文章编号:1000-5404(2009)12-1193-05

论著

基于中国可视人体数据集构建髋关节应力分析三维有限元模型

陈光兴[1],杨 柳[1],李 恺[2],王文斌[1],杨 滨[1],张 焱[1],何 锐[1],王志军[3],余宾宁[3],姜 哲[3],张肖莎[4] (第三军医大学:[1]西南医院关节外科中心,[2]基础医学部人体解剖学教研室,重庆市数字医学研究所,[4]学员旅二队,重庆 400038;[3]重庆大学土木工程学院,重庆 400030)

摘 要:目的 基于中国可视化人体数据集准确构建包括髋关节骨、软骨及盂唇完整结构的三维有限元应力分析模型。**方法** 利用中国可视化人体数据库高分辨率磨片图像,采用轮廓提取法,在AutoCAD工作平台及Solidworks软件辅助下,通过实体加减法建立髋臼骨、软骨、盂唇和股骨头骨、软骨的三维实体模型,并导入ABAQUS分析系统中作为装配的模型部件,设定材料属性后进行网格化,获得三维有限元模型组件。将髋臼骨、软骨、盂唇和股骨头骨、软骨部件分别组装,定义股骨近端相对髋臼屈髋5°、外旋20°,以股骨头中心施加垂直向上应力400 N,分析验证其软骨部位的应力分布。**结果** 采用实体加减法获得的组件在ABAQUS分析系统中装配准确,骨、软骨和盂唇连接界面未出现影响应力分析的间隙或实体重叠,网格化过程顺利。获得的软骨及盂唇接触区域的应力分布、软骨应力集中区域与传统研究方法结果相近。**结论** 利用中国可视化人体数据库磨片能准确构建包括髋关节完整结构的三维有限元应力分析模型,并可避免其他构建方法无盂唇结构的缺陷。

关键词: 髋;三维有限元;可视化人体;生物力学
中图法分类号: R312;R318.01;R322.72 **文献标识码:** A

Construction of a three-dimensional finite element hip model based on Chinese visible human dataset for biomechanics

CHEN Guang-xing[1], YANG Liu[1], LI Kai[2], WANG Wen-bin[1], YANG Bin[1], ZHANG Yan[1], HE Rui[1], WANG Zhi-jun[3], YU Bin-ning[,3], JIANG Zhe[3], ZHANG Xiao-sha[4] ([1]Center for Joint Surgery, Southwest Hospital, [2]Department of Anatomy, College of Basic Medical Sciences, Third Military Medical University, [4]2nd Student Team, Chongqing 400038; [3]College of Civil Engineering, Chongqing University, Chongqing 400030, China)

Abstract: Objective To construct a three-dimensional (3-D) finite element hip model including acetabular bone, cartilage, labrum and bone, cartilage of femoral head based on Chinese visible human dataset for biomechanics. Methods The images of hip dataset in Chinese visible human (CVH) were obtained for construction of hip biomechanical model. A hip model including acetabular bone, cartilage, labrum and bone, cartilage of femoral head was constructed with AutoCAD and Solidworks software by using these images. The hip model was imported into ABAQUS analysis system for meshing of the hip joint contact surface, and then loading test (400 N) was performed at 5 hip flexion and 20 external rotation. The contact pressure distribution on the cartilage and labrum was observed. Results The constructed 3-D hip model reflected the real hip anatomy. The constructed 3-D finite element hip model reflected biomechanical behavior similar to the results from previous researches. Conclusion The hip dataset of CVH can be used for accurate 3-D reconstruction. The construction of the 3-D finite element hip model can avoid some disadvantages by other construction methods, such as imprecision of cartilage construction and absence of labrum, and hence can provide basic data which are critical for accurately modeling normal loads as well as for observation of abnormal conditions of the hip.

