

文章编号:1004-7220(2011)02-0097-08

· 专家论坛 ·

## 人体运动的生物力学建模与计算机仿真进展

郝卫亚

(国家体育总局 体育科学研究所,北京 100061)

**摘要:** 人体运动的生物力学建模与仿真,广泛应用于阐明不同运动的生理机理、探讨运动损伤机制、提高运动员运动成绩和降低损伤等诸多研究领域。他涉及人体骨骼、关节、肌肉和神经等组织的生理、解剖和力学特征的数学建模。利用数学模型,可以采用相关算法求解运动过程中不同肌肉的收缩力,同时还可通过计算机软件进行仿真实验并将仿真结果可视化。本文对人体运动的生物力学建模与仿真及其应用进行了综述。

**关键词:** 人体运动; 生物力学; 数学模型; 计算机仿真

**中图分类号:** R 318.01      **文献标志码:** A

### Advances in biomechanical modeling and computer simulation of human movement

HAO Wei-ya (*China Institute of Sport Science, General Administration of Sport of China, Beijing 100061, China*)

**Abstract:** The method of biomechanical modeling and computer simulation for human movement has been widely used in such research fields as elucidating physiological mechanisms of different kinds of movements, investigating the causes of sports injuries, helping to promote sports performances and to prevent injuries for athletes. Such method involves mathematical modeling on a series of physiological, anatomical and mechanical characteristics of human bones, joints, muscles and nerves. Muscle forces exerted during movements can be estimated using algorithms based on such models. Meanwhile, simulation experiments can be performed and make the results visualized by using computer software. This paper will review the biomechanical modeling and computer simulation of human movement and its application in details.

**Key words:** Human movement; Biomechanics; Mathematical modeling; Computer simulation

运动是人体最基本机能之一。运动系统执行人体的运动功能,包括骨、关节(骨连接)和骨骼肌。人体运动系统由全身各骨借关节相连形成骨骼,构成人体的支架,赋予人体基本形态。骨骼肌附着于骨,在神经系统调控下进行收缩和舒张,牵引骨改变位置和角度,产生运动。

运动生物力学就是研究与人体运动有关的力学

问题。当前,运动生物力学专家已经可以通过基于光学的运动捕获系统(如 VICON)、高速摄像机等先进设备精确记录粘贴在人体身上标志点的三维运动轨迹,并分析各种形式的人体动作过程中不同环节和关节的运动特点。根据不同形式的人体动作特点,建立相应的刚体系统力学模型,对相应数学方程求解,进行计算机仿真研究是运动生物力学学科的

收稿日期:2011-01-04; 修回日期:2011-01-31

**作者简介:** 郝卫亚(1966-), 国家体育总局体育科学研究所研究员, 博士研究生导师, 国家体育总局备战奥运会科技专家组成员, 国家新世纪百万人才工程入选者。研究方向: 人体运动系统的生物力学与计算机仿真, 运动技术分析, 体育工程与生物力学, 运动鞋生物力学等。现任中国体育科学学会运动生物力学分会秘书长, 全国人类工效学标准化技术委员会委员, 北京生物医学工程学会生物力学分会委员, 《医用生物力学》杂志编委等学术团体职务。E-mail: haoweiya@ciss.cn。

一个重要内容。类似的研究最早可以追溯到1894年对自由下落猫转体运动的研究。近年来为了适应生物学、体育科学、人体工程学、航空航天和仿生技术的要求,人体运动的数学建模与计算机仿真研究有了很大发展。本文将综述有关人体运动的建模与仿真的若干问题。

## 1 人体运动的生物力学模型

### 1.1 模型的建立

为研究人体运动,人们已建立了很多生物力学模型。由于所研究的目的不同,他们形式各异、繁简不同。最简单的人体运动模型是单自由度的倒摆(inverted pendulum)模型(见图1),可以很好地描述人体在自然步长、步频状态下行走时动能和势能的转化<sup>[1-2]</sup>。但是这个模型无法用来分析下肢肌肉如何在神经系统调控下协调一致、共同工作,使人体行走过程中重心能够顺畅地向前运动。具有关节的模型虽然可以由关节净力矩(net torque)所驱动,但是由于模型中没有包括肌肉、韧带以及骨骼和关节的几何形状等相关元件,也无法分析肌肉在运动过程

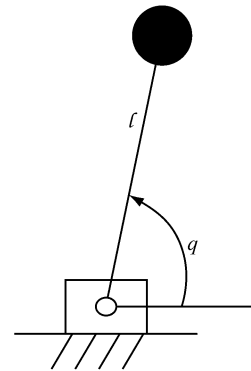


图1 人体行走的倒摆式单自由度平面模型

Fig.1 Planar 1 degree-of-freedom (dof) inverted pendulum model for simulating normal walking

