

冲击载荷作用下某型气囊缓冲性能影响研究

张全学^{1,2,3}, 杨威^{1,2,3}, 黄恩光^{1,2,3}, 姚俊^{1,2,3}

(1.湖北航天化学技术研究所,湖北 襄阳 441003; 2.应急救援与安全防护湖北省重点实验室,湖北 襄阳 441003; 3.航天化学动力技术重点实验室,湖北 襄阳 441003)

摘要: **目的** 研究冲击载荷作用下排气孔面积及初始缓冲时刻对某型气囊缓冲性能的影响。**方法** 采用MIMICS软件,并结合LS-Prepost软件,建立髌骨-气囊-地面有限元模型,利用LS-DYNA软件对气囊的缓冲过程进行仿真计算,得到缓冲过程中该模型的动力学响应结果。通过分析髌骨模型受力及气囊状态的变化,探讨排气孔面积及初始接触时刻对气囊缓冲性能的影响。**结果** 排气孔面积为0~40 mm²时,髌骨模型受力峰值最大为1 710 N,最小为1 549 N,模型受力峰值变动幅度约10.4%;初始缓冲时刻改变时,髌骨模型受力峰值最大为1 769 N,最小为1 644 N,模型受力峰值变动幅度约7.6%。**结论** 随着排气孔面积的增大,气囊缓冲性能先提升、后降低;随着初始缓冲时刻的推迟,气囊缓冲性能先提升后、降低。改变排气孔面积能更好地改善气囊缓冲特性。

关键词: 排气孔面积; 气囊; 缓冲性能; 有限元分析; 初始缓冲时刻

中图分类号: TB21; TP391.9

文献标识码: A

文章编号: 1672-9242(2022)04-0117-07

DOI: 10.7643/issn.1672-9242.2022.04.018

Effect of Impact Load on the Buffering Performance of a Certain Type of Airbag

ZHANG Quan-xue^{1,2,3}, YANG Wei^{1,2,3}, HUANG En-guang^{1,2,3}, YAO Jun^{1,2,3}

(1. Hubei Institute of Aerospace Chemical Technology, Hubei Xiangyang 441003, China; 2. Key Laboratory of Emergency Lifesaving and Safety Protection of Hubei Province, Hubei Xiangyang 441003, China; 3. Science and Technology on Aerospace Chemical Power Laboratory, Hubei Xiangyang 441003, China)

ABSTRACT: This paper aims to study the effect of vent area and initial buffer time on the buffer performance of a type of airbag under impact load. The HIP bone-airbag-ground finite element model was established by using Mimics software and LS-prepost software. The simulation calculation of the airbag buffer process was carried out by using LS-DYNA software, and the dynamic response results of the model in the buffer process were obtained. The influence of vent area and initial contact time on the cushioning performance of the airbag was discussed by analyzing the changes of force and airbag state in the hip model. Within the range of 0~40 mm², the maximum peak value of the hip bone model was 1 710 N and the minimum was 1 549 N, and the variation range of the peak value was about 10.4%. When the initial buffer time was changed, the maximum peak value of the hip bone model was 1 769 N and the minimum was 1 644 N, and the variation range of the peak value of the hip bone model

收稿日期: 2021-02-03; 修订日期: 2021-04-01

Received: 2021-02-03; Revised: 2021-04-01

作者简介: 张全学(1974—),男,硕士,研究员,主要研究方向为气体发生器及其安全防护。

Biography: ZHANG Quan-xue (1974—), Male, Master, Researcher, Research focus: gas generator and safety protection.

通讯作者: 黄恩光(1995—),男,硕士,助理工程师,主要研究方向为安全防护。

Corresponding author: HUANG En-guang (1995—), Male, Master, Assistant engineer, Research focus: safety protection.

引文格式: 张全学, 杨威, 黄恩光, 等. 冲击载荷作用下某型气囊缓冲性能影响研究[J]. 装备环境工程, 2022, 19(4): 117-123.

ZHANG Quan-xue, YANG Wei, HUANG En-guang, et al. Effect of Impact Load on the Buffering Performance of a Certain Type of Airbag[J]. Equipment Environmental Engineering, 2022, 19(4): 117-123.

was about 7.6%. With the increase of the vent area, the buffer performance of the air bag increases first and then decreases. With the delay of the initial buffering time, the buffering performance of the airbag is firstly improved and then decreased. The buffer characteristics of air bag can be better improved by changing the vent area.

