

# 骨盆定制假体的设计及有限元分析

郭鹏年<sup>1</sup>, 张占阅<sup>1</sup>, 高耀东<sup>2</sup>

(1. 内蒙古科技大学包头医学院第一附属医院, 内蒙古 包头 014010; 2. 内蒙古科技大学机械工程学院, 内蒙古 包头 014010)

**【摘要】** 目的: 介绍骨盆定制假体的设计, 利用有限元分析方法评价骨盆肿瘤定制假体在 3 种不同工况下的生物力学性能。方法: 利用 CAD 软件设计 1 例骨盆肿瘤患者重建所需的钛合金材质假体, 用有限元法分析检查和评估该定制假体在静态和缓慢步态工况下的强度和刚度值。结果: 有限元分析结果表明, 3 种工况下骨盆的最大 Von Mises 应力分别为 39.0、202.8、42.4 MPa; 最大位移分别为 0.199、0.766、0.847 mm。假体中的最大 Von Mises 应力分别为 62.3、318、468 MPa。骨盆和假体中的最大 Von Mises 应力都远低于相应材料的屈服强度。结论: 该研究可以根据患者情况对定制假体的形状和尺寸做精确设计, 通过有限元法强度计算可以降低骨骼应力水平和骨折风险, 延长假体的使用寿命, 保证了患者术后正常步态下的安全性和稳定性。

**【关键词】** 骨盆; 假体设计; 应力, 物理; 有限元分析

中图分类号: R687, R318

DOI: 10.3969/j.issn.1003-0034.2019.06.016

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



**Design and finite element analysis of customized pelvic prosthesis** GUO Peng-nian, ZHANG Zhan-yue, and GAO Yao-dong\*. \* College of Mechanical Engineering, Inner Mongolia University of Science and Technology, Baotou 014010, Inner Mongolia, China

**ABSTRACT Objective:** To introduce the design of customized pelvic prosthesis, to evaluate the biomechanical property under three load conditions of customized pelvic prosthesis under three load conditions. **Methods:** A titanium alloy prosthesis for reconstruction of pelvic tumors was designed by CAD software. The strength and stiffness of the custom prosthesis under static and slow gait conditions were analyzed and evaluated by finite element method. **Results:** The results of the finite element analysis suggested that the maximum von Mises stress in the pelvic under three load conditions were 39.0, 202.8 and 42.4 MPa; the maximum displacement were 0.199, 0.766 and 0.847 mm. The maximum von Mises stress in the prosthesis under three load conditions were 62.3, 318 and 468 MPa. The maximum Von Mises stress in the Ti-alloy prosthesis and pelvic was far smaller than the yield strength of Ti-alloy. **Conclusion:** The study can design the size and shape of prosthesis accurately according to patient's condition. The finite element method can reduce the bone stress level and fracture risk, prolong the service life of prostheses, and ensure the safety and stability of the postoperative patients under normal gait.

**KEYWORDS** Pelvis; Prosthesis design; Stress, mechanical; Finite element analysis

人体骨盆几何形状复杂, 因需将上身载荷通过骨盆环传递到下肢, 使得应力分布复杂且应力水平较高。当因伤病使骨盆大范围切除时, 会严重影响患者生活质量, 功能重建势在必行<sup>[1]</sup>。钛或钴基合金的金属假体, 因为其可用性、模块化、即时固定和相对较低的并发症发生率等优点而被普遍使用, 但需要根据患者情况对假体的形状和尺寸做精确设计, 以减少发生骨折的风险, 保证早期功能恢复和假体的长久耐用性<sup>[2-3]</sup>。定制假体时, 首先用 CAD 软件将 CT/MRI 收集的数据重建病变模型, 进而构建假体数字几何模型<sup>[3]</sup>。然后, 3D 打印出具有复杂几何形

状和多孔结构的定制假体植入物。由于定制假体、骨盆骨及其固定系统的复杂性, 需要在植入手术前对骨盆固定和生物力学有效性进行评估。该评估通过试验或简化的数学模型进行是不可能的, 目前一般采用有限元分析方法去完成<sup>[4]</sup>。目前, 有限元法在生物力学研究中越来越普及, 用于骨盆生物力学特性及假体设计研究时, 可以考虑材料、解剖几何、载荷和边界条件等因素对结果的影响。本研究用有限元法评估由假体、骨盆骨构成的骨盆复合体的生物力学性能, 用分析结果指导手术准备和假体设计<sup>[5]</sup>。