中的协调关系。

较为完整的人体运动的模型应当包括:骨骼动力学模型;肌肉路径模型;肌肉-肌腱驱动(musculo-tendon actuation)模型;肌肉兴奋-收缩耦合(excitation-contraction coupling)模型;运动任务的目标(goal of the motor task)模型<sup>[3-4]</sup>。这些模型按照一定生理解剖和力学关系发挥作用而形成了人体运动(见图2)。

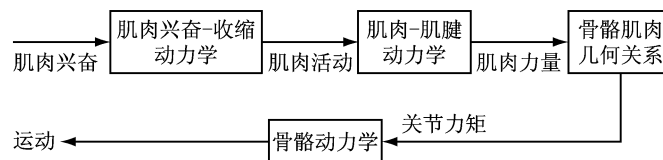


图2 人体运动的多环节模型示意图

Fig.2 Diagram showing components included in a multijoint model of movement

**1.1.1 骨骼动力学方程** 如果所考虑的人体肌肉骨骼系统具有  $n$  个自由度 (degree of freedom, DoF), 对应关节角度是广义位移  $\bar{q}$ , 则该肌肉骨骼系统中的运动与肌肉作用力之间的关系可由以下矩阵方程(1)表示<sup>[3-4]</sup>:

$$M(\bar{q}) \ddot{\bar{q}} + C(\bar{q}) \dot{\bar{q}}^2 + \bar{G}(\bar{q}) + R(\bar{q}) F_{MT} + \bar{E}(\bar{q}, \dot{\bar{q}}) = 0 \quad (1)$$

式中:  $M(\bar{q})$  为系统的质量矩阵 ( $n \times n$ );  $M(\bar{q}) \ddot{\bar{q}}$  为惯性力和力矩矢量;  $C(\bar{q}) \dot{\bar{q}}^2$  为离心力和科里奥利力和力矩矢量;  $\bar{G}(\bar{q})$  为重力和力矩矢量 ( $n \times 1$ );  $R(\bar{q})$  为肌肉力的力臂矩阵 ( $n \times m$ ,  $m$  是肌肉数目);  $F_{MT}$  为肌肉-肌腱收缩力矢量 ( $m \times 1$ );  $R(\bar{q}) F_{MT}$  为肌肉-肌腱收缩净力矩矢量;  $\bar{E}(\bar{q}, \dot{\bar{q}})$  则是外力环境

对人体的作用力和力矩矢量。人们可根据研究目的,建立描述人体运动的不同复杂程度的骨骼动力学模型,他们具有不同数目的自由度,方程(1)的相应具体形式也会不同。当自由度较多时,例如超过4个,人们就往往需要计算机来完成方程的推导。

但是,方程(1)往往是冗余的,因为未知收缩力的肌肉数目多于方程数目 ( $m > n$ )。为了获得肌肉力,需要合并肌肉力,或者采用优化计算方法<sup>[3-4]</sup>。最简单方法就是把方程(1)简化,使得每个自由度对应一个肌肉力矩,得到以下形式的方程:

$$M(\bar{q}) \ddot{\bar{q}} + C(\bar{q}) \dot{\bar{q}}^2 + \bar{G}(\bar{q}) + T_{MT} + \bar{E}(\bar{q}, \dot{\bar{q}}) = 0 \quad (1)$$

式中:  $T_{MT}$  就是关节净力矩 ( $n \times 1$ ), 等于  $R(\bar{q}) F_{MT}$ 。

**1.1.2 肌肉路径模型** 肌肉的起、末点位置影响着肌肉所跨过关节的作用力臂。该力臂与肌肉力相乘就是该肌肉对产生关节运动的合力矩的贡献大小。如同方程(1)所示,力臂  $R(\bar{q})$  通常是关节的角度的函数。

**1.1.3 肌肉模型** 肌肉收缩力大小依赖于肌肉的兴奋程度和肌肉收缩能力特征。而肌肉收缩能力则取决于组成肌肉的肌纤维的力-长度和力-速度关系;除了肌肉本身外,将肌肉与骨骼连接起来的肌腱的力学特征也是十分重要的。可以用2个微分方程表示目前广泛使用的 Hill 类型的肌肉模型<sup>[4-5]</sup>:

$$\left. \begin{aligned} \dot{a} &= f_1(u, a) \\ \dot{l}_M &= f_2(l_M, l_{MT}, a) \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

