

文章编号:1004-7220(2017)03-0213-07

生长板材料属性对6岁儿童乘员膝关节损伤影响分析

李海岩¹, 潘云凤¹, 阮世捷¹, 崔世海¹, 贺丽娟¹, 王春祥²

(1. 天津科技大学 损伤生物力学与车辆安全工程中心, 天津 300222; 2. 天津市儿童医院 影像科, 天津 300074)

摘要: 目的 构建较高仿真度的6岁儿童乘员下肢有限元模型,验证6岁儿童乘员膝关节的有效性;分析在前碰撞载荷下生长板对儿童膝关节的生物力学响应及损伤机制。**方法** 基于儿童生理结构及CT影像构建包含生长板的6岁儿童乘员下肢有限元模型,赋予相应的材料属性;参照 Kerrigan 等及 Haut 等的生物力学实验,验证模型的有效性,分析不同生长板材料属性对膝关节损伤的影响。**结果** 通过模型仿真实验与生物力学实验曲线对比验证了模型的有效性;在膝关节区域,生长板的存在可以改变儿童乘员下肢骨折的损伤模式;不同生长板的材料属性,可以影响股骨轴向损伤力的阈值及达到损伤阈值而发生骨折的相对位置。**结论** 所建模型得到有效验证,可用于6岁儿童乘员膝关节损伤生物力学响应及损伤机制的相关研究及应用。

关键词: 6岁儿童乘员; 下肢; 有限元模型; 膝关节损伤; 骨折; 生长板

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2017.03.002

Analysis of growth plate material property effect on knee injury of six-year-old child occupant

LI Hai-yan¹, PAN Yun-feng¹, RUAN Shi-jie¹, CUI Shi-hai¹, HE Li-juan¹, WANG Chun-xiang²

(1. Center for Injury Biomechanics and Vehicle Safety Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin 300222, China; 2. Department of Radiology, Tianjin Children's Hospital, Tianjin 300074, China)

Abstract: Objective To develop the finite element model of six-year-old child occupant lower extremity with higher biofidelity and validate the model of knee joints, as well as analyze the biomechanical responses of growth plate under frontal impact load and injury mechanisms of the knee joint by using this model. **Methods** The six-year-old child occupant lower extremity with growth plate was modeled based on children's anatomy and CT images, and corresponding material properties of the lower extremity model were assigned. The model was validated according to biomechanical experiments by Kerrigan *et al.* and Haut *et al.* and then was used to analyze the injury results of growth plate with different material properties. **Results** The model validation was qualified by comparing the curves from the experimental and simulation results. The growth plates at knee regions could change injury patterns of the child occupant lower extremity fracture. The material properties of growth plate could affect threshold of axial damage of the femur as well as relative position of the fracture. **Conclusions** The validated model can be used for related study and application on biomechanical responses and injury mechanisms of six-year-old child occupant lower extremities.

Key words: Six-year-old child occupant; Lower extremities; Finite element model; Knee injury; Fracture; Growth plate

收稿日期:2016-07-13; 修回日期:2016-08-06

基金项目:国家自然科学基金项目(81201015,81371360,81471274)。

通信作者:李海岩,教授, E-mail: lihaiyan@tust.edu.cn。

生长板作为儿童特有的生理结构,是连接骨骺与干骺端之间的软骨层,和关节软骨、骨骺及干骺端共同组成骨的关节端^[1]。骨骺和骺板(即生长板)都是未成熟四肢长骨的生长区域,也是儿童骨骼最薄弱和最易骨折的部位,生长板在儿童骨骼发育生长过程中起着关键作用。有研究统计指出,儿童损伤类型中骨折占 10% ~ 25%^[2-3],而儿童骨折中 15% ~ 30% 是生长板损伤^[4]。膝关节是儿童乘员下肢比较容易受损伤的部位,却很少有文献涉及探究下肢长骨生长板对膝关节的损伤影响。崔晓倩等^[5]研究股骨远端软骨不同材料参数对膝关节组织损伤的影响,结果表明,软骨在减震和传递负荷方面有着重要作用。王葆等^[6]通过分析人体松质骨不同材料属性中矿质密度与弹性模量之间的关系,可以准确预测骨质变化部位及骨折风险。Tschegg 等^[7]对绵羊股骨生长板开展研究,结果发现,生长板对骺软骨、干骺端及骨干的断裂有着重要影响,对裂纹扩展起着稳定牵制作用,说明生长板会影响骨力学损伤特性。Guevara 等^[8]研究发现,生长板材料和长骨骨干区域材料有着明显变化,并进一步探究生长板在儿童骨骼不同生长期对下肢长骨生长的机械刺激影响;结果表明,从幼年期到青年期主要阶段中生长板和长骨干中的应力分布影响成骨骨化模式及骨骺生长。Cohen 等^[9]研究表明,不能将关节软骨材料等同于生长板材料。因此,开展儿童生长板材料属性和损伤标准方面的研究十分必要。