## 1 骨盆定制假体设计

### 1.1 对象

CT 图像数据来自内蒙古科技大学包头医学院第一附属医院骨科。经患者知情同意, 院伦理委员会

通讯作者: 高耀东 E-mail: jxxgyd@126.com

Corresponding author: GAO Yao-dong E-mail: jxxgyd@126.com

通过。男性患者,年龄 65 岁,体重 70 kg,身高 1.69 m,诊断为骨盆肿瘤(左侧)。

### 1.2 设备和软件

CT 机为荷兰飞利浦公司产品。术前以 Philips 256 层 Brilliance I CT 对病变部位进行扫描,扫描条件:电压 120 kV,层厚 1 mm,CT 数据以 DICOM 格式存储并输出。医学影像控制系统 Mimics 17.0,三维 CAD 软件 Geomagic Studio 12,有限元软件 ANSYS Workbench 15.0。

### 1.3 假体模型创建

将患者 CT 扫描数据保存在医学数字成像和通信文件(\*.dicom)中并导入到 Mimics 17 软件中,利用 Mimics 编辑功能从周围软组织中将骨组织提取出来,对图像进行半自动分割,以确定耻骨、髌骨的边界,以便从其他骨组织中将骨盆分离出来。模拟切除骨盆肿瘤,在骨盆 3D 模型上进行截骨。建立基于三角片表面的骨盆 3D 模型,并保存为 STL 格式的工程文件。然后将骨盆 3D 模型导入 Geomagic Studio 12 中进行编辑和修改,以去除额外的壳和自相交三角形等错误。最后将模型保存为\*.x\_t 格式备用。

假体的耻骨支和髌臼等部分由健侧镜像得到,假体的翼部根据患侧髌骨形状确定,设计得到可以固定到骨盆的假体模型,如图 1a 所示。将如图 1b 所示的由骨盆骨、假体以及固定螺钉组成的复合骨盆以\*.x\_t 格式导入 ANSYS Workbench,即可进行有限元分析<sup>[6-7]</sup>。

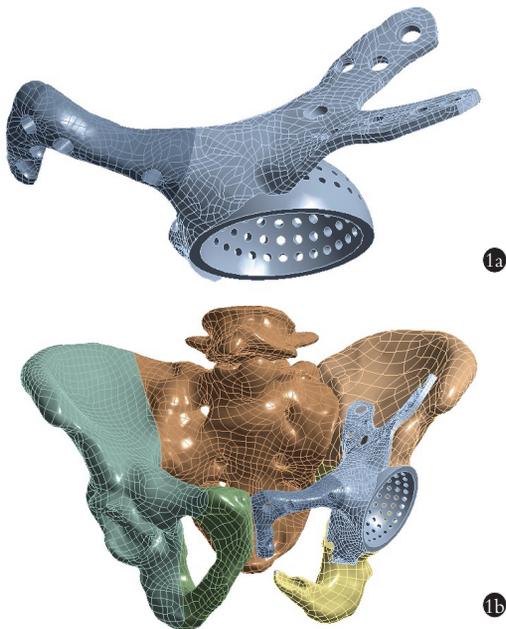


图 1 几何模型 1a. 假体模型 1b. 骨盆模型  
Fig.1 Geometric model 1a. Prosthesis model 1b. Pelvic model

## 2 人体骨盆定制假体的有限元分析

### 2.1 有限元模型的创建

将几何模型导入 ANSYS Workbench 后,用三维实体单元 SOLID186 对骨盆模型进行单元划分,如图 2 所示,共得到 240 259 个节点和 137 579 个单元。

