



DOI:10.13364/j.issn.1672-6510.2014.05.014

后冲击下人体胸部动力学响应分析

张恩凤, 薛强, 张帆, 程大伟, 丁梅
(天津科技大学机械工程学院, 天津 300222)

摘要: 为研究后碰撞过程中人体胸部的损伤情况, 基于人体解剖学构建了人体胸部有限元模型, 模型包括胸椎、椎间盘、肋骨、肋骨软骨、胸骨、锁骨、肩胛骨、肌肉和韧带等人体组织. 通过后碰撞仿真模拟, 研究了胸部组织的应力及应变变化情况. 结果表明: 在后碰撞过程中, 胸椎 T1、胸椎 T2 和胸椎 T3 的应力和应变较大, 可能发生椎体骨折; 第一肋骨到第三肋骨的损伤可能较大, 容易发生骨折; T1-T2、T2-T3 和 T3-T4 之间的椎间盘应力较大, 可能产生椎间盘突出等损伤.

关键词: 后碰撞; 有限元模型; 胸部

中图分类号: O348; R318.01 文献标志码: A 文章编号: 1672-6510(2014)05-0069-04

Dynamic Response of Human Chest to Rear Impact

ZHANG Enfeng, XUE Qiang, ZHANG Fan, CHENG Dawei, DING Mei

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

Abstract: In order to study the chest damage of the human body in the process of rear impact, a finite element model of chest was built based on anthropotomy. The components in the finite element model comprised thoracic vertebra, intervertebral discs, rib, rib cartilage, sternum, clavicle, scapula, muscle and ligament. Through simulating the rear impact of vehicle, the change of the stress and strain of the chest were obtained. Simulation results show that, in the process of collision, the stress and strain of thoracic T1, thoracic T2 and thoracic T3 are larger, which can result in vertebral fracture; the injury of the first rib, the second rib and the third rib may be more serious, prone to fracture; the intervertebral discs between the T1-T2, T2-T3 and T3-T4 have to bear greater stress than others, which may lead to the prolapse of intervertebral disc.

Key words: rear impact; the finite element model; chest

汽车追尾时, 人体会受到向后的冲击力. 在头部向后过度屈伸的过程中, 头和整个后背都会撞击在汽车座椅上, 产生很大的冲击力, 容易造成胸椎椎体骨折和肋骨骨折等损伤. 通过对人体冲击动力学响应的研究, 除了可以得到人体各组织在冲击力作用下的受力和损伤情况外, 还可以为车辆乘员保护装置, 如座椅、安全带、头枕和头盔等的研究提供依据, 从而减少车辆碰撞对人体造成的伤害. 研究后冲击下人体动力学响应, 对于保护车辆乘员生命安全, 减少由此产生的一系列社会问题, 具有重要意义. 然而, 目前的研究主要集中在人体头颈部或下肢的冲击动力学响应^[1-4], 对于整个胸部及腹部冲击动力学响应的

研究较少.

本文建立了一个较完整的胸部有限元模型, 包括椎骨、椎间盘、肋骨、肋骨软骨、胸骨、部分韧带以及肌肉组织, 然后对胸部组织进行冲击加载, 模拟了人体胸部的后冲击状态, 得到了椎骨和肋骨等的应力应变参数, 为研究人体胸部的冲击损伤和进行损伤预测提供参考依据.

1 模型建立

用于建立模型的志愿者为一名身高 1.7 m, 体质量 70 kg 的中国成年男子. 通过螺旋 CT 扫描生成

收稿日期: 2014-03-18; 修回日期: 2014-05-30

作者简介: 张恩凤 (1981—), 女, 天津人, 硕士研究生; 通信作者: 薛强, 教授, qxue@tust.edu.cn.

DICOM 格式图像数据,使用 Mimics 将 CT 图像转换成三维模型,再利用 Geomagic 进行三维重建,得到人体胸部的几何模型. 在三维有限元分析中,六面体单元变形特性好,刚性比四面体单元低,能较好地避免单元内形成尖锐夹角,可以提高有限元分析的可靠性和计算精度,同时缩短计算时间. 将几何模型导入 TrueGrid 中划分网格,生成六面体单元的有限元模型^[5],如图1所示. 该模型能够反映人体结构基本特征和描述人体运动基本规律,模型包括:胸椎、椎间盘、肋骨、肋骨软骨、胸骨、锁骨、肩胛骨、肌肉和韧带等人体组织. 为了描述韧带在伸张载荷下的生物力学特性,韧带采用索单元进行模拟,其他组织采用实体单元. 模型共包含 54 714 个单元和 81 905 个节点. 胸部有限元模型中的材料属性根据文献[6-7]设置.

