

骨盆后环微创螺钉的钉道设计及骨盆三维有限元分析*

唐凡, 闵理, 王延岭, 屈波, 周勇, 罗翼, 张闻力, 石锐, 段宏, 屠重棋[△]

四川大学华西医院 骨科(成都 610041)

【摘要】 目的 收集测量骨盆后环解剖数据,设计微创螺钉的钉道,并通过建立骨盆有限元模型,进行三维有限元分析,为后续骶骨骨折及微创螺钉的研究设计打下基础。**方法** 测量20例健康志愿者骨盆数据,初步筛选确定骨盆后环微创螺钉的设计数据,并建立骨盆有限元模型,进行三维有限元分析,分别进行静态和动态力学加载,进行骨盆有限元模型验证。**结果** 完成健康志愿者骨盆CT数据测量后,对骨盆进行三维重建,并选择A、B、C 3条髂骨钉道,获取钉道A、B、C相关数据,测量结果显示:B、C钉道长度和宽度大于A钉道,钉道进钉点与软组织的距离较A钉道短。建立正常骨盆有限元模型后,静态力学加载结果显示,在施加500 N的外旋载荷下,骨盆受到的最大Von Mises应力为582.05 Pa;骶髂复合体处的受力为107.38 Pa;应变分布显示,在500 N的外旋载荷下,应变分布最大的部位在同侧骶髂关节软骨,对侧骶髂关节软骨和耻骨联合的应变次之。位移分布显示,在500 N的外旋载荷下,位移分布最大的部位在同侧髂骨,沿着同侧-对侧方向,位移分布呈梯度降低。同侧髂前上棘处的位移最大为0.35 cm。动态力学加载结果显示,髂前上棘在Z轴方向的位移是1.5 mm,在X轴方向的位移是1.8 mm,在Y轴方向的位移是-0.2 mm。耻骨联合在Z轴方向的位移是0.8 mm,在X轴方向的位移是1.0 mm,在Y轴方向的位移是0.03 mm。Y轴,即沿冲击方向的位移最大。等效应力在耻骨支、坐骨、髂前上棘、骶骨、髌臼等骨折易发生处应力相对较大。随着冲击力的增加,骨盆受到的应力随着时间增大,冲击力下降,其应力也呈下降趋势。冲击力、应力、骨盆位移的最大值在10 ms处,即达到峰值力时候的冲击时间。在4 000 N和5 000 N的冲击力作用下,骨组织的应力超过了200 MPa,超过了其平均屈服强度,提示此时可能会出现骨盆骨折。**结论** 通过数据测量及分析,得出B/C钉道作为主钉道,A钉道作为辅钉道的设计合理;建立的骨盆有限元模型可作为后续骶骨骨折及内固定模型研究及对比研究的基础。

【关键词】 骨盆 后环 微创 钉道设计 三维有限元分析

Design of Minimal Invasive Screw on Posterior Pelvis Ring and Pelvic Finite Element Analysis TANG Fan, MIN Li, WANG Yan-ling, QU Bo, ZHOU Yong, LUO Yi, ZHANG Wen-li, SHI Rui, DUAN Hong, TU Chong-qi[△].

Department of Orthopedics, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, China

[△] Corresponding author, E-mail: tcqbonetumor@163.com

【Abstract】 Objective To design minimal invasive screw on posterior pelvic ring and perform three-dimensional finite element analysis based on a pelvis finite element model. **Methods** We measured the pelvic anatomical data of 20 healthy volunteers and identified potential designs for minimal invasive screw on posterior pelvic ring. A finite element model of pelvis was then established. Three-dimensional finite element analyses were performed under static and dynamic mechanical loading, respectively. **Results** Three screw tracks on ilium (A, B and C) were identified based on a three-dimensional reconstruction of pelvis. Nail track B and C had greater length and width, but shorter distance between nailing and soft tissue compared with nail track A. Static loading under an external rotation load of 500 N generated a maximum Mises Von stress of 582.05 Pa and sacral iliac complex of 107.38 Pa. The greatest strain was located at the articular cartilage on the side of the nail, followed by lateral sacral joint cartilage and symphysis pubis. The largest displacement was located at the ilium on the side of the nail, with a gradient decrease to the opposite side. The largest displacement of the anterior superior iliac spine was 0.35 cm on the side of the nail. The dynamic loading identified displacement of the anterior superior iliac spine with 1.5 mm in Z axis, 1.8 mm in X axis and -0.2 mm in Y axis; and displacement of the pubic bone with 0.8 mm in Z axis, 1.0 mm in X axis and 0.03 mm in Y axis. The maximum displacement appeared along the impact direction; Y axis. Relatively large equivalent stress was found in pubis and ischium, anterior superior iliac spine, sacrum, acetabular that are prone to fracture. With increased impact force, the stress of pelvis increased over time. The maximum

* 四川省科技厅科技支撑计划项目(No. 2012SZ0014)资助

[△] 通信作者, E-mail: tcqbonetumor@163.com

impact force, stress and displacement of the pelvis occurred at 10 ms when peak force was reached. Under the impact of 4 000 N and 5 000 N, the bone was subject to a stress level of over 200 MPa, exceeding its average yield strength, which suggests a possibility of pelvic fracture. **Conclusion** Taking B/C as a main screw track and A as an auxiliary screw track is a reasonable choice. The pelvic finite element model lays a foundation for further studies into sacral fracture and design of screw tracks.