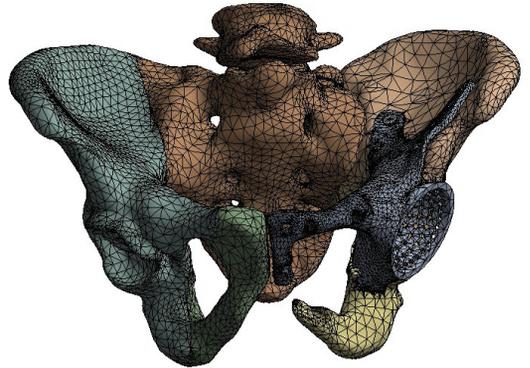


图 2 有限元模型  
Fig.2 Finite element model

### 2.2 材料与特性

人体骨骼密度、弹性模量等特性参数是不均匀的。在 Mimics 软件中,按经验公式(1)由 CT 值计算骨骼物质密度  $\rho$ ,再按经验公式(2)由密度计算弹性模量  $E$ <sup>[7]</sup>。

$$\rho = 6.92 \times 10^{-4} \times CT + 1 \quad (1)$$

$$E = 11.4 \times \rho^{2.46} \quad (2)$$

式中,CT 为 CT 值,单位为亨氏单位(Hounsfield unit, H.U); $\rho$ 、 $E$  分别骨骼密度和弹性模量。由 CT 图像数据计算得到,骨盆的弹性模量分别为 9.9~18.6 GPa。

假体由钛合金 Ti-6Al-4V 制造,弹性模量为 120 GPa。螺钉钢制,弹性模量为 200 GPa。

整个模型所有材料的泊松比均设置为 0.3。

### 2.3 接触

由于一般老年人在髌骨和髌骨间存在部分融合<sup>[8]</sup>,仅能产生微动,所以髌骨和髌骨之间使用绑定接触。在耻骨联合、髌骨和假体间,由于没有存在相对运动也使用绑定接触。根据刘小龙等<sup>[3]</sup>的研究,忽略肌肉和韧带的作用。

### 2.4 载荷与约束

由于在围手术期,尤其术后,不推荐患者快速行走。所以分析按 3 个工况<sup>[9-10]</sup>进行:(1)静立工况,两腿站立。(2)缓慢步行,健康侧腿站立。(3)缓慢步行,患侧腿站立<sup>[11]</sup>。

在工况 1,载荷大小取体重的 1.2 倍,即 824 N,该集中力方向沿骨盆的纵向轴,施加在 S1 体的顶部。约束掉两侧髌臼杯上法线方向位移,即允许转动

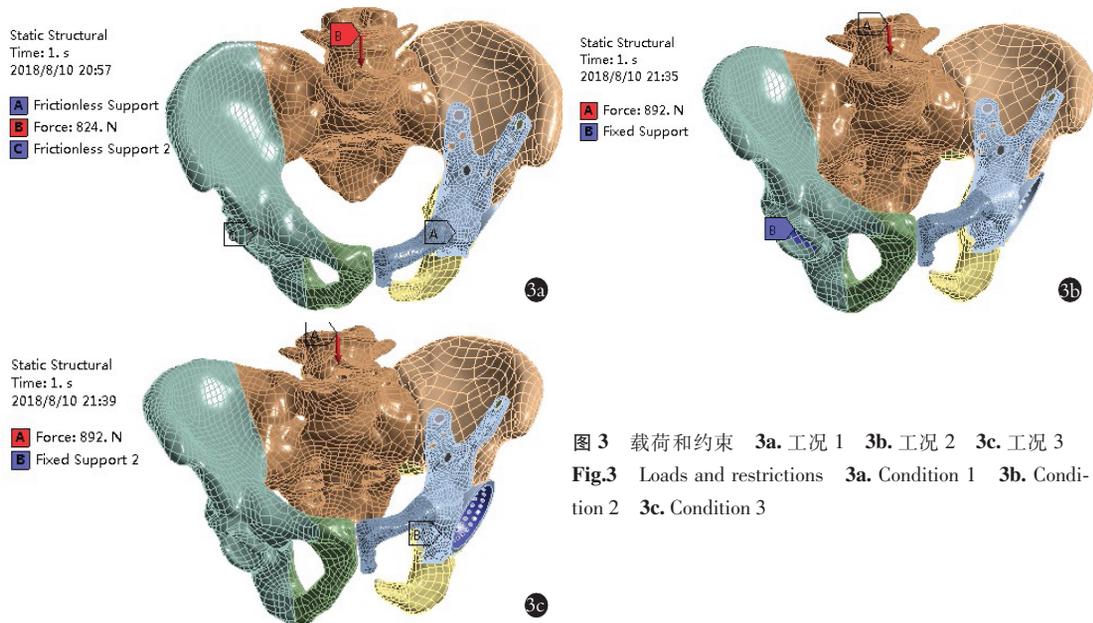


图 3 载荷和约束 3a. 工况 1 3b. 工况 2 3c. 工况 3  
Fig.3 Loads and restrictions 3a. Condition 1 3b. Condition 2 3c. Condition 3

