

文章编号:1004-7220(2016)06-0532-08

不同载荷作用下头部生物力学响应仿真分析

毛征宇¹, 李泽民¹, 牛文鑫², 蔡志华^{1,3}(1. 湖南科技大学 机电工程学院,湘潭 411201; 2. 同济大学附属上海市养志康复医院(上海市阳光康复中心),
上海 201619; 3. 湖南大学 汽车车身先进设计制造国家重点实验室,长沙 410082)

摘要: **目的** 建立符合解剖结构的人颅骨三维有限元模型,研究多种载荷作用下头部生物力学响应。**方法** 通过建立具有解剖结构的高精度头部有限元模型,颅骨采用能模拟骨折的弹塑性材料本构模型,结合已发表的正面冲击颅内压实验、动态颅骨骨折实验、头部跌落实验结果,仿真再现实验过程中头部受冲击载荷作用下的生物力学响应、颅骨骨折及头部不同速度下的跌落响应。**结果** 前碰撞表现出冲击与对冲侧正-负颅内压分布,相近载荷下枕骨变形比前额、顶骨严重,跌落中速度越快损伤越大。**结论** 建立精确解剖结构的头部有限元模型可以较好模拟头部在冲击、跌落等载荷下的生物力学响应。通过量化接触力、颅内压力等参数来评价头部损伤风险,为防护系统的设计提供科学依据。

关键词: 有限元分析; 模型验证; 颅骨骨折; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.06.532

The simulation analysis on biomechanical responses of human head under different loading conditions

MAO Zheng-yu¹, LI Ze-min¹, NIU Wen-xin², CAI Zhi-hua^{1,3} (1. College of Electromechanical Engineering, Hunan University of Science and Technology, Xiangtan 411201, Hunan, China; 2. Shanghai Yangzhi Rehabilitation Hospital (Shanghai Sunshine Rehabilitation Center), Tongji University School of Medicine, Shanghai 201619, China; 3. State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing of Auto Body, Hunan University, Changsha 410082, China)

Abstract: Objective To construct a three-dimensional finite element model of human skull with anatomic structure and to study biomechanical responses of the head under various loading conditions. **Methods** The finite element model of high-precision human head with anatomic structure was reconstructed with the constitutive skull made from elastic-plastic material to simulate the fracture. This model was used to simulate frontal impact intracranial pressure testing, dynamic skull fracture testing and head drop testing reported by the literature, and the simulation reproduced the experimental process of head subjected to impact loads, skull fractures, and biomechanical responses of head fall at different speed. **Results** Under frontal impact loading, the model showed hedge-side positive-negative intracranial pressure distributions, and the occipital deformation was more serious than that in prefrontal, parietal under similar loading. The faster falling speed would cause more serious injuries. **Conclusions** To establish the accurate anatomic finite element model of human head can preferably simulate biomechanical responses of the head under the loading of impact and fall. Through quantifying parameters such as contact force and intracranial pressure, injury risks can be assessed to provide scientific references for design of protective devices.

Key words: Finite element analysis; Model validation; Skull fracture; Biomechanics

收稿日期:2015-12-29; 修回日期:2016-02-15

基金项目:湖南省科技支撑计划重点项目(2015NK3031),国家自然科学基金项目(51405153),博士后面项目(2016M592421),湖南省重点研发计划(2016GK2007)。

通信作者:蔡志华,博士后,讲师, E-mail:caizhuhua003@163.com。

头部撞击伤害是伤后致残致死的首要原因,已成为全世界所共同面临的社会性问题。道路交通事故中,头部受重伤与死亡占比最高^[1]。据统计,交通事故中头部发生损伤的概率为54%,其致死率为68%^[2]。在欧盟交通事故中,头部发生损伤的概率为40%^[3];在中国,由头部损伤导致的死亡率更高。全球每年因道路交通安全问题而造成的经济损失费用占全球生产总值的1%~2%,约为5 180亿美元^[4]。因此,深入理解各种载荷作用下头部的生物力学响应与损伤机制,提出科学的防护策略与提供更加科学有效的治疗方案非常必要。

目前,研究头部损伤的方法主要通过尸体实验、机械假人头部实验和有限元仿真等方法。尸体实验能确定组织在外力作用下的力学响应、各组织的损伤阈值以及其耐受程度。机械假人主要应用在汽车零部件及整车安全性方面的评价。但尸体实验由于伦理问题与实验样本获取困难目前已很难开展,机械假人实验成本高、可重复性差、生物逼真度有限^[5-6]。随着计算机技术的不断发展,有限元模型逐渐成为研究头部损伤生物力学的重要工具^[7]。

