

doi: 10.13241/j.cnki.pmb.2017.05.012

人工半骨盆假体置换联合腰椎椎弓根螺钉固定术后生物力学的有限元分析*

金新蒙 刘杰 吕枫 姜亚飞 王雷[△]

(上海交通大学附属第一人民医院骨科 上海 200080)

摘要 目的:建立人工半骨盆假体置换与联合腰椎椎弓根螺钉固定后的三维有限元模型,评价腰骶段生物力学改变后半骨盆假体力学结构的特点。**方法:**采用 CT 薄层扫描采集原始数据,分别建立正常骨盆、半骨盆假体置换术后以及半骨盆假体置换联合腰椎椎弓根螺钉固定术后骨盆的三维有限元模型,分别在第 4 腰椎上终板平面施以 500 N 的垂直纵向载荷,分析不同骨盆模型的应力分布特点。**结果:**与正常骨盆有限元模型相比,半骨盆假体置换术后健侧骨盆应力分布以骶髂关节、髋臼窝及耻骨为主,置换侧半骨盆假体以耻骨连接棒、髋臼杯及髌骨座为主,最大应力出现在耻骨连接棒,应力峰值为 65.62 MPa。联合腰椎椎弓根螺钉固定后健侧应力相对减小,置换侧髌骨固定座与髌骨固定处应力相对减小,应力分布以腰椎椎弓根钉棒、耻骨连接棒及髋臼杯为主,最大应力出现在椎弓根螺钉,应力峰值为 107 MPa。**结论:**半骨盆假体置换联合腰椎椎弓根螺钉固定后钉棒分担了半骨盆置换后健侧骨盆及置换侧髌骨固定座与髌骨固定处附近的部分应力,缓解应力集中现象,降低术后骨盆破坏风险,一定程度上增加了半骨盆置换后骨盆的稳定性。

关键词:半骨盆;假体;椎弓根螺钉;有限元;生物力学

中图分类号:R68;R318.01 **文献标识码:**A **文章编号:**1673-6273(2017)05-852-04

Biomechanical Finite Element Analysis of Hemipelvic Prosthesis Replacement Combined with Lumbar Pedicle Screw Fixation*

JIN Xin-meng, LIU Jie, LV Feng, JIANG Ya-fei, WANG Lei[△]

(Department of Orthopaedics, The First People's Hospital, School of Medicine Shanghai Jiaotong University, Shanghai, 200080, China)

ABSTRACT Objective: To establish the biomechanical characteristics of hemipelvic prosthesis replacement with posterior lumbar pedicle screw fixation by a three-dimensional finite element model. **Methods:** Finite element methods(FEM) of normal pelvis, hemipelvic replacement and hemipelvic replacement combined with lumbar pedicle screw fixation were established using thin-layer CT scanning (TLCS). With a vertical load of 500 N applied to the upper plate of the 4th lumbar vertebra, we analyzed the stress distribution characteristics of different models. **Results:** Compared with the finite element model of the pelvis, the stress distribution of the healthy side in the model of hemipelvic replacement is mainly located on sacroiliac joint, acetabular fossa and the pubic bone, and at the other side, it appears on the pubic bone connecting arm, acetabular cup and the fixed position between sacrum and iliac bone prosthesis. The maximum stress appears on the pubic connection arm and was 65.62 MPa. However, the stress of the healthy side and the fixed position between sacrum and iliac bone prosthesis relatively decrease after combining with lumbar pedicle screw fixation. The stress distribution mainly focused on the lumbar pedicle screw, titanium stick, pubic bone connecting arm and acetabular cup. The maximum stress appeared on the lumbar pedicle screw, and was 107 MPa. **Conclusion:** Combined with lumbar pedicle screw fixation, pedicle screw and titanium stick share partial stress on the sacroiliac joint, acetabular fossa and the pubic bone of the healthy side and the fixed position between sacrum and iliac bone prosthesis at the replaced side. It reduces the stress concentration and the risk of postoperative pelvic damage. To a certain extent, it increases the stability of the pelvis after hemipelvic replacement.

