



DOI:10.13364/j.issn.1672-6510.20180018

密质骨厚度对儿童骨盆碰撞损伤影响分析

阮世捷, 王俊美, 李海岩, 崔世海
(天津科技大学机械工程学院, 天津 300222)

摘要: 研究了应用有限元模型预测汽车侧面碰撞中儿童骨盆生物力学响应及损伤评估问题. 首先, 基于 3 岁儿童 CT 数据和有限元方法构建了一个具有真实人体解剖结构的 3 岁儿童骨盆有限元模型, 并重构儿童尸体骨盆侧面碰撞实验, 模型仿真结果与尸体实验曲线的趋势相一致, 模型仿真结果大部分在尸体实验结果通道内, 验证了模型的有效性. 然后, 应用该模型探讨了密质骨厚度对儿童骨盆损伤生物力学响应的影响. 结果表明: 儿童骨盆容易发生骨折的位置主要在耻骨支、骶髂关节、髂骨翼; 密质骨厚度对儿童骨盆耻骨支的影响最大. 该模型也为儿童骨盆碰撞损伤研究提供了有效手段.

关键词: 3 岁儿童骨盆; 有限元模型; 密质骨厚度; 生物力学响应

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A **文章编号:** 1672-6510(2019)01-0064-06

Effect of Cortical Thickness on the Impact Injury of Pediatric Pelvis

RUAN Shijie, WANG Junmei, LI Haiyan, CUI Shihai

(College of Mechanical Engineering, Tianjin University of Science & Technology, Tianjin 300222, China)

Abstract: In this research, the biomechanical response of children's pelvis during vehicle side impact was investigated and the pelvic injury assessment was predicted using a pediatric finite element (FE) model. Firstly, a FE model of a three-year-old child pelvis with real human anatomical structure was developed based on the CT data of a three-year-old child. The FE model was used for constructing the pediatric cadaver pelvic lateral impact experiments. The simulation results have the same variation trend with those of the cadaver experiments, and the simulation results are mostly located in the cadaver experiments corridor. All these verified the validity of the FE model. Secondly, the effect of different cortical bone thickness on biomechanical responses of children's pelvis was studied using the FE model. The simulation results showed that the fracture was prone to occurring at pelvic locations, such as pubic branch, sacroiliac joint and iliac wing. Also, the thickness of cortical bone had the greatest effect on the pelvic pubic ramus in children. The FE model developed in this research provides an effective method for investigating the pelvic impact injury mechanism of children.

Key words: three-year-old pelvis; finite element model; thickness of the cortical bone; biomechanical response

在汽车侧面碰撞事故中, 由于儿童骨盆骨折造成并发症而死亡的概率为 5% ~ 20%, 致残率约为 50% ~ 60%。儿童乘员经常由于汽车门板侧方挤压造成骨盆损伤, 其结果常常是髂骨翼骨折、单侧耻骨支骨折、坐骨支骨折^[1]。因此, 对儿童乘员骨盆损伤的研究迫在眉睫, 但是因为儿童尸体标本的获得非常

困难, 尸体实验研究数据较少。构建详细与真实的儿童乘员骨盆有限元模型以及在此基础上研究在碰撞过程中儿童骨盆的生物力学响应是非常必要的。

欧阳钧等^[2]对 12 个 2 ~ 12 岁儿童尸体样本进行骨盆侧面碰撞实验, 为儿童骨盆有限元模型验证提供参考数据, 但并未对儿童骨盆应力应变进行研究。

收稿日期: 2018-01-18; 修回日期: 2018-06-15

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(81371360, 81471274); 天津科技大学青年教师创新基金资助项目(2016LG23)

