

文章编号:1004-7220(2014)03-0206-07

冲击条件下骨盆动脉损伤有限元模型的建立及验证

王尚城^a, 王冬梅^{a,b}, 张宁华^c, 刘瑞^c, 王惊^c, 王秋根^c

(上海交通大学 a. 机械与动力工程学院, 生物医学制造与生命质量工程研究所, 上海 200240;

b. 机械系统与振动国家重点实验室, 上海 200240; c. 附属第一人民医院, 骨科, 上海 200080)

摘要: **目的** 构建并验证含动脉的骨盆-股骨-软组织复合体的三维有限元模型, 研究骨盆动脉在侧向冲击条件下的力学响应。 **方法** 基于1名女性志愿者的骨盆CT图像, 建立骨盆及其动脉的三维有限元模型, 包括骨、动脉、周围软组织以及骶髂关节、髋关节和耻骨联合等骨盆关节软骨和韧带。采用线弹性实体单元模拟骨骼, 采用非线性的弹性连接单元模拟韧带, 软组织包括软骨、包裹软组织和动脉等采用超弹性材料和实体单元仿真。以22.1 kg的冲击质量, 3.13和5 m/s的冲击速度对座位下的复合体进行侧面碰撞, 记录模型的输出。 **结果** 计算结果与文献报道的实验结果一致。3.31和5 m/s冲击速度下动脉的最大等效应力分别为98和216 kPa, 最大拉伸应变为14.9%和20%, 但不至于导致动脉断裂。 **结论** 所建立的骨盆-股骨-软组织复合模型可用于冲击载荷下骨盆动脉的动态响应和损伤分析, 为预测动脉损伤程度提供生物力学依据。

关键词: 骨盆-股骨-软组织复合体; 有限元分析; 动脉血管; 冲击载荷; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Establishment and validation of finite element model for pelvis artery injury under impacts

WANG Shang-cheng^a, WANG Dong-mei^{a,b}, ZHANG Ning-hua^c, LIU Rui^c, WANG Jing^c, WANG Qiu-gen^c (a. *Institute of Biomedical Manufacturing and Life Quality Engineering, School of Mechanical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China*; b. *State Key Laboratory of Mechanical System and Vibration, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China*; c. *Department of Orthopedics, the First People's Hospital, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200080, China*)

Abstract: Objective To construct and validate a 3D finite element model of pelvis-femur-soft tissue complex including artery, and investigate the mechanical response of pelvis artery under side impact loads. **Methods** The 3D finite element model of the pelvis-femur-soft tissue complex was constructed from CT images of one female volunteer, including bone tissues, arteries, enveloping soft tissues, cartilage and ligaments of the pelvic joints (sacroiliac joint, hip joint and pubic symphysis). The whole model utilized linear elastic solid elements to simulate bone tissues. Nonlinear elastic connector elements were employed to represent ligaments. Soft tissues, including the cartilage, enveloping soft tissues and arteries, were modeled as solid elements with hyper-elastic material. Side impact was conducted on the complex with impact mass of 22.1 kg at the impact velocity of 3.13 and 5 m/s, respectively, and the output of the complex model was then recorded. **Results** Simulation results matched the results of pelvic side impact experiments reported in literature. When the complex model was impacted at the velocity of 3.31 and 5 m/s, respectively, the maximum equivalent stress of arteries was 98 and 216 kPa, and the maximum principle strain was 14.9% and 20%, respectively. The risk of artery injury was relatively low. **Conclu-**

收稿日期:2013-02-01; 修回日期:2013-03-06

基金项目:国家重点基础研究发展计划(973计划)项目(2011CB711000), 上海市科委基金项目(114119a2400), 机械系统与振动国家重点实验室课题资助项目(MSV201202), 上海市松江区卫生局经费资助项目(2011LX14)。

通信作者:王冬梅, 副教授, Tel:(021)34206798; E-mail:dmwang@sjtu.edu.cn。

sions This established pelvis-femur-artery complex model was validated and thus reliable to be used for investigating the dynamical response and injury analysis on pelvis artery under impact loads, and provides some biomechanical foundation for predicting artery injuries.

