人体生物力学模型建立及在汽车安全中的应用

蔡志华^{①*}, 兰凤崇^②, 谌玉红^③

① 湖南科技大学机电工程学院, 湘潭 411201;

② 华南理工大学机械与汽车工程学院, 广州 510641;

③ 总后勤部军需装备研究所, 北京 100088

* E-mail: caizhuhua003@163.com

收稿日期: 2014-02-19; 接受日期: 2014-06-20

摘要 汽车的发明给人类社会带来了巨大进步和便利, 但同时引发的交通事故造成大量的人员伤亡与经济损失. 本论文采用医学 CT/MRI 扫描获得人体主要组织的几何参数, 采用有限元仿真分析工具建立人体有限元生物力学模型, 结合文献已有的组织材料实验与尸体实验对模型进行仿真验证, 模型验证参考了尸体实验数据进行了正面碰撞和侧面碰撞的仿真验证, 碰撞中接触力、胸骨位移量、力-位移响应与实验吻合较好. 开展了汽车方向盘与胸部碰撞的仿真应用研究, 方向盘冲击作用于人体的生物力学响应与损伤特性符合真实事故中的变形规律, 能再现肋骨骨折及内脏损伤, 模型可应用于汽车碰撞事故中人员的损伤评估研究.

关键词

汽车安全
生物力学
肋骨骨折
人体模型

1 引言

汽车的发明给人类社会带来了巨大进步和便利, 但同时引发的交通事故也给人类的生命带来极大的威胁, 造成大量的人员伤亡与经济损失, 汽车交通事故已经成为人们关注的热点问题^[1]. 虽然近年来随着汽车的安全性能和道路交通的改善相对地减少了交通事故发生率和人员的伤亡, 但是, 车辆碰撞事故所造成的伤亡人数与经济损失依然巨大. 据世界卫生组织报告, 全球每年道路交通事故导致约 5000 万人受伤, 约 120 万人死亡, 造成直接经济损失超过 5000 亿美元^[2]. 据我国公安部交通安全管理局关于汽车碰撞事故统计年报显示, 从 1990 年开始到 2013 年, 每年造成约 15~60 万人员受伤, 约 5~12 万人员死亡, 给国家造成巨大的经济财产损失, 给社会家庭带来沉重的精神伤害^[3]. 然而汽车产品安全性能的高低最终

由碰撞过程中人体的伤害程度来评价, 研究汽车碰撞过程中人体的生物力学响应与损伤机理, 提出更安全的安全系统设计方案与开发更具安全的辅助装置是汽车工程及其相关技术领域迫切需要解决的重大技术难题之一^[4]. 因此开展碰撞事故中人体损伤生物力学的研究意义重大.

汽车安全中人体损伤生物力学的研究目的是为了获取在碰撞过程中人体各组织生物力学响应, 理解人体各组织器官的耐受极限, 制定一定的损伤标准, 设计出更加拟人化的假人, 通过碰撞实验对假人的损伤进行评估, 最终改善汽车的安全性^[5]. 在过去的研究中, 研究人员关注重点在车身结构耐撞性与满足现有的汽车安全法规, 在碰撞过程中主要考察车身变形与吸能量, 然而乘员与行人作为交通事故中的受伤害主体, 造成的伤害与经济损失比车本身更严重. 现代汽车安全设计更多的应该考虑碰撞过

引用格式: 蔡志华, 兰凤崇, 谌玉红. 人体生物力学模型建立及在汽车安全中的应用. 中国科学: 技术科学, 2014, 44: 870~882

Cai Z H, Lan F C, Chen Y H. Development of a human biomechanical model and its application in vehicle safety (in Chinese). Sci Sin Tech, 2014, 44: 870~882, doi: 10.1360/N092014-00026

程中乘员与行人是否安全, 能否通过人体损伤生物力学的法规损伤标准. 如果没有对人体损伤生物力学进行科学深入地研究和对人体损伤机理的充分认识, 就无法建立科学合理的损伤标准, 影响我国建立科学合理的汽车安全法规、可靠的汽车结构安全设计和有效的汽车安全防护策略, 并最终严重制约我国汽车产业的发展, 给我国汽车产品打入国际市场带来难以克服的瓶颈. 因此, 建立更全面、更严格的适应于中国人体特征的安全法规标准是我国现代汽车安全设计的新机遇与挑战.

