

文章编号:1004-7220(2015)06-0495-06

单腿站立姿态下 I + II + III 型标准半骨盆假体 生物力学研究

刘冬旭, 严新谊, 华子恺

(上海大学 机电工程与自动化学院, 上海 200072)

摘要: **目的** 针对半骨盆假体发展中的标准化问题,建立 I + II + III 型标准半骨盆假体模型,对受损骨盆进行骨盆环重建,并进行生物力学研究,以评价其力学响应特点。**方法** 使用有限元方法模拟人体骨盆在单腿站立时的受力情况。所使用的骨盆模型包含相关关节软骨和韧带,以模拟真实体内环境。**结果** 在单腿站立姿态载荷作用下,重建骨盆中应力分布与健康骨盆相似,应力均从 S1 面经由骶髂关节向下传递;骨与假体应力峰值低于材料的屈服极限。**结论** I + II + III 型标准半骨盆假体能够可靠地恢复受损骨盆的功能,研究结果为该种假体在使用中的力学可靠性提供初步的理论依据。

关键词: 半骨盆假体; 骨盆重建; 有限元分析

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2015.06.495

Biomechanical study on type I + II + III standard hemipelvic prosthesis under single-leg stance

LIU Dong-xu, YAN Xin-yi, HUA Zi-kai (School of Mechatronics Engineering & Automation, Shanghai University, Shanghai 200072, China)

Abstract: **Objective** Aiming at the standardization of hemipelvic prosthesis used in pelvis reconstruction, a type I + II + III standard hemipelvic prosthesis was established for biomechanical study and to evaluate its biomechanical performance. **Methods** The finite element method was used to simulate the load applied on the pelvis under single-leg standing stance. The related articular cartilages and ligaments were also included in the pelvis models to simulate the real circumstance *in vivo*. **Results** The stress distribution on reconstructed pelvis was found similar to that in natural pelvis under the single-leg loading, which transmitted from S1 to sacro-iliac joint and then continued downwards. The peak values of stresses in the bone and prosthesis were below the yield strength of the relative material. **Conclusions** The established type I + II + III standard hemipelvic prosthesis can reliably make the function of damaged pelvis recover. The research finding provides some primary theoretical reference for mechanical reliability of such prosthesis.

Key words: Hemipelvic prosthesis; Pelvis reconstruction; Finite element analysis

半骨盆假体置换术作为生物医用植入器械的重要组成部分、矫正外科学的新兴技术,已成为治疗骨盆区域肿瘤切除、外因性骨盆破碎等疾病中骨盆环重建的重要支撑技术,能够帮助患者恢复骨盆的基

本功能。在骨盆重建手术中,使用较多的为针对单个病患进行设计的个性化半骨盆假体,其主要优点是能够形成良好的匹配度,减少不必要的截骨量,但同时存在设计周期长、假体费用高等问题。标准型

收稿日期:2015-05-20; 修回日期:2015-06-28

基金项目:国家自然科学基金项目(51205241),上海市闵行区科委产学研计划(71010914023)。

通信作者:华子恺,副教授, Tel:(021)56331513; E-mail: zikai_hua@shu.edu.cn。

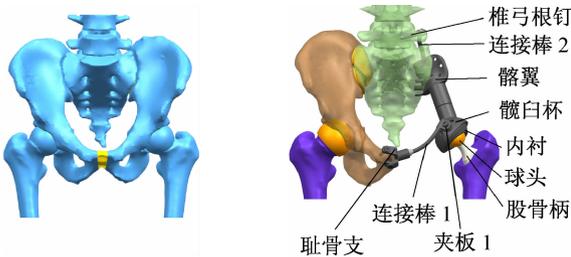
半骨盆假体,即标准化的半骨盆假体,其类型、性能、规格、质量、所用材料、工艺装备和检验方法均规定了统一标准,具有低成本、手术周期短的优点,医生在术前只需进行假体选型,可以避免重复设计开发,减少术前准备时间,是半骨盆假体发展的重要方向。

目前,有关骨盆区域的力学研究主要集中于人体健康骨盆环^[1-5],部分重建骨盆的研究主要针对个性化半骨盆假体展开^[6-7];而对于标准型半骨盆假体而言,其在人体内部的力学情况尚不明确。因此,本文针对标准型半骨盆假体,建立计算机模型,并对比健康骨盆,研究其在单腿站立姿态下的力学情况。

