

# 基于反向动力学的人体肌肉力预测平台\*\*☆

唐刚, 王洪生, 张希安, 王成焘

## Inverse dynamics-based platform for human muscle force estimation

Tang Gang, Wang Hong-sheng, Zhang Xi-an, Wang Cheng-tao

### Abstract

**BACKGROUND:** The foreign business software mainly includes SIMM, Visual 3-D (C-Motion Inc.), Anybody (Anybody Technology) and Adams (MSC Software Corporation); open source software mainly includes OpenSim. Domestic development of such software is slow. Muscle force estimation plays an important role in studying neuromuscular coordination and analyzing athletic performance. It can also be used to identify the sources of pathological movement and establish a scientific basis for treatment planning.

**OBJECTIVE:** From a new perspective, a perfect platform was built based on inverse dynamics for the human muscle force estimation.

**METHODS:** This paper describes the developed process of the platform for muscle force estimation (MFE-2) which based on the optimization algorithm. This platform can analyze muscle force in the state of various human movements. In addition, with a normal gait as an example, muscle force of the major muscles of upper limb was analyzed.

**RESULTS AND CONCLUSION:** Two typical muscles (triceps brachii lateral and biceps brachii short) of a health subject in gait were analyzed, and the calculated result was basically consistent with the relevant references.

Tang G, Wang HS, Zhang XA, Wang CT. Inverse dynamics-based platform for human muscle force estimation. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2010;14(35): 6475-6478. [http://www.crter.cn http://en.zgckf.com]

### 摘要

**背景:**目前,国外的商业化软件主要有 SIMM、Visual 3-D(C-Motion 公司)、Anybody(Anybody Technology)以及 Adams(MSC 软件公司),开源软件主要有 OpenSim,而国内此类软件的开发比较缓慢。肌肉力预测对于研究神经肌肉协调以及分析运动项目起着非常重要的作用,同时也可以发现病态运动的来源,为康复计划提供科学依据。

**目的:**从全新的角度,完整架构基于反向动力学的人体肌肉力预测平台。

**方法:**详细阐述了基于优化算法的反向动力学人体肌肉力预测平台(MFE-2)的架构过程。该平台可以分析各种运动状态下肌肉力大小,以正常步态为例,分析了该运动过程中上肢主要肌肉的受力情况。

**结果与结论:**通过对一健康人体的正常步态上肢两块典型肌肉(肱三头肌侧头和肱二头肌短头)进行分析,计算结果与相关参考文献基本一致。

**关键词:**肌肉力;骨肌系统模型;关节坐标系;优化算法;动力学

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2010.35.004

唐刚,王洪生,张希安,王成焘.基于反向动力学的人体肌肉力预测平台[J].中国组织工程研究与临床康复,2010,14(35):6475-6478. [http://www.crter.org http://cn.zgckf.com]

## 0 引言

随着计算机技术的发展,应用计算机对人体进行建模和动态仿真显得越来越重要<sup>[1-8]</sup>,如分析患者的康复训练、运动员的动作技能、士兵行军负重、航天员在太空的运动等。在临床上,可以对治疗偏瘫、人工关节置换等手术前的力学分析提供仿真平台<sup>[9-10]</sup>,同时也可以对大脑麻痹、脑卒中、风湿及帕金森综合征等疾病所引起的非正常行走的分析及纠正提供理论依据<sup>[11-12]</sup>。目前,国外的商业化软件主要有 SIMM、Visual 3-D(C-Motion 公司)、Anybody(Anybody Technology)以及 Adams(MSC 软件公司),开源软件主要有 OpenSim<sup>[13]</sup>。国内此类软件的开发比较缓慢。

本文将通过对肌肉力预测平台的原理、实

现和应用实例的详细论述,来说明软件的开发过程。同时, MFE-2 还提供了开放的骨肌系统模型,用户可以自由添加或者删除某根肌肉,也可以根据自己的需要设置肌肉的空间位置等属性。