Key words: Pelvis-femur-soft tissue complex; Finite element analysis; Artery; Impact load; Biomechanics

骨盆环是由盆骨和韧带共同组成的稳定结构,其特殊的组织和空间结构对盆腔内容物起到冲击隔离器的作用。但是冲击载荷一旦超过骨盆环结构的容忍极限,将导致骨折移位、韧带断裂、血管破裂等严重创伤^[1]。长久以来,骨盆骨折合并动脉大出血一直是困扰临床医生的一大难题,探索其损伤机理对寻找临床对策、减少手术风险及提高病人的存活率具有重要意义。目前,有关骨盆冲击损伤机理、损伤风险及预测、损伤防护等基于生物力学的研究较多^[2-4],但针对盆内血管损伤的生物力学研究则较为少见。

临床研究发现,骨盆前环和后环骨折与动脉损伤有一定关系,后环骨盆骨折损伤血管主要是臀上动脉、骶外侧动脉及髂腰动脉,前环骨折损伤血管主要为闭孔动脉^[5]。然而血管损伤并不总是与骨盆结构损伤的严重程度呈正相关,在无骨盆骨折的情况下仍然会发生动脉大出血,这可能与动脉的突发性伸展作用有关^[1,6]。

有限元模型是研究骨盆冲击伤的强大工具,能研究各种边界和冲击载荷条件下骨盆结构的动力学响应^[7-9]。而以往的骨盆模型大都缺少软组织,还没有包含骨盆动脉的有限元模型报导。本文将骨盆动脉纳入模型,建立包含骨骼、软骨、韧带、外包裹软组织、血管的骨盆-股骨-软组织复合体模型,并对模型的可靠性进行对比研究,为骨盆骨骼和血管在冲击载荷的动态响应特性研究和损伤机理探讨提供有效可靠的三维数值模型。

1 方法

1.1 模型的建立

1.1.1 几何模型的建立 基于1名女性志愿者(49岁,60 kg)的骨盆动脉造影 CT 图像,从股骨中段至腰椎 L3 截止。利用 Mimics 10.1 重建自腰椎至股骨中段骨质结构、关节软骨和主要动脉的三角面片模型。再根据结构特征,利用逆向工程软件 Geomagic 10.0 重建骨骼和软组织的 NURBS 曲面。绕

股骨头中心连线旋转股骨及其皮肤表面 90° 至坐姿,坐骨结节下软组织的厚度参考 Makhous 等^[10]的研究结果,最后将皮肤曲面光滑缝合。建立的骨盆-股骨-软组织复合体的几何模型如图 1 所示,图 1(a)反映了模型包括的动脉,图 1(b)则反映了骨盆复合体坐位下的复合体模型。

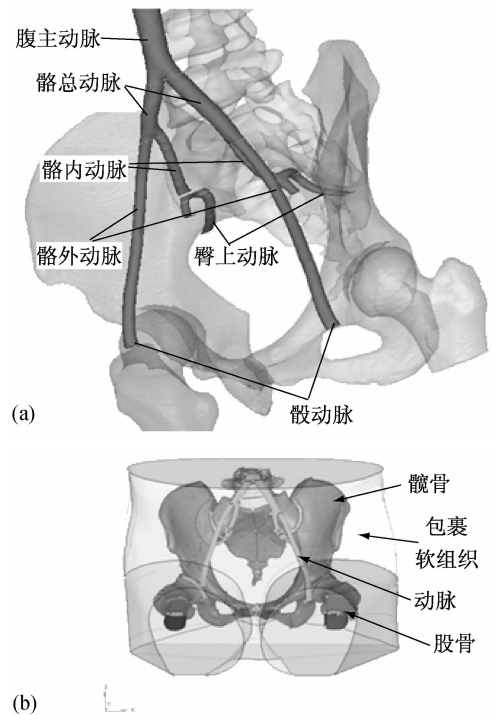


图1 骨盆-股骨-软组织复合体的几何模型 (a)骨骼和血管, (b)复合体

Fig.1 Geometrical model of the pelvis-femur-soft tissue complex

(a) Bone and artery, (b) Complex

1.1.2 实体单元和连接单元的建立 设定动脉壁厚为 0.8 mm^[11],偏置动脉壁面的三角形面网格生成动脉壁的楔形块单元。而对于骨、关节软骨和包裹软组织表面等复杂曲面,先划分三角形面网格,根据面网格的包裹生成骨骼、关节软骨和包裹软组织的四面体单元;根据韧带附着在骨面的解剖位置,建立骶髂关节韧带、髌囊韧带和耻骨联合韧带的轴线式连接单元^[12]。