1 材料与方法

1.1 模型建立

1.1.1 健康骨盆模型 健康人体骨盆模型数据通



(a) 健康骨盆三维模型

(b) 重建骨盆三维模型



(c) 健康骨盆有限元模型



(d) 重建骨盆有限元模型

图1 健康骨盆与重建骨盆三维模型及有限元模型

Fig.1 The 3D model and finite element model of healthy pelvis and reconstructed pelvis (a) 3D healthy pelvic model, (b) 3D reconstructed pelvic model, (c) Finite element model of healthy pelvis, (d) Finite element model of reconstructed pelvis

表1 重建骨盆各组件材质

Tab.1 Materials for components of reconstructed pelvis

组件名称	材料	弹性模量/ GPa	泊松比	密度/ ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)	网格数量	节点数量	网格类型
骨皮质层	皮质骨	17.00	0.30	1 800	47 512	23 724	S3R
骨盆松质骨	松质骨	0.15	0.20	290	208 134	40 697	C3D4
股骨松质骨	松质骨	0.80	0.20	290	86 738	16 095	C3D4
软组织	超弹性材料 ^[10]	—	—	—	65 205	16 772	C3D4
半骨盆假体	Ti6Al4V	110.00	0.30	4 500	57 261	14 206	C3D4
股骨柄	Ti6Al4V	110.00	0.30	4 500	37 022	7 643	C3D4
球头	CoCrMo	200.00	0.30	8 200	8 721	1 875	C3D4
球头内衬	超高分子量聚乙烯	0.16	0.46	940	8 893	2 009	C3D4
骨水泥	骨水泥	0.23	0.30	1 200	23 683	6 116	C3D4

过断层 CT 扫描技术获得,包含髌骨、髌骨及第 3~5 段骶椎、尾骨和股骨近端[见图 1(a)]。此外,针对髌髌关节软骨和韧带、耻骨间盘和韧带和髌关节软骨及髌关节相关韧带的形态和位置进行软组织建模^[8-11]。

1.1.2 重建骨盆模型 重建骨盆模型如图 1(b)所示,该种 I+II+III 型假体适用于重建切除左侧半骨盆 I、II、III 区^[12]后剩余的半骨盆。该标准型半骨盆假体包括:髌翼假体、髌臼杯假体、耻骨支假体、球头内衬、球头、股骨柄、椎弓根钉、连接棒以及各部件之间的连接件。

1.1.3 网格划分 对健康骨盆和重建骨盆进行网格划分,得到线性四面体非结构化网格[见图 1(c)、(d)]。各部分材料属性见表 1^[13-15]。

1.2 方法

模型按照骨盆坐标系进行空间定位,两侧股骨头的虚拟球心连线为 X 轴,并由右侧球心指向左侧球心为 X 轴正向, Y 、 Z 轴则分别指向骨盆的后方和上方^[16]。

使用 ABAQUS 6.10 软件进行有限元分析。单腿站立时,固定约束施加于皮质骨的 L5~S1 面上,并约束该面的 6 个自由度,以模拟人体在单腿站立时脊椎对骶骨的作用力。骶髂关节的韧带和软骨分别与骶髂关节面皮质骨进行绑定(tie)约束^[17];月状面内部软骨下骨与皮质骨、髋关节软骨与股骨头球面皮质骨、髋关节韧带与髋臼窝皮质骨、耻骨间盘和耻骨上韧带、耻骨拱形韧带与耻骨联合处皮质骨层之间均设置为绑定约束;软骨下骨与软骨之间为面对面无摩擦约束。

重建骨盆有限元模型中,髌翼假体与髌骨、耻骨支假体与健侧耻骨之间设置为绑定约束,简化螺钉连接;髌翼假体与髋臼杯假体之间为锥面连接(内衬与髋臼杯之间为骨水泥固定、股骨头与内衬之间为生物型连接);假体球头与内衬之间为面对面无摩擦约束。载荷以 X 、 Y 、 Z 轴上分力形式施加在两

侧股骨头球心处,分别为:左侧 -300、-142、2 292 N;右侧 133、85、244 N^[2]。

2 结果

2.1 健康骨盆分析结果

健康骨盆受单腿站立载荷时,应力集中出现在骶髂关节皮质骨层,并分别向固定约束 S1 面和髌翼扩展[见图 2(a)]。应力峰值出现在骶骨 S1 面边缘的皮质骨上,为 106.8 MPa[见图 2(b)]。在髋臼的上缘和髋臼窝处同样观察到应力集中的现象。单腿站立姿态下健康骨盆的总位移变化范围为 0~10.410 mm,由左侧半骨盆坐骨结节向髋臼及髌骨递减分布,并向髌前上棘部位逐渐增大[见图 2(c)]。右侧半骨盆以及骶骨的位移相对很小。