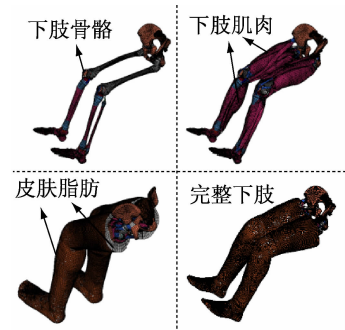
本文通过构建一个较高仿真度的 6 岁儿童乘员下肢有限元模型,验证其膝关节有限元模型的有效性,并进一步分析前碰撞载荷下生长板对儿童膝关节的生物力学响应及损伤机制。通过对 6 岁儿童乘员股骨生长板赋予不同材料属性,分析在轴向碰撞载荷下膝关节处的股骨生物力学响应及轴向压力作用对股骨失效部位的影响,从而应用该模型分析儿童乘员膝关节损伤机制,以及为儿童乘员开发膝部防护措施研究提供参考。

1 材料与方法

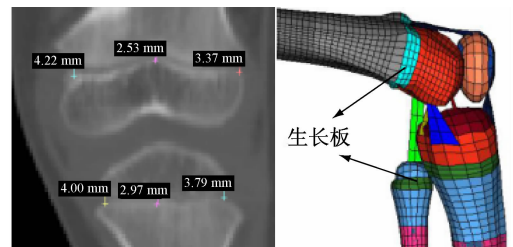
1.1 模型的建立与单元类型

经天津科技大学学术委员会伦理委员会批准,基于 1 名健康的 6 岁儿童下肢 CT 图像,构建具有真实解剖学结构的 6 岁儿童乘员下肢有限元模型。研

究表明,乘员与行人的姿态和损伤机制并不相同^[10]。针对 6 岁儿童乘员下肢研究需要,本文构建的下肢模型包括股骨、胫骨、腓骨、髌骨、半月板、生长板、骨盆、骺骨及足部骨骼,软组织包含膝关节处韧带、肌肉、脂肪、皮肤、关节囊、关节软骨及肌腱[见图 1(a)]。图 1(b)所示为儿童下肢股骨、胫骨特有生长板结构,生长板的平均厚度为 3.5 mm,与 CT 片中的生长板平均厚度相一致。



(a) 下肢有限元模型



(b) 下肢生长板

图 1 6 岁儿童乘员下肢模型

Fig. 1 Lower extremity model of 6-year-old child occupant

(a) Finite element model of lower extremities, (b) Lower extremities with growth plate

模型中长骨均由密质骨和松质骨组成,密质骨均使用可变形壳单元建模,包括长骨两端、骨盆及髌骨处的密质骨都使用带厚度的壳单元进行模拟;松质骨、生长板、关节软骨、半月板、肌肉及脂肪使用可变形实体单元建模;各种韧带、肌腱及皮肤则使用可变形体单元与壳单元结合的建模方法。整个模型的节点数 267 498,实体单元数 200 647,壳单元数 71 823,在实体单元中最小雅克比为 0.23,雅克比大于 0.5 的单元占到总数单元的 96%,长宽比大于 5:1 的单元占到总单元的 98%,符合单元建模质量要求。