近数十年来, 研究人员主要采用志愿者实验、尸体实验 PMHS(Post Mortem Human Subject), 假人实验, 组织材料实验及动物实验等来研究汽车碰撞过程中人体生物力学响应、损伤机理与组织耐受极限. 然而, 组织材料实验与尸体实验存在样本获取困难、重复性差及法律与伦理问题, 目前开展的并不多. 假人碰撞实验被汽车企业广泛采用, 但实验的破坏性较大、成本较高、周期长, 并且目前的假人仿生可靠性存在一定不足, 无法准确评估与再现人体组织的损伤水平等问题. 人体生物力学模型及仿真分析是弥补上述之不足的有效方法, 美国国家公路交通安全管理局、欧盟、韦恩州立大学、福特汽车、丰田汽车等在政府支持下联合开发了具有欧美人体特征的数字人体生物力学模型, 国内有湖南大学、清华大学、南方医科大学、第三军医大学等建立了头部、下肢、胸部等组织的生物力学模型. 但还小有较完整的具有整体响应的人体生物力学模型.

本论文采用医学 CT/MRI 扫描, 获得人体主要组织的几何参数, 采用有限元仿真分析工具建立具有中国人体解剖特征的人体生物力学模型, 结合已有的组织材料实验与尸体实验对模型进行仿真验证, 然后利用模型开展与汽车安全相关的碰撞应用研究.

2 人体生物力学模型建立与仿真验证

2.1 人体生物力学模型建立

对一个 35 岁 50 百分位中国中等身材人体特征的男性, 身高 170 mm, 体重 70 kg, 进行 CT/MRI 扫描分段获得头颈、胸腹部、上下肢等人体组织 DICOM 数据, 精确获取人体各组织的几何信息, 扫描层厚为 0.6 mm. 本模型利用医学建模软件 MIMICS 建模, 如图 1 所示为头部与胸腹部 CT 扫描图像. 利用

GEOMAGIC 软件对 CT 点云图像再进行去噪、滤波和数据平滑等处理, 将点云图像按照选定的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, 所建立的模型以 IGES 格式存贮.

利用有限元前处理软件 TRUEGRID, HYPERMESH, ANSYS 等对上述生成的几何模型进行几何清理、简化、网格划分, 主要组织结构均采用四边形壳单元与六面体实体单元建模. 通过实验方法与参考已有的材料实验获取不同部位组织材料参数与本构关系模型, 然后对不同部位组织定义本构关系、材料、加载约束与边界条件, 定义接触并且进行仿真计算. 同时, 结合已有的材料实验与尸体实验对模型进行仿真验证. 验证后的模型可用于汽车碰撞安全中人体各组织的生物力学响应、损伤机理与应用研究, 整个建模过程流程图如图 2 所示.

整个模型包括约 300 个组件, 1680545 个节点, 1584097 个单元, 体重 72 kg, 模型描述了人体主要组织的解剖结构, 整体坐姿人体生物力学模型如图 3 所示.

2.2 人体组织本构关系与材料参数

人体生物力学有限元模型中, 各组织材料参数主要根据国内外已开展的大量的组织材料实验及已有的人体生物力学模型相关的文献中选取的参数. 对材料试验的试验方法其中骨组织主要采用三点弯曲实验, 内脏软组织主要采用拉伸、压缩实验等方法得到, 具体材料实验的样本选取、夹具、加载以及边界条件可从材料表 1~3 中列出的各参考文献中给出, 实验细节就不在论文中一一列出, 详情可从参考文献中获取信息.

其中硬骨组织主要采用弹塑性本构模型, 皮肤、肋软骨、血管、支气管等采用线弹性材料本构模型, 椎间盘、肌肉、心脏、肺等软组织采用黏弹性材料本构模型, 人体主要硬骨弹塑性材料参数如表 1 所示、胸腹部组织线弹性/黏弹性材料参数如表 2 所示、头部材料参数如表 3 所示.

