

考虑生物黏性的胸部力学响应通道缩放方法

刘志新^{1,2}, 张钧栋^{1,3}, 李 想^{1,2}, 张 琪^{1,4}, 于征磊³, 刘伟东¹

(1. 中国汽车技术研究中心有限公司 天津 300300; 2. 吉林大学 机械与航空航天工程学院 长春 130022;
3. 吉林大学 工程仿生教育部重点实验室 长春 130022; 4. 长春理工大学 机械工程学院 长春 130012)

摘 要: 针对中国体征假人胸部生物保真度的评价指标, 提出了一种考虑生物组织黏性作用的胸部力学响应通道缩放方法。根据人体黏弹性生物特征, 引入等效黏度 C_E 的概念, 对现有的弹性缩放方法进行黏性修正。通过引入黏度修正因子 ξ 和速度损耗因子 e , 建立一种非线性通道缩放表达式。该方法计算得到的最大冲击力和最大压缩量的平均误差分别为 8.77% 和 5.55%, 相较于原方法分别降低了 3.84% 和 0.37%。仿真结果表明, 该方法对冲击力修正有效。

关键词: 工程仿生学; 汽车碰撞假人; 胸部冲击响应通道; 黏弹性缩放方法

中图分类号: U467.14 **文献标志码:** A **文章编号:** 1671-5497(2026)01-0109-07

DOI: 10.13229/j.cnki.jdxbgxb.20240655

Scaling method of chest mechanical response corridor considering viscosity

LIU Zhi-xin^{1,2}, ZHANG Jun-dong^{1,3}, LI Xiang^{1,2}, ZHANG Qi^{1,4}, YU Zheng-lei³, LIU Wei-dong¹

(1. China Automotive Technology & Research Center Co. Ltd., Tianjin 300300, China; 2. School of Mechanical and Aerospace Engineering, Jilin University, Changchun 130022, China; 3. Key Laboratory of Bionic Engineering, Ministry of Education, Jilin University, Changchun 130022, China; 4. School of Mechanical and Electrical Engineering, Changchun University of Science and Technology, Changchun 130012, China)

Abstract: This paper discusses the evaluation indices of the thoracic biofidelity of the Chinese anthropomorphic test device (ATD) and proposes a scaling method for the chest mechanical response that considers the effect of biological viscosity. Based on the viscoelastic biological characteristics of the human body, the concept of equivalent viscosity C_E is introduced to correct the current elastic scaling method for viscosity. By introducing the viscosity correction factor ξ and the velocity loss factor e , a nonlinear channel scaling expression is established. The average errors of the maximum impact force and maximum compression calculated by this method are 8.77% and 5.55%, respectively, which are 3.84% and 0.37% lower than those of the original method. The simulation results show that this method effectively corrects the impact force.

Key words: engineering bionics; anthropomorphic test device; chest impact response corridor; viscoelastic scaling method

收稿日期: 2024-06-13.

基金项目: 国家自然科学基金项目 (52375289); 吉林省科技发展计划项目 (20230508045RC).

作者简介: 刘志新 (1975-), 男, 教授级高级工程师, 博士. 研究方向: 汽车碰撞安全. E-mail: liuzhixin@catarc.ac.cn

通信作者: 刘伟东 (1990-), 男, 高级工程师, 硕士. 研究方向: 汽车碰撞安全. E-mail: liuweidong@catarc.ac.cn

0 引言

随着汽车技术的迅猛发展,车辆已成为人们日常生活中重要的交通工具。在各种汽车碰撞事故中,胸部损伤是导致驾驶员和乘坐人员重伤或死亡的主要原因之一^[1]。因此,研究汽车碰撞对驾驶员等胸部造成的损伤,可为车辆被动安全保护设计、提高汽车安全性能的研究提供重要的参考依据。

