

Head Injury Risk Analysis of Cyclists Based on Typical Traffic Accident Reproduction

Bin YANG¹, Feng GAO¹, Jing-guo WU¹, Xin LI¹, Yi-fan CHEN¹, Kwong-ming TSE²

¹ School of Automobile and Rail Transit, Nanjing Institute of Technology, Nanjing 211167, China

² Department of Mechanical Engineering and Product Design Engineering, Swinburne University of Technology, Melbourne 427451, Australia

Email: yangb123@126.com, 1850696719@qq.com, wujg8848@163.com, lixin1990@nuaa.edu.cn, 50281040@qq.com, tsekm@nus.edu.sg

Abstract: In order to investigate the effect of different collision modes of cars and bicycles on the risk of head injury to cyclists, a combination of multi-rigid body accident reconstruction and finite element analysis was employed based on typical traffic accident cases. Firstly, a multi-body dynamics model of car and bicycle collision was established to analyze the relationship between the dynamic response of the rider's head and the collision speed and angle between the vehicle and the head in typical collision modes. Secondly, a 50th percentile human head finite element model with detailed anatomical structures was established and validated for its effectiveness. Finally, the collision parameters obtained from accident reconstruction were used as boundary conditions to conduct finite element analysis of typical collisions between cyclists' heads and cars, and the distribution rules of biomechanical response parameters such as intracranial pressure (ICP), von Mises equivalent stress, shear stress, and strain were obtained. The results showed that collision stress waves would propagate within the skull, causing stress concentration in the skull and brain tissue to varying degrees. When the stress exceeds the injury threshold, different degrees of brain tissue damage would occur. The research results can provide a theoretical basis for the biomechanical study of head injury in vehicle collision accidents and the development of corresponding safety protection devices.

Keywords: typical traffic accident; Head injury; Injury biomechanics; Finite element model

基于典型交通事故再现的骑行者头部损伤风险分析研究

羊 玢¹, 高 峰¹, 吴金国¹, 李 鑫¹, 陈一凡¹, Tse Kwong Ming²

¹ 南京工程学院 汽车与轨道交通学院, 南京, 中国, 211167

² Swinburne University of Technology Department of Mechanical Engineering and Product Design Engineering, Melbourne, Australia, 427451

Email: yangb123@126.com, 1850696719@qq.com, wujg8848@163.com, lixin1990@nuaa.edu.cn, 50281040@qq.com, tsekm@nus.edu.sg

摘 要: 为研究汽车与自行车不同碰撞形态对骑行者头部损伤风险的影响, 以典型交通事故案例为基础, 采取多刚体事故重构与有限元分析相结合的方法, 首先, 建立了汽车与自行车碰撞的多体动力学模型, 分析了典型碰撞形态骑行者头部动态响应和车辆与头部碰撞速度及角度的关系。其次, 建立了具有详细解剖学结构的 50 百分位人体头部有限元模型, 并进行了有效性验证。最后, 将事故重构得到的碰撞参数作为边界条件, 对骑行者头部与汽车的典型碰撞进行了有限元分析, 获得了颅内压力、von Mises 等效应力、剪切应力、应变等生物力学响应参数分布规律。结果表明: 碰撞应力波会在颅骨内传播, 造成不同程度的颅骨和脑组织应力集中。当应力超过损伤阈值时, 会造成不同程度的脑组织损伤。研究结果可为车辆碰撞事故中人体头部损伤生物力学研究和相应的安全防护装置研制提供理论依据。

关键词: 典型交通事故; 头部损伤; 损伤生物力学; 有限元模型

项目资助信息: 国家自然科学基金项目 (12372079)、江苏省自然科学基金项目 (BK20201470, BK20220687)、南京工程学院基金 (CKJB202205)

1 引言

由于汽车行业的飞速发展和技术的不断迭代,出行愈加便利的交通工具改善了人们的生产生活,但也导致更多的交通安全问题。世卫组织资料显示,由于弱势道路使用者缺少相关的人体安全保护装置,在所有交通死亡事故中,一半以上都为弱势道路使用者^[1]。在人体各部位损伤概率中,头部占比最高,达到约 33%^[2],当受到事故或暴力的外部载荷时,头部损伤造成的死亡率高达 64%^[3],而且容易导致终身残疾^[4]。因此,有必要进行基于交通事故碰撞下弱势道路使用者颅脑损伤演化机理研究。

