

文章编号:1004-7220(2019)03-0237-06

基于 AnyBody 骨骼肌肉多体动力学分析的有限元仿真

罗林聪¹, 马立敏², 林泽³, 李新旭⁴, 彭镰侨¹

(1. 广州医科大学附属第一医院 骨外科, 广东省矫形植入骨科重点实验室, 广州 510120;
2. 广州军区广州总医院 骨科医院, 骨病关节科, 广州 510010; 3. 广州医科大学 基础学院,
临床医学系, 广州 511436; 4. 佛山市三水区人民医院 骨科, 广东 佛山 528100)

摘要:目的 研究 AnyBody 骨骼肌肉多体动力学仿真技术的建模和有限元建模相结合的方法, 进行临床骨外科生物力学分析。方法 根据志愿者身高、体质量及 CT 数据, 利用 AnyBody 软件建立志愿者个性化上肢的骨骼肌肉动力学模型, 模拟正常人肘关节屈曲运动, 导出肱骨在屈曲运动过程中所受肌肉力、关节力、力矩及约束条件, 作为有限元分析的边界条件。根据 CT 数据在 MIMICS 软件中进行三维重建, 在 Geomagic Studio 软件中完成肱骨曲面化和位置坐标匹配, 并在 HyperMesh 软件中进行网格划分和材料赋值。把三维重建的肱骨有限元模型导入 ABAQUS 软件中, 施加 AnyBody 软件导出的边界条件数据并执行应力计算分析。结果 在 ABAQUS 软件中计算得到肘关节屈曲运动过程中肱骨的应力、位移结果, 肘关节屈曲运动约 90° 时肱骨受到的应力和位移最大, 分别为 0.76 MPa、20 μm。结论 实现了肘关节屈曲运动过程中肱骨应力、位移的一个连续动态的分析, 更符合人体生理解剖要求, 为研究临床骨外科问题提供一个高效的分析平台及新的方法。

关键词:有限元分析; 骨骼肌肉多体动力学; 三维重建

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.03.003

Finite Element Simulation of AnyBody-Based Musculoskeletal Multi-Body Dynamics

LUO Lincong¹, MA Limin², LIN Ze³, LI Xinxu⁴, PENG Jianqiao¹

(1. Guangdong Provincial Key Lab of Orthopaedic Technology and Implant Materials, Department of Orthopaedic Surgery, First Affiliated Hospital of Guangzhou Medical University, Guangzhou 510120, China;
2. Bone Disease and Joint Department, Orthopaedic Hospital, Guangzhou Military Hospital, Guangzhou 510010, China; 3. Clinical Medicine Division, Basic College of Guangzhou Medical University, Guangzhou 511436, China; 4. Orthopedics Department of Sanshui People's Hospital, Foshan 528100, Guangdong, China)

Abstract: Objective To investigate the method of modeling, finite element modeling and AnyBody musculoskeletal multi-body dynamics simulation technique analyze the biomechanics of clinical orthopaedic surgery. **Methods**

收稿日期:2018-04-11; 修回日期:2018-05-21

基金项目:广东省科技厅 2014 年公益研究与能力建设专项资金项目(2014A020215035), 广州市高等教育教学研究和改革项目(2018), 广东省研究生教育创新计划项目(2018JGXM79), 广州医科大学大学生实验室开放项目(2019), 广州医科大学附属第一医院教育培养项目(2018Z04), 中国研究生教育学会项目(B3-20170306-03), 国家自然科学基金项目(31700880, 61773194), 广州市科技计划项目(201803010106), 军队后勤科研计划项目(BGZ15J001)

通信作者:彭镰侨, 高级工程师, 硕士研究生导师, E-mail:18922346634@163.com; 李新旭, 主任医师, E-mail:p18922346634@gmail.com

