

doi:10.3969/j.issn.1674-9057.2014.01.027

基于 Mimics 的人体髋关节三维重建到 UG 的生物力学分析

靳 龙，胡迎春

(广西科技大学 机械工程学院, 广西 柳州 545006)

摘 要: 研究了髌关节在负重下静立、慢行、疾走的力学特征。通过医学影像控制系统 Mimics 和工程软件 Solidworks 的结合使用,完成从 CT 断层图像(DICOM 格式)到在 Mimics 环境中进行三维模型重建、模型的修整光洁,再导入到工程软件 UG 中进行有限元分析的整个过程。由对髌关节的静力分析得出髌关节的应力分布和变形结果,为合理设计髌关节骨折手术和术后关节活动的早期康复计划提供重要的理论依据。

关键词: CT 断层图像; 三维建模; 模型修洁; 有限元分析

中图分类号: TP391; R318.01

文献标志码: A

髋关节是人体最大、关节窝最深、最典型的杵臼关节，既坚固又灵活，主要由髋臼和股骨头构成，髋臼周围有坚韧的髋臼唇盂，增加了深度，将股骨头紧密环抱其中，其解剖图结构如图 1 所示。髋关节的主要功能是人体负重、将躯体的重量缓冲到下肢及实现多方位运动、吸收和减轻震荡，在机体活动中起到杠杆的作用^[1]。

髋关节是人体最主要的负重关节,因而也往往是临床上的多发病变关节,其主要的病变形式表现为关节骨折,其手术治疗原则主要是解剖复位、坚强固定和术后活动^[2]。因此,针对髋关节进行生物力学分析,利用力学原理来研究髋关节在负重下静立、慢行、疾走的力学特征显得尤为重要^[3-5]。早期的研究多数是观察临床病例、进行人体标本或者动物标本实验,随着计算机技术的发展,有限元分析方法逐渐被广泛应用于生物力学特别是骨科生物力学的研究^[6-7]。

笔者通过医学数据可视化技术获取了真实的髋关节 CT 断层图像,以医学图像处理软件 Mimics 初步生成三角片面模型,结合工程应用软件 Solidworks 重新构建有效的髋关节实体三维模型^[8-9],然后导入到工程应用软件 UG 中完成髋关节的有限元力学分析,得出不同受力状态下髋关节的应力分布和变形结果,为合理设计髋关节骨折手术和术后关节活动的早期康复计划提供重要的理论依据。

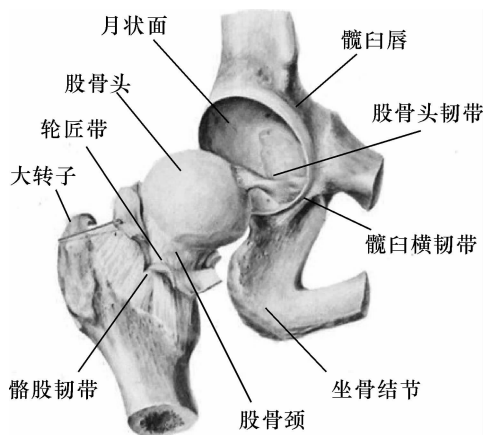


图 1 髁关节解剖图

Fig. 1 Anatomy of the hip joint

收稿日期: 2013-09-18

基金项目：广西留学回国基金项目（2011CXNSFC018005）

作者简介: 靳 龙 (1964—), 男, 硕士, 副教授, 研究方向: 机械优化设计、机构学, jinlongxzl@163.com。

引文格式: 靳龙, 胡迎春. 基于 Mimics 的人体髋关节三维重建到 UG 的生物力学分析 [J]. 桂林理工大学学报, 2014, 34(1): 168-174.

