

文章编号: 1001-1405(2001)03-0173-06

# BIOSID Dummy 撞击实验的计算机模拟研究

赵隆茂

(太原理工大学, 山西 太原 030024)

摘要: 给出了一个 BIOSID dummy 侧撞有限元模拟结果, 和实验结果比较验证后可知该模型是可靠有效的。这一模型不仅可以用于任何侧撞情况下车辆乘员损伤防护模拟的研究, 而且也可用于 dummy 本身的改进发展。

关键词: BIOSID dummy; 有限元模拟; VC;  $TTI(d)$

\* 中图分类号: O347.1 文献标识码: A

## 1 引言

随着高速公路在世界各地迅速发展、车辆数量急剧增加和车辆运行速度的不断提高, 车辆碰撞事故造成的人身伤亡和财产损失逐年增加。汽车工业界经过多年努力, 对乘员损伤的防护进行了大量研究, 改进完善了一系列的防护设施, 如各种安全带、安全气囊 (airbag) 和前后吸能结构等, 使发生前撞时人员伤亡大为降低。但由于侧撞问题的特殊性, 一直未找到非常有效的防护手段。侧撞问题近年来已成为汽车工业界关注的焦点之一。例如在美国, 根据 1990 年颁布的 FMVSS 214 标准, 每年大约有 8000 名乘员在汽车侧撞中死亡, 24000 名严重受伤。他们分别占汽车事故中的 30% 和 34%, 而最频繁致死部位是头部和胸部, 分别占 45% 和 26%<sup>[1-4]</sup>。而军用装甲车辆乘员的侧撞损伤数量更是惊人。

在车辆安全性评估中, dummy (an anthropomorphic test device) 是一重要的工具。故欧美各国从 70 年代起发展了各种用途的 dummy。近年来重点是发展侧撞用 dummy。较为成功的有 US-DOT-SID, BIOSID 和 EUROSID-I 等几种。到目前为止, 我国已引进 20 套以上各种 dummy 实验装置。大部分集中用于军工研究。坦克、装甲车辆受到爆轰等冲击载荷时乘员损伤情况的评估即为应用之一。

随着计算机运行速度的提高和运算成本的大幅度降低, 用有限元模拟整个 dummy 这样大型结构在碰撞时的动力响应已成为可能。这样可为新型车辆设计中乘员安全性评估提供有用的数据, 以缩短设计周期和降低成本, 也可为新型 dummy 的改进和发展提供可靠的依据。

本文给出了一个 BIOSID dummy 在胸部受到侧撞时的有限元分析结果。通过实验验证, 得到了一个可适用于任何条件下胸部受侧向撞击时人体损伤研究用的 dummy 模型。实验结果引自作者参加完成的美国 Wayne 州立大学生物工程中心的 BIOSID dummy 撞击实验报告。

## 2 BIOSID dummy 的结构和有限元模型

BIOSID Dummy 代表了美国第 50% 分位男性成年人的生物力学参数。体重为 76.56kg。主要由头部、颈部、肩部、臂、胸部、腹部、下椎体、骨盆和下肢体等九部分组成。有限元模型也大致按此划分建模。所采用的几何参数来自 BIOSID 结构部件技术图和用户手册及实物测量<sup>[5]</sup>。前处理过程采用软件 Hypemesh V2.1 来完成。图 1(a) 显示了其有限元网格图。本文着重研究胸腔的响应, 故特别对此部分给予详细描述。

\* 收稿日期: 2000-06-05; 修回日期: 2000-09-25

基金项目: 山西省自然科学基金项目 (991006); 山西省留学归国人员基金项目

作者简介: 赵隆茂 (1943—), 男, 硕士, 教授。

BIOSID 的上躯干具有五个相同的肋骨。其中三个模拟胸部,下边两条模拟腹部。每条肋骨由三部分组成:钢板圈、粘接于内部的阻尼材料和一个加强体。阻尼材料用高强度粘接剂粘接到钢板内侧。加强体附在远离撞击侧的肋骨钢板上,用以固定肋骨到上椎体块上。头/颈部和下椎体/骨盆部则固定在上椎体(图 1(c))的上、下端。

在有限元模型中,钢板圈采用弹塑性等向强化材料壳单元来模拟。加强块用刚性壳单元来模拟,而阻尼材料用线性粘弹性材料体单元来模拟。椎体块用刚性壳单元来模拟。图 1 (d)为胸部的有限元模型。