式中: $u$  为肌肉兴奋水平 (exercitation),  $a$  为肌肉活动程度 (activation) ( $0 \leq a \leq 1$ ),  $l_M$  为肌纤维长度;  $l_{MT}$  为肌肉-肌腱联合体总长度。肌肉力量  $F_{MT}$  可以通过求解以上2个微分方程后再积分下式而获得<sup>[3, 5]</sup>:

$$\dot{F}_{MT} = f(F_{MT}, l_M, \dot{l}_M, a) \quad (3)$$

**1.1.4 肌肉兴奋-收缩耦合模型<sup>[3]</sup>** 肌肉并不能够瞬时进入收缩启动或者放松状态。肌肉收缩产生收缩力与他接受兴奋存在着时间延迟。这种延迟是由于钙离子在肌浆网状组织向  $T$ -小管系统间流动并与肌钙蛋白结合所需要的时间引起的。通常,人们采用一次方程的数学模型描述肌肉兴奋( $u$ , 代表纯粹神经兴奋驱动)与肌肉收缩启动( $a_m$ )之间的时间延迟。

$$\left. \begin{aligned} \dot{a}_m &= \frac{1}{\tau_{rise}}(u^2 - ua_m) + \frac{1}{\tau_{fall}}(u - a_m) \\ u &= u(t) \\ a_m &= a_m(t) \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

方程(4)假设肌肉启动仅仅与其兴奋( $u$ )有关。当然,还可以有其他形式的肌肉兴奋-收缩耦合模型。例如,可认为肌肉的启动与肌肉募集和刺激频率有关。但是,在人体多体动力学模拟中,无论这两个频率对结果的影响都比方程(4)中的2个时间常数  $\tau_{rise}$  和  $\tau_{fall}$  要小一些。 $\tau_{rise}$  为肌肉的启动时间 (12 ~ 20 ms), 而  $\tau_{fall}$  则为肌肉的放松时间 (24 ~ 200 ms)。

**1.1.5 运动任务的目标模型<sup>[3, 5]</sup>** 联合方程(1)、(2)和(3),就构成一个神经肌肉骨骼系统的数学模型。这个系统的输入是肌肉运动,输出则是人体运动(见图2)。同时,使用实际测量的人体肌电信号 (electromyography, EMG) 和环节的运动,可以估计运动时的肌肉力。另外一种方法就是建立运动任务的目的模型,然后用他与前面模型一起进行动力学优化计算,获得为实现最佳表现的肌肉力。但是,建立一个运动的目标模型或成本函数并不简单,因为运动表现一定被作用于运动目标的生理和环境因素所限制。我们不知道,也很难确定在完成一定运动过程中(如行走)肌肉活动和身体环节运动是否存在一定的准则。

**1.2 肌肉收缩力的确定**

**1.2.1 逆向动力学和正向动力学分析** 人体运动的生物力学模型一旦建立,就可以用来求解一些难以用测量方法确定的变量。例如,肌肉力难以通过无创性 (noninvasively) 直接获得,可以通过逆向动力学或正向动力学分析求得(见图3<sup>[3]</sup>)。

在逆向动力学方法中,通过无创方法测得人体运动(环节的位移,速度和加速度)和外力输入方程(1)后,便可以计算肌肉力的变化<sup>[3-4]</sup>。相反,在正向动力学分析中,肌肉兴奋 (exercitation) 或者活动

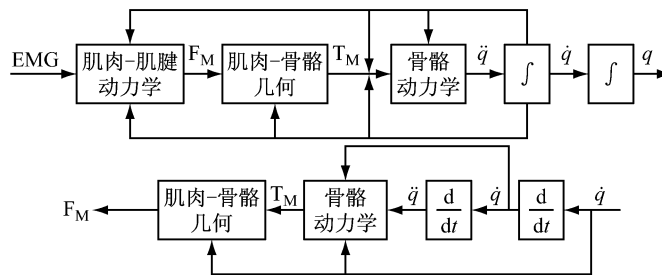


图3 正向动力学(上图)和逆向动力学(下图)方法示意图<sup>[3]</sup>

Fig.3 Diagram showing methods of forward dynamics and inverse dynamics

程度(activation),作为方程(1)的输入,计算人体运动的变化。在正向动力学分析中,肌肉力作为一个中间变量而获得;而在逆向动力学分析,肌肉力是最终结果<sup>[3-4]</sup>。