1 基于 Mimics 和 UG 的人体髋关节建模

1.1 应用软件概述

Mimics 是 Materialise 公司的交互式医学影像控制系统，是一种专业的医学图像处理软件^[10]。笔者应用 Mimics 根据二维的医学图像数据创建面网格的三维骨骼模型，并将面网格模型的三维骨骼模型数据输出到三维软件 Solidworks 中进行三维实体模型重组^[11]。

UG (unigraphics NX) 是 Siemens PLM Software 公司出品的一个产品工程解决方案。它为用户的产品设计及加工过程提供了数字化造型和验证手段^[12]。本研究主要运用 UG 模拟模型在真实环境下的行为，可快速地计算模型的应力分布、位移、应变等。

在目前多学科交叉的背景下，生物力学的分析不管是从科学研究的角度出发，还是针对临床应用的角度考虑，建立这条从 Mimics 到 UG 的系统而完整的有限元分析路线都显得很有必要。笔者运用 Mimics 和 UG 这两个软件，以 Solidworks 作为数据转换的接口，将髋关节的三角片面模型转换成有限元分析所需的实体三维模型，最终完成髋关节承受各种受力状态下的生物力学分析。

1.2 建模的核心功能分析及其数据流程

基于医学图像处理软件 Mimics 和三维软件 Solidworks，建立人体髋关节三维模型。该建模过程主要采用 Mimics 中的 Magics 功能对初步建立的三维面模型进行修洁，然后利用 Solidworks 对三维面模型进行实体重建。

1.2.1 采用 Mimics 中的 Magics 功能对三维面模型进行修洁 用 Mimics 的 3D 计算功能初步建立的 3D 髋关节模型是完全由三角片面网格组成的模型，其表面非常粗糙，有很多尖刺和突起，内部存在孔洞，孔洞的存在会产生很多小的、内部的曲面，影响后来的实体重建。此外还存在一些杂乱三角片，并且三角片的大小不一、差异巨大，有的三角片甚至会出现相互交叉、角度极为尖锐等严重问题，因此需要对 3D 髋关节模型进行合理的修洁才能完成实体三维模型的重建，进而才能实现生物力学的有限元分析。

笔者所采取的修洁方案流程如图 2 所示。使用 Mimics 软件修洁刚刚创建的三角片模型时，必须选择“Smoothing”工具中的参数“Shrinkage Compensation Factor”的值为 0.5，既达到光顺的目的，又可保证模型的体积、表面积缩小不超过 5%（即要满足统计学 95% 的置信区间），所以本研究中体积与表面积缩小不超过 5% 是在合理范围之内。

经过以上步骤的处理，髋关节的面三维模型质量得到极大改善，修洁后模型效果如图 3 所示。

此模型的结构和真实人体的髋关节已非常接近。虽然在模型修洁过程中，由于平滑处理和对一些曲面的形状进行修洁，会改变模型的精确尺寸，但模型的几何结构和形状不会发生改变，因此，这个模型是可用的。

