

## 不同加载工况对腰椎响应指标影响研究

芮向前<sup>1</sup>, 崔书瑞<sup>2a</sup>, 石膏鹏<sup>2b</sup>

(1. 湖北航宇嘉泰飞机设备有限公司, 湖北 襄阳 441046;

2. 中国民航大学 a. 安全科学与工程学院; b. 科技创新研究院, 天津 300300)

**摘要:** 腰椎载荷和动态响应指数(DRI, dynamic response index)是评估飞机应急着陆过程中乘员腰椎损伤的两种常见腰椎响应指标。为明确这两种指标的差异,首先,本文建立了座椅-乘员有限元模型和乘员上肢集中参数模型;其次,对座椅-乘员有限元模型和乘员上肢集中参数模型进行对比验证;最后,通过改变加载时间和加载峰值对这两种腰椎响应指标进行变参分析。计算结果表明,采用地板加速度计算的DRI值较采用骨盆加速度计算的DRI值更低,且当加载时间一定时,随着加载峰值的增加,DRI值呈增长趋势;当加载峰值一定时,随着加载时间的增加,DRI值呈先增加后减小趋势;当速度变化量一定时,随着加载峰值的增加,DRI值呈增长趋势。综上,通过梳理和分析DRI的作用原理,有助于促进乘员腰椎损伤判定标准的持续完善。

**关键词:** 动态响应指数(DRI);集中参数模型;腰椎损伤

**中图分类号:** V223+.2 **文献标志码:** A **文章编号:** 1674-5590(2025)01-0020-07

### Study on the influence of different loading conditions on lumbar response index

RUI Xiangqian<sup>1</sup>, CUI Shurui<sup>2a</sup>, SHI Xiaopeng<sup>2b</sup>

(1. Jiatai Aircraft Equipment Co., Ltd., Xiangyang 441046, Hubei, China; 2a. College of Safety Science and Engineering;

2b. Innovation Research Institute of Science and Technology, CAUC, Tianjin, 300300, China)

**Abstract:** Lumbar load and dynamic response index (DRI) are two common lumbar response index used to assess passenger lumbar injuries during emergency landing of aircraft. To elucidate the differences between these two metrics, firstly, the seat-occupant finite element model and the occupant upper limb lumped parameter model were established in this paper. Secondly, a comparative verification is conducted between the seat-occupant finite element model and the occupant upper limb lumped parameter model. Finally, a parametric analysis was conducted on these two lumbar response index by changing the loading time and loading peak value. The results show that the DRI value calculated by floor acceleration is lower than that calculated by pelvic acceleration, and when the loading time is constant, the DRI value shows an increasing trend with the increase of loading peak value. When the loading peak value is constant, the DRI value shows the trend of increasing first and then decreasing with the increase of loading time. When the speed change is constant, the DRI value shows an increasing trend with the increase of the loading peak value. In summary, by sorting out and analyzing the principle of DRI, it is helpful to promote the continuous improvement of the criteria for determining occupant lumbar injuries.

**Key words:** dynamic response index (DRI); lumped parameter model; lumbar injury

在航空器坠毁事故中,乘员的腰椎损伤通常被视为威胁生命安全和影响紧急撤离效率的关键因素。鉴于此,国际航空学术界和工业界已经对乘员腰椎损伤的判据进行了广泛的研究。Hertzberg等<sup>[1]</sup>对4 000余名美国空军飞行员进行了132次详细的体型数据测量,为后续的科学研提供了宝贵的数据基础。随后,Latham<sup>[2]</sup>开发了首个简化的集中参数模型,使用两个质

量块分别代表乘员和座椅,乘员和座椅之间使用弹簧来表征肢体与座垫之间的弹性特性,旨在研究高速飞行条件下弹射座椅的逃生安全性。基于此模型,Latham提出了动态响应指数(DRI, dynamic response index),该指数被用于评估飞行员在弹射过程中腰椎损伤的风险。

在动力学模型的研究领域,Payne<sup>[3]</sup>提出了一套适用于分析乘员腰椎损伤问题的一般性理论框架,该理

论为特定简化情况下的问题提供了封闭形式的解。进一步地,Stech 等<sup>[4]</sup>对 DRI 进行了详细描述,将脊柱视为主要的承载结构,并将胸部、手臂、肩部、颈部和头部的质量集中于脊柱之上;通过类比分布参数动力学模型,简化了计算过程,将上身的质量模拟为集中在胸椎和腰椎顶部的集中参数系统,从而构成了一个简化的无质量弹簧模型。

美国空军利用 DRI 成功量化了弹射座椅可能造成的潜在伤害风险<sup>[5]</sup>。在评估弹射座椅的伤害风险时,通常将座椅加速度作为 DRI 的输入参数。考虑到座椅的高刚度特性,座椅加速度也可以被视为骨盆加速度。对于普通座椅,推荐使用椅盆加速度或骨盆加速度来计算 DRI。试验表明,基于椅盆加速度得出的 DRI 可以作为一个一致性指标来表示试验的严重程度。尽管在尸体上进行测量存在一定的困难,但基于椅盆加速度的测量结果更为准确,且更接近于尸体实验的结果。