2.3 模型的仿真验证

对于建立的人体生物力学有限元模型, 需要验证其有效性以确保各组织的动力学响应与真实人体响应接近, 只有通过验证的模型才能用于汽车碰撞事故中人体动力学响应和损伤相关的科学研究. 模

(a) 头颈部CT扫描

(b) 胸腹部CT扫描

图 1 (网络版彩图)头部与胸腹部 CT 扫描图像

(a) 头颈部 CT 扫描; (b) 胸腹部 CT 扫描

图2 人体生物力学模型建立流程图

图3 (网络版彩图)人体生物力学有限元模型

表 1 人体硬骨弹塑性材料参^[6-11]

材料	密度 (g/cm ³)	杨氏模量 (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(%)
							<i>C</i>	<i>P</i>	
肋骨密质骨	2	11.5	0.3	120	1.15	0.1	2.5	7	2
肋骨松质骨	1	0.04	0.45	2.2	0.01	0.1	2.5	7	3
胸骨皮质骨	2	12	0.3	120	1.15	0.1	2.5	7	2
胸骨松质骨	1	0.04	0.3	2.2	0.01	0.1	2.5	7	3
颈椎皮质骨	2	12	0.3	100	—	—	—	—	—
颈椎松质骨	1	1	0.3	8.3	—	—	—	—	—
上肢皮质骨	2	11	0.3	110	—	—	—	—	—
上肢松质骨	1	1.1	0.3	7.7	—	—	—	—	—
下肢皮质骨	2	18.5	0.3	146	—	—	—	—	—
下肢松质骨	1	0.15	0.45	30.6	—	—	—	—	—
骨盆皮质骨	2	17	0.29	180	—	—	—	—	—
骨盆松质骨	1	0.07	0.4	70	—	—	—	—	—
骶骨皮质骨	2	17	0.29	180	—	—	—	—	—
骶骨松质骨	1	0.07	0.29	70	—	—	—	—	—

表 2 胸腹部线弹性/黏弹性组织材料参数^[12-18]

组织	材料类型	密度 (kg/m ³)	杨氏模量 (GPa)	泊松比	短时剪切模量 (kPa)	长时剪切模量 (kPa)	弹性体积模量 (MPa)
肋软骨	弹性	1600	1.2	0.2	—	—	—
血管/支气管	弹性	1000	0.5	0.45	—	—	—
皮肤	弹性	1000	0.035	0.42	—	—	—
肌肉	黏弹性	1100	—	—	140	40	1.33
心脏	黏弹性	1000	—	—	20	75	0.22
肺	黏弹性	600	—	—	67	65	2.19
椎间盘	黏弹性	1040	—	—	32	18	307

表 3 头部材料参数^[19]

组织	材料/属性	密度(kg/m ³)	<i>E</i> (GPa)	Bulk(GPa)	泊松比	<i>G</i> ₀ (MPa)	<i>G</i> _∞ (MPa)	<i>β</i> (ms ⁻¹)
皮质骨	弹性/实体	1930	15		0.22	-	-	-
松质骨	弹性/实体	1300	4		0.24	-	-	-
头皮	弹性/实体	1200	0.0167		0.42	-	-	-
面骨	弹性/实体	2100	5		0.23	-	-	-
硬脑膜	弹性/膜	1200	0.0315		0.45	-	-	-
软脑膜	弹性/膜	1130	0.0115		0.42	-	-	-
脑镰	弹性/壳	1200	0.0315		0.45	-	-	-
大脑	黏弹性/实体	1140	2.19		-	0.528	0.16	0.7
小脑	黏弹性/实体	1140	2.19		-	0.528	0.16	0.7
脑干	黏弹性/实体	1140	2.19		-	0.528	0.16	0.7
脑脊液	黏弹性/实体	1040	2.19		-	0.528	0.16	0.7

型验证可以通过志愿者实验、尸体实验及组织材料实验来实现,我国对于尸体实验的开展管理非常严格,要开展除医学解剖教学外的尸体损伤性实验的研究目前还存在一定困难.出于科学研究的需要,特别汽车安全与交通事故中损伤机理与组织耐受及冲击载荷作用下的人体生物力学响应的研究非常迫切,目前,国内还未开展与汽车碰撞相关的冲击碰撞损伤的尸体实验研究,由于实验条件所限,实验验证数据主要参考国外研究人员采用未经防腐处理的尸体进行冲击实验.

