

文章编号:1004-7220(2013)02-0142-06

利用物质点法研究不同头部模型对头部碰撞动态响应的影响

周双珍^{1,2}, 张雄¹, 马红磊²

(1. 清华大学 航天航空学院, 北京 100084; 2. 中国航天员科研训练中心, 北京 100094)

摘要: **目的** 探讨头部肌肉及边界条件对头部碰撞动态响应的影响。**方法** 通过人体扫描 CT 图片构建 3 种人体头部三维物质点碰撞模型, 第 1 种为简化的自由头部模型 (SHFr), 包括头骨、膜层、脑组织, 头部自由; 第 2 种为带肌肉的自由头部模型 (MHFr), 包括头部肌肉、头骨、膜层、脑组织, 头部自由; 第 3 种为带肌肉的肩部固定的模型 (MHSFi), 包括头部肌肉、头骨、膜层、脑组织、肩部肌肉、肩颈部骨骼, 肩部下缘固定。一铅质圆柱体锤以 6.4 m/s 初始速度垂直撞击前额部位, 通过物质点法模拟计算 3 种模型的动态响应。**结果** 在本数值模拟条件下, SHFr、MHFr、MHSFi 3 种模型的头部加速度峰值分别为 6.018×10^3 、 4.69×10^3 、 4.76×10^3 m/s²。**结论** 头部肌肉的存在会分散头部的受力分布, 扩大头部受力面积, 减小受伤程度; 在短时间冲击过程中, 头部自由与肩部固定对头部动态响应的影响不大。

关键词: 头部碰撞; 物质点法; 数值模拟; 动态响应

中图分类号: R 318.01

文献标志码: A

Effects from different head models on dynamic responses of the head impact using material point method

ZHOU Shuang-zhen^{1,2}, ZHANG Xiong¹, MA Hong-lei² (1. School of Aerospace, Tsinghua University, Beijing 100084, China; 2. China Astronaut Research and Training Center, Beijing 100094, China)

Abstract: **Objective** To investigate the effects of muscles and boundary conditions on head impact response. **Methods** Three different 3D material point impact models of human head were constructed from the CT scanned images. The first model was the simple head model (SHFr) including skull, membrane and brain, in which the head was free. The second model was the simple head model with muscle (MHFr) including skull, membrane, brain and muscle of the head, in which the head was free. The third model was the MHFr model with shoulder, in which the bottom edge of the shoulder was fixed (MHSFi). The three models were under the impact of a cylindrical lead hammer projected at a speed of 6.4 m/s to simulate the dynamic response of the three models using 3D explicit material point method code. **Results** The peak values of acceleration of the head centroid for the SHFr, MHFr and MHSFi model were 6.018×10^3 , 4.69×10^3 and 4.76×10^3 m/s², respectively. **Conclusions** The muscle of the head can disperse distributions of the contact force, enlarge the damage area and relieve the damage of the head. In case of short-time impact, whether the boundary of the head is free or the shoulder is fixed does not affect the dynamic response of the head impact.

Key words: Head impact; Material point model; Numerical simulation; Dynamic response

收稿日期:2012-04-19; 修回日期:2012-05-24

基金项目:国家重点基础研究发展计划(2010CB832701), 国家自然科学基金资助项目(10872107, 60971094)。

通信作者:张雄, 教授, 博士研究生导师, E-mail: xzhang@tsinghua.edu.cn。

颅脑损伤的发病率高,为伤后致残、致死的首要原因。临床上,大多数颅脑损伤为外力作用于头颅所致的直接损伤。为找出头部碰撞所引起的头部损伤原因,国内外众多学者使用物理模型、动物、尸体等进行了大量试验研究,但是这些试验手段都存在各自的局限性。随着计算机软硬件的发展,用数值模拟方法研究颅脑撞击损伤成为冲击损伤生物力学研究领域的热点。