**1.2.2 优化计算方法** 由于人体肌肉、韧带和关节构成一个冗余的系统,也就是跨过任何一个关节的肌肉和韧带的数目多于该关节的自由度数。因此,按照经典力学方法,这些肌肉和韧带所产生的力也就没有唯一解。如果要分析完成动作过程中,关节的净力或者净力矩,则可以采用正向或者逆向动力学方法直接求解方程(1a);但如果要分析参与动作的每个肌肉单位收缩力变化,以及肌肉单位之间如何协调等问题时,再采用正向或者逆向动力学方法就无法获得这些信息。为解决这类问题,人们通常采用优化计算方法分析不同肌肉收缩力的变化。

优化计算方法通常包括2种方法:(1)静态优化方法(static optimization), (2)动态优化方法(dynamic optimization)或者优化控制理论(optimal control theory)<sup>[5-6]</sup>。在静态优化方法中,先通过逆向动力学方法计算每个关节的净力矩。然后应用参数优化方法解决(分解)沿着运动轨迹上每个时间步长的肌肉力冗余问题。在人体运动中,通常使用的成本函数最优准则是所有肌肉力的平方和最小化或者肌肉的能量损耗最小化<sup>[5]</sup>。静态优化方法计算简便快速,但是存在一些缺陷。例如,不能将肌肉的兴奋-收缩耦合引入模型之中,因为逆向动力学方法本身就没有这种耦合模型。相比之下,基于正向动力学方法的动态优化方法,在估计运动中的肌肉力更有效<sup>[5]</sup>。动态优化方法在整个运动时间过程中计算运动任务的优化问题。这种方法也就很容易将肌肉的兴奋-收缩耦合引入。动态优化的最大局限性是其巨大的计算量,因为在每次算法迭代中运动的控制方程需要积分很多次<sup>[5-6]</sup>。

## 2 人体运动的计算机仿真

### 2.1 人体运动的计算机仿真实验及仿真结果的可视化

在针对人体的某种动作建立了生物力学模型后,就可通过模型进行正向、逆向动力学计算或者优化计算,求解人体完成动作过程中相关肌肉、关节的受力,以及他们与动作过程中运动学指标间关系,也

可以研究人体动作过程中神经肌肉系统对动作的调节控制机理等问题(见图4)。这种研究通常要结合人体实验(*in vivo*)获得的数据,例如运动捕捉获得的运动学数据、测力台获得的地面反作用力(ground reaction force, GRF),测试获得的肌电信号等<sup>[3]</sup>。在进行模型求解过程中,还要结合人体的惯性参数,包括模型相关的人体不同环节的质量、质心位置、转动惯量等参量。目前广泛采用的人体惯性参量的计算方法主要有3种方法,基于尸体解剖法、活体测量法和数学模型法等,本文不作专门介绍<sup>[7]</sup>。人体系统模型的动力学求解或者优化计算结果需要与一定的人体实验结果对比验证,并对模型进行评估验证(validation)。在完成模型的验证后,就可以进行两方面工作:(1)对求解结果进行分析;(2)进行计算机仿真实验,即根据研究目的,仿真研究相关的生理(如神经肌肉系统功能状态)、力学(如肌肉力,初始运动条件)等诸多因素对人体运动的影响<sup>[5, 8-9]</sup>。

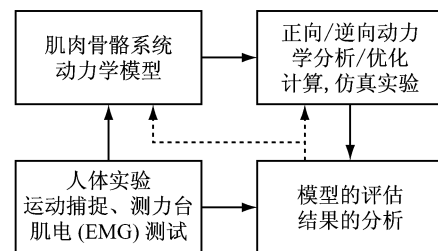


图4 研究人体运动中肌肉骨骼系统动力学模型、计算机仿真实验和人体实验(*in vivo*)关系示意图

Fig. 4 Schematic diagram showing relationships among musculo-skeletal model, computer simulation experiment and human *in vivo* experiment in the study of human movement

人体运动的计算机仿真结果,除了采用常用的曲线图形、表格等表现方式外,还常常需要计算机可视化,把计算机仿真结果直观地用人体动画表现出来,便于进行分析比较。随着近年来计算机技术的高速发展,基于计算机图形学的人体动画技术为人体运动仿真结果提供了良好的实时显示工具。例如,郝卫亚等<sup>[9]</sup>开发了一个跳水运动员技术动作的可视化软件,他基于人体运动的三维数据,可以将计算机仿真人体运动结果转化为较为逼真的动画(见图5)。