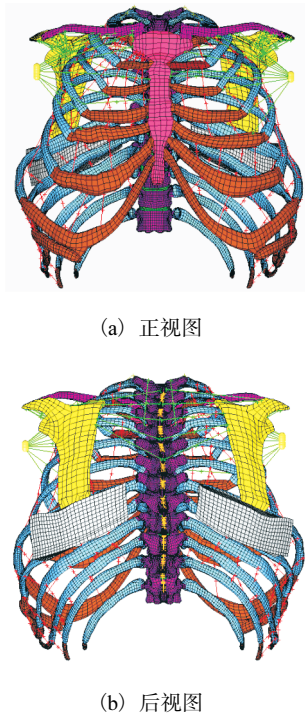


图 1 人体胸部有限元模型
Fig. 1 Finite element model of thoracic cage

2 模型验证

胸部模型验证主要参考 Kroell 等^[8]于 1971 年进行的尸体实验:使用直径为 15.24 cm 的圆柱形冲击器对尸体的胸部正前方进行撞击实验,撞击物的初速度为 6.7 m/s,质量为 23.59 kg,通过安装在撞击物上的测力传感器测得撞击力及其胸骨的压缩量随时间的变化曲线. 在模型仿真模拟过程中,对 T1 和 T12 施加约束限制其全部自由度,仿真验证与原实验边界

条件一致,仿真验证时间为 60 ms. 通过加载与实验相同的撞击力,使用胸部位移量、加速度等参数来评估模型的有效性. 撞击力曲线如图 2 所示.

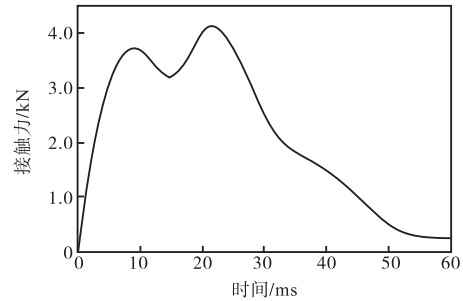


图 2 撞击力加载曲线
Fig. 2 The load curve of impact force

仿真得到胸部的动力学响应,并测得胸骨的压缩量的时间变化历程曲线,将仿真得到的曲线与原实验得到的曲线进行对比(图 3),可以看出:利用模型仿真模拟的胸骨位移曲线与尸体实验数据的响应趋势基本吻合,该模型具有较好的生物逼真度.

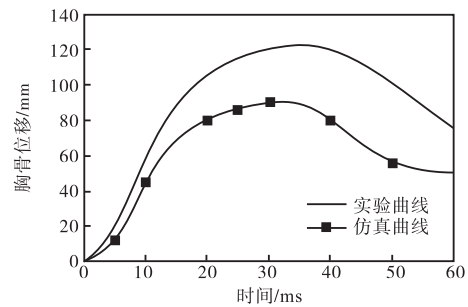


图 3 胸骨位移验证曲线
Fig. 3 Test curve of sternum displacement

3 冲击动力学响应分析

用于胸部动力学响应分析的冲击载荷采用日本机动车研究所的后碰撞实验数据^[9]:以碰撞加速度曲线(图 4)作为模型的载荷,时间历程为 300 ms.

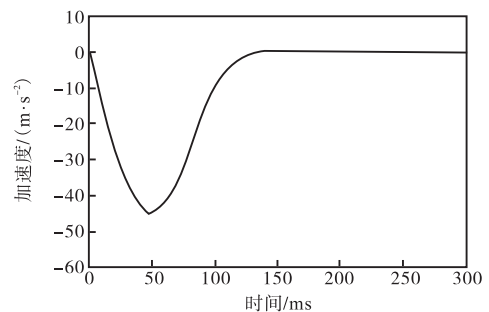


图 4 加速度载荷的加载曲线
Fig. 4 Collision acceleration

将加速度载荷施加在胸椎 T1 上,同时对胸椎 T12 的 x 、 y 、 z 方向进行全约束,运算得出后碰撞发生后胸部的整个运动过程。

3.1 胸椎的应力和应变分析

胸椎的应力曲线如图 5 所示。可以看出:在各个胸椎中, T1 受力最大,其次是 T2 和 T3,这三块胸椎的应力明显高于其他胸椎的应力, T4—T12 则应力变化不明显;整个胸椎在冲击响应过程中的峰值应力出现在 T1,为 10.56 MPa,出现的时间在 200 ms;胸椎 T2 与 T3 的最大应力和出现时间较为接近,最大应力分别为 5.96 MPa 和 5.45 MPa,出现时间分别为 200 ms 和 210 ms 左右;胸椎 T1—T12 的最大应力出现时间均在 160~210 ms。对比可见:胸椎 T1、T2、T3 的应力大于其他椎骨的应力,更容易出现损伤。

