

低速后碰撞中座椅刚度对颈部损伤风险的影响 及其优化设计

李红运 杨济匡

湖南大学 汽车车身先进设计制造国家重点实验室, 湖南 长沙 410082

摘要: 建立了一个有限元假人模型和一个实验座椅模型, 验证结果表明有限元假人模型和实验座椅模型的组合能够较好地模拟志愿者实验。采用正交实验设计方法(OED), 以颈部损伤准则(NIC)为主要评价指标, 以头部相对T1在Y轴方向的转动角度为辅助评价指标, 探讨了座椅系统中靠背和头枕的刚度在低速后碰撞中对颈部损伤风险的影响, 并找出了靠背和头枕刚度组合的最优实验方案。最优实验方案的仿真结果表明, NIC的最大值比参考值减少了31.7%, 头部相对T1在Y轴方向的最大转动角度比参考值减少了46.3%。

关键词: 颈部损伤风险; 正交实验设计方法; 颈部损伤准则; 低速后碰撞; 刚度

The Influence of Seat Rigidity on Neck Injury Risk and Its Optimal Design during Low-speed Rear-end Impact

LI Hong-yun, YANG Ji-kuang

State Key Laboratory of Advanced Design and Manufacturing for Vehicle Body
Hunan University, Changsha, Hunan 410082

Abstract: A finite element model of rear-end impact dummy and a laboratory seat denoted V were validated. The validation showed that simulation results agreed well with the volunteer test results. Based on the validation of rear-end impact dummy and laboratory seat, the rigidity of head restraint and seat back were varied and their influence on neck injury during low-speed rear-end impact were researched by means of Orthogonal Experimental Design (OED) method. In the OED method, Neck Injury Criterion (NIC) was considered as the main criterion and T1 relative head angle along the Y axis was considered as the secondary criterion. The results of optimized rigidity of head restraint and seat back showed that maximum of NIC was reduced by 31.7% and maximum of T1 angle relative to head in the Y axis was reduced by 46.3%.

Key Word: neck injury risk; orthogonal experimental design method; neck injury criterion; low-speed rear-end impact; rigidity

根据人体损伤准则(Abbreviated Injury Scale)^[1], 颈部损伤虽然被评定为AIS 1, 即轻微损伤, 但是颈部损伤却是需要恢复或治疗时间最长的人体损伤^[2]。颈部损伤在各种碰撞类型, 如前碰撞、后碰撞和侧碰撞中都会发生, 但是在后碰撞中发生的颈部损伤概率最大。因此后碰撞中的颈部损伤就成为汽车安全领域的一个研究热点, 而安全座椅的几何特性和物理特性对颈部损伤都有非常重要的影响, 其中座椅系统的刚度对颈部损伤风险的影响一直是人们争论的焦点。

最早涉及座椅刚度并对其做出规定的是1968年制订的联邦机动车辆安全标准(FMVSS), 其中的FMVSS207和202法规分别对座椅系统和头枕的几何尺寸和刚度特性作了规定。FMVSS207规定的座椅刚度允许座椅在较严重的交通事故中发生变形, 但是Melvin等人^[3]在1972年建议增加座椅的刚度, 使座椅即使在剧烈的碰撞事故中也不发生变形。于是在20世纪70年代初到80年代初, 许多研究者围绕座椅刚度的高低展开激烈的讨论。

Voo等人^[4]研究发现, 与柔性座椅相比, 刚性座椅中颈部上端的剪切力减少了50%到70%, 伸展弯矩减少了15%到60%。颈部下端也有类似的结果, 减少的程度在14% to 42%之间变化。此外, 他们还发现头枕及其附件的刚度越大, 颈部剪切力、颈部伸展弯矩和头颈部相对伸展角度等就越小。因此他们认为更硬的座椅靠背在后碰撞中具有更大的颈部保护作用。

但是, Kleinberger等人^[5]却发现, 靠背的最大转动角度、头部的转动角度和胸部的转动角度

都随着靠背刚度的增加而减小。与没有泡沫相比,增加泡沫的座椅减少了头部相对上身的转动,减少的角度从1度到6度不等。这些都说明较软的座椅靠背对颈部能起到更好的保护作用,这是因为降低座椅靠背上部的刚度可以使乘员在后碰撞的过程中侵入座椅靠背更深,从而减小了头部相对人体躯干的相对运动。Gunter等人^[6]更是直接推测说,近年来颈部损伤不断增加的原因之一就是新的座椅更硬了,导致头颈部的运动更加剧烈了。