## 1 材料和方法

**1.1 平台原理** 平台主要包含骨肌系统、关节局部坐标系、运动捕捉系统、空间坐标系变换、骨肌系统缩放、多刚体运动学、多刚体动力学、空间力学平衡及肌肉力优化算法共9个部分,见图1。

**骨肌系统:**中国力学虚拟人项目采用的数据为解放军第三军医大学提供的中国数字化可视人体数据集(<http://www.chinesevisiblehuman.com>)首例男性切片数据 CVH-1,这例“可视人”

School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China

Tang Gang☆, Studying for doctorate, School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China victoryt123@126.com

Correspondence to: Wang Cheng-tao, Professor, School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200240, China orient.tom@gmail.com

Supported by: the International Cooperative Program of the National Natural Science Foundation of China, No. 30810103908\*; the National Natural Science Foundation of China, No. 30530230\*

Received: 2010-04-23 Accepted: 2010-06-24

上海交通大学机械与动力工程学院,上海市 200240

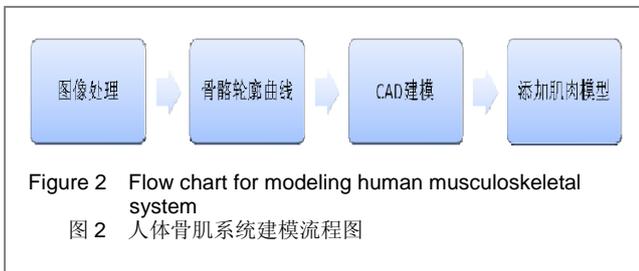
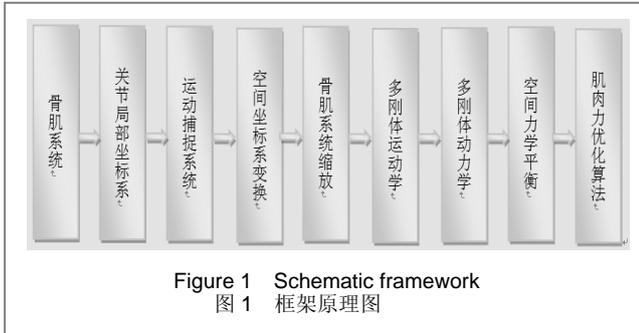
唐刚☆,男,1982年生,重庆市人,汉族,上海交通大学在读博士,主要从事人体骨肌生物力学研究。victoryt123@126.com

通讯作者:王成焘,教授,上海交通大学机械与动力工程学院,上海市 200240 orient.tom@gmail.com

中图分类号:R318 文献标识码:A 文章编号:1673-8225 (2010)35-06475-04

收稿日期:2010-04-23 修回日期:2010-06-24 (20100104014/G·A)

采用的标本为一标准的中国健康男性尸体, 年龄35岁, 身高1.70 m, 体质量65 kg。该“可视人”全身共计被切为2 518个连续横断面切片, 断面图像分辨率达630万像素, 断面厚度0.1~1.0 mm, 见图2, 经过4个步骤, 建成了完整的中国力学虚拟人骨肌系统模型。



其中图像处理又主要包括冷冻切片配准; 图像分割; 数据点参数化; 周期B样条曲线逼近4个步骤。CAD建模主要经历骨骼曲面模型; 实体模型及解剖结构模块化模型等步骤。

肌肉的建模方法包括以下4种: ①直接在肌肉的起止点间建立直线模型。②根据肌肉的解剖特性在起点和止点之间建立一个固定的中间点作为代止点, 使肌肉的线模型通过起点、中间代止点和止点, 在人体运动过程中, 肌肉会通过代止点伸缩。③MPP肌肉模型<sup>[14]</sup>。④缠绕型的肌肉, 这种缠绕型的肌肉需要预先定义如球面或圆柱面之类的曲面, 并且肌肉在人体运动过程中能够一直缠绕在预先定义的曲面上<sup>[15]</sup>。本系统根据肌肉类型的区别采用前三种肌肉建模方法。

