

颅脑接触面不同设置以及脑脊液单元划分密度对脑组织动态响应的影响

李 蓓, 阮世捷, 李海岩, 崔世海, 贺丽娟, 吕文乐

(天津科技大学 损伤生物力学与车辆安全工程中心, 天津 300222)

摘要:目的 探讨颅脑接触面不同定义方式和脑脊液(cerebrospinal fluid, CSF)单元划分密度对脑组织动态响应的影响。**方法** 基于第50百分位成人头部有限元模型,通过重构尸体直线撞击试验和旋转试验,将颅骨、CSF和脑组织之间定义为共节点、固连和滑动不分离接触面,研究不同接触面类型对脑组织动态响应的影响;颅骨、CSF和脑组织实现共节点接触,将CSF划分为1层和3层六面体单元并保持厚度不变,研究不同CSF划分密度对脑组织动态响应的影响。**结果** 颅内压力对不同接触面类型较敏感,但脑组织响应对不同CSF单元的划分层数不敏感。**结论** 研究结果对头部有限元模型中CSF构建以及颅脑接触界面的选择提供理论参考。

关键词:脑脊液;接触界面;头部有限元模型

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2019.06.004

Effects of Dynamic Brain Response under Different Setting of Skull-Brain Interface and Mesh Density Division of Cerebrospinal Fluid

LI Bei, Ruan Shijie, LI Haiyan, CUI Shihai, HE Lijuan, LÜ Wenle

(Center for Injury Biomechanics and Vehicle Safety Engineering, Tianjin University of Science and Technology, Tianjin300222, China)

Abstract: Objective To explore the effects of different skull-brain interfaces and mesh density of the cerebrospinal fluid (CSF) on dynamic responses of the brain. **Methods** The impact kinematics on cadaver head under rotation and translation impacts were reconstructed based on the 50th percentile adult head finite element model. The interfaces between skull and CSF, CSF and brain were modeled with different types of interfaces, which were set as sharing nodes, tied, frictionless sliding, so as to investigate the effect of different interface types on dynamic responses of the brain. Then, the interfaces between CSF, skull and brain were set as sharing nodes, while CSF was divided into single-layer and tri-layer of hexahedral element with the constant thickness of CSF, to study influences of CSF with different mesh density layers on dynamic responses of the brain. **Results** The intracranial pressure was highly sensitive to the interface types, while the brain response seemed to be relatively insensitive to the variation in CSF layers. **Conclusions** The research findings provide theoretical references for the construction of CSF and the selection of skull-brain contact interface of the head finite element model.

Key words: cerebrospinal fluid (CSF); contact interface; head finite element model

脑脊液(cerebrospinal fluid, CSF)为无色透明的液体,充满在各脑室、蛛网膜下腔和脊髓中央管内。它供应脑细胞一定的营养,运走脑组织的代谢产物,调节中枢神经系统的酸碱平衡,并缓冲脑和脊髓的压力,减少震荡,对脑和脊髓具有保护和支持作用。若CSF产生过多,或者循环路径受阻,均可导致颅内压力升高。因此,CSF对维持颅内压力的相对稳定具有重要作用。

头部经历直线撞击时,颅内压力升高可能引起硬脑膜下血肿的症状。头部经历旋转运动时,由于颅骨和脑组织密度以及惯性特性不同,脑组织会相对于颅骨产生运动,即颅脑相对位移。这种相对运动会引起脑组织挫伤、对侧性损伤或桥静脉断裂引起的颅内血肿^[1-2]。现阶段,借助有限元方法研究头部损伤已经得到许多成果^[3-5]。在头部有限元模型中,由于CSF存在于颅骨和脑组织之间,故CSF结构特性以及与颅骨和脑组织的接触方式都会影响颅脑之间的相对运动。

在Kleiven等^[6]的研究中,颅骨和脑组织之间的接触用到了共节点连接、滑动接触和无摩擦滑动接触3种接触条件。研究表明,借助共节点连接的仿真实验结果与Nahum^[7]的尸体试验结果相关性最高。此外,Iwamoto等^[8]将大脑和硬脑膜之间的接触设置为完全固定到滑动不分离,结果表明,头部碰撞响应对颅脑之间的接触类型较敏感。然而该研究虽然利用头部模型重构了Nahum^[7]的头部尸体前碰撞线性运动试验,却并未分析头部旋转试验下不同颅脑接触设置对实验结果的影响,也未考虑共节点的接触设置。因此,有必要研究颅骨、CSF和脑组织之间不同接触设置对脑组织响应的影响,从而确定一种边界条件,能够使模型更加准确地反映脑组织的内部运动,预测脑组织损伤。