KEY WORDS: vent area; airbag; buffering performance; finite element analysis; initial buffer time

数据统计显示,中国每年发生意外跌倒的65岁以上老年人约有4 000万,意外跌倒成为65岁以上老年人伤害的第一因素^[1]。在跌倒所引起的损伤中,髌骨骨折和头部损伤的后果最为严重,约有20%的髌骨骨折病人在骨折后的1 a内死亡^[2],约40%的病人身体不能恢复到骨折前状态^[3]。对于这一严重影响老年人健康生活的意外伤害,国内外一些研究人员发明了一种穿戴式气囊防护装置,该装置可以在人体倒地前识别跌倒动作并完成气囊充气,避免人体与地面直接撞击,降低由跌倒所产生的冲击力,减少甚至避免骨折事件的发生。

作为缓冲装置,国内外研究人员对气囊缓冲特性进行了大量研究,这些研究主要有缓冲试验和数值仿真2种。在数值仿真研究方面,Ben等^[4]设计“猎户座”探索飞行器的着陆缓冲气囊时,使用LS-DYNA建立了气囊模型,并进行了着陆缓冲仿真分析,对缓冲气囊的成功设计起到了重要的作用。Lee等^[5]通过LS-DYNA对采用气囊进行缓冲的“猎户座”载人飞船的着陆过程进行了仿真分析,计算了不同工况下的冲击响应,同时通过仿真分析发现,改变外部气囊的排气孔面积是降低飞船过载和提高整体稳定性的最有效途径。马春生等^[6]研究了泄气面积对某轿车的侧面防护气囊防护性能的影响,结果表明,随着排气孔面积的增大,其防护性能先提高、后降低。王亚伟等^[7]对某货台空投系统气囊缓冲过程进行了仿真研究,综合考虑了缓冲过程中气囊的形变及排气孔面积的变化,获得了货台系统着陆冲击过程的冲击载荷、位移及速度等气囊设计人员关心的指标。李建阳等^[8]研究了排气孔面积对气囊缓冲特性的影响,气囊排气口直径过小会因能量得不到及时的释放而出现较大的过载与反弹,过大会因压力下降过快,缓冲时间变短,而缩短缓冲吸能过程,导致较大的剩余速度与第二次内囊压力峰值。

对缓冲气囊的性能影响相对较大的气囊参数主要是排气孔面积和通气孔面积^[9]。本文针对某款气囊防护装置,研究了排气孔面积对气囊缓冲性能的影响,并结合该款气囊实际工作情况,考虑气囊充气展开及缓冲可能发生在人体跌倒过程中不同时刻,开展了初始缓冲时刻对该气囊缓冲性能影响的研究。

1 模型建立

1.1 气囊有限元模型

以某型气囊产品为研究对象,建立等尺寸的气囊

有限元模型。首先使用AutoCAD软件建立气囊几何模型,并将该模型导入Hypermesh软件中进行网格化分,最后在LS-PrePost软件中完成气囊材料及充气参数的设置。该款跌倒防护气囊有限元模型如图1所示,模型尺寸为830 mm×335 mm。气囊采用Belytschko-Tasy全积分膜单元,单元长度为2 mm,单元总数为92 146个。

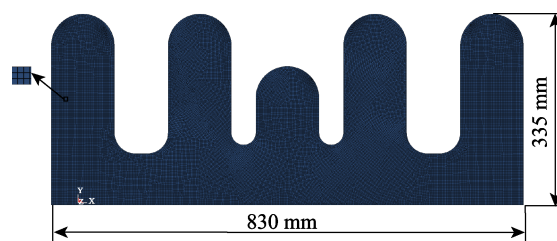


图1 跌倒防护气囊有限元模型

Fig.1 Finite element model of fall protective airbag

气囊材料为热塑性聚氨酯弹性体(TPU),其材料参数及属性见表1。

表1 气囊材料参数
Tab.1 Airbag material parameters

材料	密度	弹性模量 (10^8 Pa)	剪切模量 (10^7 Pa)	泊松比	阻尼系数
TPU	876	3.0	4.0	0.23	0.2

在LS-PrePost软件中,控制体积法应用关键字*AIRBAG_WANG_NEFSKE,通过输入相应的质量流量和温度曲线进行仿真分析。其中气囊充气采用CO₂气体,主要充气参数见表2。

表2 气囊充气参数
Tab.2 Airbag inflation parameters

气体	定容比热容/ ($\text{kJ}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$)	定压比热容/ ($\text{kJ}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{K}^{-1}$)	充气 时间/ms	充气 质量/g	气体 温度/K
CO ₂	0.632	0.821	85	25	278

1.2 单侧髌骨有限元模型建立

Li等^[10]的研究表明,髌部软组织的平均厚度小于0.7 mm,老年人髌部软组织的厚度更小,因此可以认为在老年人发生跌倒时,髌部软组织对老人髌骨的保护作用很小。此外,髌骨在结构上左右对称,通过对单侧髌骨进行力学分析即可反映整体力学特性,同时老年人侧方跌倒为单侧撞击,因此本文以单侧髌

骨有限元模型对冲击力进行有效预测具有一定的合理性。

建立单侧髌骨有限元模型时, 首先使用 MIMICS 软件对某老年人骨盆的 CT 扫描图进行处理, 通过阈值提取方法得到髌部骨骼外轮廓实体模型, 初步处理结果如图 2 所示。