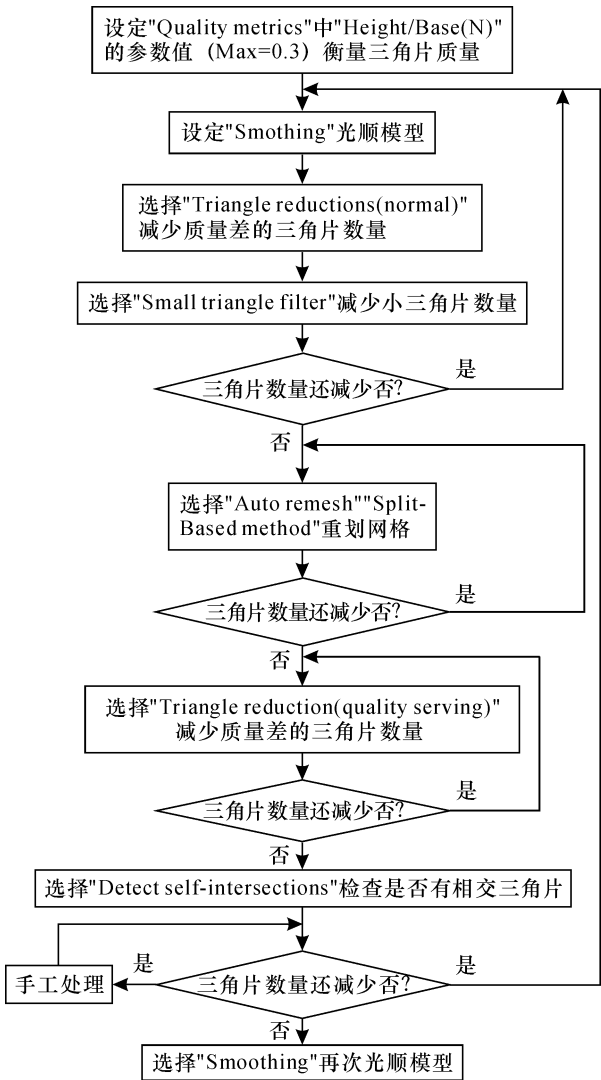


图 2 模型三角片的修洁方案

Fig. 2 Repair and clean scheme of model triangles

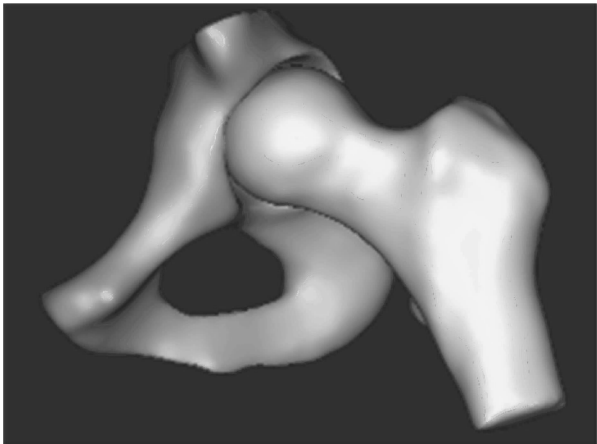


图3 修洁后的髋关节三维模型

Fig. 3 Model of hip joint after repair and clean

经过多次修洁后髋关节三维模型的体积、表面积、三角面片数量、节点数量必然发生改变，其修洁前后各参数的变化情况如表 1 所示。

表 1 模型修洁前后各参数			
Table 1 Model parameters before and after repair and clean			
骨上端部	修洁前	修洁后	后: 前/%
体积/mm ³	120 802	118 766	98. 315
表面积/mm ²	15 765	15 360	97. 431
三角片数量	2 1676	7 780	35. 892
节点数量	10 840	3 892	35. 904

可见，修洁后模型的体积占优化前的 98. 315%，修洁后的表面积占修洁前的 97. 431%，误差都在 95% 的置信区间内。同时，修洁后的三角片数量和节点数量分别只占修洁前的 35. 892% 和 35. 904%。这样既保证了在 Solidworks 中实体转换的正确性，又确保了三角数量片的最低值。因此，该模型经过修洁后非常适用于有限元分析。

1. 2. 2 建模的数据流程 人体髋关节三维模型的重建是基于 Mimics 对数据的预处理，以及 UG 对数据进行后处理。但作为数据流程的中间环节，以 Solidworks 为桥梁将 Mimics 生成的面体模型转换成实体模型后再导入 UG 中。建模的数据流程如图 4 所示。

2 人体髋关节生物力学的分析研究

本研究所使用的 CT 图像是从 CT 扫描仪（GE MEDICAL SYSTEMS/LightSpeed16 120 kV 239. 25 mAs）获得的1名健康成年男性的正常髋关节CT

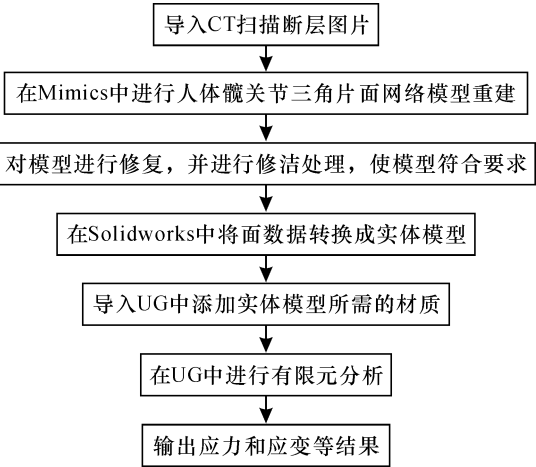


图4 生物力学分析流程图

Fig. 4 Flow chart of biomechanical analysis

断层扫描图像，扫描像素为：0. 422 mm，扫描层数为 161 层，切片厚度为 1. 25 mm，切片增量为 1. 25 mm。具体分析过程如下。

(1) 通过医学图像处理软件 Mimics 建立三角片面网格的骨骼三维模型。将原始 CT 断层图像数据（*. dicom 格式，如图 5 所示）导入医学软件 Mimics 10. 01 进行前期处理，通过使用域值分割法编辑、提取所需的部分 CT 断层图像数据，然后经过计算生成髋关节的三维模型（图 6）。