对头部碰撞损伤的生物力学进行研究,国内外学者们采取的主要手段包括动物尸体试验^[5-6]、人体尸体试验^[7-8]、物理模型试验^[9-10]。然而物理模型在生物仿真性上缺点明显,并且无法检测生理变化。尸体模型虽有着精确的结构模型,但存在伦理道德、样本缺乏、模型缺乏灵活性、个人特质不能完全代替整体等问题。鉴于大脑内部的生物力学反应既不容易测量,也无法通过实验技术在体内测量,故在估计头部内部生物力学响应方面,数学模型提供了一种成本效益高的替代实验方法。Carmai 等^[11]对摩托车与汽车碰撞进行多刚体和有限元模型仿真,通过实验研究了在各种事故中人体所遭受的头部损伤关系。Kenny 等^[12]通过 PC-Crash 重建摩托车与汽车碰撞事故模型,分析了 7 个不同的真实事故,研究了摩托车事碰撞中车体变形和结构破坏对摩托车手的损伤影响。Woering 等^[13]利用多刚体软件 Madymo 重建了 4 起现实生活中的车-自行车碰撞事故,对不同案例的骑行者运动和事故状况进行了参数化研究,比较了不同参数情况下自行车手头部的损伤情况。缪启锋等^[14]基于 50 百分位成年男性的头部有限元模型建立了汽车-自行车碰撞过程中骑行者头部与挡风玻璃碰撞的简化有限元模型,研究了不同挡风玻璃安装角度和碰撞速度下头部损伤风险。范颖等^[15]结合优化算法、多刚体和有限元方法完成了交通事故精确化重建,相对传统非支配排序遗传算法和多目标粒子群优化算法,采用邻域培养遗传算法收敛速度更快,结果更优。Wang 等^[16]通过无人机测量技术收集真实事故现场信息,通过多刚体系统仿真重建了事故场景,最后使用 THUMS 模型进行有限元仿真预测损伤。汽车碰撞事故的损伤研究中,需要建立较高生物逼真度的头部有限元模型,分析在碰撞载荷条件下的颅内压力、脑组织应力应变情况对颅脑损伤机理具有重要的参考价值。

本研究以典型碰撞事故为基础,以事故再现的方法获取碰撞时刻的动力学参数,通过有限元分析获得碰撞过程中颅骨和脑组织的应力、应变响应,结合相关的头部损伤评价标准和耐受限度,分析骑行者颞部碰撞时的应力传播和损伤风险,揭示骑行者颞部碰撞损伤的生物力学机理,从而为骑自行车者的头部保护提供参考依据,并为颅脑损伤的临床医学诊断提供参考与理论支撑。

2 基于 PC-Crash 典型交通事故再现

本研究基于典型道路交通事故,运用 PC-Crash 软件构建汽车-自行车碰撞模型,以参与方最后位置、事故车辆的速度、骑行者头部受伤程度等数据为依据,验证碰撞模型的有效性,并分析碰撞过程中的运动学和动态响应。

2.1 典型交通事故案例

某十字路口,自行车骑行者未按信号灯指示通行,且骑行自行车横穿人行道未下车推行,与前行的小鹏 P7 发生碰撞。事故时车内驾乘人员无人受伤,自行车骑行者最终抛落在汽车停止位置正前方偏右约 2.09 m 处,自行车位于汽车停止位置正前方偏右约 3.12 m。事故参与方最终位置如图 1 所示。骑行者伤势较重,面部、左侧颞部及顶部多处存在不规则挫伤,颞部脑组织挫伤,同时颞部还伴有头皮血肿,左小腿下部后侧和右小腿上部前侧挫伤,右手背和右足背外侧存在多处点状擦伤。最后,行人头部的伤情评级 AIS=3+,存在较为严重的颅脑损伤。

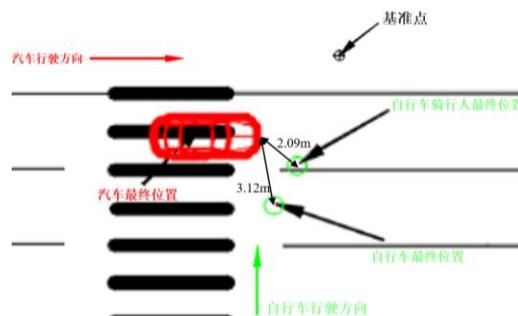


Figure 1. Map of the final locations of the parties involved in the accident

图 1. 事故参与方最终位置图

车辆损坏情况：前保险杠蒙皮左中部和进气格栅损坏脱落、发动机舱盖变形、前挡风玻璃左侧碎裂，前保险杠在竖直方向上的受损范围为 0.27~0.57 m；发动机舱盖凹陷中心的竖直高度为 0.8 m；发动机舱盖凹陷中心包络线长度为 1.3m；前挡风玻璃碎裂部位包络线长度为 2m。

2.2 碰撞速度计算

从典型事故监控中得出，在事故发生前事故车辆未存在明显制动行为，因此可以认定车辆为匀速行驶。且事故汽车花费 14 帧从车头平行于右侧汽车车尾行驶到车头平行于右侧汽车车头，如图 2（a）和图 2（b）所示。右侧哈弗整车车长 s 为 4.72 m，视频帧数 n 为 25，计算公式为：

$$v = \frac{s \times n}{m} \quad (1)$$

计算碰撞时事故车的速度为：

$$v = \frac{s \times n}{m} \times 3.6 = \frac{4.72 \times 25}{14} \times 3.6 \approx 30 \text{ km/h} \quad (2)$$