**关节坐标系:** 人体各体段局部坐标系的建立对分析人体运动的运动学、动力学起着至关重要的作用。目前, 国际上有学者给出了推荐使用的标准的人体各体段局部坐标系定义方法<sup>[16]</sup>。但是, 该方法主要针对临床研究和应用, 因此, 对于正常人体运动的运动学和动力学研究, 本文采用了一种更简单实用的全身局部坐标系定义方法<sup>[17]</sup>。文章中所有的分析都是基于在运动学和动力学分析中, 人体被视为由很多刚体构成的多自由度的机构的假设<sup>[18]</sup>。全身各体段有关解剖学特征点的定义和术语都参考相关的解剖学文献, 并且考虑从活体和标准人体骨肌模型中容易提取的因素而制定<sup>[19]</sup>。

运动捕捉系统: 见图3。



如图3a所示, 为Optotrak Certus (NDI, 加拿大)运动捕捉系统, 其最大采样频率为4 600 Hz, 最大标记点数量: 512个, 最小标记点直径4 mm。对所测量体段贴上光跟踪点或者先定义刚体然后通过刚体坐标计算虚拟光跟踪点, 采集运动数据并以3d Excel文件输出。测量运动的同时, 可以用AMT-8肌电仪(Bortec, 加拿大), 进行表面肌电信号(sEMG)的检测和处理, 测量信号由ODAU II (NDI, 加拿大)自动与运动信号同步, 即肌肉收缩时出现的电信号。如图3b所示, 为三维测力平衡系统(Bortec, 美国), 可以测量运动过程中脚底力大小。

**空间坐标变换:** 为了获得关节运动过程中, 肌肉附着点的空间位置变化, 需要将肌肉附着点在世界坐标系A下的坐标值变换为关节坐标系下的坐标值, 假设骨肌模型上的关节坐标系与活体上的关节坐标系有一一对应的关系, 于是将模型上关节坐标系下的坐标值变换到活体世界坐标系B下任一时刻的坐标值。最后通过肌肉附着点的位置变化来分析运动过程中肌肉的变化状况<sup>[20]</sup>。

**骨肌系统缩放与匹配:** 根据坐标系可以获得一个实用的或者可操作的人体动力学棍棒模型; 采用运动捕捉系统可以对人体全身特征点在空间的运动进行标定采集, 对这些采集到的数据进行整理, 可以获得被测对象的运动学棍棒模型, 并将这些参数匹配到标准的骨肌系统模型上从而完成运动过程中的动力学分析。作者以身体各体段棍棒的长度为基本依据, 进行缩放。

**多刚体运动学:** 人体运动过程中, 身体各体段的加速度、角加速度等运动学参数对计算关节力、关节力矩及肌肉力等动力学参数起着至关重要的作用。通过分析人体运动过程中, 关节坐标系相对世界坐标系的瞬时位置关系, 以及各时刻关节坐标系空间位置关系, 提出了基于关节坐标系的人体运动学参数计算方法。

设刚体质心运动的瞬时速度为  $v$ , 刚体质心运动的瞬时角速度为  $\omega$ , 则刚体质心加速度为:

$$a^i = \frac{v^{i+1} - v^i}{dt} \quad (1)$$

刚体质心角加速度为:

$$\eta^i = \frac{\omega^{i+1} - \omega^i}{dt} \quad (2)$$

式中: 上标  $i$  表示记录帧数。

**多刚体动力学:** 若要求解3个相关体段上的关节力和关节力矩, 以上肢为例, 手部编号3, 前臂编号2, 上臂编号1, 则首先对体段3进行分析, 然后通过牛顿第三定律逆推分析体段2和体段1。设体段3质量为  $m_3$ ,  $I_{3x}$ ,  $I_{3y}$  和  $I_{3z}$  分别是体段3绕X、Y和Z轴的转动惯量,  $M_{I_{3x}}$ ,  $M_{I_{3y}}$  和  $M_{I_{3z}}$  分别为使体段3绕X、Y和Z轴产生转动角加速度的惯性力矩,  $F_{3s}$  为使体段3产生平移的惯性力。  $F_{3sx}$ ,  $F_{3sy}$  和  $F_{3sz}$  分别为  $F_{3s}$  在X、Y和Z三个轴方向的分量,  $G_{3x}$ ,  $G_{3y}$  和  $G_{3z}$  分别为体段3的重力  $G_3$  在X、Y和Z三个轴方向的分量,  $F_3^p$  和  $M_3^p$  分别为体段3近端(即靠近心脏端)所受的关节力和关节力矩,  $F_3^e$  和  $M_3^e$  分别为施加在体段3上的外力和外力矩,  $F_{3x}^e$ ,  $F_{3y}^e$  和  $F_{3z}^e$  分别为  $F_3^e$  在X、Y和Z三个轴方向的分量,  $M_{3x}^e$ ,  $M_{3y}^e$  和  $M_{3z}^e$  分别为  $M_3^e$  在X、Y和Z三个轴方向的分量,  $M_{3x}^p$ ,  $M_{3y}^p$  和  $M_{3z}^p$  分别为  $M_3^p$  在X、Y和Z三个轴方向的分量。

