

文章编号: 1004-7220(2022)02-0250-06

骨盆微创内固定生物力学分析与优化

吴明晖¹, 包钊华¹, 王建东², 毕春², 邓国英²

(1.上海工程技术大学机械与汽车工程学院, 上海 201620; 2.上海交通大学附属第一人民医院创伤中心, 上海 201620)

摘要:目的 对比2钉棒与3钉棒固定骨盆骨折的生物力学特性,研究骨盆微创手术中不同钉棒固定位置的力学效果差异。方法 建立2钉棒及3钉棒固定物植入后的骨盆力学模型,并通过有限元仿真对双腿站立、健侧和患侧单腿站立、坐姿下的生物力学特性进行对比分析,并通过临床实验验证3钉棒固定效果。结果 两种固定方式均能够恢复骨盆力学传递,但3钉棒固定后单侧站立时骨盆两侧应力更均衡,整体及断裂面处位移也更低。结论 3钉棒固定在稳定性方面的优异效果,更有利于骨折恢复。

关键词: 骨盆; 微创内固定; 有限元分析; 结构优化

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.02.009

Biomechanical Analysis and Optimization of Minimally Invasive Pelvic Internal Fixation

WU Minghui¹, BAO Zhaohua¹, WANG Jiandong², BI Chun², DENG Guoying²

(1.College of Mechanical and Automotive Engineering, Shanghai University of Engineering Science, Shanghai 201620, China; 2.Trauma Center, the First People's Hospital of Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 201620, China)

Abstract: **Objective** By comparing biomechanical properties of two-screw rod and three-screw rod for fixing pelvic fracture, the difference in mechanical effects of different screw rod fixation positions in pelvic minimally invasive surgery was studied. **Methods** The mechanical models of pelvis fixed by two-screw rod and three-screw rod were established, and biomechanical characteristics of the pelvis during standing on both legs, during single-legged standing on healthy side or affected side, as well as in sitting posture were compared and analyzed by finite element simulation, and the fixation effect of three-screw rod was verified by clinical experiments. **Results** Both fixation methods could restore mechanical transmission of the pelvis. But for three-screw rod fixation, the stress on both sides of the pelvis was more balanced, and the displacement of the whole body and fracture surface was also lower during single-legged standing. **Conclusions** The three-screw rod fixation has an excellent effect in stability, which is more beneficial for fracture recovery.

Key words: pelvis; minimally invasive internal fixation; finite element analysis; structural optimization

根据最新流调研究显示,骨盆骨折的发病率随着现代交通业及建筑业的发展在同步上升,且有不断上升的趋势^[1-2]。同时,由于患者在发生骨盆骨折后易出现高并发症率及高死亡率特征,对骨盆骨折的治

疗刻不容缓^[3-4]。微创技术由于期低失血量的特点在骨盆手术治疗中逐渐被应用,形成许多新的骨盆内固定方式构想^[5-7]。然而,新固定方式的适用性仍在探索,对内固定方案的正确选择仍然有待验证^[8-10]。通

收稿日期:2021-03-29; 修回日期:2021-05-22

通信作者:吴明晖,讲师,E-mail:wmhui@yeah.net

过临床手段进行验证周期长、危险性高;通过尸体标本进行验证价格高、难度大,可重复性差;通过有限元进行验证不仅成本低、周期短,还能针对患者实际断裂位置进行固定效果评判^[11-12]。

通过椎弓根钉棒进行骨盆内固定以恢复前环稳定性是一种新的微创治疗手段^[13]。后环主要受压,在支撑上半身重量上起到 2/3 的作用;前环主要受拉,承重另外 1/3 的重量。同时,由于前环相对更加脆弱,骨折概率更大,受损后将无法提供稳定的支撑作用,故钉棒内固定方式旨在重建该力学结构。目前钉棒系统内固定方式为 2 钉棒系统固定,能够辅助前环承受两侧髌臼间的拉力,但未对断裂耻骨支进行固定,耻骨断裂处至耻骨联合部分为欠约束状态。利用钉棒任一位置可配置螺钉的优势,3 钉棒系统在此基础上对断裂耻骨部分进行固定,增大前环总体刚度。本文建立骨盆有限元模型,模拟单侧耻骨骨折案例并采用钉棒系统固定,通过双腿站立、单腿站立、坐姿下的力学边界条件,对比分析不同钉棒固定方案下盆骨的应力及位移分布,验证方案的有效性。