通过建立有效的头部有限元模型进行头部损伤研究,其中具有代表性的研究机构有美国韦恩州立大学^[8-11]、达特茅斯学院^[11]、斯特拉斯堡大学^[12-13]以及瑞典皇家理工学院^[14-16]等。国内学者也建立了具有解剖结构的头部有限元模型,不仅对建立的模型进行了有效性验证,并用上述有效模型开展了头部在各种载荷下的生物力学响应与损伤研究^[17-20]。

但是,目前既具有详细解剖结构又能评估各种载荷下颅内压力、颅骨变形、颅骨骨折、颅脑接触刚度、颅脑动力学响应、头部跌落损伤等响应与损伤的模型还鲜有报道。本文通过建立具有精确解剖结构与生物力学响应的头部有限元模型,对头部在不同载荷作用下的生物力学响应进行详细分析与研究。

1 材料与方 法

1.1 头部模型建立

对1个35岁50百分位中国中等身材人体特征的男性志愿者(身高170 cm,体重65 kg)进行头部CT/MRI扫描,扫描层厚为0.6 mm,断层图片为560

张,通过断层图片DICOM数据精确获取人体各组织的几何信息。利用医学建模软件Mimics 17.0导入图片获得点云数据,利用Geomagic Studio 12.0软件对CT点云图像再进行处理,将点云图像按照选定精度以最佳曲面方式在层间进行拟合,生成表面光滑的几何曲面模型,所建模型以IGES格式存储。利用有限元前处理软件ANSYS-ICEM-CFD 14.5、HyperMesh 11.0等对上述生成的几何模型通过建立块与投影原理进行网格划分,得到的颅脑有限元模型均采用六面体实体单元与四边形壳单元建模。经过模型的整合以及网格质量的检查与调整,最终模型的所有单元雅克比系数小于0.5的网格数量不超过1%,长宽比小于5,模型网格尺寸约为5 mm。颅脑模型主要由头皮、硬骨组织、脑组织与软组织4个部分组成。头皮使用两层实体单元描述,厚度与人体头皮一致,为5~7 mm;硬骨组织包括颅骨、面骨、下颌骨;硬骨组织由中间层为多孔且具有弹性的两层松质骨组成,其两侧为两层密质骨构成的夹层结构,同时皮质骨与松质骨在颅骨不同位置的厚度不同,可精准描述硬骨组织内外表面的解剖学几何特征;软组织包括硬脑膜、脑脊液、软脑膜、大脑镰、小脑幕、胼胝体;脑组织包括大脑、小脑、脑干。最终构建的头部有限元模型具有详细解剖学结构(见图1),整个模型均采用共节点连接方式,包括95 997个节点、120 818个单元,头部模型总质量为4.2 kg。

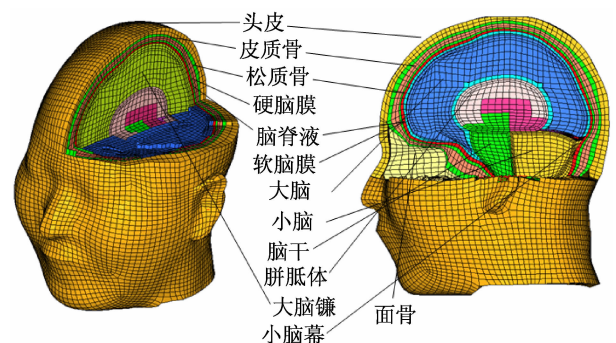


图1 头部有限元模型

Fig.1 Finite element model of the head

1.2 头部材料属性

研究表明,骨组织具有弹塑性材料特性,材料曲

线在屈服点之前表现出弹性,屈服点之后骨组织即发生塑性变形,材料曲线达到极限应力时发生骨折,对应的应变为失效应变。因此,颅骨采用可模拟失

效的弹塑性材料,选用 MAT_PLASTIC_KINEMATIC (3#材料)。硬骨组织的材料参数参考已有文献 [12-13, 16] (见表1)。

表1 骨组织材料

Tab. 1 Materials of bones

材料	密度/ ($\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$)	弹性模量/ GPa	泊松比	屈服极限/ MPa	切线模量/ GPa	硬化 参数	Cowper-Symonds 模型		塑性失效 应变/%
							C	P	
颅骨皮质骨	2	11.50	0.30	90.0	1.159	0.1	2.5	7	0.02
颅骨松质骨	1	0.04	0.45	35.0	0.001	0.1	2.5	7	0.03
面骨皮质骨	5	21.00	0.23	145.0	1.159	0.1	2.5	7	0.02
面骨松质骨	1	0.04	0.45	0.7	0.019	0.1	2.5	7	0.03
下颌皮质骨	2	11.50	0.30	145.0	1.159	1.0	2.5	7	0.02
下颌松质骨	1	0.04	0.45	35.0	0.019	0.1	2.5	7	0.03