利用有限元方法研究人体头部生物力学问题始于20世纪70年代。Hardy等^[1]利用有限元方法构建了人体头部有限元模型,头骨使用双层的曲面和任意的三角形壳单元。赵玮等^[2]对应用于头部碰撞损伤研究的三维有限元头部模型做了综述,比较全面地总结了近年来三维有限元头部模型的特点,并指出目前对于头部碰撞研究还没有理想的有限元模型。在过去的40年里,几乎所有人体头部生物力学的计算仿真都是基于有限元模型,但没有考虑头部肌肉,且使用自由边界条件。由于人体头部有限元模型受到头部复杂的几何形状限制,构建理想的人体头部模型充满挑战,要构建真实的骨骼、肌肉和脑组织有限元模型非常困难,头部有限元模型需要做大量简化,模型的结构有待进一步完善。另外,有限元方法依赖于几何模型所离散的有限单元,所有的单元由节点连接,位移和力通过节点传递;如果物体变形或失效,网格需要重新划分,不适用于冲击碰撞所产生的大变形问题。

与有限元法不同的是,由 Sulsky等^[3]于1994年提出的物质点法(material point method, MPM)结合了拉格朗日法和欧拉法的优点,可以模拟碰撞和高能炸药爆炸问题,包括大变形及多相问题。它具有两个基本特点:①采用物质点积分,质点被作为积分点;②其计算网格只在每个时间步内与物体固连,在时间步结束时丢弃已变形的计算网格,并为下一时间步生成新的计算网格,完全避免了有限元法中拉格朗日法的单元畸变问题。

本研究通过CT扫描数据构建不同的人体头部三维物质点模型,并用于研究头部肌肉及边界条件对人体头部在受到速度为6.4 m/s的物体撞击下动态响应的影响。为此,构建3种人体头部三维物质点碰撞模型:简化的自由头部模型(SHFr)、带肌肉的自由头部模型(MHFr)、带肌肉的肩部固定的模

型(MHSFi)。肌肉、头骨和膜层采用弹性本构模型,而脑组织采用黏弹性本构模型。头骨组织的失效基于最大应变和剪切应变。所使用的材料本构模型在三维显式物质点法代码(MPM3D)中实现。

1 数据和方 法

1.1 物质点法

使用本课题组研发的三维显式物质点法软件MPM3D。该软件已经过大量的算例验证^[4-6],可用于碰撞冲击问题的研究。物质点法中,物质被离散成一系列的质点。质点携带了所有的物质信息,包括密度、速度和应力等,并在外力和内力的作用下在背景网格内移动。

物质点法的物体质量分散于每个物质点上,连续体的密度可近似为:

$$\rho(x_i) = \sum_{p=1}^{n_p} m_p \delta(x_i - x_{ip}) \quad (1)$$

式中: n_p 为物质点总个数, m_p 为物质点的质量, x_{ip} 为物质点 p 的坐标, δ 为Dirac函数。

物质点法采用更新拉格朗日格式描述,其控制方程如下:

质量守恒方程

$$\rho(X, t) \mathbf{J}(X, t) = \rho_0(X) \quad (2)$$

动量守恒方程

$$\frac{\partial \delta_{ij}}{\partial x_j} + \rho b_i = \rho \ddot{u}_i \quad (3)$$

能量守恒方程

$$\rho \dot{w}^{\text{int}} = D_{ij} \sigma_{ij} \quad (4)$$

边界条件

$$\left. \begin{aligned} (n_j \sigma_{ji}) |_{A_i} &= \bar{t}_i \\ (v_i) |_{A_v} &= \bar{v} \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

式中: $\mathbf{J}(X, t)$ 为变形梯度矩阵的行列式,下标 i 和 j 满足Einstein求和法则, σ_{ji} 为Cauchy应力, w 为单位质量内能, ρ 为材料密度, b_i 为体力。 $D_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right)$ 为变形率, A_i 为现时构形中的指定面力边界, A_v 为现时构形中的指定速度边界, n_j 为边界的单位外法向矢量。