【Key words】 Pelvis Posterior ring Minimally invasive Screw design Three dimensional finite element analysis

导致骨盆骨折损伤的常见原因有车祸伤、挤压伤、高坠伤及直接暴力等,骨盆骨折的发病率逐年升高,目前已占全身骨折总数的 1%~3%,其中大部分患者存在骨盆后环的骨折^[1]。骨盆后环是上半身承载或下半身负重的交汇处,在整个骨盆负载中占 70%^[2]。骨盆后环损伤包括髂骨骨折、骶髂关节脱位、骶骨骨折和骶髂关节骨折脱位等。以往多采用保守治疗,但是并发症和病死率均较高。切开复位内固定治疗疗效明显优于非手术治疗,在临床上已经成为共识^[3]。但传统的切开复位内固定手术存在手术创伤大、出血多等不可避免的缺点。经皮固定骨盆环可早期稳定骨盆,保护骨块的血供,减少局部软组织疤痕,有损伤小、出血少、卧床时间短等优点,并且克服了开放复位内固定较多的失血、较高的感染率、较长的手术时间等缺点,近年来备受关注^[4-5]。随着科学技术的进步、人类对于骨盆后环骨折认识的加深,学者及临床医生开始着眼于骨盆后环骨折的微创治疗,骨盆微创技术逐渐成为骨盆创伤治疗的首选^[6-7],希望通过最少的创伤来获取较好的骨盆后环稳定性。为此,本研究通过测量骨盆后环的解剖数据,设计微创螺钉的钉道,并通过建立骨盆有限元模型,进行三维有限元分析,为后续骶骨骨折及微创螺钉的研究设计打下基础。

1 资料和方法

1.1 骨盆数据采集及三维重建

在工作站中选取 20 例健康志愿者进行骨盆 CT 数据测量(志愿者年龄 20~65 周岁,X 线检查排除骨盆骨折、肿瘤、代谢性骨病)。志愿者统一应用美国 GE 公司的 64 排螺旋 CT 进行骨盆扫描。采用螺旋扫描方式,扫描条件:球管电压 120 kV,电流 125 mA,层厚 0.7 mm,重建间距 0.7 mm。

完成数据采集后,将 CT 数据导出为 DICOM 图像,将 DICOM 图像导入三维重建软件 mimics,在 mimics 中通过阈值提取、区域增长等算法,提取 DICOM 文件中的骨骼数据,对骨盆进行三维重建(图 1)。重建完成后,通过虚拟手术工具,沿着进钉

的钉道方向,将骨盆切开,并利用 mimics 软件进行三维数据的测量。

1.2 髂骨钉道数据及髂后上棘间距测量

通过对髂骨的观察,髂骨翼中心部位为最薄弱部位,髂骨钉的进钉方向必须避开髂骨翼中心部位。结合本研究对模型的测量,最后选择 3 条髂骨钉钉道。A 钉道:进钉点位于髂后上棘上方 3 cm 处,进钉方向指向同侧髂嵴最高点下 1 cm 处;B 钉道:进钉点位于髂后上棘上方 3 cm 处,进钉方向指向同侧髂前下棘处;C 钉道:进钉点位于髂后上棘处,进钉方向指向同侧髂前下棘处。见图 2。图 2 所示的 3 条钉道,经过测量,这 3 个解剖路径直径较大,是理想的钉道,在本研究中,我们将测量这 3 个钉道的截面的直径,为螺钉的设计和手术中螺钉规格的选择提供依据。钉道数据包括钉道长度和宽度,钉道长度容易测量,而髂骨的形态不规则,钉道的截面宽度连续变化,因此钉道上各点的宽度不同。本研究将钉道分为 6 个部分,分别测量 5 个分割点的宽度,这 5 个点分别位于距钉道起始部 20%、40%、60%、80%、100%处。

因此,最终测量的数据包括 7 个,分别是:髂后上棘间距,钉道长度,距钉道起始部 20%处宽度、40%处宽度、60%处宽度、80%处宽度、100%处宽度。

1.3 正常骨盆有限元模型的建立

完成数据测量后,将三维模型以 STL 格式导入到三维图形处理软件 Geomagic 中,将三维模型中影响有限元建模的杂音信号去除(图 3A),然后将造型后的几何模型导入到有限元前处理软件 Hypermesh 中(图 3B),在 Hypermesh 中对模型进行有限元分析前处理。最终构建髌骨(髌骨、耻骨、坐骨)三维模型和骶骨的三维模型,其中包括皮质骨和松质骨、骶髂关节囊韧带及其基质、骶髂关节软骨、髌臼软骨、耻骨间盘等骨盆实体模型,并离散为有限元网格(图 3C)。

各种组织的材料属性^[8-9]见表 1。完整骨盆有限元模型的节点数、单元数、接触面数等数据见表 2。

1.4 骨盆有限元模型验证

静力学载荷:本研究对骨盆有限元模型进行两种加载方式的验证,分别为:约束右侧髂骨,向左侧髂棘施加 500 N 的侧方压缩载荷,模拟骨盆受到挤压外力时的受力情况(图 4A)。约束骶骨,向左侧髂