Key words: hip; 3-D finite element model; visible human; biomechanics

作者简介:陈光兴,男,云南省云县人,彝族,博士研究生,主治医师,讲师,主要从事关节外科基础及临床方面的研究。电话:(023) 68765295,E-mail:cgx7676@yahoo.com.cn
通信作者:杨 柳,电话:(023)68765280,E-mail: jointsurgery@mail.tmmu.com.cn
收稿日期:2009-03-09;**修回日期:**2009-03-16

人体髋关节的解剖结构独特、生理功能复杂，而既往的髋关节生物力学研究方法均存在诸多问题，如测量操作复杂、难以多次重复、需要植入体内、推广应用困难等[1-6]。能够实现对人体各部位复杂结构进行真实模拟和精确分析的有限元分析法，是目前最常用的生物力学分析方法。然而，有限元分析方法虽然具有良好应用前景[7-9]，但其分析的准确性依赖于拟分析部位解剖结构的精确构建。髋关节目前的成像方法，包括 MRI 或 CT 扫描，均不能实现其软骨和盂唇的准确成像，致使直接准确构建完整的髋关节三维有限元模型难以实现，这些方法仅能通过人为设定一定厚度的软骨组织覆盖髋臼和股骨头骨性表面来构建[9]，且难以准确构建关节盂唇[10]。此外，传统磨片实体构建法由于操作繁琐、工作量大、图像分辨率底，同样难以准确构建盂唇等关节结构。新近建立的中国可视化人体数据集，可为关节三维有限元模型构建提供更准确、更高分辨率的横断图像[11]。据此，本研究利用包含完整成人髋关节精细组织结构的中国可视化人体数据集横断面图像，进行髋关节骨、软骨及盂唇三维有限元模型的准确构建与髋关节有限元力学分析验证。

1 材料与方法

1.1 仪器、软件及运行环境

高性能图形工作站并组建能满足并行计算的 1 000 M 局部网络：AS-PE1800 服务器（Intel 处理器 3.2 GHz，1 GB ECC 内存，146 GB 双硬盘）；AW-670n 图形工作站（Intel 处理器 3.2 GHz，2 GB 内存，300 GB 双硬盘，256 M FX3450 图形卡；Dell Tm20 显示器）；AutoCAD 2004 制图软件；SolidWorks 2008SP0.0 三维实体建模软件。有限元计算分析软件：ABAQUS 6.7 软件。

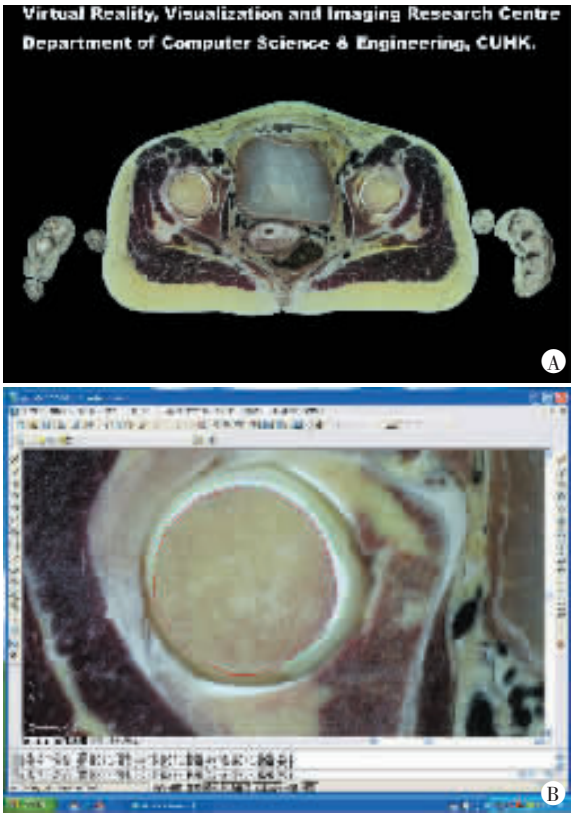
1.2 图像数据获取

图像数据来源于第三军医大学解剖教研室中国可视化人第 5 号数据集（CVH5）。数据集编号范围：CVH513400 ~ CVH514560；图像像素：10 000 ×6 654；层间距：0.2 mm；解剖部位：骨盆 + 髋关节 + 股骨近端；图像数量：1 161 张，其中每间隔 0.4 mm 抽取涉及髋关节及部分髋臼上骨盆和股骨近端图像共 152 张。