(2) 初步生成的三维模型有很多空洞，同时还有一些分析中不需要的组织，如图 7 所示。

此时需要经过逐层编辑将实体之中的空洞填补完好，将不需要的组织去掉生成一个完整的髋关节模型，没有空洞和缺陷。编辑后的模型如图 8 所示。

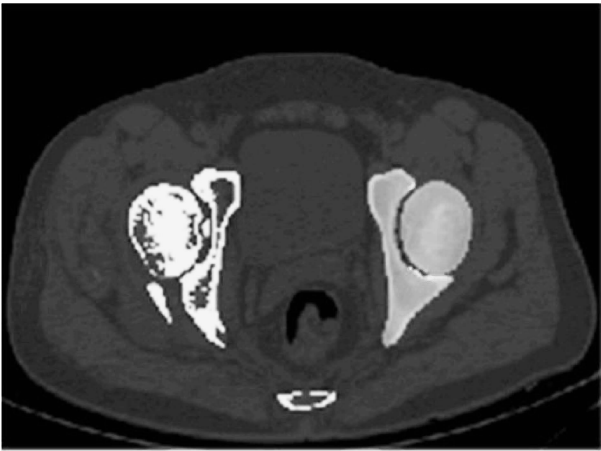


图5 导入 CT 扫描图像

Fig. 5 CT scan images import

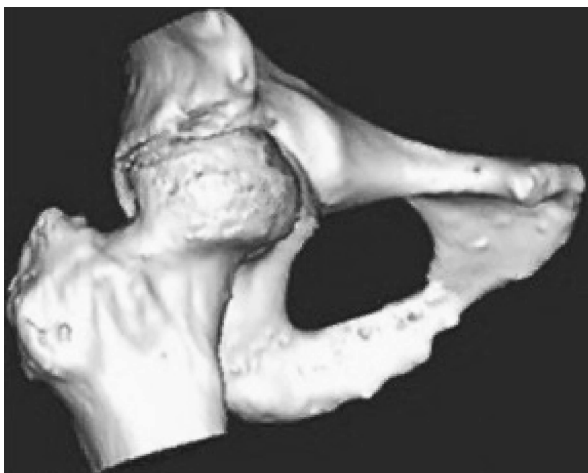


图 6 髋关节三角片面网格模型初步重建
Fig. 6 Hip joint reconstruction in 3D model



图 7 髋关节初步模型中的空洞
Fig. 7 Cavity of hip joint in first model

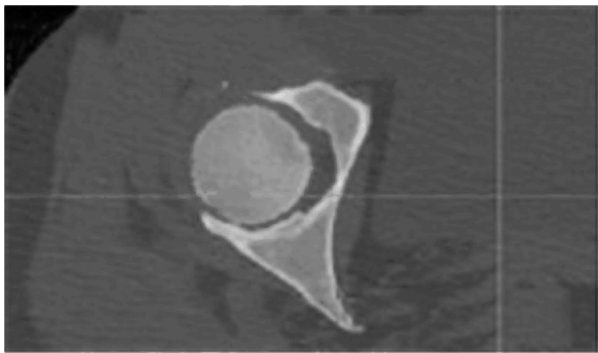


图 8 编辑后的髋关节三角片面网格模型
Fig. 8 3D model of hip joint after editing

(3) 编辑后的三维模型其表面凹凸不平，其不光滑曲率较大处容易形成尖角，这样会对最后的应力分析产生不必要的时间与应力集中，影响整个分析效果，需进一步修洁三维模型。采用 Mimics 自带的 Magics 功能对三维模型进行修洁，其主要工作是划分均匀的三角片面，减少三角片面的数量和对模型进行足够的光滑处理，修洁后的模型如图 3 所示。