1 加载后骨盆内固定有限元模型建立

通过 CT 采集人体骨盆数据。采集对象无盆骨受损经历,经 X 线及临床检测显示,该对象盆骨部位未出现肿瘤、畸形及骨骼损伤情况,且骨质正常,非骨质疏松患者,符合普通中国成人的正常盆骨状态。在 Mimics 中通过阈值分割获取骨骼部分,并通过区域生长完成不同骨骼的分割,将得到的模型导入 Geomagic studio 软件生成 NUBRS 曲面模型。在 Mimics 中进一步通过阈值分割,得到各骨骼的皮质骨部分,并通过同样的方法建立 NUBRS 曲面模型。将得到的曲面模型导入 UG 中,通过求差可进一步得到松质骨部分,装配后得到完整骨盆模型。以此为基础,在左侧耻骨上下支以 2 mm 厚度求差作为断裂面,并通过扫略得到弯曲的椎弓根钉棒,最后分别建立 2 钉棒、3 钉棒模型,其中第 3 钉植入于骨折耻骨上端。

将正常骨盆及内固定模型导入 ANSYS 17.0 中,通过四面体单元分别对 3 类骨盆模型进行网格划分,并针对不同姿态施加约束与载荷。由于骶髌关节为微动关节,故关节面间设置为有摩擦的接触

连接,摩擦因数为 0.2,耻骨联合部分连接方式大致相同,同样以该方式连接,骨与韧带、椎弓根钉棒与螺钉、螺钉与骨盆之间设置为绑定连接。载荷方面,以静止状态进行分析,人体受上半身重力,故在骶椎上表面垂直施加 500 N 正向载荷。约束方面,分别对双侧髌臼、健侧髌臼、患侧髌臼、双侧坐骨进行固定约束模拟站立、健侧单腿站立、患侧单腿站立、坐姿。对各部分材料进行属性赋值,材料参数如表 1 所示。

表 1 骨盆材料参数^[14]

Tab.1 Pelvic material parameters^[14]

材料	弹性模量/MPa	泊松比
骶骨皮质骨	6 140	0.3
骶骨松质骨	1 400	0.3
髌骨皮质骨	17 000	0.3
髌骨松质骨	132	0.2
耻骨联合软骨	5	0.45
骶髌关节软骨	54	0.4
骶髌前韧带	208	0.2
骶棘韧带	12.6	0.2
骶结节韧带	46.48	0.3
骶髌后韧带	133	0.2
腹股沟韧带	46.48	0.3
植入物	114 000	0.3

2 骨盆模型有效性验证

为了验证所建骨盆模型的有效性,以健康骨盆模型的 von Mises 应力与位移分布与文献测量值对比,验证本模型的有效性。正常骨盆双腿站立下,应力在骨盆左右两侧分布规律大致相同,且主要集中在骶髌关节、坐骨大切迹及髌臼处,坐骨大切迹区域应力最高,最大应力为 10.9 MPa。应力主要从骶骨部分经骶髌关节传递至髌骨,髌骨处沿着下端传递,故出现坐骨大切迹附近应力高、四周应力低的现象,最后应力传递至两侧髌臼、耻骨及坐骨处[见图 1(a)]。正常骨盆双腿站立下,骨盆位移分布同样左右两侧相似,其中尾骨处的位移最大,最大位移为 56.3 μm 。骨盆位移以骶骨为中心逐层向髌骨传递,位移量也逐层降低[见图 1(b)]。本文认为,所得力学传递规律及应力、位移符合人体生理特征,故所建立模型有效^[15-16]。