1.1.3 材料属性的赋值 将皮质骨和松质骨简化为各向同性的弹塑性材料,骨骼可视为一个属性连续变化的整体,为此将髌骨、腰椎及骶椎和股骨的骨组织按 CT 值分成 10 等份进行材料属性赋予。骨组织单元密度 ρ (单位: g/cm^3), 与 CT 值 (单位: HU) 存在线性关系,参考 Majumder 等^[8]的方法得到关系式为:

$$\rho = 0.00115 \times CT \text{ 值} - 0.00242$$

按弹性模量-骨密度的幂指数经验关系赋予其材料属性,按骨组织所处部位的不同采用不同的经验关系式,骶骨与腰椎近似因而采用腰椎的公式,最终获得参数如表 1 所示。本研究中动脉、软骨和周围软组织均模拟为超弹性材料,韧带的连接单元赋予低抗压刚度,具体见表 2、3。赋值后的骨盆复合体总质量为 12 kg。

表 1 骨组织实体单元的材料属性值

Tab. 1 Material properties of solid bone elements

部位	弹性模量				屈服强度			
	$E = A\rho^B/\text{MPa}$				$\sigma_y = C\rho^D/\text{MPa}$			
	A	B	min	max	C	D	min	max
髌骨 ^[7,13]	2 017	2.63	3.6	12 214	32.4	1.85	2	115
骶骨和腰椎 ^[14-15]	4 730	1.56	3	11 900	37.1	1.74	1	104
股骨 ^[14-15]	6 850	1.49	159	18 500	85.5	2.26	2	505

注:骨组织的泊松比为 0.3,后屈服模量 E_1 设定为弹性模量 E 的 10%^[16]

1.2 边界条件及接触的设置

在有限元前处理软件 Hypermesh 中预先建立铝质冲击头(长、宽分别为 7.62 和 10.16 cm,质量为 22.1 kg)和座椅(质量为 48 kg)。冲击头中心对准大转子中心,预定义初始的冲击速度 v_0 为 3.3 和 5 m/s,并限定冲击头在冲击过程中只沿冲击方向运动。在腰椎上部包埋树脂块上加载约 60% 的体重。为节省计算时间,设置座椅、冲击头、导轨和包埋树脂块为刚体。

对于模型中的接触,冲击头和软组织及两大腿软组织间在侧碰过程中都发生接触,均设定为无摩擦的自动面-面接触。座椅和软组织之间以及座椅和导轨之间发生接触,设定为自动面-面通用接触,摩擦系数分别为 0.294 和 0.05^[25-26]。动脉壁的表

表 2 软组织单元的材料属性

Tab. 2 Material properties of soft tissue elements

部位	本构模型	材料参数	密度 (g/cm^3)
耻骨间盘	三参数超弹性	$C_{10} = 0.1 \text{ MPa}$	1.2
	Mooney-Rivlin	$C_{01} = 0.45 \text{ MPa}$	
		$C_{11} = 0.6 \text{ MPa}$	
骶髂软骨 ^[9]	双参数超弹性	$C_1 = 4.1 \text{ MPa}$	
	Mooney-Rivlin	$C_2 = 0.41 \text{ MPa}$	
髌软骨 ^[17]	双参数超弹性	$C_1 = 4.1 \text{ MPa}$	
	Mooney-Rivlin	$C_2 = 0.41 \text{ MPa}$	
纤维环 ^[18]	线弹性	$E = 450 \text{ MPa}$	1.1
		$\nu = 0.45$	
髓核 ^[19]	线弹性	$E = 2.25 \text{ MPa}$	
		$\nu = 0.49$	
动脉 ^[20]	三参数超弹性	$nC_{10} = 18.9 \text{ kPa}$	1
	Mooney-Rivlin	$C_{01} = 2.75 \text{ kPa}$	
		$C_{11} = 857 \text{ kPa}$	
包裹软组织 ^[21]	双参数超弹性	$C_{10} = 85.5 \text{ kPa}$	0.749
	Mooney-Rivlin	$C_{01} = 21.38 \text{ kPa}$	