作者简介: 阮世捷(1954—), 男, 广东人, 教授; 通信作者: 李海岩, 教授, lihaiyan@tust.edu.cn

Kim 等^[3]进行了儿童骨盆有限元模型仿真实验,其构建一个 10 岁儿童骨盆的三维有限元模型,并进行了儿童骨盆弹性模量参数的研究,但模型只含有骶棘韧带、骶结节韧带等个别韧带,骨盆有限元模型不完整;同时,该模型的骨盆材料参数采用的是成人的数据,不能详细真实地表征儿童骨盆.李海岩等^[4]构建了具有真实肌肉形状的 6 岁儿童骨盆有限元模型,并讨论在不同速度下儿童骨盆的生物力学响应,但是该骨盆模型选用的材料参数亦是成人的数据,并不能表征儿童骨盆的真实响应.可见,对儿童骨盆的损伤阈值、负载的传递、应力应变的分布研究甚少.成人是夹心结构,由低密度的松质骨和附在松质骨表面薄层的高强度与低质量的密质骨组成,亦称为“三明治结构”,密质骨所承受的应力高于松质骨所承受应力的 50 倍,这意味着负载的承受与传递主要通过密质骨.密质骨的刚度决定了可承受的负载,而密质骨的刚度主要是由密质骨厚度与弹性模量决定的^[5].因此需要对儿童骨盆密质骨厚度进行生物力学响应的研究.另一方面,因为儿童骨盆 Y 形软骨的存在,其负载的传递可能会与成人不同.

本文构建了一个较为完整、具有真实几何结构的 3 岁儿童骨盆有限元模型,其解剖学结构较现有模型更详细.利用模型研究了密质骨厚度对骨盆碰撞损伤的影响,以期儿童骨盆损伤机理研究、汽车安全设计和优化乘用车保护装置提供基础数据.

3 岁儿童骨盆有限元模型的构建主要包括 4 个步骤:(1)参考儿童骨盆解剖学结构,应用 Mimics 软件提取医用 CT 扫描数据,获取最初的骨盆几何模型,并保存为 STL 格式文件;(2)应用 Geomagic Studio 将几何模型进行表面光滑处理,并保存为 IGES 格式文件;(3)应用有限元前处理软件 Hypermesh 将光滑处理过的几何模型进行网格划分;(4)模型的检查和网格质量的调整.

构建的 3 岁儿童骨盆有限元模型如图 1 所示.模型实体单元中雅克比大于 0.5 的占 95%,最小雅克比是 0.22;壳体单元中雅克比大于 0.5 的占 99%,最小雅克比是 0.3,纵横比小于 10,确保了该模型具有较好的网格质量.模型中的组织具体包括骶棘韧带、骶结节韧带、骶髂前韧带、骶髂后韧带、耻骨前韧带、腹股沟韧带、股骨头韧带和肌肉.该模型(不包括皮肤、脂肪)共有节点 29 380 个,单元总数 32 338 个.

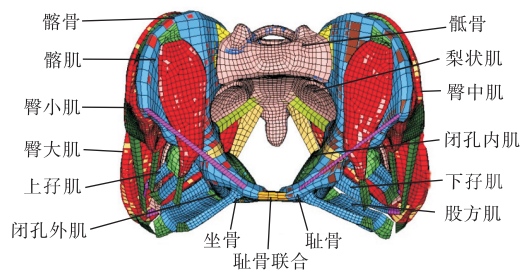


图 1 3 岁儿童骨盆有限元模型

Fig. 1 Finite element model of the three-year-old pelvis

1 模型的构建

1.1 建模方法和有限元模型

选取 1 名无骨盆损伤的正常 3 岁女性儿童(身高 99.5 cm, 体质量 15.6 kg)骨盆的 CT 扫描图像,经过天津市环湖医院伦理委员会批准,儿童的父母知情并同意.

1.2 材料模型与属性

儿童的韧带与成人相比较松弛,因此,儿童骨盆材料属性不能参考成人骨盆的,本文参考了 Mizuno 等^[6]和 Luck 等^[7]的儿童骨盆材料参数,该模型的密质骨厚度为 2 mm,通过测量 3 岁儿童 CT 数据得到.模型中组织的材料参数见表 1.