3 不同姿态下骨盆力学分析

为了更全面评判 3 钉棒内固定的效果,本文通

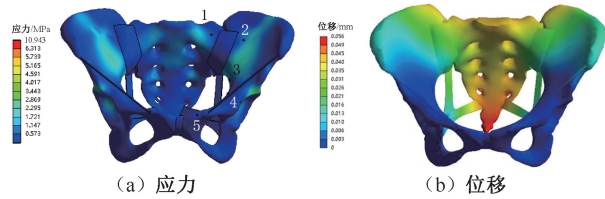


图1 双腿站立下正常骨盆应力与位移分布

Fig.1 Stress and displacement distribution of normal pelvis during standing on both legs (a) Stress, (b) Displacement

过不同姿态分析其固定效果。考虑到术后患者短期不会高强度运动,故仅分析最常见双腿站立、单腿站立及坐姿下的力学条件。

3.1 双腿站立下力学及位移分析

对于骨盆钉棒系统内固定模型,其双腿站立位下 von Mises 应力与位移呈现出与正常骨盆相似分布规律,骨盆应力在骶骨上部、骶髂关节、坐骨大切迹处相对较高,并向四周扩散减小。图 1(a) 所示为骨盆左侧参考点,右侧位置与左侧相对应,以此 10 点对骨盆环力学特性进行分析。表 2 为站立时各参考点应力,位置 1 与位置 2 应力相差小,右侧位置 2 处 3 钉固定相对 2 钉固定应力略小。位置 3 在所有位置中应力最高,而 3 钉固定相较于 2 钉应力更低,3 钉固定左、右侧应力分别为 2 钉的 97.6% 和 96.3%。位置 4、5 位于前环位置,其应力均较小。从选取点的应力可以看出,3 钉棒系统固定后固定效果略优于 2 钉棒系统。

表 2 双腿站立下各点应力

Tab.2 Stress of each point during standing on both legs

位置点	单位:MPa			
	2 钉固定模型		3 钉固定模型	
	左侧	右侧	左侧	右侧
1	1.62	1.58	1.63	1.56
2	2.31	2.01	2.12	1.80
3	5.82	5.74	5.68	5.53
4	0.16	0.06	0.13	0.06
5	8×10^{-6}	2×10^{-3}	2×10^{-3}	2×10^{-3}

双腿站立位下,3 钉棒系统内固定呈现出与正常骨盆相似的位移分布规律,其位移分布左右对称,在尾骨处位移达到最大,最大位移量为 $56.3 \mu\text{m}$,低于 2 钉棒系统 9.9%。骨盆位移量以骶中正嵴为中心向两侧扩散减小,首先经过骶髂关节传递至髂骨,其次在髂骨处沿着上下两个方向扩

散,一支直接传递至髋臼窝处并减至零,另一支通过坐骨大切迹传递至坐骨支并最终到达耻骨处,耻骨上下两侧断裂面两点处总体位移量及相对位移差值均不超过 $10 \mu\text{m}$,对骨盆力学稳定性的重建具有积极作用。

3.2 单腿站立下力学及位移分析

3.2.1 健侧单腿站立下力学及位移分析 对于骨盆钉棒系统内固定模型,其健侧单腿站立位下 von Mises 应力与位移呈现出如图 2(a) 所示分布规律,骨盆两侧出现不均匀受力,应力主要出现在健侧,同样在骶骨上部、骶髂关节与坐骨大切迹处相对较高,最大应力出现在患侧坐骨大切迹处。