动量方程要求在求解域内处处满足,直接求解这组方程非常困难。取虚速度作为权函数,利用加权余量法,动量方程的弱形式可表示为

$$\int_V \frac{\partial(\delta v_i)}{\partial x_j} \sigma_{ji} dV - \int_V \delta v_i \rho b_i dV - \int_V \delta v_i \bar{t}_i dA + \int_V \delta v_i \rho \ddot{u}_i dV = 0 \quad (6)$$

利用显式时间积分对动量方程的弱形式在背景网格上进行积分,得到更新后的节点速度,然后通过形函数进行映射,得到更新后的质点变量,并作为下一时刻的初始量,进行循环计算。

1.2 人体头部三维物质点碰撞模型的构建

人体头部的三维物质点模型包括头骨、头部肌肉、膜层、脑组织等部分,这些部分通过对一名成年男性志愿者进行 CT 扫描获得。CT 图像的像素是 $0.44 \text{ mm} \times 0.44 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$ 。

首先将人体头部扫描的 CT 图片 DICOM 格式导入 3D 重构软件。头部的主要部分包括:头骨、肌肉、膜层和脑组织等。其中,头部肌肉是覆盖在头骨表面的一个薄层,包括额肌、三角肌等解剖结构。头部的各不同部分通过灰度阈值分割,并存放于不同的 mask 中(见图 1);图中绿色部分是头骨、黄色部分是脑组织、红色部分是膜层、白色部分是颈椎、橙色部分是肌肉。编辑 mask,修补缺少的部分并去除不需要的部分,并以灰度值的格式输出指定的 mask,获得指定 mask 的灰度值和坐标。再将此输出数据转换为 MPM 格式,即包含有物质点质量及坐标信息的数据文件。其中,物质点质量由物质点粒子的密度乘以质点体积而得到,物质点粒子的密度和体积通过图片像素点的灰度值计算获得。获得人体头部三维物质点模型后,再构建圆柱体铅锤正面碰撞人体头部。SHFr 模型包括头骨、膜层和脑组织,铅锤,头部自由。头部三维物质点模型的总粒子数为 2 339 038 个,总质量 3 159.762 g;MHFr 模型包括头部肌肉、头骨、膜层和脑组织,铅锤,头部自由,总粒子数为 2 947 721 个,总质量 5 257.932 g;MHSFi 模型包括头部肌肉、头骨、膜层、脑组织、肩部肌肉和肩颈部骨骼,铅锤,肩部下缘固定,总粒子数 3 080 216 个,总质量 6 664.115 g。3 种碰撞模型如图 2 所示,粒子尺寸、数量和各部分质量列于表 1。

铅锤采用简化的 Johnson-Cook 模型和 Gruneisen 状态方程,材料参数如表 2 所示。铅锤的失效模型采用最大静水拉力失效模型,当粒子的静水拉力低于静水拉力阈值 p_{min} 时粒子压力被置为 0。

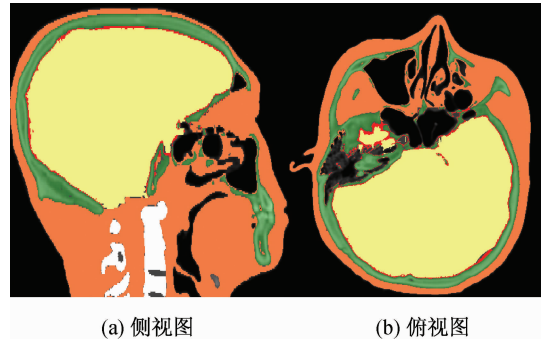


图 1 通过 CT 图片分割出的人体头部的不同部分
Fig. 1 Different parts of the human head segmented from CT data (a) Side view, (b) Plan view

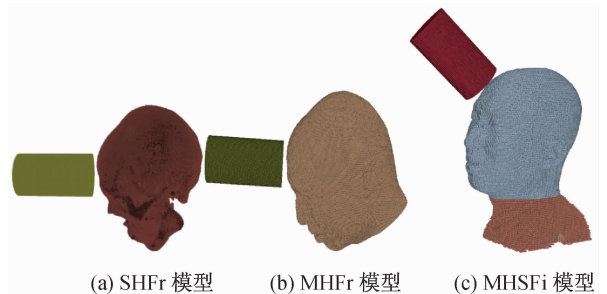


图 2 人体头部碰撞三维物质点模型
Fig. 2 Three-dimensional material point model of the head impact (a) SHFr model, (b) MHFr model, (c) MHSFi model