1.3 逆向工程技术三维实体模型构建

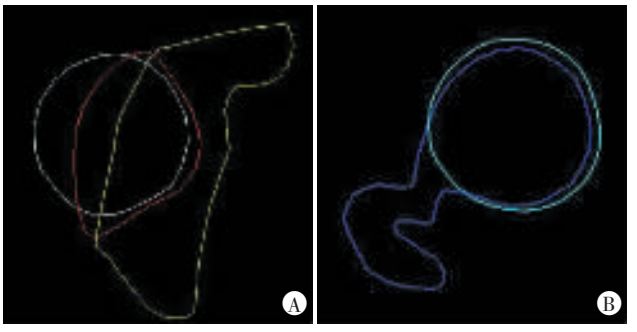
1.3.1 图像轮廓曲线提取 将可视化人数据集髋关节图像导入 AutoCAD（图 1），设计平滑图像轮廓闭合曲线，其中髋臼侧包含髋臼骨、软骨和盂唇，股骨侧包含股骨近端骨、关节软骨（图 2）。将图像放大 4 倍，手工勾出设计的图像轮廓线，按 Z 轴坐标逐层分别提取后存储为 AutoCAD 文件。

1.3.2 添加引导样条曲线 将各种颜色的曲线按照不同剖面的标高同时插入 AutoCAD 软件的一个图层面上，通过添加适当的引导样条曲线，使各种颜色的曲线连成一整体（图 3、4），随后导入 Solidworks 软件中生成实体。



A：可视化人体数据集横断面图像；B：图像导入 AutoCAD 上进行设计轮廓线提取

图 1 可视化人体数据集横断面图像及轮廓提取的 AutoCAD 界面

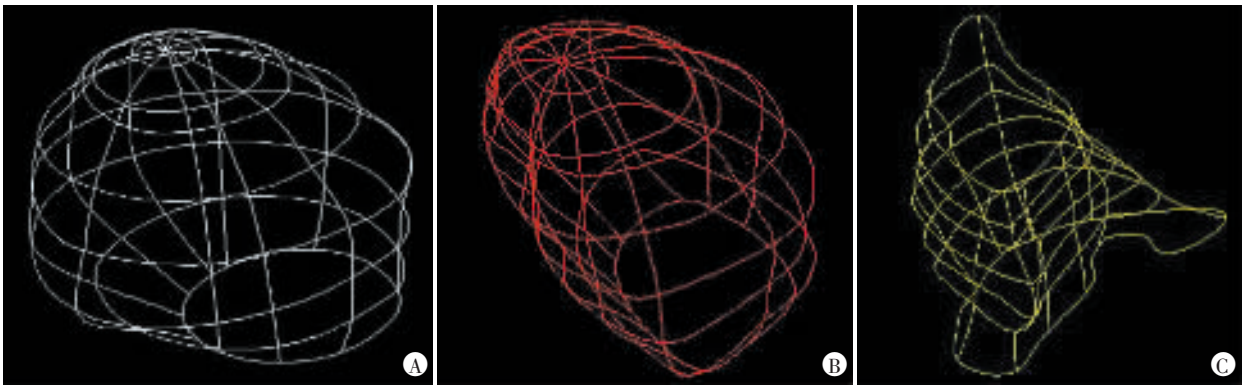


A：髋臼侧包含髋臼骨、软骨和盂唇的平滑轮廓闭合曲线；B：股骨侧包含股骨近端骨、关节软骨的平滑轮廓闭合曲线

图 2 图像轮廓曲线提取

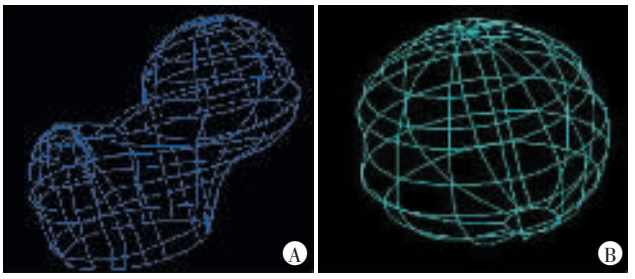
1.3.3 平滑实体构建 将上述实体轮廓的 CAD 文件导入 Solidworks 软件中，按前述设计分别建立各个平滑三维实体，髋臼侧为红、黄、白实体，股骨侧为蓝色、青色实体（图 5）。