近十多年来,随着后碰撞,特别是低速后碰撞中颈部损伤几率的大幅度增加,许多研究者都致力于颈部损伤机理和设计优化的研究。尽管颈部损伤的机理到目前为止还不太清楚,但是很多研究者提出了自己的一些假说,这些假说使人们对颈部损伤有了更新、更深的认识。如1986年Aldman等人^[7]提出的脊髓槽内压力梯度假说就是一个代表。Bostrom等人^[8]后来根据这个理论提出了颈部损伤准则(NIC),使得人们对颈部损伤的评价有了科学的依据。NIC(Neck Injury Criteria)是目前用来评价汽车乘员约束系统对乘员保护效率应用最为广泛的一个颈部损伤准则,因此本论文也采用NIC作为颈部损伤的评价标准。

尽管已经有很多文章对座椅系统的刚度进行了研究,而且越来越多的人认为,较软的座椅对颈部损伤的保护效果更好,但是到目前为止,对座椅系统的刚度和颈部损伤之间的关系仍然没有统一的结论。本文在验证H3D50-HBM-Neck有限元假人模型(以下简称H3D50-HBM-Neck假人)的基础上,通过改变座椅系统中靠背和头枕的刚度,采用正交实验设计方法,探讨了低速后碰撞中靠背和头枕的刚度与颈部损伤风险之间的关系,并寻找靠背和头枕刚度组合的最优点,从而尽可能地降低颈部损伤的风险。

1 后碰撞模型的建立与验证

1.1 H3D50-HBM-Neck 假人

H3D50-HBM-Neck假人(图1)是在H3D50有限元假人模型的基础上,用HBM-Neck有限元头颈部模型(图2)替换H3D50有限元假人中的头颈部模型得到的。

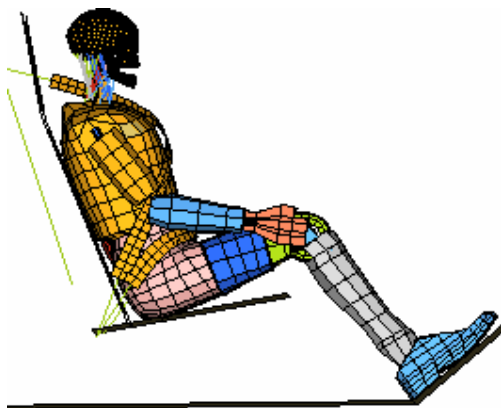


图1 H3D50-HBM-Neck假人

Fig. 1 H3D50-HBM-Neck dummy

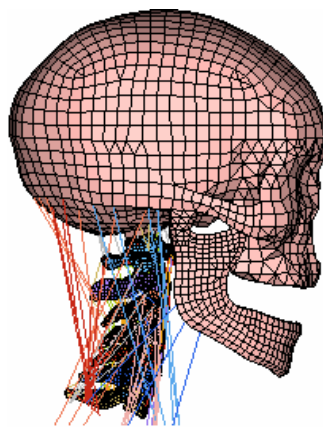


图2 HBM-Neck头颈部模型

Fig. 2 Head and neck model of HBM-Neck

H3D50有限元假人模型是根据Hybrid III 50百分位男性机械假人的几何形状、材料特性和关节特性等创建的。该有限元模型已经由万鑫铭等人^[9]进行了前碰撞台车实验的验证,前碰撞台车实验在湖南大学碰撞实验室中进行的,实际的碰撞速度为34.5 km/h。验证结果表明,H3D50有限元假人模型能够准确地反映实际的碰撞效果,具有较好的逼真度,而且仿真时间较短。

HBM-Neck头颈部模型是在湖南大学^[10]以颈部解剖学结构为基础创建的有限元头颈部模型基础上,并进一步在湖南大学^[11]完善得到的,如图2所示。HBM-Neck头颈部模型完成了多个碰