2.2 重建骨盆分析结果

重建骨盆中皮质骨应力由骶骨 S1 面边缘经骶髂关节面传递到髌翼假体,并继续向下传递,最大集中应力出现在髋臼杯上与髌翼假体相连接的椎体底部拐角处,应力峰值为 180.3 MPa。髋臼杯假体的杯体和右侧坐骨结节处位移最大,总位移变化范围为 0~1.827 mm(见图 3)。

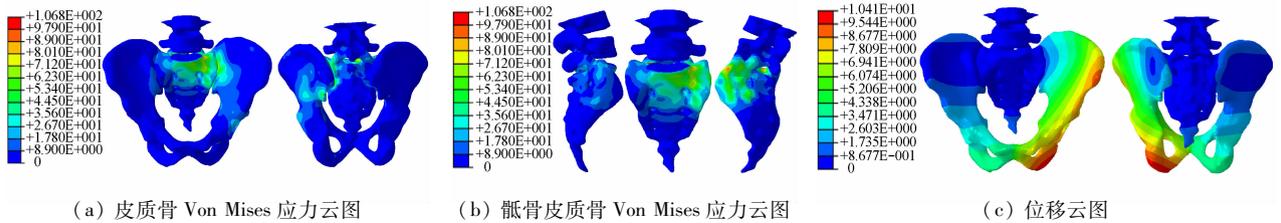


图 2 健康骨盆应力及位移云图

Fig.2 Stress and displacement contour of healthy pelvis (a) Von Mises stresses in cortex, (b) Von Mises stresses in cortex of sacrum, (c) Displacement

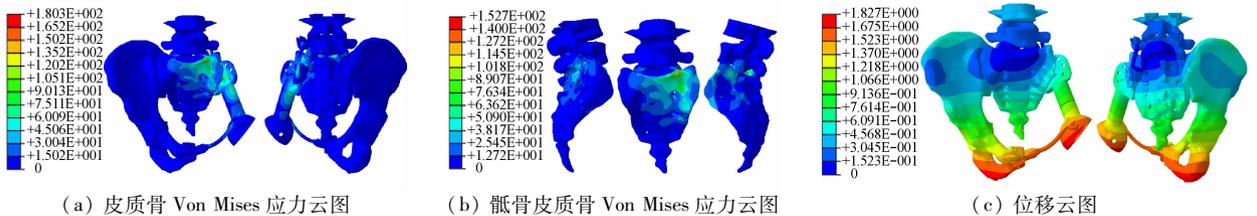


图 3 重建骨盆 Von Mises 应力云图及位移云图

Fig.3 Stress and displacement contour of reconstructed pelvis (a) Von Mises stresses in cortex, (b) Von Mises stresses in cortex of sacrum, (c) Displacement

图 4 所示为健康骨盆与重建骨盆皮质骨中主应力向量分布图。健康骨盆与重建骨盆的皮质骨中最

大主应力向量的分布相似,最大主应力值范围处于同一数量级,分别为 -64.26~110.4 MPa 和

-55.26 ~ 114.2 MPa。健康骨盆松质骨中最大主应力向量表明拉应力较为明显,拉应力在 -9.528 ~ 2.27 MPa 之间;重建骨盆松质骨中最大主应力向量显示压应力较为明显,压应力在 -7.303 ~ 6.836 MPa 之间。

