

3D 打印钛合金个性化骨盆假体 静态和步态有限元分析

李 宁¹, 杨 涵^{2*}, 黄秋悦³, 许苑晶¹, 叶 堃⁴, 李 勇², 李嘉文¹, 武 文⁵,
俞 超⁵, 郝永强⁵, 严孟宁⁵, 李慧武⁵, 王金武^{1,5}, 戴尅戎^{1,5}

(1. 上海交通大学 生物医学工程学院, 上海 200030; 2. 西南交通大学 材料科学与工程学院, 成都 610031;
3. 上海体育学院 运动科学学院, 上海 200438; 4. 河南科技大学 机电工程学院, 洛阳 471003;
5. 上海交通大学医学院 附属第九人民医院 骨科, 上海市骨科内植物重点实验室, 上海 200011)

摘要: **目的** 通过有限元分析方法评价 3D 打印个性化钛合金骨盆假体在站立位静态和步态下的生物力学性能。**方法** 选取 3 例不同类型的骨盆肿瘤患者, 拟行半骨盆切除人工半骨盆置换术。术前行 CT 和 MRI 检查, 设计相应的个性化钛合金人工半骨盆假体, 利用三维重建技术进行骨盆重建, 并与个性化骨盆假体装配。通过 AnyBody 软件建立患者的人体骨肌系统模型并进行步态动力学分析。导入 ABAQUS 软件, 得到 3 例重建骨盆模型在静态和步态条件下的应力分布和应力集中区域。**结果** 在静态和步态条件下, 3 例 3D 打印钛合金骨盆假体的最大应力均小于钛合金的屈服强度, 重建骨盆的骨盆环能够满足应力传导规律, 患者术后恢复正常。**结论** 3D 打印个性化钛合金骨盆假体对恢复骨盆环的应力传导效果良好, 其有效性和稳定性能够满足人体生物力学要求, 分析结果可为临床医生和假体设计人员提供参考。

关键词: 骨盆; 3D 打印; 有限元分析; 骨盆假体; 步态

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.06.001

Static and gait finite element analysis on individualized titanium alloy pelvic prosthesis manufactured by 3D printing

LI Ning¹, YANG Han^{2*}, HUANG Qiu-yue³, XU Yuan-jing¹, YE Kun⁴, LI Yong²,
LI Jia-wen¹, WU Wen⁵, YU Chao⁵, HAO Yong-qiang⁵, YAN Meng-ning⁵, LI Hui-wu⁵,
WANG Jin-wu^{1,5}, DAI Ke-rong^{1,5} (1. School of Biomedical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200030, China; 2. School of Material Science and Engineering, Southwest Jiaotong University, Chengdu 610031, China; 3. School of Sports Science, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China; 4. School of Mechanical and Electrical Engineering, Henan University of Science and Technology, Luoyang 471003, China; 5. Shanghai Key Laboratory of Orthopaedic Implants, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200011, China)

Abstract: Objective To evaluate the biomechanical properties of 3D printed individualized titanium alloy pelvic

收稿日期: 2016-12-16; 修回日期: 2017-02-13

基金项目: 国家高技术研究发展“863 计划”(2015AA020308), 国家自然科学基金项目(81572156), 上海市科委产学研医项目(14DZ1941102, 15DZ1942104), 上海市卫生系统重要疾病联合攻关项目(2013ZYJB0501), 上海交通大学医学院高峰高原计划研究型医师项目(20152224), 上海市卫生系统重要薄弱学科建设项目(2015ZB04904), 上海教委重点学科建设项目(J50206), 上海交通大学转化医学协同创新中心合作研究项目(TM201613), 上海交通大学医学院转化医学创新基金。

通信作者: 王金武, 教授, E-mail: wangjw@sjtu.edu.cn; 戴尅戎, 教授, E-mail: krdai@163.com。

* 为共同第一作者

prosthesis in static and gait states by the method of finite element analysis. **Methods** Three patients with different types of pelvic tumors were treated by hemi-pelvic arthroplasty with resection of hemi-pelvis. CT and MRI were performed before the surgery, and the corresponding individualized titanium alloy pelvic prostheses were designed. The pelvic models were reconstructed with 3D reconstruction technique, and then assembled with the individualized pelvic prostheses. The human skeletal muscle model was established by AnyBody software to perform gait dynamics analysis. The stress distribution and stress concentration areas of 3 reconstructed pelvic models in static and gait states were obtained by ABAQUS. **Results** Under both static and gait conditions, the maximum stress of the 3 pelvic prostheses was smaller than the yield strength of the titanium alloy. The pelvic ring of the reconstructed pelvis could meet the rule of stress conduction. The patients' daily life returned to normal condition after the surgery. **Conclusions** The effect of 3D prosthetic titanium prosthesis on recovery of pelvic ring is satisfactory, and its effectiveness and stability can meet the requirement of human biomechanics. The analytic results can provide references for clinicians and prosthesis designers.