胸部和腹部有肋骨垫,厚 25.4mm。在垫和肋骨间有聚氨酯薄衬。在有限元模型中,垫用非线性粘弹性材料体单元模拟,而薄衬用弹性壳单元模拟。薄衬和肋骨用节点连接。

整个模型共由 5043 个节点、750 个 8 点体单元、3175 个壳单元、17 个梁单元和 20 个铰单元组成。Dummy 取无臂、坐姿。一质量为 23.36kg、直径 150mm 的圆柱体以 6.7m/s 的速度从右侧(负 y 向)撞其胸部。撞击体中心和中间肋骨的垂直中心对齐。为了节省 CPU 占用时间,共定义了 30 个刚体。定义了 25 个滑移接触面去保证各部分间正确的相互作用。初始时刻,整个 dummy 的初速度为零。分析程序为 PAM-CRASH V.97,在超级计算机 Cray J90 上完成。共模拟 50ms。CPU 占用时间为  $4.52 \times 10^3$  秒。

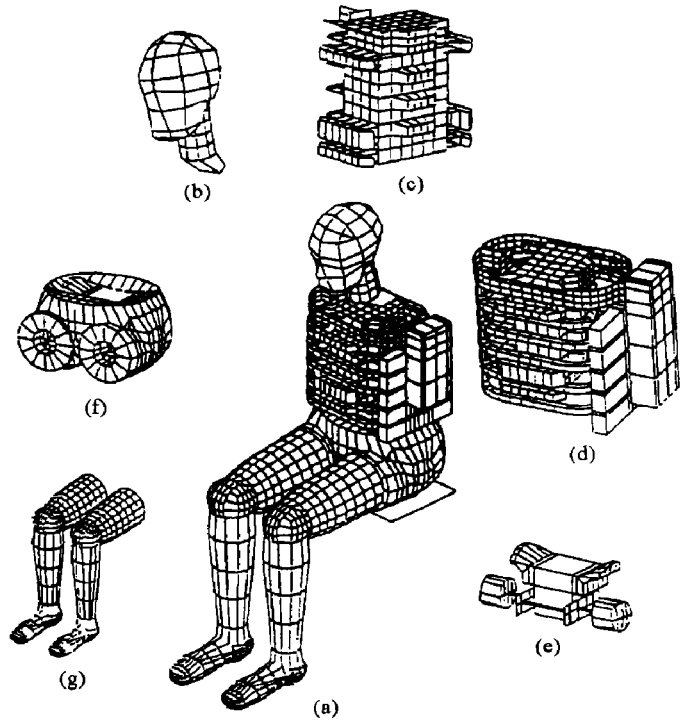


图 1 BIOSID Dummy 模型  
Fig.1 BIOSID Dummy model

### 3 模拟结果和分析

通过多次对模型的改进和调试,最后得到分析结果。图 2 给出了 8 幅变形图。每幅图的时间间

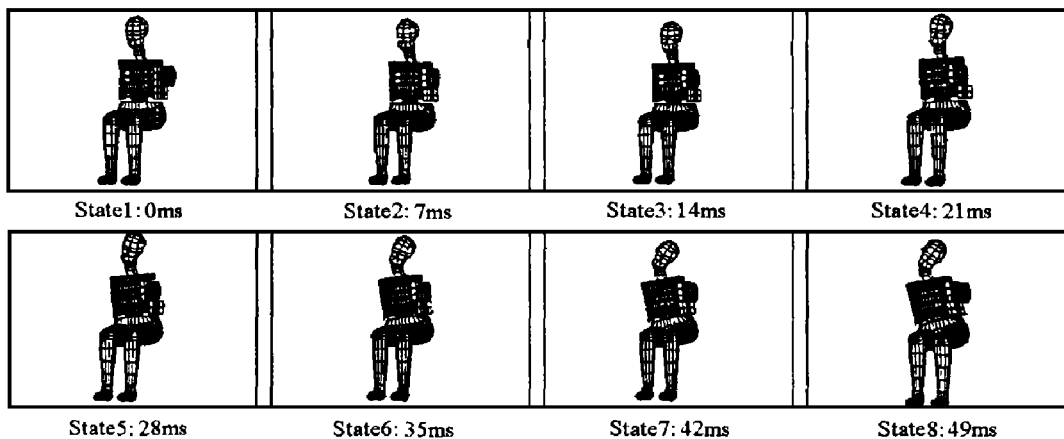


图 2 Dummy 的变形图  
Fig.2 Process of dummy deformation

隔为 7ms。和实验所得到的高速摄影相比较, dummy 在整个变形过程中的形态相当一致。

图 3 给出了 dummy 和撞击体间的作用力-时间曲线, 不论是峰值, 还是波形, 和实验曲线都相当一致。这个撞击力是整个动力响应分析的基础。我们在两者间定义了一个正确的滑移接触面。刚性撞击体为主动体, 而非线性粘弹性垫为从动体。两者间定义为面-面滑移接触面。动摩擦系数为 0.3。此滑移接触面属罚函数类型。从而为整个响应分析奠定了基础。

Dummy 受到撞击时, 其肋骨的挠曲 (Deflection) 是最为重要的量。图 4 为上、中和下三条肋骨的挠度-时间曲线。对于中间肋骨, 无论是峰值、还是曲线的形状都和实验曲线相吻合。上、下肋骨的挠曲线峰值略低于实验值, 延续时间也较实验值短, 峰值最大误差达到 10.6%, 但没有超出工程许可范围。

图 5~8 分别给出了  $T_1$  和  $T_{12}$  ( $T_i$  为第  $i$  胸椎骨)  $y$  向速度和加速度-时间曲线。  $T_1$  和  $T_{12}$  的动力响应是判断 dummy 整个上躯干响应的基本量。由曲线看出, 速度和加速度都很好地和实验曲线相吻合。