在 LS-DYNA 软件计算过程中会自动选择承受极限应力与应变大于材料极限应力与应变的单元进行删除,利用网格删除的现象模拟颅骨的骨折。颅骨的屈服应力达到最大值时,即发生断裂:

$$\sigma_{\max} = a + b\varepsilon_p^n \quad (1)$$

式中: σ_{\max} 为屈服应力; a 、 b 为材料硬化模量; ε 为失效塑性应变。

脑组织是一种质地很软的生物软组织,其含水量较高(接近80%),脑组织表现为不可压缩性、非

线性、各向异性及黏弹性,本文参考已有文献 [23-26] 中的脑组织材料属性定义为黏弹性,在 LSDNYA 中选用 * MAT_VISCOELASTIC (6#材料)。大量的脑组织实验证明,脑组织的变形只取决于其剪切模量,其剪切弹性模量的计算公式为:

$$G(t) = G_0 + (G_0 - G_\infty)e^{-\beta t} \quad (2)$$

式中: G_0 为短效剪切模量, G_∞ 为长效剪切模量, β 为衰减系数。其他材料采用常用的弹性材料 (* MAT_ELASTIC),材料参数如表2所示。

表2 头部软组织材料参数

Tab. 2 Material parameters of soft tissues

头部解剖结构	密度/($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$)	弹性模量/MPa	泊松比	G_0 /kPa	G_∞ /kPa	β/s^{-1}	体积模量/MPa
头皮 ^[21]	1 000	16.7	0.42	—	—	—	—
硬脑膜 ^[21]	1 130	31.5	0.23	—	—	—	—
软脑膜 ^[21]	1 130	11.5	0.45	—	—	—	—
CSF 脑脊液	1 050	—	—	100.00	20.000	100.00	4.97
大脑 ^[22]	1 040	—	—	1.66	0.928	16.95	557.00
小脑 ^[22]	1 040	—	—	1.66	0.928	16.95	557.00
脑干 ^[22]	1 040	—	—	1.66	0.928	16.95	557.00
皮肤 ^[21]	1 000	16.7	0.42	—	—	—	—
胛胝体 ^[23]	1 140	31.5	0.45	—	—	—	—
大脑镰 ^[23]	1 140	31.5	0.45	—	—	—	—
小脑幕 ^[23]	1 140	31.5	0.45	—	—	—	—
脑下垂体/脑室	1 140	31.5	0.45	—	—	—	—

1.3 头部正面颅内压实验仿真分析

为研究头部在正面冲击作用下颅内压力变化与

脑损伤,Nahum 等^[24]进行了尸体头部颅内压力实验,采用一个直径 152 mm、质量 5.59 kg 的刚性圆

柱形冲击器,以一定的速度冲击坐姿尸体头部。为了使头部不产生转动,实验过程中尸体头部旋转保持与法兰克福解剖平面成 45° ,确保冲击方向穿过头部的质心位置。实验中测量冲击器和头部之间的接触力,同时测量额骨区域A、冲击对侧枕骨左右区域B、顶骨左右区域C以及小脑窝处D的压力。仿真分析边界条件与实验描述保持一致,冲击器以 6.3 m/s 的速度冲击前额骨区域,冲击时间 6 ms 。假定冲击过程中头部不发生移动,参考已有文献[11, 25],设定头部为无约束自由状态[见图2(a)]。

1.4 颅骨骨折实验仿真

为了研究低速冲击载荷条件下颅骨的生物力学响应与骨折,Yoganandan等^[26]利用直径 48 mm 的液压冲击器对颅骨不同位置进行冲击实验。为保证样本颅内物质的完整,样本头部在颈部C1~2颈椎部位进行分离,冲碰撞速度为 $7.1\sim 8.0\text{ m/s}$ 。碰撞部位分别选择在前额、顶骨和枕骨区域。

为了更全面地验证颅骨特性与研究冲击作用下的颅骨骨折,本模型依据Yoganandan等^[26]动态实验的描述进行模拟。建立一个半径 48 mm 的铝质半球形冲击器,密度为 $2\,700\text{ kg/m}^3$,弹性模量为 70 GPa ,泊松比为 0.33 ,质量为 1.234 kg 。冲击锤的速度根据不同动态实验进行相应加载,冲击碰撞速度范围为 $7.1\sim 8.0\text{ m/s}$,速度方向竖直向下,速度根据实验条件设定为一特定冲击速度,约束枕骨大孔周围处各点 x 、 y 、 z 轴方向的移动与转动自由度。图2(b)所示分别为顶骨 0° 碰撞、枕骨 35° 后碰撞和前额 45° 前碰撞3种工况的模拟情况,使冲击器方向通过头部质心,防止头部产生旋转加速度。