The AnyBody software was used to establish the musculoskeletal motor model of the individualized upper limbs according to the height, weight and CT data of the volunteers. The flexion motion of the elbow in normal people was simulated, and the muscle force, joint force, torque, constraint condition of the humerus during the flexion movement were derived and used as the boundary conditions of finite element analysis. Then, the 3D reconstruction was conducted in the MIMICS software based on CT data. In the Geomagic Studio software, the humeral curved surface and position coordinate matching were completed, and grid division and material assignment were done in the HyperMesh software. Finally, the 3D reconstruction for finite element model of the humerus was introduced into ABAQUS software. The boundary condition data derived from the AnyBody software were applied and the stress calculation analysis was performed. **Results** The results of the stress and displacement of the humerus during elbow flexion motion were calculated in the ABAQUS software. The maximum stress and displacement of the humerus were 0.76 MPa and 20 μm when flexion of the elbow joint was about 90°. **Conclusions** A continuous dynamic analysis of humeral stress and displacement during elbow flexion motion was realized, which was more consistent with the requirements of human physiological anatomy and could provide an efficient analysis platform and a new way for studying clinical orthopedic problems.

Key words: finite element analysis; musculoskeletal multi-body dynamics; three-dimensional (3D) reconstruction

数字化骨科,是指将计算机数字化技术应用到临床骨外科的新型前沿交叉性学科;它以临床骨外科为基础,通过计算机进行数字计算分析或图像处理,涵盖了人体解剖学、医学物理学、运动医学、生物力学、工程学及计算机科学等诸多领域^[1-3]。此类方法主要用于分析骨骼、肌肉、韧带及软骨等生物力学,而其中的三维有限元法是临床骨外科生物力学分析中常用的技术方法。有限元分析法的主要思想是“化整为零、集零为整”,能够分析机体内外部应力、应变的力学情况^[4]。在建立三维模型时,由于骨骼、肌肉结构复杂且难以分离,为了便于分析计算,研究者往往会简化模型,忽略肌肉、韧带、软骨等组织的建模,因而有限元研究中设置的边界条件也得以简化^[5-6]。但是,骨科有限元分析结果与真实结果在很大程度上依赖于边界条件的设置,故需要一个更加精确、有效及简便的方法。

AnyBody 软件作为人机工程学和生物力学分析的软件,是目前市场上唯一可以分析完整骨肌系统的软件^[7]。它可以仿真人体不同的运动状态,真实地模拟人体运动状态下的生物力学环境^[8]。很多学者利用 AnyBody 软件进行运动生物力学分析,并证明了 AnyBody 软件在运动生物力学研究中的准确性、实用性及科学性^[9-12]。

本文利用有限元分析与骨肌系统仿真技术相结合的方法,探讨临床骨外科领域的应用。为了给科研工作者提供一个清晰直观的思路,以肘关节屈

曲运动为例来阐明整个过程。此方法的主要创新点体现为:利用 AnyBody 软件模拟人体生活中各种不同的运动状态,联合有限元法分析人体运动过程中的应力、应变情况,相比静态有限元分析更能逼真地反映人体生物力学状况,为临床骨外科髋关节置换、膝关节置换、骨折钢板固定等相关研究提供更真实、科学的平台。

1 材料与方法

1.1 对象

1 名中年男性健康志愿者(体质量 55 kg,身高 165 cm)。经 B 超、X 线、CT、MRI 等检查排除肱骨骨折、慢性损伤、畸形、肿瘤等疾病。告知志愿者研究目的及过程,表示理解并签署同意书。对志愿者上肢行西门子 64 排螺旋 CT(由广州医科大学附属第一医院提供)扫描,将扫描数据以 DICOM 格式刻录光盘。

1.2 AnyBody 软件建模

1.2.1 基本模型 利用 AnyBody 5.3 建模系统(AnyBody Technology 公司,德国,广州军区广州总医院提供),建立个性化个体的上肢三维骨骼肌肉模型,该软件用于骨骼肌肉系统的仿真和分析^[7]。AnyBody 1.4 软件模型管理库的通用人体模型是个性化个体上肢骨骼肌肉模型数据的基础。选用模型库中的“Free Posture”模型,通过代码编辑执行语言,删除与实验无关的肌肉及骨骼,重新建立模型