Key words: Hemipelvis; Prosthesis; Pedicle screw; Finite element; Biomechanics

Chinese Library Classification(CLC): R68; R318.01 **Document code:** A

Article ID: 1673-6273(2017)05-852-04

前言

骨盆处于躯干和下肢之间,是人体坐立与行走不同状态下

的力学转换中心,对支撑躯干保持稳定有重要意义。同时,骨盆主要由松质骨组成,血供丰富,是肿瘤的好发部位,约占原发性肿瘤的 3%-4%^[1,2],多数早期症状较少且较隐蔽,容易漏诊和误

* 基金项目:上海市科委产学研医项目(12DZ1940205);上海交通大学医工交叉项目(YG2013MS05)

作者简介:金新蒙(1991-),男,硕士研究生,研究方向:脊柱退变性疾病,电话:15000056809, E-mail: jinxinmeng@163.com

[△] 通讯作者:王雷,副教授、副主任医师、硕士生导师,研究方向:脊柱外科的临床与基础研究, E-mail: thunderwang@126.com

(收稿日期:2016-10-21 接受日期:2016-11-18)

诊,常导致确诊时肿瘤体积大,侵犯范围广,手术难度大^[3]。由于骨盆起着支持体重、传递重力到下肢的重要作用,肿瘤切除后常影响骨盆的稳定,通常需要应用各种方法进行重建,以获得骨盆的稳定性^[4-6]。生理负荷下,骨盆和腰椎具有共同向下后方运动趋势、同时骶骨向前屈曲,这一过程涉及了脊柱-骶骨-骨盆的运动完整性^[7],目前的假体设计部分忽略了腰骶部稳定在骨盆稳定性中的作用,本实验拟建立人工半骨盆置换术联合腰椎椎弓根螺钉固定后的三有限元模型,与无椎弓根螺钉比较骨盆的应力变化情况,为半骨盆假体的设计提供依据。

1 材料与方法

1.1 模型建立

1.1.1 正常骨盆模型 选取一例健康成年男性,双下肢于中立



图1 正常骨盆

Fig.1 Normal pelvis



图2 半骨盆置换

Fig.2 Hemipelvic replacement



图3 半骨盆置换联合腰椎椎弓根螺钉固定

Fig.3 Hemipelvic replacement combined with lumbar pedicle screw fixation

表1 骨、人工半骨盆假体的材料参数

Table 1 Value Of Bone and Hemipelvic Prosthesis

材料 Materials	弹性模量(GPa) Modulus of Elasticity(GPa)	泊松比 Poisson's ratio	密度(kg/m ³) Density(kg/m ³)	网格数量 Elements	节点数量 Nodes	网格类型 Types
皮质骨 (Cortical bone)	17.00	0.30	1800	47512	23724	S3R
松质骨 (Cancellous bone)	0.15	0.20	290	208134	40697	C3D4
半骨盆假体 (Hemipelvic prosthesis)	110	0.30	4500	57261	14206	C3D4

1.2 加载

约束双侧髋臼的6个自由度,向腰4椎体上终板垂直加压,压力均匀分布于各个结点,所加载荷大小为500 N,分别计算该加载方式下不同模型骨盆的应力情况。需要有数据值,每个部位的具体的值等。

2 结果

正常骨盆模型的 Von Mises 应力云图提示:应力主要分布在两侧骶骨翼、骶髂关节、坐骨大切迹附近及两侧髋臼,骨盆环前部未见明显应力,应力峰值出现在两侧骶骨两侧皮质骨上(图4)。半骨盆置换后侧应力分布以骶髂关节、髋臼窝及耻骨为主,置换侧以耻骨连接棒、髋臼杯及假体与骶髂关节固定处为主,最大应力出现在耻骨连接棒及髋臼杯,应力峰值为65.62 MPa(图5)。联合腰椎椎弓根螺钉固定后应力侧分布规律基本不变,置换侧以腰椎椎弓根钉棒、耻骨连接棒及髋臼杯为主,最大应力出现在椎弓根螺钉,应力峰值为107 MPa(图6,7)。