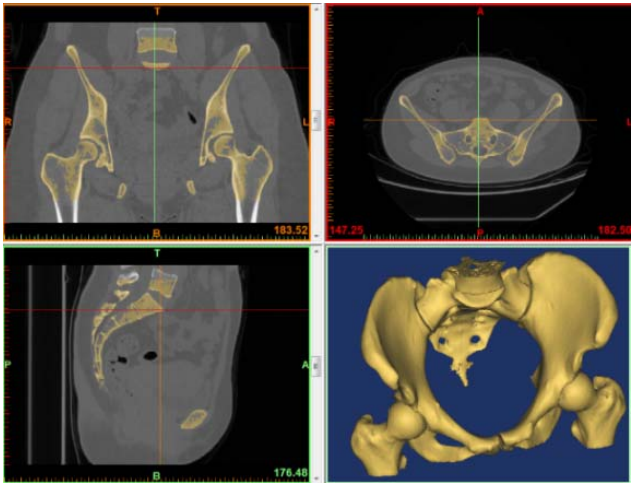


图 2 髌骨 CT 图像处理
Fig.2 CT image processing of hip bone

对该实体模型进行分割处理, 得到单侧髌骨三角片面模型。然后将得到的单侧髌骨模型导入 Hypermesh 软件中进行网格划分, 得到单侧髌骨网格有限元模型, 如图 3 所示。参考王冬梅等^[11]的研究, 将髌骨模型设置为壳体单元, 并取壳单元厚度为 2.35 mm^[12]。

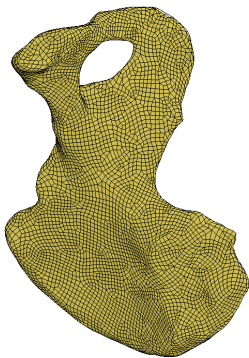


图 3 单侧髌骨网格有限元模型
Fig.3 Unilateral mesh finite element model of hip bone

1.3 髌骨-气囊-地面冲击有限元模型

骨盆为轴对称结构, 对单侧髌骨构建有限元模型可以反映整个骨盆的生物力学特征。本文参考 Kannus 等^[13]的研究, 以单侧髌骨有限元模型为研究对象, 并在髌骨节点处添加质量为 24 kg 的质点。另由数据统计显示, 90%老年女性髌关节骨折是由于侧方跌倒对髌部所产生巨大的冲击作用^[14]。因此, 本文重点研究侧向跌倒时气囊的缓冲性能, 调整髌骨与气囊有限元

模型相对位置, 如图 4 所示。髌骨与气囊的撞击速度设置为 2 m/s^[15]。

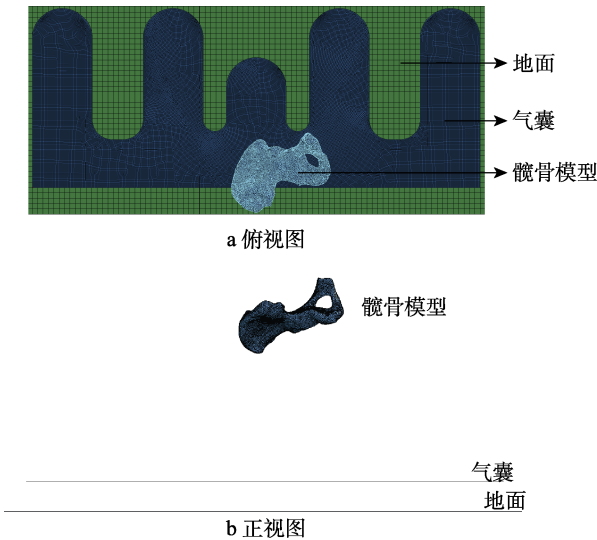


图 4 髌骨-气囊-地面模型
Fig.4 Hip bone-airbag-ground model:
a) vertical view; b) front view

2 计算结果

2.1 排气孔面积对气囊防护效果的影响

排气孔面积是决定气囊缓冲效果的主要因素之一^[16]。为研究排气孔面积对气囊缓冲性能的影响, 本文采用单一变量原则, 分别设置排气孔面积为 0、10、20、30、40、50 mm², 其他模型参数保持一致。

气囊体积变化曲线如图 5 所示。由图 5 可知, 无冲击载荷时, 气囊在 90 ms 时刻完成充气, 气囊充气体积为 8.4 L。对比排气孔面积不同时气囊体积变化曲线可知, 在 0~20 ms 内, 气囊迅速膨胀, 此时排气孔面积对气囊体积变化的影响较小。在 20~83 ms 内, 气囊体积缓慢增长, 且随着排气孔面积的增大, 气囊体积减小量也随之增大, 表明小部分充入气囊的气体沿排气孔溢出。在 83~160 ms 内, 气囊体积在髌骨模

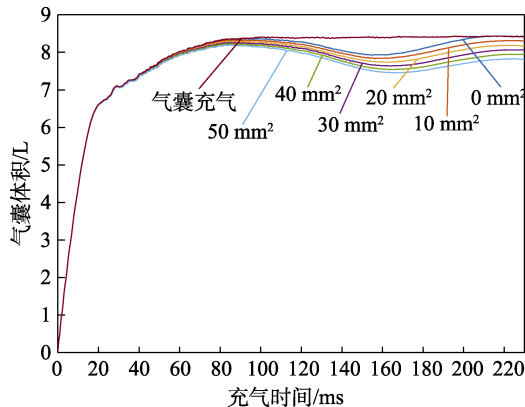


图 5 排气孔面积不同时气囊体积曲线
Fig.5 Airbag volume curve with different vent area

型冲击作用下逐渐减小。在 160~230 ms 内, 气囊体积逐渐回升。此外, 排气孔面积为 0、10、20、30、40、50 mm² 时, 气囊体积被压缩后的值分别为 7.93、7.836、7.739、7.64、7.543、7.456 L, 即随着排气孔面积的增大, 气囊被压缩后的体积也随之减小。