Stech 等<sup>[4]</sup>通过试验确定了 27.9 岁美国空军人员的阻尼系数(0.224)和固有频率(52.9 rad/s),还利用尸体标本测试获得的数据计算了椎体的断裂强度;为了初步估计受伤概率,即脊柱压缩性骨折的概率,其针对不同年龄组确定了 50% 脊椎损伤概率对应的 DRI 值。对于 27.9 岁的空军飞行员,50% 脊椎损伤概率对应的 DRI 值为 21.3,最终结合试验及分析数据得出 DRI 与腰椎损伤的概率关系曲线。为保证腰椎安全性一般推荐采用 DRI 值为 16,对应的预估脊椎损伤概率为 5%~10%。

在《飞机坠毁生存设计指南:第二卷 飞机设计坠毁冲击条件和人的耐受限度》<sup>[6]</sup>中,详细记载了前述研究成果。Chandler<sup>[7]</sup>在 1985 年通过研究确定了 1 500 磅(6 672 N)腰椎载荷对应的 DRI 值为 19,并指出该条件下的脊椎损伤概率约为 9%,这一数据被纳入了 AC-21-22<sup>[8]</sup>。在 2018 年的航空规则制定委员会(ARAC, aviation rulemaking advisory committee)会议中,提出了 DRI 值为 16 时乘客脊椎损伤的概率为 1%,DRI 值为 18 时乘客脊椎损伤的概率为 5%,并将 DRI 值  $\leq 16$  视为可接受的极限<sup>[9]</sup>。

最初,椅盆加速度和骨盆加速度均可用于 DRI 的计算,但后续研究发现,椅盆加速度测量的 DRI 变化幅度较大且缺乏可重复性,而使用碰撞试验假人(简称假人)测量的骨盆加速度所得 DRI 值变化幅度较小,因此更推荐采用骨盆加速度进行计算。一些国家曾采用座垫加速度进行 DRI 的计算,但验证结果表明,基于骨盆加速度测得的 DRI 值略低于基于座垫加速度测得的 DRI 值。本质上,腰椎损伤是力驱动的,因

此,普遍建议使用骨盆加速度进行 DRI 的计算<sup>[10]</sup>。

综上,本文首先建立座椅-乘员有限元模型和乘员上肢集中参数模型;其次,引入 DRI 作为评价腰椎损伤的指标,通过改变加载时间、加载峰值研究不同加载工况对假人腰椎的损伤情况;最后,对比分别采用地板加速度和骨盆加速度计算 DRI 值的优异性。

## 1 座椅-乘员有限元模型

刚性座椅-乘员约束系统如图 1 所示,座椅为刚性座椅,无偏航、俯仰和滚转变形。选用右手直角坐标系, $x$  轴正向为航向方向, $y$  轴正向为乘员乘坐时右肩到左肩连线方向, $z$  轴正向为垂直向上,对座椅施加如图 2 所示的试验加速度脉冲。安全带采用一维、二维单元混合建模,一维梁单元模拟安全带长度方向,二维壳单元模拟安全带宽度方向,从而可以考虑安全带的弯曲、扭转和剪切效应,安全带为尼龙材质,与假人之间采用面面接触<sup>[11-12]</sup>。依据 SAE ARP5765B<sup>[13]</sup>设定假人与接触面之间的平均摩擦系数为 0.20,假人与约束系统之间的平均摩擦系数设为 0.35。安全带固定锚点采用 MAT 20 刚性材料,并与刚性座椅、地板建立约束条件(RIGID-BODY)。