从监控中得出自行车从第一段白色平行粗实斑马线到第四段白色平行粗实斑马线用时 28 帧，如图 2（c）和图 2（d）所示。斑马线两段白色平行粗实线相距 1.05m，视频每秒有 25 帧，根据公式（1）计算碰撞时自行车的速度为：

$$v = \frac{s \times n}{m} \times 3.6 = \frac{3.15 \times 25}{28} \times 3.6 \approx 10 \text{ km/h} \quad (3)$$



(a) Reaching the rear of the car
(a) 到达车尾



(b) Arriving at the front of the car
(b) 到达车头



(c) Contact zebra crossing
(c) 接触斑马线



(d) Crossing the zebra crossing
(d) 越过斑马线

Figure 2. Monitoring screen of typical accident

图 2. 典型事故监控画面

2.3 运动学分析

运用 PC-Crash 软件对碰撞场景进行还原，设置相应边界条件，事故参与方位置图如图 3 所示，汽车与骑行者碰撞时刻如图 4 所示。

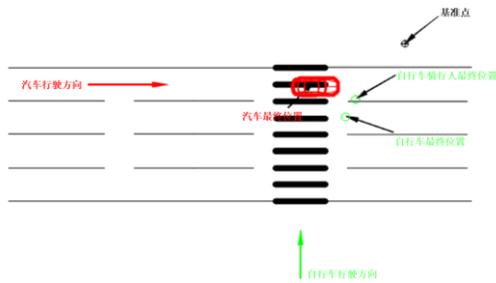


Figure 3. Location map of accident participants
图 3. 事故参与方位置图



Figure 4. Model of the moment of collision between a car and a cyclist
图 4. 汽车与骑行者碰撞时刻模型

碰撞对比如图 4 所示。当 $t=0$ ms 时，自行车骑行者左膝盖外侧与汽车前保险杠发生接触； $t=166$ ms 时，自行车发生旋转，骑行者头部与汽车前挡风玻璃接触； $t=325$ ms 时，骑行者抛到空中，身体在空中发生旋转飞行； $t=1584$ ms 时，骑行者身体和自行车跌落地面静止，汽车制动停止于最终位置，此时自行车骑行者最终位置在汽车停止位置正前方偏右约 2.03m 处，自行车位于汽车停止位置正前方偏右约 3.04 m。仿真结果表明，真实事故过程与 PC-Crash 仿真事故再现过程吻合。

骑行者头部合成加速度如图 6 所示。在输出的行人头部质心加速度曲线中存在两个峰值，第一个峰值出现在 $t=0.166$ s 时，此时行人头部与前挡风玻璃下部发生碰撞，行人头部质心加速度 $a=223.55$ m/s^2 ，此时对应的 HIC 值为 753，未超过人体的耐受极限（HIC=1000）。第二个峰值出现在 $t=1.124$ s 时，此时行人头部与地面发生碰撞，行人头部质心加速度峰值为 260.62 m/s^2 ，此时对应的 HIC 值为 1021，达到人体的耐受极限（HIC=1000），头部伤害评级接近 AIS3+。由此可以推断，行人头部与前挡风玻璃和地面碰撞造成颅脑损伤，这一结果与事故调查报告中的结论吻合。

由此可知，当 $t=166$ ms，人体头部质心加速度最大，即骑行者头部左侧与汽车前挡风玻璃发生碰撞，相对速度为 19.47 km/h，碰撞方向与汽车挡风玻璃的夹角为 48° ，此时颅脑所受应力最大。

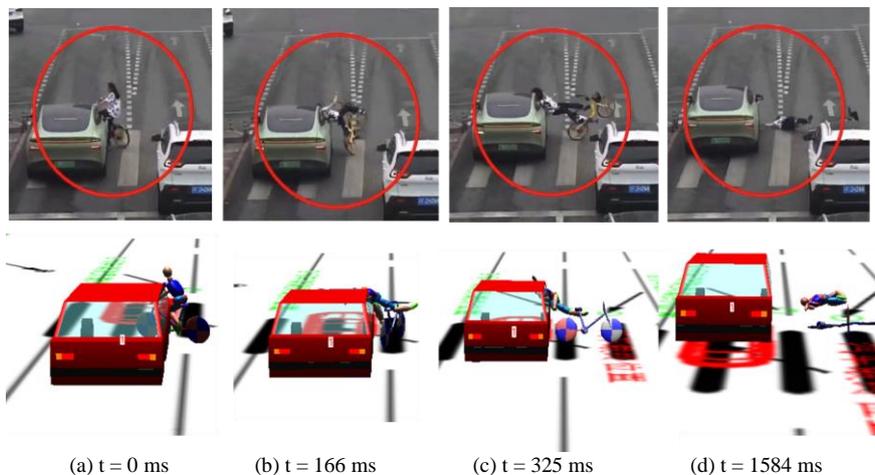


Figure 5. Comparison of real accident process and PC-Crash simulation accident reproduction process
图 5. 真实事故过程与 PC-Crash 仿真事故再现过程的对比