表 1 头部碰撞物质点模型数据

Tab. 1 Detailed data of the head impact model

	粒子数	质量/g
头骨	661 117	1 359.9
脑组织	1 399 670	1 506.5
膜层	278 251	293.3
头部肌肉	546 982	2 016.0
颈椎骨	61 701	82.2
肩部肌肉	41 977	1 275.6
肩颈部骨骼	90 518	130.6
铅锤	493 055	5 600.0

头骨、膜层、颈椎骨、颈肩部骨骼、颈肩部肌肉和头部肌肉都采用线弹性材料本构,弹性模量、泊松比及密度见表 3,这些参数基于 CT 图片上的灰度值计算获得,并根据文献[7-8]数据进行调整。脑组织采用黏弹性材料本构,材料参数基于 CT 图片上的灰度值计算获得,并根据文献[9]数据进行调整,

表2 锤的材料参数

Tab.2 Material constants of the lead impactor

	材料参数	Pb
弹性常数	$\rho \times 10^{-3}/(\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	11.35
	E/GPa	22.4
	ν	0.42
强化模型	A/MPa	12
	B/MP	125
	n	1.0
	$C_0/(\text{m} \cdot \text{s}^{-1})$	2 092
状态方程	S_1	1.45
	Γ_0	2.0
	P_{\min}/MPa	-1 500

表3 人体头部模型的材料特性

Tab.3 Material constants for the human head

	E/GPa	ν	$\rho \times 10^{-3}/(\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$
头骨	6.5	0.21	2.1
膜层	0.031 5	0.45	1.051 46
颈椎骨	10	0.29	1.8
颈肩部骨骼	10	0.29	1.63
肩颈部肌肉	0.001	0.45	1.05
头部肌肉	0.001	0.45	1.07

脑组织体积模量为 2.19 GPa, 剪切模量为 538 kPa, 损耗模量为 168 kPa, 损耗因子为 35 s^{-1} , 密度为 $1.14 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ 。

头骨、膜层、头部肌肉及颈椎的失效基于最大主应变/剪应变失效模型, 设定最大主应变、最小主应变和最大剪应变阈值, 当粒子的应变达到 3 个值中的任

何一个就认为粒子失效。本研究中, 头骨和膜层的最大主拉应变设为 0.07, 最小主应变设为 -0.07, 剪应变设为 0.07。颈椎骨和头部肌肉的最大主拉应变设为 0.1, 最小主应变设为 -0.1, 剪应变设为 0.1。粒子失效后既不承担压力也不能承受拉力。

1.3 物质点法及材料模型验证

由于没有相同的头部碰撞试验数据来验证本文构建的头部模型, 本文构建了球碰撞模型, 利用 MPM3D 和 LS-DYNA 对球模型进行计算, 通过验证 MPM3D 算法和所用的材料模型的方式来证明头部碰撞模型计算结果的正确性。球模型是外部一空心球内包一实心球, 受到速度为 6.4 m/s 的铅锤的撞击。空心球和实心球分别用于模拟人体头部的头骨和脑组织, 所使用的材料本构模型和材料参数也与人体头部的头骨和脑组织一致。