综上可得体段3近端所受的关节力和关节力矩为:

$$F_{3x}^p = -F_{3sx} - F_{3x}^e \quad (3)$$

$$F_{3y}^p = -F_{3sy} + |G_3| - F_{3y}^e \quad (4)$$

$$F_{3z}^p = -F_{3sz} - F_{3z}^e \quad (5)$$

$$M_{I_{3x}}^p = -(M_{I_{3x}} + M_{3x}^e + Y_{p3}F_{3zc} - Z_{p3}F_{3xy} + Z_{p3}|G_3| + Y_{p3}^eF_{3c}^e - Z_{p3}^eF_{3y}^e + Y_{p3}F_{3c}^p - Z_{p3}F_{3y}^p) \quad (6)$$

$$M_{I_{3y}}^p = -(M_{I_{3y}} + M_{3y}^e + Z_{p3}F_{3sx} - X_{p3}F_{3zc} + Z_{p3}^eF_{3x}^e - X_{p3}^eF_{3c}^e + Z_{p3}F_{3x}^p - X_{p3}F_{3c}^p) \quad (7)$$

$$M_{I_{3z}}^p = -(M_{I_{3z}} + M_{3z}^e + X_{p3}F_{3sy} - Y_{p3}F_{3xc} - X_{p3}|G_3| + X_{p3}^eF_{3y}^e - Y_{p3}^eF_{3x}^e + X_{p3}F_{3y}^p - Y_{p3}F_{3x}^p) \quad (8)$$

**空间力学平衡:** 与分析多刚体动力学时一致, 以人体上肢为例进行研究, 相同编号。设体段3质量为  $m_3$ ,  $I_{3x}$ ,  $I_{3y}$  和  $I_{3z}$  分别是体段3绕X、Y和Z轴的转动惯量,  $M_{I_{3x}}$ ,  $M_{I_{3y}}$  和  $M_{I_{3z}}$  分别为使体段3绕X、Y和Z轴产生转动角加速度的惯性力矩,  $F_{3s}$  为使体段3产生平移的惯性力。  $F_{3sx}$ ,  $F_{3sy}$  和  $F_{3sz}$  分别为  $F_{3s}$  在X、Y和Z三个轴方向的分量,  $G_{3x}$ ,  $G_{3y}$  和  $G_{3z}$  分别为  $G_3$  在X、Y和Z三个轴方向的分量,  $F_3^e$  和  $M_3^e$  分别为施加在体段3上的外力和外力矩,  $F_3^p$  为体段3近端所受的接触力,  $F_{3x}^e$ ,  $F_{3y}^e$  和  $F_{3z}^e$  分别为  $F_3^e$  在X、Y和Z三个轴方向的分量,  $M_{3x}^e$ ,  $M_{3y}^e$  和  $M_{3z}^e$  分别为  $M_3^e$  在X、Y和Z三个轴方向的分量,  $F_{3x}^p$ ,  $F_{3y}^p$  和  $F_{3z}^p$  分别为  $F_3^p$  在X、Y和Z三个轴方向的分量,  $F_{m31}^i$  为附着在体段1和3上的肌肉对体段3所产生的肌肉力,  $F_{m32}^i$  为附着在体段2和3上的肌肉对体段3所产生的肌肉力。