撞方向的验证, 如前碰撞、后碰撞、侧碰撞和斜碰撞等, 从而保证了该模型具有更高的生物逼真度。

H3D50-HBM-Neck假人结合了以上两个模型的优点, 既具有较短的仿真时间, 又具有较高的生物逼真度。

H3D50-HBM-Neck假人的后碰撞验证是采用查尔摩斯工业大学Davidsson等人^[12]进行的后碰撞志愿者实验所得到的数据来验证。该实验的最初目的也是为了验证新研制的RID假人进行的, 这次实验得到的数据和曲线被很多研究者用来验证自己开发的其他机械后碰撞假人模型和数学后碰撞假人模型。因此本论文也采用这次实验得到的数据来验证后碰撞有限元假人模型。

1.2 V型试验座椅

志愿者实验中使用了三种不同类型的座椅, 本文选择标记为V型实验型的座椅。实验类型的座椅是为了方便建立计算机模型而设计的, 它由5块互相独立的钢板组成, 这5块钢板通过螺旋弹簧连接在一个刚性座椅框架上, 如图3所示。加载在座椅上的碰撞脉冲如图4所示, 速度变化量为7km/h, 最大加速度为35m/s²。

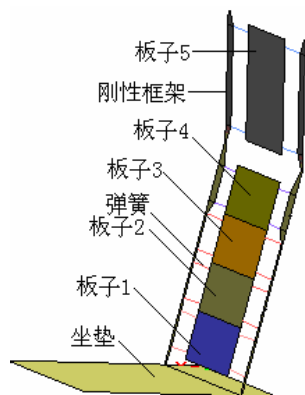


图3 V型实验座椅

Fig.3 A laboratory seat denoted V

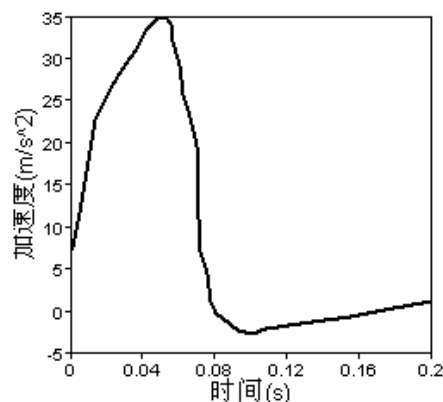


图4 碰撞脉冲

Fig.4 Crash pulse

1.3 验证结果及其分析

仿真后获得了H3D50-HBM-Neck假人的头部质心相对座椅在X方向的位移曲线、头部质心在X方向的加速度曲线和头部质心相对T1在Y轴方向的转角, 这些曲线与志愿者实验得到的相应曲线对比如图5~7所示。