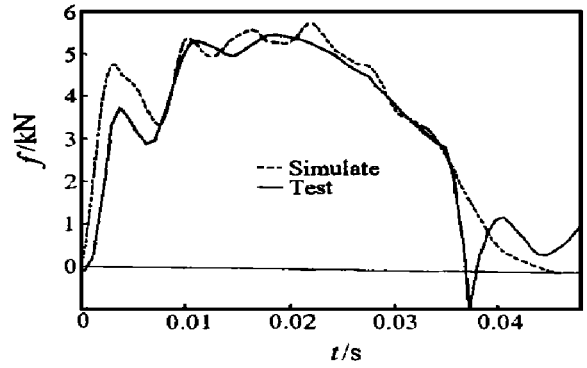


图 3 接触力-时间曲线

Fig.3 Contact force history

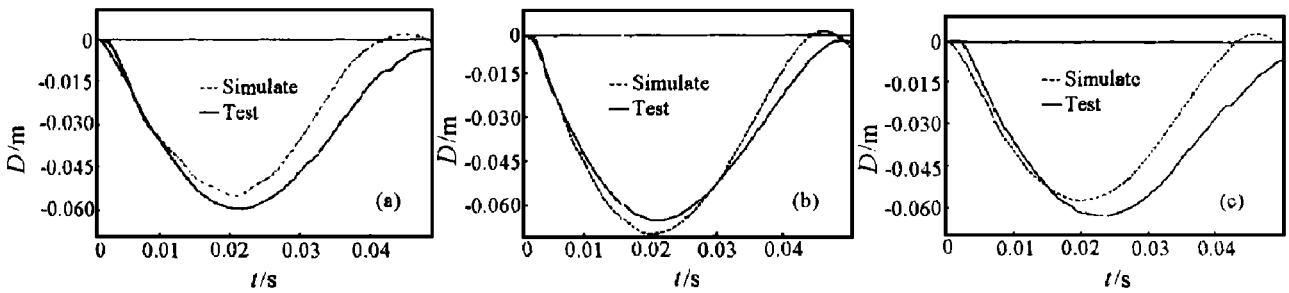


图 4 肋骨挠度-时间曲线

Fig.4 Rib deflection history

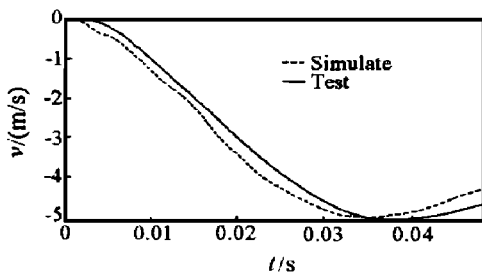


图 5  $T_1$  的速度-时间曲线

Fig.5  $T_1$  velocity history

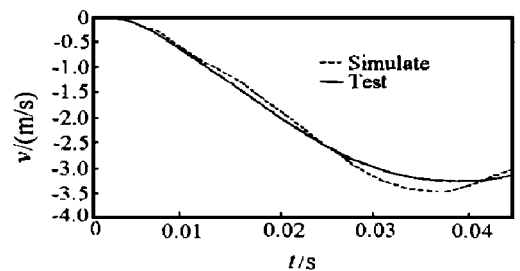


图 6  $T_{12}$  的速度-时间曲线

Fig.6  $T_{12}$  velocity history

为了把损伤水平和工程可测量量联系起来, 经过多年的研究, 提出了各种损伤准则, 如  $VC$  和  $TTI$  等。对于由各种骨结构和软组织组成的躯干,  $VC$  是一个很好的准则

$$VC = V(t) \cdot C(t)$$

式中:  $C(t) = D(t)/L$ ,  $V(t) = \frac{8(D_{t+1} - D_{t-1}) + (D_{t+2} - D_{t-2})}{12 \delta}$ ,  $D(t)$  为  $t$  时刻肋骨的挠曲量 (Deflec-

tion);  $\delta$  为测量  $D(t)$  时的采样时间间隔;  $L$  为 dummy 胸部的半宽度, BIOSID 的  $L = 155\text{mm}$ 。

根据 SAE(美国汽车工程师学会)的 J<sub>211</sub> 规定, 信号采用 SAE180 滤波。生物医学界推荐  $(VC)_{\max} = 1.0\text{m/s}$ 。

图 9 给出了上、中和下三个肋骨的  $VC$  值。 $(VC)_{\max}$  分别为  $0.81366$ ,  $1.3468$  和  $0.83447\text{m/s}$ 。可见中间肋骨有造成软组织损伤的危险。