气囊内压随时间的变化曲线如图 6 所示。由图 6 可知, 排气孔面积为 0、10、20、30、40、50 mm² 时, 气囊内压最大值分别为 84.62、81.7、78.67、75.75、72.86、69.67 kPa, 气囊内压最大值变化幅度为 17.67%。在 230 ms 时, 各排气孔面积对应气囊内压分别为 70.71、65.59、60.78、55.54、50.61、46.08 kPa, 气囊内压的变化幅度为 34.8%。表明随着排气孔面积的增大, 气体流出速率随之增大, 气囊内压的下降速

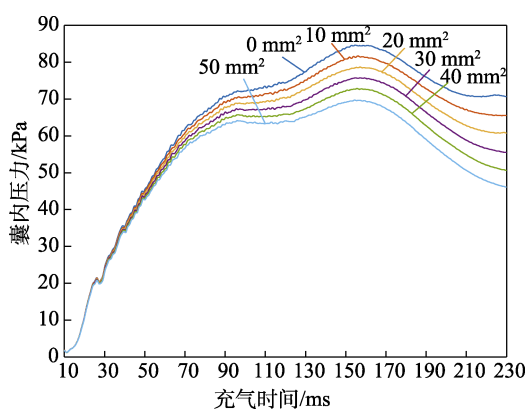


图 6 排气孔面积不同时气囊内压曲线

Fig.6 Internal pressure curve of airbag with different vent area

率也随之增大。

仿真模型在 92、160、220 ms 3 个不同时刻的应力云图如图 7 所示。由图 7 可知, 气囊工作过程主要分为压缩缓冲和触底反弹 2 部分。结合髌骨模型受力变化曲线 (见图 8) 可知, 在气囊压缩缓冲阶段 (83~160 ms), 髌骨模型受力又分为缓慢增长阶段 (83~110 ms)、快速增长阶段 (110~150 ms) 和触底增长阶段 (150~160 ms)。刚开始缓冲时, 髌骨模型与气囊接触面积较小, 气囊体积及囊内压力变化较慢, 气囊对髌骨模型作用力缓慢增长。随着缓冲过程的进行, 髌骨模型与气囊接触面积逐渐增大, 且此时髌骨模型仍具有较高冲击能量, 气囊体积及囊内压力变化较快, 髌骨模型受力快速增大。触底增长阶段, 髌骨模型剩余较少冲击能量, 此时气囊体积及压力无明显变化, 髌骨模型受力缓慢增长到峰值。读取数据可得, 排气孔面积为 0、10、20、30、40 mm² 时, 髌骨模型受力峰值分别为 1 710、1 652、1 610、1 585、1 549 N。随着排气孔面积的增大, 髌骨模型受力峰值逐渐减小。当排气孔面积增大到 50 mm² 时, 髌骨模型受力有突增的峰值, 为 1 753 N。分析原因可得, 在 0~40 mm² 内, 随着排气孔面积的增大, 气囊内压在每一时刻不断降低, 其对髌骨模型的作用力也随之减小。当排气孔面积增大到 50 mm² 时, 由于气囊对髌骨模型的缓冲作用不足, 使得髌骨模型到达最低点时仍具有部分冲击能量, 此时髌骨模型隔着气囊与地面有间接撞击作用, 导致髌骨模型受力急速增大。