位,64层螺旋CT以0.6 mm扫描骨盆全长(包括腰4,5)得到断层数据图片,以DICOM格式导入MIMICS软件中进行三维重建,经过ANSYS软件处理生成三维实体,并对骨盆周围软组织进行建模^[8-10]。

1.1.2 半骨盆置换模型 行I+II+III型骨盆切除模拟人工半骨盆置换术,装配假体(包括髂骨固定座、耻骨连接棒、人工髋关节以及各部件之间的连接件)(图2)。

1.1.3 半骨盆置换联合腰椎椎弓根螺钉固定模型 在重建骨盆模型上于置换侧腰5椎体置入椎弓根螺钉,并用连接棒与髂骨座连接固定(图3)。

1.1.4 网格划分 运用有限元软件ABAQUS6.10对骨盆及假体进行网格划分,得到线性四面体非结构化网格,并赋予材料参数(表1)^[11,12]。

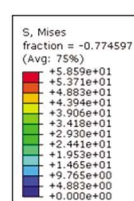


图4 正常骨盆 Von Mises 应力云图

Fig.4 Stress distribution of Normal Pelvic

3 讨论

有限元分析是进行骨盆生物力学研究的重要方法,可以对骨盆肿瘤行手术切除后不同重建方式进行力学评估,但由于骨盆的结构特点还在于其形状的复杂性、不规则性及各种组织的各向异性和非线性的特征等问题,对实验结果造成一定影响。随着Anderson、Phillips等^[13,14]对骨盆有限元模型构建的不断改进,使模型更加接近人体生理环境,获得更加准确数据。本实验中测的正常骨盆模型应力主要分布于骶髂关节及髋臼窝处,骨盆环的前部没有发现明显的应力分布,表明双腿站立姿态下应

力经骶骨向双侧骶骨翼、骶髂关节、髂骨,斜向下经弓状线、坐骨大切迹传导至髌臼,骨盆环前部并没有参与主要的应力传导,与 Dalstra、廉士海等^[12,15]研究结果相似。

进行人工半骨盆置换后,模型健侧应力分布规律与正常骨盆大致相同,但整体应力增加,且耻骨上也出现了中心约 5.78 MPa 的集中应力,并与髂耻隆起、髌臼窝连续,而耻骨联合处没有发现应力集中,说明半骨盆置换术后应力传导方向除沿原有



图 5 半骨盆置换 Von Mises 应力云图

Fig.5 Stress distribution of hemipelvic replacement



图 6 半骨盆置换联合椎弓根螺钉固定 Von Mises 应力云图

Fig.6 Stress distribution of hemipelvic replacement combined with lumbar pedicle screw fixation

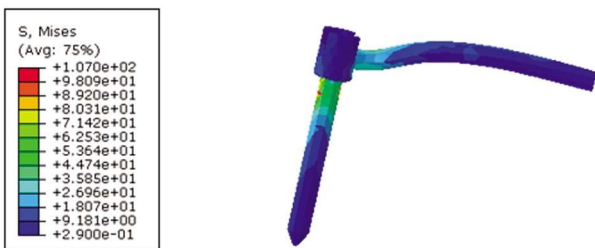


图 7 椎弓根螺钉 Von Mises 应力云图

Fig.7 Stress distribution of pedicle screw

途径外,部分经髂耻隆起传递到耻骨,骨盆环的前部也参与了部分应力的传导作用。假体侧承担应力较健侧大,以髂骨座与骶骨固定处、髌臼杯及耻骨连接棒为主,分布规律与健侧骨盆相似,说明该假体与骨盆具有良好的匹配度,能有效重建骨盆的稳定。耻骨连接棒上出现 65.62 MPa 的应力峰值,也从生物力学角度解释了为什么假体断裂多发生于此处。