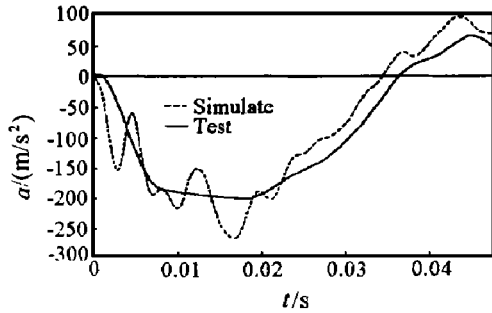


图 7  $T_1$  的加速度-时间曲线

Fig.7  $T_1$  acceleration history

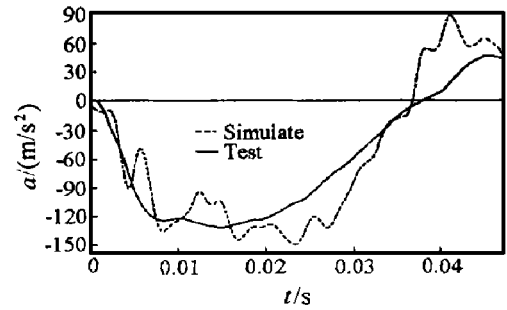


图 8  $T_{12}$  的加速度-时间曲线

Fig.8  $T_{12}$  acceleration history

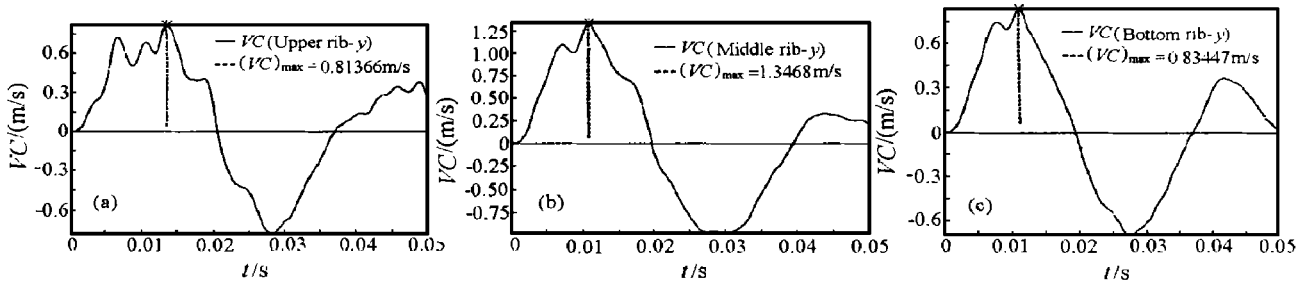


图 9  $VC$  值与  $(VC)_{\max}$  值

Fig.9  $VC$  and  $(VC)_{\max}$

除了  $VC$  值外, 还有一个可用于检测胸部损伤水平的准则  $TTI$  (Thoracic Trauma Index)。  $TTI$  是利用试验者的年龄、体重和椎体的加速度去确定胸部的损伤程度<sup>[6]</sup>。具体为

$$TTI = 1.4AGE + 0.5(RIB_y + T_{12y})Mass / Mstd$$

式中:  $RIB_y$  为侧撞方向肋骨加速度的最大值,  $g$ ;  $AGE$  为实验者的年龄, 年;  $T_{12y}$  为撞击方向  $T_{12}$  的最大加速度值,  $g$ ;  $Mass$  为实验者质量;  $Mstd$  为标准质量 ( $75\text{kg}$ )。

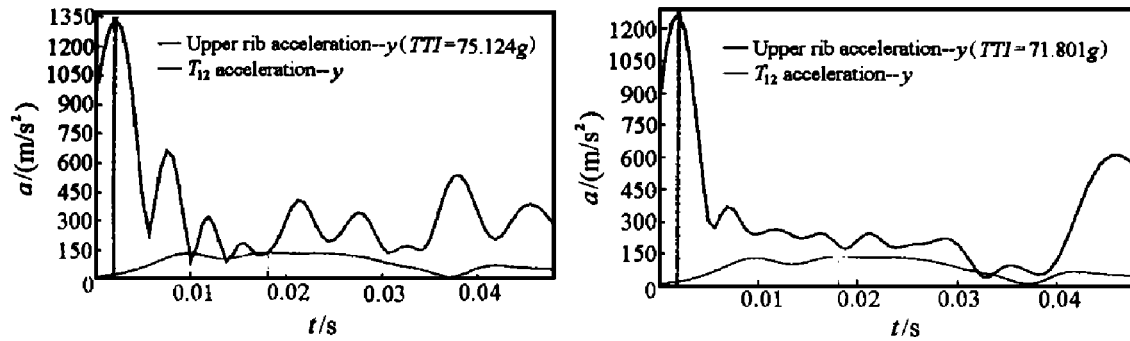