前上棘施加 500 N 水平向后的载荷,模拟骨盆受到外旋应力时的受力情况(图 4B)。计算在该加载方式下,骨盆的应变、应力及位移的绝对值大小和分布情况。完成计算后,进入 ANSYS 软件的有限元后处理模块,将相关计算结果导出,运用应力应变位移

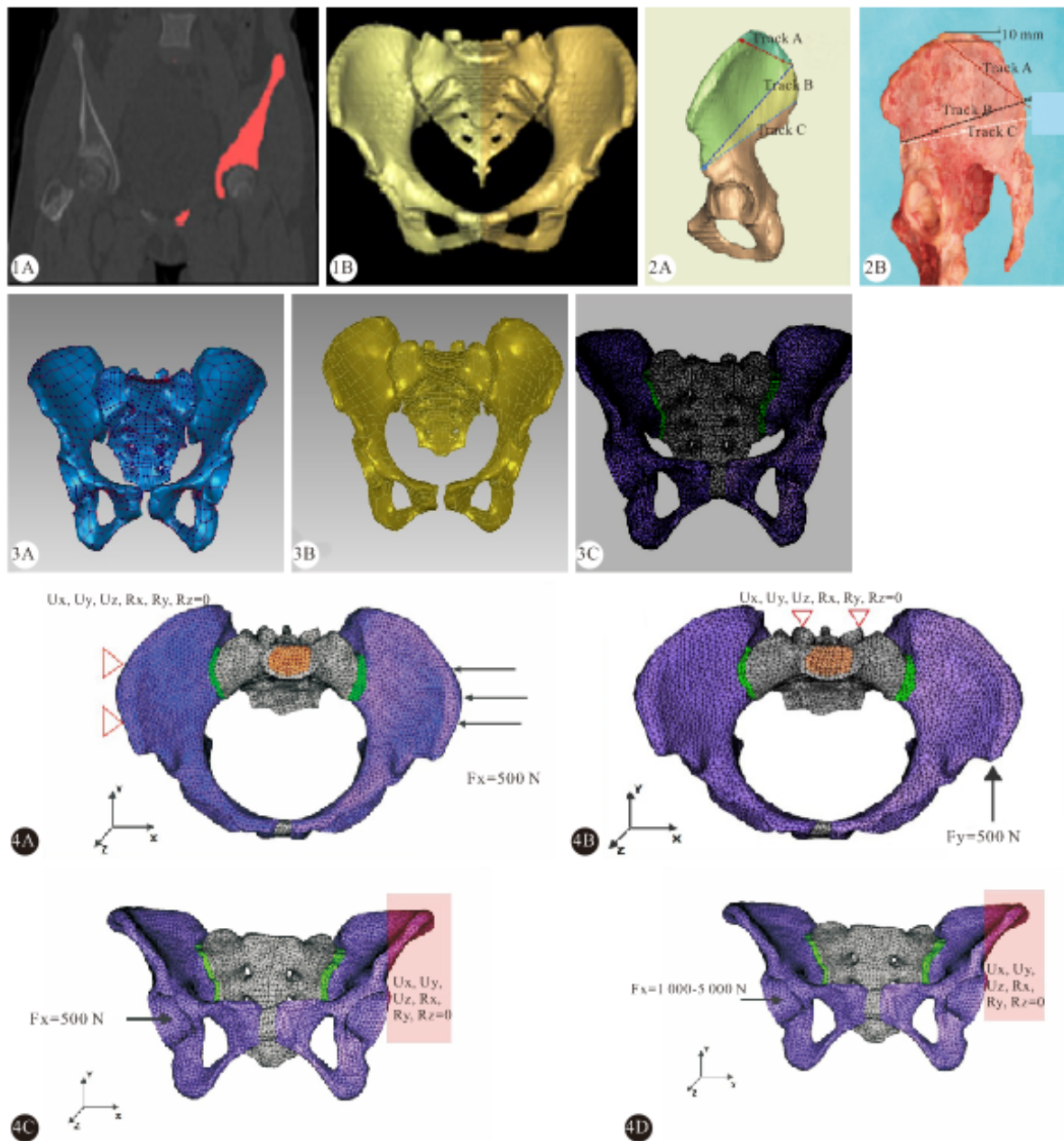


图 1 骨盆三维重建 图 2 髂骨钉道 图 3 正常骨盆有限元模型 图 4 静力学载荷(A,B)和动力学载荷(C,D)

Fig 1 Three-dimensional reconstruction of normal pelvis Fig 2 Screw track on ilium Fig 3 Finite element model of normal pelvis
 Fig 4 Static load (A, B) and dynamic load (C, D)

1A: The coronal scanning image of CT; 1B: The reconstruction model of normal pelvis; 2A: The screw track at the reconstruction model; 2B: The screw track shown on a specimen; 3A: Three-dimensional model after remove of noise signal; 3B: Three-dimensional finite element model of pelvis in Hypermesh; 3C: Finite element mesh of the three-dimensional finite element model; 4A: To simulate the pelvic under external extruded force trough a lateral compressive load of 500 N on left crista iliaca; 4B: To simulate the pelvic under external rotation force trough a horizontal backward load of 500 N on left anterior superior spine; 4C: To simulate Guillemot test trough a lateral impact load; 4D: To simulate Majumder test trough a lateral impact load