1.3.4 髋关节骨、软骨及盂唇实体构建 黄色实体包含髋臼骨性部分。包含髋臼软骨及盂唇的红色实体减去白色实体，预期将获得 2 个部分实体。其中，接近黄色实体者为仅包含髋臼软骨及盂唇的实体，被黄色实体减去，预期将分别获得盂唇及软骨实体；而黄色实体减去红色实体，预期则获得髋臼骨性实体。蓝色实体为股骨近端骨性部分，青色实体减去蓝色实体预期得到股骨头软骨实体。



A:白色曲线添加引导样条曲线的轮廓; B:红色曲线添加引导样条曲线的轮廓; C:黄色曲线添加引导样条曲线的轮廓

图 3　髋臼侧引导样条曲线添加



A:蓝色曲线添加引导样条曲线的轮廓;B:青色曲线添加引导样条曲线的实体轮廓

图 4　股骨侧引导样条曲线添加

1.4　三维有限元模型构建

1.4.1　实体装配及材料属性设定　　将得到的各个三维实体导入 ABAQUS 软件中作为装配部件,股骨近端相对髋臼屈曲 5°、外旋 20°。髋关节软骨及盂唇均设定为各向同性的线弹性材料,其中软骨 E(弹性模量) = 12 MPa 和 μ(蒲松比) = 0.45;盂唇 E = 20 MPa,μ(泊松比) = 0.4[12];髋臼及股骨头软骨下骨设定为刚体材料。

1.4.2　网格划分及边界界定　　软骨及盂唇选用修正的二阶四面体单元(C3D10M),单元尺寸定义为 1.2 mm。对髋臼顶部软骨及盂唇网格进行细化。固定髋臼骨性部分。股骨骨性部分采用四面体自由划分网格,网格单元尺寸为 2 mm。

1.4.3　接触属性及模型验证　　接触属性定义为非线性有摩擦接触,采用摩擦系数为 0.001 的 penalty(罚函数)摩擦公式。以股骨头中心垂直向上加载应力 400 N,观察分析相对部位的软骨应力分布情况。

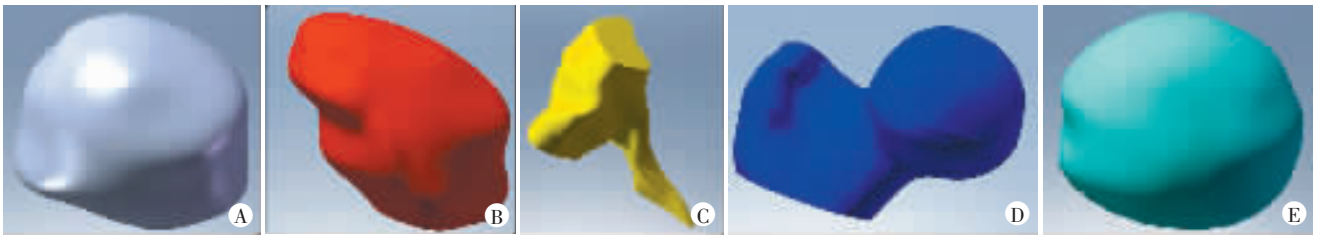
2　结果

2.1　三维实体模型构建

图像轮廓曲线提取结果见图 1、2。引导样条曲线添加结果见图 3、4。方法 1.3.3 平滑实体构建结果见图 5。不同平滑实体相减所得预期的髋关节骨、软骨及盂唇实体见图 6。结果显示,不同平滑实体相减所得髋关节骨、软骨及盂唇的实体形态与人体髋关节解剖结构一致。不同实体之间分别存在不同的连接面,并在 ABAQUS 分析系统中均实现准确装配,骨、软骨和盂唇连接界面未出现影响应力分析的间隙或实体重叠(图 6F)。