但不能相对移动。如图 3a 所示。

在工况 2，载荷大小取体重的 1.3 倍，即 892 N，该集中力方向沿骨盆的纵向轴，施加在 S1 体的顶部。约束掉健康侧髋臼杯上所有位移。如图 3b 所示。

在工况 3，载荷大小、方向和施加位置与工况 2 相同。约束掉患侧髋臼杯上所有位移。如图 3c 所示。

由于计算只研究最大值，所以采用静力学有限元分析，根据刘玉增等<sup>[12]</sup>和田丰德等<sup>[13]</sup>的研究，并考虑有限元分析结果相对精确，将因身体质量产生的动力学效应通过上述载荷系数 1.2 或 1.3 考虑。

### 2.5 模型有效性验证

经过前期基础实验，应用以上方法对正常骨盆进行有限元模型建立、载荷和约束的施加，并与高质量同类文章<sup>[13-14]</sup>的结果对比，其结果包括应力和位移的大小、分布规律都具有很高的相似性，故分析结果具有较高的可信度，对手术有参考价值。

### 3 结果

如图 4 所示为 3 种工况下骨盆骨骼的 Von Mises 等效应力和位移分布情况。可见，工况 1 最大

应力为 39.0 MPa，发生在右侧骶髂关节处，最大位移

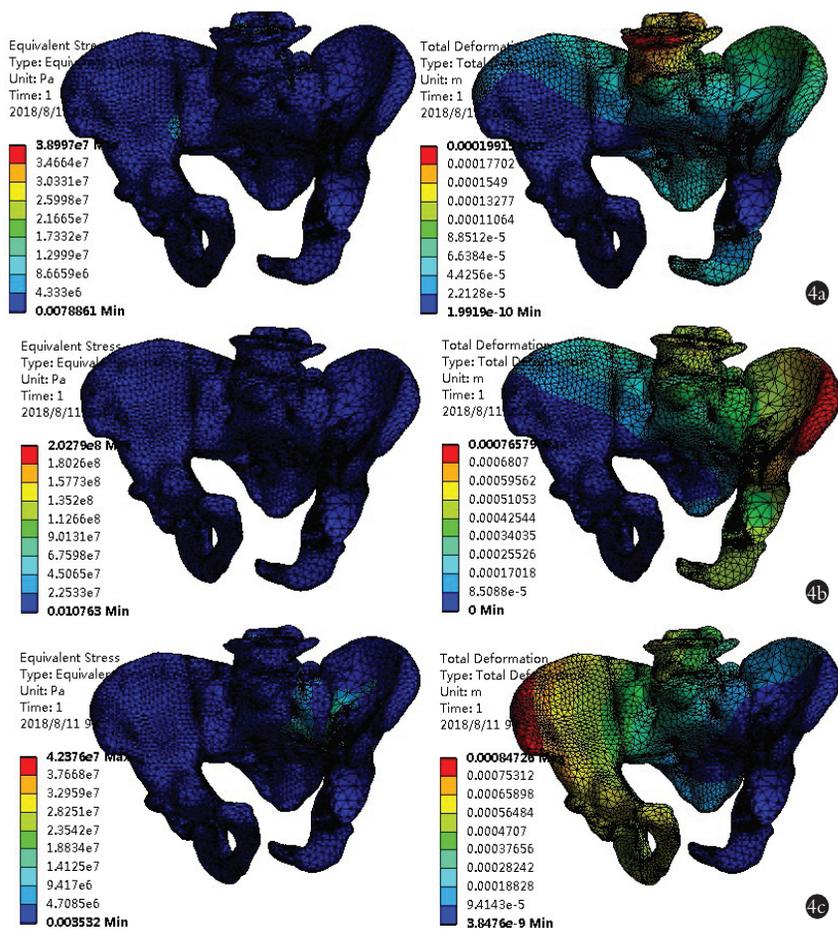


图 4 骨盆等效应力和位移 4a. 工况 1 等效应力和位移 4b. 工况 2 等效应力和位移 4c. 工况 3 等效应力和位移

Fig.4 The von Mises and displacement of pelvic 4a. The von Mises and displacement of condition 1 4b. The von Mises and displacement of condition 2 4c. The von Mises and displacement of condition 3