1.5 侧面头部跌落碰撞实验仿真

为了研究人在跌倒过程中头部与地面接触以及人体头部侧面冲击条件下的动态生物力学响应与损伤,Yoganandan等^[27]选取12具未经防腐处理的尸体头部样本(样本年龄 $50\sim 78$ 岁,5具男性,7具女性,头部平均重量 3.7 kg ,颅骨平均厚度 0.7 cm),进行尸体头部自由跌落实验;头部跌落到一个表面覆盖有 50 mm 厚的缓冲垫片平板,平板下面安装测力计,并在头部安装加速度传感器。当头部撞击到平板上时,记录每次实验头部与平板之间碰撞力与头部加速度的数据。本实验参考编号2、4、6、8四个

样本的部分接触力与时间曲线图。由于颅骨严重骨折的缘故,4号样本在 4.9 和 6.0 m/s 速度下的数据缺失;同时,6号样本在 3.5 m/s 速度下未进行试验。最后,综合对比与本模型几何参数相近的样本,选取2号样本(头部平均重量 4.0 kg ,颅骨平均厚度 0.9 cm)的实验数据来进行仿真对比验证。

仿真过程中,将头部有限元模型侧面水平放置,头部模型分别以 3.5 、 4.9 、 6.0 m/s 的速度垂直撞击地面上的缓冲垫片,记录头部与垫片之间撞击力以及头部加速度。仿真设计固定平板底部的6个自由度,有限元头部模型以 3.5 、 4.9 、 6.0 m/s 的速度冲击平板,在平板与头部接触处输出节点的力与变形[见图2(c)]。

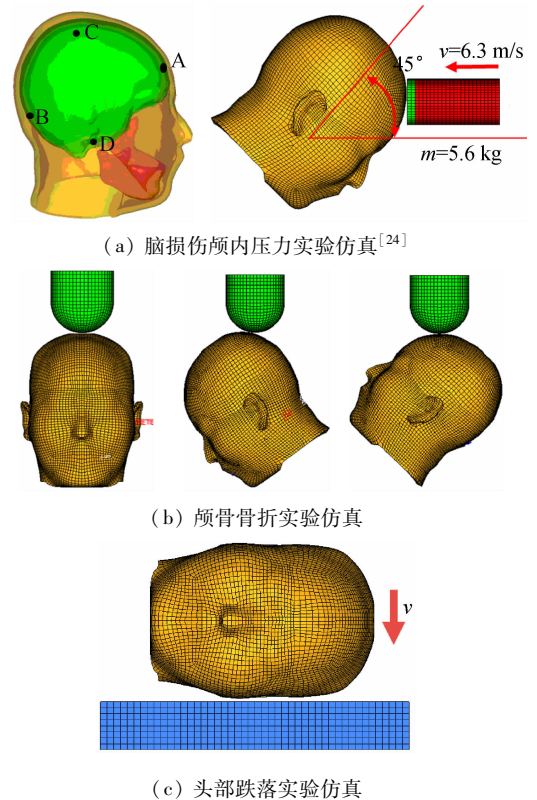


图2 实验仿真验证

Fig.2 Simulation and experimental verification (a) Simulation of intracranial pressure by brain damage experiment in reference [24], (b) Simulation of skull fracture experiment, (c) Simulation of head drop experiment

2 结果

2.1 头部正面颅内压力实验仿真分析

仿真分析中,利用冲击器质量为 5.6 kg 、冲击速

度为 6.3 m/s、冲击前额骨区域的初始条件,获得头部接触力-时间曲线[见图 3(a)];仿真接触力与实验接触力进行比较,总体趋势一致,仿真最大值为 8.8 kN,实验最大值为 8.2 kN,误差为 10%。图 3(b)所示为冲击前额骨区域 A 与对侧枕骨左右区域 B 的颅内压力-时间曲线。仿真结果表明,前额骨区域 A 从第 2 ms 开始颅内压力急剧增加,约在 4 ms 时达到最大值 160 kPa,之后颅内压力急剧下降,且后期出现较少波动与回弹,整个过程在 4~5 ms 内完成。实验中,前额骨区域 A 颅内压力最大值为 146 kPa,仿真与实验总体趋势一致,最大值误差为

5%。仿真过程中,冲击对侧枕骨左右区域 B 产生负压,颅内压力最大值为 -60 kPa,实验值为 -56 kPa,仿真与实验总体趋势一致,误差在 5% 范围内。图 3(c)所示为冲击顶骨左右区域 C 以及小脑窝处 D 的颅内压力-时间曲线,顶骨区域 C 的颅内压力仿真最大值为 110 kPa,实验最大值约为 100 kPa;小脑窝处 D 的颅内压力仿真最大值为 -75 kPa,实验值为 -70 kPa,仿真与实验总体趋势一致,误差较小。模型能较好模拟冲击载荷作用下的颅内压力分布,对于研究冲击作用下由于颅内压力变化引起的脑损伤具有一定参考价值。