### 2.2 基于生物力学的人体运动仿真计算机软件

通常,通过建立人体运动的生物力学模型,进行

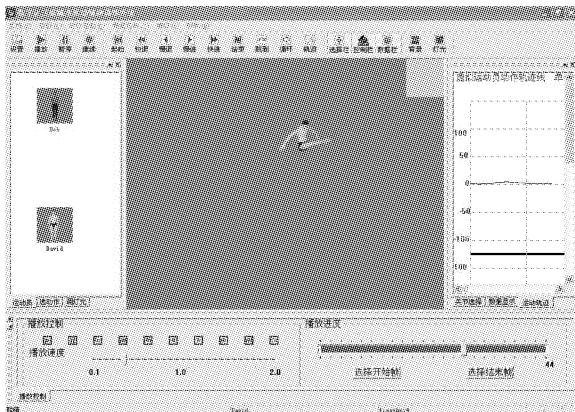


图5 跳水动作仿真可视化软件的界面  
Fig.5 An interface in software for simulating movement in diving

计算机仿真实验以及仿真结果的可视化都需要计算机软件来实现。依照软件中的运动模型是否遵循基本力学、生理解剖学规律,人体运动的计算机仿真技术有两大类:基于生物力学的人体运动计算机仿真技术和不基于力学原理的纯粹的人体运动计算机仿真技术。后者已经广泛应用于动画、影视特效、交互式游戏的制作以及人体工程学的研究中,他能够以十分逼真的形式再现通过运动捕捉技术获得的人体动作,并且可以通过虚拟现实和计算机动画技术人为改变原来的运动形式。

目前,基于运动生物力学规律的人体动作仿真软件并不多见。对于建立的较简单人体运动模型可以通过研究者自行编写的软件实现。但是如果模型比较复杂,自由度较多时,通常采用商用软件进行计算机仿真。常见人体运动仿真的计算机软件有 SD/FAST, Anybody, LifeMod (MSC ADAMS), SIMM 等<sup>[3,9]</sup>。这些软件可以根据研究目的较方便地建立不同形式的人体模型,结合动作捕捉测量得到的人体运动数据,进行人体系统的动力学分析和肌肉力计算,同时还可以通过建立外界环境,分析人体运动过程中人体与环境之间的作用力关系。

### 3 人体运动建模与仿真的应用

#### 3.1 生物医学中应用

通过建立人体运动系统多刚体系统模型,利用计算机仿真技术对人体动作进行分析的研究是当前生物力学研究的一个热门领域。近年来仅英国《自然》和美国《科学》杂志就发表多篇文章都涉及到人

体运动的模型<sup>[2, 10-16]</sup>。这方面最多的研究是有关人类(也有四肢动物)日常生活中最基本动作(例如行走、跑步、起立、上下楼梯、跳跃等)的生物力学规律。例如, Srinivasan 等<sup>[2]</sup>建立人体下肢简单的数学模型,采用优化计算方法,证明人类在不同移动速度时选用走和跑的不同步态是最为经济节能手段。Collins 等<sup>[17]</sup>使用一个三维人体步行多刚体模型,并结合人体实验结果,证明步行时上臂的被动摆动 (passive swing) 可以减小地面对足的反作用力矩,并降低下肢肌肉力量和身体的能量消耗。Blajer 等<sup>[18]</sup>建立了下肢二维 9 刚体模型,仿真研究了在矢状面内垂直跳高、立地跳远和高处落地跳跃 3 种动作时肌肉力和关节反作用力的变化。Yoshioka 等<sup>[19]</sup>建立了人体从椅子上起立 (sit-to-stand) 的多体系统模型,并结合所采集的运动学实验数据,研究了起立时髋、膝和踝关节的受力情况。

得益于对人体运动生物力学规律的理解,人们利用所建立的步行和跑步生物力学模型研究人类的进化问题。近年来,古人类学家发表多篇研究论文,通过分析古代类人猿下肢化石的形态学特点及其相关的生物力学特征,推算古生物在陆地双足行走的开始年代<sup>[11-14]</sup>。Rolian 等<sup>[20]</sup>则结合足的局部力学模型,通过分析足趾长度对行走和跑步时足部所受到的地面力、跖趾关节所受到的力矩及其产生的冲量、功率等指标的影响,说明足趾长度的减小能够降低跑步时能量消耗;同时认为,现代人类较短的足趾是为适应长距离奔跑的需要进化而来的。