云图等观察分析在骨盆中各项指标的分布特点。

动力学载荷:本研究依据 GUILLEMOT 等^[10]和 MAJUMDER 等^[8]的研究,对骨盆模型进行动力学载荷的验证。在动力学验证中,良好的骨盆加载和可靠的骨盆稳定性十分重要,选择边界条件和载荷定位时。需考虑使其在承受冲击时既要保证稳定

表 1 骨盆有限元模型中组织的材料属性

Table 1 Material property of the pelvic finite element model

Material property	$\rho / (\text{kg}/\text{m}^3)$	E/MPa	Poisson's ratio	Failure strain
Cortical bone	2 000	17 000	0.3	0.3
Cancellous bone	1 500	70	0.2	0.55
Articular cartilage	1 000	20	0	—

表 2 有限元模型的单元数目、节点数目和接触面数目

Table 2 The number of unit, node and contact of finite element model

Model	Soild element	Shell element	Object element	Contact unit	Total unit	Total node
Hip bone	45 943	4 327	135	238	50 643	27 953
Sacrum	16 277	3 785	276	362	20 700	11 385
Symphysis pubis	365	0	53	102	520	248
Sacroiliac joint	1 890	0	207	275	2 372	1 206

性同时使大部分的骨盆结构不受影响。约束条件参照 GUILLEMOT^[10]的尸体实验研究,本研究中的有限元分析加载如图所示。将两个髂前上棘的连线调成与 Y 轴垂直,人体正常坐姿的竖直方向作为 Y 轴,人体解剖学上定义的后前方向为 Z 轴方向。冲击力施加在骨盆的右髌臼节点,约束在左侧髌前上棘和左侧髌臼的中上部分,沿着左侧坐骨结节水平固定约束 X、Y、Z 3 个方向的移动和转动(图 4C)。

本研究所构建的骨盆有限元模型为单独的骨盆,并采用 GUILLEMOT 等^[10]研究中的尸体实验数据对比验证模型的有效性。冲击力施加在骨盆的右侧髌臼,约束左侧坐骨结节所有节点的自由度(包括移动和转动)。对右侧髌臼施加的载荷从 0 N 逐渐上升到 500 N,然后又下降到 0 N。

同时,与 MAJUMDER 实验进行对比(图 4D),分别对右侧髌臼施加 1 000、2 000、3 000、4 000、5 000 N 的冲击力,冲击时间为 10 ms,到达峰值后,下降为 0 N,下降时间为 3 ms(图 5)。

2 结果

2.1 钉道数据测量结果

髌后上棘间距为 (78.52 ± 12.75) mm。钉道 A、B、C 的测量数据见表 3。空间角度和钉道进钉点

与软组织的距离见表 4、表 5 和图 6~图 8。由表 3 可见,B、C 钉道长度和 100% 宽度大于 A 钉道,钉道进钉点与软组织的距离较 A 钉道短,因此,常规将 B/C 钉道作为主钉道,A 钉道作为辅助钉道。

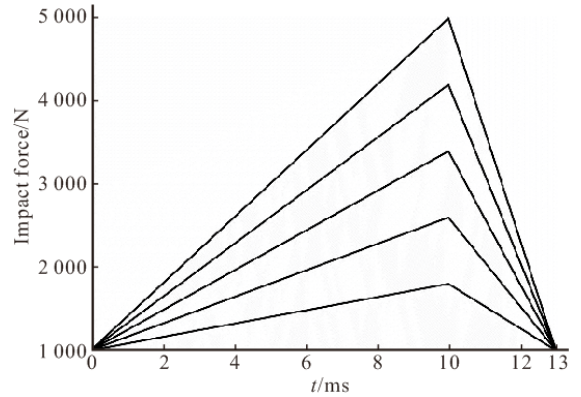


图 5 冲击力加载方式

Fig 5 The way of impact force loading

2.2 静力学结果

2.2.1 应力的分布 从图 9A 应力分布图可见,在施加了 500 N 的外旋载荷下,骨盆受到的最大 Von Mises 应力为 582.05 Pa;而髌髌复合体处的受力为 107.38 Pa。骨盆后环处的应力远远小于其屈服应力,骨盆后环的屈服应力为 5 MPa。

2.2.2 应变的分布 从应变分布图中可以看出(图

表 3 钉道相关数据/mm, n=20

Table 3 The data of screw track/mm, n=20

Item	Track A	Track B	Track C
Length of screw track	61.36±7.25	121.67±11.89	115.53±9.39
20% width	11.23±4.18	16.34±3.92	8.72±3.32
40% width	11.05±3.11	12.47±2.87	12.85±4.36
60% width	12.88±5.39	20.34±4.71	15.37±3.49
80% width	8.64±2.57	22.49±6.10	27.22±5.37
100% width	8.13±2.72	17.10±5.22	17.93±4.55

表 4 A、B、C 钉道的空间角度/°, n=20

Table 4 Space angle of screw track A, B and C/°, n=20

Angle	Track A	Track B	Track C
Sagittal	48.88±6.34	31.11±5.97	38.59±7.39
Coronal	60.22±3.27	58.34±10.81	51.43±8.28
Horizontal	35.31±6.83*	41.26±3.94#	30.42±5.31#

* : head side; # : nail side

表 5 A、B、C 钉道进钉点与软组织的距离/mm, n=20

Table 5 Distance between entry point and soft tissue/mm, n=20

Item	Track A	Track B	Track C
Projection direction distance	45.66±12.24	35.68±7.95	34.52±8.26
Vertical distance	35.17±7.32	28.43±9.72	25.34±8.91