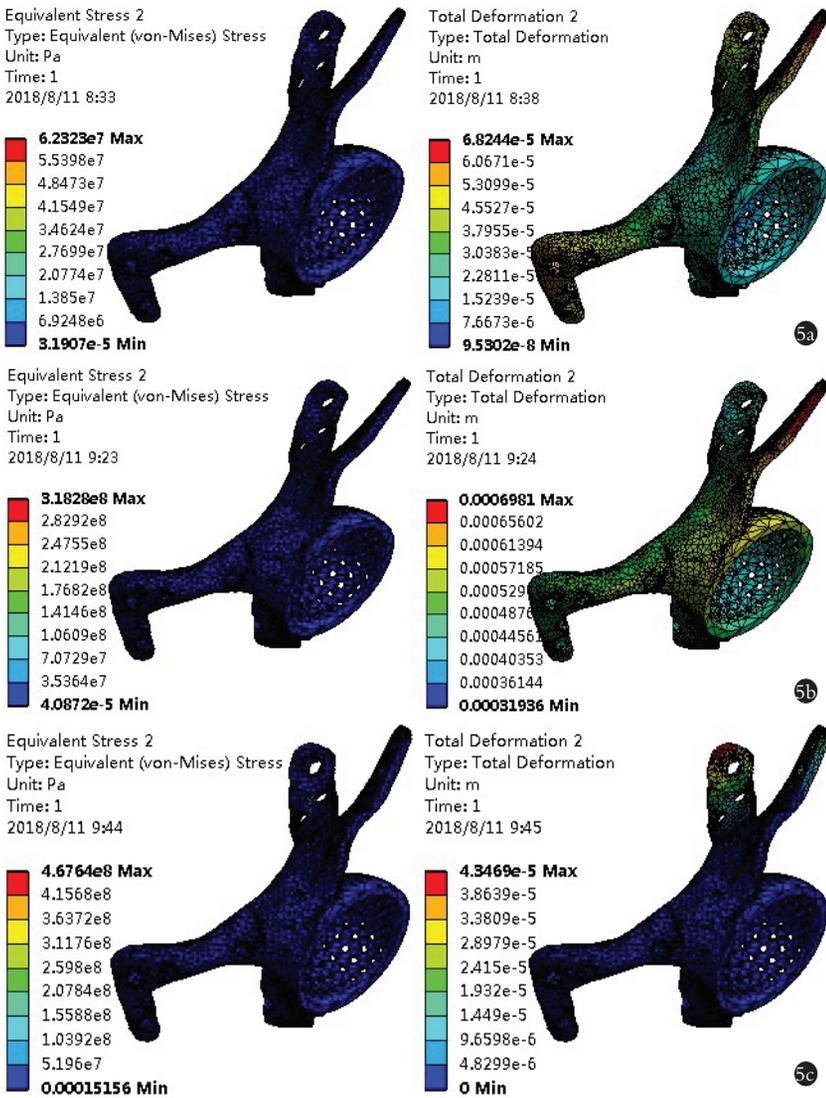


图 5 假体等效应力和位移 5a. 工况 1 等效应力和位移 5b. 工况 2 等效应力和位移 5c. 工况 3 等效应力和位移  
 Fig.5 The von Mises and displacement of prosthesis 5a. The von Mises and displacement of condition 1 5b. The von Mises and displacement of condition 2 5c. The von Mises and displacement of condition 3

为 0.199 mm; 工况 2 最大应力为 202.8 MPa, 仍然发生在右侧髋髂关节处, 最大位移为 0.766 mm; 工况 3 最大应力为 42.4 MPa, 发生在右侧髋骨和髌骨处, 最大位移为 0.847 mm。所有工况应力最大值发生在工况 2, 但只是局部点的应力集中, 会随磨损逐渐减小。而工况 3 总体应力水平较高, 有较大范围的高应力区。位移情况工况 2 和工况 3 差别不大, 但都远大于工况 1。