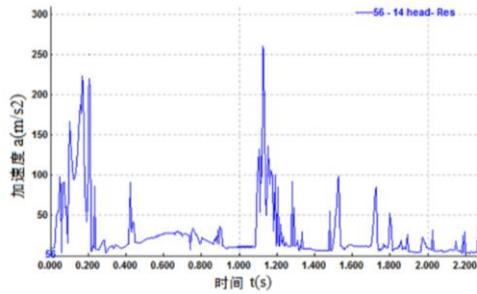


Figure 6. Cyclist head acceleration
图 6. 骑行者头部加速度

3 头部碰撞损伤有限元分析

本研究通过将颅内压力、von Mises 等效应力、剪切应力及应变等生物力学参数作为评测指标，来判断骑行者头部的损伤程度和应力波传播规律，从而研究骑行者头部的损伤机理。

3.1 头部有限元模型建立

本研究结合磁共振（MRI）和计算机断层扫描（CT）医学成像技术，建立符合中国人特征的 50 百分位头部有限元模型，该模型具有详细的解剖学结构，细化了面颅结构，但未包含皮肤组织。此模型颅骨和面部软骨采用六面体网格，灰质和白质等脑组织具有高度折叠的特征，因此采用四面体单元，最终颅脑有限元模型包括 1173039 个线性四面体单元，如图 7 所示。



Figure 7. Cranial finite element model
图 7. 颅脑有限元模型

3.2 头部模型有效性验证

有限元模型必须验证其生物逼真度，才能够用于碰撞事故中人体动力学响应和损伤机理的研究。为了表现颅脑的损伤程度，常常考察颅脑的应力应变值，结合相关数值峰值和持续时间进行损伤判断^[17]。为此，本模型进行 Nahum 颅内压力实验^[18]、Trosseille 颅内动力学响应实验^[19]以及 Hardy 颅脑相对位移实验验证^[20]。头部有限元模型的验证基于这三组实验，分析了颅内压力、颅内动力学响应及颅脑相对位移等生物力学参数，并与实验数据对比分析。结果显示，构建的头部有限元模型具有较好的稳定性和和生物逼真度，能够正确反映交通碰撞过程中的生物力学响应，可用于碰撞过程中颅脑损伤评估等相关工作。

3.3 汽车与自行车骑行者碰撞损伤分析

对碰撞的边界条件进行设置，骑行者头部与挡风玻璃发生碰撞，且挡风玻璃的材料为钢化玻璃，所以根据碰撞实际情况设置玻璃为边界条件，并定义骑行者头部有限元模型与汽车玻璃碰撞的速度和角度，最后输出结果。具体碰撞模型如图 8 所示。

骑行者颞部碰撞挡风玻璃的颅脑组织压力情况如图 9 所示。在整个碰撞过程中，颞部的颅内压力基本上均为正

值,表明颞部的脑组织基本一直处于压缩状态,这是由于惯性导致脑组织与颞部撞击处颅骨有压缩作用,碰撞侧正压峰值为 185 kPa。而在碰撞对侧,由于脑组织与颅骨分离,产生拉伸力,所以整个碰撞过程中前期基本上均为负压,而碰撞对侧峰值负压为-128 kPa。根据 Ward 等人^[21]的研究,成人头部颅内压力在 173~235 kPa 时,自行车骑行者存在中度颅脑损伤的风险。这与自行车骑行者伤情记录中受害者颞部脑组织轻微挫裂伤并伴有头皮血肿的情况相吻合。

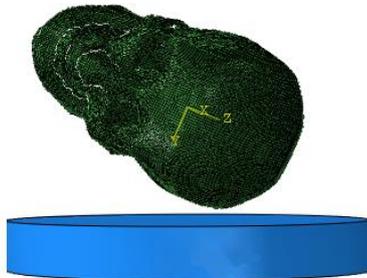


Figure 8. schematic of temporal collision simulation
图 8. 颞部碰撞仿真示意图

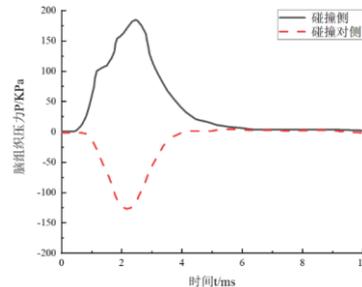


Figure 9 Temporal collision brain tissue pressure curves
图 9. 颞部碰撞脑组织压力曲线

图 10 和图 11 显示了骑行者以颞部撞击挡风玻璃时,应力波在自行车骑行者头部传递及分布情况。当自行车骑行者以颞部撞击汽车挡风玻璃时,头部运动突然受阻,颅骨停止运动,颞部碰撞部位颅骨变形,外侧碰撞点内凹变形,内侧碰撞点向内凸变形。在惯性作用下,脑组织继续沿初始运动方向运动。颞骨内凸出处同继续运动的脑组织接触、碰撞,脑组织运动受到阻碍速度降低,接触部位脑组织变形。