(4) 将修洁好的髋关节三维面体模型以 *.stl

格式文件导入到 Solidworks 中进一步生成最终分析所需的三维实体模型（图 9）。

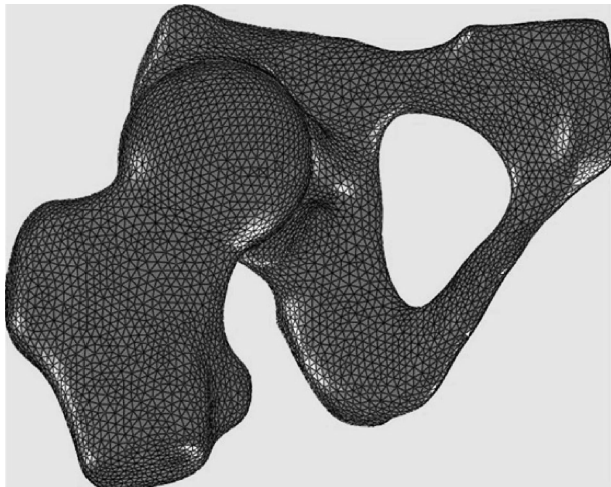


图 9 转换为实体后的髋关节三维模型
Fig. 9 3D model of hip joint after converted to entities

(5) 利用生成好的实体模型在 UG 中进行网格划分，再将网格文件导回 Mimics 中定义材料。对照组在 Mimics 10.0 中根据灰度值给三维模型定义材料。

Mimics 的 FEA 功能提供了 3 种根据不同的灰度值范围定义相应材料的方法，即基于扫描图像数据为网格的每一个单元计算出亨氏单位的灰度值。综合了计算精度和工作量的考量，采用 Uniform 的方法定义材料，将体网格中的亨氏单位分成相等的区域，每一区域对应不同的物质，内置的经验公式 $D = 1 \times Hu$, $E = -60.822 + 1.097 \times D$ 。其中： Hu 是模型的灰度值； D 是密度；泊松比为 0.29^[13]。将亨氏单位转化成密度值，再把密度值分配给相应的体网格，接着为每一种物质定义 E 模量及泊松系数。至此，体网格模型材质已经确定好了。获得的单元信息如图 10 所示。

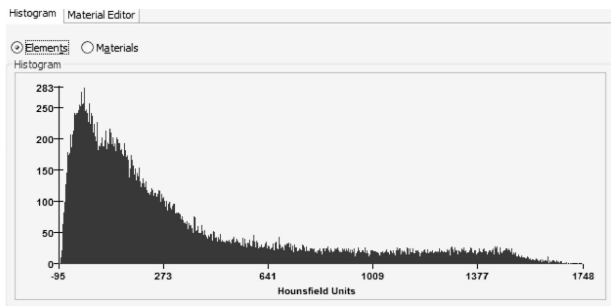


图 10 材质单元信息
Fig. 10 Material unit information

其中横坐标表示灰度值 (Hu), 纵坐标表示单元数量。可以看到, 灰度值小的单元占大多数, 单元数随着灰度值的增大而减少。这也是密度的渐变过程, 符合正常骨骼质地变化情况。

(6) 在模型添加材质后, 针对不同状态下髋关节负重不同的特点, 当双足静立且无旋转力时承担体重的 $1/2$, 当单足静立且无旋转力时承担体重的 2.5 倍以上, 慢行时承担体重的 1.6 倍, 疾走时承担体重的 5 倍^[14-16]。对此选取了 $40 \sim 100$ kg 的不同体重级别来研究髋关节的受力状态。