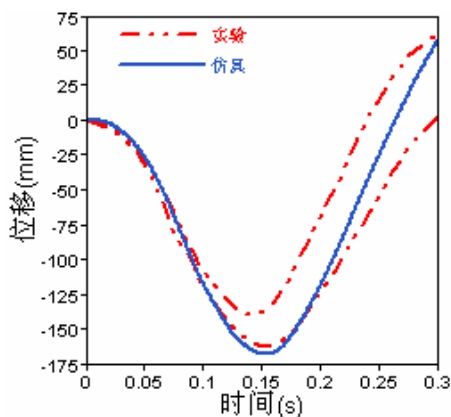


图5 头部质心相对座椅在X方向的位移

Fig.5 Head CG relative T1 linear x-displacement

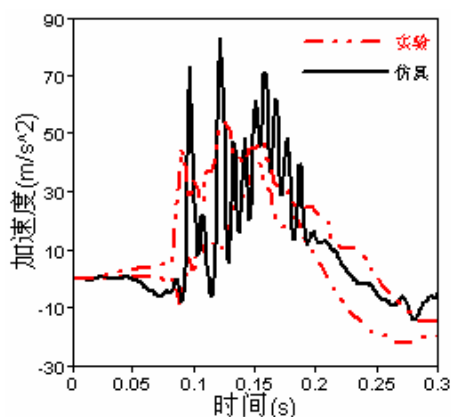


图6 头部质心在X方向的加速度

Fig.6 Head CG linear x-acceleration

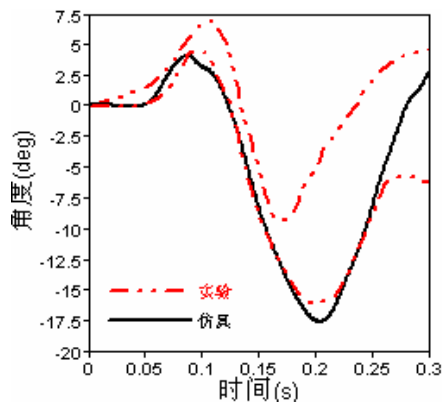


图7 头部质心相对T1在Y轴方向的转角

Fig.7 Head CG relative T1 angle along the Y axis

从图5~7中可以看出, H3D50-HBM-Neck假人和V型实验座椅的组合得出的曲线与志愿者实验曲线得到了较好的吻合。

2 座椅系统刚度的分析及其优化

2.1 颈部损伤评价指标的选择

为了便于比较座椅靠背和头枕刚度对颈部损伤的影响, 本论文采用NIC作为颈部损伤的主要评价指标, 同时以头部相对T1在Y轴方向的转动角度为辅助评价指标。这样做主要基于以下4个原因:

1) 相对其他颈部损伤评价指标(如 N_{km} 和 N_{ij}), NIC是目前使用最为广泛的一种颈部损伤评价指标, 而且经过志愿者实验、机械假人(如后碰撞假人BioRID II)实验和计算机仿真实验等多方面的验证, 说明了它用来评价颈部损伤的准确性。

2) 根据Eichberger等人^[13]研究发现, 把NIC的最大值 NIC_{max} 应用到尸体实验和志愿者实验中都显示了较好地关联性和准确性。 NIC_{max} 是指NIC曲线在前150ms内最大的NIC值。也就是说可以利用NIC在前150ms内的最大值 NIC_{max} 来评价颈部损伤的风险几率, 这一点对正交实验设计非常重要。如果 NIC_{max} 大于Bostrom等人[8]提出的 $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$ 这个损伤极限, 则认为颈部将发生损伤, 如果远远小于 $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$, 则认为颈部不会发生损伤或者发生颈部损伤的几率非常小。

3) 在后碰撞模型的验证中, 已经验证了头部相对T1在Y轴方向的转动角度, 这说明仿真实验中H3D50-HBM-Neck假人和V型弹簧座椅模型的组合能够较好地模拟志愿者实验, 因此采用头部相对T1在Y轴方向的最大转动角度(θ_{max})为辅助评价指标, 具有一定的准确性。

4) 由于目前对颈部的损伤机理还没有完全了解, 只是有一些研究者这根据自己的实验结果提出了一些假说, 但是这些假说都没有得到大家一致的认同。如果仅用NIC一种评价指标有时可能会得出错误的结论, 因此以头部相对T1在Y轴方向的转动角度为辅助评价指标, 使得结论具有更高的可信度。

2.2 仿真实验方案的选择

本论文将使用上文中已经验证了的H3D50-HBM-Neck假人模型和V型实验座椅的组合来研究座椅系统中靠背和头枕的刚度与颈部损伤风险之间的关系, 并寻找靠背刚度和头枕刚度组合的最优点。

V型实验座椅中共有20根弹簧, 每4根一组, 共有5组, 其中连接板子2和板子3的8根弹簧的初始力和弹簧系数都相同, 因此可以把这两组弹簧作为相同的一系列弹簧, 这样弹簧座椅中共有四个不同系列的弹簧, 即连接板子1、连接板子2和连接板子3、连接板子4以及连接板子5四个系列的弹簧, 分别标记为panel1、panel23、panel4和panel5。这四个不同系列的弹簧就是仿真实

验的四个因子，可以把panel1、panel23、panel4和panel5分别标记为A、B、C和D。这四个因子都有低、中、高三个不同的水平，分别标记为1、2和3，如表1所示。

表1 4个因子的弹簧刚度和初始力

Tab.1 Stiffness and initial force of four factors

	A			B			C			D		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
弹簧刚度 (KN/m)	2.52	12.6	63	2.52	12.6	63	2.52	12.6	63	2.52	12.6	63
初始力 (N)	214			214			214			214		