1.2 模型生物材料与属性

下肢相关骨骼组织,包括密质骨和松质骨材料属性均选择带有失效作用的各向同性弹塑性材料^[11]。韧带主要包括前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)、后交叉韧带(posterior cruciate ligament, PCL)、腓侧副韧带(lateral collateral ligament, LCL)、胫侧副韧带(medial collateral ligament, MCL)、股骨头韧带和踝关节韧带采用各向同性弹塑性材料^[12-13],肌肉组织选用线性黏弹性材料^[14],生长板材料属性选择带有失效作用的各向同性弹塑性材料^[15],其他组织包括皮肤、各关节处软骨及半月板等选用弹性材料^[16]。

Williams等^[17]对8~14岁儿童的生长板材料属性进行生物力学实验,在获取的8个样本中,生长板的平均正切模量为4.26 MPa,极限应力为0.98 MPa。Chung等^[18]从新生儿至15岁儿童尸体上取下25对股骨生长板样本,对样本进行剪切试验以探究其力学特性。试验结果表明,随着年龄的增长,生长板的剪切强度随之增大,其中6岁儿童生长板的剪切强度为1.008 MPa。Melanie等^[19]总结儿童与动物类比的的数据,指出人类和牛的胫骨近端生长具有很大的相似性。本研究选取6岁儿童生长板的弹性模量为35 MPa,泊松比为0.3,屈服应力为3 MPa^[9]。膝关节的材料参数主要从文献中获取(见表1)^[11,13]。

表1 6岁儿童下肢模型的材料参数及单元类型

Tab.1 Material properties and element types for lower extremity FE model of 6-year-old child

膝关节部位组织	$\rho/(g \cdot cm^{-3})$	E/MPa	ν	σ_y/MPa	极限应变	材料模型	单元类型
股骨髁骨密质骨	1.950	17 300	0.31	66.8	0.020	弹塑性	壳单元
股骨髁骨松质骨	1.100	900	0.30	9.3	0.134	弹塑性	六面体
股骨体密质骨	2.000	17 300	0.31	66.8	0.025	弹塑性	壳单元
股骨体松质骨	0.862	40	0.45	5.6	0.134	弹塑性	六面体
胫、腓骨体松质骨	0.862	40	0.45	5.6	0.134	弹塑性	六面体
胫、腓骨体密质骨	2.000	17 500	0.30	89.3	0.020	弹塑性	壳单元
胫、腓骨髁骨密质骨	2.000	17 500	0.30	112.0	0.018	弹塑性	壳单元
胫、腓骨髁骨松质骨	0.862	160	0.45	22.0	0.134	弹塑性	六面体
髌骨密质骨	1.500	12 000	0.30	100.0	0.020	弹塑性	壳单元
髌骨松质骨	1.500	250	0.30	10.0	0.140	弹塑性	六面体
ACL、PCL、MCL、LCL	1.100	345	0.49	29.8	0.015	弹塑性	壳单元
髌骨韧带	1.000	225	0.30	29.8	0.015	弹塑性	壳单元
生长板	1.200	35	0.30	3.0	0.080	弹塑性	六面体
半月板	1.500	250	0.30	6.8	—	弹性	六面体
皮肤	1.600	1	0.30	—	—	弹性	壳单元
软骨	1.000	20	0.40	—	—	弹性	六面体

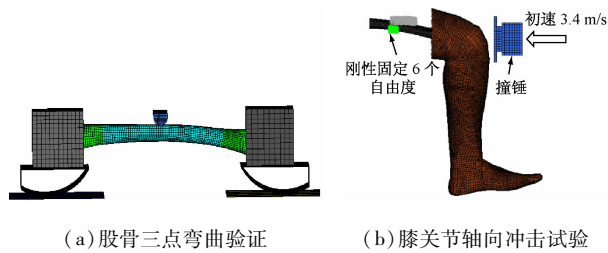
1.3 6岁儿童乘员膝关节模型有效性验证

1.3.1 股骨、胫骨动态三点弯曲试验 参考Kerrigan等^[20]尸体实验中的下肢长骨动态三点弯曲试验进行验证,参照其中的长骨尺寸(股骨长度、直径分别为463.8、18.5 mm,胫骨长度、直径分别为369.2、13.1 mm)与塞入金属方盒部分长度比例,设置仿真实验中长骨的相应位置。本文仿真实验中,6岁儿童下肢股骨长度、直径分别为269.5、8.9 mm,胫骨