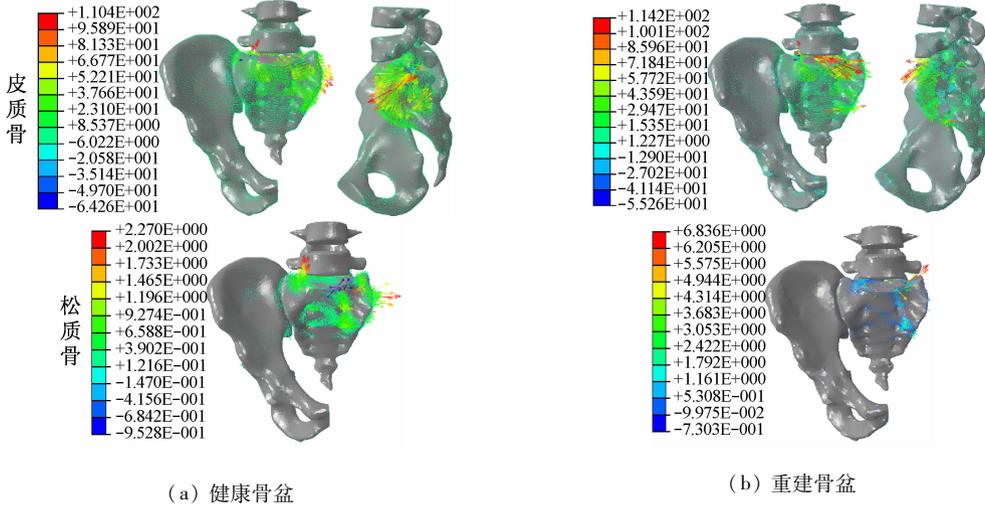


图4 皮质骨、松质骨最大主应力向量云图

Fig. 4 The maximum principal stresses in cortical bone and trabecular bone (a) Healthy pelvis, (b) Reconstructed pelvis

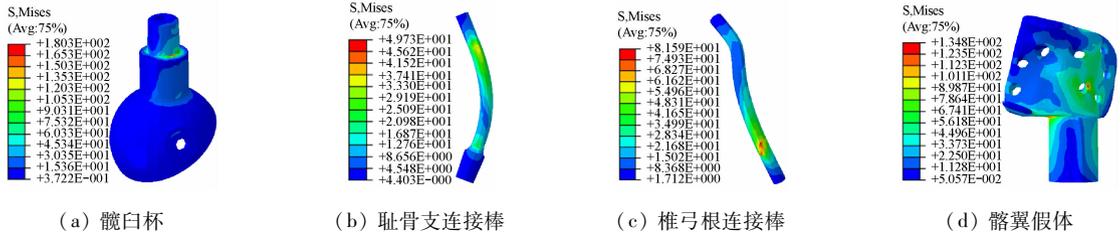


图5 重建骨盆假体主要部件 Von Mises 应力云图

Fig. 5 Von Mises stresses on main reconstructed pelvic components (a) Artificial acetabulum cup, (b) Pubic rami connecting rod, (c) Pedicle connecting rod, (d) Artificial ilium

3 讨论

健康全骨盆皮质骨和重建骨盆(半骨盆皮质骨)的主要应力分布情况均为从 S1 面传向左侧(支撑侧)髂翼并继续向下传递,与 Dalstra 等^[13]对健康骨盆的模拟结果相似,表明在单腿站立姿态下,应力在健康骨盆和重建骨盆中的传递趋势相同。重建骨盆与健康骨盆中应力向右侧(非支撑侧)半骨盆传递均较少,在右侧髋髌关节髌骨面上的耳状面和髌外侧棘处分别出现约 25.45 和 17.8 MPa 的应力,并

重建骨盆假体主要部件的应力分布如图 5 所示。最大应力出现在髌臼杯上与髌翼假体相连接的锥形面底部,应力峰值为 180.3 MPa。髌翼假体上应力主要分布在与髌骨关节面接触的部位以及后外侧边缘。

分别在右侧髋髌关节髌骨面上的髌粗隆处出现约 9.46 和 12.82 MPa 的集中应力。应力经过髋髌关节向髌后上棘方向传递,少量应力向髌嵴和髌前上棘以及髌前下棘方向扩展;同时应力经弓状线一部分传递到髌臼窝(分别约为 7.09、6.50 MPa),另一部分经髌耻隆起传递到耻骨结节;重建骨盆坐骨棘处的应力比健康骨盆更为明显。右侧半骨盆应力情况表明,重建骨盆中假体对应力向右侧半骨盆传递影响较小。对比健康骨盆环,重建骨盆环的应力分布并未发生明显改变,该结果与部分解剖型个性化

半骨盆假体研究中所得到的应力分布情况相类似^[6-7],表明使用该标准型半骨盆假体与骨盆同样具有良好匹配度,所重建的骨盆环能够恢复单腿站立时的力学传递功能。但值得注意的是,健康骨盆中左侧骶髂关节骶骨关节面上应力分布均匀且明显,而重建骨盆由于髂翼假体与骨的接触方式为绑定约束,使该部位中的应力分布不均匀[见图 2(b)、图 3(b)],后续研究将考虑螺钉的作用,改善该区域应力分布情况。