9B), 在 500 N 的外旋载荷下, 应变分布最大的部位在同侧骶髂关节软骨, 对侧骶髂关节软骨和耻骨联合的应变次之。最大应变为 0.738, 对侧骶髂关节软骨的应变为 0.328, 前方耻骨联合的应变为 0.246。而骨性结构的应变很小。

2.2.3 位移分布 从位移分布图中可以看出(图

9C), 在 500 N 的外旋载荷下, 位移分布最大的部位在同侧髂骨, 沿着同侧-对侧方向, 位移分布呈梯度降低。同侧髂前上棘处的位移最大为 0.35 cm, 同侧耻骨联合和耻骨支的位移也较大, 对侧髂前上棘的位移最小。

2.3 动力学结果

本研究仿真分析中髂前上棘在 Z 方向的位移是 1.5 mm, 在 X 轴方向的位移是 1.8 mm, 在 Y 轴方向的位移是 -0.2 mm。耻骨联合在 Z 轴方向的位移是 0.8 mm, 在 X 轴方向的位移是 1.0 mm, 在 Y 轴方向的位移是 0.03 mm。随着冲击力的增加

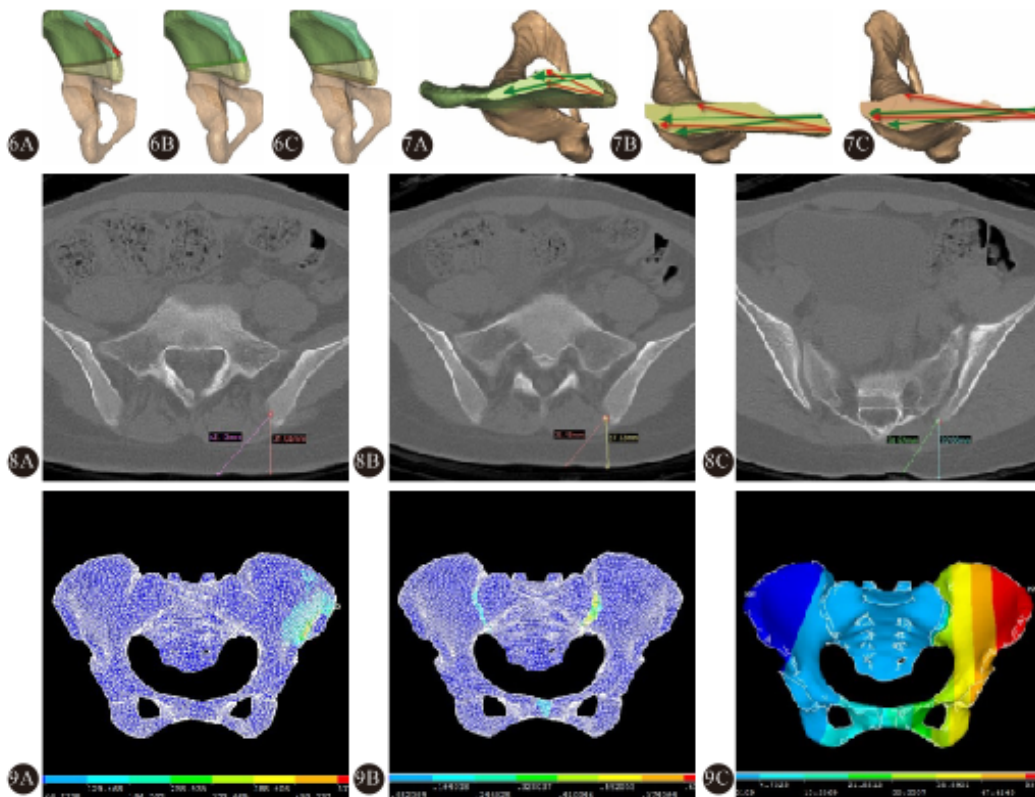


图 6 钉道的空间位置 图 7 钉道的空间角度 图 8 钉道的进钉点与软组织的距离 图 9 静力学结果

Fig 6 Space position of screw tracks Fig 7 Space angle of screw tracks Fig 8 The distance between entry point and soft tissue Fig 9 The outcome of statics under an external rotation load of 500 N

6A, 7A: Track A; 6B, 7B: Track B; 6C, 7C: Track C; 8A: The distance between the track A entry point and soft tissue; 8B: The distance between the track B entry point and soft tissue; 8C: The distance between track C entry point and soft tissue; 9A: The maximum Von Mises stress of pelvis is 582.05 Pa and the stress of the sacral iliac complex is 107.38 Pa; 9B: The largest strain distribution located at the articular cartilage in the same side, followed by lateral sacral joint cartilage and symphysis pubis; 9C: The largest displacement distribution located at the ilium in the same side, with a gradient decrease to the opposite side. The largest displacement of the anterior superior iliac spine in the same side was 0.35 cm

(10 ms, 从 0 N 增加至 1 000~5 000 N, 骨盆受到的应力随着时间增大, 冲击力下降时(3 ms, 从 1 000~5 000 N 下降至 0 N, 其应力也呈下降趋势。冲击力、应力、骨盆 Y 轴方向位移的最大值在 10 ms 处, 即达到峰值力时候的冲击时间。在评价骨折中, Von Mises 应力和压缩屈服应力来预测局部骨折。在 4 000 N 和 5 000 N 的冲击力作用下, 骨组织的应力超过了 200 MPa, 超过了其平均屈服强度(约为 5~20 MPa)^[8], 提示此时可能会出现骨盆骨折。

