

文章编号:1004-7220(2014)06-0517-07

站立位下骨盆与骨折内固定稳定性分析

雷建银¹, 刘海波¹, 王志华¹, 刘曦明², 赵隆茂¹

(1. 太原理工大学 应用力学与生物医学工程研究所, 太原 030024; 2. 广州军区武汉总医院 骨科, 武汉 430070)

摘要: 目的 构建骨盆与骨折内固定三维有限元模型并验证其有效性。方法 基于骨盆 CT 扫描图像, 利用 Mimics、ANSYS ICEM、Hypermesh 与 ABAQUS 软件构建骨盆三维有限元模型, 并在 S1 椎体上垂直向下加载 600 N 均布载荷, 模拟站立位时骨盆受力环境, 验证骨盆模型的有效性; 同时建立 3 种不同内固定形式的 T 型骨折模型, 验证 3 种内固定方式的有效性。结果 站立位时, 应力与位移分布左右对称, 应力主要集中在弓状线起点处、耻骨支以及髌臼后上方。骨盆位移分布类似于以骶骨为中心向外传导并逐渐减弱的波浪形, 骶骨背侧的骶正中嵴位移最大, 髌骨窝、股骨位移较小, 并逐渐减小直至股骨, 同时发现 3 种内固定都可增加骨折稳定性。结论 利用六面体网格建立的三维有限元模型, 能够准确模拟站立位时骨盆力学特性, 为临床研究提供直观准确的依据。

关键词: 骨盆; 六面体网格; 有限元分析; 骨折; 力学特性

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Stability analysis of the pelvis and fracture fixation in standing position

LEI Jian-yin¹, LIU Hai-bo¹, WANG Zhi-hua¹, LIU Xi-ming², ZHAO Long-mao¹ (1. *Institute of Applied Mechanics and Biomedical Engineering, Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, China*; 2. *Department of Orthopedics, Wuhan General Hospital of Guangzhou Command, Wuhan 430070, China*)

Abstract: **Objective** To develop the three-dimensional (3D) finite element (FE) models of pelvis and fracture fixation, and test their validity. **Methods** Based on CT scan images, the 3D FE model of the pelvis was built by software of Mimics, ANSYS ICEM, Hypermesh and ABAQUS. A uniformly distributed load of 600 N was applied in vertical direction on the upper lamina of S1 vertebrae to simulate the stresses on the pelvis in standing position and to verify the validity of the pelvis model. T-shaped acetabular fracture models with 3 types of fixation were also established to verify the validity of internal fixation. **Results** Both the stress and displacement distributions were found to be bilaterally symmetrical on the pelvis in standing position, with the Von Mises stresses mainly distributed in the beginning of arcuate line, pubic branch and posterior-superior area of acetabulum. The largest displacement occurred in the center of the sacral crest, and became relatively smaller in iliac fossa and femur, which was reduced gradually to the femur. Each of the three fixation types in acetabulum showed good biomechanical stability. **Conclusions** The established hexahedral grid-3D FE model can accurately simulate mechanical properties of the femur in standing position, which would provide an intuitive basis for clinical study.

Key words: Pelvis; Hexahedral grid; Finite element analysis; Fracture; Mechanical properties

骨盆的结构复杂, 外形轮廓不规则, 在直接外力作用下易发生骨折。由于骨盆内器官多样, 血管众多, 损伤后常伴有器官与组织血管的撕裂, 其致死

率、致残率较高^[1-2]。以往对于骨力学性能的研究主要通过临床观察、尸体解剖与传统的力学方法展开, 前者受临床的限制与医疗器械的影响, 获得的资料

收稿日期: 2013-11-18; 修回日期: 2014-01-19

通信作者: 王志华, 教授, 博士研究生导师, E-mail: wangzhihua@tyut.edu.cn。

十分有限^[3-4];后者由于难以控制个体间的差异,对实验设备与技术的要求较高,而且花费较大^[5-7]。近年来,随着软件技术的发展,有限元分析计算的准确性也逐渐提高,有限元分析法逐渐成为分析骨盆力学行为的重要手段。但鉴于骨盆结构的复杂性,目前相关研究相对较少,故一个有效的盆骨三维有限元模型对于临床研究与分析具有重要意义。