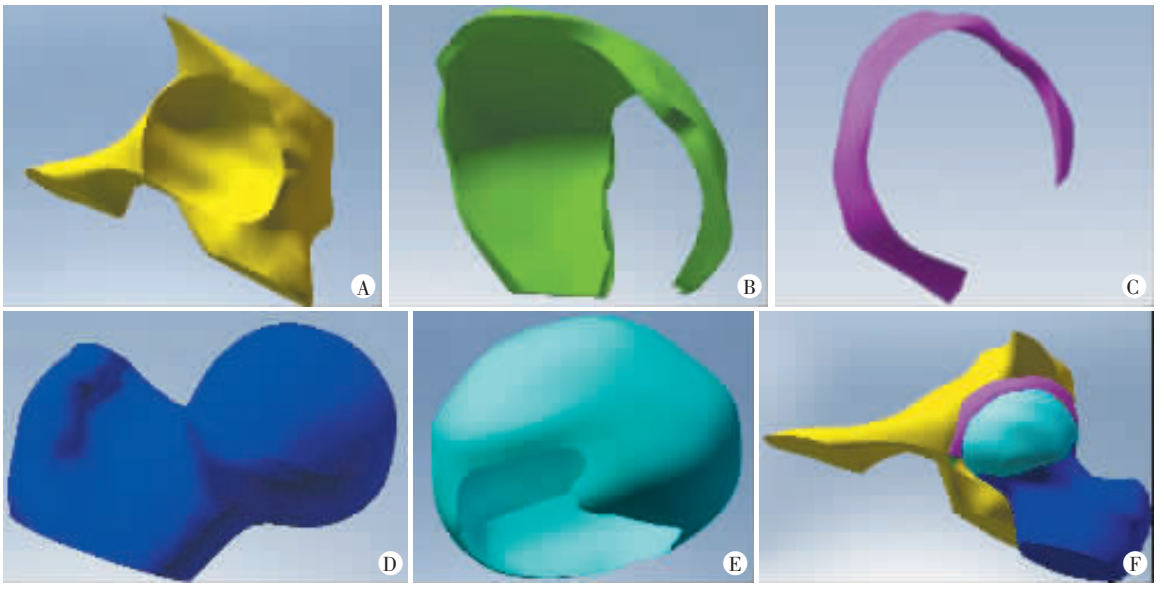
2.2　三维有限元模型构建

髋关节骨、软骨及盂唇实体组装后的网格化过程顺利,其三维有限元模型成功构建。以股骨头中心垂直向上加载所得髋关节软骨及盂唇接触区域的应力分布见图 7。结果显示,髋关节软骨应力集中在臼顶中央偏后位置,结果与传统研究方法相近[4]。盂唇在模型中作为独立部分参与应力分析(图 7B)。