汽车碰撞假人是国内外评价汽车安全性能的重要检测工具,但目前国内所用碰撞假人的几何特征均是与人人体征具有较大差异的欧美人体征^[2]。研究表明,相同百分位体征分布的中美人体的胸腔几何形状、骨密度和厚度等都存在较大差异,这会影响胸部等效刚度及其最大压缩量等对应的损伤响应参数^[3]。例如,现行的 Hybrid III 50 百分位假人与中国 50 百分位人群的胸部损伤风险相比,仅胸部黏性指数,二者就相差约 47%,且现行汽车碰撞安全标准的约束系统对中国人的保护具有很大局限性^[4-6]。因此,研究针对中国体征的假人胸部结构以提升汽车安全检测的有效性至关重要。

在中国体征假人胸部结构开发过程中,标定试验是重要验证环节,其中胸部冲击响应通道是评价假人胸部生物保真度的关键。目前假人所采用的响应限值和通道是根据 Nahum^[7]、Kroell^[8]、Stalnaker 等^[9]开展的欧美体征尸体实验数据确定的,但这些数据与人人体征的数据存在较大差异,被直接用于评价中国人的胸部保真度缺乏科学性与准确性。为更好地进行不同体征人群的碰撞响应通道评价,一系列针对不同体征人群响应通道的缩放方法被相继提出^[10-12],其中具有代表性的是 Mertz 等^[13-15]提出的一种考虑刚度变化的缩放方法(以下简称“M-方法”)。

在 M-方法中,假设碰撞过程只有结构发生刚度变化,而变体是基于完全弹性缩放实现的。事实上,等效模拟真实人体设计的假人胸部结构应存在表征黏性的阻尼材料,从仿生学角度出发,当胸部整体尺寸发生形变时,整个胸腔的黏性也会发生改变。因此在变体过程中不可忽略黏性特征的力学响应及其影响。为此,本文针对假人胸部冲击弹性等效模型,引入等效黏度 C_E 的概念,且基于经典碰撞理论对 C_E 进行表征,建立了不同体征假人胸部冲击响应通道的黏弹性缩放方法。

1 胸部冲击响应测试

1.1 胸部标定工况

假人胸部碰撞标定试验是一种有效的验证胸部生物保真度的方法,以 Hybrid III 假人标定为例,其工况如图 1(a)所示,将质量为 23.4 kg、表面直径为 152.4 mm 的摆锤,以 6.71 m/s 的速度水平冲击假人胸部第 3 根肋骨下 12.7 mm 的位置,通过测量摆锤尾端的加速度传感器和假人内部的胸位移传感器,得到反映假人胸部刚度变化的力学响应曲线。在假人的胸部标定中,通过提取响应曲线的峰值力和最大压缩量,评估假人胸部生物保真度。

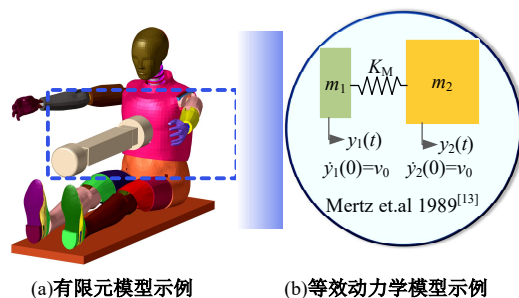


图 1 胸部标定试验

Fig. 1 Chest calibration test

1.2 完全弹性缩放模型

在 M-方法中,假人胸部标定试验被简化为如图 1(b)所示的动力学模型系统^[13-15],即质量为 m_1 的摆锤以初始速度 v_0 撞击质量为 m_2 的静止假人胸部组件, m_1 的位移为 y_1 , m_2 的位移为 y_2 。当 m_1 和 m_2 达到共速时,定义此时速度大小为 v ,最大压缩量为 D ,最大冲击力 F 为等效刚度 K_M 与最大压缩量 D 的乘积。

2 黏弹性响应通道缩放方法

2.1 缩放基本参数

计算目标假人的胸部冲击响应通道前需确定一系列基本参数。基于驾驶姿态测量学数据和 Hybrid III 假人数据,确定胸部整体质量缩放系数 R_{m2} 、 λ_x 、 λ_y 和 λ_z 。在缩放过程中,为了保证胸部横截面密度恒定,定义 $\lambda_x = \lambda_y$ 。具体表达式如下所示^[13]:

$$\begin{cases} R_{m2} = (\text{TBW})_S / (\text{TBW})_H \\ \lambda_z = (\text{ESH})_S / (\text{ESH})_H \\ \lambda_x = \lambda_y = \sqrt{R_{m2} / \lambda_z} \end{cases} \quad (1)$$