目前,国内外学者已经开始利用螺旋CT图像来建立骨盆的三维有限元模型^[8]。Dalstra等^[9]通过CT值获得不同部位皮质骨厚度,并分析骨盆表面的应力、位移分布情况,但是该模型轮廓简化比较严重,整个模型较为粗糙。Garcia等^[10]对内固定后的骨盆进行应力分析,研究骨盆骨折后不同固定方式对其稳定性的影响。Kaku等^[11]研究发现,髋关节术后骨盆矢状位倾斜对耻骨支应力分布无影响,而冠状位倾斜对耻骨支应力分布有显著影响,是发生耻骨骨折的重要原因。苏佳灿等^[12]构建骨盆模型,并对骨盆骨折损伤进行分析,但是该模型并没有详细给出骨盆损伤机理,与真实情况误差较大。Plilps等^[13]在骨盆模型中添加韧带与肌肉,并且考虑在固定与自由边界两种不同边界条件下髌骨的位移应力分布情况,证明肌肉可以减弱皮质骨表面应力集中,使应力分布更加均匀;但是该模型并没有详细考虑股骨、髌骨及其骨盆软组织对骨盆生理状态的影响。Taddei等^[14]根据单元的平均CT值求解弹性模量、以及单个体素CT值计算弹性模量后求平均值两种不同算法对骨盆的组织进行分别赋值,详细探讨不同部位下由于材料参数不同对骨盆应力位移分布的影响。

本文基于螺旋CT图像,利用Mimics、ANSYS ICEM、Hypermesh、Abaqus软件构建人体骨盆三维有限元模型,通过分析其应力、位移与应变,验证其有效性,并在此基础上分析T型骨折在3种内固定下的稳定性。

1 材料与方法

1.1 模型建立

选择1位40岁健康男性志愿者(身高175 cm),无既往病史,骨盆无损伤及病变。利用16层螺旋CT机对志愿者骨盆(从第5腰椎L5至股骨1/3)进行CT断层扫描,层厚0.5 mm,扫描过程中

要求志愿者在骨盆纵轴方向上保证不动,扫描后将图像以DICOM格式保存在CT机中,刻录光盘,从而得到骨盆横截面的CT图像共473张。

将CT图像导入到Mimics软件中,不同组织在CT图像中以不同的灰度值体现,并且对这些数字图像进行配准(registration)。根据断层数字图像的灰度值以及骨骼阈值(148~1 818 Hu)建立涂层,然后利用各种Mimics软件自带的分隔工具与方法对涂层进行修改,将最后的涂层以蒙板(mask)形式存在。对基于连续断层图像提取的三维蒙板提取轮廓线,进行三维重建,然后对重建的模型利用相应的工具进行各种修改与操作,例如切割、合并、分离等。

上述三维重建的模型导入ICEM、Hypermesh软件中,进行网格的划分。初始化块以及对块进行分割、合并、修改等操作,设置网格的尺寸以及网格生成的类型方法为自动生成面,体网格,最后进行网格检查,对不符合要求的网格进行光滑、细化/粗化、合并、自动修复。将网格导入ABAQUS中。最终建立的模型包括髌骨、左右髌骨、双侧股骨上1/3、髌骨终板及软骨、髌骨终板及软骨、髌白及股骨头表面软骨、耻骨间盘。

1.2 材料属性

1.2.1 骨盆材料属性 皮质骨由片状、杆状的骨小梁构成,骨小梁类似于多孔泡沫材料;松质骨是一种轻质多孔的骨骼组分,结构特征与蜂窝状或海绵状的多孔固体材料相类似,其力学特性均为非线性、不均匀性、各向异性等特性^[17],受力后的应力、应变、位移计算涉及到非线性计算问题^[12]。由于软件以及实验数据的局限性,实验所涉及生物材料的力学特性均假定为均质、连续和各向同性。皮质骨厚度设定为1.5 mm^[8]。所建的骨盆三维有限元模型的材料属性见表1^[18]。