2.3.1 胸部正面碰撞仿真验证

人体生物力学有限元模型验证主要参考文献尸体撞击实验,通过对比实验与仿真的撞击力、变形量、加速度、应力与应变等参数来评估模型有效性.对于低速、大质量的汽车正面碰撞问题,主要参考 Kroell(1971, 1974)^[20,21]等利用质量 1.64~23.59 Kg, 直径 15.24 cm 的圆柱形冲击器对 38 组尸体进行低速撞击实验.实验以 4.9~14.3 m/s 的初速度撞击尸体胸骨第 4 肋与第 5 肋骨中间处,利用安装在撞击物上的测力传感器测得撞击力,用高速摄像机记录胸部变形量.

本仿真验证参考其中的一组实验,利用 6.7 m/s, 用 23.4 kg 的冲击器对实验样本进行冲击实验.正面碰撞仿真模拟定义为冲击器加载以 6.7 m/s 初速度撞击尸体胸部的胸骨第四根与第五根肋骨的中间处.仿真模拟时间为 60 ms,定义冲击器为刚体,刚性冲击器直径 15.24 cm,质量为 23.4 kg,整个仿真过程如图 4 所示为胸部正面碰撞仿真验证.

正面碰撞仿真验证利用 6.7 m/s 初速度冲击胸部的正面得到速度与时间的历程曲线如图 5 所示,冲击器接触胸部以后受到抵制,速度迅速下降,在 32 ms 达到最小值,速度下降过程主要是身体吸收冲击器初速度产生的能量,通过身体各组织的变形来吸收能量,当速度达到最小值接近 0 m/s 以后,冲击器产生的能量得到身体充分的吸收,胸部肌肉、肋骨产生一定的回弹,速度上升到约 2 m/s,然后下降直到冲击过程结束.

图 6(a)所示为撞击器撞击胸部在 15, 30, 45, 60 ms 时的仿真状态,0~15 ms 时胸部开始变形,到 30 ms 时胸部变形达到最大,30~60 ms 为胸部的回弹过程.图 6(b)显示胸部在正面最大变形时刻的胸骨与肋骨骨折的状态,从图可知,胸部肋骨无明显的骨折断

图 4 (网络版彩图)胸部正面碰撞仿真验证

图 5 正面碰撞速度与时间的历程曲线

裂,但是第 2, 3, 4 根肋骨、胸骨与软骨有单元删除存在骨折但没有断裂.图 6(c)显示心脏、肺与肝等内脏组织在正面冲击作用下的应力应变云图.在胸骨压缩的过程中,内脏组织也开始压缩,其中心脏与肝处的应变最大显示为红色.

图6 正面碰撞仿真验证

(a) 正面碰撞 15, 30, 45, 60 ms 胸部生物力学响应; (b) 正面碰撞胸骨与肋骨骨折状态; (c) 内脏组织应力应变云图

同时仿真输出冲击器与胸部的接触力-时间曲线、胸骨位移量-时间曲线、胸骨力-位移曲线、输出节点为冲击器中心和胸骨中心处。仿真结果与实验进行了对比,如图7所示。比较上述仿真与实验曲线可知:图7(a)胸部接触力在碰撞15~20 ms时出现峰值,实验峰值为4500 N,仿真峰值4950 N,峰值偏差小于10%。仿真冲击器与胸骨接触力-时间曲线与实验趋势一致,图7(b)所示在20~25 ms出现峰值位移量,实验位移峰值82 mm,仿真位移峰值85 mm,峰值差值小于5%,实验与仿真变化趋势一致。图7(c)仿真冲击力-位移量曲线在实验上下限值之间,通过对比实验与仿真的结果可以观察到正面碰撞过程中