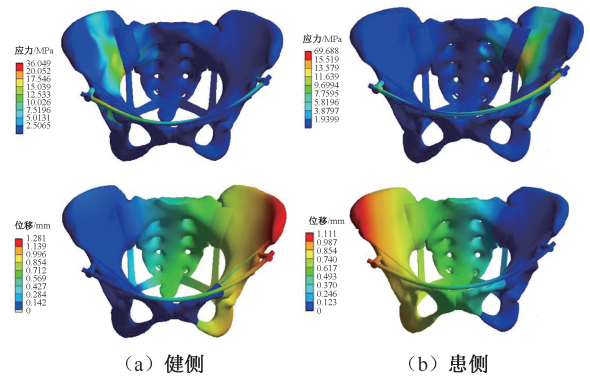


图 2 单腿站立时应力和位移分布

Fig.2 Stress and displacement distributions during single-legged standing (a) Healthy leg side, (b) Affected leg side

比较健侧单腿站立下参考点处应力发现,相较于右侧,骨盆左侧应力更低,且在位置 1~4 处应力相差较大。相较于 2 钉固定,3 钉固定模型左侧应力有明显增大,在右侧位置 2、3 处,3 钉固定相较于 2 钉固定有更低应力,分别降低 7.0%、5.5%,证明在耻骨处的第 3 颗螺钉对于平衡两侧受力起到更大的作用,能够降低应力最大的坐骨大切迹区域的应力(见表 3)。从选取点的应力可以看出,健侧单腿站立下 3 钉棒系统固定后整体骨盆应力分布更均衡,固定效果优于 2 钉棒系统。

健侧单腿站立下,骨盆位移量显著提升。位移量从髂骨翼沿前环、后环两条路径传递,至健侧髋臼处为降至 0。在骨盆断裂面位置,两固定方式位移分布有明显差异,3 钉固定下位移从髋臼处传递至耻骨联合位置,而 2 钉固定下位移传递至断裂面即出现中断,位移通过钉棒传递。以耻骨支内外两

表3 单腿站立时各点应力

Tab.3 Stress of each point on the healthy side during single-legged standing

单位:MPa

位置点	健侧				患侧			
	2钉固定模型		3钉固定模型		2钉固定模型		2钉固定模型	
	左侧	右侧	左侧	右侧	左侧	右侧	左侧	右侧
1	0.18	3.48	0.39	3.56	3.48	0.17	3.29	0.17
2	0.02	7.02	0.24	6.53	7.84	0.16	7.31	0.24
3	0.04	19.21	0.37	18.15	18.21	0.30	18.02	0.31
4	3×10^{-3}	0.18	0.03	0.21	0.25	3×10^{-3}	0.24	0.15
5	8×10^{-4}	6×10^{-3}	0.23	0.30	2×10^{-4}	8×10^{-4}	0.22	3×10^{-2}

侧4处位置考察断裂面位移量具体差异。如图3所示,其中靠近耻骨侧为A侧,靠近髌臼侧为B侧共8点,3钉固定时,最小位移位于位置(A,3),为0.21 mm;最大相对位移量位于位置(A,1)与(B,1)之间,为0.26 mm。而2钉固定时,耻骨断裂面相对最小位移位于位置(A,4),为0.74 mm,最大相对位移量位于位置(A,1)与(B,1)之间,为0.83 mm。由此可见,在控制断裂面位移量方面3钉固定优于2钉固定。

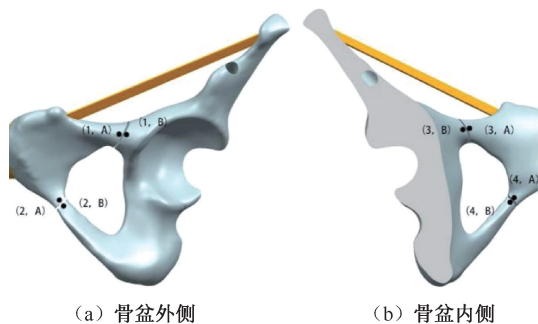


图3 左侧位移参考点

Fig.3 Reference points of left displacement (a) Lateral pelvis, (b) Inside of pelvis