1.2.2 建立骨盆主要韧带 韧带具有加强关节、维护关节在运动中的稳定,并限制其超越生理范围活动的作用。骨盆韧带主要包括髌髌韧带、髌棘韧带、髌结节韧带、髌腰韧带、腹股沟韧带、耻骨上韧带、耻骨弓状韧带。根据各韧带解剖位置起止点在实体模型表面选取相应的节点重建韧带,均使用truss模拟,并且限定韧带只能受拉。其中,髌髌韧带、髌棘韧带、髌结节韧带、髌腰韧带的参数指单侧(见表2)^[13]。图1所示为加载韧带的骨盆模型。

表1 骨盆三维有限元模型材料属性^[18]

Tab.1 Material properties used in 3D finite element model of the pelvis

名称	弹性模量/GPa	泊松比	厚度/mm	网格类型	网格数	节点数
髌骨皮质骨	17	0.30	1.50	C3D8I	8 688	17 412
				C3D6	64	
髌骨皮质骨	17	0.30	1.50	C3D8I	7 084	14 681
				C3D6	673	
				C3D4	7	
股骨皮质骨	17	0.30	1.50	C3D8I	3 149	1 036
				C3D6	2	
髌骨松质骨	0.15	0.20		C3D8I	18 332	22 960
				C3D6	192	
髌骨松质骨	0.15	0.20		C3D8I	14 325	18 564
				C3D6	1 219	
				C3D4	106	
股骨松质骨	0.15	0.20		C3D8I	7 856	9 520
终板(髌骨)	0.5	0.25	0.36	C3D8I	458	1 036
				C3D6	7	
软骨(髌骨)	1	0.30	1.00	C3D8I	455	1 036
				C3D6	13	
终板(髌骨)	0.5	0.25	0.23	C3D8I	546	1 098
				C3D4	1 947	
软骨(髌骨)	1	0.30	3.00	C3D8I	455	1 036
				C3D6	13	
软骨(股骨)	1	0.30		C3D8I	1 772	3600
髌骨窝	1	0.30		C3D8I	710	1 040
				C3D4	1 439	
耻骨间盘	0.005	0.495		C3D8I	202	396
				C3D6	44	

表2 骨盆主要韧带模型参数

Tab.2 Parameters of the main pelvic ring ligaments

韧带	长度/mm	横截面积/mm ²	弹性模量/MPa	网格数
髌韧带	14	1 391	350	1 542 * 2
髌棘韧带	52	112	29	161 * 2
髌结节韧带	90	539	33	566 * 2
髌腹股沟韧带	96	45	2.6	191 * 2
耻骨上韧带	27	97	19	123
耻骨弓状韧带	25	156	20	187

注: * 2 表示左、右半骨盆都有韧带

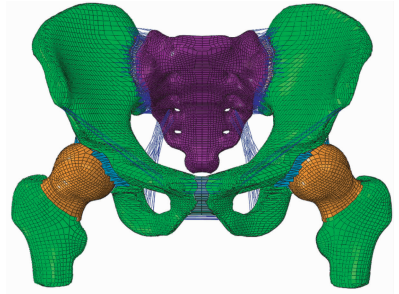


图1 骨盆有限元网格模型
Fig.1 Finite element model of the pelvis

1.2.3 骨折模型的建立 骨折模型通常采用弱化骨折线处网格刚度弹性模量来模拟骨折。髌臼 T 形骨折为高能量损伤所致,具有创伤大、骨折表现复杂、复位困难、并发症发生率高等特点^[19]。骨折处网格的弹性模量以及刚度相对于正常网格来说都很小。通过弱化网格方法构建 T 型骨折,对于弱化的网格采用正常网格参数的 1/10,即弱化皮质骨与松质骨的弹性模量分别为 1.7 GPa、15 MPa。并对 3 种骨折采取双柱钢板(固定模型 1)、单纯前路特殊塑形钛板加方形区螺钉(固定模型 2)、前路特殊塑形钛板加方形区螺钉联合后柱拉力螺钉(固定模型 3) 3 种内固定^[23-25]。钢板与螺钉的材料采用钛合金,弹性模量为 110 GPa,泊松比为 0.3。构建的骨折模型如图 2 所示。