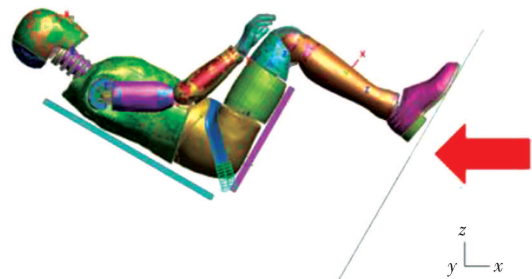


图 1 刚性座椅-乘员约束系统

Fig.1 Rigid seat-occupant restraint system

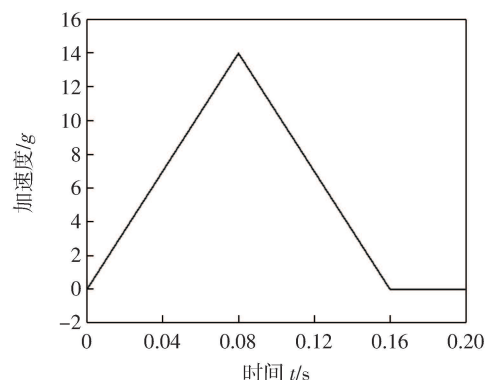


图 2 试验加速度脉冲

Fig.2 Test acceleration pulse

## 2 乘员上肢集中参数模型

Brinkley 等<sup>[4]</sup>针对美国空军研制出向上弹射座椅系统模型,通过使用一个简单的乘员上肢集中参数模型(简称集中参数模型)来预测脊椎损伤的概率,即椎体节段的压缩性骨折。该模型是一个简单的机械系统,由常见的集中参数单元、质量、弹簧和粘性阻尼器组成,如图 3 所示,其中: $m$  代表乘员上肢的质量; $k$  代表刚度系数; $c$  代表阻尼系数; $\Delta_1$  代表乘员上肢位移; $\Delta_2$  代表座椅位移; $\ddot{z}$  代表输入的加速度激励。

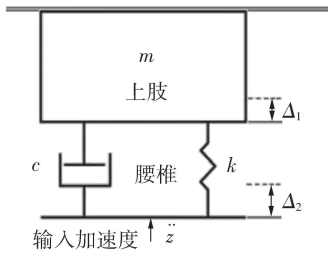


图 3 乘员上肢集中参数模型

Fig.3 Occupant upper limb lumped parameter model

模型的响应是通过求解方程来计算的,即

$$\frac{d^2\delta}{dt^2} + 2\zeta\omega_n\frac{d\delta}{dt} + \omega_n^2\delta = \frac{d^2z}{dt^2} \quad (1)$$

式中: $\delta$  为模型脊椎压缩量(m); $\zeta$  为阻尼系数(0.224); $\omega_n$  为人体固有频率(rad/s); $z$  为输入加速度( $m/s^2$ ); $t$  为加载时间(s)。则 DRI 数值计算公式为

$$DRI = \frac{\omega_n^2 \delta_{\max}}{g} \quad (2)$$

式中: $\delta_{\max}$  为模型脊椎最大压缩量(m); $g$  为重力加速度( $9.8 m/s^2$ )。

由 DRI 可得腰椎载荷计算公式为

$$F = ke + cv \quad (3)$$

式中: $F$  为输出腰椎载荷(N);弹簧刚度系数  $k$  为  $9.66 \times 10^4 N/m$ ;阻尼系数  $c$  为  $818.1 N \cdot s/m$ ;  $e$  为输出位移(m); $v$  为输出速度( $m/s$ )。

## 3 座椅-乘员有限元模型验证

针对垂向加载工况,输入地板加速度为理想三角波,加载峰值为  $14 g$ ,加载时间为  $0.16 s$ ,由有限元程序 LS-DYNA 和集中参数模型求得腰椎载荷曲线如图 4 所示。从图 4 可以看出,由二者求得的腰椎载荷峰值接近,由集中参数模型得出的腰椎载荷峰值滞后于 LS-

DYNA 仿真得出的腰椎载荷峰值,这是因为集中参数模型计算具有一定局限性,且假人体内各器官对运动状态的反应具有迟滞性。

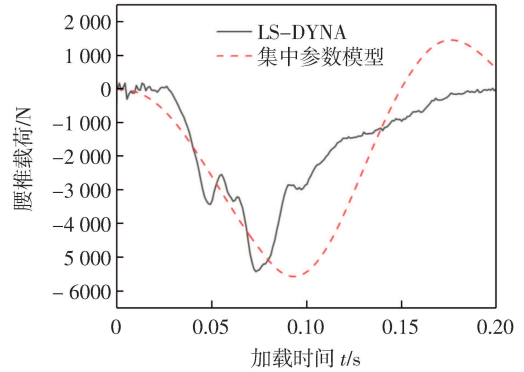


图 4 有限元仿真与集中参数模型计算腰椎载荷对比

Fig.4 Comparison of lumbar load calculated by finite element simulation and lumped parameter model

## 4 输入加速度对乘员腰椎载荷的影响

基于建立的刚性座椅-乘员有限元模型和乘员上肢集中参数模型,本节将探讨输入地板加速度峰值为  $14 g$  情况下,加载时长和波形尖锐程度(加载峰值)对乘员腰椎载荷的影响。同时,将对分析集中参数模型中采用地板加速度和骨盆加速度计算 DRI 值的适用性,并分析集中参数模型计算的 DRI 值与有限元模型计算的腰椎载荷之间的适用性。通过改变输入的加载波形进行变参分析,研究 DRI 在腰椎损伤分析中的作用规律。