长度、直径分别为234.3、7.6 mm。

图2(a)所示为仿真实验装置,其中金属方盒、弧形金属板、金属平板及冲击块均定义为刚体,只是在胫骨三点弯曲试验中,为降低碰撞处的应力集中,在冲击块前端包裹一层厚25 mm的ConforTM泡沫。仿真实验开始时,前端为弧形的刚性冲击块分别以1.2、1.5 m/s恒定速度从L-M(载荷沿长骨外侧向内侧加载)方向加载于股骨、胫骨中部直至骨折。

1.3.2 独立膝关节冲击试验 为了验证6岁儿童乘员膝关节模型的有效性,参照 Haut 等^[21]进行的独立膝关节在轴向载荷下的刚性冲击实验。实验中将大腿股骨中段设置成刚性固定,约束6个自由度,并使膝关节呈90°弯曲,使用的撞锤质量为4.5 kg,由两条刚性导轨引导并加速到3.4 m/s 轴向撞击膝关节部位,并记录撞锤接触力-时间历程。通过参照 Haut 等^[21]尸体实验,对本6岁儿童乘员膝关节模型进行动态冲击试验[见图2(b)]。



(a) 股骨三点弯曲验证

(b) 膝关节轴向冲击试验

图2 仿真实验设置

Fig.2 Simulation experiment setup (a) 3-point bending test on the femur, (b) Axial impact test on the knee

1.4 生长板对儿童乘员膝关节损伤分析实验

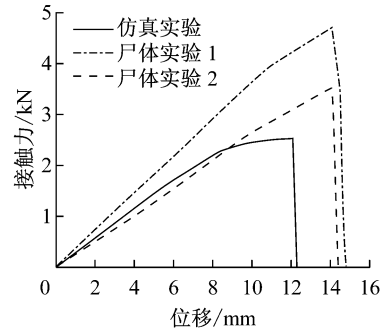
在已验证儿童乘员膝关节模型有效性的基础上,分析有无生长板对膝关节损伤的影响。仿真实验中,调整大腿膝关节展开角度为90°,将模型股骨中段设置成刚性固定。与 Haut 等^[21]实验不同,为了能更好观察和分析生长板在膝关节和股骨中具体体现出的生物力学特性,增加仿真计算时间,将仿真时间设置为15 ms,以恒定速度3.4 m/s 沿股骨轴向方向进行撞击。设置3组仿真实验,分别为 a1、a2、a3。a1 组有生长板;a2 组无生长板,生长板结构用股骨干骺端组织替代;a3 组赋予生长板软骨材料属性。

2 结果与讨论

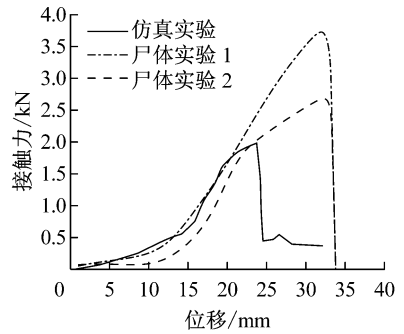
2.1 6岁儿童乘员膝关节模型有效性验证

2.1.1 胫骨和股骨三点验证结果 图3所示为仿真试验中股骨和胫骨接触力-位移曲线与尸体试验^[20]结果的对比,儿童仿真实验与成人尸体实验1、2的曲线变化趋势基本吻合,且曲线位于成人尸体试验曲线范围内。仿真实验中,冲击块与股骨、胫骨的接触力随着冲击块位移增大而增大,股骨、胫骨

分别在位移为12.36、24.86 mm 时从压弯对侧发生拉伸失效,导致冲击块正下方的股骨、胫骨断裂,最大接触力分别为4.23、1.87 kN。股骨、胫骨模型能较好地反映其动态生物力学响应,验证了模型的有效性。