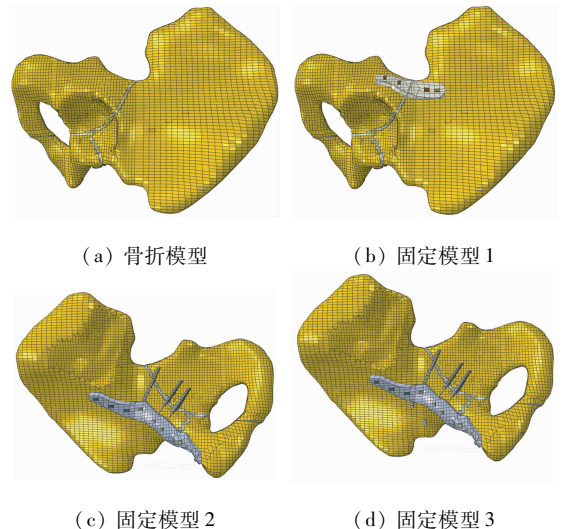


图2 T型骨折模型以及3种内固定模型

Fig.2 T-shaped acetabular fracture model and 3 fixation models
(a) Fracture model, (b) Fixation model 1, (c) Fixation model 2, (d) Fixation model 3

1.2.4 加载以及边界条件 正常情况下,骨盆的各种组织没有相对的滑移,故在划分网格时,通过切割网格以及移动网格节点的方法,确保不同组织在接触面的节点相互重合。在 ABAQUS 中,接触面的约束全部定义为 tie,以保证不同组织之间没有相对位移。本文模拟双脚站立位时的骨盆受力;于 S1 椎体上终板设置刚性面,给予均布载荷,方向模拟站立位时重力方向,大小为 600 N^[18]。为接近生理状态,不对骨盆进行约束,对股骨近端截面进行约束,限制 6 个方向自由度^[18]。

2 结果与讨论

2.1 应力分布

当给模型于 S1 椎体上垂直加载 600 N 的均布载荷后,发现力由骶骨经骶骨向下传播,经骶髂关节,由髌骨通过髌骨窝传递给股骨^[17](见图 3)。

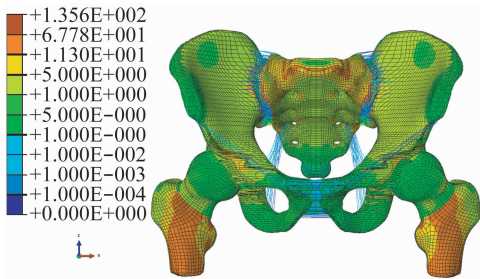
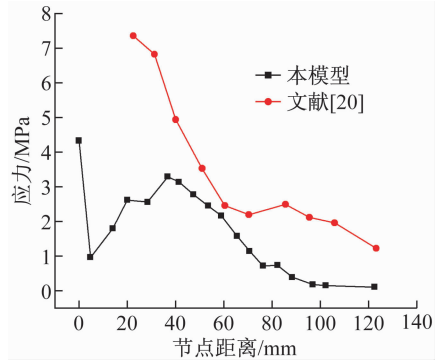


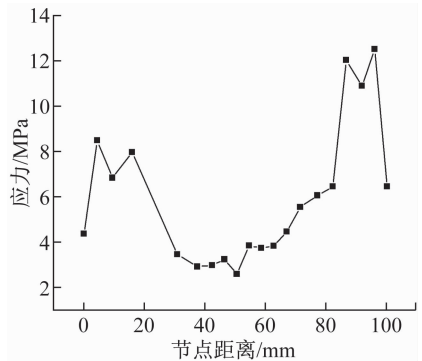
图3 骨盆应力分布图(单位:MPa)