由图 10 可以看出,当自行车骑行者被抛出后,自行车骑行者头部与汽车挡风玻璃发生接触,首先在碰撞开始 $t=1.0\text{ ms}$ 时,应力首先集中在颅骨左侧颞骨和颞窝的交界处。随着撞击时间的持续,应力波从碰撞部位以波动的形式向周围扩散, $t=1.6\text{ ms}$ 时,在颅骨左侧颞骨和顶骨交汇处出现应力集中。 $t=2.0\text{ ms}$ 时,应力集中从左侧颞骨碰撞部位逐渐漫延至顶骨和颅底,颞部未直接受到撞击的区域较大,因此这部分区域能够缓冲并吸收部分应力波,此时应力集中区域相对分散。应力波向前传播至蝶骨大翼、颧骨额突、颧骨颞突和左侧颧弓,并在颞骨、蝶骨大翼和颧骨处出现中等幅度的应力集中,然后应力波也从碰撞点向后下方传播至颧突和乳突。 $t=2.6\text{ ms}$ 时,头部左侧颞骨受到的载荷逐渐增强,而头部左侧颞骨碰撞部位附近的应力波尚未全部耗散,因此应力集中在左侧颞骨持续的时间较长,同时随着应力逐渐增大,左侧颞骨出现明显的应力集中区域,存在极大的损伤风险。在撞击的持续过程中,在颞部直接接触汽车挡风玻璃部位存在明显的应力集中,此处出现 von Mises 应力峰值,最大 von Mises 应力值为 247 MPa,基于 McElhaney 等^[22]在 75 MPa 下的 von Mises 准则的断裂理论,此处颞骨的 von Mises 应力超过 103.42 MPa,又由于颞部接触汽车挡风玻璃的区域较大,因此颞骨存在线性骨折的风险,这与事故调查中记录的颞部骨裂的实际损伤情况相符。

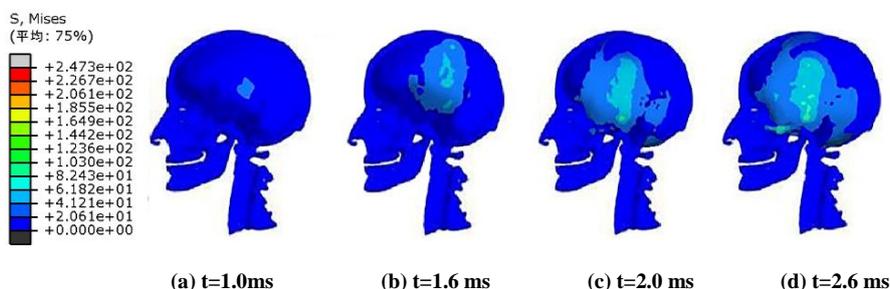


Figure 10. Cranial stress wave propagation intemporal collisions
图 10. 颞部碰撞的颅骨应力波传播情况

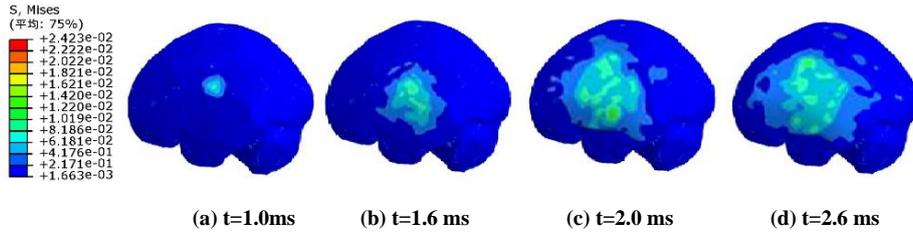


Figure 11. Stress wave propagation in temporal brain tissue
图 11. 颞部脑组织的应力波传播情况

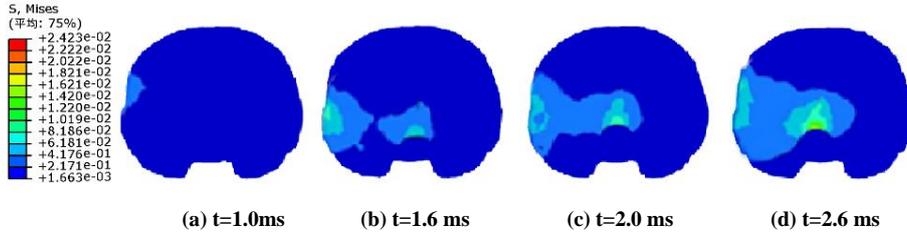


Figure 12. Intracranial stress wave propagation in temporal collisions
图 12. 颞部碰撞的颅内应力波传播情况