### 4.1 加载峰值对假人腰椎载荷的影响

使用理想三角波作为有限元模型的地板加速度输入波形,通过有限元仿真得出骨盆加速度,将地板加速度和骨盆加速度代入集中参数模型,探究加载峰值对腰椎损伤影响情况。图 5 为 6 种不同工况的地板三角波,其加载时间一定,加载峰值分别为  $100.00$ 、 $125.00$ 、 $137.20$ 、 $150.00$ 、 $175.00$ 、 $200.00 m/s^2$  的地板加速度。当加载时间为  $0.16 s$ ,加载峰值为  $137.20 m/s^2$  时,此时工况对应 CCAR25.562<sup>[15-17]</sup> 规定在地板处产生的最大负加速度必须在撞击后  $0.08 s$  内出现,并且至少达到  $14 g$  的要求。通过有限元仿真计算得到对应工况下的假人骨盆加速度如图 6 所示,假人腰椎载荷如图 7 所示。

由图 6 和图 7 可知,随着加载峰值逐渐增大,假人骨盆加速度和腰椎载荷的峰值均呈增加趋势,且加载峰值越大,假人骨盆加速度和腰椎载荷达到峰值的

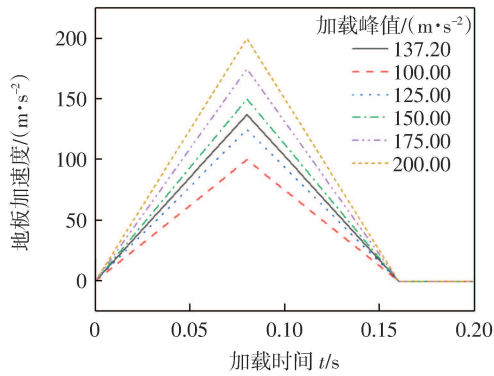


图 5 不同加载峰值下的地板加速度

Fig.5 Floor acceleration under different loading peaks

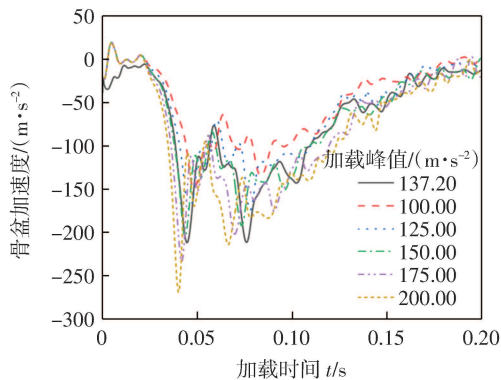


图 6 不同加载峰值下有限元模型计算的骨盆加速度

Fig.6 Pelvic acceleration calculated by finite element model under different loading peaks

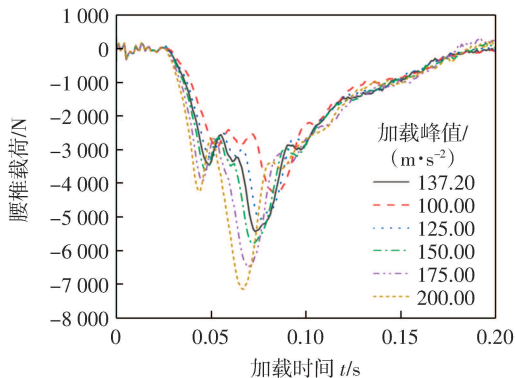


图 7 不同加载峰值下有限元模型计算的腰椎载荷

Fig.7 Lumbar load calculated by finite element model under different loading peaks

时刻越靠前。分别使用地板加速度和骨盆加速度代入集中参数模型,求得 DRI 值及腰椎载荷峰值如表 1 所示,其中,  $F_{floor}$  为基于地板加速度求得的假人腰椎载荷峰值,  $F_{pelvic}$  为基于骨盆加速度求得的假人腰椎载荷峰值,  $F_{sim}$  为通过有限元仿真输出的假人腰椎载荷峰值。

由表 1 数据可知,随着加载峰值逐渐增大,使用集中参数模型计算的 DRI 值逐渐增加,且基于地板加速度求得的 DRI 值与基于骨盆加速度求得的 DRI 值

逐渐接近,腰椎载荷峰值也逐渐接近,如图 8 和图 9 所示。同时,在低加载峰值作用下( $<150 \text{ m/s}^2$ ),由地板加速度通过集中参数模型求得的腰椎载荷峰值与使用有限元软件仿真输出的腰椎载荷峰值结果接近,当加载峰值增大,二者误差逐渐增加。

表 1 不同加载峰值下的 DRI 值及腰椎载荷峰值对比表

Tab.1 Comparison table of DRI value and lumbar load peak value under different loading peaks

加载工况	加载峰值/ ( $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ )	基于地板加 速度求得的 DRI 值	基于骨盆加 速度求得的 DRI 值	$F_{floor}/\text{N}$	$F_{pelvic}/\text{N}$	$F_{sim}/\text{N}$
1	100.00	11.6	15.3	4 058.30	5 365.82	4 255.74
2	125.00	14.5	17.8	5 082.88	6 240.83	5 054.39
3	137.20	16.0	19.1	5 568.00	6 921.53	5 417.50
4	150.00	17.4	20.3	6 087.46	7 118.92	5 789.49
5	175.00	20.4	22.6	7 102.04	7 876.20	6 489.51
6	200.00	23.3	24.8	8 116.62	8 638.00	7 144.10