Key words: Pelvis; 3D printing; Finite element analysis; Pelvic prosthesis; Gait

人工半骨盆置换术是骨盆肿瘤切除和术后重建的有效方法之一,如何在完整切除骨盆肿瘤的同时最大限度地保留肢体功能是目前的首要问题。对于骨肿瘤切除手术,根据患者的肿瘤生长部位、类型和大小不同,所需的手术方式差异很大,而综合患者的年龄、体质、体型等因素之后,针对不同患者实施个性化的手术治疗十分必要。计算机辅助设计(computer-aided design, CAD)和3D打印技术为个性化设计与快速制造骨肿瘤切除后的植入假体提供了技术保障。个性化3D打印假体能够充分满足患者肿瘤切除后解剖面的高匹配度要求,同时其较易实现的多孔结构能够为残余肌肉提供可靠的附着点,有助于假体的稳固^[1]。钛及其合金由于其低模量、高疲劳强度、良好的加工成型特性和生物相容性等优点^[2],是3D打印假体的良好材料。

明确假体植入后的生物力学性能是个性化、最优化设计骨盆假体的前提。通过对3D打印假体在体生物力学特性的分析,可以为假体设计、评估及临床应用提供依据。有限元分析是研究样本力学特性的经典方法,已被广泛应用于假体生物力学特性的研究。Taddei等^[3]最早将有限元分析用于骨盆假体重建的生物力学分析。本文选取3例骨盆肿瘤重建假体患者,使用有限元分析方法研究步态下骨盆假体的生物力学特性,评价假体的安全性和可靠性。

1 资料和方法

1.1 建立骨盆三维模型

使用的3例骨盆肿瘤CT数据取自上海交通大学医学院附属第九人民医院骨科,经患者知情同意。

骨盆行16排CT螺旋扫描,获得层厚为1.25 mm CT图片350张,以DICOM格式导入Simpleware 6.0建模软件(Simpleware公司,英国)中,建立左、右骨盆和骶骨3个图层,并分别进行3D实体模型建模,将3个模型通过布尔运算方法装配,以SIP格式保存模型。

1.2 建立骨盆-假体模型

模拟切除骨盆肿瘤,于骨盆3D模型上进行截骨。通过Unigraphics软件(Siemens PLM Software公司,德国)根据截骨范围和骨盆力传导特性绘制骨盆假体3D模型。将建好的骨盆模型与3D打印假体模型一同导入Simpleware 6.0软件中进行装配,使3D打印假体代替骨盆肿瘤部分,建立骨盆-假体模型。再将重建骨盆-假体模型导入Geomagic Spark软件(Geomagic公司,美国)中绘制假体与骨盆的固定螺钉。

1.3 重建后骨盆-假体模型的动力学仿真

由于在AnyBody模型库中已经含有人体步态仿真模型,故动力学建模总体思路是通过修改已经被定义好的人体步态模型,建立符合自己要求的动力学模型。具体方法如下:将重建后的带有3D打印假体的骨盆模型载入AnyBody软件(AnyBody Technology公司,丹麦)中替换至AnyBody步态模型的原有骨盆位置,建立患者半骨盆切除重建后的步态模型,进行动力学仿真计算;重建后的AnyBody步态模型的骨盆部分被替换为患者骨盆-假体模型,故而模型骨骼改变。所使用的步态模型中一个完整步态是以右足跟着地到同侧足跟再次着地为一个周期,步态起始时间为1.56 s,终止时间为2.96 s,共

计 1.4 s,时间间隔为 0.05 s,共计 28 帧。重建后的 3 例骨盆-假体模型如图 1 所示。其中,病例 1:仅涉及骨盆 I 区未保留骶髂关节的骨盆-假体模型;病例 2:

涉及骨盆 I、II、III 区保留骶髂关节和耻骨联合的骨盆-假体模型;病例 3:涉及骨盆 I、II、III 区未保留骶髂关节和耻骨联合的骨盆-假体模型。

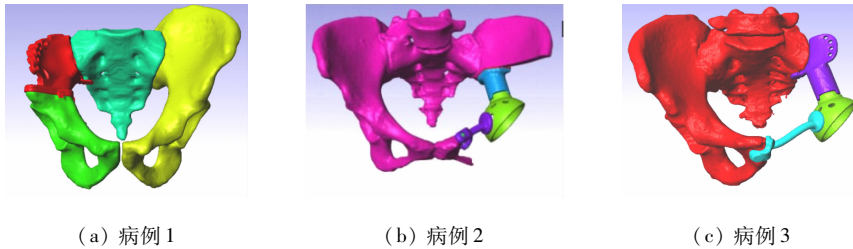


图 1 重建后的骨盆-假体模型

Fig.1 Reconstructed pelvic prosthesis models (a) Case 1, (b) Case 2, (c) Case 3

1.4 重建后骨盆-假体模型的静态和步态有限元分析

为了保证有限元分析时关节力能够正确加载到重建骨盆模型的髌臼位置,需要先将重建骨盆模型与 AnyBody 骨盆模型进行位置匹配。得到配准完成的重建骨盆模型后,通过 Simpleware 软件 FE 模块对重建骨盆模型进行材料属性添加。其中,螺钉与骨盆和假体的接触均设置为绑定,3D 打印假体材质按钛合金(Ti-6Al1-4V)材料属性赋值,螺钉材质按钢材料属性赋值,皮质骨和松质骨均假设为均质、各向同性材料,各材料的参数取值如表 1 所示。

表 1 重建骨盆模型各材料属性^[4]

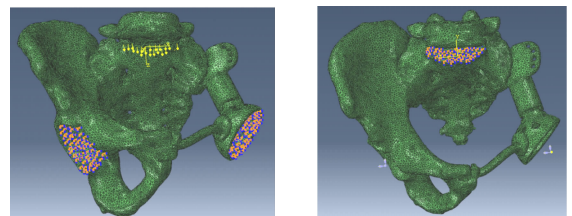
Tab.1 Material properties of the reconstructed pelvic model

材料	E/GPa	ν
皮质骨	17	0.30
松质骨	345×10^{-3}	0.20
3D 打印钛合金假体	120	0.33
固定螺钉	193	0.30

使用 Simpleware 软件 FE 模块对 3 例重建的带有 3D 打印假体的骨盆模型进行网格划分,采用四面体网格,每个网格单元的最小边界长度为 1.55 mm,最大边界长度为 3.7 mm,最大误差为 0.1 mm。由于 3 例重建骨盆模型的 3D 打印假体设计不同,故模型经网格划分后的单元数量也有所差别,病例 1、2、3 的网格数量分别为 146 169、189 758、160 105。在模型完成网格划分后,将其导入 ABAQUS 有限元分析软件(SIMULIA 公司,法国)中,创建人体站立位静态和步态两种分析步。在静

态情况下,创建的分析步类型为静力、通用,时间长度为 1 s,增量类型选择自动;在步态情况下,创建的分析步类型为静力、通用,时间长度为 AnyBody 人体步态模型的一个步态周期 1.4 s,增量类型选择固定,增量步大小为 0.05,即整个步态分析被分为 28 步完成^[5]。

随后添加载荷与边界条件。在人体站立位静态情况下,模拟人体直立时第 1 骶骨上表面所受到的压力,在骶骨上表面各个节点均匀施加共计 500 N 竖直向下压力;在边界条件中选定两侧髌臼位置完全固定。在人体站立位步态情况下,模拟人体站立行走时两侧髌臼与股骨头之间产生的关节力,在两侧髌臼部位分别加载由 AnyBody 步态仿真得到的髌臼内外侧、近远端、前后侧共计 6 组,每组 28 个幅值的关节力;在边界条件中选定骶骨上表面为完全固定(见图 2)。假体结构力学分析包括静态与步态情况下表面应力集中部位、应力传导结构、应力分布特点、内固定系统应力峰值情况。