如图 5 所示为 3 种工况下假体的 Von Mises 等效应力和位移分布情况。在 3 种工况下, 最大应力分别为 62.3、318、468 MPa, 均为局部的应力集中。假体应力远小于 Ti-6Al-4V 合金的抗拉强度 (985~1 150 MPa), 屈服极限 (784~1 008 MPa) 以及疲劳极

限 (308~613 MPa)。这些部位不会发生静强度不足, 但疲劳破坏会首先在此发生。

#### 4 讨论

本研究用 CAD 软件设计了骨盆肿瘤患者重建用的定制假体, 用有限元分析检查和评估定制假体的强度和刚度。无论骨盆骨骼还是假体, 在工况 3 时都有最大应力或总体应力水平, 这表明患侧单腿站立是非常危险的。因此, 强烈建议患者避免患侧单腿站立或缓步行走时患侧着地, 可以借助拐杖等辅助工具进行站立或行走。骨盆的最大应力发生在髋髂关节、右侧髌骨处, 这些部位发生骨折的危险性最大。因此, 在手术前应该仔细检查这些区域附近的骨量, 以确保安全。假体的强度足够用于在各种条件下传递载荷, 且只有局部位置存在应力集中, 所以假体有进一步减轻质量的可能。有限元分析结果表明, 定制假体可以恢复骨盆的负荷传递功能, 骨盆和假体中的最大 Von Mises 应力都远低于相应材料的屈服强度。

在假体的整个设计阶段中, 将 CAD 技术和 CAE 技术相互配合, 互为指导。该研究可以根据患者情况对形状和尺寸做精确设计, 通过强度计算可以减少骨骼应力水平和骨折风险, 保证假体的使用寿命, 保证了系统在正常

步态下的安全性和稳定性, 同时减轻假体重量和成本。这使骨盆肿瘤患者能获得更合理化的术前规划和术后的满意度, 不但增加了患者康复的信念, 也使医生更有理论依据去完成此类手术。

本研究在后续工作中需要改进的有<sup>[13-15]</sup>: (1) 结合术后长时间随访情况和有限元分析结果对假体的形状和尺寸进行分析, 进一步确定最优化结果, 并形成完善、可行的设计理论以指导实践。(2) 将螺钉、假体、骨盆骨之间的接触改为粗糙接触或无摩擦接触, 并考虑螺栓的预紧力作用。这样, 可以更精确地计算螺栓连接附近的应力情况。(3) 考虑肌肉、韧带作用对骨盆复合体受力的影响。(4) 用类似生物力学仿真