因为此准则简单明了, NHTSA ((美国) 国家公路交通安全管理局) 也推荐用于 dummy 的计算。对于 dummy

$$TTI(d) = 0.5(\max RIB_y + T_{12y})$$

式中:  $\max RIB_y$  为撞击侧上、下肋骨  $y$  向的加速度峰值中的最大值。上述信号均采用 NHTSA 指定的 FIR100 滤波。根据 FMVSS 214 的要求, 对于四门车,  $TTI(d)$  应小于  $85g$ ; 对于 2 门车,  $TTI(d)$  应小于  $90g$ 。

图 10 给出了上、下肋骨和  $T_{12}$  的加速度及  $TTI(d)$  的值。上肋骨的  $TTI(d)$  为  $75.124g$ , 下肋骨为  $71.814g$ 。

比较  $VC$  和  $TTI(d)$  发现,  $VC$  值是中间肋骨处最大, 而  $TTI(d)$  则不考虑中间肋骨, 且认为是上肋骨处最危险。由此可见, 按不同判断准则有不同的结论。提出一个顾及各种因素的判断准则是必要的。

图10 上、下肋骨和  $T_{12}$  向的加速度及  $TTI(d)$  值Fig.10 Acceleration of upper, lower rib and  $T_{12}$  and  $TTI(d)$ 

#### 4 讨论及结论

为了减少 CPU 的占用时间,结构中某些部分变形相对较小,而对其内力和变形并不是我们的兴趣所在时,如头部、上椎体和下肢体等部分,可定义为刚体。共定义了 30 个这样的刚体,缩短了 CPU 的占用时间。如用于上述部位变形研究时,可相应地采用适当的可变形材料模型去模拟。