表 3 带弹性行为的韧带连接单元

Tab. 3 Connector elements of ligaments with elastic behavior

部位	单元数	$K/(\text{N} \cdot \text{mm}^{-1})$
骶髂前韧带	14	700
骶髂后短韧带	8	400
骶髂后长韧带	6	1 000
骶髂骨间韧带	22	2 800
骶结节韧带	6	1 500
骶棘韧带 ^[22]	6	1 400
耻间韧带 ^[23]	8	543
髌韧带 ^[24]	30	3 000

注: K 为拉伸刚度,压缩刚度定义为 0.01 K

面节点绑定到软组织上,动脉压力假设在仿真过程中恒定不变地垂直作用到动脉内壁上,因为正常动脉血压范围是 8.0 ~ 18.7 kPa,故设压力为 16 kPa。最终建立的模型如图 2 所示。图 2 反映了建立的模型和加载情况,360 N 代表骨盆所受到的人体上半身重量,冲击头和座椅是为了既类似于 Etheridge 等^[26]试验中的情况又类似于车辆侧面撞击事故的

情形,冲击头可代表车门等撞击骨盆侧面的物体。

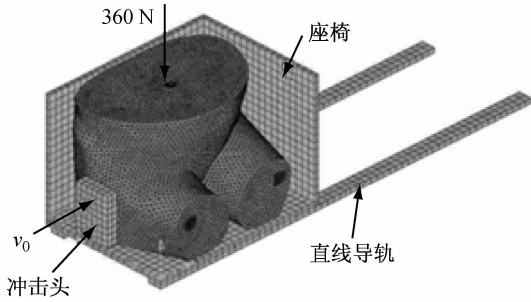


图2 骨盆-股骨-软组织复合体的三维有限元模型

Fig.2 3D finite element model of the pelvis-femur-soft tissue complex

1.3 验证方法

为验证本模型,参照 Etheridge 等^[26]对骨盆-股骨-软组织复合体的侧面撞击试验,设定 v_0 为 3.3 和 5 m/s。并保存计算输出的接触力、骨折危险位置和冲击响应参数(冲击头与骨盆复合体的最大接触力 F_{\max} 、骨盆最大压缩百分比 C_{\max} 、最大黏性准则 vC_{\max} ,冲击峰值时能量耗散 E_{peak}),以方便与试验结果对比,其中通过选定座椅和冲击头上节点的位移和速度输出来计算 C_{\max} 和 vC_{\max} 。 C_{\max} 反映了骨盆复合体的受压缩程度, vC_{\max} 比 C_{\max} 多考虑了压缩速度。这两个量在撞击损伤中常用来评估软组织的损伤程度。

1.4 模型的求解

模型运算采用 Abaqus/Explicit 的求解器,设定求解时间为 40 ms。每个模型在配备 8 GB 内存和 4 核处理器的工作站上并行运算,约 8 h 后完成求解。

2 结果与分析

2.1 冲击头与骨盆复合体的冲击力-时间验证

仿真输出的冲击力结果含有高频噪声,对冲击力的信号进行频谱分析后发现,冲击力信号的能量大都集中在 100 Hz 以下,故采用二阶巴特沃斯低通滤波器对冲击力信号进行滤波处理,截止频率设为 100 Hz^[27]。在 3.3 和 5 m/s 的冲击速度下,冲击力的最大值分别出现在 10.5 和 9.3 ms,这与试验报导的 10 ms 峰值时间接近^[26]。

2.2 骨组织塑性应变分布的验证

在 Etheridge 等^[26]对 10 例骨盆样本进行的冲击试验中,采用约 3.3 (低速)和 5 m/s (中速)的冲击速度的试验分别有 6 和 4 例,骨折情况分别为 0 和 2 例。在低、中速两种冲击仿真中,冲击侧和对侧的股骨颈内外侧、耻骨联合附近及耻骨上下支、骶骨翼及骶椎 1、骶椎 2 前孔的表层骨组织均有塑性应变。高塑性应变区与试验报导的骨折部位一致。

2.3 系统冲击响应参数的验证

模型冲击响应参数的计算结果与 Etheridge 等^[26]的试验结果对比见表 4,结果显示模型的 C_{\max} 、 vC_{\max} 和 E_{peak} 均接近均值,且在试验结果的最小与最大值之间,只有最大冲击力 F_{\max} 都大于各类试验结果中的最大值,引起差异的原因推测有冲击力数据的振荡性以及骨盆的个体差异(如样本年龄、骨密度、骨盆形态)等因素。