骨折现象与内脏的变形及力与变形的参数。结果表明仿真验证与尸体实验中损伤描述一致。

2.3.2 胸部侧面碰撞仿真验证

到目前为止,PMHS侧面碰撞尸体实验已经开展了一定的研究,1989年Viano^[22]开展了尸体自由状态下冲击器实验研究,1999年chung等人^[23]在前人基础上进行了4组PMHS的侧面冲击试验。利用50 kg的木质冲击器,直径为152.4 mm。冲击器位置在第六肋骨侧面中心处,以5.4 m/s初速度撞击尸体胸部,利用测试设备测量相关参数。

侧面碰撞仿真模拟撞击器定义为刚体,加载条

图 7 (网络版彩图)正面碰撞实验与仿真验证

(a) 胸骨接触力-时间曲线; (b) 胸骨变形量-时间曲线; (c) 胸部接触力-变形量曲线

件以 5.4 m/s 初速度撞击尸体胸部的第六根肋骨的侧面中心处。仿真模拟时间为 60 ms, 采用一个刚性冲击器, 直径 15.24 cm, 在原有冲击器的基础上增加一定的质量单元使冲击器质量达到 50 kg, 其他仿真设定与正面碰撞一致, 仿真验证模型如图 8 所示。

侧面碰撞利用 5.4 m/s 冲击胸部的侧面得到速度与时间的历程曲线如图 9 所示, 冲击器接触胸部以后受到抵制, 速度迅速下降, 在 38 ms 时速度达到最小

图 8 (网络版彩图)侧面碰撞仿真验证

值, 速度下降过程主要是身体吸收冲击器初速度产生的能量, 通过身体各组织的变形来吸收能量, 当速度达到最小值接近 0 m/s 以后, 冲击器产生的能量得到身体充分的吸收, 这时胸部肌肉、肋骨产生一定的回弹, 回弹速度从 0.5 上升到 2 m/s 直到仿真过程结束。

从图 10(a)可知, 撞击器侧面撞击胸部在 15, 30, 45, 60 ms 时的仿真状态, 0~15 ms 时胸部

图 9 侧面碰撞速度-时间历程曲线

图 10 侧面碰撞生物力学响应与仿真验证

(a) 侧面碰撞胸部 15, 30, 45, 60 ms 生物力学响应; (b) 侧面碰撞肋骨骨折状态; (c) 内脏组织内脏组织应力应变云图

开始变形, 30~45 ms 时胸部变形达到最大, 45~60 ms 为胸部的回弹过程, 图 10(b)所示为胸部在侧面最大变形时刻肋骨骨折的状态, 图中标计处第 7, 8, 9 存在不同位置的肋骨骨折. 图 10(c)显示心脏与肺在侧面冲击作用下的应力应变云图, 肝组织与膈膜的应变最大, 容易造成肝与膈膜的损伤与破裂.

仿真输出冲击器与胸部的接触力-时间曲线、胸骨位移量-时间曲线、胸骨力与位移曲线、输出节点为冲击器中心和胸骨中心处. 仿真结果与实验进行

了对比, 如图 11(a)所示胸部接触力在碰撞 15~20 ms 时出现峰值, 实验峰值为 3650 N, 仿真峰值 3960 N, 峰值偏差小于 10%. 仿真冲击器与胸骨接触力-时间曲线与实验趋势一致, 图 11(b)所示在 20~25 ms 出现峰值位移量, 实验位移峰值 62 mm, 仿真位移峰值 68 mm, 峰值差值小于 5%, 实验与仿真变化趋势一致. 图 11(c)仿真冲击力-位移量曲线在实验上下限值之间, 通过对比实验与仿真的结果可以观察到侧面碰撞过程中骨折现象与内脏的变形及力与变形的参数, 结

图 11 (网络版彩图)胸部侧面碰撞仿真验证

(a) 侧面碰撞接触力-时间曲线; (b) 侧面碰撞胸骨变形量-时间曲线;
(c) 侧面碰撞力-变形量曲线

果表明, 仿真与尸体实验描述一致, 表明本模型对侧面碰撞具有较好的有效性.