从表1可以看出，A1、A2和A3的初始力完全相同，即在改变弹簧的参数时，不改变弹簧的初始力，只改变弹簧的刚度。A1的弹簧刚度是A2的1/5，A3的弹簧刚度是A2的5倍。此外，在A2B2C2D2时所有的弹簧都具有相同的弹簧参数，而且这个弹簧参数与V型实验座椅中连接板子1的弹簧参数完全相同。本实验的目的正是以A2B2C2D2为基础，然后把连接板子1、板子2与3、板子4和板子5（头枕）处的弹簧刚度分别调整到原弹簧刚度的1/5和5倍进行仿真实验。

本实验是4因子3水平的实验，如果要完成所有的实验，总共需要做81次实验，但是采用正交实验设计方法只需要做9次实验就可以得到最优化的实验结果。因为实验中有4个因子，每个因子有3个水平，所以选择 $L_9(3^4)$ 正交表。从正交表中可以得知，仿真实验的方案是A1B1C1D1、A1B2C2D2、A1B3C3D3、A2B1C2D3、A2B2C3D1、A2B3C1D2、A3B1C3D2、A3B2C1D3和A3B3C2D1。

2.3 仿真实验结果的分析及其优化

由于本实验的主要优化指标是 NIC_{max} ，并以头部相对T1在Y轴方向的最大转动角度（ θ_{max} ）为辅助评价指标，因此属于多指标实验设计，在进行实验结果的分析时，采用综合平衡法，即先将 NIC_{max} 和 θ_{max} 按照单指标进行计算与分析，然后再将各指标的分析结果进行平衡，从而得到靠背和头枕刚度组合的最优点，使颈部损伤的风险最小。

2.3.1 NIC_{max} 及其 K 值

按照 $L_9(3^4)$ 正交表完成仿真实验后，9个实验方案的 NIC_{max} 及其K值如表2所示。

表2 $L_9(34)$ 仿真实验结果

Tab.2 Simulation result of $L_9(34)$

	A (panel1)	B (panel23)	C (panel4)	D (panel5)	实验方案	NIC_{max}
1	1	1	1	1	A1B1C1D1	5.165
2	1	2	2	2	A1B2C2D2	7.191
3	1	3	3	3	A1B3C3D3	14.044
4	2	1	2	3	A2B1C2D3	6.252
5	2	2	3	1	A2B2C3D1	11.457
6	2	3	1	2	A2B3C1D2	8.944
7	3	1	3	2	A3B1C3D2	10.533
8	3	2	1	3	A3B2C1D3	5.460
9	3	3	2	1	A3B3C2D1	9.900
K1	26.400	21.950	19.569	26.522		
K2	26.653	24.108	23.343	26.668		
K3	25.893	32.888	36.034	25.756		
k1	8.800	7.317	6.523	8.841		
k2	8.884	8.036	7.781	8.889		
k3	8.631	10.96	12.011	8.585		
R	0.253	3.643	5.488	0.304		

从表2可以看出, 在9个实验中, 第1次实验的 NIC_{max} 最小, 为 $5.165 \text{ m}^2/\text{s}^2$, 其次为第8次, NIC_{max} 为 $5.460 \text{ m}^2/\text{s}^2$ 。而第3次的实验结果最大, NIC_{max} 为 $14.044 \text{ m}^2/\text{s}^2$, 接近临界值 $15 \text{ m}^2/\text{s}^2$, 颈部的损伤风险非常大, 第5次实验结果次之, NIC_{max} 为 $11.457 \text{ m}^2/\text{s}^2$, 颈部的损伤风险也比较大。