单腿站立时,健康骨盆中位移主要发生在左侧半骨盆,而对侧半骨盆位移量相对很小[见图 2(c)],这与 Anderson 等^[18]的研究结果相近,且处于同一数量级。而重建骨盆中除右侧坐骨结节、耻骨支假体、耻骨支连接棒和髌臼杯有较大变形量外,右侧半骨盆上位移递减梯度较小[见图 3(c)]。结果表明,重建骨盆中半骨盆假体发生了较小的位移,在相同载荷作用下,位移相应转移到对侧坐骨结节上,并引起整个右侧半骨盆发生明显变形。对比重建骨盆和健康骨盆中右侧半骨盆的位移发现,其位移变化方向相同,均为从 S1 面经由骶髂关节向髂翼传递,并经过弓状线向髌臼窝和坐骨结节积累,其最大位移均出现在坐骨结节处,位移量分别为 1.83 和 3.47 mm,处于同一数量级,表明假体并未明显影响单腿站立时健侧半骨盆的位移传递。

健康骨盆中应力峰值出现在骶髂关节皮质骨关节面上[见图 2(b)],最大为 106.8 MPa,小于皮质骨的屈服强度(150~158 MPa)^[19],站立姿态下没有发生骨折的危险。重建骨盆中最大应力出现在髌臼杯上与髂翼假体相连接的椎体底部拐角处[见图 5(d)],应力峰值为 180.3 MPa,小于 TC4 的屈服强度^[20-21]。重建骨盆皮质骨上,虽然在 S1 面边缘出现较大集中应力,但该应力集中现象主要由于固定约束对节点自由度限制造成的 S1 面边缘传力情况突变和 S1 面边缘尖锐三角单元导致,而骶骨皮质骨绝大部分的应力值分布范围为 0~114.5 MPa[见图 3(b)],仍小于皮质骨屈服强度。

通过对比健康骨盆与重建骨盆的皮质骨和松质骨中最大主应力向量情况可知,两种模型中皮质骨上最大主应力向量的分布未见明显差异,其数值范围也十分接近,表明骨盆重建后皮质骨内的力传导路径没有发生明显变化。健康骨盆中松质骨内最大

主应力矢量方向虽然与重建骨盆相应部分相似,但其以拉应力为主,主要分布在骶骨内以及骶髂关节上。重建骨盆松质骨中压应力较为明显地分布在骶骨中部及上部,虽然拉应力峰值约为健康骨盆松质骨的 3.01 倍,但主要集中在 S1 面左侧边缘(见图 4)。根据 Wolff 理论,骨盆重建后皮质骨的形态不容易发生明显变化,但由于松质骨中的小梁骨按主应力方向排布的特点,在远期生长过程中,部分松质骨将按新的应力轨线重新取向,并引起一定程度的骨改建现象。

标准型半骨盆假体组件中,髂翼与髌臼杯连接的内锥杆根部以及髂翼与截骨配合面上出现较大应力集中,这与健康骨盆髂翼上应力的发生部位和分布相似,表明单腿站立时重建骨盆中该种髂翼假体能发挥与健康骨盆中髂翼相似的作用;同时,重建骨盆中该关节面上的应力沿着边缘分布,并未出现过于集中的现象,而健康骨盆中相应位置的应力比较均匀地分布在整个骶髂关节面上,在界面的上缘出现了约 70 MPa 的集中应力。对比发现,重建骨盆中髂翼假体对截骨面并未造成过大的集中应力,而由于发生应力遮挡,接触处应力主要出现在髂翼假体上。同时,可以通过调整连接处内锥杆的直径来优化髂翼假体。此外,在髂翼假体下缘内侧所设置的托板上可以观察到明显的应力分布,表明该托板存在受力现象,能够减小髂翼假体上的紧固螺钉所受剪切力,并可以通过调整其位置和尺寸使其作用更为明显。

耻骨支连接棒在与夹板 1 相接触的上缘观察到应力集中现象[见图 5(b)],应力峰值为 49.73 MPa,小于材料的屈服极限,但由于该部件是在术中根据耻骨支和髌臼杯的安装位置即时成型以连接两部件,故在保证其强度的前提下,尽可能减小杆的直径将有益于降低医生的操作难度。同样,椎弓根连接棒也具有与耻骨支相似的应力分布特点[见图 5(c)]。

4 结论

本研究针对目前骨盆重建术中标准型半骨盆假体的生物力学性能,通过有限元模拟方法探讨了 I+II+III 型标准半骨盆假体在单腿站立姿态下的力学响应。结果发现,重建骨盆与健康骨盆在单足站