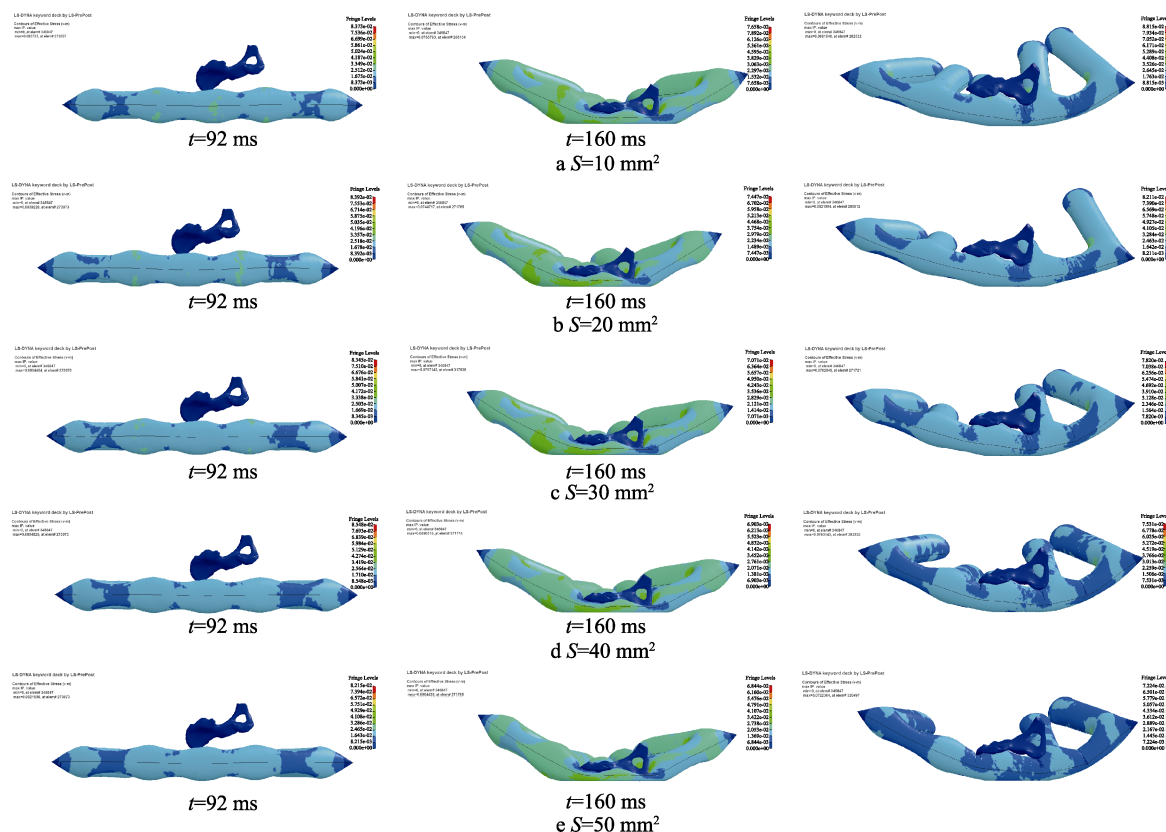


图 7 不同排气孔面积时仿真模型应力云图

Fig.7 Stress nephogram of simulation model with different vent area

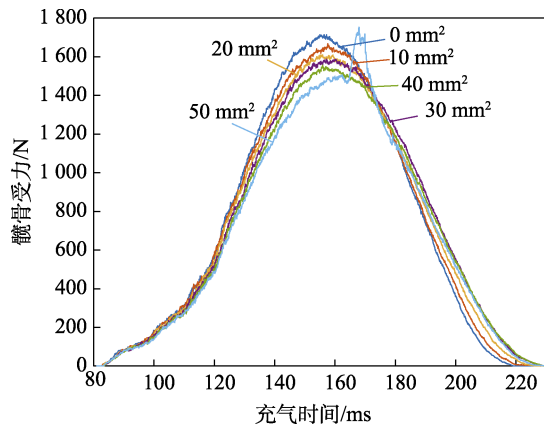


图 8 排气孔面积不同时髋骨模型受力曲线
Fig.8 Force curve of hip model with different vent area

2.2 初始缓冲时刻对气囊防护效果的影响

由于人体跌倒过程中气囊展开时刻的不确定性, 因此研究初始缓冲时刻对气囊防护效果的影响具有重要的现实意义。通过调整髋骨与跌倒防护气囊的距离, 使髋骨与跌倒防护气囊在不同时刻发生碰撞。本文分别进行了髋骨距气囊高度为 50、100、150、200、225、250 mm 时髋骨-气囊-地面模型的仿真计算, 髋骨撞击速度均设为 2 m/s。此外, 髋骨模型与气囊发生碰撞前, 髋骨模型的加速度为 0, 发生碰撞时施加 $0.19g$ 的加速度^[17]。

不同高度下气囊体积随时间的变化曲线如图 9 所示。由图 9 可知, 髋骨模型与气囊初始距离为 15、200、225、250 mm 时, 气囊体积压缩后的最小值分别为 7.934、7.93、7.934、7.938 L, 气囊体积最小值相差不到 0.15%。表明在气囊展开中后期, 当气囊承受相同冲击载荷时, 气囊体积压缩量与初始接触时间无关。

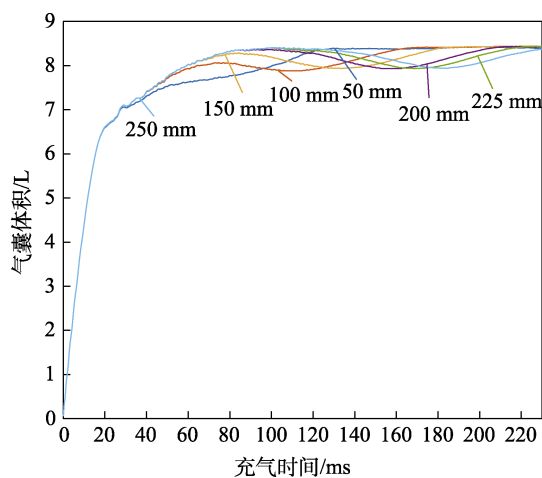


图 9 不同高度下气囊体积变化曲线
Fig.9 Curve of air bag volume change at different heights

不同高度下囊内压力随时间的变化曲线如图 10 所示。由图 10 可知, 髋骨模型与气囊距离为 50、100、

150、200、225、250 mm 时, 囊内压力最大值分别为 84.13、85.71、84.35、84.62、84.53、84.43 kPa, 达到最大值的时刻分别为 91.3、111.5、133.5、154.8、169.2、183 ms。其中, 当髋骨模型与气囊距离为 150、200、225、250 mm 时, 气囊内压最大值相差不到 0.32%。结合气囊压力变化曲线可得, 随着气囊体积的压缩, 囊内压力提升; 随着气囊体积的回升, 囊内压力也随之降低。