表 1 3 岁儿童骨盆模型中组织的材料参数

Tab. 1 Material properties of the three-year-old pelvis for the model

组织	材料类型	材料参数	单元类型
密质骨	具有失效的弹塑性	$\rho = 2 \text{ mg/mm}^3, E = 8080 \text{ MPa}, \nu = 0.3, \sigma_y = 85 \text{ MPa}$	壳单元
松质骨	具有失效的弹塑性	$\rho = 1 \text{ mg/mm}^3, E = 70 \text{ MPa}, \nu = 0.3, \sigma_y = 10 \text{ MPa}$	体单元
韧带	弹塑性	$\rho = 1.1 \text{ mg/mm}^3, E = 181 \text{ MPa}, \nu = 0.4$	壳单元
软骨	弹塑性	$\rho = 1 \text{ mg/mm}^3, E = 20 \text{ MPa}, \nu = 0.4$	体单元
肌肉	黏弹性	$\rho = 1.6 \text{ mg/mm}^3, K = 19 \text{ MPa}, G_0 = 0.134 \text{ MPa}, G_\infty = 0.086 \text{ MPa}$	体单元
脂肪	黏弹性	$\rho = 1.0 \text{ mg/mm}^3, K = 0.025 \text{ MPa}, G_0 = 0.115 \text{ MPa}, G_\infty = 0.086 \text{ MPa}$	体单元
皮肤	弹性	$\rho = 1.6 \text{ mg/mm}^3, E = 31.5 \text{ MPa}, \nu = 0.45$	壳单元

2 模型的验证

2.1 模型仿真设计

为了验证模型的有效性,本文参考文献[2]进行的儿童骨盆侧面撞击实验,在仿真实验中,撞击板撞击儿童骨盆右侧,通过共节点把撞击板和材料类型为聚氨酯的缓冲板连接在一起,该缓冲板是参考尸体实验中的缓冲材料所设置,主要目的是避免骨盆发生应力集中,利用约束板固定儿童模型左侧,防止儿童模型被撞出. 仿真采用有限元分析软件 PAM-Crash. 构建的撞击板质量为 3.24 kg,给撞击板和缓冲板 28.8 km/h 的初速度撞击儿童骨盆右侧,碰撞时间为 40 ms,在图 1 模型的基础上为模型构建脂肪和皮肤,用于仿真实验的模型及具体设置见图 2. 图 2 中的缓冲板与人体是点-面接触(33 号类型);人体组织之间是自接触(36 号类型);组织与组织之间通过共节点进行连接,且组织与组织之间无干涉.

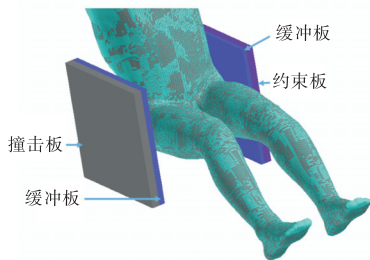


图 2 3 岁儿童骨盆有限元模型加载、仿真设置

Fig. 2 Loading and simulation setup for finite element model of the three-year-old pelvis

2.2 仿真实验与文献的尸体实验结果的对比

仿真实验与文献[2]儿童尸体碰撞实验的结果对比见图 3.

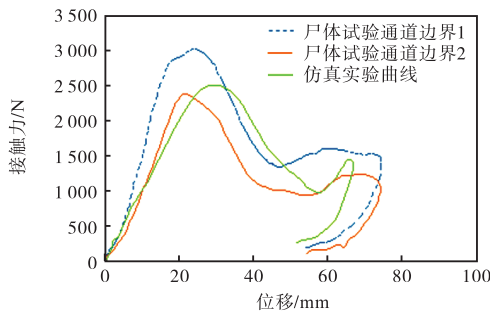


图 3 3 岁儿童骨盆尸体实验与仿真实验的力-位移曲线

Fig. 3 Force-displacement curves of cadaver experiments and simulation test of three-year-old children pelvis