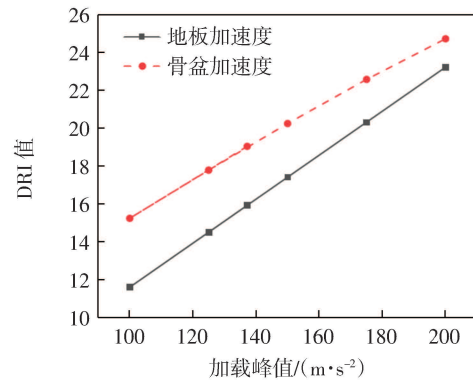


图 8 不同加载峰值下使用集中参数模型计算的 DRI 值

Fig.8 DRI value calculated by lumped parameter model under different loading peaks

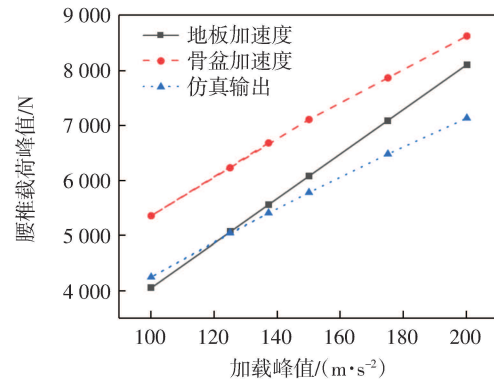


图 9 不同加载峰值下使用集中参数模型和有限元模型计算的腰椎载荷峰值

Fig.9 Lumbar load peak value calculated by lumped parameter model and finite element model under different loading peaks

#### 4.2 加载时间对腰椎载荷影响

通过改变加载时间研究地板加速度和骨盆加速度对腰椎损伤影响情况。图 10 为 6 种不同工况的地

板三角波,其加载峰值一定,均为  $150 \text{ m/s}^2$ ,加载时间分别为  $0.10、0.12、0.14、0.16、0.18、0.20 \text{ s}$  的地板加速度。通过有限元仿真计算得到对应工况下的假人骨盆加速度如图11所示,假人腰椎载荷如图12所示。

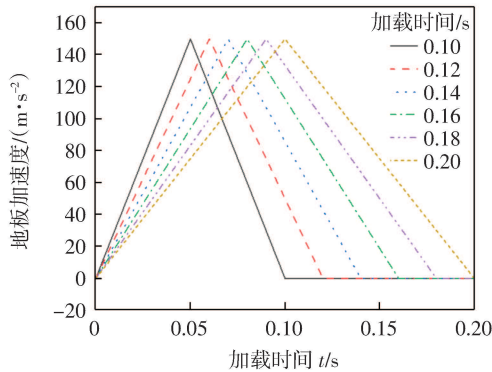


图10 不同加载时间下的地板加速度

Fig.10 Floor acceleration under different loading time

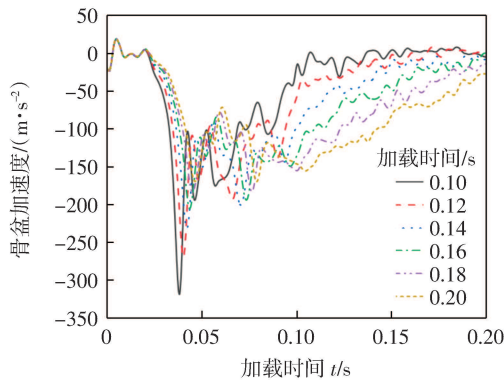


图11 不同加载时间下有限元模型计算的骨盆加速度

Fig.11 Pelvic acceleration calculated by finite element model under different loading time

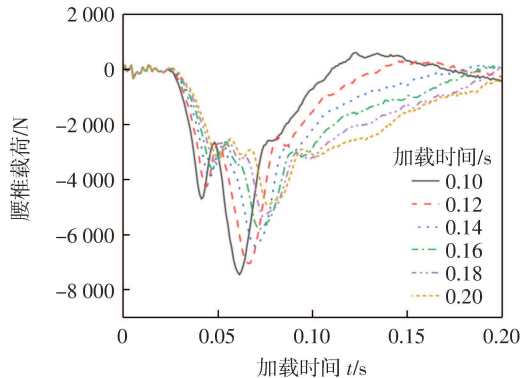


图12 不同加载时间下有限元模型计算的腰椎载荷

Fig.12 Lumbar load calculated by finite element model under different loading time

由图11和图12可知,随着加载时间增加,假人骨盆加速度峰值逐渐降低,峰值时刻延后;假人腰椎载荷峰值同样逐渐降低,峰值时刻延后。当分别使用地板加速度和骨盆加速度代入集中参数模型,求得DRI