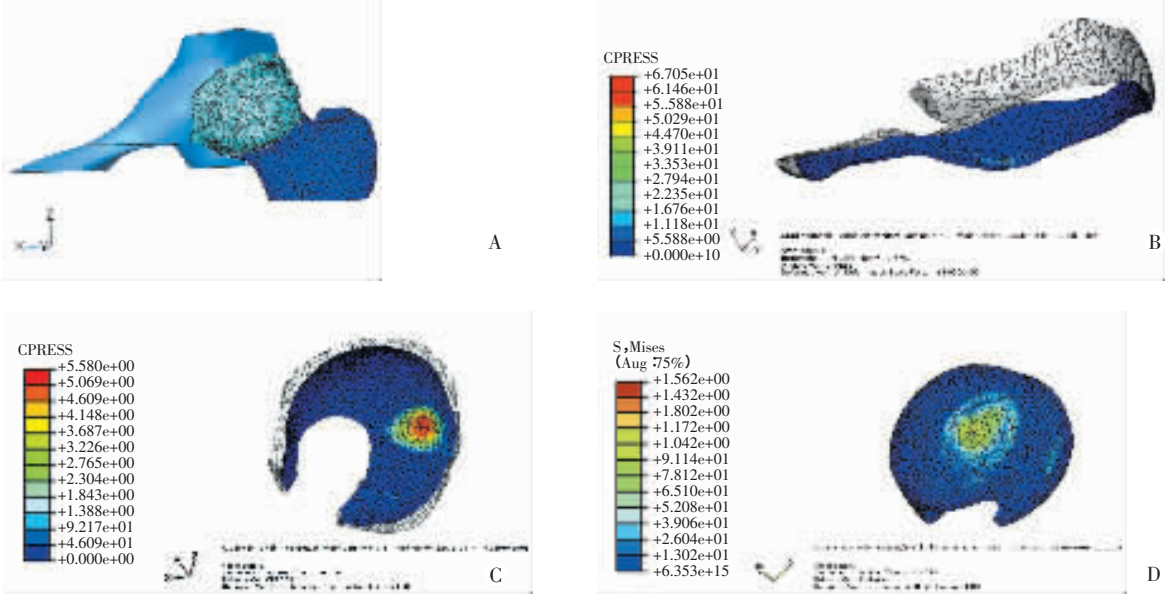
A、B、C:髋臼侧实体;D、E:股骨侧实体

图 5　Solidworks 构建出的不同平滑三维实体



A:髋臼骨性实体;B:髋臼软骨实体;C:盂唇实体;D:股骨头骨性实体;E:股骨头软骨实体;F:实体组装为髋关节完整结构

图6　不同平滑实体相减所获实体并组装



A:网格化的三维有限元应力分析模型;B:盂唇接触面应力分布;C:髋臼软骨接触面应力分布;D:股骨头软骨接触面应力分布

图7　三维有限元模型及模型验证

3　讨论

人体髋关节的解剖结构独特、生理功能复杂,使得髋关节的生物力学研究非常困难。虽然早年 Greenwald 和 O'Connor 等[3]利用染料排除及压敏法计算出髋关节的接触面积及应力分布,Rushfeldt 等[4]将装有传感器的股骨头假体植入尸体标本测量了髋臼软骨的应力分布,随后 Brown 和 Shaw 等[5]采用在股骨头软骨内植入压阻传感器测量股骨头及髋臼软骨的应力分布,Hodge 及 Krebs 等[6]则设计了装有压力传感器的人工股骨头,植入患者后获得术后 1 ~ 5 年的髋臼软骨应力分布,为研究髋关节的生物力学特性建立了不同的测量方法,但均存在诸多问题,如操作复杂、尸体标本测量难以多次重复,后 2 种方法更是需要植入体内,而目前相关研究难以有效借鉴。

既往研究认为髋臼盂唇仅对髋关节(滑液关节)具有密封作用。Konrath 等[10]通过切除人体标本的髋关节盂唇观察了模拟负重时的髋臼软骨应力分布,结

果发现盂唇对髋臼软骨应力分布无明显影响。而有关髋关节不同活动状态下盂唇的应力分布,目前尚无研究报道。

有限元分析法能够实现对人体各部位复杂结构的真实模拟和精确分析。在有限元模型中,复杂的几何形体可以通过一系列具有恰当材料属性的简单的网格进行模拟,当赋予有限元组分边界条件和加载力学条件时即可计算模型中各个组成元件的应力和应变。近年来,随着有限元分析技术的不断完善,有限元分析已经能够实现对人体各部位复杂的非均质结构进行真实模拟和精确分析,通过模型的准确构建与适当的运动模拟可准确、直接计算关节内复杂结构表面与内部的应力情况[9],是目前活体关节生物力学研究中最先进的数学模型方法。

虽然有限元方法能够实现真实模拟及精确分析,但 Anderson 等[9]研究表明真实的实体构建及准确的条件设定是分析结果正确、合理的前提。目前髋关节三维有限元模型的构建,由于 MRI(造影)或双源 CT 成像方法均无法获得髋关节软骨和盂唇的精细、清晰图像,难以直接应用其完成模型构建,故通常利用髋关节骨性结构的二维图像(如 CT 等)重建其骨性结构的三维形态实体,软骨实体则通过设定一层软骨组织覆盖髋臼表面而完成模型构建,而且均无具有一定生理功能的盂唇结构的单独实体构建与力学分析。此外,传统磨片实体构建法由于图像分辨率底,而难以良好构建类似盂唇的较小结构,同时操作繁琐、工作量大。