文献[2]通过 2~4 岁儿童尸体样本实验得出了儿童尸体实验的上下两个力-位移通道边界,而仿真得出的力-位移曲线与碰撞实验结果的趋势基本吻合. 仿真实验中位移为 29.6 mm 时力为 $(2500 \pm 1)N$,位移为 57.0 mm 时力为 $(970 \pm 1.2)N$,位移为 66.5 mm 时力为 $(1450 \pm 2)N$;对于力的最大值,仿真实验与尸体实验通道边界 1、2 数据相差分别为 16.7% 和 8.4%,仿真实验的最大接触力在尸体实验通道内.

黏性指标(VC)是骨盆压缩变形速度 v 和骨盆压缩变形率瞬时值 C 的乘积,主要用于高速碰撞下的骨盆损伤评价,能较好地预测骨盆相关的损伤. 图 4 为仿真实验与文献[2]的 3 组儿童尸体实验结果对比. 可以看出:模型的黏性指标响应在受载阶段的整体刚度比实验标本的刚度柔软(仿真曲线上升较慢);仿真和尸体实验的黏性指标最大值分别出现在 0.012 0、0.008 2、0.011 2、0.007 6 s,仿真与尸体实验 2 的黏性指标最大值出现时间相差 6.7%,相差较小;仿真和尸体实验的黏性指标最大值分别为 1.24、1.6、1.54、1.3 m/s,仿真实验和尸体实验 3 的黏性指标最大值相差为 4.6%,相差最小;仿真和尸体实验的黏性指标曲线大体趋势吻合,验证了模型的有效性.

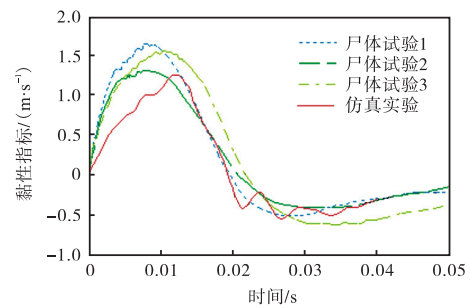


图 4 3 岁儿童骨盆模型尸体实验和仿真实验的黏性指标-时间曲线

Fig. 4 VC-time curves of the three-year-old experimental results and model pelvis in experiments and simulation

图 5 为骨盆模型的等效力线图. 由图 5 可以看出:在 6~20 ms,右侧 Y 型软骨的 von Mises 应力达到最大值 46.7 MPa,右侧耻骨与坐骨之间软骨的 von Mises 应力达到最大值 16 MPa,右侧髌髌关节软骨的 von Mises 应力达到最大值 9.52 MPa,相比髌骨、坐骨等,耻骨联合的 von Mises 应力也很容易达到最大;由此可见,软骨是最容易应力集中的,这与儿童骨盆的软骨容易发生骨折相符合,进一步验证了模型的有效性. 碰撞过程中,碰撞力直接或通过股骨近端

和髂嵴作用于右侧骨盆,使骨盆前环薄弱的耻骨上下支骨折或耻骨联合处于拉伸状态;随着撞击力的持续,髂骨翼不断向内侧挤压,右侧髂骨上前棘内翻,耻骨上下支骨折或耻骨联合骨盆后方受到两侧骨盆挤压,此时可造成骨盆耻骨、骶骨、骶髂关节损伤,也有可能引起骶骨压缩骨折。在侧面碰撞加载载荷作用下,应力沿两条途径传导:一条是由股骨头传递至Y形软骨,向前经同侧耻骨、耻骨联合至对侧耻骨;另一条是直接由髂骨上棘到同侧髂骨、同侧骶髂关节软骨、骶骨、对侧骶髂关节软骨至对侧髂骨。可见,骨盆骨折主要是侧面压缩应力造成的。等效应力云图显示,在骶骨关节处、两侧耻骨上支、髂骨上棘及耻骨中段所受应力比较大。