式中:下标 S 和 H 分别为目标假人和基准假人;

TBW 为整机总质量;ESH 为坐高尺寸。目标假人的整机总质量和坐高尺寸均通过驾驶姿态测量学数据获得。

本文以 Hybrid III 假人为基准假人,综合参考 5 百分位女性和 95 百分位男性假人的坐高和体质量差异,最终选取 Hybrid III 假人坐高的 $\pm 9\%$ 为长度区间,体质量的 $\pm 35\%$ 为质量区间,通过式 (1) 计算得到 6 款不同体征的假人胸部尺寸缩放系数并建立相应模型,如表 1 所示。各模型均按照相同的胸部标定工况条件,利用 LSDYNA 进行有限元仿真计算。将两种缩放方法得到的计算值分别与仿真值进行相对误差分析,以比较两种缩放方法的差异。

表 1 基准和目标假人的测量学数据及其缩放基本参数

Table 1 Metrological data and scaling basic parameters of reference and target dummies

	Hybrid III	S1	S2	S3	S4	S5	S6
体质量/kg	77.75	50.54	104.96	50.54	104.96	77.75	77.75
坐高/mm	872.00	793.52	950.48	872.00	872	793.52	950.48
R_{m_2}		0.65	1.35	0.65	1.35	1.00	1.00
$\lambda_x=\lambda_y$		0.85	1.11	0.81	1.16	1.05	0.96
λ_z		0.91	1.09	1.00	1.00	0.91	1.09
工况条件	$v_0=6.71\text{ m/s}, m_1=23.4\text{ kg}$						

2.2 速度损耗参数

在胸部标定试验中,定义 3 个阶段。首先是压缩阶段,此阶段摆锤逐渐接近胸椎,胸部压缩量逐渐增大;其次是共速阶段,此阶段胸部压缩量达到最大;最后是分离阶段,此阶段摆锤逐渐远离胸椎。当摆锤脱离假人胸部时,定义摆锤与胸椎的相对速度为分离速度 v_f ;分离速度与初始速度的比值为速度损耗因子 e (见式 (2)),它反映碰撞中的能量损失, $e=1$ 时表示完全弹性碰撞, $e=0$ 表示完全塑性碰撞。完全弹性和黏弹性缩放方法的主要差异体现在速度损耗因子 e 的变化上。

$$e = \frac{v_f}{v_0} \quad (2)$$

2.3 黏弹性缩放方法

在实际碰撞过程中,由于假人胸衣、阻尼条等黏性材料会吸收部分动能,在图 1 的等效模型系统中引入等效黏度 C_E ,如图 2 所示:将胸部整体的刚度和黏度分别用 K_E 和 C_E 描述。定义 $u(t)$ 为冲击过程中 m_1 与 m_2 之间的相对位移(即胸部压缩

量),此时相应的边界条件如图 2 右侧所示。

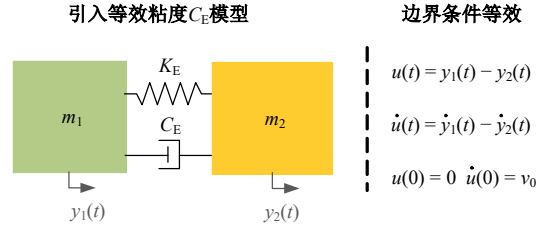


图 2 黏弹性等效模型及其边界条件

Fig. 2 Viscoelastic equivalent dynamic model and its boundary conditions

根据振动学理论,该系统的运动方程如式 (3) 所示:

$$\begin{cases} m_e \ddot{u}(t) + C_E \dot{u}(t) + K_E u(t) = 0 \\ m_e = \frac{m_1 m_2}{m_1 + m_2} \end{cases} \quad (3)$$