3.2.2 患侧单腿站立下力学及位移分析 对于骨盆钉棒系统内固定模型,其患侧单腿站立位下的 von Mises 应力与位移呈现出如图 2(b) 所示分布规律,骨盆两侧出现不均匀受力,应力主要出现在患侧且髌骨上部、髌髌关节与坐骨大切迹处相对较高,最大值出现在患侧坐骨大切迹处。

比较患侧单腿站立下参考点处应力发现,相较于左侧,骨盆右侧应力更低(见表3)。针对两种固定方案,在左侧位置5处及右侧位置4处应力差异较大,植入的第3颗螺钉恢复了耻骨断裂侧的受力故应力增大。

与健侧单腿站立对应,患侧单腿站立下,骨盆位

移也出现升高,右侧位移大于左侧位移,自左侧髌臼至右侧髌骨翼逐步升高,相较于2钉固定,3钉固定固定下位移低了2%。两种固定方式下,骨盆断裂面两侧出现较大的位移差异,位置1、3与位置2、4位移差值相近,分别为0.205、0.415 mm,下耻骨支位移上耻骨支位移的2.02倍,且2钉固定下位移比3钉固定增加2.4%。因此,本文认为,患侧单腿站立下,3钉固定略优于2钉固定。

3.3 坐姿下力学及位移分析

对于骨盆钉棒系统内固定模型,坐姿下骨盆两侧应力呈对称分布,应力主要出现在髌骨上部、髌髌关节、坐骨大切迹、坐骨及耻骨处。相对于其余姿态,后两处应力增高相对明显,最大应力出现在坐骨处[见图4(a)]。

比较坐姿下参考点处应力发现,在位置1~4处骨盆左侧应力高于右侧。由于出现骨折,在位置5处左右两侧应力差异大,相对而言3钉固定下差异更小,说明在坐姿下第3颗螺钉对前环力学效果的恢复起到较好的作用(见表4)。

表4 坐姿时各点应力

Tab.4 Stress of each point in sitting posture

单位:MPa

位置点	2钉固定模型		3钉固定模型	
	左侧	右侧	左侧	右侧
1	1.13	0.92	1.03	0.81
2	0.64	0.56	0.60	0.57
3	8.55	8.37	8.47	8.23
4	1.74	1.39	1.41	1.15
5	8×10^{-5}	0.28	2×10^{-2}	0.27

坐姿下,总体位移相较于双腿站立也有所增加,2钉固定位移高出3钉固定0.5%,两者差异较小。位移主要从两侧坐骨向髌骨及髌骨翼后方传递,而两种不同固定方式在前环位置传递路径存在一定差异,2钉棒固定下位移从右侧耻骨上支向左侧耻骨

下支斜向传递,3钉棒固定下位移从耻骨上支向耻骨下肢传递,传递路径差异引起了断裂面位移量差异。由于前环位移量相对较小,各点间位移差值变化不明显,除位置1外均无明显差异,2钉固定时位移差值为 $20\ \mu\text{m}$,3钉固定时降低了 $20\ \mu\text{m}$,差值约为0,基本实现了位移的连续性,固定效果更优[见图4(b)]。

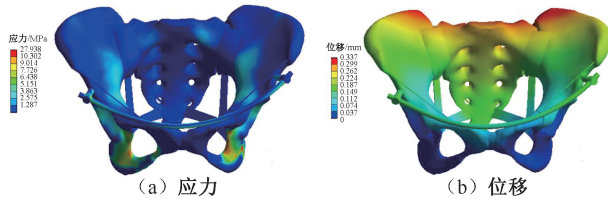


图4 坐姿时应力与位移分布

Fig.4 Stress and displacement distributions in sitting posture

(a) Stress, (b) Displacement

4 临床验证

图5(a)所示为骨盆损伤后通过3钉棒进行微创内固定的固定位置。通过3钉钉棒固定恢复前环旋转稳定性,且第3颗螺钉植入左侧耻骨以增加前环刚度,通过手术已将各骨骼恢复至正常位置。图5(b)所示为复诊时腹部切口,可以观察到3处均已进入收缩期,实现愈合。图5(c)所示为取出植入物后的盆骨图像,可以观察到相较于术后,骨骼位置未发生偏移,且损伤处已恢复。