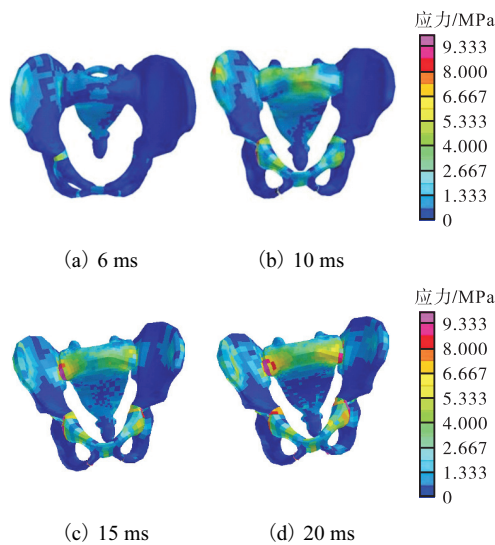


图5 不同时刻骨盆模型的等效应力图

Fig. 5 Von Mises stress of the pelvis at different time

2.3 3岁儿童骨盆密质骨应变的评估

Currey等^[8]研究了2~48岁人体的股骨密质骨的弯曲变形量,2~4岁儿童股骨密质骨的最大弯曲变形量平均值是2.04 mm,38~44岁成人股骨密质骨的最大弯曲变形量平均值是1.2 mm。参考Deguchi等^[9]提出的3岁儿童有限元模型的缩放方法,得到3岁儿童骨盆极限应变的缩放系数为 $\lambda = 2.04/1.2 = 1.7$ 。

查阅文献获得成人骨盆密质骨失效塑性应变为3%^[10],通过缩放获得3岁儿童骨盆密质骨失效塑性应变为5.1%,仿真测得3岁儿童骨盆模型密质骨最大塑性应变为2.99%,说明仿真模型的密质骨没有骨折,与儿童尸体实验符合,也进一步验证了本文儿童骨盆有限元模型的有效性,并验证了缩放后的儿童骨盆密质骨失效塑性应变的可靠性。因此,缩放后的失效塑性应变可以应用在儿童骨盆损伤的评价上。

3 密质骨厚度对儿童骨盆的生物力学响应

3.1 密质骨厚度实验设计

儿童处于生长发育期阶段,骨矿物质含量是一个不断积累的过程,密质骨厚度随着年龄增大而不断增大。对于成人,随着年龄的增加,密质骨的厚度减小,密质骨厚度越薄产生骨折的概率越高^[11]。儿童密质骨厚度与成人密质骨厚度存在着很大差异,因此,构建3岁儿童骨盆模型,并采用该模型研究密质骨厚度对骨盆损伤影响具有重要意义。本文假设儿童密质骨厚度分布是均匀的。通过统计相关的研究成果,得出3岁儿童密质骨的平均厚度为1.25~2.5 mm^[12]。为了分析不同的密质骨厚度在相同冲击载荷下的骨盆损伤的规律,密质骨厚度设为1.250、1.875、2.500 mm,该仿真实验设置参考上述的验证仿真设置,其他参数相同,加载速度设置为43.2 km/h。

3.2 密质骨厚度实验对比

图6为不同骨盆密质骨厚度下仿真的儿童骨盆最大接触力,为了使拟合曲线更贴近真实数据,增加了两组实验,密质骨厚度分别为1.5 mm与2 mm。仿真结果显示:随着密质骨厚度的增加,接触力的最大值从4342 N增大到4637 N,增加了6.36%。这是因为密质骨厚度越大,刚度越大,抵抗弹性变形的接触力也会增大。图6中的线性拟合曲线能够直观地表达最大接触力和骨盆密质骨厚度间的关系。

