

6岁儿童股骨有限元模型的建立及股骨颈损伤的仿真分析

王翰林, 李海岩, 贺丽娟, 崔世海
(天津科技大学机械工程学院, 天津 300222)

摘要: 基于6岁儿童解剖学结构,对其下肢的CT扫描数据进行三维几何重构,并利用有限元的建模技术建立6岁儿童股骨的三维有限元模型.通过加载弯矩的仿真实验,模拟交通事故中儿童跌倒状态下的股骨受力情况以及所引起的股骨颈骨折.研究表明:6岁儿童在交通事故中跌倒瞬时产生较大的股骨与地面接触力,股骨颈外侧应力最大,易出现骨折现象.仿真结果与以往实验结论相符合并与医学结论吻合,从而验证了模型有效.建立的6岁儿童股骨三维有限元模型可以为跌倒所引起的股骨颈骨折损伤生物力学响应提供理论依据.

关键词: 生物力学响应;有限元模型;股骨颈;损伤机理

中图分类号: R318.01 **文献标志码:** A **文章编号:** 1672-6510(2012)03-0060-04

Establishment of 6-Year-Old Children Femoral Finite Element Model and Simulation Analysis of Femoral Neck Injury

WANG Hanlin, LI Haiyan, HE Lijuan, CUI Shihai

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

Abstract: A 6-year-old children's femur finite element model was developed based on the CT image data and children anatomical features. The three dimensional geometric model was reconstructed based on the CT scanning data first, and then a finite element mesh was developed. The finite element model was used to simulate the falling of a child during an accident. Analysis of the results of the simulated experiment showed that the instantaneous large contact force between the femoral neck and ground occurred during the falling after the child was hit in a car accident. The peak stress was found on the ectocondyle of femoral neck which could lead to a fracture. The research results agreed with the past experiments and could provide some insights into 6-year-old children's femoral injury biomechanics.

Key words: biomechanics reaction; finite element model; femoral neck; injury mechanism

随着我国汽车数量的逐年增加,发生在车辆与行人之间的碰撞事故日益增多,儿童作为更易在事故中受害的群体,在碰撞中受到的伤害尤为严重.虽然下肢的损伤一般不会有生命危险,但是对身体及心理上的影响却是持久的^[1],比起同等级其他身体部位的损伤,下肢损伤需要相当长的时间进行治疗及恢复,而且常会造成人的终生残疾^[2].由于儿童身高的原因,其碰撞形式与成人存在差别.交通事故引发的碰撞中,6岁儿童身体受到撞击的部位是腰部及腹部,此种撞击常导致儿童上肢以及头部受到严重创伤,而下肢损伤往往是由于碰撞下的跌倒所致.儿童的股骨

颈和股骨头比较坚韧,需要较大的瞬时冲击力才能导致骨折.资料^[3-4]显示,绝大多数(85%~90%)健康儿童的股骨颈骨折是由于高能量创伤如车祸或高空坠落造成的.儿童在碰撞中由于身体受到瞬时大冲击力造成跌倒,同时下肢股骨与地面发生强烈碰撞.

目前国内尚未有权威的儿童下肢有限元股骨模型的建立和仿真分析,国外对成人下肢有限元模型的建立及分析较成熟,但儿童的下肢模型还有待完善,同时有关儿童下肢的尸体实验数据并不健全.本文通过构建6岁儿童股骨有限元模型并进行碰撞仿真分析,确定导致股骨颈骨折的原因,对于儿童跌倒保

护和相关交通法规的制定有重要意义。

1 材料与方法

1.1 几何模型的重构

本文建立模型所需的几何数据来自于一名健康6岁儿童的下肢右股骨颈,前期处理为导入1 mm 层厚的CT数据,输出为DICOM格式的文件,导入MIMICS三维医学建模软件,采用阈值分割的方法提取相关的解剖学结构,为建立有限元模型作前期准备。几何模型的质量对于有限元模型的有效性是至关重要的。MIMICS处理后的几何模型比较粗糙,不适合直接导入有限元分析软件进行网格划分,所以将经过MIMICS处理后输出的STL格式三维几何模型导入逆向工程软件Geomagic中作光滑处理,并生成带有非均匀有理B样条曲面NURBS(non-uniform rational B-splines)的IGES格式的三维几何模型,为有限元网格划分作准备。图1为经Geomagic处理的较光滑的几何模型。



图1 股骨几何模型

Fig. 1 Geometric model of the femur

1.2 股骨有限元模型的建立及网格质量检验

将IGES格式的三维几何模型导入TrueGrid软件,应用BLOCK、CURD、CURS等命令生成初始六面体网格,进行曲面片的重构以及基于重构的曲面片进行六面体网格的网格投影操作,首先基于在Geomagic软件中的测量工具测量出股骨长度,进而估算出需要建立初始六面体网格的大小,由于大多数情况下导入的几何模型面边界以及形态与BLOCK命令所建立的初始六面体网格不匹配,不利于投影的进行,需要使用SD命令生成辅助面以利于找到和股骨解剖学结构相对应的最佳拟合曲面,从而进行下一步的网格划分。在进行了初步投影后便得到了较为粗糙的有限元模型,利用MSEQ命令调整节点数以达到完善有限元模型的效果。图2为经过TrueGrid处理后的股骨有限元模型。