同时，另一部分应力也通过颞骨和其下方脑组织的耦合处向颅内传播，但是，应力波传播至耦合处时会出现衰减，因此碰撞部位下方的脑组织 von Mises 应力明显低于颞部颅骨的 von Mises 应力。由图 11 可以看出，在碰撞开始 $t=1.0\text{ ms}$ 时，脑组织左侧颞叶存在应力集中，在碰撞的持续过程中，应力集中以波动的形式向周围扩散，应力变化区域逐渐增大，并呈放射状向四周扩散。 $t=1.6\text{ ms}$ 时，在颞叶和部分额叶和顶叶区域出现大范围的应力集中，其中应力明显升高区域包括额叶上的中央前回、顶叶上的中央后回及颞叶上的缘上回、颞上回和颞中回；从 $t=2.0\text{ ms}$ 到 $t=2.6\text{ ms}$ 之间，应力波也逐渐向内部行进，在行进过程中应力沿碰撞位置向对侧逐渐变小，在胼胝体部位应力明显高于周围区域。脑组织在震荡过程中，碰撞侧小脑和碰撞对侧大脑与颅骨发生接触，局部区域应力也有一定的升高，碰撞对侧部位颅骨可能也会发生骨折，碰撞对侧的脑组织可能会发生严重颅脑损伤。另外，因颅-脑之间接触和摩擦，在颅前窝、颅中窝和颅后窝以及蝶骨等颅底凹凸不平的结构处都有应力集中区。 $t=2.6\text{ ms}$ 时，脑组织的 von Mises 应力出现碰撞侧，应力峰值为 24.23 kPa 。根据 Newman 等^[23]的损伤准则，当脑组织的 von Mises 应力超过 20 kPa 时，自行车骑行者头部存在轻度 TBI，同时自行车骑行者头部会发生脑震荡。对比在事故报告中记录的自行车骑行者损伤情况发现，仿真中脑组织左侧颞叶存在应力集中与自行车骑行者头部左侧颞叶挫伤相对应，所以仿真结果与自行车骑行者落地时的颅脑实际伤情吻合。

如图 13 所示，我们还可以观察到三个方向上的剪切应力，在 XZ 平面中产生了最大剪切应力，但尚未超过剪应力的耐受限度。另外，从图 14 可以看出，最大的应变值出现在颅中窝区域，峰值应变大约为 0.091 ，根据 Galbraith 等^[24]关于应变的耐受限度，当应变小于 0.10 时，脑组织发生的损伤是可以恢复的。

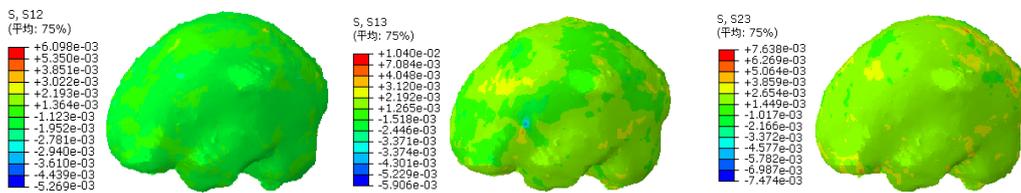


Figure 13. Shear stress in temporal brain tissue
图 13. 颞部脑组织的剪切应力

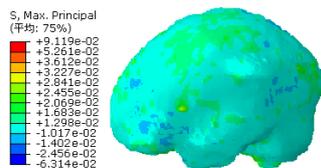


Figure 14. Strain in temporal brain tissue
图 14. 颞部脑组织的应变

4 讨论

从颞部碰撞的应力波传播过程可以发现, 应力波传递是从碰撞区域开始传递, 逐步向周围扩散, 扩散区域包括碰撞侧的颅骨和脑组织, 且应力波是造成区域应力集中的关键, 也是造成脑组织损伤的原因。在应力波传递过程中, 应力会从碰撞处向各方向进行传播, 具体传播途径如下: 第一种是在颅骨上传播。应力首先出现在碰撞区域, 以波纹样式向碰撞侧周围颅骨扩散, 由于颅顶骨呈卵圆形, 骨板由胶原纤维呈多孔状组成, 具有优秀的吸能作用, 因而应力向上传播不明显, 而面骨大都结构较薄弱、端面较窄、形状不规则, 因此应力在面骨部位常常出现应力集中, 这一现象在相关文章中也有描述^[25-26]; 第二种应力是由碰撞处颅骨传播至颅内脑组织, 但由于颅骨的三层结构的吸能作用, 应力波传播至耦合处时会出现衰减, 因此碰撞处脑组织的 von Mises 应力远低于碰撞处颅骨处的 von Mises 应力, 这与 He 等^[27]的研究结果一致, 碰撞处脑组织出现应力集中, 且应力以波纹样式向碰撞侧脑组织周围扩散, 也向脑组织内部传播, 最终应力集中出现在碰撞侧的脑组织和脑底。