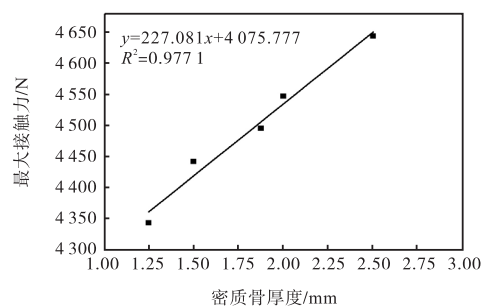


图6 骨盆接触力的最大值与密质骨厚度的关系

Fig. 6 Maximum force of the pelvis VS thickness of the cortical bone

密质骨厚度为1.25 mm时,模型耻骨中段松质骨应力达到儿童损伤阈值8.5 MPa,发生儿童常见的青枝骨折,见图7。由于儿童骨骼在力学上具有较好的弹性和韧性,一旦受到较大的暴力会呈现类似植物青枝折而不断的情况,医学上称之为青枝骨折。而且,只有密质骨厚度为1.25 mm时,骨盆耻骨支松质骨发

生青枝骨折,在其他密质骨厚度下并没有发生.

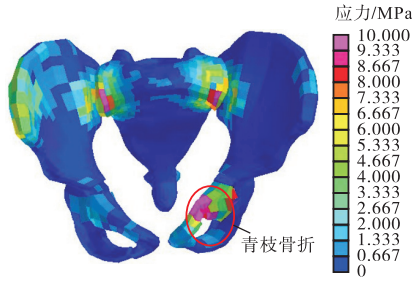


图7 密质骨厚度为 1.25 mm 时的松质骨应力云图
Fig. 7 Stress contour of the cancellous bone (cortical bone thickness = 1.25 mm)

密质骨厚度不同,骨盆各部位吸收内能的能力不同,图 8 为不同密质骨厚度时的髌骨吸收内能分布. 密质骨厚度为 2.5 mm 时的髌骨内能峰值是密质骨厚度为 1.25 mm 时的 1.22 倍;而在髌骨密质骨吸收的内能趋于稳定的条件下,密质骨厚度为 2.5 mm 时髌骨吸收内能是密质骨厚度为 1.25 mm 时的 80%. 当密质骨厚度分别为 1.25、1.875、2.5 mm 时,模型骨盆密质骨最大塑性应变分别是 14.7%、13.9%、8%,随着密质骨厚度的增加,密质骨最大塑性应变逐渐递减,并都大于 3 岁儿童的失效应变 5.1%,说明骨盆模型都发生骨折. 根据骨盆各部位密质骨塑性应变与损伤阈值的对比得到表 2,显示密质骨厚度与骨折部位的关系;并且得出儿童骨盆最容易发生骨折的位置在髌骨翼、骶髂关节、耻骨支处.

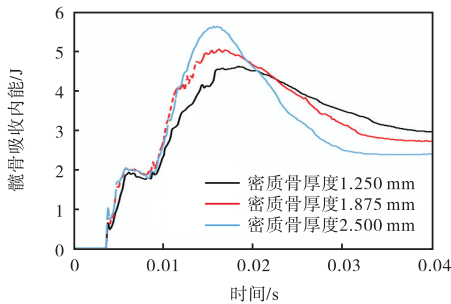


图8 髌骨吸收内能分布曲线
Fig. 8 Pelvic internal energy distribution curve

表2 不同密质骨厚度下的骨盆各部位损伤情况

Tab. 2 Injury parts of the pelvis in the cortical bone of different thickness

密质骨厚度/mm	骨折情况		
	髌骨翼	骶髂关节	耻骨支
1.250	是	是	是
1.875	是	是	否
2.500	否	是	否

4 讨论

在儿童骨盆模型验证中,力-位移曲线显示,最大变形位移与尸体实验相比较偏小,究其原因在于:(1)仿真实验中所用的儿童模型材料参数是从成人材料参数缩放得出,与儿童参数存在差异;(2)骨盆盆腔内其实体存有一定的盆腔气压,本模型通过填充了类似软组织的物质进行代替,与真实儿童骨盆盆腔内的生理特性存在一定的差异,展示出模型的局限性.