图2 TrueGrid处理的股骨有限元模型

Fig. 2 Femur finite element model by TrueGrid

单元质量不但会影响后续仿真碰撞实验中计算的稳定、时间步长、计算时间、附加质量,而且更重要的是它会影响计算的精确性。由于TrueGrid处理后的模型不能完全符合要求,进行有限元仿真时,需要将有限元模型划分网格后导入HyperMesh进行网格质量的检查以及调整,以完善网格质量,以免在碰撞实验时模型失效。检查的标准为:雅克比(Jacobian) ≥ 0.5 ,翘曲度(Warpage) $\leq 30^\circ$,长宽比(Aspect) ≤ 8 ,扭曲度(Skew) $\leq 60^\circ$,最小内角(Min Angle) $\geq 30^\circ$,最大内角(Max Angle) $\leq 150^\circ$,图3为经过HyperMesh调整的股骨有限元模型,节点数为11 529,单元数为10 416。



图3 股骨最终有限元模型

Fig. 3 Final femur finite element model

1.3 材料属性

股骨由密质骨和松质骨组成,密质骨为各向异性材料,松质骨为各向同性,目前的研究较少涉及儿童下肢有限元的建模,模型的材料参数主要依据文献[5]获得,本文采用简化材料模型为统一的各向同性的线性材料^[6-7],泊松比为0.3,密度为1 800 kg/m³,屈服应力为100 MPa,弹性模量为6.6 GPa,弹性模量的选取依据文献[7]。

2 股骨颈骨折的模型验证

模拟交通事故中儿童由于车辆碰撞而跌倒,获得较高初速度并于地面碰撞,从而股骨大转子受力超过耐受限制而造成的股骨颈骨折。根据儿童股骨上端

股骨颈解剖结构和生物力学特点,采用一种简化受力模型模拟儿童股骨与地面碰撞的情况,实验对股骨头模型施加全约束,受力情况如图 4 所示^[8-9]. 其中: F 为外展肌群肌力, 1 108 N; R 为髂胫束肌力, 120 N; J 为股骨头传递的关节力, 1 588 N; $\theta = 30^\circ$; $\Phi = 25^\circ$; $\alpha = 135^\circ$. 文中为模拟与地面碰撞,将股骨头传递的关节力向右平移 $b = 6\text{ mm}$, 如图 4 中虚线所示.

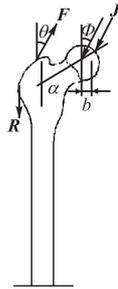


图 4 股骨加载分布图

Fig. 4 Femoral load distribution

模型前处理加载完成后,将其导入 LS-DYNA 软件中进行仿真分析. 计算结果表明:股骨颈处最大位移为 2.32 mm, 如图 5 所示. 图 6 为经过仿真分析后的股骨颈等效应力云图. 可以看出,应力集中发生在股骨颈外侧.

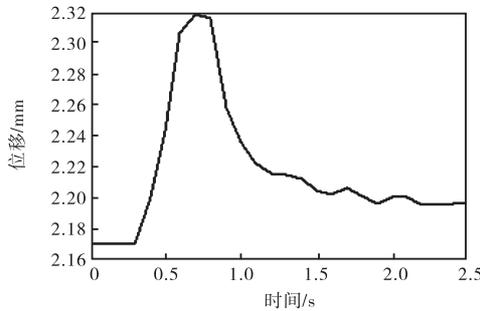


图 5 股骨颈位移距离曲线图

Fig. 5 Distance curve of femoral neck displacement

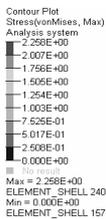


图 6 股骨颈等效应力云图

Fig. 6 Femoral neck equivalent von Mises stress contour

股骨头传递的关节力逐渐增大导致股骨颈外侧 von Mises 应力逐渐增大, 应力云图如图 7 所示.