Fig.3 Stress distributions on the pelvis

从右弓状线起点经右弓状线、右耻骨上支、右耻骨结节至耻骨联合作路径 1,沿髌臼缘前、上和后缘作路径 2^[21]。图 4 所示为 2 条路径经过各节点的应力路径曲线。骨盆模型在 600 N 垂直载荷下,路径 1 中应力经骶骨向双侧骶骨翼、骶髂关节、髌骨,斜向下经弓状线、坐骨大切迹近,传导至耻骨支及耻骨联合受力较小,推断路径 1 应力沿骶骨向髌臼的连线进行传导,骨盆前环受力较小。路径 2 中位移以骶骨为中心,形成向两侧逐渐减弱至 0 的波浪形分布。从 2 条路径可以看出,沿路径 1 应力分布在弓状线起点处较大,之后应力逐渐减小,至耻骨支应力稍增大;沿路径 2 应力在髌臼后上方较大,这一结果与理论认识及相关研究结果^[21-22]基本符合。



(a) 路径 1



(b) 路径 2

图4 路径上各节点的应力分布

Fig.4 Stress distributions on the nodes along path 1 and 2

(a) Path 1, (b) Path 2

2.2 位移分布

在垂直载荷的情况下,骨盆的位移分布如图 5 所示。骶骨背侧的骶正中嵴位移最大,以此为中心,向两侧扩散,骶髂关节上部和骶髂关节中部位移较大,髌骨窝、股骨位移较小。生理载荷下,骨盆位移分布类似于以骶骨为中心向外传导并逐渐减弱的波浪形。骶骨相对于髌骨有向下、向前移位,这与 Phillips 等^[13]研究结果一致。

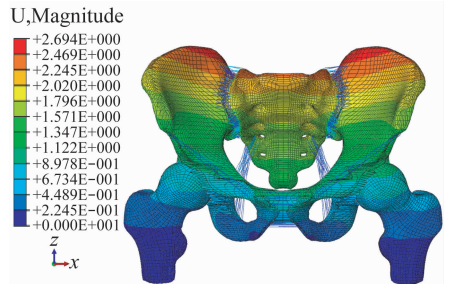


图5 骨盆位移分布图(单位:mm)

Fig.5 Displacement distributions on the pelvis

2.3 应变分布

骨骼的生长与应力、应变有着密切的联系,力学调控系统存在3个重要的阈值,即骨重建阈值约为 0.2ϵ ,骨构建阈值约为 1ϵ ,病理性骨构建阈值约为 3ϵ ^[6]。骨盆的应变分布如图6所示。

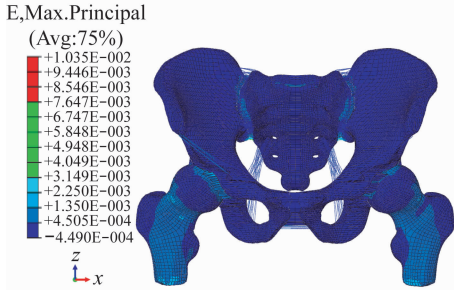
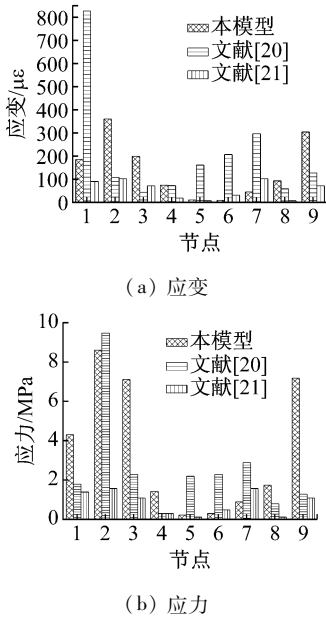


图6 骨盆应变分布图

Fig.6 Strain distributions on the pelvis

在骨盆上选取9个测量点^[12]。确定测点的节点数后,分别测量每点的最大应变及Von Mises应力分布,结果如图7所示。



1 - 骶髂关节髂骨侧平 S1 椎体水平, 2 - 骶髂关节髂骨侧中部, 3 - 坐骨大切迹最高点, 4 - 髂窝, 5 - 耻骨上支, 6 - 坐骨耻骨支, 7 - 髌臼前方, 8 - 髌臼正上方, 9 - 髌臼后上方