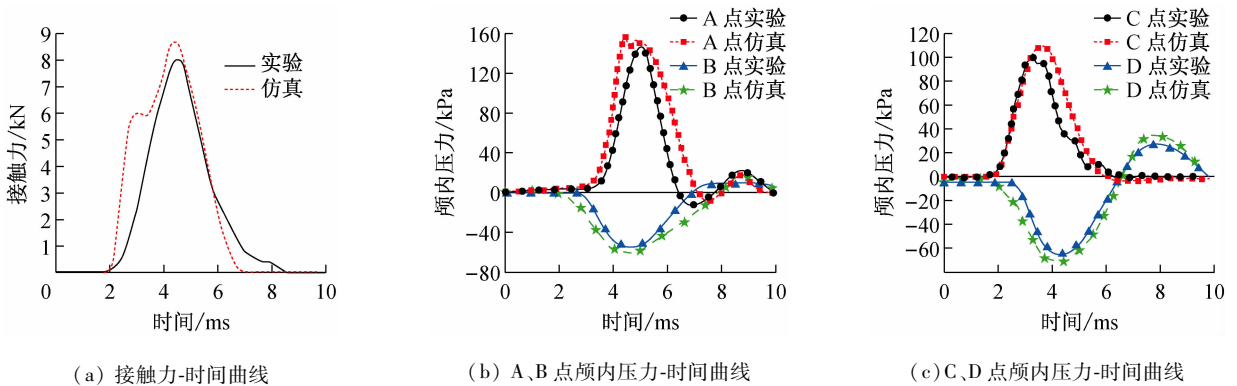


图3 颅内压实验^[24]与仿真结果比较

Fig. 3 Comparison of experiment results of intracranial pressure reported by reference [24] with simulation results (a) Contact force-time curve, (b) Intracranial pressure at location A and B-time curve, (c) Intracranial pressure at location C and D-time curve

2.2 颅骨骨折实验仿真

Yoganandan 等^[26]实验发现,顶骨 7.6 m/s、前额骨 7.1 m/s、枕骨区域 7.3 m/s 冲击速度下的接触力最大值分别为 13.579、13.600、10.009 kN,而 3 种冲击速度下颅骨的最大变形量分别为 7.40、4.01、9.74 mm。图 4(a)所示为冲击器以 7.6 m/s 速度冲

击顶骨、7.1 m/s 冲击前额骨、7.3 m/s 冲击枕骨区域的接触力-时间曲线。从仿真曲线可以看出,冲击器以 7.6 m/s 速度冲击顶骨获得的最大接触力为 13.797 kN,7.1 m/s 冲击前额骨的最大接触力为 13.609 kN,7.3 m/s 冲击枕骨区域最大接触力为 10.017 kN。图 4(b)所示为冲击器以 7.6 m/s 速度

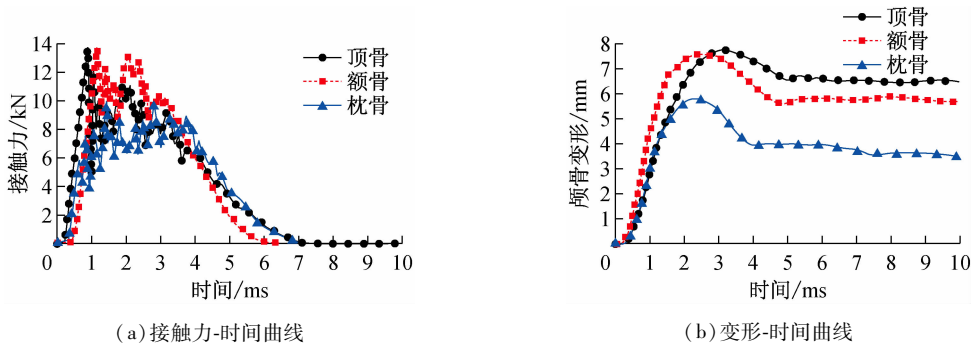


图4 颅骨接触力与变形量

Fig. 4 Contact force and deformation of the skull (a) Contact force-time curve, (b) Deflection-time curve

冲击顶骨、7.1 m/s 冲击前额骨、7.3 m/s 冲击枕骨区域的颅骨变形-时间曲线,颅骨相应速度下的变形量最大值分别 7.58、5.78、9.07 mm。通过对比实验与仿真获得的接触力与颅骨最大变形数据可知,仿真结果与实验结果较为吻合。

图 5 所示为冲击器分别以 7.6 m/s 速度冲击顶骨、7.1 m/s 冲击前额骨、7.3 m/s 冲击枕骨区域的应力云图。顶骨在冲击位置有少量单元失效,表现

出一定的线性骨折现象;额骨冲击区域未出现骨折,受力表现出十字型向外扩展的特征;枕骨区域出现了较长的骨折线,骨折现象非常明显,枕骨在抵抗相近载荷下的变形能力较弱,造成较为严重的骨折。仿真所得结果与实验描述保持较好的一致性,进一步说明头部有限元模型可以较好地模拟冲击下的颅骨骨折损伤。