综上可得体段3的空间力学平衡方程:

$$F_{3sx} + F_{3x}^e + F_{3x}^p + \sum_{i=1}^j F_{m31x}^i + \sum_{i=j}^k F_{m32x}^i = 0 \quad (9)$$

$$F_{3sy} - |G_3| + F_{3y}^e + F_{3y}^p + \sum_{i=1}^j F_{m31y}^i + \sum_{i=j}^k F_{m32y}^i = 0 \quad (10)$$

$$F_{3sz} + F_{3z}^e + F_{3z}^p + \sum_{i=1}^j F_{m31z}^i + \sum_{i=j}^k F_{m32z}^i = 0 \quad (11)$$

$$M_{I_{3x}} + M_{3x}^e + Y_{p3}F_{3zc} - Z_{p3}F_{3xy} + Z_{p3}|G_3| + Y_{p3}^eF_{3c}^e - Z_{p3}^eF_{3y}^e + Y_{p3}F_{3c}^p - Z_{p3}F_{3y}^p + \sum_{i=1}^j (Y_{m3}^i F_{m31z}^i - Z_{m3}^i F_{m31y}^i) + \sum_{i=j}^k (Y_{m3}^i F_{m32z}^i - Z_{m3}^i F_{m32y}^i) = 0 \quad (12)$$

$$M_{I_{3y}} + M_{3y}^e + Z_{p3}F_{3sx} - X_{p3}F_{3zc} + Z_{p3}^eF_{3x}^e - X_{p3}^eF_{3c}^e + Z_{p3}F_{3x}^p - X_{p3}F_{3c}^p + \sum_{i=1}^j (Z_{m3}^i F_{m31z}^i - X_{m3}^i F_{m31y}^i) + \sum_{i=j}^k (Z_{m3}^i F_{m32z}^i - X_{m3}^i F_{m32y}^i) = 0 \quad (13)$$

$$M_{I_{3z}} + M_{3z}^e + X_{p3}F_{3sy} - Y_{p3}F_{3xc} - X_{p3}|G_3| + X_{p3}^eF_{3y}^e - Y_{p3}^eF_{3x}^e + X_{p3}F_{3y}^p - Y_{p3}F_{3x}^p + \sum_{i=1}^j (X_{m3}^i F_{m31z}^i - Y_{m3}^i F_{m31y}^i) + \sum_{i=j}^k (X_{m3}^i F_{m32z}^i - Y_{m3}^i F_{m32y}^i) = 0 \quad (14)$$

肌肉力优化算法: 优化目标函数J的形式为:

$$J = \sum_{i=1}^n (F_i)^2 \quad (15)$$

式中:  $n$  为肌肉数,  $F_i$  为第  $i$  根肌肉单元中的肌肉力大小。优化满足约束条件:  $lb \leq F_i \leq ub$ ,  $lb$  和  $ub$  分别为肌肉力的下限和上限值(最大等容收缩力, 即最大应力与生理横截面积的乘积), 表示为  $lb=0$ ,  $ub=\sigma \cdot PCSA^{[21]}$ 。