计算结果如图 3、4 所示。图中红色虚线表示 MPM3D 计算所得结果, 蓝色实线表示 LS-DYNA 计算所得结果。

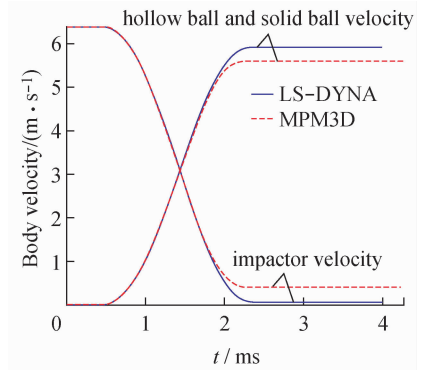
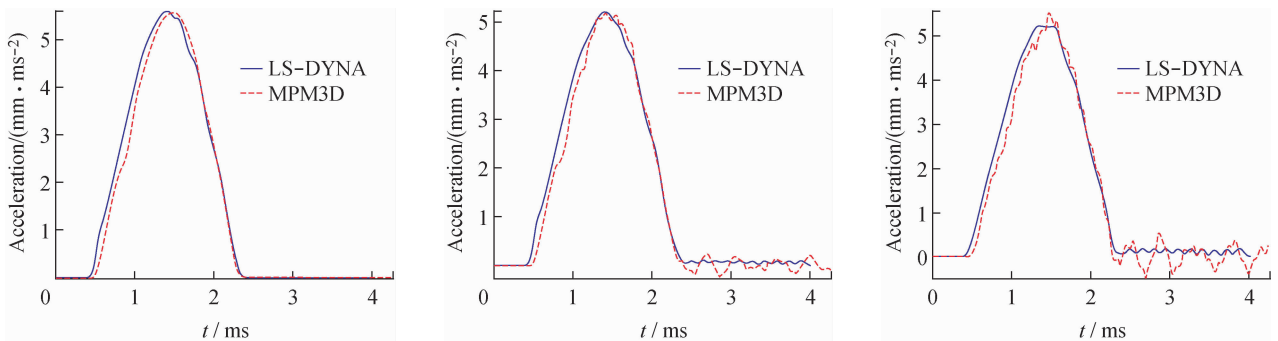


图3 球碰撞模型速度曲线图

Fig.3 Velocity of the ball impact models



(a) 实心球

(b) 空心球

(c) 铅锤

图4 球碰撞模型加速度曲线图

Fig.4 The body's acceleration of the ball impact model

(a) Solid ball, (b) Hollow ball, (c) Lead impactor

尽管在小变形问题上,物质点法的计算精度略低于有限元方法的计算精度,对于本研究,由MPM3D计算所得的数值解与由LS-DYNA计算所得的数值解的差别小于6%,说明MPM3D算法和所用的材料模型是可行的。

2 结果

对于SHFr模型,头骨碰撞后速度为6.36 m/s,铅锤的碰撞后速度为2.82 m/s;对于MHFr模型,头骨的剩余速度为4.9 m/s,铅锤的碰撞后速度为1.63 m/s;对于MHSFi模型,头骨的碰撞后速度为4.28 m/s,铅锤的碰撞后速度为1.24 m/s。

根据1972年美国高速公路安全管理局(NHTSA)制定的头部损伤标准(head injury criterion, HIC)^[10],HIC的计算公式如下:

$$HIC = \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a \, dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \quad (7)$$

式中: a 为头部质心处的加速度; t_2 、 t_1 为碰撞过程中的两个时刻,其取值使HIC最大。

3种头部模型头部质心加速度曲线如图5所示。SHFr模型的头部质心加速度峰值略高于MHSFi模型和MHFr模型的头部质心加速度峰值,3种头部碰撞模型的碰撞动态响应时间基本一致。MHSFi模型的加速度曲线出现多个峰值,结合该模型的碰撞物理现象,可以看出:由于肩部固定,铅锤在第1次碰撞头部后滑落的过程中又对头部进行了多次碰撞。对于SHFr模型,HIC = 706。对于MHFr模型,HIC = 692。对于MHSFi模型,由于头部和铅锤之间的多次碰撞,使HIC值远远大于其他两种模型的HIC值,取第1次碰撞的头部加速度值进行计算(2.5 ms之前),HIC = 566。