值及腰椎载荷峰值如表2所示。

表2 不同加载时间下的DRI值及腰椎载荷峰值对比表

Tab.2 Comparison table of DRI value and lumbar load peak value under different loading time

工况	加载时间/s	基于地板加速度求得的DRI值	基于骨盆加速度求得的DRI值	$F_{\text{floor}}/\text{N}$	$F_{\text{pelvic}}/\text{N}$	$F_{\text{sim}}/\text{N}$
1	0.10	17.5	21.8	6 231.08	7 827.94	7 426.16
2	0.12	17.8	21.8	6 308.20	7 800.53	7 019.54
3	0.14	17.8	21.3	6 240.76	7 554.70	6 385.30
4	0.16	17.4	20.3	6 087.46	7 127.35	5 786.94
5	0.18	17.0	19.1	5 893.75	6 632.01	5 314.81
6	0.20	16.5	17.8	5 697.28	6 150.28	4 907.52

由表2数据可知,当采用地板加速度计算DRI时,随着加载时间逐渐增加,DRI值先增加后减小,这是因为当加载时间较短时,系统动态效应明显,少量增加加载时间会增大输入能量,导致DRI升高。当加载时间较长时,系统动态效应逐渐消失,弹簧阻尼系统最大压缩量减小;而采用骨盆加速度计算DRI时,随着加载时间逐渐增加,DRI先以一种逐渐平缓趋势下降,随后下降趋势加剧;随着加载时间增加,地板加速度求得的DRI值与骨盆加速度求得的DRI值逐渐接近,腰椎载荷峰值也逐渐接近,如图13和图14所示。同时发现在  $0.14\sim 0.16 \text{ s}$  加载时间作用下,由地板加速度求得的腰椎载荷与有限元仿真结果接近。

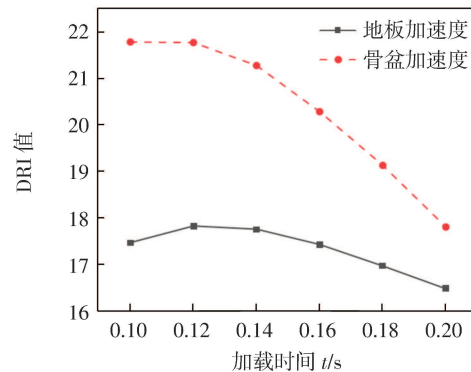


图13 不同加载时间下使用集中参数模型计算的DRI值

Fig.13 DRI value calculated by lumped parameter model under different loading time

### 4.3 波形对腰椎载荷影响

保证速度变化量一定,研究不同波形尖锐程度对腰椎载荷影响,通过改变加载峰值研究地板加速度和骨盆加速度对腰椎损伤影响情况。筛选常见坠撞工况下的4种地板三角波如图15所示,其加速度峰值分别为  $156.80、183.26、219.52、274.40 \text{ m/s}^2$ ,加载时间对应分别为  $0.14、0.12、0.10、0.08 \text{ s}$ ,速度变化量等同于加载

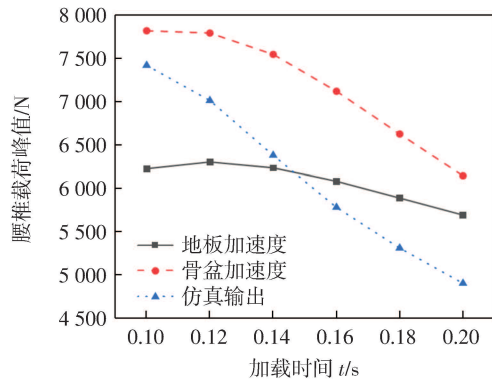


图 14 不同加载时间下使用集中参数模型和有限元模型计算的腰椎载荷峰值

Fig.14 Lumbar load peak value calculated by lumped parameter model and finite element model under different loading time

时间为 0.16 s,加载峰值为 137.20  $m/s^2$ 。通过有限元仿真计算得到对应工况下的假人骨盆加速度如图 16 所示,假人腰椎载荷如图 17 所示。