图7 站立位骨盆承受600 N时各测点计算结果

Fig.7 The maximum strain(a) and Von Mises stress(b) on each measuring point of the pelvis in standing position under static load of 600 N

骨盆加载垂直作用时,应变主要集中在两侧骶髂关节处,沿着弓状线与骶骨逐渐减小,耻骨联合处的应变很小可以忽略不计,在其生理状态下,有利于保护骨盆内的脏器与组织,由此可见站立位时骨盆生理形状很稳定^[18]。

根据实验结果,本文发现骨盆的主要稳定结构以及承重部位主要位于后部,骨盆的主要承重部位主要集中在骶髂关节、髌臼窝、坐骨切迹、耻骨支等几个部位,骨盆骨折也多发生于这几个部位。因此,在切除骨盆肿瘤及骨盆创伤后,应对其结构予以加强,以恢复正常的力学传递,在骶髂关节下部以及耻骨支应确切固定,以保证骨盆的稳定性^[18]。

3 骨折模型的验证

骨折模型的加载与边界条件采用与正常模型同样的条件,采用骨折线处的应力与位移来评价3种内固定的有效性。验证结果如图8所示。3种内固定都能减弱骨折线处的位移偏差以及应力集中,骨折线处的位移接近正常模型,且无明显差异。故可以认为3种内固定对这类髌臼骨折都有良好的内固定效果($P > 0.05$),能满足临床分析研究^[24]。

钢板内固定(固定模型1)强于单纯松质骨螺丝钉内固定,适应性广。塑形后的钛板钉孔有加强螺钉与钢板间接触的作用,钢板两端的固定螺钉产生的弯矩使钢板紧贴皮质骨,并降低其松脱的可能性,故前路塑形钛板加方形区(固定模型2)强于单纯松质骨螺钉连接,更能有效恢复骨盆的“弓形”结构^[24]。由于粉碎性骨折的松质骨损伤严重,不足以承受松质骨螺丝钉内固定,不利于骨头形状的恢复,故添加后柱拉力螺钉(固定模型3)。如图8(b)、(c)位移应力曲线所示,添加后柱拉力螺钉后,更能有效减弱骨折线上应力集中,减少与正常模型的位移差。临床发现,采用双柱钢板对骨盆肌肉、韧带的创伤较大,不利于患者的恢复。综上所述,前路特殊塑形钛板加方形区螺钉联合后柱拉力螺钉的内固定方式对于骨折线处的位移偏差、应力集中以及骨盆形状的恢复都具有良好效果。

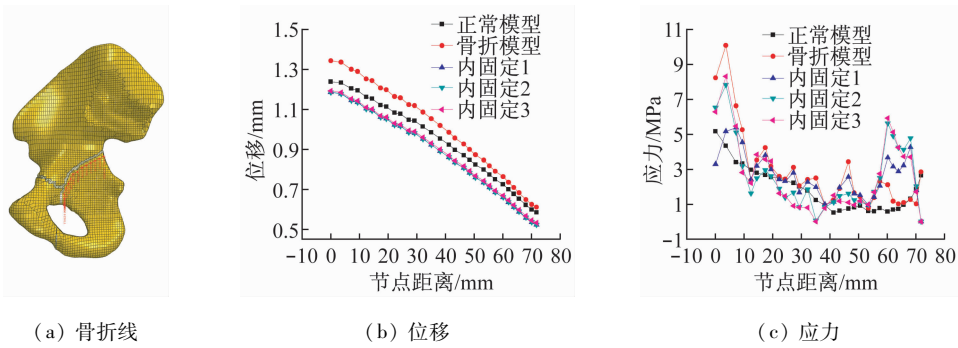


图8 骨折模型验证结果

Fig. 8 Validation results of the fracture model (a) Schematic of the fracture line on the model, (b) Displacements in the fracture line, (c) Von Mises stresses in the fracture line

4 结论

本文基于正常骨盆螺旋 CT 扫描图像,利用 Mimics、ANSYS ICEM、Hypermesh、ABAQUS 等软件构建人体骨盆三维有限元模型,并验证骨盆模型的有效性,同时在此基础上构建 T 型骨折模型,分析利用 3 种内固定方式固定 T 型骨折的稳定性及有效性。