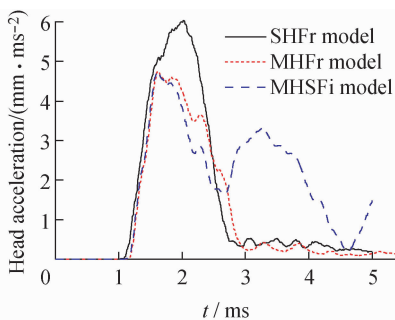


图5 3种头部碰撞模型头部质心加速度曲线
Fig. 5 Acceleration of head for three different head impact models

图6显示1.2 ms时头骨及脑组织上的压力波云图。MHSFi模型和MHFr模型的压力波传播基本一致,SHFr模型的压力波传播在1.2 ms时出现多个波峰,可能是由于铅锤接触头骨较早造成。撞击点处是压缩波,其周围出现拉伸波,头骨和脑组织的压缩波沿着头骨及脑组织由撞击点向后传播。

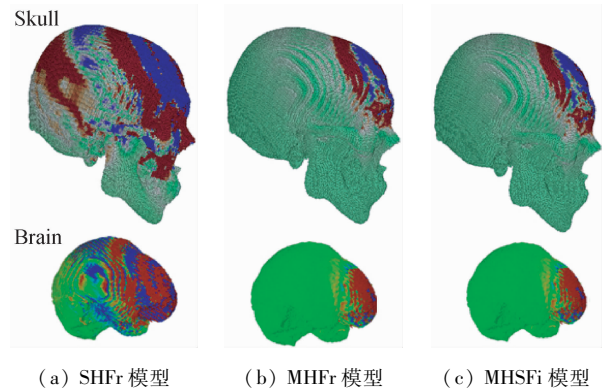


图6 3种头部碰撞模型在1.2 ms时压力云图
Fig. 6 Pressure contour of three head impact models at 1.2 ms
(a) SHFr model, (b) MHFr model, (c) MHSFi mode

MHSFi模型和MHFr模型的损伤云图基本一致。图7所示为头部加速度达到峰值时MHFr模型的头部肌肉、膜层、头骨的损伤云图和SHFr模型的膜层及头骨的损伤云图,图中红色表示损伤失效部分。

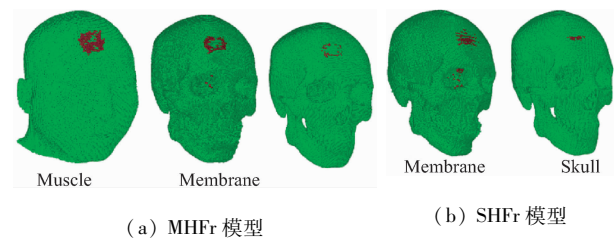


图7 头部加速度达峰值时头部损伤云图
Fig. 7 Contour of head injury at crest of the head acceleration
(a) MHFr model, (b) SHFr model

3 讨论

虽然数值模拟的方法具有可重复性、非破坏性等多方面的优点,但是分析的结果依赖于研究对象的生物力学模型,故建立合理的模型是至关重要的。本文利用人体头部的CT扫描图片构建三维物质点

模型,在几何结构上保留了头部的几何特征,接近真实情况。利用 CT 图片构建三维物质点模型方法简单快捷。在没有使用并行的情况下,利用三维物质点法计算在时间效率上可以接受。

从头部质心加速度曲线图中可以发现,头部肌肉会使头部质心加速度的峰值减小约 20%,且会减小头部碰撞的 HIC 值,说明肌肉对头部有保护作用,可减少碰撞损伤机率;而肩部固定(MHSFi 模型)与头部自由(MHFr 模型)两种碰撞模型的结果比较说明,在完成第 1 次碰撞前(本研究中从碰撞开始到碰撞结束时间小于 2 ms),头部设为自由边界条件对头部碰撞响应的影响不大。此结果与 Ruan 等^[11]及 Willinger 等^[12]提出的结论不完全一致,他们认为对于冲击时间少于 6 ms 的情况,颈部连接处可设置为自由边界条件。头部设为自由边界条件是否影响头部碰撞的响应结果与碰撞持续的时间及完成 1 次碰撞所需的时间有关,碰撞持续的时间长于完成第 1 次碰撞所需时间则有影响,否则无影响。完成第 1 次碰撞所需的时间与头部模型及锤的几何尺寸、质量、撞击速度、材料密度、弹性模量、泊松比等参数有关。