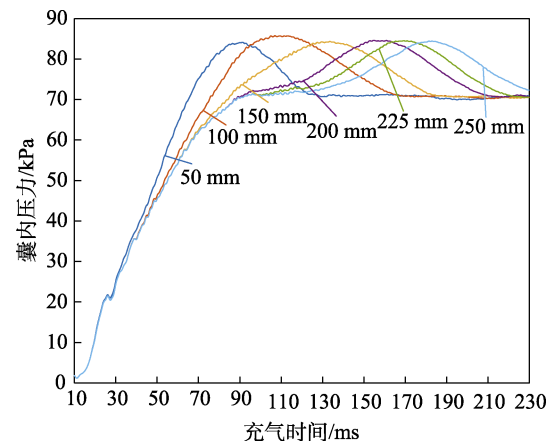


图 10 不同高度下囊内压力变化曲线
Fig.10 Change curve of intracapsular pressure at different heights

不同高度下髋骨-气囊-地面模型在 3 个时刻的应力云图如图 11 所示。由图 11 可知, 随着髋骨模型高度的提升, 气囊在缓冲初始时刻的囊柱高度也随之增大。当髋骨模型与气囊距离为 50 mm 时, 气囊在缓冲过程中存在上下接触时刻, 此时髋骨模型与地面有间接接触。

髋骨模型受力随时间的变化曲线如图 12 所示。由图 12 可知, 髋骨模型与气囊距离为 50、100、150、200、225、250 mm 时, 髋骨模型与气囊初始缓冲时刻分别为 16.4、34.6、58.7、82.3、94.2、107 ms, 髋骨模型受力峰值分别为 2 576、1 751、1 644、1 710、1 769、1 765 N。表明随着初始接触时刻的推迟, 髋骨模型受力峰值呈先减小、后增大、最后趋于稳定的趋势。此外, 初始接触时刻为 16.4 ms 时, 髋骨受力曲线存在一个突增的峰值, 这是由于髋骨与地面的间接接触导致; 初始接触时刻为 58.7 ms 时, 髋骨模型受力峰值最小; 当初始接触时间为 94.2、107 ms 时, 髋骨模型受力峰值相差 0.22%。已知气囊充气时间约为 90 ms, 故当气囊完全展开时, 髋骨受力峰值随初始接触时刻的变化不大。