(a) 股骨



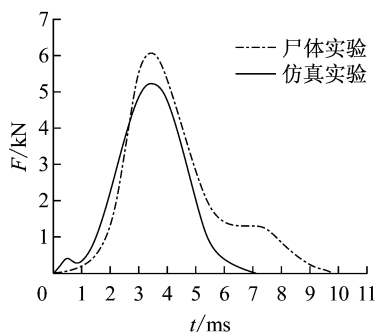
(b) 胫骨

图3 仿真接触力-位移曲线与尸体实验结果的对比

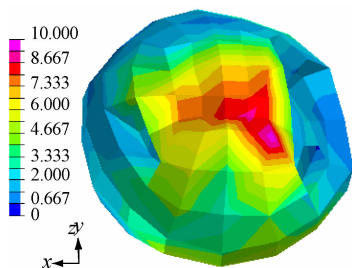
Fig.3 Comparison of force-displacement curves between simulation and cadaver experiment (a) Femur, (b) Tibia

2.1.2 独立膝关节冲击实验 图4(a)所示为仿真有限元模型与 Haut 等^[21]膝关节冲击实验结果。从接触力-时间变化曲线对比来看,仿真实验曲线基本都在实验曲线范围内,仿真实验曲线的基本变化趋势和尸体碰撞实验曲线的变化趋势较好吻合。仿真实验中,撞锤与髌骨开始接触,随着时间增加髌韧带发生撕裂,髌骨首先发生骨折失效,仿真曲线中首次出现的小波峰。撞锤接着与股骨髌接触,接触力继续增大达到平均最大峰值5.037 kN后,随着时间继续增加而减小。而 Haut 等^[21]老年人尸体样本膝关节碰撞实验结果表明,接触力达到的平均最大峰值为 (6.3 ± 1.7) kN,本文仿真结果在该范围之内。仿真过程中,髌骨下端发生单元失效,出现骨折[见

图4(b)],与尸体实验发生骨折部位一致。因此,本文所建模型具备一定的生物仿真度,可以进行儿童乘员膝关节损伤的相关研究。



(a) 接触力-时间对比曲线



(b) 髌骨骨折

图4 仿真实验结果

Fig. 4 Simulation experiment results (a) Comparison of force-time curves, (b) Patellar fracture

2.2 生长板对儿童乘员膝关节损伤分析

2.2.1 仿真实验结果 a1组实验有生长板结构。仿真开始时,撞锤接触膝关节髌骨,2.0 ms 髌韧带发生撕裂,接着髌骨与股骨髌软骨发生挤压,导致髌骨后下方部分单元失效而被去除,在5.2 ms 髌骨完全失效,撞锤位移继续增大,接触到股骨内侧髌,内侧髌发生单元失效。由于内部挤压力传递作用,此时位于股骨内侧髌一侧的生长板开始出现应力。在6.1 ms 时生长板发生单元失效,在7.5 ms 时撞锤与内侧髌接触力达到最大峰值8.87 kN,此时生长板完全失效,切断了轴向力继续在股骨干中的传递。由于生长板的单元失效过程是从股骨内侧髌一侧开始逐步过渡到股骨外侧髌一侧,沿股骨轴向挤压生长板的力从下往上逐步渗透,最终导致股骨下端髌软骨与干骺端部分发生分离[见图5(a)]。

a2组实验无生长板结构。仿真开始时,由于撞锤的移动,实验同样出现髌韧带撕裂,接着髌骨与髌

软骨发生挤压,导致髌骨后下方部分单元失效,进一步髌骨完全失效。撞锤位移继续增大,接触到股骨内侧髌,内侧髌发生单元失效。同样,沿股骨轴向挤压下端髌软骨的力从下往上逐步渗透,在7.8 ms 时撞锤与内侧髌接触力达到最大峰值9.84 kN,此时股骨下端髌软骨与干骺端过渡部位单元发生断裂剪切失效。接着在12.0 ms 时股骨干与干骺端过渡部分又出现了应力集中,接触力-时间曲线再次出现小波峰值,出现单元失效,导致股骨干与干骺端发生过弯曲变形[见图5(b)]。可以看出,a2组与a1组仿真实验中股骨损伤类型有明显区别。