在静态承重情况下股骨颈与股骨干之间的角度即颈干角, 成人约 $110^\circ \sim 141^\circ$ 。此角可以增加下肢的运动范围, 并使躯干的力量传递至较宽的基底部。股骨干偏斜所致的髋外翻 ($\geq 141^\circ$) 和髋内翻 ($\leq 110^\circ$) 都将改变髋关节所受到的力。股骨颈长轴与股骨远端两髁横轴之间的夹角为股骨颈前倾角, 通常在 $12^\circ \sim 15^\circ$, 前倾角大于 15° 会使一部分股骨头失去髋臼的覆盖。股骨矩位于股骨颈干连接部的内后方, 在小转子的深部, 为多层致密骨构成的骨板, 是股骨干后内侧骨皮质的延伸部分。股骨矩是股骨上段偏心受力的着力点, 为竖立负重时最大压应力部位, 同时也受到弯矩和扭矩的作用, 股骨矩增加了颈干连接部对应力的承受能力。在正常状态下, 髋关节各个方向的力保持平衡。双足对称站立时, 体重平均分布到双下肢, 每髋承担除下肢重量之外体重的 $1/2$ 。一侧下肢负重时, 髋关节负担为除去一侧下肢重量的体重加上外展肌肌力。此时在负重髋关节股骨头上部形成类似平衡杠杆系统中的支点。为了保持身体平衡, 需要外展肌紧张, 发挥平衡作用。若重心远离负重髋关节, 则承力增加; 若重心移向负重之髋关节, 则承力减少; 重心全部移到负重的髋关节上, 则外展肌承力为零, 髋仅承受部分体重之压力^[13]。

髋关节的力学及生物力学特征是髋关节在不同位置时受力情况不同: 站立时同时受重力及外展肌的拉力; 单足站立和行走时, 由于人体重心在两侧股骨头连线之后, 重力对关节产生扭矩作用, 此时外展肌产生反向力矩以维持平衡, 股骨近段不仅受到压应力和张应力, 还接受横向环形应力和剪切应力。做各种动作时, 常需要髋部肌

肉平衡体重, 因此会对髋关节产生相当大的压力。因为在此过程中, 若以髋关节为支点, 则从支点到身体重心的力臂远大于支点到髋部肌肉的力臂, 髋部肌肉的力量远大于人体重量, 因此关节受力便会大于体重。髋部肌肉除了增加稳定性外, 还可以调节股骨的受力状态。正常人站立时, 若肌肉 (如臀中肌) 未紧张, 股骨颈将受到一个弯曲力矩, 会在上方产生张应力, 在下方产生压应力。因此, 若负荷过大, 很轻易产生张应力破坏。而肌肉产生的收缩作用, 会抵消上方张应力部分, 避免股骨颈骨折。正常行走时髋关节的动作平衡且有节奏、耗能最低。双髋轮流负重, 重心左右往返移动约 $4.0 \sim 4.5$ cm。髋关节在步态周期过程中会有 2 个受力波峰, 分别在足后跟着地及趾尖离地时。缓慢行走时, 惯性力作用可不计, 视与静力学相同。但髋关节在快速运动时, 受加速和减速的作用, 受力会增加。合力等于体重加惯性力, 包括地面反冲力、重力、加速度、肌力等, 一般认为是体重的 $3.9 \sim 6.0$ 倍。在走路时 (速度为 1.5 m/s), 髋关节最大受力约为 2.5 倍体重, 而当跑步时 (速度为 3.5 m/s), 关节最大受力约为 $5 \sim 6$ 倍体重^[13,17-18]。髋关节的加力区域如图 11 所示。

以 100 kg 体重为例, 应用工程软件 UG 对髋关节加载力进行有限元分析, 得到髋臼关节应力云图 (图 12), 位移云图如图 13 所示。

笔者完成了 $40 \sim 100$ kg 不同体重级别的有限元生物力学分析, 得到髋臼受力状态下的平均应力曲线趋势 (图 14), 最大应力曲线趋势如图 15 所示。