Ivarsson 等^[13]分析了以前儿童尸体实验和成人尸体实验的响应,运用成人尸体实验,再用缩放法、线性回归法处理数据,总结出 3 岁儿童骨盆碰撞的损伤评估指标,受到 100% 概率骨盆损伤的压缩变形率(压缩位移与骨盆宽度的比值)为 46.4%;本文验证模型的仿真实验结果显示,通过计算得到最大压缩变形率约为 35%,小于 46.4%,表明 3 岁儿童骨盆有限元模型没有发生损伤,与 3 岁儿童尸体实验结果是相一致的,可以作为评价模型有效性的一个标准. 然而, Ivarsson 等^[13]通过缩放得出 6 岁儿童刚度缩放系数为 0.6562,骨盆宽度缩放系数为 0.583,骨盆最大接触力为 2700 N,超过该值时,骨盆会有 25% 的损伤概率,并确定骨盆是 AIS4⁺ 损伤;黏性指标最大值为 2.19 m/s,超过其值时,会有 25% 概率的骨盆骨折. 儿童尸体实验少年组的最小接触力为 2830 N,黏性指标最大值为 1 m/s;通过比较得出:采用缩放方法得到的数据与儿童尸体实验数据相比存在差异,表明缩放方法存在一定的局限性,因此构建具有真实人体解剖结构的 3 岁儿童有限元模型具有必要性和重要性.

欧阳钧等^[2]研究的 2~4 岁儿童骨盆尸体实验加载速度范围是 25.2~32.4 km/h,实验结果骨盆显示没有损伤. 本文研究发现,在加载速度为 25.2~36 km/h 时,密质骨厚度对儿童骨盆损伤影响不显著. 这是因为:该加载速度与碰撞板质量产生的动能不足以造成损伤. 儿童尸体实验与本文的撞击器质量为 3.24 kg,当速度为 25.2~36 km/h 时碰撞能量为 79.38~162 J,这比相关成人尸体实验的碰撞能量小 40%~86%,成人尸体实验所用碰撞质量范围一般在 12~51.6 kg,产生的碰撞能量为 131~1124 J^[10]. 本文为了使模型仿真损伤结果更明显,根据成人骨盆损伤时的动能计算,在碰撞块质量不变的条件下,得出加载速度为 43.2 km/h,碰撞能量达到 233.28 J. 由表 2 可以看出,密质骨厚度对儿童骨盆损伤有很显著的影响.

响. 综上所述, 撞击速度对 3 岁儿童骨盆损伤响应有显著的影响, 研究骨盆碰撞损伤的临界碰撞速度和碰撞能量, 可以有效地采取设计措施以降低汽车事故中儿童骨盆的损伤. 采用本文建立的 3 岁儿童有限元模型研究密质骨厚度对 3 岁骨盆损伤的影响, 得出了只有密质骨厚度为 1.25 mm 时, 骨盆耻骨支松质骨发生骨折, 在其他密质骨厚度下并没有发生的结论. 这是因为: (1) 密质骨厚度越小, 骨盆刚度越小, 骨盆就越容易发生骨折; (2) 儿童骨盆未发育成熟的密质骨是多孔状的, 在侧面碰撞中容易产生塑性畸形、青枝骨折和耻骨骨折. 儿童骨组织中的水分和有机物质多, 而无机盐少, 这使得儿童骨的柔韧性较好而刚性较差, 在弯矩的作用下, 骨虽不容易完全断裂, 却易于弯曲和变形; 而且儿童骨盆关节松弛, 伤后容易产生单块骨折, 引起晚期畸形.