立载荷作用下的应力分布区域相似,且假体和盆骨的应力峰值均低于相应材料的屈服极限,表明该种标准型半骨盆假体可以有效恢复受损骨盆的传力功能。受单足站立载荷作用,重建骨盆由于假体的存在使整体的变形主要发生在健侧半骨盆。髂翼假体下缘托板可起到降低髂翼假体上紧固螺钉所受剪切力的作用。耻骨支连接棒中应力远小于钛合金屈服极限。进一步研究将考虑该类部件的结构优化,以降低手术操作难度与成本。

参考文献:

- [1] Dalstra M, Huiskes R. The pelvic bone as a sandwich construction: A three dimensional finite element study [J]. *J Biomech*, 1991, 24(6): 455-455.
- [2] Phillips ATM, 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.
- [3] Dawson JM, Khmelniker BV, McAndrew MP. Analysis of the structural behavior of the pelvis during lateral impact using the finite element method [J]. *Accid Anal Prev*, 1999, 31(1): 109-119.
- [4] Yu KH, Hong JJ, Sun YF, *et al.* Three dimensional finite element analysis of canulated screw fixation and reconstruction plate screw fixation treating superior pubic rami fractures [J]. *Int J Adv Comput Technol*, 2013, 8(8): 267-274.
- [5] 郑琦, 廖胜辉, 石仕元, 等. 个性化全骨盆三维有限元建模及髌髌关节骨折脱位模拟[J]. *医用生物力学*, 2008, 23(4): 296-300.
Zheng Q, Liao SH, Shi SY, *et al.* Patient-specific FE modeling of whole pelvis and simulation of sacroiliac joint fracture [J]. *J Med Biomech*, 2008, 23(4): 296-300.
- [6] Hua ZK, Fan YW, Cao QH, *et al.* Biomechanical study on the novel biomimetic hemi-pelvis prosthesis [J]. *J Bionic Eng*, 2013, 10(4): 506-513.
- [7] Ji T, Guo W, Tang XD, *et al.* Reconstruction of type II + III pelvic resection with a modular hemi-pelvic endoprosthesis: A finite element analysis study [J]. *J Orthop Surg*, 2010, 2(4): 272-277.
- [8] Li JY, Stewart TD, Jin ZM, *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] Tomas N, Martin V, Zdenek F, *et al.* Strain-stress analysis of pathological hip Joint after osteotomy [J]. *J Eng Mech*, 2008, 15(5): 345-354.
- [10] Li ZP, 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.
- [11] Li ZP, Alonso JE, Kim JE, *et al.* Three-dimensional finite element models of the human pubic symphysis with visco-hyperelastic soft tissue [J]. *Ann Biomed Eng*, 2006, 34(9): 1452-1462.
- [12] Mavrogenis AF, Soultanis K, Patapis P, *et al.* Pelvic resections[J]. *Orthopedics*, 2012, 35(2): e232-243.
- [13] Dalstra M, Huiskes R. Load transfer across the pelvic bone [J]. *J Biomech*, 1995, 28(6): 715-724.
- [14] Dalstra M, Huiskes R. Development and validation of a three-dimensional finite element model of the pelvic bone [J]. *J Biomech Eng*, 1995, 177(3): 272-278.
- [15] 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, 26(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, 26(6): 517-523.
- [16] Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, *et al.* Hip forces and gait patterns from routine activities [J]. *J Biomech*, 2001, 34(7): 859-871.
- [17] 张宁华, 汪芳, 石柱芳, 等. 骶髂融合治疗下腰痛的生物力学效应[J]. *医用生物力学*, 2013, 28(4): 425-431.
Zhang NH, Wang F, Shi DF, *et al.* Biomechanical effects on sacroiliac fusion for treating low back pain [J]. *J Med Biomech*, 2013, 28(4): 425-431.
- [18] Anderson AE, Peters CL, Tuttle BD. Subject-specific finite element model of the pelvis: Development, validation and sensitivity studies [J]. *J Biomech Eng*, 2005, 127(3): 364-373.
- [19] 王冬梅, 董谢平, 张琳琳. 侧向冲击载荷作用下股骨-骨盆复合体的生物力学响应[J]. *医用生物力学*, 2011, 26(6): 502-507.
Wang DM, Dong XP, Zhang LL. Biomechanical response of the pelvis femur complex under lateral pelvic impacts during sideways falls [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(6): 502-507.
- [20] Donachie MJ. Titanium. A technical guide [M]. USA: ASM International, 2000.
- [21] 张勇, 蔡秀玲. 不同变形速率、温度下 TC4 薄板焊接件屈服强度表征[J]. *稀有金属材料与工程*, 2013, 42(5): 1091-1095.