表 4 方向盘与转向管柱材料参数^[24]

组件	材料类型	弹性模量(GPa)	密度(kg/m ³)	泊松比	屈服应力(GPa)
转向盘	弹性 Mat1	210	7800	0.3	—
转向盘辐条与支架	刚体 Mat20	210	7800	0.3	—
上转向管柱	弹性 Mat1	210	7800	0.3	—
下转向管柱	弹性 Mat1	210	7800	0.3	—
安全气囊盖	弹塑性 Mat24	2	1000	0.3	0.01

图 12 (网络版彩图)方向盘与转向柱有限元模型

3 方向盘冲击人体胸部的生物力学响应

本文利用某车型中的方向盘与转向柱几何模型进行简化, 方向盘采用壳单元, 厚度为 3 mm, 方向盘支架采用壳单元, 厚度为 0.7 mm, 上下管柱采用壳单元厚度为 3 mm, 安全气囊盖采用壳单元厚度为 1.5 mm, 得到整体转向机构有限元模型共有节点 20386 个, 壳单元 19904 个, 有限元模型如图 12 所示为方向盘与转向管柱. 材料参数如表 4 所示

本论文参考国内法规条件, 利用 GB11557 规定碰撞试验过程中转向管柱后端按设计基准位置固定 (转向管安装角为 22°), 约束转向管柱后端 6 个方向的移动与转动自由度, 人体在无约束的状态下以 6.88 m/s 的速度水平方向撞击方向盘. 如图 13 所示为人体模型与方向盘碰撞法规仿真分析模型.

通过对人体胸部碰撞方向盘有限元模型进行仿真计算得出如图 14 所示为 6.88 m/s 初速度下胸部碰撞方向盘的速度与时间历程曲线.

通过对人体胸部与方向盘进行碰撞仿真计算得到图 15 所示人体胸部与方向盘在 15, 30, 45, 60 ms 时刻下的生物力学响应, 从图中可看出 0~15 ms 阶段人体胸部开始接触转向盘下沿, 人体向前移动, 15~45 ms 内随着人体的继续向前移动, 胸部接触方向盘后

图 13 (网络版彩图)人体胸部碰撞方向盘有限元模型

图 14 6.88 m/s 初速度下胸部碰撞方向盘速度-时间历程曲线

产生的变形, 肋骨、胸骨、肌肉与内脏组织吸收方向盘产生的碰撞能量, 45~60 ms 为惯性作用下由于胸部被方向盘阻挡, 方向盘停止压缩胸部, 头部与颈椎在惯性作用下也产生向前移动. 仿真过程能较好地反应在汽车碰撞过程中胸部碰撞方向盘的情况.

如图 16 所示为 6.88 m/s 初速度下, 胸部碰撞方

向盘得到接触力的大小. 胸部接触方向盘后接触力开始上升在 21 ms 时达到峰值, 峰值约为 11300 N. 22~40 ms 阶段主要是方向盘下沿碰撞使胸部吸收能量产生变形, 接触力开始下降. 40~60 ms 阶段由于惯性力的作用使整个人体的惯性力加载到方向盘上, 接触力又开始上升, 当惯性载荷产生的能量得到充分吸收以后, 接触力下降, 直到仿真过程结束.

如图 17 所示为 6.88 m/s 初速度下, 胸部碰撞方向盘得到胸骨变形量的大小, 胸部接触方向盘后胸骨开始产生变形, 在 30 ms 时达到峰值, 约为 170 mm, 此阶段主要是胸部组织抵制冲击速度所产生的能量, 30~60 ms 阶段主要为残余能量吸收的过程胸骨变形量有所增加, 整个过程胸骨产生的反弹较小, 主要原因是因为身体质量大, 速度快, 并且身体没有约束引起.

4 讨论与结论

要建立具有中国人体特征的生物力学模型主要分为几个阶段逐步展开. 首先建立具有中国人体几何解剖结构特征的有限元仿真模型, 然后对人体各组织所采用的材料与本构模型进行实验研究, 通过参数反求确定组织的本构关系与材料参数. 最后针对具体研究问题进行整体的力学响应实验研究, 如低速大质量的汽车碰撞问题通过冲击器冲击尸体(或动物)实验来模拟真实汽车的碰撞情况, 高速小质量的子弹冲击问题通过高速冲击发射平台冲击穿上防弹装备的尸体(或动物)模拟真实的枪打防弹衣的人体生物力学响应与损伤问题, 还有爆炸、载人航天器着陆等的生物力学响应与损伤实验研究. 通过这类研究分析损伤机理及对人体生物力学模型进行验证,