右肱骨头中心局部坐标系(见图1)。该模型由颅骨、脊柱(包括颈椎、胸椎、腰椎及骶椎骨)、骨盆、胸部、肩胛骨、锁骨、肱骨、桡骨、尺骨、手骨等骨骼组成,包含了上肢的所有肌肉。每块肌肉被分为几个线性元素代表,共由226个肌肉元素表示,控制人体上肢运动。肌肉的起点和插入点都有合适的来源,通过点包裹在适当的骨几何表面上,根据尸体研究的人体测量数据建立。

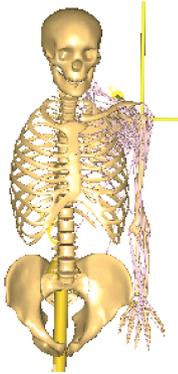


图1 上肢个性化骨骼肌肉多体动力学模型

Fig.1 Specific musculoskeletal multi-body dynamics model of the upper limb

1.2.2 模型缩放 个性化个体的骨骼肌肉模型根据受试者的体质量、身高以及骨骼的几何形状缩放来确定其相对位置。在 AnyBody 软件里有几种尺度缩放方法,这些方法已经在全身步态模型中成功实验^[13]。本文采用最简单的均匀缩放模型。在骨骼肌肉模型中,每个骨骼都由质量属性和定义关节中心及肌肉插入点的一系列节点组成。对于个性化个体的建模,质量属性和节点位置都需要缩放。均匀缩放方法使用

$$S = \begin{bmatrix} kl & 0 & 0 \\ 0 & kl & 0 \\ 0 & 0 & kl \end{bmatrix}, \quad F = F_0 K_m^{2/3} \quad (1)$$

进行几何和强度缩放^[13]。式中: S 表示骨骼和肌肉插入点的缩放矩阵; kl 表示主体模型高度的比例; K_m 表示主体模型质量的比值; F 、 F_0 分别为受试者和主体模型的最大肌力。肌肉力缩放算法假设肌肉力量与横截面积成正比,而身体质量与体积成正比,骨骼在所有方向上是等几何缩放。

1.2.3 肌肉模型 采用1938年Hill^[14]提出的经典肌肉模型三元素Hill模型定义(见图2)。CE表示收

缩元,代表肌肉纤维的活动性能;PE表示并联弹性元,代表肌纤维的被动刚度;SE表示串联弹性元,代表肌腱的弹性; α 表示肌腱与肌纤维的夹角。肌肉生理横截面积来源于以最佳纤维长度除以尸体肌肉体积,肌力-长度和力-速度关系被包含在肌肉力量的定义中,以考虑长度和速度对瞬时肌力的影响。

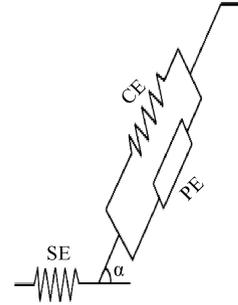


图2 Hill模型

Fig.2 Hill model

1.2.4 肌肉招募 AnyBody 软件是将多体逆动力学问题的求解与解决肌肉募集问题以及优化冗余问题结合起来的软件。肌肉募集方法包括线性肌肉募集、2次/3次多项式、最大/最小及复合募集等方法。本实验选用的募集方法是使用最大/最小目标函数的计算方法,并且已经证明了与多项式等其他标准类型的募集方法的结果相似^[15]。

1.2.5 逆向运动学 根据上述设置,编辑执行语言,模拟肘关节屈曲分析的逆向动力学,导出肱骨模型。

1.3 AnyBody 肱骨模型与 Mimics 软件三维重建模型坐标匹配

由 Mimics 19.0 (Materialise 公司,比利时)建立肱骨模型(见图3)。因志愿者影像学数据重建出来的肱骨模型存在1个坐标系,而根据AnyBody软件计算出的载荷均依据重新建立的肱骨局部坐标来定义,故两者需要进行局部坐标配对,才能将 AnyBody 软件中计算出的肌肉力及关节力导入到有限元模型中,转变成载荷和边界条件。利用逆向工程软件 Geomagic Studio 2014 (Geomagic 公司,美国)进行坐标位置配对,这个过程需要在 AnyBody 软件中对人体模型进行反复缩放调整,最后使两者肱骨模型完全匹配(见图4)。保存好调整后的肱骨模型,在 Geomagic Studio 软件中进行模型光滑、精确曲面处理。