表4 试验和仿真的冲击响应参数的对比

Tab.4 Comparison of impact response between tests and simulations

$v_0 /$ ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	类别	F_{\max} /kN	C_{\max} /%	vC_{\max} /($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$)	E_{peak} /J
3.3	试验	2.03	20.82	0.35	45.52
	仿真	3.60	17.50	0.35	43.60
5	试验	3.36	31.88	0.80	82.32
	仿真	5.43	29.80	0.75	85.05

2.4 动脉壁的应力响应

中速冲击过程中动脉的等效应力在 13 ms 达到第 1 个极值 80 kPa,在冲击侧的髂总动脉上;而后在 24 ms 时峰值转移到对侧的髂总动脉上,为 216 kPa。低速冲击过程类似于上述描述,在 14.5 ms 达到第 1 个极值 43 kPa,在冲击侧的髂总动脉上;而后在 25 ms 时峰值转移到对侧髂总动脉上,为 98 kPa。

2.5 动脉壁的应变响应

中速冲击下动脉最大主应变(拉应变)在 12 ms 时达到第 1 个极值 14%,发生在冲击侧的髂总动脉上;在 24 ms 时达到第 2 个极值 20%,发生在对侧的髂总动脉上,具体应变变化和分布如图 3、4 所示。髂总动脉的最大主应变随时间的变化过程,在 18 ms 前冲击侧髂总动脉变形较大,且在 12 ms 左右动脉应变达到第 1 个极值;18 ms 后对侧髂总动脉较大,

且在 24 ms 左右动脉出现动脉整体的第 2 个极值点 (见图 3)。低速下则在 14 ms 达到第 1 个极值 9.5%, 发生在冲击侧的髂总动脉上; 而后在 27 ms 时达到第 2 个极值 14.9%, 发生在对侧髂总动脉上, 具体应变分布和变化与中速情况类似。在 12 ms 时可见冲击侧的髂总动脉先达到峰值, 而后在 24 ms 时对侧髂总动脉是整个动脉的峰值位置 (见图 4)。

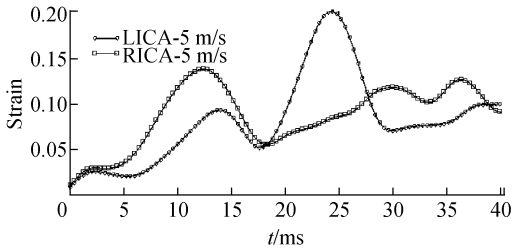


图 3 $v_0 = 5 \text{ m/s}$ 时左髂总动脉 (LICA) 和右髂总动脉 (RICA) 的最大等效应变-时间历程曲线

Fig. 3 The maximum principle strain-time curves of left and right iliac common artery at $v_0 = 5 \text{ m/s}$

3 讨论

3.1 模型的相似性

本文构建的股骨-骨盆复合体三维有限元模型具有以下优点。首先, 模型具有良好的几何和材料

相似性。建模原始数据来源于高扫描精度的动脉造影 CT 图像 (层厚为 0.625 mm), 确保了模型具有良好的几何相似性。通过三维比对重建的曲面和输入的原始外轮廓, 骨骼、软骨及动脉结构等几何平均误差的最大值是 0.08 mm。仅骶骨的椎孔被填充带来了几何不相似, 这是由于骶孔和骶管互相交错, 建立解析曲面较为困难, 但其后按 CT 值赋予材料属性的方法予以弥补^[28]。股骨-骨盆复合体模型中包含了线弹性的非均匀骨组织、超弹性的动脉和关节软骨以及低压缩刚度的韧带, 具有材料相似性。其次, 利用动态冲击试验来验证模型, 较好地反映了系统中骨骼和软组织的动态响应, 确信可用于考察骨骼结构变形和移位带来的动脉响应。