(a) 静态载荷与边界条件 (b) 步态载荷与边界条件

图 2 站立位载荷与边界条件

Fig.2 Load and boundary conditions in standing position

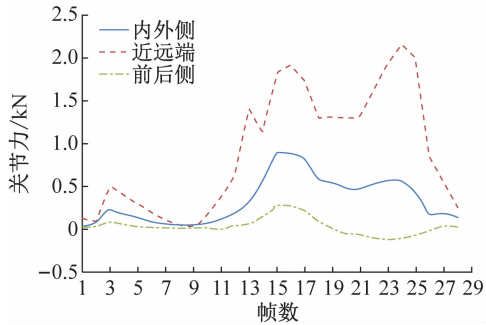
(a) Static load and boundary conditions, (b) Gait load and boundary conditions

2 结果

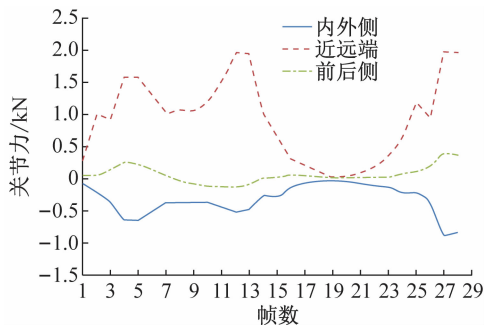
2.1 动力学仿真结果

2.1.1 左侧髋臼关节力 在1~9帧区间为左腿摆动相,左侧髋臼关节力较小;在10~25帧区间为左腿支撑相,左侧髋臼关节力明显增大,在第16帧右足趾离地和第24帧左足跟离地时刻关节力达到波峰,在18~21帧区间为左腿站立中相,此时段关节力较为平稳;从第26帧左足趾离地时刻开始,左侧髋臼关节力迅速下降[见图3(a)]。

2.1.2 右侧髋臼关节力 在1~14帧区间为右腿支撑相,右侧髋臼关节力呈先增大后减小趋势,在第4帧左足趾离地和第12帧右足跟离地时刻关节力达到波峰,在第7~10帧区间为右腿站立中相,关节力较为平稳;在15~24帧区间为右腿摆动相,右侧髋臼关节力明显减小;在第25帧右足跟着地时刻开始,右侧髋臼关节力迅速增大[见图3(b)]。



(a) 左侧髋臼



(b) 右侧髋臼

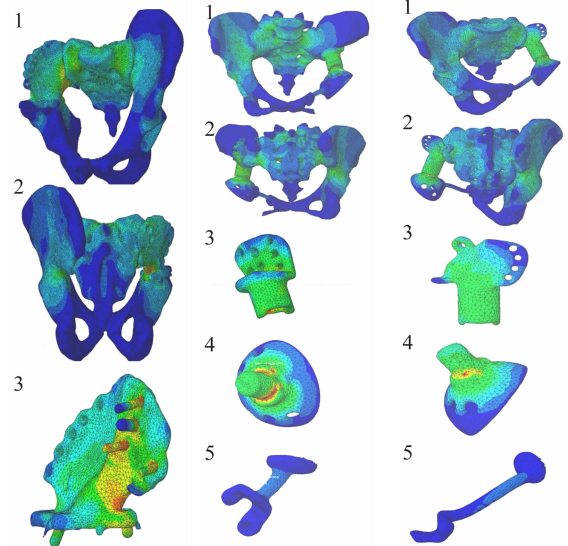
图3 左右两侧髋臼在一个完整步态周期下的关节力

Fig. 3 Joint forces of the left and right acetabulum under a complete gait cycle (a) The left acetabulum, (b) The right acetabulum

2.2 静态站立相下的有限元分析结果

病例1、2、3 静态站立相下的最大应力分别为

25.29、48.53、30.85 MPa,对应骨盆-假体模型的应力分布如图4所示。可以看出,病例1:应力分布沿骨盆环内侧由骶骨上端至两侧髋臼,应力集中区域为骶髂关节附近以及3D打印假体的螺钉连接部位和假体下端弯曲部位。病例2:重建骨盆应力分布沿健侧骨盆环及3D打印假体由骶骨上部传递至两侧髋臼;应力集中区域为3D打印假体髋臼与上部连接部件的接触面,重建的耻骨支部位受力较小。病例3:骨盆假体的应力分布于病例2较为相似,应力集中区域为重建骶髂关节面及3D打印假体髋臼和部件1之间的连接部位。