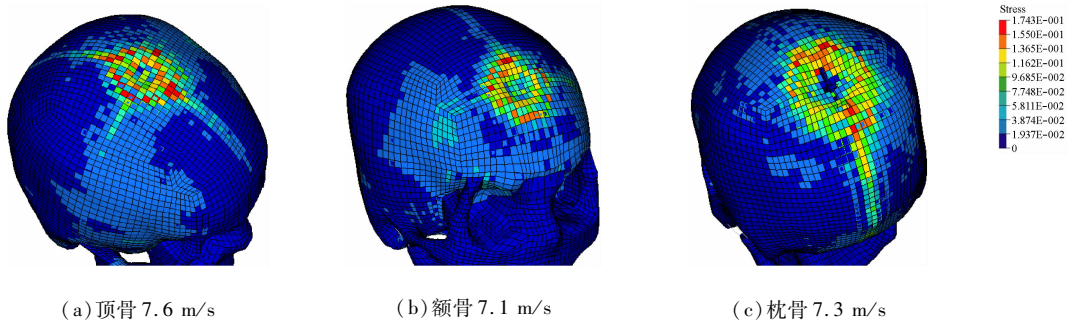


图 5 颅骨应力云图

Fig. 5 Contour of skull stress (a) Parietal bone at the speed of 7.6 m/s, (b) Frontal bone at the speed of 7.1 m/s, (c) Occipital bone at the speed of 7.3 m/s

2.3 头部跌落实验仿真

图 6 所示为 3.5、4.9、6.0 m/s 速度下头部与平板之间接触力-时间曲线。当撞击速度为 3.5 m/s 时,仿真撞击力峰值为 5.14 kN,实验峰值为 5.15 kN,峰值偏小 1%;撞击速度为 4.9 m/s 时,仿真撞击力峰值为 7.80 kN,实验峰值为 7.87 kN,峰

值偏小约 1%,峰值出现时刻较实验滞后;撞击速度为 6.0 m/s 时,仿真撞击力峰值为 9.8 kN,实验峰值为 10.3 kN,峰值偏小约 3%,峰值出现时刻较实验值滞后。仿真结果与实验数据对比,峰值最大误差低于 5%。

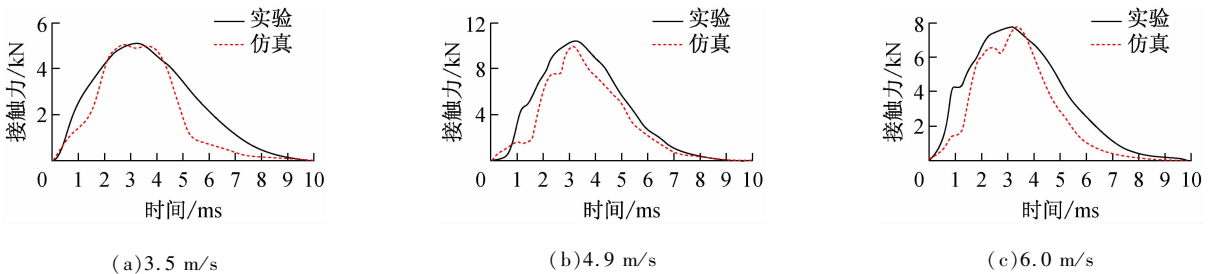


图 6 不同速度下颅骨接触力实验与仿真对比

Fig. 6 Comparison of skull contact force at different speed by experiment and simulation (a) At the speed of 3.5 m/s, (b) At the speed of 4.9 m/s, (c) At the speed of 6.0 m/s

图 7 所示为 3.5、4.9、6.0 m/s 速度下颅骨侧面的应力云图。跌落速度越快,颅骨的变形越大,颅骨变形的面积越大,受到的损失越严重。仿真所得到

的现象与实验描述一致,说明模型可用于头部侧面冲击与跌落下头部损伤的研究。

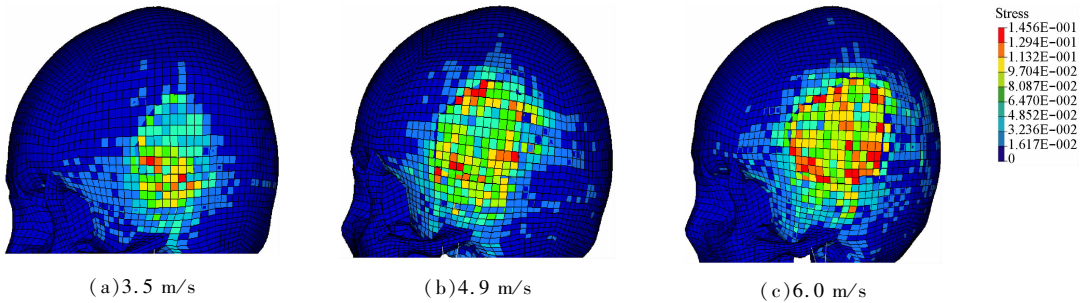


图7 不同速度下颅骨应力云图

Fig.7 Contour of skull stress at different speed (a) At the speed of 3.5 m/s, (b) At the speed of 4.9 m/s, (c) At the speed of 6.0 m/s