在颞部碰撞的情况下, 由于颞部的范围较大, 所以应力主要集中在颞窝区域, 颞窝主要包括颞骨、蝶骨和部分顶骨, 而对于脑组织, 应力分布的范围也较大, 主要覆盖颞叶及部分顶叶和额叶。另外, 颅骨是由坚硬的钙磷酸盐和具有一定弹性的胶原蛋白构成的, 提供支持和保护脑部的功能。其骨密度较大, 且各个部分之间是有骨缝和软骨进行连接, 这种结构可以很好的分散应力波在颅骨上的传输, 避免产生应力集中。

5 结论

本研究以事故重建的方式模拟一起真实的自行车骑行者与汽车碰撞事故, 获得自行车骑行者与汽车碰撞时头部所受加速度和相对速度, 并作为初始条件施加在具有生物力学特征的颅脑有限元模型上进行仿真分析, 从而研究自行车骑行者头部碰撞时的损伤机理, 也可为车辆安全性设计和骑行者损伤防护提供理论基础, 具体结论如下:

- (1) 颞骨碰撞时产生的应力主要集中在颞窝区域, 但由于颞窝区域较大, 应力发生扩散, 未造成应力集中, 而面骨结构较薄弱、端面较窄、形状不规则, 因此在面骨部位常常出现应力集中。
- (2) 对于颅骨和脑组织, 碰撞产生的应力以应力波的形式从碰撞侧传递到碰撞对侧, 同时也会向四周扩散, 应力波经过颅-脑耦合处时会出现衰减, 且容易在碰撞处和碰撞底部产生应力集中。对于颅骨而言, 产生应力集中的部位主要是碰撞处颅骨、碰撞处颅底和附近颅骨。对于脑组织而言, 应力集中主要出现在碰撞处脑组织和脑底。
- (3) 通过典型交通事故颅脑碰撞损伤分析, 探讨颅内压力分布规律和应力波传播的动力学过程, 获得颅脑组织应力波动态响应规律, 通过计算碰撞时颅脑产生的应力应变等参数, 从生物力学角度解释了颅脑损伤风险。

致谢

羊玢、高峰、吴金国和李鑫对本研究的贡献相同, 并共享第一作者。本研究获得国家自然科学基金(批准号: 12372079)、江苏省自然科学基金(批准号: BK20201470、BK20220687)和南京工程学院校基金(CKJB202205)的资助。

参考文献 (References)

- [1] World Health Organization. Global status report on road safety. Geneva: WHO Press, 2022.
- [2] Arregui-daimasesc, Lopez-valdes, F. J., Segui-gomez, M., *Pedestrian Injuries in Eight European Countries: An Analysis of Hospital Discharge Data*. Accident Analysis & Prevention, 2010. 42(4): 1164-1171.
- [3] Liu, D., Li, Y. D., Zhao, H., et al. *Correlation Analysis of Pedestrian Head Injury and Head Impact Test Methods*. Journal of Highway Traffic Science and Technology, 2004. 21(1): 98-101, 105.
刘地,李幼德,赵航,等. 行人头部伤害与头部碰撞试验方法的相关性分析. 公路交通科技, 2004, 21(1): 98-101,105.
- [4] Tse, K. M., Lim, S. P., Tan, V. B. C., and Lee, H. P., *A Review of Head Injury and Finite Element Head Models*. American Journal of Engineering, Technology and Society, 2014. 1(5): p. 28-52.
- [5] Teresa, E., Carlos, J., and Holly, V. R., *Effects of mild traumatic brain injury in animal models of motor neuron pathology*. J Neurotrau, 2013, 30(15): p. 107-108.
- [6] Xiong, Y., Mahmood, A., and Chopp, M., *Animal models of traumatic brain injury*. Nat Rev Neurosci, 2013, 14(2): p. 128-142.
- [7] Hardy, W. N., Foster, C. D., and Mason, M. J., *Investigation of head injury mechanisms using neutral density technology and high-speed biplanar X-ray*. Stapp Car Crash Journal, 2001. 45: p. 337-368.
- [8] Yoganandan, N., Maiman, D. J., Guan, Y. B., and Pintar, F., *Importance of physical properties of the human head on head-neck injury metrics*. Traffic Injury Prev, 2009. 10(5): p. 488-496.
- [9] Miyazaki, Y., Tachiya, H., and Anata, K., *Measurement of pressure responses in a physical model of a human head with high shape fidelity based on CT/MRI data*. International Journal of Modern Physics B, 2008. 22(9): p. 1718-1723.
- [10] Michael, F., Hagen, A., Christian, Z., Christian, K., & Frank, H. (2011). *Experimental trauma models: an update*. Journal of Biomedicine and Biotechnology, 2011, 797383.