(a) 病例1

(b) 病例2

(c) 病例3

a1~3为病例1模型正面、反面及假体应力分布;b1~5为病例2模型正面、反面及假体配件应力分布;c1~5为病例3模型正面、反面及假体配件应力分布

图4 静态站立相下的骨盆-假体模型应力分布

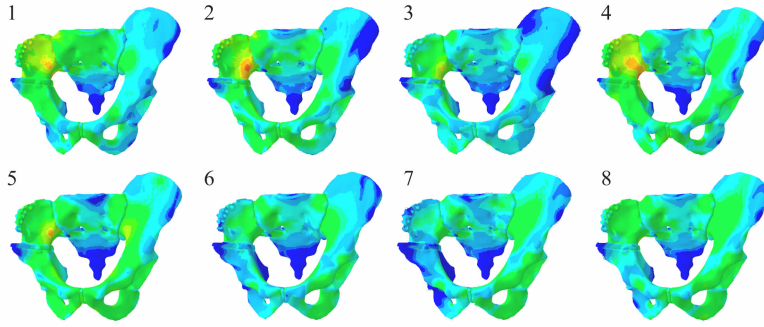
Fig. 4 Stress distribution of the pelvic prosthesis model under static conditions in standing position (a) Case 1, (b) Case 2, (c) Case 3

2.3 步态条件下的有限元分析结果

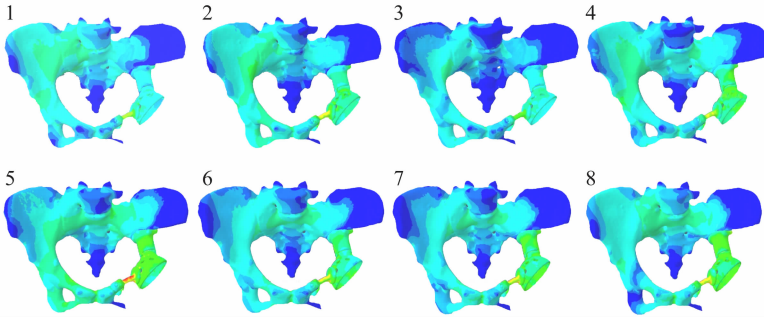
3例病例均采用相同的步态,步态下各病例骨盆模型的最大应力及应力分布如图5和表2所示。可以看出,在整个步态周期内,病例1在右足跟着地、全足放平以及右足跟离地3个时刻的应力较大,重建骨盆模型最大应力发生在右足跟离地时刻。病例2在足趾离地、摆动中相、减速慢行3个时刻的应力较大,重建骨盆模型最大应力发生在足趾离地时

刻,为191.5 MPa。病例3 在全足平放、足趾离地、减
 速慢行 3 个时刻的应力较大,应力变化与病例 2 较

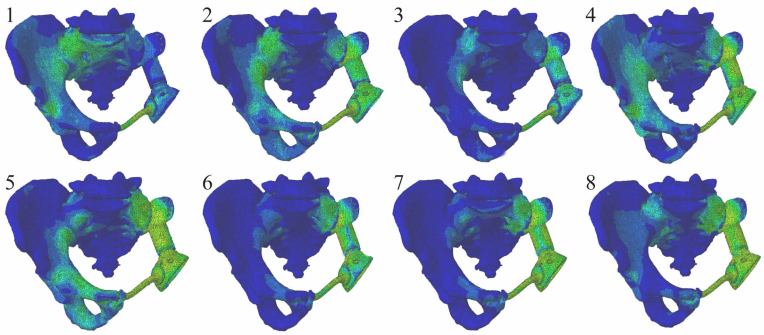
为相似,重建骨盆模型最大应力发生在足趾离地时
 刻。



(a) 病例 1



(b) 病例 2



(c) 病例 3

1~8 分别表示右腿足跟着地、全足放平、站立中相、足跟离地、脚趾离地、加速推离、摆动中相、减速慢行 8 个步态特征时刻^[6]

图 5 步态条件下的骨盆-假体模型应力分布

Fig. 5 Stress distribution of the pelvis prosthesis model under gait (a) Case 1, (b) Case 2, (c) Case 3

