[33]利用表面肌电图驱动肌肉模型分析发现,胫骨平台迁移和侧副韧带受力增加或增加 ACL 的载荷,可能造成 ACL 损伤。

3 总结与展望

OpenSim 软件以 l^{MT} 、 F_0^M 、 α 、 a 、PCSA、 l_s^L 、 l_0^M 等肌

肉形态参数为基础建立通用人体骨肌模型,如 Delp 等^[34]以身高 170 cm、体重 70 kg 为基础建立的 19 自由度、92 块肌肉-肌腱系统的人体下肢骨肌模型,此模型得到大量的应用。可以通过实验室测得的实验数据对上述的通用模型进行缩放,从而建立符合个体特征的个性化模型;通过逆向运动学求解,使建立的模型与人体实际状况最佳匹配;通过 RRA 方法把外部力——地面反作用力与人体惯性参数相结合,把逆向动力学计算时的误差控制到最小;通过 CMC 改变上述的肌肉参数,如 a 、 F_0^M ,从而得到模拟计算的结果,如探求蹲伏步态的肌肉力量特点^[12]。由于 OpenSim 具有对肌肉形态参数控制精细、计算误差小、计算速度快等特点,越来越多地被应用在神经肌肉性疾病病因分析、动作的神经肌肉控制策略研究等方面,也日益受到生物力学专家和学者的关注。

未来,利用 OpenSim 建模仿真研究主要集中在以下几个方面:①探求异常步态神经肌肉机制,如偏瘫步态、帕金森步态、蹲伏步态等;②探求骨性关节炎的肌肉工作特征;③与有限元分析相结合,研究人体运动中骨肌系统之间的相互作用;④探讨人体动作的协调机制;⑤通过模拟改进动作技术和预防运动损伤。OpenSim 在国内研究领域的利用尚不广泛,值得推广与应用。

参考文献:

- [1] 吴成亮,郝卫亚. 跳马过程中人-器械动力学关系的研究[J]. 中国体育科技, 2011, 47(6): 25-29.
- [2] 李旭鸿,郝卫亚,于佳彬,等. 基于 LifeMod 对跳马过程中体操运动员-落地垫动力学关系的计算机仿真[J]. 体育科学, 2013, 33(3): 81-87.
- [3] 于佳彬,郝卫亚,周兴龙. 纵跳落地动作地面反作用力计算机仿真方法的研究[J]. 天津体育学院学报, 2013, 28(6): 497-501.
- [4] 吴成亮,郝卫亚,李旭鸿,等. 体操跳马助跳板的动力学特征[J]. 医用生物力学, 2013, 28(6): 665-670.
Wu CL, Hao WY, Li XH, *et al.* Kinetic characteristics of gymnastic vault springboard [J]. J Med Biomech, 2013, 28(6): 665-670.
- [5] 刘书朋,司文,严壮志,等. 基于 AnyBody™ 技术的人体运动建模方法[J]. 生物医学工程学进展, 2010, 31(3): 131-134.
- [6] 刘刚,桂隽超. 基于 Anybody 仿真对卧推力量训练的生物学研究[C]//第十六届全国运动生物力学学术交流大会论文集. 桂林: [s. n.], 2013.
- [7] Qian JG, Bian R. Finite element modeling of hip joint during standing and its mechanical significances [C]//Proceedings of Second International Conference on Modelling and Simulation. Manchester: [s. n.], 2009: 396-402.
- [8] Qian JG, Song YW, Tang X, *et al.* Examination of femoral-neck structure using finite element model and bone mineral density using dual-energy X-ray absorptiometry [J]. Clin Biomech, 2008, 24(1): 47-52.
- [9] 李琳杰,成万祥. 基于 OpenSim 技术的跨栏跟腱仿真分析[J]. 天津体育学院学报, 2013, 28(6): 502-507.
- [10] Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, *et al.* OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2007, 54(11): 1940-1950.
- [11] Christophy M, Senan NAF, Lotz JC, *et al.* A musculoskeletal model for the lumbar spine [J]. Biomech Model Mechanobiol, 2012, 11(1-2): 19-34.
- [12] Steele KM, van der Krogt MM, Schwartz MH, *et al.* How much muscle strength is required to walk in a crouch gait [J]. J Biomech, 2012, 45(15): 2564-2569.
- [13] Blazkiewicz M. Muscle force distribution during forward and backward locomotion [J]. Acta Bioeng Biomech, 2013, 15(3): 3-9.
- [14] Xiao SM, Higginson J. Sensitivity of estimated muscle force in forward simulation of normal walking [J]. J Appl Biomech, 2010, 26(2): 142-149.
- [15] Hill V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle [J]. Proc R Soc Lond, 1938, 126(843): 136-195.
- [16] 邹亮畴. 肌肉拉长-缩短周期研究的若干问题[J]. 体育与科学, 1999, 20(3): 1-5.
- [17] Delp SL, Loan JP, Hoy MG, *et al.* An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1990, 37(8): 757-766.
- [18] Thelen DG. Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults [J]. J Biomech Eng, 2003, 125(1): 70-77.
- [19] Pandy MG. Computer modeling and simulation of human movement [J]. Ann Rev Biome Eng, 2001, 3(2): 245-273.
- [20] Kuo AD. A least squares estimation approach to improving the precision of inverse dynamics computations [J]. J Biomech Eng, 1998, 120(1): 148-159.
- [21] Thelen DG, Anderson FC. Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data [J]. J Biomech, 2006, 39(6): 1107-1115.
- [22] Umberger BR. Stance and swing phase costs in human