代入图 2 中的边界条件后,式 (3) 的解为:

$$\begin{cases} u(t) = e^{-\zeta \omega t} \frac{v_0}{\omega_d} \sin(\omega_d t) \\ \dot{u}(t) = e^{-\zeta \omega t} v_0 \cos(\omega_d t) - \dots - e^{-\zeta \omega t} v_0 \frac{\zeta}{\sqrt{1-\zeta^2}} \sin(\omega_d t) \\ \omega = \sqrt{\frac{K_E}{m_e}} \\ \zeta = \frac{C_E}{2\omega m_e} \\ \omega_d = \omega \sqrt{1-\zeta^2} \end{cases} \quad (4)$$

为表征相对位移和相对速度的关系,叶昆等^[16]提出一种近似方法,即当该系统的阻尼比 ζ 趋近于 0 时,系统的最大相对位移 $u_{\max}$ 及其对应时间 $t_{u_{\max}}$ 如式 (5) 所示:

$$u_{\max} = \frac{v_0}{\omega}, t_{u_{\max}} = \frac{\pi}{2\omega} \quad (5)$$

将式 (5) 代入式 (4),即可近似得到相对位移与相对速度的关系:

$$\left(\frac{u(t)}{u_{\max}} \right)^2 + \left(\frac{\dot{u}(t)}{v_0} \right)^2 = 1 \quad (6)$$

因此,压缩阶段和分离阶段的相对速度如式 (7) 所示:

$$\dot{u}(t) = \begin{cases} v_0 \sqrt{1 - \left(\frac{u(t)}{u_{\max}} \right)^2}, \dot{y}_1(t) > \dot{y}_2(t) \\ -v_f \sqrt{1 - \left(\frac{u(t)}{u_{\max}} \right)^2}, \dot{y}_1(t) < \dot{y}_2(t) \end{cases} \quad (7)$$

由于新的等效模型引入了等效黏度 C_E ,摆锤

力 F 的表达式为:

$$F = K_E u(t) + C_E \dot{u}(t) \quad (8)$$

根据动量守恒,该系统存在:

$$m_1 v_0 = (m_1 + m_2) v \quad (9)$$

根据能量守恒,该系统存在:

$$E_0 = E_k + U_k + Q_c \quad (10)$$

式中: E_0 为系统初始动能; E_k 为系统共速时的动能; U_k 为系统共速时的弹性势能; Q_c 为系统耗散的能量。将 1.2 节中的力学参数代入式(10)可得:

$$\begin{aligned} \frac{1}{2} m_1 v_0^2 &= \frac{1}{2} (m_1 + m_2) v^2 + \frac{1}{2} K_E D^2 + \\ &\dots + \int C_E \dot{u}(t) du(t) \end{aligned} \quad (11)$$

式中: v_0 为摆锤初始速度; D 为最大压缩量。

为求解式(8)和式(11),本文对等效黏度 C_E 作如下假设:

第 1 种假设是将 C_E 定义为常数,此时系统的压缩和分离阶段均会造成均匀的能量损耗。此外,接触瞬间的冲击力会出现跳跃式增大,若 C_E 值设置不合理,可能导致出现冲击力峰值出现在接触瞬间^[17],这些现象均与真实情况不符。

第 2 种假设是将 C_E 定义为随时间变化的变量,不妨定义 C_E 与胸部压缩量 $u(t)$ 存在某种函数关系,本文假设二者近似呈线性关系,如式(12)所示, ξ 为待求的黏度修正因子。

$$C_E(t) = \xi u(t) \quad (12)$$

将式(7)(9)(12)代入式(11),可求得最大压缩量 D 的表达式:

$$D = v_0 \sqrt{\frac{3m_1 m_2}{m_1 + m_2} \frac{1}{3K_E + 2\xi v_0}} \quad (13)$$

为构建 F 与 K_E 和 C_E 的关系,本文对 Foster 模型进行能量修正^[18],如图 3 所示,将胸腔单侧肋骨等效为连续均匀介质的半圆形肋骨组件,其半径为 r ,截面是厚为 t 、高为 h 的矩形。在冲击工况下,肋骨组件的首端受 F 作用,沿圆心方向压缩了 Δr 。此时单侧肋骨组件系统外力所做的功 W_M 全部转化为肋骨弯曲产生的应变能 U_E 和黏度耗散的内能 Q_c ,如式(14)所示:

$$W_M = \frac{1}{2} F \Delta r = \frac{1}{2} (U_E + Q_c) \quad (14)$$

这里应变能 U_E 表达式为:

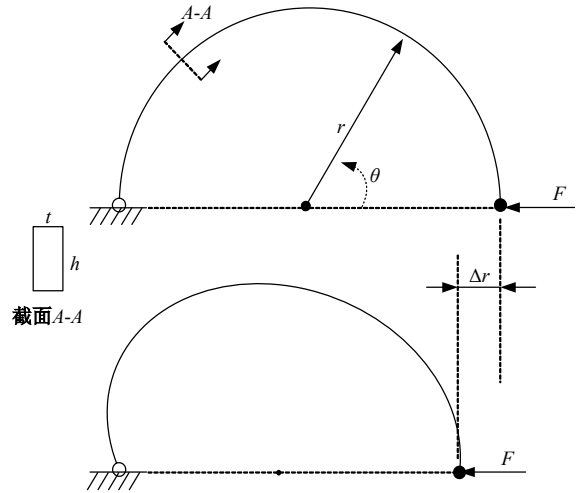


图 3 等效肋骨组件受力分析示意图

Fig. 3 Force analysis of equivalent rib assembly

$$U_E = \int \frac{M^2(x)}{2EI} dx = \int_0^\pi \frac{(rF \sin \theta)^2}{2EI} r d\theta \quad (15)$$

式中: E 为肋骨组件的杨氏模量; I 为矩形截面惯性矩,表达式为:

$$I = \frac{ht^3}{12} \quad (16)$$

根据动力学理论,碰撞前后系统变化的能量如式(17)所示:

$$\Delta E = \frac{m_1 m_2 v_0^2}{2(m_1 + m_2)} (1 - e^2) \quad (17)$$

由于系统能量变化受黏度影响,因此该变化量如式(18)所示:

$$\begin{aligned} \Delta E &= \int C_E(t) \dot{u}(t) du(t) = \\ &\int_0^D \xi u(t) v_0 \sqrt{1 - \left(\frac{u(t)}{u_{\max}} \right)^2} + \\ &\int_D^0 -\xi u(t) v_f \sqrt{1 - \left(\frac{u(t)}{u_{\max}} \right)^2} \end{aligned} \quad (18)$$

联立式(13)(17)(18),得到黏度修正因子 ξ 的表达式为:

$$\xi = \frac{3K_E(1 - e)}{2ev_0} \quad (19)$$

联立式(13)~(19),可求解出如下表达式:

$$\begin{cases} F = MK_E D \\ D = v_0 \sqrt{\frac{m_1 m_2 e}{K_E(m_1 + m_2)}} \\ K_E = \frac{NEht^3}{6\pi r^3} \end{cases} \quad (20)$$

式中: M 和 N 为关于 e 的函数,其表达式分别为:

$$\begin{cases} M = \frac{3-e}{2e} \frac{m_1}{m_1+m_2} + \frac{m_2}{m_1+m_2} \\ N = \frac{2}{M} - \frac{1-e}{eM^2} \end{cases} \quad (21)$$

为进一步构建 Hybrid III 假人与目标假人(表 1 中 S1~S6)的缩放关系,定义 R_h 、 R_t 和 R_r 分别为 Hybrid III 假人相对目标假人在 h 、 t 和 r 参数上的缩放系数,这些缩放系数由其所在方向的尺寸缩放系数决定,如式(22)所示:

$$\begin{cases} R_h = (h)_S / (h)_H = \lambda_z \\ R_t = (t)_S / (t)_H = \lambda_x \\ R_r = (r)_S / (r)_H = \lambda_x \end{cases} \quad (22)$$

故 F 、 D 和 K_E 的缩放系数如式(23)所示:

$$\begin{cases} R_F = R_{KE} R_D R_M \\ R_D = R_{v_0} \sqrt{R_{m_1} R_{m_2} R_e} / R_{m_e} R_{KE} \\ R_{KE} = \lambda_z R_N \end{cases} \quad (23)$$