本文基于由天津科技大学损伤生物力学与车辆安全工程中心实验室构建并验证的第50百分位成人头部有限元模型开展研究^[9]。该模型根据头部CT数据以及解剖学CSF结构特性构建,将颅骨与脑组织之间1~2 mm空间作为CSF,并划分为六面体单元网格建立CSF有限元模型。但不同头部有限元模型中CSF体单元层数却不尽相同。有研究者通过构建1层八节点六面体单元模拟CSF^[10-16],而也有研究者借助3层八节点体单元模拟CSF^[17-18]。以上研究侧重于有限元模型的验证,并没有探讨不同体单元层数

对脑组织局部运动的影响。

基于以上研究现状,本文借助第50百分位成人头部有限元模型,参照不同旋转方向和载荷强度的尸体试验,探讨CSF与颅骨、脑组织之间不同接触类型和CSF不同体单元层数对脑组织响应的影响。

1 材料与方 法

图1所示为天津科技大学损伤生物力学与车辆安全工程中心构建并验证的第50百分位成人头部有限元模型^[7]。其中,脑组织、颅骨、CSF和胼胝体采用六面体单元模拟,大脑镰和小脑幕采用壳单元模拟。整个头部模型质量为4.31 kg,其中脑组织质量为1.77 kg。

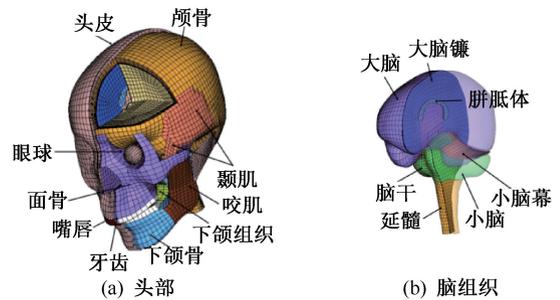


图1 第50百分位成人头部有限元模型

Fig.1 Finite element models representing a 50th percentile adult (a) Head, (b) Brain tissues

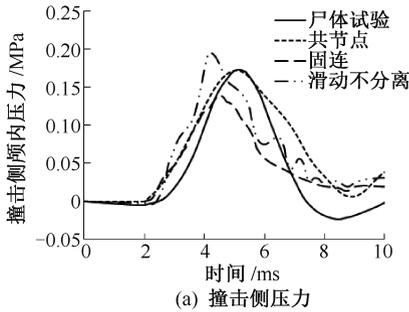
首先,为了研究不同颅骨、CSF和脑组织接触界面设置对脑组织响应的影响,基于脑组织和颅骨的解剖学和生理学特性,在颅骨和CSF以及CSF和脑组织之间建立3种不同类型接触面模型:模型1,采用共节点接触(sharing nodes),颅脑之间的动态表现通过材料的本构关系实现;模型2,接触面定义为固连接触(tied);模型3,接触面定义为滑动不分离界面(sliding only)。其次,为研究不同CSF体单元层数对脑组织响应的影响,颅骨、CSF和脑组织之间实现共节点接触,CSF厚度保持不变,但将其分别划分为1层和3层六面体单元。

模型重构了Nahum^[7]的前额撞击试验(No.37)以及Hardy等^[19-20]的3个头部尸体撞击试验[前额(C383-T1),枕骨(C755-T2),顶骨(C393-T4)]。仿真实验中,颅骨简化为刚体,将以上尸体试验中的动力学参数加载到有限元模型刚性颅骨,模拟头部运动。仿真计算在LS-DYNA有限元分析软件中完成。

2 结果

2.1 不同接触界面对脑组织响应的影响

2.1.1 直线运动 由于 Nahum^[7] 尸体试验中, 37号试验列出了详细的接触力、颅内压力和头部加速度, 故本文重构37号尸体头部直线撞击试验, 并对尸体试验和仿真实验的结果进行对比(见图2)。头部在直线运动中, 不同类型颅骨、CSF和脑组织接触模型的颅内压力响应趋势非常相似, 撞击侧和对撞侧颅内压力峰值都出现在4~6ms, 随着载荷的消失, 颅内压力有趋于原点的趋势。其中, 当颅骨、CSF和脑组织之间实现共节点时,



撞击侧和对撞侧颅内压力峰值以及峰值出现时间与尸体试验结果最接近, 并且仿真实验曲线与尸体试验结果的 Pearson 相关系数最高为 0.98。然而, 滑动不分离和固连接触在对撞侧产生的颅内压力峰值分别高于和低于尸体试验结果 13.2% 和 18.7%, 并且峰值出现时间提前约 0.5 ms。滑动不分离接触提供了一种允许接触面之间产生滑动但是在对撞区域产生拉伸阻力的方法, 使得对撞侧的负压低于尸体试验结果 30.1%。而在对撞侧固连接触下的颅内压力仿真曲线与峰值出现时间虽然与尸体试验结果较接近, 但压力峰值却高出尸体试验 35%。