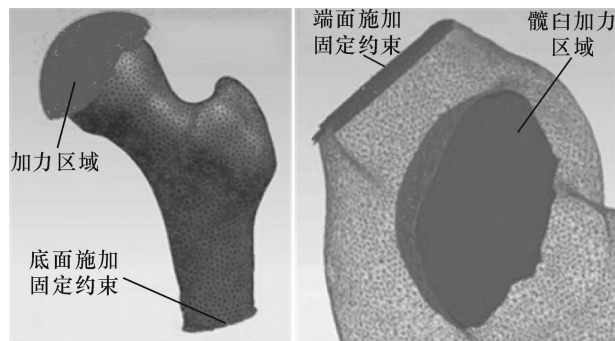


图 11 股骨头、髋臼加力示意图

Fig. 11 Diagram of femoral head and acetabulum loading force

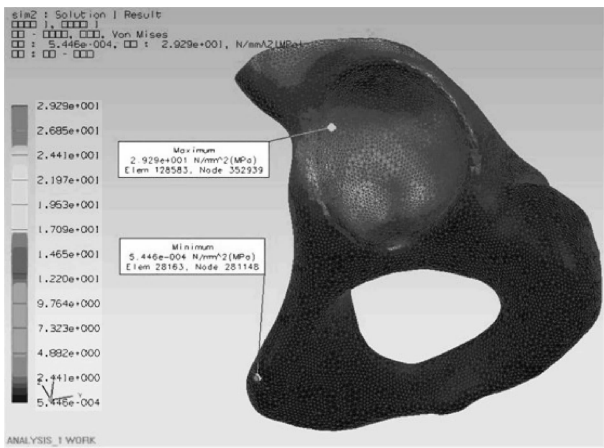


图 12 髋臼应力云图
Fig. 12 Stress diagram of acetabulum

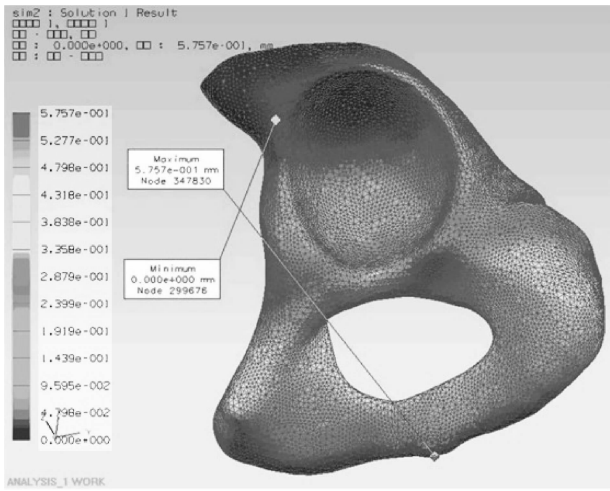


图 13 髋臼位移云图
Fig. 13 Displacement diagram of acetabulum

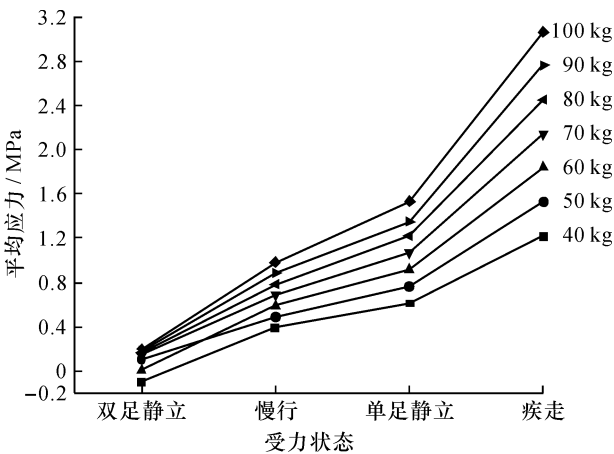


图 14 不同体重级别的髋臼受力状态下的平均应力曲线
Fig. 14 Average stress curve of different weight of acetabulum

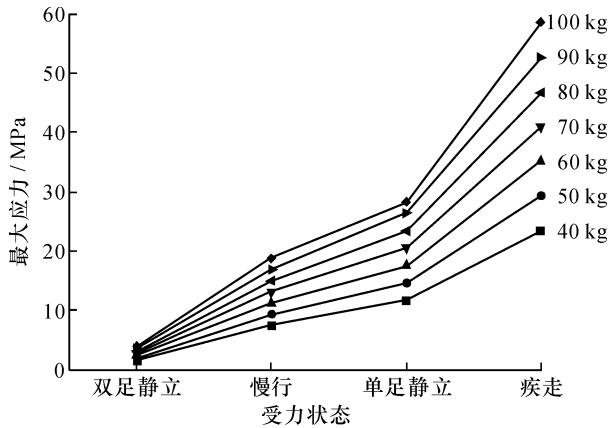


图 15 不同体重级别的髋臼受力状态下的最大应力曲线
Fig. 15 Maximum stress curve of different weight of acetabulum

3 结 论

(1) 以 Mimics 和 Solidworks 重建了髋关节的三角片面网格模型和三维实体模型。该模型各部位结构清晰光滑、网格连续性好，大小形状符合实际情况，验证了该方法提供的三维模型完全可以很好地应用到 UG 中进行相关的有限元分析。

(2) 将医学图像处理软件 Mimics 和商业有限元分析软件 UG 配合使用，实现了从三维建模到生物力学分析的完整过程。

(3) 分析结果可以各种简单常用图表显示，为临床研究合理设计髋臼骨折手术和术后关节活动的早期康复计划提供重要的理论依据。

参考文献：

[1] 卢文志, 边亚博, 卢刚. 髋关节的应用解剖 [J]. 中国乡村医生, 2001, 17 (6): 9 - 10.