人体运动的生物力学建模与仿真方法在疾病预防和治疗中也广泛地应用。针对大量的老人在行走过程中摔倒的社会问题,人们建立了各种不同的生物力学模型,探讨老人摔倒的机理和预防措施。Yang 等<sup>[21]</sup>建立了 1 个矢状面内的 7 环节 9 自由度人体模型,预测人体行走中失去平衡而后向滑倒的速度阈值;Yang 等<sup>[22]</sup>建立了 1 个冠状面内的 2 环节单自由度的模型,采用动态的动力学优化方法,计算人体失去平衡而侧向滑倒的速度阈值。Ikemoto 等<sup>[23]</sup>将肌肉骨骼系统动力学模型与人体中枢模式发生器 (central pattern generator, CPG) 组合起来,形成运动控制系统,研究探讨人行走中遇到意外扰动 (如打滑、地面不平、障碍物等) 时肌肉反射模式和 CPG 反射模式对扰动的补偿机制,同时也分析了下

肢部分肌肉痉挛时补偿机制的变化。Lieberman等<sup>[10]</sup>利用所建立的动力学模型,分析人体跑步的实验结果,研究不同人群在习惯于穿鞋和赤足跑步时的不同着地方式(足跟和前足)及相应的冲击力特点;同时指出,现代的高跟鞋尽管舒适,但是限制了足的本体感觉,还可能导致足部肌肉萎缩,最终可能引起足部疾病。

### 3.2 体育科学中应用

在体育科学领域,人体运动生物力学建模与仿真方法在运动损伤的预防,以及促进运动水平的提高方面都具有重要作用。人们通过研究体育运动中人体肌肉、关节、骨骼、肌腱等受力变化,深化理解运动损伤发生的机理和运动技术动作的力学规律,探讨如何预防或者降低运动损伤发生率,如何改进运动技术动作以便提高运动成绩。

Minetti等<sup>[15]</sup>通过计算机仿真和实验方法,得到了十分有趣的结果。他们研究了古希腊运动员为提高奥林匹克跳远比赛成绩,而双手携带两个重物的现象;研究证明,携带适当的重量并且采用适当的技术动作可以提高跳远距离。Domire等<sup>[24]</sup>通过向上垂直跳跃的仿真模型证明,上肢摆动从2个方面增加弹跳高度:(1)他作为附加能量提高了弹跳高度;(2)上肢摆动降低了髋关节伸肌的运动速度,从而使这些肌肉在更适当的力——速度曲线范围内工作。Morlier等<sup>[25]</sup>建立了模拟撑杆跳高动作的14刚体人体模型,分析了7名运动员的技术动作,认为运动员在助跑起跳、撑杆过程中双手对杆的作用力矩对提高运动水平具有重要意义。刘延柱<sup>[26]</sup>建立了直立人体稳定性的生物力学模型,分析了双足步行的动态稳定性以及跳跃的动力学过程,并讨论了竞走和跑步相关的力学问题。

针对体操运动员在落地时足部受到很大的冲击力作用而发生下肢急性损伤(如骨折、骨裂,韧带撕裂)的问题,Mills等<sup>[27]</sup>采用3个不同复杂程度的模型对体操跳马前空翻和后空翻落地时地面冲击力,髋、膝和踝关节受力进行分析,并对损伤危险性进行了估计;同时认为,估计损伤危险性的仿真模型必须首先能够真实地计算人体内部受力。Yeadon等<sup>[28]</sup>建立了二维8刚体人体系统模型,并应用于1名专业武术运动员的空中落地动作的测量数据中,仿真结果提示落地前关节肌肉的拮收缩(co-contraction)

对降低落地冲击有重要的作用。为了探讨举重运动员髋关节损伤的原因,以及更深刻地理解抓举和挺举动作的差异和力量特点,本文作者建立了6刚体二维模型人体和杠铃模型,采用逆向动力学方法计算了10名我国运动员抓举和挺举时不同关节的净力和净力矩<sup>[29]</sup>。

### 3.3 其他领域中应用

人体运动生物力学建模与仿真方法具有诸多优点,如可实现时空的伸缩,具有一定的预测功能,可模拟实现极端或异常条件下的实验,还可灵活地进行多种实验条件的不同组合等。因此,这种方法不仅广泛地应用于生物医学和体育科学领域,而且还应用于汽车安全、航空航天、仿生学、法医学、人机工程学等领域。例如,Minetti<sup>[16]</sup>采用数学模型预测了人类在不同星球(如月球、火星、木星等)的重力环境下行走的速度。季白桦等<sup>[30]</sup>建立了航天员转体动作的15环节人体力学模型,并开发相关的计算机仿真软件,模拟航天员在失重状态下如何实现转体动作。