图 15 (网络版彩图)15, 30, 45, 60 ms 时刻人体胸部碰撞方向盘生物力学响应

图 16 胸部碰撞方向盘接触力

图 17 胸骨变形量

最终通过优化防护装置来改善安全性能。由于我国在人体组织的材料实验研究及尸体(或动物)冲击实验还存在很大的不足,作者前期已开展了骨骼的三点弯曲实验研究,初步研究了骨骼的材料本构关系

与相关参数。目前正准备尸体(或动物)实验与冲击平台的开发,后续的研究将对模型进行进一步的验证与应用。最终建立具有中国人体特征的生物力学模型,结合冲击损伤实验探索适应于中国人体特征的新的汽车安全法规标准。摆脱目前汽车安全法规完全依赖于国外的法规标准的现状。本论文结论如下。

1) 结合中国人体医学解剖结构,建立了肋骨、胸骨、椎骨、椎间盘、锁骨、肩胛骨、骨盆、皮肤、肌肉及四肢、头部等有限元模型,并对模型进行装配,建立了具有中国人体特征的生物力学有限元模型。结合大量的国内外研究成果与文献资料对人体胸部组织所采用的材料参数与本构关系模型进行了定义与选取,材料模型能比较准确地模拟胸部肋骨骨折及软组织的损伤特性。并建立了胸部正面与侧面碰撞理论模型,模型验证参考了 Kroell, Chung 等人的尸体实验数据进行了正面碰撞和侧面碰撞的仿真验证,碰撞中接触力、胸骨位移量、力-位移响应与实验吻合较好,损伤情况与实验描述一致。同时,通过对理论模型的计算与实验及仿真结果进行对比,模型具有一定的有效性与生物逼真度。本模型可用于汽车碰撞安全中胸部肋骨骨折与内脏组织的损伤研究。

2) 开展汽车方向盘与人体胸部碰撞的仿真应用研究,方向盘冲击作用于人体的生物力学响应与损伤特性比较符合真实事故中的变形规律,能再现肋骨骨折及内脏损伤,模型可应用于汽车碰撞事故中人员的损伤评估。同时,结合一定的实验研究与验证,本模型可应用于研究载人航天、装甲防弹、特种车辆等领域中的生物力学损伤问题。

参考文献

- 1 阮世捷, 胡习之, 曲杰. 汽车安全与人体损伤生物力学的有限元模拟研究. 华南理工大学学报(自然科学版), 2007, 35: 1-7
- 2 世界卫生组织, 世界银行. 世界道路交通伤害报告. 2004
- 3 中华人民共和国公安部交通管理局. 2012年道路交通事故统计年报. 2012
- 4 蔡志华. 汽车碰撞中胸部生物力学响应与损伤评估研究. 博士学位论文. 广州: 华南理工大学, 2013
- 5 朱海涛, 孙振东, 白鹏, 等. 汽车正面碰撞中乘员的胸部伤害分析. 交通标准化, 2009, 11: 010
- 6 Kleinman P K, Schlesinger A E. Mechanical factors associated with posterior rib fractures: Laboratory and case studies. *Pediatr radiol*, 1997, 27: 87-91
- 7 Li Z, Kindig M W, Kerrigan J R, et al. Rib fractures under anterior-posterior dynamic loads: Experimental and finite-element study. *J Biomech*, 2010, 43: 228-234
- 8 Kemper A R, Kennedy E A, McNally C, et al. Reducing chest injuries in automobile collisions: Rib fracture timing and implications for thoracic injury criteria. *Ann Biomed Eng*, 2011, 39: 2141-2151
- 9 Kindig M, Li Z, Kent R, et al. Effect of intercostal muscle and costovertebral joint material properties on human ribcage stiffness and