a3组实验将生长板赋予软骨材料,仿真时同样出现髌韧带撕裂、髌骨损伤及股骨内髌由于髌骨挤压造成的损伤。因为模型生长板赋予了软骨材料,随着撞锤沿股骨轴向位移的增大,撞锤与软骨接触力迫使软骨发生了很大的变形。在6.7 ms 时骨干和干骺端过渡部分开始出现单元失效,在8.6 ms 时撞锤与内侧髌接触力达到最大峰值10.7 kN,此时赋予软骨材料的生长板部位没有出现剪切断裂,只是在干骺端与骨干过渡部分单元完全失效,发生骨折[见图5(c)],这与a1、a2组仿真实验都有所不同。

2.2.2 分析和讨论 a1、a2、a3组仿真实验接触力-时间曲线如图6(a)所示。3组实验的平均接触力峰值分别为8.87、9.84、10.7 kN;Hayashi等^[22](对照组)在尸体实验中对膝关节进行刚性锤碰撞实验,平均接触力峰值为 (10.1 ± 0.3) kN,本文仿真结果与该实验结果相比在合理范围内[见图6(b)],但较模型验证时5.037 kN接触力都偏大,是因为3组实验仿真时间增加,将碰撞初速度设置成恒定速度所致。

表2所示为3组仿真实验的结果比较。仿真实验接触力出现峰值的大小和时间各不相同。a1组实验,随着撞锤接触位移的增加,由于生长板结构失效导致髌软骨与干骺端部分发生分离,致使接触力在股骨轴向传递过程中被中断,撞锤接触力达到峰值以后迅速下降,很好保护了股骨干骺端及股骨干等组织部分。a2组实验,随着撞锤接触位移的增加,髌软骨与干骺端过渡部位发生断裂剪切,随后骨干与干骺端过渡部分又出现了应力集中,发生明显的弯曲变形,接触力曲线a2后段出现小波峰值。a1、a2组实验结果表明,儿童长骨生长板结构的存

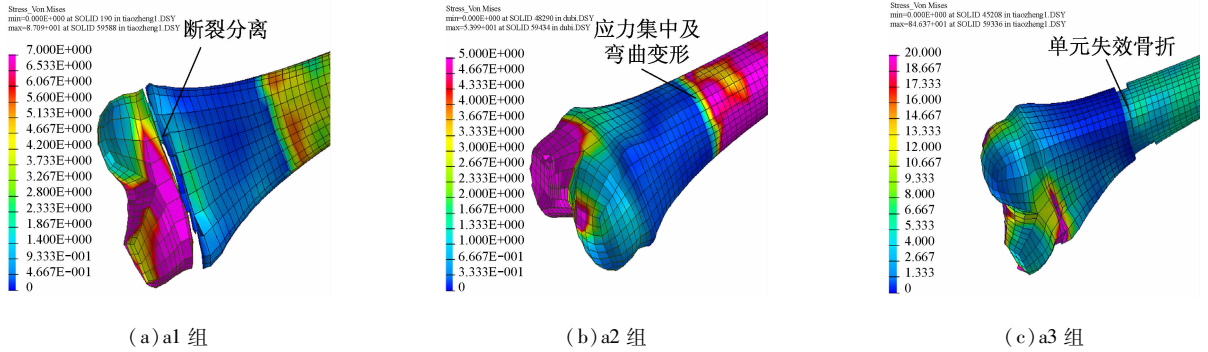
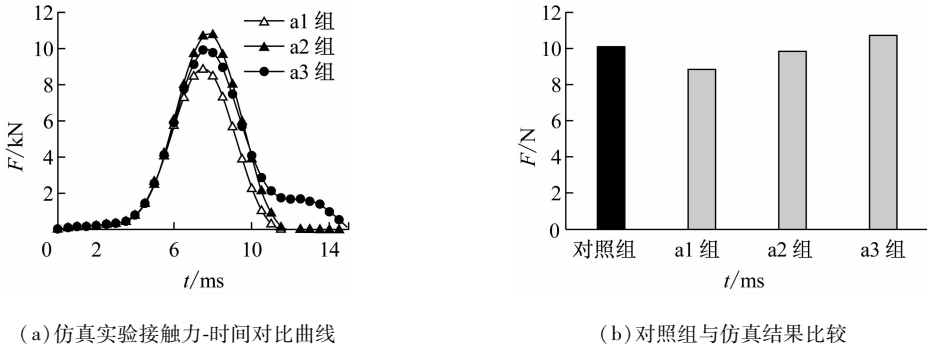