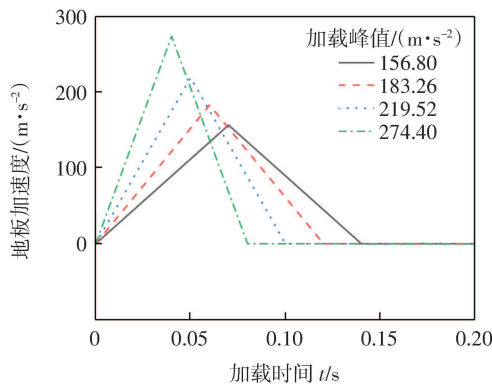


图 15 不同波形尖锐程度下的地板加速度

Fig.15 Floor acceleration under different waveform sharpness

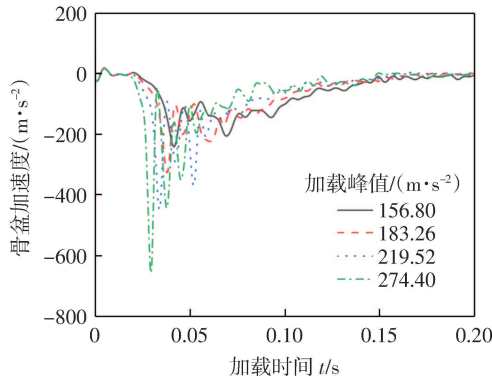


图 16 不同波形尖锐程度下有限元模型计算的骨盆加速度

Fig.16 Pelvic acceleration calculated by finite element model under different waveform sharpness

由图 16 和图 17 可知,随着波形越尖锐(加载峰值越大),假人骨盆加速度峰值越大,峰值时刻提前;假人腰椎载荷峰值逐渐增加,峰值时刻提前。当分别使用地板加速度和骨盆加速度代入集中参数模型,求

得 DRI 值及腰椎载荷峰值如表 3 所示。

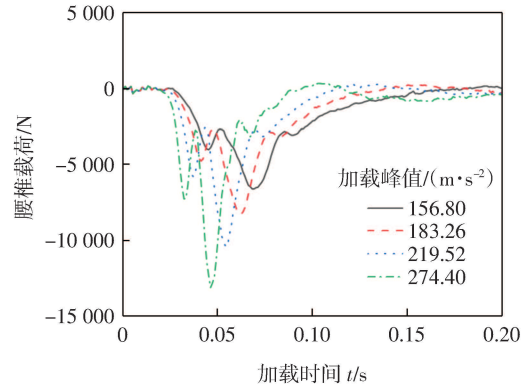


图 17 不同波形尖锐程度下有限元模型计算的腰椎载荷

Fig.17 Lumbar load calculated by finite element model under different waveform sharpness

表 3 不同波形尖锐程度下的 DRI 值及腰椎载荷峰值对比表

Tab.3 Comparison table of DRI value and lumbar load peak value under different waveform sharpness

工况	加载时间/s	加载峰值/ $(m \cdot s^{-2})$	基于地板加速度求得的 DRI 值	基于骨盆加速度求得的 DRI 值	$F_{floor}/N$	$F_{pelvic}/N$	$F_{sim}/N$
1	0.14	156.80	18.6	21.9	6 523.67	7 771.33	6 584.50
2	0.12	183.26	21.8	24.8	7 691.80	8 825.69	8 228.40
3	0.10	219.52	25.6	28.0	9 118.14	10 040.23	10 375.95
4	0.08	274.40	30.1	31.4	10 842.17	11 372.95	13 064.95

由表 3 数据可知,当波形逐渐尖锐,由集中参数模型计算出的 DRI 值逐渐增大,且基于地板加速度求得的 DRI 值与基于骨盆加速度求得的 DRI 值逐渐接近,腰椎载荷峰值也呈现逐渐接近趋势,如图 18 和图 19 所示。使用 SPSSAU 进行相关性分析,地板加速度作为集中参数模型的输入,求得的腰椎载荷与实际仿真求得的腰椎载荷  $R^2$  值为 0.996 8,而骨盆加速度作为集中参数模型的输入,求得的腰椎载荷与实际仿真

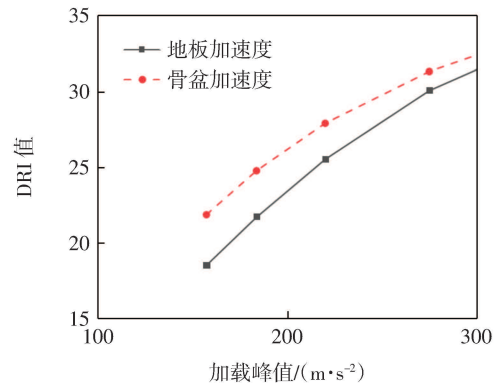


图 18 不同波形尖锐程度下使用集中参数模型计算的 DRI 值

Fig.18 DRI value calculated by lumped parameter model under different waveform sharpness

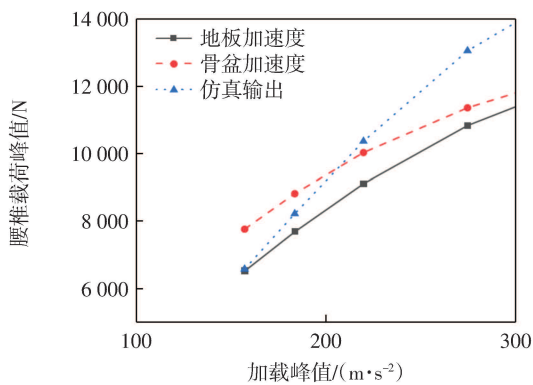


图 19 不同波形尖锐程度下使用集中参数模型和有限元模型计算的腰椎载荷峰值

Fig.19 Lumbar load peak value calculated by lumped parameter model and finite element model under different waveform sharpness