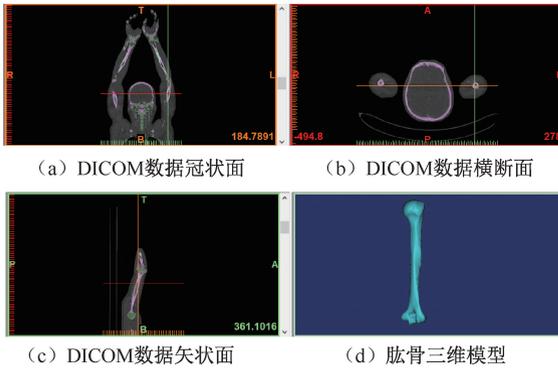


图3 肱骨三维模型重建

Fig.3 Three-dimensional reconstruction of the humerus model

(a) Coronal plane of DICOM data, (b) Cross plane of DICOM data, (c) Sagittal plane of DICOM data, (d) Three-dimensional model of the humerus

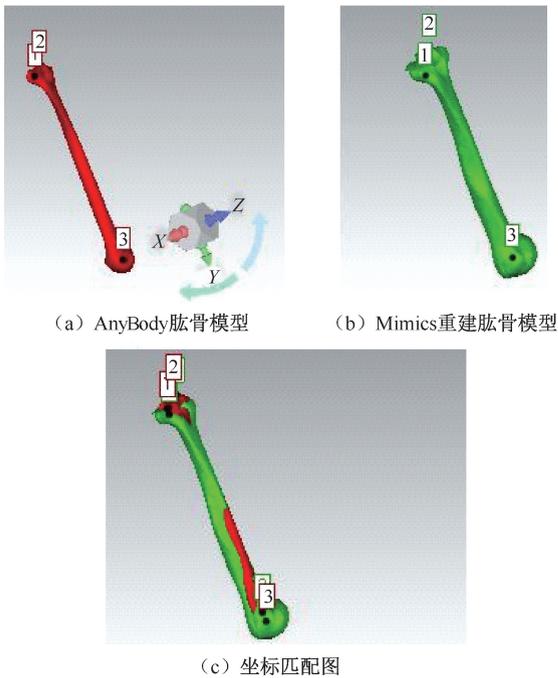


图4 重建肱骨模型与 AnyBody 模型坐标匹配

Fig.4 Coordinate matching between reconstructed humeral model and AnyBody model (a) AnyBody humeral model, (b) Humeral model reconstructed by Mimics, (c) Coordinate matching diagram

1.4 肱骨模型网格划分及材料赋值。

在 HyperMesh 中对肱骨模型进行网格划分,把肱骨划分为松质骨和皮质骨网格,并对肱骨进行材料赋值,定义松质骨弹性模量 16.8 GPa,泊松比 0.3;皮质骨弹性模量 840 MPa,泊松比 0.2^[16]。

1.5 导出肌肉力、关节力及边界条件

采用 AnyBody 软件中的 AnyFE2Abq 插件功能,将匹配好坐标位置的肱骨模型导入 AnyBody 软件中,通过 AnyBody 代码语言进行编辑执行,驱动肘关节运动,再进行逆向动力学分析,点击 AnyFE2Abq 插件功能运行,导出有限元软件需要的肌肉力、关节力数据及边界条件。然后,把肱骨模型与肌肉力、关节力同时导入 ABAQUS 软件中进行加载,通过手动调整肌肉附着点的大小和位置,使之与正常肌肉解剖位置及大小相符合。肱骨周围力的加载和边界约束见图 5。