- walking [J]. *J R Soc Interface*, 2010, 7(50): 1329-1340.
- [23] Hamner SR, Seth A, Delp SL. Muscle contributions to propulsion and support during running [J]. *J Biomech*, 2010, 43(14): 2709-2716.
- [24] Arnold EM, Delp SL. Fibre operating lengths of human lower limb muscles during walking [J]. *Philos T R Soc A*, 2011, 366(1570): 1530-1539.
- [25] Jansen K, De Groot F, Aerts W, et al. Altering length and velocity feedback during a neuro-musculoskeletal simulation of normal gait contributes to hemiparetic gait characteristics [J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2014, doi: 10.1186/1743-0003-11-78.
- [26] Knarr BA, Kesar TM, Reisman DS, et al. Changes in the activation and function of the ankle plantar flexor muscles due to gait retraining in chronic stroke survivors [J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2013, doi: 10.1186/1743-0003-10-12.
- [27] Ramsay JW, Barrance PJ, Buchanan TS, et al. Paretic muscle atrophy and non-contractile tissue content in individual muscles of the post-stroke lower extremity [J]. *J Biomech*, 2011, 44(16): 2741-2746.
- [28] Knarr BA, Reisman DS, Binder-Macleod SA, et al. Understanding compensatory strategies for muscle weakness during gait by simulating activation deficits seen post-stroke [J]. *Gait Posture*, 2013, 38(2): 270-275.
- [29] Steele KM, Demers MS, Schwartz MH, et al. Compressive tibiofemoral force during crouch gait [J]. *Gait Posture*, 2012, 35(4): 556-560.
- [30] Steele KM, Seth A, Hicks JL, et al. Muscle contributions to support and progression during single limb stance in crouch gait [J]. *J Biomech*, 2010, 43(11): 2099-2105.
- [31] Henak CR, Anderson AE, Weiss JA. Subject-specific analysis of joint contact mechanics: Application to the study of osteoarthritis and surgical planning [J]. *J Biomech Eng*, 2013, 135(2): 1-26.
- [32] Richards C, Higginson JS. Contact force in subjects with symmetrical OA grades: Differences between OA severities [J]. *J Biomech*, 2010, 43(13): 2595-2600.
- [33] Shao Q, MacLeod TD, Manal K, et al. Estimation of ligament loading and anterior tibial translation in healthy and ACL-deficient knees during gait and the influence of increasing tibial slope using EMG-driven approach [J]. *J Biomech*, 2010, 43(13): 2595-2600.
- [34] Delp SL, Loan JP, Hoy MG, et al. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1990, 37(8): 757-767.

· 消息 ·

汤亭亭教授当选国际华人骨研学会候任主席

上海交通大学医学院附属第九人民医院骨科汤亭亭教授近日当选为国际华人骨研学会候任主席,任期为2017-2019年。国际华人骨研学会(the International Chinese Musculoskeletal Research Society, ICMRS)是由世界范围内骨科研究及骨矿研究领域的华裔研究人员组成,旨在推动肌肉骨骼系统及相关研究领域多学科合作和交流的国际性学术组织。学会于1994年在美国Idaho州成立,原名国际硬组织学会(International Chinese Hard Tissue Society, ICHTS)。历经20余年的发展,已拥有来自美国、澳大利亚、英国以及中国大陆、香港和台湾等国家和地区的会员1000余人,合作出版Bone Research、Journal of Orthopaedic Translation两本英文杂志,在国内已建有18个联合研究中心,覆盖领域包括骨科、内分泌和代谢学、口腔医学、中医学、类风湿学等临床学科,以及细胞生物学、分子生物学、生物力学、材料学、药学等基础学科。汤亭亭教授将是该学会历史上的第12任主席,也是第一位来自中国大陆的科学家当选此职务。