3 讨论

3.1 髌骨螺钉固定在骨盆后环骨折中的地位

髌髌复合体在维持骨盆稳定性的作用上越来越受到研究者的重视, 对于骨盆骨折中的垂直不稳定型骨折, 大多数学者主张应进行积极的手术治疗以恢复骨盆的稳定性。目前, 国内外较常用的骨盆后环损伤内固定技术常用的主要有 3 种^[11]: ①后路髌骨棒固定: 髌骨棒固定术较为简单、手术安全, 对患者造成的创伤小, 但是要求髌后上棘完好, 且固定时加压过度可能造成髌神经的损伤, 且该手术方式不能用于双侧髌髌关节脱位的患者; ②前路钢板固定: 手术中髌髌关节显露较好, 术者可以在肉眼直视下进行复位操作, 但是该固定方式抗应力效果差, 术后患者不能早期负重; ③后路髌髌螺钉内固定: 该手术方式是通过后方入路显露复位, 在相关影像设备辅助下, 术者从髌骨拧入 1~2 枚螺钉, 钉道经髌髌关节进入髌骨翼, 最后将螺钉拧入 S1 椎体, 该手术方法固定可靠, 但是若要求髌髌关节达到完全复位, 对手术要求较高, 且术中需要进行反复透视, 患者和医护人员放射线暴露量会增加, 若出现置钉位置偏移, 可能造成髌前血管及神经损伤。MATTA^[12]对上述 3 种内固定进行了生物力学分析对比, 发现髌髌螺钉最符合人体的生物力学特点, 能够提供最佳的固定效果, 髌髌螺钉在髌髌关节间施加压力, 人体负重时骨盆后环所承受的垂直剪切力可被进入髌骨的有效长度的髌髌螺钉所抵消, 由此研究者提出应尽可能使用髌髌螺钉固定髌髌关节以取得最大的骨盆固定稳定性。但是实现难度较大, 需要有高分辨率的影像设备, 还要求医生手术技巧娴熟, 熟练掌握有关骨盆解剖学和影像学方面的知识才能避免手术额外损伤的发生。

3.2 髌骨钉进钉点、直径、方向、长度的选择及其与软组织关系

由于髌髌关节、髌管及其周围解剖结构的特殊

性及复杂性, 在植入髌骨螺钉时植入点及植入方向的选择显得尤为重要^[13]。文献中有许多有关后路确定髌骨螺钉进钉点及进钉方向的方法。计算机辅助图像分析较传统方法可重复性好, 操作简单, 输出结果直观。经过本研究的测量, 这些进钉点的位置与皮肤的垂直距离和沿着钉道方向的距离大约在 3~4 cm 之间, 一般情况下, 可以满足螺钉的切迹要求, 若在身体比较瘦弱的患者, 若软组织条件较差, 则可以考虑用咬骨钳咬除部分骨质, 降低螺钉切迹。髌骨螺钉直径/长度/角度的选择, 在本研究中, 作者所测得的钉道宽度为 10~20 mm, 钉道长度为 60~120 mm。若以直径 8 mm 的螺钉从中央植入, 则螺钉周围有 2~12 mm 的骨质包绕, 所以国人所用螺钉直径以 7.5~8.0 mm 为宜。而测量的钉道长度, 可以作为选择螺钉长度的参考标准, 但实际应用时可根据 CT 片上所测得的数据来决定进钉的深度^[14-15]。计算机图像分析法研究结果显示: 髌骨翼中心部位为最薄弱部位, 髌骨钉的进钉方向必须避开髌骨翼中心部位。本研究选择了 3 条髌骨钉钉道, 经过测量, 这 3 个解剖路径直径较大, 是我们进钉的理想钉道, 在本研究中所选的 3 个钉道中, B 钉道和 C 钉道长度长、各测量点度宽, 皮质骨量多, 因此其把持力较强; 而 A 钉道长度短, 以松质骨为主, 其把持力较小。因此, 常规将 B/C 钉道作为主钉道, A 钉道作为辅助钉道。本研究还对螺钉的进钉角度进行了测量, 可以用于临床中指导术中进钉。在钉道 A 中, 其矢状面夹角为 $48.88^{\circ} \pm 6.34^{\circ}$, 冠状面夹角 $60.22^{\circ} \pm 3.27^{\circ}$, 水平面夹角(向上) $35.31^{\circ} \pm 6.83^{\circ}$; 在钉道 B 中, 其矢状面夹角约为 $31.11^{\circ} \pm 5.97^{\circ}$, 冠状面夹角约 $58.34^{\circ} \pm 10.81^{\circ}$, 水平面夹角(向下)约 $41.26^{\circ} \pm 3.94^{\circ}$; 在钉道 C 中, 其矢状面夹角约为 $38.59^{\circ} \pm 7.39^{\circ}$, 冠状面夹角约 $51.43^{\circ} \pm 8.28^{\circ}$, 水平面夹角(向下)约 $30.42^{\circ} \pm 5.31^{\circ}$ 。