3.2 模型的局限性

然而本模型由于相关假设和约束而具有如下局限性。首先, 忽略了动脉内的血液, 仅考虑静态血压影响, 未考虑血流动力学对动脉损伤的影响。其次, 将盘内脏器及肌肉等软组织统一用包裹软组织简单替代, 忽略了盆腔脏器间的活动度和材料属性差异, 可能会带来动脉响应的低估; 再次, 所构建的组织也都未包含黏性, 造成冲击能量耗散和响应时间的差异, 未来研究应该添加材料的黏性参数; 最后, 本模

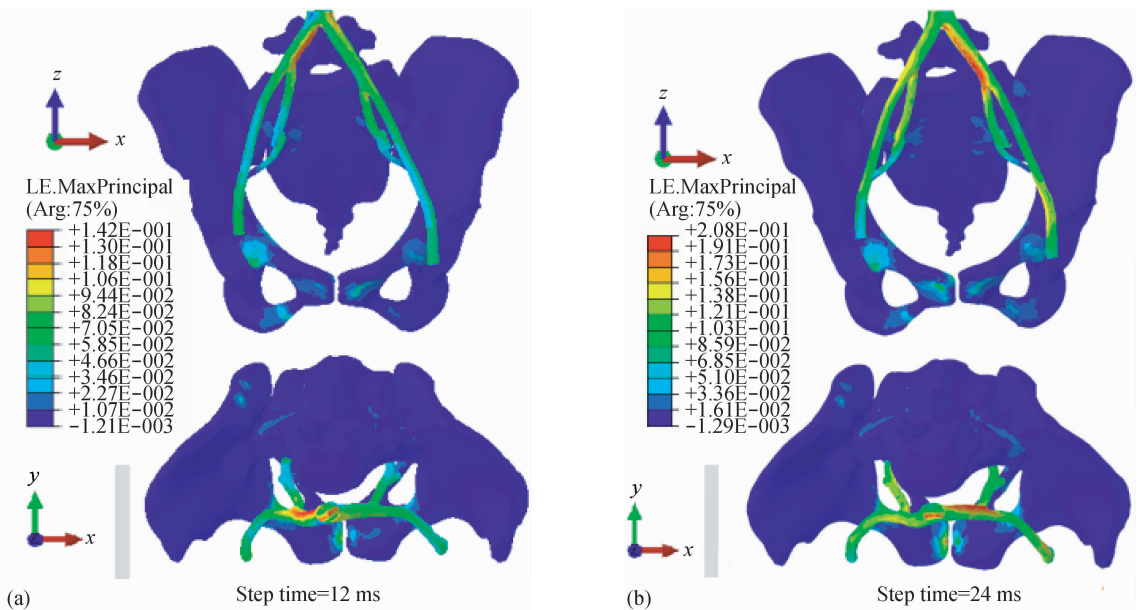


图 4 $v_0 = 5 \text{ m/s}$ 时不同时间点动脉壁的最大主应变分布 (a) 12 ms, (b) 24 ms

Fig. 4 Distributions of maximum principal strain at $v_0 = 5 \text{ m/s}$ during different step time (a) 12 ms, (b) 24 ms

灰色长竖条代表冲击头, LE. Max Principal 代表最大主应变

型假设动脉壁厚为 0.8 mm,且仅考察髂总动脉、髂外动脉和髂内动脉及其臀上动脉分支(到出骨盆形成分叉处截止)的中等以上动脉(直径 3~15 mm);盆部动脉壁厚约为直径的 $1/10^{[29]}$,根据动脉外径设定动脉均匀厚度为 0.8 mm;为考察动脉壁厚对结果的影响,壁厚 50% 的改变带来动脉的应力和应变结果改变不大于 8%;另外,未来研究应该建立更精细的网格,将高危但细小的动脉也包含进去。

3.3 模型的验证

冲击模拟结果与文献报道的实验数据基本吻合,能反映骨盆复合体骨骼和软组织的响应。当然,模拟结果与试验也存在一定的差异,这可能与模型的局限性、样本的年龄差异所带来的材料属性和骨盆形态不同有关。Etheridge 等^[26]实验对象为 10 个 70~80 岁女性骨盆尸体样本,本文建模对象为 1 名 49 岁的女性志愿者。