式中: R_{v_0} 、 R_{m_1} 、 R_{m_2} 、 R_{m_e} 和 R_e 分别为摆锤初速度、摆锤质量、胸部质量、摆锤与胸部质量之和、速度损耗因子的缩放系数; R_M 和 R_N 分别为函数 M 和 N 的缩放系数。

所有系数的表达式如式(24)所示:

$$\begin{cases} R_{v_0} = (v_0)_S / (v_0)_H \\ R_{m_1} = (m_1)_S / (m_1)_H \\ R_{m_2} = (m_2)_S / (m_2)_H \\ R_{m_e} = (m_1 + m_2)_S / (m_1 + m_2)_H \\ R_e = (e)_S / (e)_H \\ R_M = (M)_S / (M)_H \\ R_N = (N)_S / (N)_H \end{cases} \quad (24)$$

联立式(22)~(24),可求得目标假人胸部的最大压缩量和最大冲击力。

3 缩放方法性能分析

3.1 黏弹性缩放方法分析

本文首先利用有限元仿真方法分别计算了表 1 中不同体征假人的速度损耗因子 e 、最大压缩量 D 和最大冲击力 F ,结果如表 2 所示。表 2 中结果表明,不同体征假人的最大压缩量和最大冲击力

表 2 不同体征假人胸部响应仿真结果

	Hybrid III	S1	S2	S3	S4	S5	S6
e	0.40	0.39	0.40	0.39	0.42	0.41	0.39
D/mm	68.73	68.64	65.25	59.36	73.21	77.19	60.98
F/kN	5.59	5.85	5.42	6.03	5.25	5.44	5.75

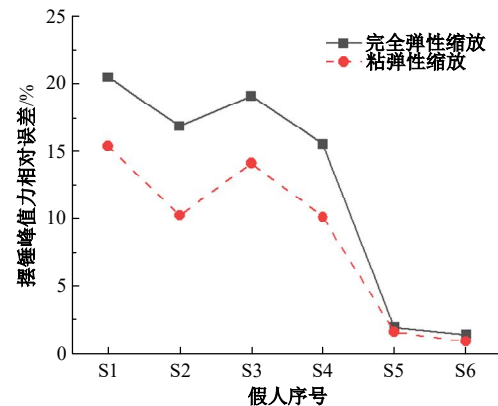
有明显差异,但速度损耗因子几乎相同。说明类似 S1~S6 的“同源变体”假人(胸部组件类型、装配方式相同,但尺寸存在差异),在相同工况下,摆锤与胸的分离速度变化不显著。

其次,在与表 1 相同的工况下,分别利用 M-方法和黏弹性缩放方法计算不同体征变体假人的最大冲击力 F 和最大压缩量 D ,结果见表 3。不同目标假人仿真值和理论值的相对误差见图 4。

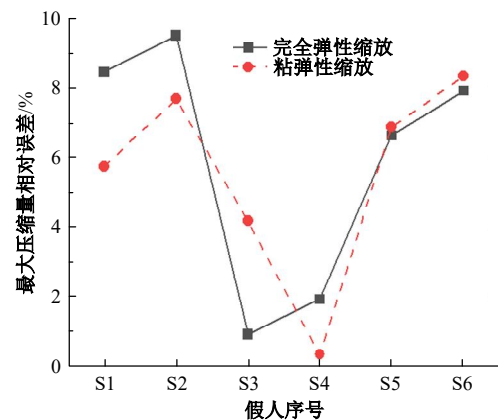
表 3 不同体征假人胸部响应预测结果

Table 3 Prediction results of chest response of dummy with different sizes

		S1	S2	S3	S4	S5	S6
D/mm	仿真结果	68.64	65.25	59.36	73.21	77.19	60.98
	完全弹性缩放	62.82	71.49	59.92	74.63	72.05	65.83
	黏弹性缩放	64.68	70.29	61.85	72.94	71.85	66.09
F/kN	仿真结果	5.85	5.42	6.03	5.25	5.44	5.75
	完全弹性缩放	4.65	6.34	4.87	6.07	5.33	5.84
	黏弹性缩放	4.95	5.98	5.17	5.78	5.35	5.80