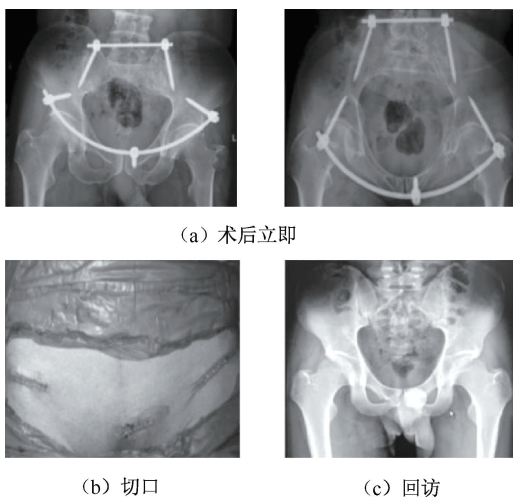


图5 三钉棒内固定案例

Fig.5 Case of internal fixation with four screws rod

(a) After operation, (b) Incision, (c) Return visit

5 讨论与结论

本文针对骨盆内固定下不同姿态生物力学特性问题,建立完整的骨盆模型,在此基础上,针对新型3钉钉棒内固定技术,建立正常骨盆模型、2钉钉棒及3钉钉棒系统植入后的骨盆骨折模型,并在ANSYS软件中进行有限元仿真,分析在双腿站立、健侧和患侧单腿站立、坐姿下不同固定方式的应力及位移分布,最后通过临床实验验证3钉棒内固定系统的有效性。由于传统实验方式制约,目前国内外对该固定方式的研究及报道都不充足,针对不同姿态进行力学研究更少,故本方法及成果能为后续研究提供参考。

通过模型有效性分析,本文验证了所建模型有效性。Zhou等^[17]对髌臼修复后的盆骨模型与正常盆骨模型进行比较,模型同样分为站立、坐姿、髌臼损伤侧单脚站立,并在500 N压力下分析不同姿态的应力分布,得到不同姿态的应力及位移分布规律与本文所得结果的趋势相同,证明了本文计算结果真实可信。

比较 von Mises 应力及位移可知,3钉棒内固定能够恢复骨盆力学传递。相较于2钉棒内固定,骨盆在3钉钉棒内固定下整体应力更低,且骨盆断裂面有较小的位移,证明3钉棒内固定系统在恢复骨盆稳定性方面优于2钉棒内固定系统。最后,通过临床实验验证3钉棒内固定系统的有效性。

Vaidya等^[18]将钉棒内固定应用至临床试验中,对24名患者进行观察。结果发现,所有患者均实现愈合,复位效果好,并且均未出现伤口感染。邓红平等^[19]对应用钉棒内固定治疗盆骨损伤的患者进行分析,结果表明,3钉钉棒内固定愈合效果好,且均未出现感染及神经损伤。这些临床试验佐证了3钉钉棒内固定方式的有效性。

本文的局限性如下:①在不同内固定方案生物力学特性对比过程中,默认韧带已经恢复其主要功能。然而存在韧带难以通过手术恢复的情况,这必然会对固定效果产生一定影响。不同韧带断裂下内固定效果会出现的变化,同样值得进一步探究。②在建立骨骼模型时默认皮质骨与松质骨均匀、连续,然而实际骨骼却是多孔的结构,且并非各向同性材料。后续研究可以改进模型,使其更符合真实骨骼。

综上所述,在双腿站立、健侧和患侧单腿站立、坐姿下,3 钉钉棒内固定效果优于 3 钉钉棒内固定。本研究提出的骨骼重建及有限元分析方法能便捷地验证新型骨科手术方式固定效果,为临床试验提供进一步的理论支撑,具有进一步推广的应用价值。