为了便于直观分析, 作出弹簧刚度与k值 (NIC_{max}) 的关系图, 如图8所示。

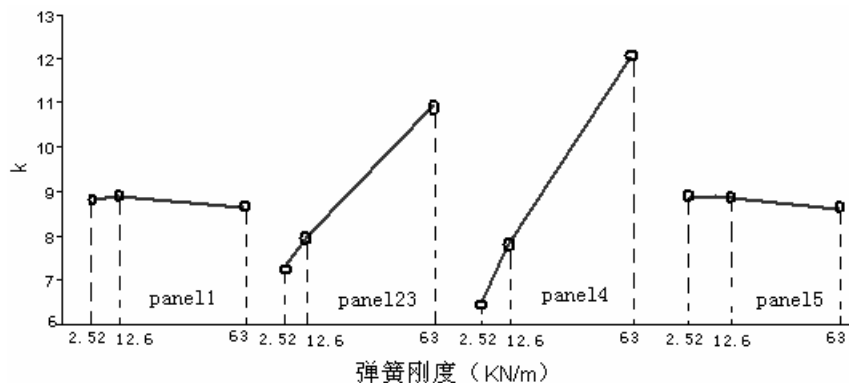


图8 弹簧刚度与k值 (NIC_{max}) 的关系图

Fig.8 Figure of relationship between Stiffness of springs and value of k (NIC_{max})

从表2和图8中可以得出以下结论:

1) 连接板子1 (panel1) 和板子5 (panel5) 的弹簧的弹簧刚度从 2.52 kn/m 增加到 63 kn/m , NIC_{max} 先增大然后减小, 而且减小的 NIC_{max} 比增加的 NIC_{max} 多; 连接板子2处和板子3 (panel23) 的弹簧的弹簧刚度从 2.52 kn/m 增加到 63 kn/m , NIC_{max} 一直增加, 而且增加的越来越多。可见 panel23 和 panel4 的弹簧刚度越低, NIC_{max} 越小。

2) 由表2的极差R得知, 板子4处弹簧的弹簧刚度对 NIC_{max} 影响最大。Panel23、panel5 和 panel1 对 NIC_{max} 影响依次减弱。

3) 从表2可以看出, A1B1C1D1的 NIC_{max} 最小, 但是在81次实验中只进行了9次实验, 还不能很肯定地确认A1B1C1D1得出的 NIC_{max} 在81次实验中最小。从图8可以看出, A3、B1、C1和D3得到的K值最小, 因此可以推断出A3B1C1D3这个实验方案得出的 NIC_{max} 比A1B1C1D1的 NIC_{max} 更小。

2.3.2 θ_{max} 及其 K 值

按照类似的方法可以得到9个实验方案中 θ_{max} 及其K值表, 并绘制出弹簧刚度与k值 (θ_{max}) 的关系图, 如图9所示。

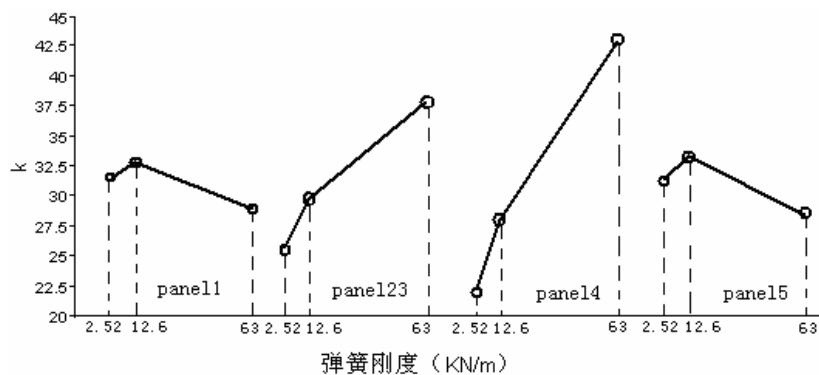


图9 弹簧刚度与k值 (θ_{max}) 的关系图

Fig.9 Figure of relationship between Stiffness of springs and value of k (θ_{max})

从图9可以看出, 随着panel1和panel5弹簧刚度的增加, $\theta_{\max}$ 先增加后减小; 随着panel23和panel4弹簧刚度的增加, $\theta_{\max}$ 一直增加; 在四个因子中, panel4对 $\theta_{\max}$ 的影响最大, Panel23、panel5和panel1对 $\theta_{\max}$ 影响依次减弱。这些结论与panel1、panel23、panel4和panel5对 $NIC_{\max}$ 的影响相同。这进一步验证了 $NIC_{\max}$ 在评价颈部损伤时的准确性, 也进一步增强了实验结果的可信度。

从图9也可以得出最优的实验方案是A3B1C1D3。为了进一步确认, 进行A3B1C1D3这个实验方案的仿真实验, 得出的实验结果与A1B1C1D1、A2B2C2D2实验方案的进行对比, 如表3和图10所示。