3 结论

本文针对某型气囊缓冲性能与部分关键参数之间的关系开展了研究。首先建立了髋骨-气囊-地面有限元模型, 然后利用该模型研究了排气孔面积及初始

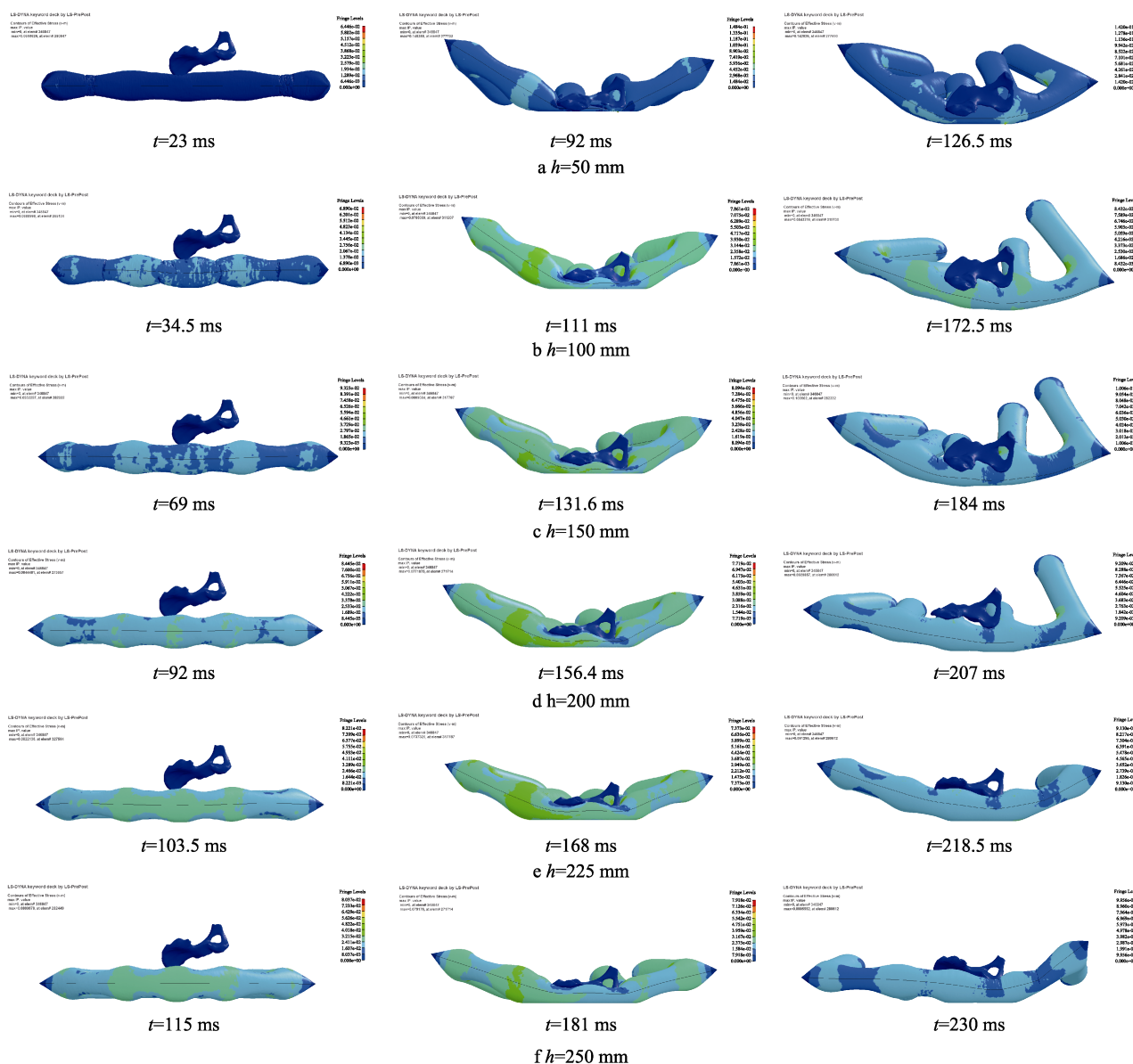


图 11 不同高度下仿真模型应力云图

Fig.11 Stress nephogram of simulation model at different heights

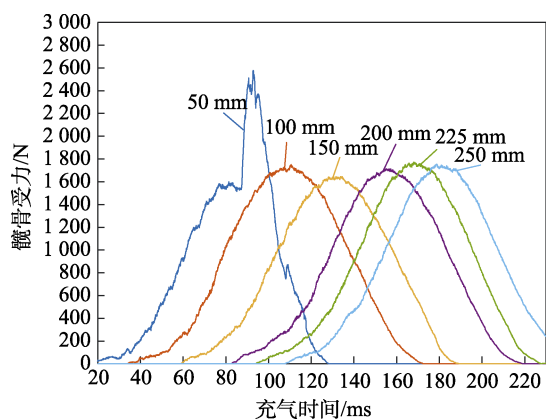


图 12 不同高度下髌骨模型受力曲线

Fig.12 Force curve of hip bone model at different heights

缓冲时刻对气囊缓冲性能的影响。针对本文研究,主要得到以下结论:

1) 排气孔面积在 $0\sim 40\text{ mm}^2$ 内,随着排气孔面积的增大,气囊缓冲性能也随之提升。当排气孔面积增大到 50 mm^2 时,由于气体排出量较大,气囊对髌骨模型的缓冲不充分,导致髌骨模型与地面有间接接触,气囊缓冲性能也有所降低。

2) 随着初始缓冲时刻的推迟,气囊缓冲性能呈先提升、后降低、最后趋于稳定的变化趋势。当初始缓冲时刻为 16.4 ms 时,气囊充气量较少,导致气囊对髌骨模型的缓冲不充分,气囊受力曲线有一个突增的峰值。当气囊完成充气时 (90 ms),髌骨模型受力峰值随初始缓冲时刻的推迟无明显变化,此时髌骨模型受力峰值较初始接触时刻 (58.7 ms) 增大约 7.4% 。

3) 当髌骨模型与地面无间接接触,改变排气孔面积时髌骨模型受力峰值变化区间为 $1549\sim 1710\text{ N}$,变动幅度为 10.4% 。改变初始缓冲时刻时,髌骨模

型受力峰值变化区间为 1 644~1 769 N, 变动幅度为 7.6%。对比发现, 改变排气孔面积能更好地改善气囊缓冲特性。

参考文献:

- [1] 张玉, 陈蔚. 老年跌倒研究概况与进展[J]. 中国老年学杂志, 2008, 28(9): 929-931.
ZHANG Yu, CHEN Wei. Survey and Progress of Falls in the Elderly[J]. Chinese Journal of Gerontology, 2008, 28(9): 929-931.
- [2] PARKER M, JOHANSEN A. Hip Fracture[J]. BMJ, 2006, 333(7557): 27-30.
- [3] SHANY T, REDMOND S J, MARSCHOLLEK M, et al. Assessing Fall Risk Using Wearable Sensors: A Practical Discussion[J]. Zeitschrift Für Gerontologie Und Geriatrie, 2012, 45(8): 694-706.
- [4] TUTT B, SANDY C, CORLISS J. Status of the Development of an Airbag Landing System for the Orion Crew Module[C]//20th AIAA Aerodynamic Decelerator Systems Technology Conference and Seminar. Virginia: AIAA, 2009.
- [5] LEE T J, MCKINNEY J, CORLISS J M. Airbag Landing Impact Performance Optimization for the Orion Crew Module[C]//11th Biennial ASCE Aerospace Division International Conference on Engineering, Science, Construction, and Operations in Challenging Environments. California: American Society of Civil Engineers, 2008.
- [6] 马春生, 张金换, 胡经耀, 等. 基于仿真分析的汽车侧面气囊参数优化设计[J]. 汽车安全与节能学报, 2010, 1(3): 195-199.
MA Chun-sheng, ZHANG Jin-huan, HU Jing-yao, et al. Optimization Design of Side Airbag Based on Side Impact Simulation[J]. Journal of Automotive Safety and Energy, 2010, 1(3): 195-199.
- [7] 王亚伟, 杨春信, 柯鹏. 货台空投系统气囊缓冲过程仿真[J]. 系统仿真学报, 2007, 19(14): 3176-3179.
WANG Ya-wei, YANG Chun-xin, KE Peng. Airbag Cushion Process Simulation for Cargo Airdrop System[J]. Journal of System Simulation, 2007, 19(14): 3176-3179.
- [8] 李建阳, 周宇, 王红岩, 等. 组合型气囊参数对缓冲特性的影响分析[J]. 载人航天, 2018, 24(5): 568-573.
LI Jian-yang, ZHOU Yu, WANG Hong-yan, et al. Effects of Combined Airbag Parameters on Cushioning Characteristics[J]. Manned Spaceflight, 2018, 24(5): 568-573.
- [9] 郝贵祥. 空降车空投着陆响应分析及缓冲气囊系统参数优化方法研究[D]. 北京: 装甲兵工程学院, 2011.
HAO Gui-xiang. Analysis of Landing Response of Airborne Vehicle and Research on Parameter Optimization Method of Cushion Airbag System[D]. Beijing: Army Academy of Armored Forces, 2011.
- [10] LI Zuo-ping, KIM J E, DAVIDSON J S, et al. Biomechanical Response of the Pubic Symphysis in Lateral Pelvic Impacts: A Finite Element Study[J]. Journal of Biomechanics, 2007, 40(12): 2758-2766.
- [11] 王冬梅, 董谢平, 王尚城, 等. 侧向冲击载荷作用下髌护套对股骨-骨盆复合体生物力学响应的影响[J]. 医用生物力学, 2012, 27(1): 32-39.
WANG Dong-mei, DONG Xie-ping, WANG Shang-cheng, et al. Effects of Hip Protector on Biomechanical Response of the Pelvis-Femur Complex under Lateral Pelvic Impacts during Sideways Falls[J]. Journal of Medical Biomechanics, 2012, 27(1): 32-39.
- [12] MAJUMDER S, ROYCHOWDHURY A, PAL S. Effects of Trochanteric Soft Tissue Thickness and Hip Impact Velocity on Hip Fracture in Sideways Fall through 3D Finite Element Simulations[J]. Journal of Biomechanics, 2008, 41(13): 2834-2842.
- [13] KANNUS P, PARKKARI J, POUTALA J. Comparison of Force Attenuation Properties of Four Different Hip Protectors under Simulated Falling Conditions in the Elderly: An in Vitro Biomechanical Study[J]. Bone, 1999, 25(2): 229-235.
- [14] 孙培栋. 侧方跌倒高度及髌保护器对髌部冲击影响的实验及有限元分析[D]. 广州: 南方医科大学, 2012.
SUN Pei-dong. Influence of Sideway Falling Height and Hip Protector on Hip Impact: An Experimental and Finite Element Study[D]. Guangzhou: Southern Medical University, 2012.
- [15] 李平. 不同跌倒姿势与髌部应力变化关系的有限元分析[D]. 广州: 广州中医药大学, 2014.
LI Ping. The Relationship between Different Fallhip Posture and Hip Stress Changes in Finite Element Analysis[D]. Guangzhou: Guangzhou University of Chinese Medicine, 2014.
- [16] 戈嗣诚, 施允涛. 无人机回收气囊缓冲特性研究[J]. 南京航空航天大学学报, 1999, 31(4): 458-463.
GE Si-cheng, SHI Yun-tao. Study on Cushioning Characteristics of Air Bag for RPV Recovery[J]. Journal of Nanjing University of Aeronautics & Astronautics, 1999, 31(4): 458-463.
- [17] 杨俊飞. 髌保护缓冲气囊侧方跌倒防护性能的仿真研究[D]. 武汉: 武汉理工大学, 2016.
YANG Jun-fei. Simulation Study on Protective Property of Hip-Protected Airbag in Sideway Fall[D]. Wuhan: Wuhan University of Technology, 2016.

责任编辑: 刘世忠