(a)最大冲击力相对误差



(b)最大压缩量相对误差

图 4 两种缩放方法误差对比

Fig. 4 Comparative results of relative errors of two scaling methods

结果表明,两种方法在预测峰值力时有明显差异,M-方法的平均误差为12.61%,黏弹性缩放方法的平均误差为8.77%,预测精度平均提高了3.84%。黏弹性缩放方法在任意一组的相对误差均小于M-方法,说明生物黏性对峰值力的影响显著。在预测最大压缩量方面,两者水平相当,完全弹性缩放方法的平均误差为5.92%,黏弹性缩放方法的平均误差为5.55%,预测精度提高0.37%。数据显示,生物黏性对最大压缩量的影响不明显。总之,引入速度损耗因子 e 可更精准地表征力的变化,进一步说明在损伤等效系统中不可忽视生物黏性引起的能量损失。

3.2 速度损耗因子预测方法

速度损耗因子基于经典碰撞理论中的能量守恒和动量守恒定理计算得出,它构建了黏度修正因子与等效刚度之间的线性关系,间接对峰值力和最大压缩量进行了修正。为便于实际应用,本文基于仿真案例分析提出一种速度损耗因子估算方法。

通过提取不同假人模型的分离速度,并计算相应的速度损耗因子缩放系数(见图5),发现在50百分位体征男性假人的胸部标定工况下,无论坐高和体征数值发生何种变化,其分离速度差异均较小,平均速度为 (2.69 ± 0.07) m/s 速度损耗因子缩放系数的平均值为 0.99 ± 0.03 。由于该范围内相对系数变化对最终结果影响较小,故认为在相同冲击环境下,基于同一款基准假人的变体得到的不同体征目标假人的分离速度差异较小,速度损耗因子近似相等。因此,通过对基准假人进行分离速度测算,即可预估目标假人在相同

工况下的分离速度。

4 结束语

本文针对中国体征人群胸部冲击标定响应通道的预测问题,引入等效黏度 C_E 的概念,建立一种黏弹性等效动力学模型系统。基于经典碰撞理论,通过引入黏度修正因子 ξ 和速度损耗因子 e ,构建了一种黏弹性缩放方法。仿真结果表明,本文提出的黏弹性缩放方法在峰值力和最大压缩量的结果预测上有所改进,该方法计算的峰值力和最大压缩量的平均误差分别为8.77%和5.55%,相较于原方法,计算精度分别提高了3.84%和0.37%。黏弹性缩放方法可更精准地表征力的变化。通过对多个案例中速度损耗因子 e 的分析,发现在相同冲击环境下,基于同一款基准假人变体得到的不同体征目标假人的分离速度近似相等。据此提出一种速度损耗因子的数值估算方法:通过计算基准假人的分离速度,即可预估目标假人在相同工况下的分离速度。

参考文献:

- [1] Xiao S, Qie Y C, Huang J, et al. Influence of restraint load on injury biomechanics in frontal impact based on dummy test[J]. Iranian Journal of Science and Technology, Transactions of Mechanical Engineering, 2020, 44(4): 1065-1075.
- [2] Ma W J, Liu W D, Hu J W, et al. Toward future ATDs: anthropometric differences between Chinese and the U. S. Adult populations[C]//The 13th International Conference on Measuring Technology and Mechatronics Automation(ICMTMA), Beihai, China, 2021:737-742.
- [3] 李沛雨. 碰撞载荷下考虑人体差异的胸腔参数化建模及损伤研究[D]. 北京:清华大学车辆与运载学院, 2019.
Li Pei-yu. Parametric modeling and injury analysis of occupant thorax under impact conditions concerning variations among populations[D]. Beijing: School of Vehicle and Mobility, Tsinghua University, 2019.
- [4] 刘欢. 中国体征假人坐姿对正面碰撞中上躯干响应及损伤影响的研究[C]//长春:吉林大学机械与航空航天工程学院, 2019.
Liu Huan. Research on the influence of Chinese physique dummy sitting on response and injury of upper torso in frontal collision[C]//Changchun: School of Mechanical and Aerospace Engineering, Jilin Univer-