参考文献:

- [1] 彭烨,张立海,唐佩福.严重骨盆骨折的治疗[J].国际骨科学杂志,2018,39(1):5-8.
- [2] 张英泽,李明.骨盆骨折诊断与治疗的重要性[J].中国骨伤,2011,24(2):95-98.
- [3] 刘源城,徐康帅,樊仕才.不稳定骨盆后环损伤内固定手术治疗研究进展[J].中国骨与关节损伤杂志,2020,35(6):667-669.
- [4] 王陶,谢明锐,李宗原.骨盆钉棒系统内固定治疗 Tile C 型骨盆骨折[J].中国骨与关节损伤杂志,2019,34(2):148-149.
- [5] 李山珠,袁锋,张世民,等.不稳定型骨盆骨折的救治及手术治疗[J].中国矫形外科杂志,2012,20(6):485-489.
- [6] 张桃根,胡超,蔡林.骨盆骨折的治疗进展[J].实用骨科杂志,2012,18(2):147-149.
- [7] 陈龙,刘曦明.微创内固定治疗骨盆前环骨折的研究进展[J].中国矫形外科杂志,2017,25(6):527-529.
- [8] MACCORMICK LM, CHEN F, GILBERTSON J, *et al.* A biomechanical study comparing minimally invasive anterior pelvic ring fixation techniques to external fixation [J]. *Injury*, 2018, 88(10): 1051-1055.
- [9] 刘敏,周晓赛,刘良乐,等.不同固定方法治疗 Tile C 型骨盆骨折的生物力学稳定性比较[J].医用生物力学,2018,33(5):423-428.
- LIU M, ZHOU XS, LIU LL, *et al.* Comparison of biomechanical stability for tile type C unstable pelvic fractures fixed by different approaches [J]. *J Med Biomech*, 2018, 33(5): 423-428.
- [10] COLE PA, GAUGER EM, ANAVIAN J, *et al.* Anterior pelvic external fixator versus subcutaneous internal fixator in the treatment of anterior ring pelvic fractures [J]. *J Orthop Trauma*, 2012, 26(5):269-277.
- [11] 毕大卫,祖罡,韩雷,等.骨盆环不稳定性骨盆骨折的手术入路和内固定选择[J].中国骨伤,2017,30(3):213-216.
- [12] 王沫楠,李鹏程,刘宇铭.人体髋部组织几何建模程序实现[J].哈尔滨理工大学学报,2017,22(2):1-6.
- [13] 曾铮,曾芬莲,敖俊.骨盆前环骨折微创手术研究进展[J].国际骨科学杂志,2019,40(3):152-154.
- [14] 李斯铭,王冬梅,曲爱丽,等.钉棒内固定 Tile B2 型骨盆骨折的生物力学效果[J].医用生物力学,2016,31(3):240-246.
- LI SM, WANG DM, QU AL, *et al.* Biomechanics effect of screw-rod internal fixation for Tile B2 pelvic fractures [J]. *J Med Biomech*, 2016, 31(3): 240-246.
- [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,2014,29(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.
- [16] 刘洋,陈方舟,梅红军,等.静止站立位正常骨盆的生物力学研究[J].临床医学工程,2010,17(6):7-11.
- [17] ZHOU Y, MIN L, LIU Y, *et al.* Finite element analysis of the pelvis after modular hemipelvic endoprosthesis reconstruction [J]. *Inter Orthop*, 2013, 37(4):653-658.
- [18] VAIDYA R, COLEN R, VIGDORCHIK J, *et al.* Treatment of unstable pelvic ring injuries with an internal anterior fixator and posterior fixation; Initial clinical series [J]. *J Orthop Trauma*, 2012, 26(1): 1-8.
- [19] 邓红平,徐劭晖,方基石,等.椎弓根钉棒系统在骨盆骨折微创手术中的应用[J].浙江创伤外科,2017,22(2):225-226.