软件 AnyBody 对安装带假体的复合骨盆的人体进行动态分析,计算得到各种步态下人体的受力情况,然后带入有限元软件中进行分析。

#### 参考文献

- [1] 康志伟,张耀辉,杨自权.人工全髋关节翻修术中髌臼骨缺损的分类和重建[J].中国骨伤,2018,31(9):874-879.  
KANG ZW,ZHANG YH,YANG ZQ. Classification and reconstruction of acetabular defects in revision total hip arthroplasty [J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma,2018,31(9):874-879. Chinese with abstract in English.
- [2] 管晓东,郭毅伟,徐开怀,等.定制髋关节假体数字化设计与制造技术研究[J].机电工程,2017,34(3):256-259.  
GUAN XD, GUO YW, XU KH, et al. Digital design and manufacturing technology of customized hip prosthesis [J]. Ji Dian Gong Cheng, 2017, 34(3):256-259. Chinese.
- [3] 刘小龙,王朝晖,熊波,等.基于 CT 及逆向工程软件构建正常人体骨盆三维有限元模型[J].中国组织工程研究,2014,18(40):6519-6523.  
LIU XL, WANG ZH, XIONG B, et al. Establishment of a normal adult's pelvis three-dimensional finite element model based on CT image and reverse engineering method [J]. Zhongguo Zu Zhi Gong Cheng Yan Jiu, 2014, 18(40):6519-6523. Chinese.
- [4] Ji T, Guo W, Tang XD. Reconstruction of type II + III pelvic resection with a modular hemipelvic endoprosthesis: a finite element analysis study [J]. Orthop Surg, 2011, 2(4):272-277.
- [5] 马文辉,张学敏,王继芳.有限元技术及其在人工髋关节领域的应用[J].中国骨伤,2011,24(4):349-352.  
MA WH, ZHANG XM, WANG JF. Technology of finite-element analysis and its application in the field of acetabular prosthesis [J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2011, 24(4):349-352. Chinese with abstract in English.
- [6] 王凯.三维有限元分析在骨科中的应用[J].生物骨科材料与临床研究,2013,10(1):31-34.  
WANG K. Three-dimensional finite element analysis application in orthopaedics [J]. Sheng Wu Gu Ke Cai Liao Yu Lin Chuang Yan Jiu, 2013, 10(1):31-34. Chinese.
- [7] Brandt ML. Microarchitecture, the key to bone quality [J]. Rheumatology (Oxford), 2009, 48 (Suppl 4): iv3-8.
- [8] 靳安民,汪华侨.骨科临床解剖学[M].济南:山东科学技术出版社,2010.  
JIN AM, WANG HQ. Clinical Anatomy of Orthopaedic [M]. Jinan: Shandong Science and Technology Press, 2010. Chinese.
- [9] 胡畔.三维有限元分析比较 3 种内固定物对骨盆后环损伤的治疗效果[D].河北医科大学,2017.  
HU P. The comparison of various internal implants for stabilizing posterior pelvic ring disruption by three-dimensional finite element analysis [D]. Hebei Medical University, 2017. Chinese.
- [10] 刘冬旭.可调式标准型半骨盆假体设计研发及其可靠性研究 [D].上海大学,2016.  
LIU DX. Design and Biomechanical Study on a Novel Adjustable Standardized Hemipelvis Prosthesis [D]. Shanghai University, 2016. Chinese.
- [11] 汪光晔,张春才,禹宝庆,等.4 种步态负载下髌臼记忆内固定系统治疗髌臼后壁骨折的三维有限元分析[J].中国骨伤,2007,20(7):448-451.  
WANG GY, ZHANG CC, YU BQ, et al. Three-dimensional finite element analysis of acetabular tri-dimensional memory fixation system (ATMFS) for the treatment of acetabular posterior wall fracture under four kinds of different gait conditions [J]. Zhongguo Gu Shang/China J Orthop Trauma, 2007, 20(7):448-451. Chinese with abstract in English.
- [12] 刘玉增,王继芳,卢世璧,等.髌臼骨缺损和带翼髌臼翻修假体三维计算机模型的建立[J].解放军医学院学报,2005,26(1):44-45.  
LIU YZ, WANG JF, LU SB, et al. Construction of three-dimensional computer models of acetabular bone defect and special prostheses [J]. Jie Fang Jun Yi Xue Yuan Xue Bao, 2005, 26(1):44-45. Chinese.
- [13] 田丰德,赵德伟,李东怡,等.髌臼缺损程度对成人髌关节应力影响的三维有限元分析[J].中国组织工程研究,2018,22(3):380-384.  
TIAN FD, ZHAO DW, LI DY, et al. Effect of acetabular defect on hip stress in adults: three-dimensional finite element analysis [J]. Zhongguo Zu Zhi Gong Cheng Yan Jiu, 2018, 22(3):380-384. Chinese.
- [14] 李宁,杨涵,黄秋悦,等.3D 打印钛合金个性化骨盆假体静态和步态有限元分析[J].医用生物力学,2017,32(6):487-493.  
LI N, YANG H, HUANG QY, et al. Static and gait finite element analysis on individualized titanium alloy pelvic prosthesis manufactured by 3D printing [J]. Yi Yong Sheng Wu Li Xue, 2017, 32(6):487-493. Chinese.
- [15] 周建华,王跃.有限元分析在骨科中的应用及研究进展[J].实用医院临床杂志,2018,15(1):205-208.  
ZHOU JH, WANG Y. The application and research prognosis of finite element analysis in orthopaedics [J]. Shi Yong Yi Yuan Lin Chuang Za Zhi, 2018, 15(1):205-208. Chinese.

(收稿日期:2018-11-06 本文编辑:连智华)