表3 $NIC_{\max}$ 的对比Tab.3 Compare of $NIC_{\max}$

	A1B1C1D1	A2B2C2D2	A3B1C1D3
$NIC_{\max}$	5.165	7.277	4.967

从表3中可以看出, A3B1C1D3的 $NIC_{\max}$ 比A1B1C1D1要小, 从图10可以看出, A3B1C1D3的 $\theta_{\max}$ 同样比A1B1C1D1要小, 这说明A3B1C1D3比A1B1C1D1的颈部损伤风险更小, 保护效果更好。

与A2B2C2D2相比, A3B1C1D3的 $NIC_{\max}$ 减少了31.7% (A2B2C2D2的 $NIC_{\max}$ 为7.277 m^2/s^2), A3B1C1D3的 $\theta_{\max}$ 减少了46.3% (A2B2C2D2的 $\theta_{\max}$ 为28.465度)。由此可以得知, 优化后的座椅大大地降低了颈部损伤的风险。

3 讨论

本论文仅对H3D50-HBM-Neck假人在低速后碰撞中的运动学响应做了简单分析, 实际上还可以对H3D50-HBM-Neck假人的颈部模型进行更加深入地分析, 如韧带、肌肉和椎间盘等组织的应力应变分析。这是因为H3D50-HBM-Neck假人中的颈部模型是以人体颈部解剖学结构为基础创建的, 它详细描述了人体的颈部解剖学结构, 如皮质骨、松质骨、韧带、椎间盘和肌肉组织等。

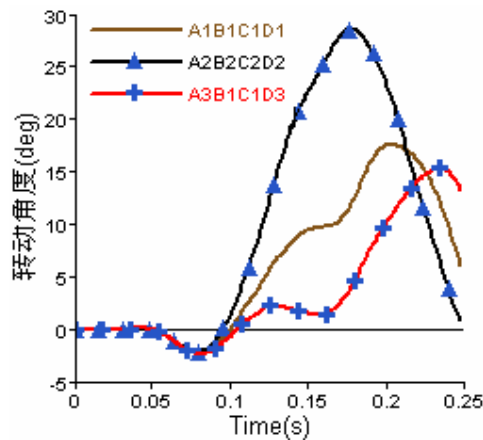


图10 头部相对T1在Y轴方向的转动角度

Fig.10 Curve of T1 relative head angle along the Y axis

此外, 本论文仅对H3D50-HBM-Neck假人进行了后碰撞验证实验, 还可以对它进行侧碰撞和斜碰撞等验证, 拓宽H3D50-HBM-Neck假人的应用范围。

从表2中可以看到, 9次仿真实验得到的 $NIC_{\max}$ 都小于15 m^2/s^2 (最大的 $NIC_{\max}$ 为14.044 m^2/s^2), 说明这9次实验中都不会发生颈部损伤。这与Castro等人^[14]的研究结果相同, 即在志愿者实验中, 当加速度的平均值小于3.6G时, 即使速度的变化量高达14.2km/h时, 也不会有人发生长时间的颈部损伤。而在本论文的仿真实验中, 加速度的平均值在3.0G, 速度的变化量为7km/h, 因此不会发生颈部损伤现象。

从图8和图9中可以看出,对头枕来说,63kn/m的弹簧刚度比12.6kn/m的弹簧刚度对降低颈部损伤的风险更有效。这是因为此时头枕处的弹簧刚度还比较小,板子5在惯性的作用下相对座椅向后运动的位移还比较大,增加头枕处的刚度可以减小板子5相对座椅向后运动的位移。这相当于减小了头枕和头部之间的水平距离,对降低颈部损伤的风险有益,但并不能因此而得出头枕刚度越硬越好的结论,这还有待于继续增加头枕刚度作进一步的研究。

座椅靠背和头枕的刚度设计是一个非常复杂的问题,除了本文考虑的低速后碰撞情况下的座椅靠背和头枕的刚度问题外,还需要对高速后碰撞的情况进行研究。此外,除了考虑安全性外,还需要考虑座椅的舒适性等问题。所以在实际生产中,座椅靠背和头枕的刚度设计需要进行综合分析。