本模型的验证也存在如下局限性。首先,仅选择骨盆的侧面撞击及特定的两种速度来验证骨盆模型。这是因为 50%~72% 的骨盆骨折是由于侧面压缩所致^[6],故优先研究和验证侧面碰撞条件;Etheridge 等^[26]试验中还有两种更高的冲击速度,但样本数更少,且由于是第 2 次撞击而不能排除之前低速或中速撞击的影响,故采用首次撞击的特定两种速度来验证模型。其次,并未直接以应变等数值来验证骨盆动脉的冲击响应,这与目前文献中盆腔动脉损伤试验的缺乏有关;目前只是选择了符合动脉准静态拉伸试验的材料参数^[20]。未来研究拟采用在样本的动脉外壁上贴铅标记阵列的方式标记动脉,用高速双 X 射线透视成像系统捕捉标记阵列的方式测量冲击下的动脉变形^[30],补充数据以进一步验证和研究动脉响应。

3.4 侧面冲击下的盆部动脉损伤

本研究从生物力学角度获得了侧面冲击下骨盆-股骨复合体的盆部动脉响应,重点分析了动脉的应力和应变响应。动脉的受力反映了来自侧面冲击后骨盆结构移位(内旋和外展)带来的软组织牵拉和扯动。

根据计算结果,从两种冲击速度下动脉的最大等效应力(98 和 216 kPa)和最大拉伸应变(14.9% 和 20%)来看,小于通常报导动脉的极限强度水平(约 1 MPa)和最大拉伸应变水平(约 50%)^[31],因

而断裂的风险较小,这与冲击能量较低(≤ 277 J)有关。而以往的临床研究表明,低能量冲击或者无骨盆骨折的情况下盆部动脉(如臀上动脉)也可能会发生损伤^[6]。本研究结果证实了低冲击能量下发生的骨盆动脉损伤不仅仅与骨盆环变形有关,还与韧带和肌肉的牵拉和杠杆作用有关的推测^[5-6]。在模型中引入韧带和肌肉的实体单元,或许能在仿真中观测到动脉的低能量冲击损伤。

其次,模拟结果表明,侧面冲击下盆部动脉的应力和应变峰值主要发生在髂总动脉上,故髂总动脉是侧面冲击骨盆情况下需要怀疑的损伤部位;也有临床报导侧面冲击下发生骨盆骨折合并髂总动脉损伤的案例^[32],这在一定程度上证实了模拟结果的合理性。以往临床研究表明,侧方暴力下髂内动脉壁支(如本文的臀上动脉)发生损伤的概率很大,本研究却发现髂内动脉及臀上动脉的应力和应变均较小,可能与缺乏骨折断口模拟和韧带切割等因素有关。

4 结论

模型的动态响应与骨盆-股骨-软组织的冲击试验结果基本相符,说明复合体的动态响应符合实际,本文所建立的模型可用于盆部动脉损伤的研究。基于模型的计算结果,22.1 kg 的冲击质量以 3.31 和 5 m/s 速度侧面碰撞大转子时,动脉的最大等效应力分别为 98 和 216 kPa,最大拉伸应变分别为 14.9% 和 20%,发生在髂总动脉上。本研究结果提示,在发生低能量的侧面碰撞时,骨质结构的移位、旋转和变形引起骨盆动脉断裂的风险较小,低能量的盆部动脉损伤是骨盆环的变形和移位、韧带及肌肉的切割和血流动力学等因素复合作用的结果。

参考文献:

- [1] Ben-Menachem Y, Coldwell DM, Young JW, et al. Hemorrhage associated with pelvic fractures: Causes, diagnosis, and emergent management [J]. Am J Roentgenol, 1991, 157(5): 1005-1014.
- [2] 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.
- [3] 王冬梅, 董谢平, 王尚城, 等. 侧向冲击载荷作用下髋护具对股骨-骨盆复合体生物力学响应的影响 [J]. *医用生物力学*, 2012, 27(1): 32-39.
- Wang DM, Dong XP, Wang SC, *et al.* Effects of hip protector on biomechanical response of the pelvis-femur complex under lateral pelvic impacts during sideways falls [J]. *J Med Biomech*, 2012, 27(1): 32-39.
- [4] 张玮. 水面舰艇舰员水下爆炸冲击防护研究 [J]. *医用生物力学*, 2011, 26(1): 39-42.
- Zhang W. Research on the shock protection of surface ship crew subjected to underwater explosion [J]. *J Med Biomech*, 2011, 26(1): 39-42.
- [5] 张奉琪, 张英泽, 潘进社, 等. 骨盆前环后环骨折与骨盆动脉损伤的相关性研究 [J]. *中国骨与关节损伤杂志*, 2005, 20(8): 505-507.
- [6] Al-Khatib WK, Lee GK, Casey K, *et al.* Delayed hypogastric artery pseudoaneurysm following blunt trauma without evidence of pelvic fracture [J]. *Ann Vasc Surg*, 2012, 26(3): 419. e11-4.
- [7] Plummer JW, Bidez MW, Alonso J, *et al.* Parametric finite element studies of the human pelvis: The influence of load magnitude and duration on pelvic tolerance during side impact [C]//Proceedings of 40th Stapp Car Crash Conference. USA: Society of Automotive Engineers, 1996: 17-28.
- [8] Majumder S, Roychowdhury A, Pal S. Three-dimensional finite element simulation of pelvic fracture during side impact with pelvis-femur-soft tissue complex [J]. *Int J Crashworthiness*, 2008, 13(3): 313-329.
- [9] Li Z, Kim 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] Makhsous M, Lin F, Cichowski A, *et al.* Use of MRI images to measure tissue thickness over the ischial tuberosity at different hip flexion [J]. *Clin Anat*, 2011, 24(5): 638-645.
- [11] 张奉琪, 潘进社, 张英泽, 等. 骨盆骨折血管损伤的解剖学基础 [J]. *中国临床解剖学杂志*, 2004, 22(2): 116-119.
- [12] 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.
- [13] Dalstra M, Huiskes R, Odgaard A, *et al.* Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone [J]. *J Biomech*, 1993, 26(4): 523-535.
- [14] Morgan EF, Bayraktar HH, Keaveny TM. Trabecular bone modulus-density relationships depend on anatomic site [J]. *J Biomech*, 2003, 36(7): 897-904.
- [15] Morgan EF, Keaveny TM. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site [J]. *J Biomech*, 2001, 34(5): 569-577.
- [16] Bayraktar HH, Morgan EF, Niebur GL, *et al.* Comparison of the elastic and yield properties of human femoral trabecular and cortical bone tissue [J]. *J Biomech*, 2004, 37(1): 27-35.
- [17] Kim JE, Li ZP, Ito Y, *et al.* Finite element model development of a child pelvis with optimization-based material identification [J]. *J Biomech*, 2009, 42(13): 2191-2195.
- [18] Goel VK, Kim YE, Lim TH, *et al.* An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation [J]. *Spine*, 1988, 13(9): 1003-1011.
- [19] Renner SM, Natarajan RN, Patwardhan AG, *et al.* Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine [J]. *J Biomech*, 2007, 40(6): 1326-1332.
- [20] Prendergast PJ, Lally C, Daly S, *et al.* Analysis of prolapse in cardiovascular stents: A constitutive equation for vascular tissue and finite-element modelling [J]. *J Biomech Eng*, 2003, 125(5): 692-699.
- [21] Majumder S, Roychowdhury A, Pal S. Simulation of hip fracture in sideways fall using a 3D finite element model of pelvis-femur-soft tissue complex with simplified representation of whole body [J]. *Med Eng Phys*, 2007, 29(10): 1167-1178.
- [22] Zheng N, Watson LG, Yong-Hing K. Biomechanical modelling of the human sacroiliac joint [J]. *Med Biol Eng Comput*, 1997, 35(2): 77-82.
- [23] Dakin GJ, Arbelaez RA, Molz FJ, *et al.* Elastic and viscoelastic properties of the human pubic symphysis joint: Effects of lateral impact joint loading [J]. *J Biomech Eng*, 2001, 123(3): 218-226.
- [24] Hewitt J, Guilak F, Glisson R, *et al.* Regional material properties of the human hip joint capsule ligaments [J]. *J Orthop Res*, 2001, 19(3): 359-364.
- [25] Lessley D, Shaw G, Parent D, *et al.* Whole-body response to pure lateral impact [J]. *Stapp Car Crash J*, 2010, 54: 289-336.
- [26] Etheridge BS, Beason DP, Lopez RR, *et al.* Effects of trochanteric soft tissues and bone density on fracture of the female pelvis in experimental side impacts [J]. *Ann Biomed Eng*, 2005, 33(2): 248-254.