[2] 严军, 郑祖根, 董启榕. 髋关节活动与髋臼各部位受力的关系 [J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2007, 11 (41): 8379 - 8381.

[3] 吕连军. 髋关节受力分析及其虚拟研究 [D]. 哈尔滨: 哈尔滨理工大学, 2009.

[4] Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients [J]. Journal of Biomechanics, 1993, 26 (8): 969 - 990.

[5] Neumann D A. Biomechanical analysis of selected principles of hip joint protection [J]. Arthritis & Rheumatism, 1989, 2 (4): 146 - 155.

[6] 马和中. 生物力学导论 [M]. 北京: 北京航空学院出版

- 社, 1986: 126 – 128.
- [7] Crowninshield R D, Johnston R C, Andrews J G, et al. A biomechanical investigation of the human hip [J]. *Journal of Biomechanics*, 1978, 11 (1): 75 – 85.
- [8] 刘安庆, 张银光, 王春生, 等. 人股骨生物力学特性的三维有限元分析[J]. *西安医科大学学报*, 2001, 22(3): 242 – 244.
- [9] 张美超, 史风雷, 赵卫东, 等. 髋关节外展不同角度股骨颈应力分布的有限元分析 [J]. *第一军医大学学报*, 2005, 25 (10): 1244 – 1246.
- [10] 苏秀云, 刘蜀彬. *Mimics 软件临床应用: 计算机辅助外科入门技术* [M]. 北京: 人民军医出版社, 2011.
- [11] 赵果. *SolidWorks 2010 中文版快速入门与应用* [M]. 北京: 电子工业出版社, 2010: 177 – 187.
- [12] 刘昌丽, 周进. *CAD/CAM/CAE 自学手册: UG NX 8.0 完全自学手册* [M]. 北京: 人民邮电出版社, 2012: 662 – 683.
- [13] 王以进, 王介麟. *骨科生物力学* [M]. 北京: 人民军医出版社, 1989.
- [14] 罗先正, 邱贵兴. *人工髋关节学* [M]. 北京: 中国协和医科大学出版社, 2003: 41 – 56.
- [15] Noble P C, Alexander J W, Lindahl L J, et al. The anatomic basis of femoral component design [J]. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1988, 235: 148 – 165.
- [16] Parker M J, Gillespie W J, Gillespie L D. Effectiveness of hip protectors for preventing hip fractures in elderly people: Systematic review [J]. *British Medical Journal*, 2006, 332 (7541): 571 – 574.
- [17] Nordin M, Frankel V. *骨骼系统的生物力学基础* [M]. 戴魁戎, 王以进, 周健男, 等译. 上海: 学林出版社, 1985: 152 – 158.
- [18] van den Bogert A J, Read L, Nigg B M. An analysis of hip joint loading during walking, running, and skiing [J]. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1999, 31 (1): 131 – 142.

Biomechanical analysis of hip joint based on mimics 3D reconstruction to UG

JIN Long, HU Ying-chun

(College of Mechanical Engineering, Guangxi University of Science and Technology, Liuzhou 545006, China)

Abstract: The mechanical characteristics of hip joint loading during quiet-standing, slow going and rushing are investigated. By combined application of medical imaging control system “Mimics” and engineering software “Solidworks”, from CT tomography image (DICOM form) to the 3D model reconstruction repairing and cleaning in the mimics environment, element analysis is finally done after importing it to the engineering software UG. The results of the hip stress distribution and deformation provide important theoretical basis for reasonable designing of hip fracture surgery and the early rehabilitation program of postoperation.

Key words: CT scanning images; 3D modeling; model repair and clean; finite element analysis