## 4 结语

随着计算机技术的迅猛发展,人体运动建模与仿真研究已取得快速的进步,在揭示人体运动规律和人类疾病的发生机理等方面发挥了重要作用。但是,人体运动建模与仿真研究还有巨大的发展空间<sup>[6, 31]</sup>。人体运动建模与仿真方法不仅要继续有关疾病发生机理和预防手段的基础研究,而且要展开有关临床患者的常规诊断治疗的应用研究;不仅要探索人体运动的生理、力学规律,而且要研究如何改进、设计人体动作(如体育、航空航天中的运动技术);不仅要针对正常人运动规律的探讨,而且要针对运动疾病患者(如脑偏瘫等)异常运动特征的分析。

人体运动建模与仿真研究要取得以上所述的进展,需要更先进的测量、建模、仿真和运动分析手段:(1)实现简便准确、无创地检测运动过程中肌肉骨骼载荷的动态变化,使测量载荷与建模仿真结果能够互相印证、互相补充。(2)在体(*in vivo*)准确地测量计算个体人体惯性参量,建立肌肉、骨骼和关节解剖模型。(3)改进人体运动生物力学模型及其算法,增加计算速度,降低计算周期;探索基于刚体力

学的模型与基于有限元的模型的融合。(4) 开发更先进技术,捕捉测量人体的运动,获得更精确的人体环节的运动数据。(5) 开发友好、通用的人体运动建模与仿真的计算机软件系统,使更多更广泛的科技和临床人员使用。

总之,人体运动生物力学模型与计算机仿真研究将随着科技进步更加深入和完善,将在生物医学、体育科学、康复工程学、工效学和航空航天等诸多领域发挥更大、更重要的作用。

**致谢:**感谢国家自然科学基金(10972062)和国家体育总局体育科学研究所基本科研业务费专项(编号08-18、09-31)资助。

#### 参考文献:

- [ 1 ] Cavagna GA, Heglund NC, Taylor CR. Mechanical work in terrestrial locomotion: Two basic mechanisms for minimizing energy expenditure[J]. *Am J Physiol*, 1977, 233: 243-261.
- [ 2 ] Srinivasan M, Ruina A. Computer optimization of a minimal biped model discovers walking and running [ J ]. *Nature*, 2006, 439(7072): 72-75.
- [ 3 ] Pandy MG. Computer modeling and simulation of human movement[J]. *Ann Rev Biomed Eng*, 2001, 3: 245-273.
- [ 4 ] Erdemir A, McLean S, Herzog W, *et al.* Model-based estimation of muscle forces exerted during movements [ J ]. *Clin Biomech*, 2006, 22(2): 131-154.
- [ 5 ] Fernandez JW, Pandy MG. Integrating modelling and experiments to assess dynamic musculoskeletal function in humans [ J ]. *Exp Physiol*, 2006, 91(2): 371-382.
- [ 6 ] 张希安,叶铭,王成焘. 基于骨肌模型的肌肉力计算方法及其面临的若干问题 [ J ]. *医用生物力学*, 2008, 23(6): 475-479.  
Zhang XA, Ye M, Wang CT. Musculoskeletal model based method for predicting muscle force and related issues [ J ]. *J Med Biomech*, 2008, 23(6): 475-479.
- [ 7 ] Yeadon MR. The simulation of aerial movement—II. A mathematical inertia model of the human body [ J ]. *J Biomech*, 1990, 23(1): 67-74.
- [ 8 ] Pandy MG, Andriacchi TP. Muscle and joint function in human locomotion [ J ]. *Annu Rev Biomed Eng*, 2010, 12: 401-433.
- [ 9 ] 郝卫亚. 专项体育运动的计算机模拟与仿真 [ C ] // 第十一届全国运动生物力学学术交流大会论文汇编. 成都: [ s. n. ], 2006: 10-18.
- [ 10 ] Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, *et al.* Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners [ J ]. *Nature*, 2010, 463(7280): 531-535.
- [ 11 ] Crompton RH, Pataky TC. Anthropology. Stepping out [ J ]. *Science*, 2009, 323(5918): 1174-1175.
- [ 12 ] Culotta E. Paleoanthropology: When hobbits (slowly) walked the earth [ J ]. *Science*, 2008, 320(5875): 433-435.
- [ 13 ] Gibbons A. Millennium ancestor gets its walking papers [ J ]. *Science*, 2008, 319(5870): 1599-1601.
- [ 14 ] Richmond BG, Jungers WL. Orrorin tugenensis femoral morphology and the evolution of hominin bipedalism [ J ]. *Science*, 2008, 319(5870): 1662-1665.
- [ 15 ] Minetti AE, Ardigó LP. Halteres used in ancient Olympic long jump [ J ]. *Nature*, 2002, 420(6912): 141-142.
- [ 16 ] Minetti AE. Walking on other planets [ J ]. *Nature*, 2001, 409(6819): 467-469.
- [ 17 ] Collins SH, Adamczyk PG, Kuo AD. Dynamic arm swinging in human walking [ J ]. *Proc Biol Sci*, 2009, 276(1673): 3679-3688.
- [ 18 ] Blajer W, Dziewiecki K, Mazur Z. Multibody modeling of human body for the inverse dynamics analysis of sagittal plane movements [ J ]. *Multibody Syst Dyn*, 2007, 18(21): 217-232.
- [ 19 ] Yoshioka S, Nagano A, Himeno R, *et al.* Computation of the kinematics and the minimum peak joint moments of sit-to-stand movements [ J ]. *Biomed Eng Online*, 2007, 6(1): 26-40.
- [ 20 ] Rolian C, Lieberman DE, Hamill J, *et al.* Walking, running and the evolution of short toes in humans [ J ]. *J Exp Biol*, 2009, 212(Pt 5): 713-721.
- [ 21 ] Yang F, Anderson FC, Pai YC. Predicted threshold against backward balance loss following a slip in gait [ J ]. *J Biomech*, 2008, 41(9): 1823-1831.
- [ 22 ] Yang F, Espy D, Pai YC. Feasible stability region in the frontal plane during human gait [ J ]. *Ann Biomed Eng*, 2009, 37(12): 2606-2614.
- [ 23 ] Ikemoto Y, Yu W, Inoue J. A study on balance maintenance strategies during walking—A simulation study [ C ] // 30th Annual International IEEE EMBS Conference. Vancouver; [ s. n. ], 2008: 5073-5076.
- [ 24 ] Domire ZJ, Challis JH. An induced energy analysis to determine the mechanism for performance enhancement as a result of arm swing during jumping [ J ]. *Sports Biomech*, 2010, 9(1): 38-46.
- [ 25 ] Morlier J, Mesnard M. Influence of the moment exerted by the athlete on the pole in pole-vaulting performance [ J ]. *J Biomech*, 2007, 40(10): 2261-2267.
- [ 26 ] 刘廷柱. 双足步行与跳跃的力学分析 [ J ]. *力学与实践*, 2008, 30(3): 46-51.
- [ 27 ] Mills C, Pain MT, Yeadon MR. The influence of simulation