3 讨论

本文结合解剖结构建立了较精细的头部有限元模型。而目前大部分头部模型^[28]在颅骨组织的建模中进行了大量简化处理,运用一定数量的四面体单元来代替六面体单元,如面骨、颅骨、脑脊液等几何复杂部位,使得仿真计算的时间大大增加;其次,大部分模型的颅骨结构中皮质骨与松质骨在不同区域的厚度均设定为相同,无法精确重构颅骨的解剖结构,从而在仿真验证中颅骨骨折的模拟不够准确。同时,本模型选用能够模拟颅骨骨折的弹塑性本构作为颅骨的材料本构,使得颅脑模型不仅在颅内压力方面与实验能够较好吻合,同时能够较好模拟冲击载荷作用下颅骨线性骨折的特性,说明模型具有较高的生物仿真度。而目前大部分颅脑有限元模型很难同时满足以上几个条件。另一方面,现有的典型模型^[28]在头皮-硬骨组织-脑组织-软组织之间一般没有全采用共节点接触方式,通过定义接触方法对模型在钝器冲击下的动力学响应进行模拟,仿真计算过程中容易出现计算不收敛与不稳定;而本研究通过建立较高精度的头部有限元模型,模拟不同载荷作用下头部的生物力学响应、颅骨骨折、跌落损伤,经济性好,可重复性强,为研究脑损伤、颅骨骨折提供了新的思路与方法。

通过比较 Nahum 等^[24]前部撞击脑损伤颅内压力实验与仿真结果可以看出,头部在正面冲击作用下额骨区域 A、枕骨区域 B、顶骨二侧位置区域 C、小脑窝区域 D 实验与仿真颅内压力的结果误差在 5% 范围内,说明高质量与高精度的头部有限元模型与仿真分析方法可以较为准确地模拟冲击作用下颅内压力变化。实验与仿真中颅内压力表现出冲击侧

与对冲侧正压-负压的现象,是造成脑损伤的原因之一。由于脑组织与脑脊液的黏弹性特征,在仿真可视化的过程中发现脑组织在颅骨内表面产生一定的相互运动,使较软的脑组织产生一定的位移与变形。该类现象的机制与损伤还需进一步深入研究。

通过对比 Yoganandan 等^[26]颅骨不同区域的骨折实验与相似速度下颅骨不同区域仿真的接触力发现,实验与仿真的最大值误差在 2% 范围内,说明仿真结果能较准确再现实验中接触力的大小与骨折的现象。在相近冲击速度下,前额骨与顶骨区域抵抗变形与骨折的能力最强,枕骨区域抵抗变形与骨折的能力最弱(见图 5),其主要原因是颅骨的解剖结构枕骨区域因较为向外突出,受力面积比前额骨与顶骨少,抵抗变形的能力较弱,故产生的骨折较严重。

从跌落实验与仿真结果可以看出,不同速度下头部跌落造成头部的损伤不同。对比实验与仿真过程中接触力大小,两者最大值的误差为 2%,由此可知,有限元模型能较好模拟头部在跌落过程中的生物力学响应,对于后续研究人体在跌落过程中头部与地面及其他物体的损伤提供了一种有效的方法与思路。

4 结语

本文构建了具有精确解剖结构的头部有限元模型,可以较好模拟头部在冲击、跌落等载荷下的生物力学响应,如颅内压力的变化、颅骨骨折等。通过对比接触力、颅内压力等参数能够量化与评价损伤风险,为防护系统的设计提供科学有效的方法与工具以及为评估相关的头部损伤提供一定的科学依据。

参考文献:

- [1] HAN IS, KIM YE. Development of a new head/brain model for the prediction of subdural hemorrhage [J]. *Int J Pre Eng*, 2014, 15(11): 2405-2411.
- [2] GENNARELLI TA, CHAMPION HR, COPES WS. Importance of mortality from head injury in immediate survivors of vehicular injuries [C]//Proceedings of the 1992 International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts. Verona: [s. n.], 1992: 167-178.
- [3] VERRIEST JP. APROSYS SP 5-Final report for the work on biomechanics [R]. APROSYS Project AP-SP90-0005, 2009: 48.
- [4] FORMAN JL, LOPEZ-VALDES FJ, DUPREY S, *et al.* The tolerance of the human body to automobile collision impact: A systematic review of injury biomechanics research, 1990-2009 [J]. *Accid Anal Prev*, 2015, 80: 7-17.
- [5] 柳松杨, 吴铨. 仿真假人研究的发展与展望[J]. *医用生物力学*, 2014, 29(5): 475-480.
- LIU SY, WU Q. Development and prospect of dynamic dummy research [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(5): 475-480.
- [6] 崔世海, 陈越, 李海岩. 儿童头部有限元模型的构建及验证 [J]. *医用生物力学*, 2015, 30(5): 452-457.
- CUI SH, CHEN Y, LI HY. Development and validation for the finite element model of child head [J]. *J Med Biomech*, 2015, 30(5): 452-457.
- [7] 牛文鑫, 冯铁男, 姜成华. 颅脑钝性冲击损伤力学中有限元法的研究进展 [J]. *航天医学与医学工程*, 2014, 27(3): 217-222.
- [8] RUAN JS, KHATIL TB, KING AI. Finite element modeling of direct head impact [C]//Proceedings of 37th Stapp Car Crash Conference. San Antonio: SAE, 1993: 69-81.
- [9] ZHOU C, KHALIL CTB, KING AI. A new model comparing impact responses of the homogeneous and inhomogeneous human brain [C]//Proceedings of 39th Stapp Car Crash Conference. San Diego: SAE, 1995: 121-137.
- [10] ZHANG L, YANG KH, DWARAMPUDI R, *et al.* Recent advances in brain injury research: A new human head model development and validation [C]//Proceedings of 45th Stapp Car Crash Conference. San Antonio: SAE, 2001: 369-394.
- [11] JI S, GHADYANI H, BOLANDER RP, *et al.* Parametric comparisons of intracranial mechanical responses from three validated finite element models of the human head [J]. *Ann Biomed Eng*, 2014, 42(1): 11-24.
- [12] SAHOO D, DECK C, YOGANANDAN N, *et al.* Influence of head mass on temporo-parietal skull impact using finite element modeling [J]. *Med Biol Eng Comput*, 2015, 53(9): 869-878.
- [13] ASGHARPOUR Z, BAUMGARTNER D, WILLINGER R, *et al.* The validation and application of a finite element human head model for frontal skull fracture analysis [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2014, 33: 16-23.
- [14] AARE M, KLEIVEN S. Evaluation of head response to ballistic helmet impacts using the finite element method [J]. *Int J Impact Eng*, 2007, 34(3): 596-608.
- [15] GIORDANO C, CLOOTS RJH, VAN DOMMELEN JAW, *et al.* The influence of anisotropy on brain injury prediction [J]. *J Biomech*, 2014, 47(5): 1052-1059.
- [16] MAO H, ZHANG L, JIANG B, *et al.* Development of a finite element human head model partially validated with thirty five experimental cases [J]. *J Biomech Eng*, 2013, 135(11): 1-15.
- [17] 许伟, 杨济匡. 研究颅脑交通伤的有限元模型的建立及验证 [J]. *生物医药工程学杂志*, 2008, 25(3): 557-561.
- [18] 蔡志华, 谌玉红, 兰凤崇. 人体生物力学模型建立及在汽车安全中的应用 [J]. *中国科学: 科学技术*, 2014, 44(8): 870-882.
- [19] 赵玮, 阮世捷, 李海岩. 应用于头部损伤生物力学研究的三维有限元模型发展概况 [J]. *中国生物医学工程学报*, 2011, 30(1): 111-119.
- [20] SONG X, ZHAO B, WANG C, *et al.* Dynamic response of the skull with sinuses under blunt frontal impact: A three-dimensional computational study [J]. *Comput Math Method M*, 2015, 2015: 1-11.
- [21] Horgan T, Gilchrist MD. The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics [J]. *Int J Crash*, 2003, 8(4): 353-366.
- [22] TAKHOUNTS EG, RIDELLA SA, HASIJA V, *et al.* Investigation of traumatic brain injuries using the next generation of simulated injury monitor (SIMon) finite element head model [J]. *Stapp Car Crash J*, 2008, 52: 1-31.
- [23] LIU Z, LUO X, LEE H, *et al.* Snoring source identification and snoring noise prediction [J]. *J Biomech*, 2007, 40(4): 861-870.
- [24] NAHUM A, SMITH R, WARD C. Intracranial pressure dynamics during head impact [C]// Proceedings of 21st Stapp Car Crash Conference. New Orleans: SAE, 1977: 339-366.
- [25] ZONG Z, LEE HP, LU C. A three-dimensional human head finite element model and power flow in a human head subject to impact loading [J]. *J Biomech*, 2006, 39(2): 284-92.