### 1.2 平台实现 见图4。

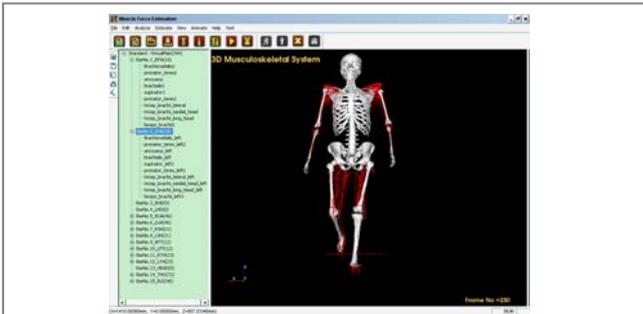


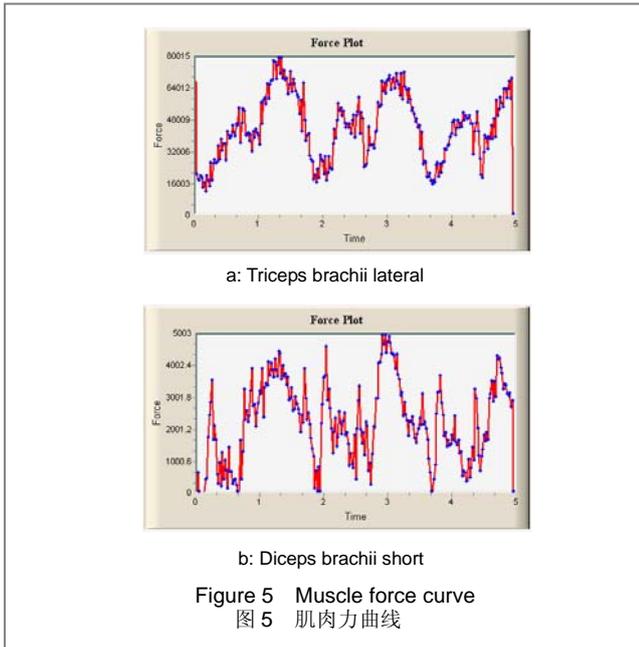
Figure 4 Overall effect of muscle force estimation platform  
图4 肌肉力预测平台整体效果

肌肉力预测平台以VC++为编程语言, 在Microsoft Visual Studio 2005下编译, 以Windows XP为操作系统平台, 涉及相关MFC应用。可视化部分采用开放源码, 跨平台、支援平行处理的视觉化工具函数库(VTK, Visualization Toolkit), 该函数库以开放源码的BSD授权释出。

## 2 结果

对试验对象(健康男性, 年龄36岁, 身高1.71 m, 体质量65 kg)在跑步机上的步态过程进行数据采集, 并从中选择1组比较稳定的、完整的步态数据。采样频率为50 Hz, 共采集250帧数据。试验对象对试验方案知情

同意。图5为从软件中选择的两根肌肉的肌肉力曲线，力的单位为mN。



从图5中可以看出，所计算的步态周期为两个半左右，在此过程中，肱三头肌侧头最大发力能达80 N，而肱二头肌短头最大发力能达5 N。肌肉力曲线趋势与相关文献结果基本一致<sup>[22-23]</sup>。

### 3 结论

文章阐述了基于优化算法的反向动力学人体肌肉力预测平台(MFE-2)的开发过程。并通过对步态运动上肢肌肉力的应用分析，说明了平台的合理性，但是对软件的不完善以及对计算结果的更深入的分析还须进一步进行。肌肉力预测平台的开发不但可以用于神经肌肉协调和运动项目的研究，对推进肌肉发力的原理性研究也有着重要意义。

### 4 参考文献

[1] Aggarwal J, Cai Q. Human motion analysis: A review. *Comput Vis Image Underst.* 1999;73(3):428-440.

[2] Moeslund T, Granum E. A survey of computer vision-based human motion capture. *Comput Vis Image Underst.* 2001;81(3): 231-268.

[3] Gong KX, Zhou SQ, Chang XP, et al. Shoudu Shifan Daxue Xuebao: Ziran Kexueban. 2003; 24(4):17-20. 宫可想,周淑秋,常宪平,等.三维人体建模技术探讨[J].首都师范大学学报:自然科学版,2003, 24(4):17-20.

[4] Song QW, Zhou YH. Jisuanji Yingyong yu Ruanjian. 2004; 21(1): 57-60. 宋庆文,周源华.一种基于模型的人体建模系统[J].计算机应用与软件,2004, 21(1):57-60.

[5] Zeigler B, Praehofer H, Kim T. Theory of modeling and simulation. Academic Press New York, NY: 2000.

[6] Pandy M. Computer modeling and simulation of human movement. *Annu Rev Biomed Eng.* 2001;3(1):245-273.

[7] Yang F, Yuan XG. Xitong Fangzhen Xuebao. 2003; 15(2):216-218. 杨锋,袁修干.航天员舱外活动计算机动态仿真[J].系统仿真学报, 2003,15(2):216-218.