利用新近建立的中国可视化人体数据库中髋关节的高分辨率磨片图像,采用轮廓提取法构建了相关平滑实体;通过实体相减,构建出髋臼骨、软骨、盂唇;股骨头骨、软骨的三维实体模型;不同组件实体在 ABAQUS 分析系统中装配准确,未出现实体连接界面间隙或实体重叠等情况。构建过程表明,该模型不仅能够精细准确地构建出髋关节盂唇、软骨及骨实体,而且三维实体模型具备有限元分析的实体组装条件,使得网格化过程顺利。

利用包含完整成人髋关节精细组织结构的中国可视化人体数据集横断面图像,准确构建的髋关节骨、软骨及盂唇三维有限元模型,经髋关节有限元力学分析验证,其结果与传统研究方法相近,同时避免了测量操作复杂、难以多次重复、需要植入体内、推广应用困难等缺陷。此外,尽管盂唇结构的应力分布明显小于臼顶软骨的应力水平,但在接触区域仍有应力分布。模型构建过程与结果表明,该模型不仅能够准确构建出软骨,而且将盂唇作为独立实体构建,避免了既往研究中软骨部分只能人为近似的添加构建,以及无独立盂唇结构的缺陷。该模型为髋关节盂唇结构生物力学特性、髋部畸形(如髋股撞击征)的模拟构建及其生物力学特点的深入研究,奠定了重要基础和有效方法。

参考文献:

[1] Macirowski T, Tepic S, Mann R W. Cartilage stresses in the human hip joint[J]. J Biomech Eng, 1994, 116(1): 10 - 18.

[2] Von-Eisenhart R, Adam C, Steinlechner M, *et al*. Quantitative determination of joint incongruity and pressure distribution during simulated gait and cartilage thickness in the human hip joint[J]. J Orthop Res, 1999, 17(4): 532 - 539.

[3] Greenwald A S, O'Connor J J. The transmission of load through the human hip joint[J]. J Biomech, 1971, 4(6): 507 - 528.

[4] Rushfeldt P D, Mann R W, Harris W H. Improved techniques for measuring *in vitro* the geometry and pressure distribution in the human acetabulum. II Instrumented endoprosthesis measurement of articular surface pressure distribution[J]. J Biomech, 1981, 14(5): 315 - 323.

[5] Brown T D, Shaw D T. *In vitro* contact stress distributions in the natural human hip[J]. J Biomech, 1983, 16(6): 373 - 384.

[6] Hodge W A, Fijan R S, Carlson K L, *et al*. Contact pressures in the human hip joint measured *in vivo*[J]. Proc Natl Acad Sci U S A, 1986, 83(9): 2879 - 2883.

[7] Genda E, Iwasaki N, Li G, *et al*. Normal hip joint contact pressure distribution in single-leg standing--effect of gender and anatomic parameters[J]. J Biomech, 2001, 34(7): 895 - 905.

[8] Mavcic B, Pompe B, Antolic V, *et al*. Mathematical estimation of stress distribution in normal and dysplastic human hips[J]. J Orthop Res, 2002, 20(5): 1025 - 1030.

[9] Anderson A E, Ellis B J, Maas S A, *et al*. Validation of finite element predictions of cartilage contact pressure in the human hip joint[J]. J Biomech Eng, 2008, 130(5): 051008.

[10] Konrath G A, Hamel A J, Olson S A, *et al*. The role of the acetabular labrum and the transverse acetabular ligament in load transmission in the hip[J]. J Bone Joint Surg Am, 1998, 80(12): 1781 - 1788.

[11] 张绍祥, 刘正津, 谭立文, 等. 第 3 例中国数字化可视人体数据集报告[J]. 第三军医大学学报, 2003, 25(15): 1332 - 1335.

[12] Ferguson S J, Bryant J T, Ito K. The material properties of the bovine acetabular labrum[J]. J Orthop Res, 2001, 19(5): 887 - 896.

(编辑　栾　嘉)