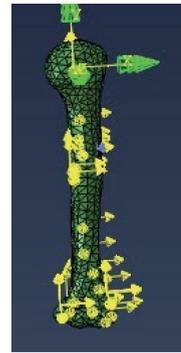


图5 肱骨的载荷和边界约束

Fig.5 Load and boundary constraint of the humerus

2 结果

经过 AnyBody 软件输出肌肉力、关节力及边界条件,再设置时间节点,每段对应 AnyBody 软件肘关节屈曲运动中的时间点。在 ABAQUS 软件中计算分析当时关节屈曲运动时,每屈曲 20°肱骨的应力、位移变化。从图 6(a)可以看出,肘关节屈曲过程中肱骨受到的应力先增加达到最大,后逐渐减小。应力主要集中在肱骨中下段的内侧和肱骨中段的外侧,约 90°时受到的 Von Mises 应力最大 (0.76 MPa)。从图 6(b)可以看出,肱骨的位移变化趋势与应力大致相同。且位移出现在肱骨头、中下部以及远端外侧部,以肱骨中下部最为明显,约 90°时受到的位移最大 (20 μm),这与临床上肱骨骨折好发部相一致。

3 讨论

随着现代科学及计算机技术的迅猛发展,当今

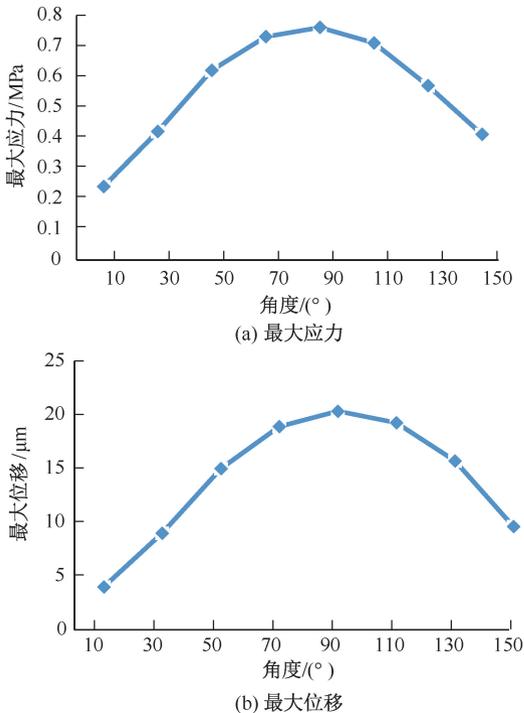


图6 肘关节屈曲运动时肱骨最大应力、位移

Fig.6 Maximum stress and displacement of the humerus during flexion movement of elbow joints (a) The maximum stress, (b) The maximum displacement

临床骨科手术进入了一个崭新的潮流时代,呈现数字化、精准化、个性化、微创化和人工智能化的趋势发展。AnyBody 软件骨骼肌肉多体动力学仿真技术和三维有限元法相结合,能够很好体现临床骨科的数字化、精准化和个性化。三维有限元分析作为生物力学分析的主要辅助技术方法,提高有限元分析的结果准确性十分重要,而材料属性和边界条件的设置对有限元求解结果有着重要的影响。

材料属性赋值有表赋值、均匀赋值和蒙板赋值等方法。人体骨骼是由多种不同材料组成的复合体,而以往研究通常把骨骼简单地分为皮质骨与松质骨,且认为骨骼材料分布均匀一致。有学者基于 CT 值研究骨骼材料弹性模量的非均匀赋值方法,并对 4 种材料赋值方法进行收敛性分析,认为将骨骼分为 50 种材料较为合适^[17-19]。张国栋等^[20]利用有限元法研究股骨的赋材料属性方法,并与体外生物力学尸体试验结果对比验证,探讨骨骼合理的赋材料属性方法。结果表明,根据 CT 灰度值对骨骼进行赋值更贴近人体骨骼的复杂材料属性,CT 灰度幅值要比查表赋值法、