本文骨盆模型网格划分采用六面体网格,网格数目 117 878 个,节点数 162 982 个。在网格划分过程中严格控制单元质量,在尽可能保证有限元模型与骨盆真实几何形状接近的情况下,提高单元的雅可比,以提高模拟的真实度。模型添加了股骨和骶骨,构建了骨盆的主要韧带(骶髂韧带、骶棘韧带、骶结节韧带、髂腰韧带、腹股沟韧带、耻骨上韧带、耻骨弓状韧带),将骶骨与髌骨中间的软组织进一步细化为骶骨终板、软骨、髌骨终板、软骨,并且对耻骨联合进行网格划分,使得模型能够基本符合骨盆的几何边界条件,使计算结果更加精确。相比于文献[9,13-14]中的骨盆模型,做了进一步的改进与完善。然而,由于骨盆的结构、传力及生理状态的特殊性^[10,25],网格设计与骨盆真实形状存在一定的差距;对于骨盆特别细小的特征,由于 CT 图像分辨率以及网格设计大小等不可避免的原因,不能很好反映出来。

本文对骨盆受力的加载及边界条件进行适当的简化。由于生物材料力学特性存在为非线性、不均匀性及各向异性等特性,模型中相关组织及内固定装置的参数均假定为均质、连续和各向同性,以致结果与真实的生理状态存在部分误差。同时,韧带、肌

肉等软组织对骨盆生理状态有很大的影响,本实验对骨盆软组织进行一定的简化,使得实验结果与正常生理情况存在部分的差距。

根据骨盆模型加载边界条件,对骶骨表面加载 600 N 的垂直压力,结果显示:①骶髌关节、髌臼窝、坐骨切迹、耻骨支等部位应力较大,骨盆的承重主要由这些部位完成;②位移以骶骨为中心,向外传导并逐渐减弱;③应变主要集中在两侧骶髌关节处,沿着弓状线与骶骨逐渐减小,耻骨联合处的应变很小,与相关研究结果^[10]一致。站立位时,骨盆生理形状很稳定,在此基础上构建 T 型骨折,并采取 3 种内固定方式,发现 3 种内固定方式下骨折线处的位移接近正常骨盆模型,可以认为 3 种内固定在站立位时稳定有效,能满足临床分析研究。但骨折愈合是一个相当复杂的生物修复过程,涉及到骨痂的组织分化和转变、细胞生物学和分子生物学等机理^[26]。本文仅对骨盆在骨折后加载钢板的情况进行分析,主要验证在站立位下不同内固定装置在骨盆骨折时对骨盆的支撑固定作用。今后将不断完善骨盆模型,使之更加准确接近真实情况。

参考文献:

- [1] 余可和,洪建军,陈临炜,等. 空心螺钉与重建钢板固定耻骨联合分离的生物力学稳定性比较[J]. 医用生物力学, 2010, 26(6): 475-478.
Yu KH, Hong JJ, Chen LW, et al. Comparison of the biomechanical stability of cannulated screw and reconstruction plate for the fixation of symphysis pubis diastasis [J]. J Med Biomech, 2010, 25(6): 475-478.