行腰椎椎弓根螺钉固定后,腰椎的活动受到限制,减少了椎间盘的缓冲作用,来自腰 5 椎体的应力大部分通过椎弓根螺钉及连接棒向髂骨固定座向下传导,故在钉棒位置出现了 107 MPa 的应力峰值,小于钛合金棒的抗拉强度 965 MPa 和屈服强度 905 MPa,在正常站立下半骨盆假体 - 椎弓根钉系统是安全的。对比图 5、6 健侧骨盆的应力情况可发现应用椎弓根螺钉后骶髂关节、髌臼窝处的应力均有减小,且应力传导方向基本不变,而髂骨固定座与骶骨固定处附近应力也相对减小,说明联合腰椎椎弓根螺钉固定后一部分应力通过椎弓根钉棒直接跨过腰 5/ 骶 1、髂骨座与骶骨固定处,到达髂骨座外侧向下传导,分担了健侧骨盆及置换侧髂骨固定座与骶骨固定处附近的部分应力,缓解应力集中现象,降低术后骨盆破坏风险,一定程度上增加了半骨盆置换后骨盆的稳定性。而苏汝堃等^[16]研究发

现行腰 5 椎弓根钉与髂骨钉连接系统在腰骶骨盆固定中具有良好的稳定性,各种运动状态下的活动度均明显减少,具有维持腰骶骨盆间稳定的生物力学优势,本实验中行腰 5 椎弓根螺钉与髂骨座固定与之有类似之处。另一方面,椎弓根钉棒及耻骨连接棒应力较大,在假体设计上需要进一步强化,同时注重弯棒操作,避免钛棒过度成角,而且腰椎的固定增加了手术范围,手术难度及手术风险也大大增加,腰部活动一定程度上受到影响,引起腰椎邻近阶段退变,也有钉棒松动、断裂的风险,所以是否需要联合腰椎椎弓根螺钉固定有待进一步的临床研究。

由于骨盆肿瘤切除后骨盆周围肌肉重建,肌肉收缩方向发生改变,无法对肌肉因素进行有限元分析,故本研究并没有考虑肌肉的应力分布的影响;由于本实验加载力的位置在腰 4 上终板平面,加上运用腰椎椎弓根螺钉固定,椎间盘、关节突关节等复杂结构也无法在计算机系统中精确模拟,均会对实验结果造成相应误差。且本研究仅模拟分析了双腿站立下的应力情况,需要在下一步研究不同体位、不同步态、不同负荷下的有限元模型,以及增加椎弓根螺钉数量、对侧固定、椎间融合等不同方式对骨盆生物力学的影响并与体外实验进行对比。

参考文献(References)

- [1] Bloem JL, Reidsma II. Bone and soft tissue tumors of hip and pelvis [J]. Eur J Radiol, 2012, 81(12): 3793-801
- [2] Houdek MT, Kralovec ME, Andrews KL. Hemipelvectomy: high-level amputation surgery and prosthetic rehabilitation [J]. Am J Phys Med Rehabil, 2014, 93(7): 600-608
- [3] Shoji S, Nakano M, Yamamoto S, et al. Surgical resection using retroperitoneal approach for solitary fibrous tumor in the pelvis [J]. Oncol Lett, 2011, 2(4): 675-677
- [4] Hoffmann C, Gosheger G, Gebert C, et al. Functional results and quality