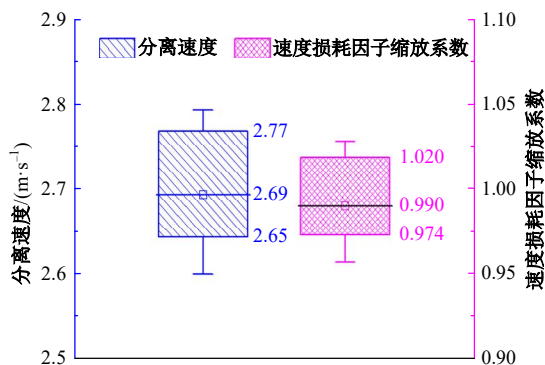


图5 分离速度和速度损耗因子缩放系数的仿真数据分布及均值计算

Fig.5 Simulation data distribution and mean calculation of scaling coefficient of separation velocity and velocity loss factor

- sity, 2019.
- [5] 黎和俊, 杨震, 周大永, 等. 混Ⅲ假人、GHBMC人体模型以及中国人体模型的正碰损伤差异[J]. 中国机械工程, 2021, 32(15): 1836-1843.
- Li He-jun, Yang Zhen, Zhou Da-yong, et al. Difference of injury response among Hybrid Ⅲ dummy, GHBMC model and Chinese human body model in frontal crash[J]. China Mechanical Engineering, 2021, 32(15): 1836-1843.
- [6] 陈嘉鑫. 基于中国体征的正碰假人仿真研究与应用[D]. 长春: 吉林大学机械与航空航天工程学院, 2021.
- Chen Jia-xin. Research on simulation of frontal impact dummy with Chinese physical sign and its application [D]. Changchun: School of Mechanical and Aerospace Engineering, Jilin University, 2021.
- [7] Nahum A M, Gadd C W, Schneider D C, et al. Deflection of the human thorax under sternal impact[C]//SAE Paper, 1970: No. 700400.
- [8] Kroell C K, Schneider D C, Nahum A M. Impact tolerance and response of the human thorax[C]//SAE Paper, 1971: No. 710851.
- [9] Stalnaker R L, McElhaney J H, Roberts V L, et al. Human torso response to blunt trauma[M]. Human Impact Response: Measurement and Simulation, Boston, USA, 1973: 181-199.
- [10] Eppinger R, Marcus J, Morgan R. Development of dummy and injury index for NHTSA's thoracic side impact protection research program[C]//SAE Transactions, 1984, 93: 359-387.
- [11] Irwin A L, Mertz H J, Elhagediab A M, et al. Guidelines for assessing the biofidelity of side impact dummies of various sizes and ages[J]. Stapp Car Crash Journal, 2002, 46: 297-319.
- [12] Kent R. Frontal thoracic response to dynamic loading: the role of superficial tissues, viscera and the rib cage[J]. International Journal of Crashworthiness, 2008, 13(3): 289-300.
- [13] Mertz H J, Irwin A L, Melvin J W, et al. Size, weight and biomechanical impact response requirements for adult size small female and large male dummies[C]//SAE Paper, 1989: No. 890756.
- [14] Irwin A L, Mertz H J. Biomechanical basis for the CRABI and Hybrid Ⅲ child dummies[C]//SAE Paper, 1997: No. 973317.
- [15] Mertz H J, Jarrett K, Moss S, et al. The Hybrid Ⅲ 10-year-old dummy[J]. Stapp Car Crash Journal, 2001, 45: 319-328.
- [16] 叶昆, 李黎. 改进的 Kelvin 碰撞分析模型[J]. 工程力学, 2009, 26(增刊 2): 245-248.
- Ye Kun, Li Li. Modified Kelvin pounding analytical model[J]. Engineering Mechanics, 2009, 26(Sup. 2): 245-248.
- [17] Liu Z X, Zheng H, Ma W J. Development of a new human thoracic equivalent model during frontal impact [J]. SAE International Journal of Transportation Safety, 2023, 11(3): 289-306.
- [18] Foster K. Analysis of a Slanted-rib Model of the Human Thorax[M]//Human Impact Response: Measurement and Simulation, Boston: Springer, 1972: 165-177.