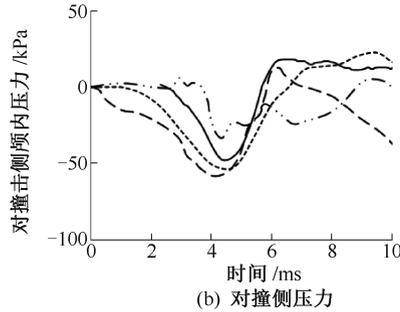


图2 不同接触模型下颅内压力对比

Fig.2 Comparison of intracranial pressure under different interface conditions (a) Coup pressure, (b) Contrecoup pressure

2.1.2 旋转运动 头部前碰撞仿真实验中, 两组中性密度靶(neutral density targets, NDT)在枕顶部和颞肌处的颅脑相对位移如图3所示, 标记点运动的典型特征为在20~40ms出现最大或最小值, 然后在70~90ms头部返回初始位置, 随后在90~105ms到达最小或者最大值。3组仿真实验结果的颅脑相对位移趋势在NDT a1的X和Z方向以及NDT p6的Z方向非常相似, 其中共节点接触模型具有略高的相对位移峰值。其余标记点中, 虽然滑动不分离模型经历较低的颅脑相对位移, 但和固连接触模型仿真结果的趋势几乎没有差别。

图3为C383-T1尸体试验与仿真实验颅脑相对位移结果。由相对位移峰值的平均值可知, 在X方向, 3组接触模型最大和最小值分别低于尸体试验结果27.6%和28.7%、42.1%和30.8%、39.9%和47.7%。而在Z方向, 该值分别低于尸体试验结果10.4%和1.03%、12.4%和26.8%、37.2%和40.0%。虽然3组不同接触方式下位移峰值均与尸体试验结果有明显差别, 但 Pearson 相关系数表明, NDT a1和

p1的X方向、NDT p6的Z方向仿真实验结果均与尸体试验结果有较高的相关性(见表1)。NDT a6的X、Z方向和p1的Z方向曲线变化趋势与尸体试验结果有一定差异, 但最大相关系数却较为合理。

表1 C383-T1 试验仿真曲线与试验曲线相关系数
Tab.1 Correlation coefficients between simulation results and experimental data for C383-T1 experiment

模型	X方向				Z方向			
	a1	a6	p1	p6	a1	a6	p1	p6
共节点	0.95	0.5	0.90	0.82	0.88	0.49	0.62	0.94
固连	0.96	0.42	0.95	0.86	0.87	0.44	0.69	0.95
滑动不分离	0.96	0.38	0.89	0.81	0.88	0.38	0.69	0.94

图4为C393-T4侧面碰撞加速试验的结果。滑动不分离接触模型中的相对位移曲线趋势与尸体试验结果吻合良好, 但相对位移平均峰值在Y和Z方向却分别低于试验结果28%、30%和66.1%、88.9%, 并且波峰波谷的出现都较明显滞后于试验结果约2ms。其两组NDT在Z方向最大相关系数为负($P \geq 0.05$), 并不在较为合理的范围之内(见表2)。