- [2] 苏佳灿, 管华鹏, 张春才, 等. 冲击载荷作用下骨盆三维有限元分析及其生物力学意义[J]. 中国骨伤, 2007, 20(7): 455-457.
- [3] Petsatodis G, Antonarakos P, Chalidis B, *et al.* Surgically treated acetabular fractures via a single posterior approach with a follow up of 2-10 years [J]. *Injury*, 2007, 38(3): 334-343.
- [4] 张鑫, 刘曦明, 蔡贤华, 等. 改良 Stoppa 入路在骨盆前环损伤中的应用[J]. 创伤外科杂志, 2013, 15(4): 341-343.
- [5] 汪方, 刘瑞, 王秋根, 等. 垂直梯级载荷下人体全骨盆轴向刚度分析[J]. 医用生物力学, 2011, 26(1): 57-62.
- Wang F, Liu R, Wang QG, *et al.* Testing of axial stiffness of human pelvis under gradient vertical loads [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(1): 57-62.
- [6] 徐成, 阮狄克, 丁宇, 等. 力学载荷对骨力学性能影响的研究进展[J]. 解剖与临床, 2009, 14(4): 286-288.
- [7] 吴啸波, 张奇, 郭明珂, 等. 髌臼后柱骨折不同方式钢板内固定的稳定性研究[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2009, 15(52): 10236-10240.
- [8] 永奖, 张力成, 杨国敬, 等. 人体髌关节三维有限元模型的建立及其生物力学意义[J]. 温州医学院学报, 2007, 37(5): 458-461.
- [9] Dalstra M, Huiskes R. Load transfer across the pelvic bone [J]. *J Biomech*, 1995, 28(6): 715-724
- [10] Garc JM, Doblal M, Seral B, *et al.* Three-dimensional finite element analysis of several internal and external pelvis fixations [J]. *J Biomech Eng*, 2000, 122(5): 516-522.
- [11] Kaku N, Tsumura H, Taira H. Biomechanical study of load transfer of the pubic ramus due to pelvic inclination after hip joint surgery using a three-dimensional finite element model [J]. *J Orthop Sci*, 2004, 9(3): 264-269.
- [12] 苏佳灿, 张春才, 陈学强, 等. 静载荷作用下骨盆三维有限元分析及其生物力学意义[J]. 中国临床康复, 2005, 9(6): 66-67.
- [13] 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.
- [14] Taddei F, Schileo E, Helgason B, *et al.* The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: An evaluation against experimental measurements [J]. *Med Eng Phys*, 2007, 29(9): 973-979.
- [15] 马如宇, 铁瑛, 薛文东, 等. 基于螺旋 CT 构建人体骨盆三维有限元模型[J]. 医用生物力学, 2004, 19(3): 180-183.
- Ma RY, Tie Y, Xue WD, *et al.* Construction of 3-D finite element models of human pelvis based on spiral computer tomography images [J]. *J Med Biomech*, 2004, 19(3): 180-183.
- [16] 李霞, 阮世捷, 李海岩. 人体面骨三维有限元模型重构及碰撞分析[J]. 微计算机信息, 2007, 23(24): 227-229.
- [17] 李德源, 陈海斌. 松质骨粘弹性的数值分析[J]. 重庆大学学报: 自然科学版, 2001, 24(4): 91-94.
- [18] 高应超, 郭征, 付军, 等. 坐位骨盆的三维有限元分析[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2011, 15(22): 3997-4001
- [19] 杨洪武, 王黎明, 郑圣翥, 等. 髌臼 T 形骨折内固定稳定性及生物力学研究[J]. 中华实验外科杂志, 2003, 20(11): 1050.
- [20] 姬涛, 高相飞, 郭卫, 等. 骨盆环三维有限元模型的建立[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2009, 13(9): 1625-1628.
- [21] 李正东, 邹冬华, 刘宁国, 等. 人体骨盆有限元模型的建立及其在法医学鉴定中的应用价值[J]. 法医学杂志, 2010, 26(6): 406-412.
- [22] 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, 117(3): 272-278.
- [23] Boraiah S, Ragsdale M, Achor T, *et al.* Open reduction internal and primary total arthroplasty of selected acetabular fractures [J]. *J Orthop Trauma*, 2009, 23(4): 243-248.
- [24] 蔡贤华, 刘曦明, 王国栋, 等. 前路钛板结合方形区螺钉内固定治疗涉及方形区的髌臼骨折[J]. 中华创伤骨科杂志, 2013, 15(2): 102-106.
- [25] Stock J, Janssen D, Huiskers R, *et al.* Finite element-based Preclinical testing of cemented total hip implants [J]. *Clin Orthop Relat Res*, 2007, 456: 138-147.
- [26] 张先龙, 戴尅戎, 汤亭亭. 应力松弛接骨板对骨折愈合影响的实验研究[J]. 上海医学, 2000, 23(12): 734-737.