- of life after treatment of pelvic sarcomas involving the acetabulum [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2006, 88(3): 575-582
- [5] Mayerson JL, Wooldridge AN, Scharschmidt TJ. Pelvic resection: current concepts[J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2014, 22(4): 214-222
- [6] Kralovec ME, Houdek MT, Andrews KL, et al. Prosthetic Rehabilitation After Hip Disarticulation or Hemipelvectomy[J]. *Am J Phys Med Rehabil*, 2015, 94(12): 1035-1040
- [7] Vukicevic S, Marusic A, Stavljenic A, et al. Holographic analysis of the human pelvis[J]. *Spine (Phila Pa1976)*, 1991, 16(2): 209-214
- [8] Li J, Stewart TD, Jin Z, et al. The influence of size, clearance, cartilage properties, thickness and hemiarthroplasty on the contact mechanic soft he hip joint with biphasic layers [J]. *J Biomech*, 2013, 46(10): 1641-1647
- [9] Li Z, Kimb JE, Davidson JS, et al. Biomechanical response of the pubic symphysis in lateral pelvic impacts:A finite element study [J]. *J Biomech*, 2007, 40(12): 2758-2766
- [10] Li Z, Alonso JE, Kim JE, et al. Three-dimensional finite element models of the human pubic symphysis with viscohyperelastic soft tissue[J]. *Ann Biomed Eng*, 2006, 34(9): 1452-1462
- [11] Dalstra M, Huiskes R. Load transfer across the pelvic bone [J]. *J Biomech*, 1995, 28(6): 715-724
- [12] Dalstra M, Huiskes R, Van Erning L. Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone [J]. *J Biomech Eng*, 1995, 177(3): 272-278
- [13] Anderson AE, Peters CL, Tuttle BD, et al. Subject-specific finite element model of the pelvis: development, validation and sensitivity studies[J]. *J Biomech Eng*, 2005, 127(3): 364-373
- [14] Phillips AT, 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
- [15] 康士海,屠重棋,张强,等. 组配式人工半骨盆假体置换后骨盆站立位生物力学有限元分析 [J]. *中国组织工程研究*, 2012, 16(13): 2300-2304
- Lian Shi-hai, Tu Chong-qi, Zhang Qiang, et al. Biomechanical finite element analysis of the pelvic in a standing position following modular hemipelvic prosthesis replacement [J]. *Chinese Journal of Tissue Engineering Research*, 2012, 16(13): 2300-2304
- [16] 苏汝堃,刘兴漠,邓颖辉,等. 髂骨钉与腰骶椎弓根钉连接技术在腰骶骨盆固定中的生物力学评价[J]. *中国组织工程研究与临床康复*, 2008, 12(22): 4377-4379
- Su Ru-kun, Liu Xing-mo, Deng Ying-hui, et al. Biomechanical evaluation of connectible skills using iliac screw and lumbar-sacral spine pedicle screw in the fixation between lumbar-sacral spine and pelvis [J]. *Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research*, 2008, 12(22): 4377-4379

(上接第 843 页)

- [11] 曹晓瑞. P60PLAD 蛋白对破骨细胞生成、分化及骨吸收影响的相关研究[D]. 第四军医大学外科学(骨外), 2007
- Cao Xiao-Rui. Effects of P60PLAD on Osteoclastogenesis, Differentiation of Osteoclast and Bone Resorption[D]. Fourth Military Medical University, 2007
- [12] Kim C W, Seo S S, Kim J H, et al. Factors affecting the osteolysis around the components after posterior-stabilized total knee replacement arthroplasty[J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2015, 23(6): 1863-1869
- [13] Kandahari A M, Yang X, Laroche K A, et al. A review of UHMWPE wear-induced osteolysis: the role for early detection of the immune response[J]. *Bone Res*, 2016, 4: 16014
- [14] Harslof T, Langdahl B L. New horizons in osteoporosis therapies[J]. *Curr Opin Pharmacol*, 2016, 28: 38-42
- [15] Kotrych D, Dziedzicko V, Safranow K, et al. TNF-alpha and IL10 gene polymorphisms in women with postmenopausal osteoporosis[J]. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*, 2016, 199: 92-95
- [16] Qi J, Hu K S, Yang H L. Roles of TNF-alpha, GSK-3beta and RANKL in the occurrence and development of diabetic osteoporosis[J]. *Int J Clin Exp Pathol*, 2015, 8(10): 11995-12004
- [17] Ramos-Casals M, Brito-Zeron P, Munoz S, et al. Autoimmune diseases induced by TNF-targeted therapies: analysis of 233 cases[J]. *Medicine (Baltimore)*, 2007, 86(4): 242-251
- [18] Pouillon L, Bossuyt P, Peyrin-Biroulet L. Considerations, challenges and future of anti-TNF therapy in treating inflammatory bowel disease[J]. *Expert Opin Biol Ther*, 2016, 16(10): 1277-1290
- [19] Chan F K, Chun H J, Zheng L, et al. A domain in TNF receptors that mediates ligand-independent receptor assembly and signaling[J]. *Science*, 2000, 288(5475): 2351-2354
- [20] Chan F K. The pre-ligand binding assembly domain: a potential target of inhibition of tumour necrosis factor receptor function [J]. *Ann Rheum Dis*, 2000, 59 Suppl 1:i50-i53