均匀赋值法获得的有限元结果精度要高。

边界条件的设置是有限元分析法中研究的重点问题^[21-22],边界条件包括肌肉力、关节力、力矩及韧带力等多种因素。Taylor 等^[23]通过有限元法分析股骨应力、应变分布发现,在有无肌肉力载荷边界条件下,股骨外侧张应力和内侧压缩应力有显著差别。尚鹏^[24]采用三维有限元方法分析股骨应力,发现同时施加肌肉力和关节力载荷的边界条件后,应力分布与仅施加关节力载荷边界条件的应力分布相比有很明显的差异,前者的平均应力是后者的 10 倍,故在进行有限元分析时应该全面考虑肌肉力载荷边界条件。Hao 等^[25]建立了 3 个髌骨三维有限元模型,分析边界条件对无股骨近端骨盆关节、无髌韧带髌关节和整个髌关节的影响;结果表明,利用有限元法分析髌骨生物力学特性受边界条件设置的影响很大。Phillips 等^[6]建立髌骨模型,并包含髌骨周围的肌肉和韧带作为边界条件进行实验,但是其在建模过程中对肌肉和韧带的重建比较困难,费时费力,且重建的肌肉韧带附着点和真实的附着点位置之间有一定区别。

本文采用 AnyBody 软件模拟仿真运动后输出边界条件,包括肌肉力、关节力、力矩、肌肉韧带附着点及约束,可以更好地模拟人体运动的真实生物力学环境。刘述芝等^[9]利用 AnyBody 软件研究冲击载荷作用下运动员下肢的肌肉力变化情况。经过 AnyBody 软件计算肌肉与表面肌电图试验对比,证实了 AnyBody 软件仿真结果可以确定其所建立的下肢骨骼肌肉模型的有效性。单丽君等^[26]基于 AnyBody 髌关节康复训练肌肉力的分析表明,AnyBody 软件可以很好模拟分析肌肉力。吕国敏^[27]基于 AnyBody 研究汽车驾驶员坐姿力学特性建模及坐姿支撑设计,结果表明 AnyBody 软件可以精确、方便地获得某些坐姿的边界条件。因此,AnyBody 软件能够有效、准确输出有限元需要的边界条件。有限元计算所需要的肌肉力和关节接触力不仅可以通过 AnyBody 软件运动设计进行逆向动力学求解,还可以基于运动学和动力学实验测量数据通过逆向动力学分析获得。本文结果表明,在肘关节屈曲运动过程中,肱骨的应力主要集中在中下段,该结果与文献^[28-29]中的研究结果吻合,说明了本研究结果的有效性。

4 结语

本文通过 AnyBody 骨骼肌肉多体动力学仿真软件与有限元分析法的联用,以肘关节屈曲运动为例阐明了此方法的有效性。这种方法的优点是:在有限元软件中不需要重建模型的肌肉、韧带以及附着点,AnyBody软件可以提供有限元分析所需要的边界条件,省时省力,且模拟的生物力学环境更适合人体真实的生物力学环境;提高了有限元分析的准确度及有效性,为临床骨外科如髋关节置换、膝关节置换、骨折钢板固定后的应力、应变以及应力遮挡等生物力学分析提供了新思路、新方法。本研究的局限性如下:① AnyBody 与有限元分析软件的操作繁琐,操作界面不容易掌握,会给一线临床医生带来困扰;② 缺乏尸体生物力学实验以进一步验证结果。下一步需要进行相关肌肉力的肌电信号分析、尸体实验及肱骨骨折等研究,以更好地指导骨折内固定钢板应力、应变以及应力遮挡等的临床应用。

参考文献:

[1] 丁焕文,涂强,王迎军,等. 数字化骨科手术新方法的建立及其临床广泛应用[J]. 中国骨科临床与基础研究杂志, 2010, 2 (2): 92-97.

[2] 白波,陈玉书. 数字化技术给骨科学带来了全新的变革[J]. 中华关节外科杂志: 电子版, 2015, 9 (1): 1-3.