- kinematics. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*, 2013, doi: 10.1080/10255842.2013.820718
- 10 Shaw G, Parent D, Purtseov S, et al. Impact response of restrained PMHS in frontal sled tests: Skeletal deformation patterns under seat belt loading. *Stapp Car Crash J*, 2009, 53: 1–48
 - 11 Vezin P, Verriest J P. Development of a set of numerical human models for safety. In: 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles. Washington DC, 2005. 6–9
 - 12 Ruan J, El-Jawahri R, Chai L, et al. Prediction and analysis of human thoracic impact responses and injuries in cadaver impacts using a full human body finite element model. *Stapp car crash J*, 2003, 47: 299–321
 - 13 Viano D C, Lau I V, Asbury C, et al. Biomechanics of the human chest, abdomen, and pelvis in lateral impact. *Accid Anal Prev*, 1989, 21: 553–574
 - 14 Iwamoto M, Kisanuki Y, Watanabe I, et al. Development of a finite element model of the total human model for safety (THUMS) and application to injury reconstruction. In: *Proceedings of the International IRCOBI Conference*. Munich, Germany, 2002
 - 15 Watanabe R, Miyazaki H, Kitagawa Y, et al. Research of collision speed dependency of pedestrian head and chest injuries using human FE Model (THUMS Version 4). *Accid Reconstr J*, 2012, 22: 31–40
 - 16 Forbes P A. Development of a human body model for the analysis of side impact automotive thoracic trauma. Dissertation for the Doctoral Degree. Waterloo: University of Waterloo, 2005.
 - 17 Vavalle N A, Moreno D P, Rhyne A C, et al. Lateral impact validation of a geometrically accurate full body finite element model for blunt injury prediction. *Ann Biomed Eng*, 2013, 41: 497–512
 - 18 Vezin P, Bruyere-Garnier K, Bermond F, et al. Comparison of hybrid III, thor-alpha and PMHS response in frontal sled tests. *Stapp Car Crash J*, 2002, 46: 1
 - 19 蔡志华, 兰凤崇, 陈吉清, 等. 汽车交通事故中头部损伤评估模型的构建与验证. *汽车工程*, 2012, 9: 782–786
 - 20 Kroell C K, Schneider D C, Nahum A M. Impact tolerance and response of the human thorax. SAE Technical Paper 710851, 1971-02-01
 - 21 Kroell C K, Schneider D C, Nahum A M. Impact tolerance and response of the human thorax II, in biomechanics of impact injury and injury tolerances of the thorax-shoulder complex. SAE Technical Paper 741187, 1974-02-01
 - 22 Viano D C. Biomechanical responses and injuries in blunt lateral impact. In: 33rd Stapp Car Crash Conference. Washington, D C, 1989. 113–142
 - 23 Chung J, Cavanaugh J M, King A I, et al. Thoracic injury mechanisms and biomechanical responses in lateral velocity pulse impacts. In: *Stapp Car Crash Conference Proceedings*. Warrendale, 1999
 - 24 曾迺立. 汽车吸能防伤转向机构碰撞的仿真与试验研究. 博士学位论文. 吉林: 吉林大学, 2002

Development of a human biomechanical model and its application in vehicle safety

CAI ZhiHua¹, LAN FengChong² & CHEN YuHong³

¹ School of Electromechanical Engineering, Hunan University of Science and Technology, Xiangtan 411201, China;

² School of Mechanical and Automotive Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510641, China;

³ The Quartermaster Research Institute of the General Logistics Department of CPLA, Beijing 100088, China

The invention of automobiles has brought great progress and convenience to mankind. However, There are enormous personnel casualties and economic loss arising from traffic accidents every year. In this paper, CT (computed tomography) and MRI (magnetic resonance imaging) image of the human skeleton and internal organs were used to construct the three-dimensional human body finite element biomechanical model. The mechanical properties of the biological tissues in this model were based on test data found in the literature. The model was validated against cadaver responses to frontal and side impact. The predicted model response and injuries reasonably agreed with the experimental data. Simulation study on the collision between steering wheel and chest was performed, and the biomechanical response and the deformation pattern of the human body was obtained, from which the rib fracture and visceral injury mechanism can be reconstructed. The predicted model response reasonably agreed with that the thoracic injury in real-world crashes, and the model can further be used to evaluate thoracic injury in real-world crashes.

automotive safety, biomechanics, Rib fractures, human body model

doi: 10.1360/N092014-00026