人体密质骨厚度的分布是不均匀的, 相关文献比较了密质骨厚度分布恒量与变量两种模式, 得出成人密质骨厚度分布变量更符合实际. 通过计算机断层摄影的方法测量密质骨厚度分布, 得出成人骨盆从坐骨大切迹延伸到髂骨的密质骨厚度在 2 mm 及以上, 骶髂关节和耻骨联合的关节面的密质骨厚度小于 1 mm^[14]. 目前并没有儿童骨盆密质骨厚度分布的测量数据, 只有密质骨厚度范围. 本文模型的密质骨是壳单元, 儿童骨盆密质骨厚度的分布是均匀的, 这与真实人体解剖结构是不符的, 造成了仿真实验结果会与实际有一定误差, 但是, 目前国内外没有关于儿童骨盆密质骨厚度的测量研究, 因此, 希望在儿童骨盆损伤的后续研究中对密质骨厚度进行深入研究.

基于 3 岁儿童 CT 扫描图像构建了一个真实肌肉形状的 3 岁儿童骨盆有限元模型, 并对比 3 岁儿童骨盆侧面碰撞尸体实验结果验证模型的有效性; 在侧面碰撞中, Y 型软骨、耻骨与坐骨之间软骨、骶髂关节软骨、耻骨支、耻骨联合的应力容易达到最大; 而软骨是最容易应力集中的部位. 用该模型研究儿童骨盆密质骨厚度对儿童骨盆碰撞损伤的影响, 得出密质骨厚度对骨盆内能、应力和应变有很大影响, 密质骨厚度对骨盆骨折类型与骨折程度也有一定影响.

参考文献:

- [1] 苏佳灿, 张春才. 骨盆骨折的生物力学研究[J]. 中国临床康复, 2004(32): 7250-7251.
- [2] 欧阳钧, 朱青安, 赵卫东, 等. 儿童骨盆侧方撞击的实验研究(英文)[J]. 第一军医大学学报, 2003, 23(5): 397-401, 408.
- [3] Kim J, Li Z P, Ito Y, et al. Finite element model development of a child pelvis with optimization-based material identification[J]. Journal of Biomechanics, 2009, 42(13): 2191-2195.
- [4] 李海岩, 崔振宇, 崔世海, 等. 6 岁儿童骨盆有限元模型的构建和验证[J]. 汽车工程学报, 2017, 7(2): 100-105.
- [5] Dalstra M, Huiskes R. Load transfer across the pelvic bone[J]. Journal of Biomechanics, 1995, 28(6): 715-724.
- [6] Mizuno K, Iwata K, Deguchi T, et al. Development of a three-year-old child FE model[J]. Traffic Injury Prevention, 2005, 6(4): 361-371.
- [7] Luck J, Nightingale R, Loyd A M. Tensile mechanical properties of the perinatal and pediatric PMHS osteo-ligamentous cervical spine[J]. Stapp Car Crash Journal, 2008, 52: 107-134.
- [8] Currey J, Butler G. The mechanical properties of bone tissue in children[J]. Journal of Bone and Joint Surgery: American Volume, 1975, 57(6): 870-874.
- [9] Deguchi T, Mizuno K, Furukawa K. Development of human child FE model for 3-year-olds[C]//Proceeding of the 2003 JSAE Autumn Congress. Tokyo, Japan: JSAE, 2003: 75-78.
- [10] Song E, Trosseille X, Guillemot H. Side impact: influence of impact conditions and bone mechanical properties on pelvic response using a fracturable pelvis model[J]. Stapp Car Crash Journal, 2006, 50(50): 75-95.
- [11] 蔡志华. 汽车碰撞中胸部生物力学响应与损伤评估研究[D]. 广州: 华南理工大学, 2013.
- [12] 刘宝林. 儿童少年骨皮质发育的研究进展[J]. 中国校医, 2003, 17(5): 385-389.
- [13] Ivarsson B J, Crandall J R, Longhitano D. Lateral injury criteria for the 6-year-old pedestrian-part I: Criteria for the head, neck, thorax, abdomen and pelvis[J/OL]. SAE Technical Papers, 2004. DOI: 10. 4271/2004-01-0323.
- [14] Brolin K, Stockman I, Andersson M, et al. Safety of children in cars: A review of biomechanical aspects and human body models[J]. IATSS Research, 2015, 38(2): 92-102.

责任编辑: 常涛