[3] ZIELINSKI SM, BOUWMANS CAM, HEETVELD M, *et al.* The societal costs of femoral neck fracture patients treated with internal fixation [J]. *Osteoporos Int*, 2014, 25 (3): 875-885.

[4] 章莹,尹庆水,万磊,等. 数字技术在创伤骨科的应用[J]. 中国骨科临床与基础研究杂志, 2011, 3(2): 113-119.

[5] 黄进成,刘曦明,蔡贤华,等. 复杂髋臼骨折内固定术后有限元分析[J]. 中华实验外科杂志, 2014, 31(7): 1454-1456.

[6] PHILLIPS ATM, PANKAJ P, HOWIE CR, *et al.* Finite element modelling of the pelvis: Inclusion of muscular and ligamentous boundary conditions [J]. *Med Eng Phys*, 2007, 29(7): 739-748.

[7] DAMSGAARD M, RASMUSSEN J, CHRISTENSEN ST, *et al.* Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody modeling system [J]. *Simul Model Pract Th*, 2006, 14 (8): 1100-1111.

[8] CHU A, HUGHES RE. A method to determine whether a musculoskeletal model can resist arbitrary external

loadings within a prescribed range [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2010, 13(6): 795-802.

[9] 刘述芝,胡志刚,张健.冲击载荷作用下运动员下肢动态响应的逆向动力学仿真[J]. 医用生物力学, 2015, 30 (1): 30-37.

LIU SZ, HU ZG, ZHANG J. Inverse dynamics simulation on lower limb responses of badminton athlete under impact loads [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30 (1): 30-37.

[10] 陈瑱贤,王玲,李涤尘,等.全膝关节置换个体化患者右转弯步态的骨肌多体动力学仿真[J]. 医用生物力学, 2015, 30 (5): 397-403.

CHEN ZX, WANG L, LI DC, *et al.* Musculoskeletal multi-body dynamic simulation on patient-specific total knee replacement during right-turn gait [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(5): 397-403.

[11] ZEE M, DEBORAH F, DARIO F, *et al.* A detailed rigid-body cervical spine model based on inverse dynamics [J]. *J Biomech*, 2007, DOI: 10.1016/S0021-9290(07)70280-4.

[12] DUBOWSKY SR, RASMUSSEN J, SISTO SA, *et al.* Validation of a musculoskeletal model of wheelchair propulsion and its application to minimizing shoulder joint forces [J]. *J Biomech*, 2008. 41(14): 2981-2988.

[13] SARASWAT P, ANDERSEN MS, MACWILLIAMS BA, *et al.* A musculoskeletal foot model for clinical gait analysis [J]. *J Biomech*, 2010, 43(9): 1645-1652.

[14] HILL AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle [J]. *Proc Royal Soc Lond*, 1938, 126 (843): 136-195.

[15] RASMUSSEN J, DAMSGAARD M, VOIGT M. Muscle recruitment by the min/max criterion: A comparative numerical study [J]. *J Biomech*, 2001, 34(3): 409-415.

[16] 许瑞杰,李涤尘,孙明林. 股骨颈骨折内固定方式的有限元分析[J]. 医用生物力学, 2004, 19(2): 88-92.

XU RJ, LI CD, SUN ML. FEA of different internal fixations for femoral neck fractures [J]. *J Med Biomech*, 2004, 19 (2): 88-92.

[17] EL' SHEIKH HF, MACDONALD BJ, HASHMI MSJ. Finite element simulation of the hip joint during stumbling: A comparison between static and dynamic loading [J]. *J Mater Process Techno*, 2003, 143-144: 249-255.

[18] GHOSH R, GUPTA S, DICKINSON A, *et al.* Experimental validation of finite element models of intact and implanted composite hemipelvises using digital image correlation [J]. *J Biomech Eng*, 2012, 134(8): 081003-081009.

[19] 聂涌,马俊,康鹏德,等.正常步态周期中髋臼周围区域的应力分布及其在THA髋臼重建中的指导[J]. 医用生物力学, 2014, 29(1): 31-37.