- [11] Carmai, J., Saiprasit, K., & Wasif, H. (2019). *Analysis of rider and child pillion passenger kinematics along with injury mechanisms during motorcycle crash*. *Traffic Injury Prevention*, 20(1), 13-20.
- [12] Santos, K., & Dias, J. P. (2020). *Motorcycle accident reconstruction: Influence of structural deformation or failure*. *Engineering Failure Analysis*, 115.
- [13] Woering, M. H., Depreitere, B., and Vander Sloten, J., *Estimated and underreported parameters in report-based vehicle-bicycle accident reconstructions have a significant influence*. *Accident Analysis and Prevention*, 2021. 150.
- [14] Miao, Q., *Study on head injury of cyclists based on reconstruction of real bicycle accidents (Master's thesis)*. South China University of Technology. 2019.
 缪启锋. 基于真实自行车事故重建的骑车人头部损伤研究 (硕士学位论文). 华南理工大学. 2019.
- [15] Fan, Y., Wang, C. M., Wang, J. M., Li, Z. D., Zhou, D. H., and Huang, J., *Accurate reconstruction of traffic accident based on multiple optimization algorithms and evaluation of craniocerebral injury risk*. *Journal of Medical Biomechanics*, 2023, 38(02): 346-352.
 范颖, 王成铭, 王金明, 等. 基于多种优化算法的交通事故精准化重建与颅脑损伤风险评估. *医用生物力学*, 2023, 38(02): 346-352.
- [16] Wang, J., Li, Z., Ying, F., Zou, D., and Chen, Y., *Reconstruction of a real-world car-to-pedestrian collision using geomatics techniques and numerical simulations*. *Journal of Forensic and Legal Medicine*, 2022, 91, 102433.
- [17] Bain, A. C., Meaney, D. F., *Tissue-level thresholds for axonal damage in an experimental model of central nervous system white matter injury*. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2001, 122(6): 615-622.
- [18] Nahum, A., Smith, R., and Ward, C., *Intracranial pressure dynamics during head impact*. *Proceedings of the 21st Stapp Car Crash Conference*, Warrendale, PA. SAE Paper 770922. 1977: 339-366.
- [19] Trosseille, X., Tarriere, C., Lavaste, F., Guillon, F., and Domont, A., *Development of a FEM of the human head according to a specific test protocol*. *Proceedings of 36th Stapp Car Crash Conference*. Seattle, USA, 1992.
- [20] Hardy, W. N., Mason, M. J., Foster, C. D., Shah, C. S., and Tashman, S., *A study of the response of the human cadaver head to impact*. *Stapp Car Crash Journal*, 51, 2007: 17-80.
- [21] Ward, C. C., Chan, M., and Nahum, A. M., *Intracranial pressure—a brain injury criterion*. In *Proceeding of 24th Stapp Car Crash Conference*. Warrendale: SAE International Society of Automotive Engineers. 1980: p. 347-360.
- [22] McElhaney, J. H., Fogle, J. L., Melvin, J. W., Haynes, R. R., Roberts, V. L., and Alem, N. M., *Mechanical properties on cranial bone*. *Journal of Biomechanics*, 1970. 3(5): p. 495-511.
- [23] Newman, J., Barr, C., Beusenberg, M., Fournier, E., and Withnall, C., *A new biomechanical assessment of mild traumatic brain injury*. In *Proceeding of International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impact*, 2000: p. 223-233.
- [24] Galbraith, J. A., Thibault, L. E., and Matteson, D. R., *Mechanical and electrical responses of the squid giant axon to simple elongation*. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1993. 115(1): p. 13-22.
- [25] Huempfer-Hierl, H., Schaller, A., and Hierl, T., *Maxillofacial fractures and craniocerebral injuries—stress propagation from face to neurocranium in a finite element analysis*. *Scandinavian journal of trauma, resuscitation and emergency medicine*, 2015, 23: 35.
- [26] Huempfer-Hierl, H., Schaller, A., & Hierl, T. (2014). *Biomechanical investigation of the supraorbital arch—a transient FEA study on the impact of physical blows*. *Head and Face Medicine*, 10, 13.
- [27] He, L. M., Lu, Y. C., Wu, J. G., Wang, W. M., Liu, P., & Chen, X. Q. (2005). *Mechanics study of brain contusion and laceration by direct head impact on the frontal or occipital region*. *Chinese Journal of Neuromedicine*, 4(9), 874-877.