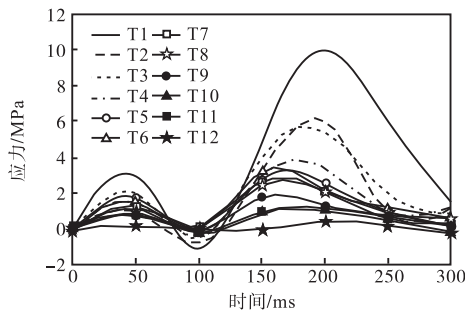


图 5 胸椎 T1—T12 的应力曲线
Fig. 5 Stress of thoracic vertebra T1-T12

胸椎的应变曲线如图 6 所示。可以看出:在胸椎 T1—T12 之中,较大的最大应变主要出现在 T1、T2 和 T3 上,这与最大应力情况相同,所以应该加强对这几块胸椎的保护;胸椎 T1 的应变最大,为 0.012 5,出现时间约为 200 ms;胸椎 T2、T3 的最大应变值分别为 0.005 0、0.005 6;胸椎 T1、T2 和 T3 的应变大于其他椎骨的应变,容易出现损伤。

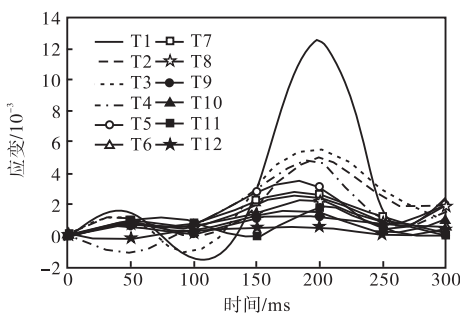


图 6 胸椎 T1—T12 的应变曲线
Fig. 6 Strain of thoracic vertebra T1-T12

3.2 肋骨的应力和应变分析

12 对肋骨的应力曲线如图 7 所示。可以看出:前 4 对肋骨承受着较大的应力,这主要由于后碰撞冲击响应过程中头颈部的运动带动胸廓上提,胸椎和锁骨共同对肋骨施加作用力,所以导致直接与胸骨相连且靠近人体上部的 4 对肋骨受力较大。其中,第 1 肋骨的最大应力为 13.89 MPa,第 2 肋骨的最大应力为 8.40 MPa,第 3 肋骨的最大应力为 7.62 MPa,第 4 肋骨的最大应力为 5.14 MPa。

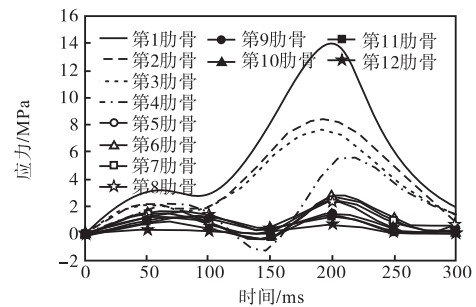


图 7 肋骨的应力曲线
Fig. 7 Stress of the rib

肋骨的应变曲线如图 8 所示。可以看出:相比胸椎的应变,肋骨的应变值处于较低水平,应变峰值出现时间介于 170 ms 到 210 ms 之间,最大应变峰值出现在第 1 肋骨,峰值为 0.001 2。可见,在后碰撞过程中,造成肋骨损伤的可能较小,第 1 肋骨至第 3 肋骨在 12 对肋骨中的损伤可能性相对较大。

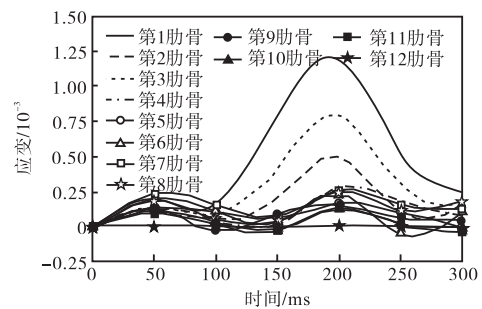


图 8 肋骨的应变曲线
Fig. 8 Strain of the rib

3.3 肋软骨的应力和应变分析

肋软骨的应力和应变曲线如图 9 和图 10 所示。可以看出:在 12 对肋软骨中,第 1 肋软骨的最大应力值最大,为 6.09 MPa,出现时间约为 190 ms;肋软骨的最大应变值同样出现在第 1 肋软骨上,出现时间为 200 ms,最大应变为 0.001 2;在后碰撞响应过程中,肋软骨会受到由肋骨产生的压力,产生应力应

变,但是其值远小于其他骨骼,而且由于肋软骨具有较大的韧性,产生损伤的可能较小.