表 2 步态条件下各个时刻最大应力

Tab. 2 The maximum stress at each phase of gait

病例	最大应力/MPa							
	足跟着地	全足放平	站立中相	足跟离地	足趾离地	加速推离	摆动中相	减速慢行
1	37.20	29.33	10.15	54.29	21.84	7.91	8.24	13.29
2	54.97	117.70	65.33	88.22	191.50	125.40	164.20	170.40
3	43.58	129.40	55.33	80.16	199.90	72.43	114.60	157.40

2.4 术后临床随访

病例1术后2周出院时,能在助行器保护下行走,术后6周瘢痕连接建立后能在双拐下行走,经负重康复训练,3个月后能独立行走,假体在体稳定,患者活动正常。病例2、3术后4周能在助行器保护下行走,术后7周瘢痕连接建立,经康复锻炼,4个月后可以独立行走,假体稳定,患者活动基本正常。

3 讨论与结论

目前有关假体生物力学的有限元分析,集中于研究静态下骨盆假体的生物力学特性^[7-12]。本研究中,静态站立相下,3例3D打印钛合金骨盆假体的最大应力都相对较小且较为接近,均远小于钛合金材料的屈服强度(950 MPa)^[13],不会产生塑性变形。应力集中区域主要在3D打印假体的弯曲部位、重建髋髂关节部位以及两假体部件之间的连接部位。应力传导方向能够沿重建骨盆环进行,说明3D打印假体在静态下可以满足骨盆的生物力学性能要求。

研究发现,静态下骨盆的应力并非所受的最大应力,静态下单腿站立时骨盆应力最大,仅为体重的81%,而Bergmann等^[5]发现,步态下骨盆应力随步速增加,可达体重的4~7倍。因此,步态下动态研究骨盆假体的力学性能尤为重要。姬涛等^[14]通过计算学方法模拟一个完整步行周期中半骨盆假体的动态受力情况,初步实现了骨盆假体力学性能的动态分析,但是其实现的动态加载只是微小间隔下骨关节接触力模拟的近似动态加载过程。Liu等^[18]采用动态加载方式对半骨盆假体进行动态有限元分析,重点分析骨盆假体在上下楼梯时的受力情况,但该骨盆假体未使用3D打印假体,其动态加载的实现也与前者大同小异。本文在前期对骨盆假体静态有限元分析的基础上^[1],利用AnyBody软件中的人体骨肌系统步态模型,将模型中原有的骨盆模型替换为患者假体置换后的骨盆模型,然后进行动力学仿真,从而真正实现了步态下骨盆假体生物力学的动态分析。

由于肌肉的收缩力大小对骨盆髋臼之间的受力分布影响较小,骨盆在步态时主要受到髋臼处的关节力影响,且肌肉力远小于关节力^[15],故本文在进行重建骨盆模型步态动力学仿真时,选择两侧髋臼

的关节力为研究对象。由图3可以发现,左右两腿在各自的支撑相时间内,关节力折线的形状极为相似,即验证了本研究人体步态仿真结果的有效性与准确性。

在步态条件下,3例重建骨盆模型在8个特征时刻的最大应力均位于3D打印钛合金假体部位,最大应力(199.9 MPa)位于病例3上,小于钛合金的屈服强度(950 MPa)。由于病例1中的假体只涉及骨盆I区,骨盆切除范围较小,故其最大应力小于另外两例。病例2、3的假体设计较为相似且在同一侧,故其最大应力和应力变化趋势也较为接近。3例模型的应力集中区域主要在假体与假体、假体与残余骨盆之间的连接部位。在完整步态周期中,3例模型上的应力均能够沿重建骨盆环传导,且临床随访结果显示患者术后日常活动正常,说明3D打印假体的生物力学性能满足需求。

本研究尚存在以下不足之处:①骨盆解剖结构复杂,其稳定性同时依赖于骨盆骨结构和骨盆周围韧带、肌肉等软组织^[16]。本文虽实现了骨盆重建模型的动态有限元分析,但人体步态动力学模型中缺乏肌肉力加载,并不完全符合骨盆的整体受力情况。②所涉及的骨盆材料力学特性为均质连续且各向同性,而骨盆实际情况并非均质连续,且呈各向异性的特征^[17]。③考虑到假体在人体内的长期使用寿命,还需进一步开展假体疲劳特性验证。