4 结论

通过H3D50-HBM-Neck假人和V型实验座椅的组合,得出的头部质心相对座椅在X方向的位移曲线、头部质心在X方向的加速度曲线和头部质心相对T1在Y轴方向的转角曲线和志愿者实验的相应曲线完全吻合,这说明H3D50-HBM-Neck假人具有非常高的生物逼真度。

采用正交实验设计方法后,仿真实验的次数大大减少,而且得出了座椅靠背和头枕刚度组合的最优点。仿真结果表明,座椅靠背上端的刚度对人体颈部损伤的影响最大,靠背中间的刚度、头枕的刚度和座椅靠背下端的刚度对对人体颈部损伤的影响依次减弱。

Acknowledgements:

This study is sponsored by the National High Technology Research and Development Program of China (863 Program), No. 2006AA110101.

参考文献

- [1] American Association for Automotive Medicine. The abbreviated injury scale: 1990 Revision. Des Plaines, Illinois, 1990. 1-174.
- [2] JAKOBSSON L, LUNDELL B, NORIN H, et al. WHIPS Volvo's whiplash protection study [J]. Accident Analysis and Prevention, 2000, 21:307-319.
- [3] MELVIN, J.W., MCELHANEY, J.H. Occupant protection in rear end collisions[C]. SAE Paper, 720033, 1972.
- [4] VOO, L., MERKLE, A., WRIGHT, J., KLEINBERGER, M. Effect of head restraint rigidity on whiplash injury risk[C]. SAE Paper 2004-01-0332.
- [5] KLEINBERGER M, VOO L, et al. The role of seatback and head restraint design parameters on rear impact occupant dynamics [A]. Proceedings of the 18th International Conference on the Enhanced Safety of Vehicle (ESV) [C]. Nagoya, 2003
- [6] SIEGMUND GP, HEINRICHS BE, et al. The effect of collision pulse properties on seven proposed whiplash injury criteria [J]. Accident Analysis and Prevention, 2005, 37(2):275-285.
- [7] ALDMAN, B. An analytical approach to the impact biomechanics of head and neck[C]. 30th Annual AAAM Conf, Motreal, 1986, 439-454.
- [8] BOSTROM, O. et al. A new neck injury criterion candidate based on injury findings in the cervical spinal ganglia after experimental neck extension trauma [A]. International Research Council on the Biomechanics of Impact [C]. Dublin, 1996. 123-136
- [9] 万鑫铭. 基于虚拟试验的汽车前碰撞安全气囊防护效率的研究[D]. 湖南大学, 2006
- [9] WAN Xin-ming. The study of airbag protective efficiency base on virtual test in frontal impact [D]. Hunan University, 2006. (In Chinese)
- [10] 杨济匡, 姚剑峰. 人体颈部动力学响应分析有限元模型的建立和验证[J]. 湖南大学学报, 2003, 30(4):40-46.

- [10] YANG Ji-kuang, YAO Jian-feng. Development and validation of a human neck FE model in impact loading condition [J]. Journal of Hunan University (Natural Sciences), 2003, 30 (4): 40 - 46. (In Chinese)
- [11] 杨济匡,许伟, 万鑫铭. 研究汽车碰撞中头颈部动态响应的有限元模型的建立和验证[J] . 湖南大学学报,2005 ,32 (2) :6 - 12.
- [11] YANG Ji-kuang, XU Wei, WAN Xin-ming. Development and validation of a head-neck finite element model for the study of neck dynamic responses in car impacts [J]. Journal of Hunan University (Natural Sciences), 2005, 32 (2): 6 - 12. (In Chinese)
- [12] DAVIDSSON J, DEUTSCHER C, HELL W, et al. Human volunteer kinematics in rear-end sled collisions [A]. International Research Council on the Biomechanics of Impact [C].Göteborg, 1998. 289 - 301.
- [13] EICHBERGER, A., STEFFAN, H. et al. Evaluation of the applicability of the neck injury criterion (NIC) in rear end impacts on the basis of human subject tests [A]. International Research Council on the Biomechanics of Impact [C], GÊteborg, 1998. 377 - 390.
- [14] CASTRO WH, SCHILGEN M, MEYER S, et al. Do whiplash injuries occur in low-speed rear impacts [J] Europe Spine J, 1997, 6 (6):366