图5 3组实验仿真结果

Fig. 5 Experimental simulation results from 3 groups (a) a1 group, (b) a2 group, (c) a3 group



(a) 仿真实验接触力-时间对比曲线

(b) 对照组与仿真结果比较

图6 3组实验分析结果

Fig. 6 Experimental analysis results from 3 groups (a) Comparison of force-time curves in simulations experiments, (b) Comparison between the test results and simulations output

表2 3组实验结果比较

Tab. 2 Comparison of experiment results from 3 groups

实验分组	生长板结构	仿真时间/ms	出现骨折失效部位	接触力平均峰值/kN	达到接触力峰值时间/ms
a1	有生长板	15	髌韧带、髌骨、股骨内外侧髁、干骺端、生长板位置	8.87	7.5
a2	无生长板	15	髌韧带、髌骨、股骨内外侧髁、软骨与股骨干骺端过渡部位、股骨干弯曲变形	9.84	7.8
a3	软骨替代	15	髌韧带、髌骨、股骨内外侧髁、干骺端与骨干过渡部分出现单元失效,出现骨折	10.70	8.6

在改变了股骨在轴向作用力下的损伤模式以及轴向应力分布形式。a3组实验,用软骨替代生长板材料,软骨选用的是各向同性弹性材料,而生长板选用的是各向同性弹塑性材料。分析a1、a3接触力-时间曲线可知,选取符合6岁儿童生长板的材料属性,可以影响股骨轴向损伤力的阈值及达到损伤阈值而发生骨折的相对位置,在汽车儿童乘员碰撞事故中

对评价膝部损伤具有更合理界定。

3 结论

本文基于6岁儿童下肢CT影像,构建了更符合儿童解剖学结构的6岁儿童乘员下肢有限元模型,进一步完善膝关节长骨部分生长板结构;参照尸体实验对下肢模型进行相关生物力学验证实验,验

证了6岁儿童乘员膝关节的有效性,即模型具有很好的生物仿真度;通过对比有生长板(a1组实验)和无生长板(a2组实验)、生长板材料(a1组实验)和软骨材料(a3组实验)仿真实验,得出如下结论:

(1) 在膝关节区域生长板结构的存在可以改变儿童乘员下肢长骨骨折的损伤模式,生长板改变了膝关节股骨轴向力的传递路径,对股骨干骺端及股骨干等组织部分起到很好的保护,这与实际情况相符合;

(2) 寻求更符合6岁儿童生长板的材料,可以更深入探究生长板在下肢长骨中的生物力学特性及其对骨骺和干骺端损伤机制的影响。

本模型具有较高的生物仿真度,可以用来分析儿童乘员膝关节损伤机制以及为儿童乘员开发膝部防护措施研究提供参考。

参考文献:

- [1] 胥少汀, 葛宝丰, 徐印坎. 实用骨科学[M]. 北京: 人民军医出版社, 1999: 917-921.
- [2] RENNIE L, COURT-BROWN C, MOKA J, et al. The epidemiology of fractures in children [J]. *Injury*, 2007, 38(8): 913-922.
- [3] COOPER C, DENNISON E, LEUFKENS H, et al. Epidemiology of childhood fractures in Britain: A study using the general practice research database [J]. *J Bone Miner Res*, 2004, 19(12): 1976-1981.
- [4] The Royal Children's Hospital Melbourne. Physeal (growth plate) injuries [EB/OL]. http://www.rch.org.au/fracture-education/growth_plate_injuries/Physeal_growth_plate_injuries, 2014-4.
- [5] 崔晓倩, 王辅忠, 张慧春. 膝关节股骨远端软骨硬化前后力学性能分析[J]. *医用生物力学*, 2015, 30(1): 25-29.
CUI XQ, WANG FZ, ZHANG HC. Analysis on mechanical properties of cartilage in distal femur of knee joint under normal and sclerosis case [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(1): 25-29.
- [6] 王惊, 李元超, 汪方, 等. 人体松质骨矿质密度与弹性模量关系[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(5): 465-470.
WANG J, LI YC, WANG F, et al. Relationship between mineral density and elastic modulus of human cancellous bone [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(5): 465-470.
- [7] TSCHEGG EK, CELAREK A, FISCHERAUER SF, et al. Fracture properties of growth plate cartilage compared to cortical and trabecular bone in ovine femora [J]. *J Mech Beh Biomed Mater*, 2012, 14(5): 119-129.
- [8] GUEVARA JM, MONCAYO MA. Growth plate stress distribution implications during bone development: A simple

framework computational approach [J]. *Comput Meth Prog Bio*, 2014, 118(1): 59-68.

- [9] COHEN B, CHORNEY GS, PHILLIPS DP, et al. The microstructural tensile properties and biochemical composition of the bovine distal femoral growth plate [J]. *J Orthop Res*, 1992, 10(2): 263-275.
- [10] 张冠军, 曹立波, 官凤娇, 等. 基于汽车与行人碰撞载荷特点的下肢长骨建模[J]. *力学学报*, 2011, 43(5): 939-947.
- [11] ZHAO JZ, NORWANI G. Biomechanical analysis of hard tissue responses and injuries with finite element full human body model[C]//Proceedings of 20th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicle. Lyon: [s. n.], 2007.
- [12] PHILIPPE B, PAUL CB, KING HY, et al. Lower limb: Advanced FE model and new experimental data [J]. *Stapp Car Crash J*, 2001, 11(45): 1-25.
- [13] UNTAROIU C, DARVISH K, DENG B, et al. A finite element model of the lower limb for simulating pedestrian impacts [J]. *Stapp Car Crash J*, 2005, 49(11): 157-181.
- [14] IWAMOTO M, OMUR K, KIMAPARA H, et al. Recent advances in THUMS: Development of individual internal organs, brain, small female and pedestrian model [C]//Proceedings of 4th European LS-DYNA User Conference. Ulm: [s. n.], 2003.
- [15] COHEN B, LAI WM, MOW VC. A transversely isotropic biphasic model for unconfined compression of growth plate and chondroepiphysis [J]. *J Biomed Eng*, 1998, 20(4): 491-496.
- [16] GRAY H. Gray's Anatomy [M]. Philadelphia: [s. n.], 1901.
- [17] WILLIAMS JL, DO PD, EICK JD, et al. Tensile properties of the physis vary with anatomic location, thickness, strain rate and age [J]. *J Orthop Res*, 2001, 19(6): 1043-1048.
- [18] CHUNG SM, BATTERMAN SC, BRIGHTON CT. Shear strength of the human femoral capital epiphyseal plate [J]. *J Bone Joint Surg*, 1976, 58(1): 94-103.
- [19] FRANKLYN M, PEIRIS S, HUBER C, et al. Pediatric material properties: A review of human child and animal surrogates [J]. *Crit Rev Biomed Eng*, 2007, 35(3): 197-342.
- [20] KERRIGAN JR, BHALLA KS, MADELEY NJ, et al. Experiments for establishing pedestrian-impact lower limb injury criteria [C]//Proceedings of SAE 2003 World Congress & Exhibition. Warrendale: SAE, 2003.
- [21] HAUT RC, ATKINSON PJ. Insult to the human cadaver patellofemoral joint: Effects of age on fracture tolerance and occult injury [C]//Proceedings of the 39th Stapp Car Crash Conference. San Diego: SAE, 1995.
- [22] HAYASHI S, CHOI HY, LEVINE RS. Experimental and analytical study of knee fracture mechanisms in a frontal knee impact [C]//Proceedings of 40th Stapp Car Crash Conference. Albuquerque: SAE, 1996.