本文通过有限元分析和评估,利用三维重建与动力学仿真技术,分析了站立位静态和步态条件下3D打印个性化骨盆假体的生物力学特性,发现静态和步态下3D打印骨盆假体最大应力小于钛合金屈服强度,应力沿骨盆环传导,满足骨盆生物力学特性要求。本研究结果可为假体的设计和临床应用提供可靠依据,具有相当的临床应用前景和使用价值。

参考文献:

- [1] 叶堃,王金武,胡志刚,等. 3D打印钛合金个性化骨盆假体生物力学的初步有限元分析[J]. 中华创伤骨科杂志, 2015, 17(1): 18-22.
- [2] WANG CF, HUANG HL, LIN DJ, *et al.* Comparisons of maximum deformation and failure forces at the implant-abutment interface of titanium implants between titanium-alloy and zirconia abutments with two levels of marginal

- bone loss [J]. *Biomed Eng Online*, 2013, 12(1): 45.
- [3] TADDEI F, VICECONTI M, MANFRINI M, *et al.* Mechanical strength of a femoral reconstruction in paediatric oncology: A finite element study [J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2003, 217(2): 111-119.
- [4] GEETHA M, SINGH AK, ASOKAMANI R, *et al.* Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants: A review [J]. *Prog Mater Sci*, 2009, 54(3): 397-425.
- [5] BERGMANN G, DEURETZBACHER G, HELLER M, *et al.* Hip contact forces and gait patterns from routine activities [J]. *J Biomech*, 2001, 34(7): 859-871.
- [6] SCHACHE AG, BLANCH PD, RATH DA, *et al.* Intra-subject repeatability of the three dimensional angular kinematics within the lumbo-pelvic-hip complex during running [J]. *Gait Posture*, 2002, 2(15): 136-145.
- [7] 刘冬旭, 严新谊, 华子恺. 单腿站立姿态下 I + II + III 型标准半骨盆假体生物力学研究[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(6): 495-500.
- LIU DX, YAN XY, HUA ZY. Biomechanical study on type I + II + III standard hemipelvic prosthesis under single-leg stance [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(6): 495-500.
- [8] 冯品, 廉士海, 段宏, 等. 组配式人工半骨盆假体置换术后骨盆静态生物力学三维有限元分析[J]. *四川大学学报(医学版)*, 2012, 43(2): 206-209.
- [9] 雷建银, 刘海波, 王志华, 等. 站立位下骨盆与骨折内固定稳定性分析[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(6): 517-523.
- LEI JY, LIU HB, WANG ZH, *et al.* Stability analysis of the pelvis and fracture fixation in standing position [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(6): 517-523.
- [10] MUNRO JT, ANDERSON IA, WALKER CG, *et al.* Finite element analysis of retroacetabular osteolytic defects following total hip replacement [J]. *J Biomech*, 2013, 46(14): 2529-2533.
- [11] BÖHME J, SHIM V, HÖCH A, *et al.* Clinical implementation of finite element models in pelvic ring surgery for prediction of implant behavior: A case report [J]. *Clin Biomech*, 2012, 27(9): 872-878.
- [12] HUA Z, YAN X, LIU D, *et al.* Analysis of the Friction-induced squeaking of ceramic-on-ceramic hip prostheses using a pelvic bone finite element model [J]. *Trib Lett*, 2016, 61(3): 1-7.
- [13] LEYENS C, PETERS M. Titanium and titanium alloys [M]. Beijing: Chemical Industry Press, 2005: 17-18.
- [14] 姬涛, 郭卫, 汤小东, 等. 组配式人工半骨盆假体在步行周期载荷下的有限元分析[J]. *北京大学学报(医学版)*, 2010, 42(2): 192-196.
- [15] 郭磊, 赵玉岩, 范广宇, 等. 骨盆周围肌肉作用力影响骨盆环应力分布的实验研究[J]. *中国医科大学学报*, 2001, 30(5): 361-362.
- [16] 汤小东, 郭卫. 骨盆原发恶性肿瘤的切除与重建[J]. *中华外科杂志*, 2008, 46(12): 904-907.
- [17] 沈金根, 陈杰, 陆仲绩. 人骨盆的生物力学研究[J]. *计算力学学报*, 1984, 1(3): 63-69.
- [18] LIU D, HUA Z, YAN X, *et al.* Biomechanical analysis of a novel hemipelvic endoprosthesis during ascending and descending stairs [J]. *J Eng Med*, 2016, 230(10): 962-975.