[8] Li Y. Jisuanji Yingyong yu Ruanjian. 2008;25(7):77-79. 李燕.基于Poser的个性化人体模型运动仿真技术研究[J].计算机应用与软件,2008,25(7):77-79.

[9] Hughes R, Schneeberger A, An K, et al. Reduction of triceps muscle force after shortening of the distal humerus: a computational model. *J Shoulder Elbow Surg.* 1997;6(5):444-448.

[10] Stolk J, Verdonschot N, Huijskes R. Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction. *J Biomech.* 2001; 34(7):917-926.

[11] Thaut M, McIntosh G, Rice R, et al. Rhythmic auditory stimulation in gait training for Parkinson's disease patients. *Mov Disord.* 1996; 11(2):193-200.

[12] Verghese J, Lipton R, Hall C, et al. Abnormality of gait as a predictor of non-Alzheimer's dementia. *N Engl J Med.* 2002; 347(22):1761.

[13] Delp S, Anderson F, Arnold A, et al. OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2007;54(11):1940-1950.

[14] Tang G, Wang CT. A muscle-path-plane method for representing muscle contraction during joint movement. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2010;14(1):59-69.

[15] de Zee M, Hansen L, Wong C, et al. A generic detailed rigid-body lumbar spine model. *J Biomech.* 2007;40(6):1219-1227.

[16] Wu G, van der Helm F, Veeger H, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion-Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech.* 2005;38(5):981-992.

[17] Tang G, Wei GF, Nie WZ, et al. Beijing Shengwu Yixue Gongcheng. 2009;28(6):606-609. 唐刚,魏高峰,聂文忠,等.人体下肢关节坐标系的一种简单定义方法[J].北京生物医学工程,2009,28(6):606-609.

[18] Nigg B, Herzog W. Biomechanics of the musculo-skeletal system. Wiley New York: 1994.

[19] Van Sint Jan S. Colour atlas of skeletal landmark definitions: guidelines for reproducible manual and virtual palpations. Churchill Livingstone. In Elsevier: 2007.

[20] Tang G, Ji WT, Li YC, et al. Yiyong Shengwu Lixue. 2010;25(1): 40-44. 唐刚,季文婷,李元超,等.基于关节坐标系的肌肉骨骼间附着点坐标转换方法[J].医用生物力学,2010,25(1):40-44.

[21] Arjmand N, Shirazi-Adl A. Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions. *J Biomech.* 2006;39(3): 510-521.

[22] Raikova R. A model of the flexion--extension motion in the elbow joint-some problems concerning muscle forces modelling and computation. *J Biomech.* 1996;29(6):763-772.

[23] Louis N, Gorce P. Upper limb muscle forces during a simple reach-to-grasp movement: A comparative study. *Med Biol Eng Comput.* 2009;47(11):1173-1179.

#### 来自本文课题的更多信息--

**基金资助:** 国家自然科学基金重大国际合作研究项目(30810103908)“亚洲人种髌、膝关节特性研究与人工髌、膝关节基本设计”及国家自然科学基金重点课题(30530230)“中国力学虚拟人”资助。

**利益冲突:** 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

**课题的创新点:** 文章阐述了基于优化算法的反向动力学人体肌肉力预测平台(MFE-2)的开发过程，并通过对步态运动上肢肌肉力的应用分析，说明了平台的合理性。MFE-2为国内开发较完善的人体肌肉力预测平台。

**课题评估的“金标准”:** 目前课题主要结果指标评价尚无公认的“金标准”。

**设计或课题的偏倚与不足:** 课题虽完整提出了基于优化算法的反向动力学人体肌肉力预测平台的架构方案，但是具体的架构过程还需要不断完善，如肌肉模型和优化目标还可以不断改进。如何验证肌肉力的预测结果一直是一个重要的问题，由于测量方法的限制，目前尚无公认或者有效的方法。

**提供临床借鉴的价值:** 文章对治疗瘫痪、人工关节置换等手术前的力学分析提供了仿真平台，对大脑麻痹、脑卒中、风湿及帕金森综合征等疾病所引起的非正常行走的分析及纠正提供了理论依据。