从头骨和脑组织的压力云图可以发现,MHSFi 模型和 MHFr 模型的压力波在头骨和脑组织中的分布及峰值基本一致,进一步说明在第 1 次碰撞结束前头部设为自由边界条件对头部碰撞响应的影响不大。SHFr 模型的压力波波峰出现较早,是由于在 SHFr 模型中铅锤接触头骨较早造成。

MHFr 模型和 MHSFi 模型的损伤云图中,损伤失效部分的面积较 SHFr 模型的损伤云图中损伤失效部分的面积大,但是失效质点的分布比较分散,形成一个空心的圈,说明头部肌肉对撞击力有分散作用,从而减小受伤。3 种模型的失效质点均分布在撞击处和膜层的眼眶处,说明碰撞接触处及眼眶处是比较容易受伤的部位。

4 结论

利用三维物质点法对 3 种头部碰撞模型进行模拟计算,得出以下主要结论:

(1) 头部肌肉对头部碰撞的损伤机理有影响,由于头部肌肉的存在会分散头部的受力分布,头部受力面积扩大,受伤程度减小。

(2) 对于短时间的碰撞(本研究小于 2 ms)头部自由和肩部固定的边界条件对头部碰撞过程中头部动态响应没有影响。但是对于更长时间的碰撞,由于肩部固定导致头部没有及时离开铅锤而产生连续多次碰撞,从而导致头部损伤与头部自由状态下的头部损伤不同,头部质心的加速度曲线也不同。在进行头部碰撞数值模拟研究时,应根据所研究的问题建立合理的模型。

参考文献:

- [1] Hardy CH, Marcal PV. Elastic analysis of a skull [J]. ASME Transaction, 1973; 838-842.
- [2] 赵玮,阮世捷,李海岩. 应用于头部损伤生物力学研究的三维有限元模型发展概况[J]. 中国生物医学工程学报, 2011, 30(1): 110-119.
- [3] Sulsky D, Chen Z, Schreyer HL. A particle method for history-dependent materials [J]. Comput Methods Appl Mech Eng, 1994, 118(1-2): 179-196.
- [4] Ma S, Zhang X, Lian YP, et al. Simulation of high explosive explosion using adaptive material point method [J]. Comp Model Eng, 2009, 39(2): 101-123.
- [5] Ma S, Zhang X. Material point method for impact and explosion problems [C]// Proceedings of 2007 International Symposium on Computational Mechanics. Beijing, China: [s. n.], 2007: 156-166.
- [6] Lian YP, Zhang X, Zhou X, et al. Numerical simulation of explosively driven metal by material point method [J]. Int J Impact Eng, 2011, 38(4): 238-246.
- [7] Charalambopoulos A, Dassios G, Fotiadis DI, et al. Dynamic characteristics of the human skull-brain system [J]. Math Comput Model, 1998, 27(2): 81-101.
- [8] Kleiven S, von Holst H. Consequences of head size following trauma to the human head [J]. J Biomech, 2002, 35(2): 153-160.
- [9] Gong SW, Lee HP, Lu C. Dynamic response of a human head to a foreign object impact [J]. IEEE Transact Biomed Eng, 2008, 55(3): 1226-1229.
- [10] Lankarani HM, Hooper SJ, Mirza MJ, et al. Attenuation and simplified testing procedure of HIC for aircraft crash safety evaluation [C]// Proceedings of General, Corporate & Regional Aviation Meeting & Exposition. Wichita, USA: [s. n.], 1997.
- [11] Ruan JS, Khalil T, King AI. Dynamic response of the human head to impact by three-dimensional finite element analysis [J]. J Biomech Eng, 1994, 116(1): 44-50.
- [12] Willinger R, Taleb L, Kopp CM. Modal and temporal analysis of head mathematical models [J]. J Neurotrauma, 1995, 12(4): 743-754.