求得的腰椎载荷  $R^2$  值为 0.999 5, 相似性更高。

## 5 结语

通过对相关数据的深入研究与分析, 本文探讨了地板加速度和骨盆加速度在 DRI 计算中的作用及其对腰椎损伤风险的影响。结合模型计算结果, 得出以下结论:

(1) 当使用地板加速度作为计算 DRI 的输入时, 在加载时间一定情况下, 随着加载峰值逐渐增加, DRI 值逐渐增加, 腰椎损伤风险增加; 当加载峰值一定, 随着加载时间增加, DRI 值先增加后减小;

(2) 经计算分析, 当速度变化量一定, 随着加载峰值增加, DRI 值逐渐增加; 以地板加速度作为集中参数模型输入计算得出的腰椎载荷, 在一定区间范围内更接近有限元仿真计算结果, 使用骨盆加速度作为集中参数模型输入计算得出的假人腰椎载荷更高, 综合考量相关性分析, 使用骨盆加速度计算的假人腰椎载荷  $R^2$  更好, 因此建议采用骨盆加速度作为输入;

(3) 通过本文的研究, 系统梳理和分析了 DRI 的作用原理, 对于进一步理解和运用 DRI 有促进作用, 并为该指标的标准化判定和一致性应用提供了借鉴, 对逐步推进该指标在适航法规、标准中的更加深入应用提供了重要价值, 有助于促进乘员腰椎损伤判定标准的持续完善。

## 参考文献:

- [1] HERTZBERG H T, DANIELS G S, CHURCHILL E. Anthropometry of flying personnel-1950[R]. Washington DC: Antioch Coll Yellow Springs OH, 1954.
- [2] LATHAM W C F. A study in body ballistics: seat ejection[J]. Proceedings of the Royal Society of London, Series B: Biological Sciences, 1957, 147 (926): 121-139.
- [3] PAYNE P R. Personnel restraint and support system dynamics [R]. Washington DC: Frost Engineering Development Corp Denver Co., 1965.
- [4] STECH E L, PAYNE P R. Dynamic models of the human body [R]. Washington DC: Frost Engineering Development Corp Englewood Co., 1969.
- [5] COLTMAN J W. Design and test criteria for increased energy-absorbing seat effectiveness[R]. Washington DC: SIMULA INC TEMPE AZ, 1983.
- [6] COLTMAN J W, INGEN V C, JOHNSON N B, et al. Aircraft crash survival design guide-volume II-aircraft design crash impact conditions and human tolerance: USAAVSCOM89-D-22B[R]. Fort Eustis: AVS-COM, 1989.
- [7] CHANDLER R F. Human injury criteria relative to civil aircraft seat and restraint systems[C]//Aerospace Technology Conference & Exposition, October 14-17, 1985, Long Beach, California, 1985: 611-620.
- [8] FAA. Injury criteria for human exposure to impact: AC 21-22[S]. Washington DC: FAA, 1984.
- [9] YVETTE A R. Transport aircraft crashworthiness and ditching working group report to FAA[R]. Washington DC: Transport Aircraft Crashworthiness and Ditching Working Group, 2018.
- [10] TREATY N A. Test methodology for protection of vehicle occupants against anti-vehicular landmine effects[R]. Brussels: Research and Technology Organization, Human Factors and Medicine Panel, 2007.
- [11] 尹海群, 解江, 石膏鹏, 等. 小腿摆放位置对航空座椅乘员损伤的影响研究[J]. 科学技术与工程, 2022, 22(24): 10776-10786.
- [12] 尹海群. 水平冲击下乘员撞击前排座椅的头颈部损伤研究[D]. 天津: 中国民航大学, 2022.
- [13] SAE. Analytical methods for aircraft seat design and evaluation: SAE ARP5765B[S]. Wichita: SAE International, 2021.
- [14] BRINKLEY J W, SHAFFER J T. Dynamic simulation techniques for the design of escape systems: current applications and future air force requirements[J]. Aerospace Medical Research Laboratory, 1971: 1-35.
- [15] 中国民用航空局. 运输类飞机适航标准: CCAR-25-R4[S]. 北京: 中国民用航空局, 2011.
- [16] 石膏鹏, 钟欣言, 牟浩蕾, 等. 垂向冲击下的民机乘员腰椎载荷研究[J]. 航空学报, 2024, 45(8): 192-209.
- [17] 解江, 谢威威, 崔书瑞, 等. 典型机身框段垂向坠撞响应及乘员腰椎伤害分析[J]. 中国民航大学学报, 2024, 42(6): 1-8.

(责任编辑: 刘智勇)