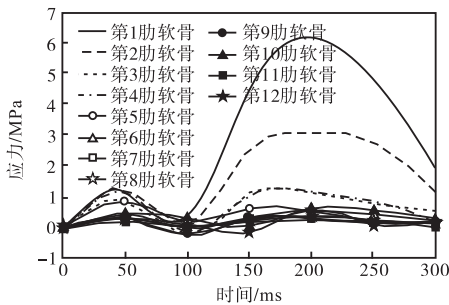


图9 肋软骨的应力曲线
Fig. 9 Stress of the costicartilage

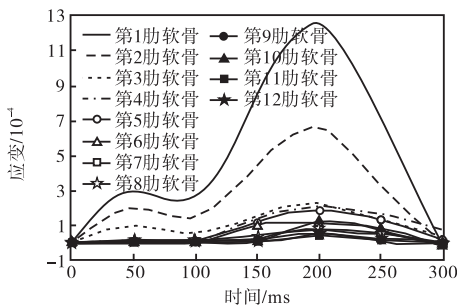


图10 肋软骨的应变曲线
Fig. 10 Strain of the costicartilage

3.4 胸椎椎间盘的应力和应变分析

胸椎椎间盘的应力曲线如图 11 所示. 可以看出: 椎间盘 T1-T2、T2-T3 和 T3-T4 的应力明显大于其他胸椎椎间盘的应力, 最大应力均出现在 190 ms 左右, 最大应力分别为 1.7、2.2、2.4 MPa.

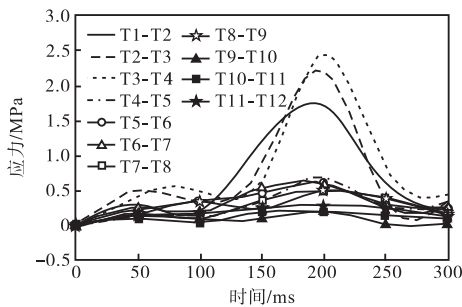


图11 胸椎椎间盘的应力曲线
Fig. 11 Stress of the thoracic vertebra intervertebral discs

胸椎椎间盘的应变曲线如图 12 所示. 可以看出: 胸椎椎间盘的最大应变出现在 180 ms 到 220 ms 之间, 其中椎间盘 T1-T2、T2-T3 和 T3-T4 的应变较大, 应变峰值分别为 0.069、0.058、0.065. 所以对于胸椎椎间盘要加强这三个部位的保护.

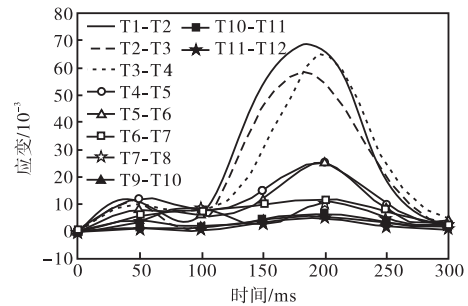


图12 胸椎椎间盘的应变曲线
Fig. 12 Strain of the thoracic vertebra intervertebral discs

4 结 语

本文建立了的较完整的胸部有限元模型, 模型包括胸椎、椎间盘、肋骨、肋骨软骨、胸骨、锁骨、肩胛骨、肌肉和韧带等人体组织, 该模型可以有效用于后碰撞胸部损伤研究. 通过分析模拟结果, 总结得出人体胸部在后冲击过程中的损伤部位和损伤程度, 对相应保护装置的研制、座椅及安全带的优化设计都具有重要参考价值

仿真结果表明: 人体胸部主要是由于头颈部的牵拉作用和与座椅发生碰撞接触产生的挤压而造成损伤. 若人体背部离座椅较远, 当与座椅靠背发生较高速度的碰撞接触时会造成人体内脏器官的震颤和移位, 危及到生命. 胸椎 T1、T2 和 T3 产生了较大的应力和应变, 可能发生椎体骨折; 第 1 肋骨至第 3 肋骨在 12 对肋骨中受损伤的可能较大, 容易发生肋骨骨折; 胸椎椎间盘 T1-T2、T2-T3 和 T3-T4 之间的应力较大, 可能产生椎间盘突出等损伤.

此外, 本文建立的人体模型组织还有待进一步的细化和完善, 尤其是人体韧带和肌肉等软组织, 具有复杂的力学特性, 并且肌肉还具有自主收缩性和主动做功, 其生理特性比较复杂. 相对完整的人体模型可以更好地模拟碰撞过程, 提高仿真的精度.

参考文献:

[1] Hallmana J J, Yoganandana N, Pintar F A. Prediction of visceral response to multi-directional loading as measured by the chestband[J]. Medical Engineering & Physics, 2012, 34(7): 906-913.

[2] Qiu T X, Teo E C, Yan Y B, et al. Finite element modeling of a 3 D coupled foot-boot model[J]. Medical Engineering & Physics, 2011, 33(10): 1228-1233.

(下转第 77 页)