在动力响应分析中,结构中某些部分在初始状态时并未相互接触,但在变形过程中有可能接触而相互作用。他们之间必须定义适当的滑移接触面,以保证相互作用。在所用程序中,给出了多种类型的滑移接触面以模拟工程中不同的相互关系。共定义了 25 个这样的滑移接触面。很好地完成了其动态模拟<sup>[7]</sup>。

在动力响应数值分析中,时间积分可取不同格式。虽然隐式法(implicit)是非条件稳定的,时间步长可取得相对大(可取显式法的 100~1000 倍),但因必须对刚度阵迭代求逆,需做大量的运算。如果结构系统较大,为了了解响应过程又必须取较小的时间步长时,则运算量是非常大的。而显式法(explicit)尽管是有条件稳定的,如选择适当的  $\Delta t$  来保证其稳定性,且又不存在对刚度阵的求逆迭代计算,这样计算量要小得多,对设备的要求也低。在本文中采用了显式法(explicit method),详细讨论可参阅文献[8]和[9]。

在数值分析中,为了加速积分运算而采用简化的高斯积分导致了秩(rank)不足而产生零能量变形模态,即 hourglass 现象。特别是对于翘曲度(warp)较大的矩形单元,如果 hourglass 现象发生时,可能导致分析的失败。为了防止 hourglass 现象,对此可采用附加节点力来约束阻止 hourglass 模态发展的措施。在本文中采用了不同变形不同积分法去减少 hourglass 的发生。如对体单元中的变形偏量部分采用  $2 \times 2 \times 2 = 8$  点积分,而体积变形部分采用一点积分;对四点四边单元利用 Hughes Tezduyar 积分法去防止 hourglass 模态的发展,更详细的讨论可参阅文献[10]和[11]。

本文给出的模型可适用于不同周边环境下侧撞时车辆乘员胸腔损伤的研究。

#### 参考文献:

- [1] FMVSS 214, 49CER Part 571 (1990), Side Impact Protection [S].
- [2] VIAN D C, CULVER C C, et al. Involvement of Older Drivers in Multi-vehicle Side Impact Crashes [A]. Pro of 33rd Annual Proc AAAM [C]. USA: [s. n.], 1989.
- [3] MILTNER E, KALLIOVIS D, WIDEMAN K P. About Threshold for Fatal or Potentially Fatal Injuries in Car-to-car Side Collisions—A Comparison between Road Accidents and PMHS-Test [R]. SAE Paper 912897, 1991.
- [4] CAVANAGH J, et al. Injury and Response of the Thorax in Side Impact Cadaveric Test [R]. SAE Paper 933127, 1993.

- [5] SAE. Dummy Testing Equipment's Subcommittee [Z]. BIOSID User's Manual, 1991.
- [6] EPPINGER R H, HARCUS J H, MORGAN R M. Development of Dummy and Injury Index for NHTSA's Thoracic Side Impact Protection Research Program [R]. SAE Technical Paper Series-SAE 840885, 1984.
- [7] HAUG E, et al. Contact-impact Problems for Crash [A]. Pro of Second Int Symposium of Plasticity [C]. Nagoya, Japan, 1981.
- [8] HUGHES T J R, PISTER K S, TAYLOR R L. Implicit-explicit Finite Elements in Nonlinear Transient Analysis [J]. Computer Method in Applied Mechanical and Engineering, 1979, (17/18): 159—182.
- [9] BELYTSCHKO T, LIN J I. Explicit Algorithms for Nonlinear Dynamics of Shells [J]. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 1984, 42: 225—251.
- [10] BELYTSCHKO T, TSAY C S. A Stabilization Procedure for the Quadrilateral Plate Element with One-point Quadrature [J]. International Journal for Numerical Methods in Engineering, 1983, 19: 405—419.
- [11] BELYTSCHKO T, et al. Hourglass Control in Linear and Nonlinear Problems [J]. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 1984, 43: 251—276.

## Finite Element Simulation of the BIOSID Dummy

ZHAO Long-mao

(*Taiyuan University of Technology, Taiyuan 030024, Shanxi, China*)

**Abstract:** This paper presents a finite element analysis of the BIOSID dummy. The dummy model is validated by comparing the results from experimental tests. The model can be used for dummy development purposes, as well as for the simulation of side crash on the chest.

**Key words:** BIOSID dummy; finite element simulation;  $VC$ ;  $TTI(d)$