3.3 骨盆有限元分析的意义

本实验分析得到髌前上棘和耻骨联合的最大位移和 GUILLEMOT 等^[10]实验中的 S7 号实验结果一致。Y 轴即沿冲击方向的位移最大。该结果说明所构建的骨盆有限元模型有效, 但数值大小不同。有限元模型结果比尸体实验数据偏低, 这是由于骨盆存在个体差异, 跟骨质密度、年龄, 以及骨盆的形状等有关。骨盆模型仿真分析得到的等效应力在耻骨支、坐骨、髌前上棘、髌骨、髌臼等骨折易发生处应力相对较大, 容易受到损伤。这跟尸体实验相符再次验证了模型的有效性。与 MAJUMDER 等^[8]的

试验研究进行对比,本仿真计算的结果趋势相似。随着冲击力的增加,骨盆受到的应力随着时间增大,冲击力下降时,其应力也呈下降趋势。

有限元分析方法(finite element method, FEM)已经成为计算骨骼生物力学领域的关键技术之一。在有些生物力学特性很难通过力学实验来研究时,有限元分析方法便可以进行相关研究^[16]。研究者可通过虚拟手术,研究不同的手术方式对骨盆骨组织的内力、应力、应变的影响等,有限元模型具有物理模型不可比拟的优势^[17]。骨盆有限元模型的结果可以用来解释骨盆的内在受力状态,包括负荷的分布、损伤的原因、损伤的结果等^[18-19]。该方法在骨科领域中主要应用于模拟人体生理、病理、植入内固定状态下的受力分析^[20-21]。目前,国内外学者一致认为,有限元分析方法是计算生物力学研究中的一个重要辅助工具,是一种较为可靠的数值计算方法,对于骨骼系统的受力模拟分析有十分重要的意义^[22]。

那么,将有限元分析方法应用于骨盆骨折的研究就需要注意到以下几个关键问题:①选择求解方法:在计算生物力学研究中,大部分的科学问题都可以通过准静态分析方法得到较满意的解答^[23-25],然而对于大变形的问題,需要动态仿真来计算关节运动的内在负荷^[26-28]。②建立几何模型:在生物力学仿真中,必须考虑个体内在的变化。即使在一个时间段内,由于运动、负重、步态、姿势和组织含水量的变化,骨盆的边界条件都会随之变化,依据 Wolff 定律,骨组织结构一直在外界的复合刺激下不断改建,从而适应所处的实时载荷环境^[29]。③选择模型材料:在具体的问题中,为了减少计算量,需要对模型进行大量的线性化假设。如果能够建立非线性的材料模型,并结合相应的疲劳参数,则可以进一步模拟骨折的实际过程^[30]。④边界条件和施加载荷的确定:骨盆模型在建立时,就需要考虑生理的在体边界条件(考虑到与腰椎、股骨、盆底肌肉等的相连),肌肉牵拉力和动力学限制都对骨盆模型具有不可忽视的影响^[31]。对于骨盆模型,边界条件和载荷的选择依然存在一些争议,而这些参数必然会影响计算结果。目前在静力学分析中常用的边界条件为固定双侧髌臼以模拟双足站立情况。同时假设成年人负重载荷一般为 500 N。而在动力学载荷中,则一般固定骨盆一侧,在另一侧施加 1 000~5 000 N 的载荷,并观察在动力学载荷下,骨盆整体的应力、位移响应情况^[32]。

本研究建立了骨盆有限元模型,并从静力学和动力学两方面,对模型进行了验证,通过数据测量及分析,得出 B/C 钉道作为主钉道, A 钉道作为辅钉道的设计较合理;建立的骨盆有限元模型可作为后续骶骨骨折及内固定模型研究及对比研究的基础。

参 考 文 献

- [1] HOLANDA M, CULEMANN U, BURKHARDT M, *et al.* Blunt pelvic injury. *Chirurg*, 2006, 77(9): 761-769.
- [2] CHEN W, HOU Z, SU Y, *et al.* Treatment of posterior pelvic ring disruptions using a minimally invasive adjustable plate. *Injury*, 2013, 44(7): 975-980.
- [3] LESLIE MP, BAUMGAERTNER MR. Osteoporotic pelvic ring injuries. *Orthop Clin North Am*, 2013, 44(2): 217-224.
- [4] MOON SW, KIM JW. Usefulness of intraoperative three-dimensional imaging in fracture surgery: a prospective study. *J Orthop Sci*, 2014, 19(1): 125-131.
- [5] CHEN H, WU L, ZHENG R, *et al.* Parallel analysis of finite element model controlled trial and retrospective case control study on percutaneous internal fixation for vertical sacral fractures. *BMC Musculoskelet Disord*, 2013, 14: 217 [2016-10-09]. <http://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/articles/10.1186/1471-2474-14-217>. doi: 10.1186/1471-2474-14-217.
- [6] LANGFORD JR, BURGESS AR, LIPORACE FA, *et al.* Pelvic fractures: part 2. Contemporary indications and techniques for definitive surgical management. *J Am Acad Orthop Surg*, 2013, 21(8): 458-468.
- [7] TAKAO M, NISHII T, SAKAI T, *et al.* Iliosacral screw insertion using CT-3D-fluoroscopy matching navigation. *Injury*, 2014, 45(6): 988-994.
- [8] MAJUMDER S, ROYCHOWDHURY A, PAL S. Dynamic response of the pelvis under side impact load—a three-dimensional finite element approach. *Int J Crash*, 2004, 9(1): 89-103.
- [9] KIM YS, CHOI HH, CHO YN, *et al.* Numerical investigations of interactions between the knee-thigh-complex with vehicle interior structures. *Stapp Car Crash J*, 2005, 49: 85-115.
- [10] GUILLEMOT H, BESNAULT B, ROBIN S, *et al.* Pelvic injuries in side impact collisions: a field accident analysis and dynamic tests on isolated pelvic bones. *Stapp Car Crash Conf*, 1997, 41: 91-100.
- [11] VANDERSCHOT P, MEULEMAN C, LEFEVRE A, *et al.* Trans iliac-sacral-iliac bar stabilisation to treat bilateral lesions of the sacro-iliac joint or sacrum: anatomical considerations and clinical experience. *Injury*, 2001, 32(7): 587-592.
- [12] MATTA JM, SAUCEDO T. Internal fixation of pelvic ring fractures. *Clin Orthop Relat Res*, 1989, 242: 83-97.
- [13] 关 凯, 刘树清, 胥少汀, 等. 不稳定型骨盆骨折的手术治疗(附 23 例报告). *中国矫形外科杂志*, 2001, 8(11): 1129-1130.