- model complexity on the estimation of internal loading in gymnastics landings [J]. J Biomech, 2008, 41(3): 620-628.
- [28] Yeadon MR, King MA, Forrester SE, *et al.* The need for muscle co-contraction prior to a landing [J]. J Biomech, 2010, 43(2): 364-369.
- [29] 艾康伟, 李方祥, 郝卫亚, 等. 举重抓举和下蹲翻运动学比较与用力特征分析[J]. 体育科学, 2005, 25(7): 39-42.
- [30] 季白桦, 温文彪, 袁修干. 航天员转体技术仿真[J]. 中国空间科学技术, 1998, 6(1): 43-48.
- [31] 赵以甦. 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.
- Edmund Y. S. Chao. Graphic musculoskeletal model for biomechanical analyses and animation in sport sciences and medicine [J]. J Med Biomech, 2008, 23(3): 177-192.

## 《医用生物力学》杂志征稿、征订启事

《医用生物力学》杂志由上海交通大学主办,教育部主管,是国内唯一一本公开发行,积极反映医学生物力学基础研究与应用研究成果,推动国内外学术交流,促进医、理、工各学科相互了解和合作为目的学术性刊物。报道内容主要包括医学生物力学领域中有关固体力学、流体力学、流变学、运动生物力学等方面的研究论文。本刊为美国工程索引(Ei Compendex)收录期刊(收录时间从2010年1月起)、“中国科技论文统计源期刊(中国科技核心期刊)”。

本刊为双月刊,16开本,80页,国内统一连续出版物号CN 31-1624/R,国际标准连续出版物号ISSN 1004-7220;定价每期9.80元,全年58.8元,由邮局向全国征订发行,邮发代号4-633。读者可在附近邮局订阅或拨打“1185”热线电话通过邮政“1185”客户服务中心电话订阅。欢迎广大读者、作者订阅本刊,踊跃来稿。

地址:上海市制造局路639号 200011;

电话:(021)23271133; 传真:(021)63137020; 电子信箱:shengwulixue@gmail.com

网站:www.medbiomechanics.com, www.mechanobiology.cn