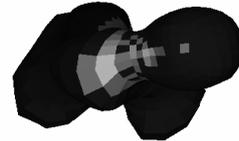
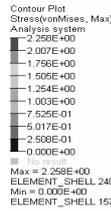


图 7 作用力增大后股骨颈等效应力云图

Fig. 7 Femoral neck equivalent von Mises stress contour with increasing force

图 8 为股骨颈应力集中点与地面接触力随时间变化的曲线. 由图 8 可以看出,接触力在 0.3 s 时瞬间开始增大,并在 0.6 s 左右达到峰值 900 N,之后随着股骨颈与地面碰撞结束而逐渐下降并趋于零. 在股骨头传递的关节力达到 900 N 时有限元模型在股骨颈处发生单元失效,出现初始骨折,造成失效的原因为股骨颈外侧出现的应力集中. 接触力随时间的变化趋势与医学理论儿童股骨颈骨折由高能量创伤(如车祸或高空坠落)造成的理论相符^[7],股骨颈即为由汽车碰撞引起的跌倒所造成的下肢损伤骨折部位,同时验证了模型的有效性.

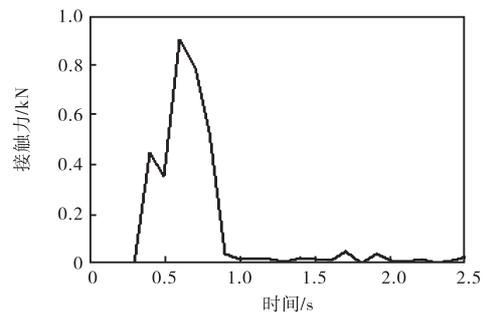


图 8 接触力-时间曲线

Fig. 8 Contact force-time curve

图 9 显示了股骨颈及相关区域单元的失效情况. 股骨颈靠近大转子端相关区域发生了单元失效,这种现象与相关医学理论由暴力跌倒导致儿童股骨颈骨折相吻合^[8]. 结果显示的应力集中且单元失效部位为正常人体解剖学有几何形状突变的部位,这与 Wolff 定律相符合,验证了模型的有效性.

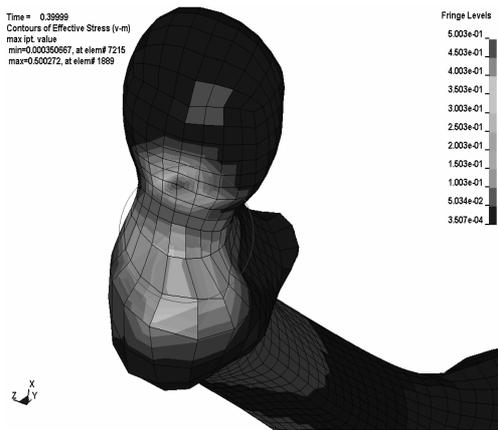


图9 股骨颈区域单元失效情况

Fig. 9 Failure location of femoral neck area

3 结 语

本文运用三维有限元模拟技术,基于CT数据构建6岁儿童股骨颈的三维有限元模型,并进行仿真实验,以模拟交通事故中儿童跌倒状态下的股骨受力情况以及所引起的股骨颈骨折。研究表明:6岁儿童在交通事故中跌倒产生瞬时较大的股骨与地面接触力,股骨颈外侧应力最大,易出现骨折现象,与前人实验结论相同并与医学结论吻合,从而验证了模型的有效性。所建立的有限元模型可以为跌倒所引起的股骨颈骨折损伤生物力学响应提供理论数据。

参考文献:

[1] Blincoe Lawrence J. The Economic Impact of Motor Vehicle Crashes[M]. Pennsylvania: Diane Publishing

Company, 2003.

- [2] Tumer S T, Wang Xishi, Akkas N. A planar dynamic anatomical model of the human lower limb[J]. Biomedical Engineering, 1995, 7(4): 365-378.
- [3] 郭世明,康两奇,尹小锋. 应用空心螺钉固定治疗小儿股骨颈骨折的临床观察[J]. 中国骨伤, 2009, 22(3): 311-316.
- [4] 江君,刘利君,唐学阳,等. 儿童股骨颈骨折的治疗[J]. 临床小儿外科杂志, 2009, 8(4): 40-41.
- [5] Beillas P, Begeman P C, Yang K H. Lower limb: Advanced FE model and new experimental data[J]. Stapp Car Crash Journal, 2001, 45: 469-494.
- [6] Van Rietbergen B, Huiskes R. Load transfer and stress shielding of the hydroxyapatite-ABG hip: a study of stem length and proximal fixation[J]. Journal of Arthroplasty, 2001, 16(8 Suppl 1): 55-63.
- [7] Irwin A L, Mertz H J. Biomechanical basis for the CRABI and hybrid III child dummies[C]//Proceedings of the 41st Stapp Car Crash Conference. Warrendale, Pa: SAE, 1997.
- [8] Scireg A, Arviker R J. The prediction of muscular load joint forces in the lower extremities during[J]. Journal of Biomechanics, 1975, 1: 8-11.
- [9] Majumder S, Roychowdhury A, Pal S. Simulation of hip fracture in sideways fall using a 3 D finite element model of pelvis-femur-soft tissue complex with simplified representation of whole body[J]. Medical Engineering & Physics, 2007, 29(10): 1167-1178.

责任编辑:常涛