- [14] GÄNSSLEN A, POHLEMANN T, KRETTEK C. Internal fixation of sacroiliac joint disruption. *Oper Orthop Traumatol*,2005,17(3):281-295.
- [15] CULEMANN U, TOSOUNIDIS G, REILMANN H, *et al.* Injury to the pelvic ring. Diagnosis and current possibilities for treatment. *Unfallchirurg*,2004,107(12):1169-1181.
- [16] YUAN GX, SHEN YH, CHEN B, *et al.* Biomechanical comparison of internal fixations in osteoporotic intertrochanteric fracture. A finite element analysis. *Saudi Med J*,2012,33(7):732-739.
- [17] PANJABI MM, ITO S, IVANCIC PC, *et al.* Evaluation of the intervertebral neck injury criterion using simulated rear impacts. *J Biomech*,2005,38(8):1694-1701.
- [18] YOGANANDAN N, KUMARESAN SC, VOO L, *et al.* Finite element modeling of the C4-C6 cervical spine unit. *Med Eng Phys*,1996,18(7):569-574.
- [19] NATARAJAN RN, WILLIAMS JR, LAVENDER SA, *et al.* Relationship between disc injury and manual lifting; a poroelastic finite element model study. *Proc Inst Mech Eng H*,2008,222(2):195-207.
- [20] LU S, XU YQ, ZHANG MC, *et al.* Biomechanical effect of vertebroplasty on the adjacent intervertebral levels using a three-dimensional finite element analysis. *Chin J Traumatol*, 2007,10(2):120-124.
- [21] LITTLE JP, ADAM CJ, EVANS JH, *et al.* Nonlinear finite element analysis of anular lesions in the L4/5 intervertebral disc. *J Biomech*, 2007,40(12):2744-2751.
- [22] TEO EC, ZHANG QH, HUANG RC. Finite element analysis of head-neck kinematics during motor vehicle accidents; analysis in multiple planes. *Med Eng Phys*,2007, 29(1):54-60.
- [23] LANGRANA NA, HARTEN RR, LIN DC, *et al.* Acute thoracolumbar burst fractures: a new view of loading mechanisms. *Spine (Phila Pa 1976)*,2002,27(5):498-508.
- [24] TEO EC, NG HW. First cervical vertebra (atlas) fracture mechanism studies using finite element method. *J Biomech*, 2001,34(1):13-21.
- [25] NG HW, TEO EC. Nonlinear finite-element analysis of the lower cervical spine (C4-C6) under axial loading. *J Spinal Disord*,2001,14(3):201-210.
- [26] ZHANG QH, TAN SH, TEO EC. A numerical study of the effect of axial acceleration on the responses of the cervical spine during low-speed rear-end impact. *Proc Inst Mech Eng H*,2008,222(7):1167-1174.
- [27] PEARSON AM, PANJABI MM, Ivancic PC, *et al.* Frontal impact causes ligamentous cervical spine injury. *Spine (Phila Pa 1976)*,2005,30(16):1852-1858.
- [28] PANJABI MM, IVANCIC PC, MAAK TG, *et al.* Multiplanar cervical spine injury due to head-turned rear impact. *Spine (Phila Pa 1976)*,2006,31(4):420-429.
- [29] ZHOU Y, MIN L, LIU Y, *et al.* Finite element analysis of the pelvis after modular hemipelvic endoprosthesis reconstruction. *Int Orthop*,2013,37(4):653-658.
- [30] ANDERSON IA, BOWDEN M, WYATT TP. Stress analysis of hemispherical ceramic hip prosthesis bearings. *Med Eng Phys*,2005,27(2):115-122.
- [31] ROTH S, TORRES F, FEUERSTEIN P, *et al.* Anthropometric dependence of the response of a thorax FE model under high speed loading: validation and real world accident replication. *Comput Methods Programs Biomed*, 2013,110(2):160-170.
- [32] NIE WZ, YE M, WANG ZY. Infinite models in scoliosis: a review of the literature and analysis of personal experience. *Biomed Tech (Berl)*,2008,53(4):174-180.

(2016-12-17 收稿,2017-05-13 修回)

编辑 沈进