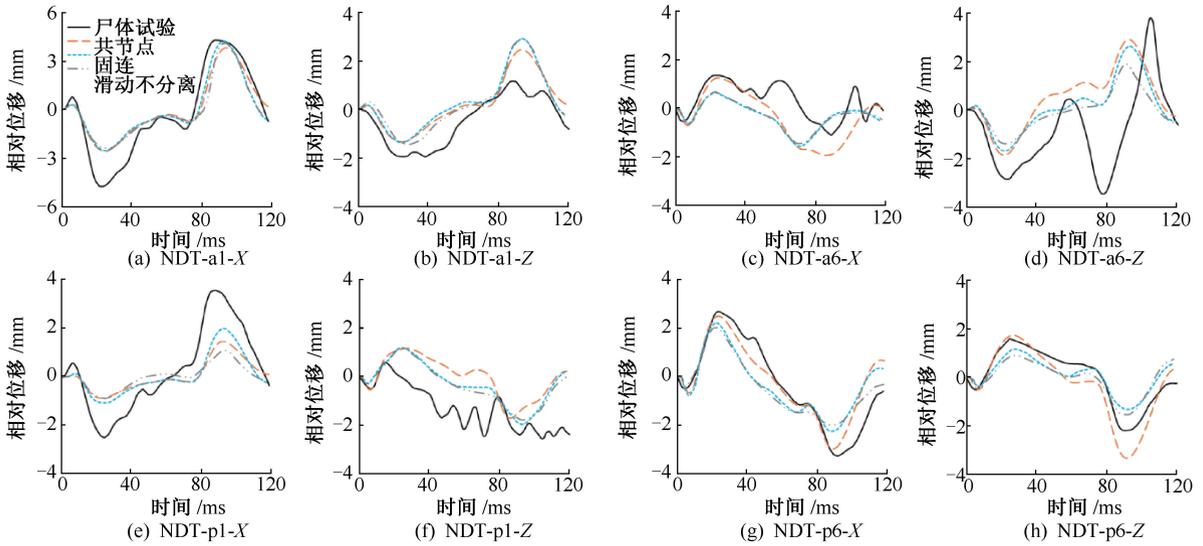


图3 C383-T1 尸体试验与仿真实验颅脑相对位移对比

Fig.3 Comparison between experimental and simulated time histories of relative brain-skull displacement for C383-T1 experiment

(a) NDT-a1-X, (b) NDT-a1-Z, (c) NDT-a6-X, (d) NDT-a6-Z, (e) NDT-p1-X, (f) NDT-p1-Z, (g) NDT-p6-X, (h) NDT-p6-Z

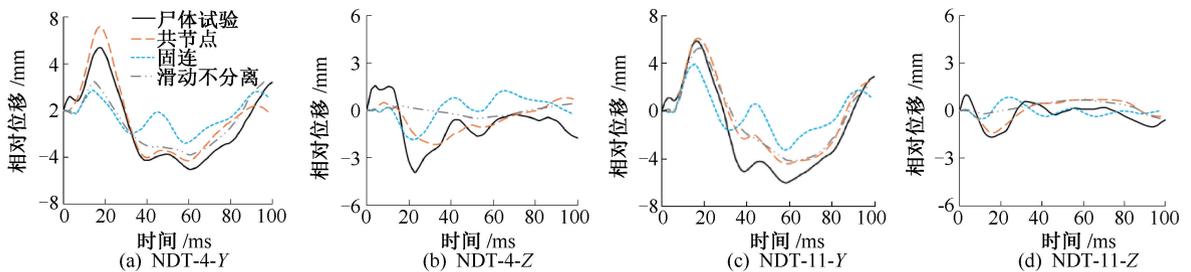


图4 C393-T4 尸体试验与仿真实验颅脑相对位移结果

Fig.4 Comparison between experimental and simulated time histories of relative brain-skull displacement for C393-T4 experiment

(a) NDT-4-Y, (b) NDT-4-Z, (c) NDT-11-Y, (d) NDT-11-Z

表2 C393-T4 试验仿真曲线与试验曲线相关系数

Tab.2 Correlation coefficients between simulation results and experimental data for C393-T4 experiment

模型	Y方向		Z方向	
	4	11	4	11
共节点	0.94	0.97	-0.11	0.77
固连	0.78	0.87	0.55	-0.14
滑动不分离	0.81	0.89	-0.12	-0.15

在固连接触模型中,除 NDT11 的 Z 方向外,其余方向的相对位移曲线趋势与尸体试验结果同样吻合良好,但峰值却明显低于试验结果。相对位移平均峰值在 Y 和 Z 方向分别低于试验结果 21.7%、57.0% 和 44.8%、35.4%。尽管 NDT11 在 Z 方向的最大相关系数为负 ($P \geq 0.05$),其他位置仿真曲线都在统计学意义上与试验曲线相吻合。

与滑动不分离和固连接触模型相比,共节点接触模型相对位移仿真曲线在数值和变化趋势上都与试验结果非常相似。相对位移峰值除 NDT4 的 Z 方向外,其余都与试验结果偏差较小,并且峰值出现时间也与试验结果吻合良好。除 NDT4 在 Z 方向的最大相关系数为负 ($P \geq 0.05$),其他位置仿真实验的统计学结果均在合理范围之内。

如图 5 所示,在 C755-T2 前碰撞加速试验的重构中,共节点和固连接触模型的仿真实验曲线非常相似,相对位移峰值出现在同一时间,虽稍有差异并且相对于试验结果稍有滞后,但与试验结果吻合良好。两组仿真实验结果的最大相关系数基本一致,除 p5 的 X 方向和 a1 的 Z 方向外,其余位置的 Pearson 最大相关系数均较为合理(见表 3)。

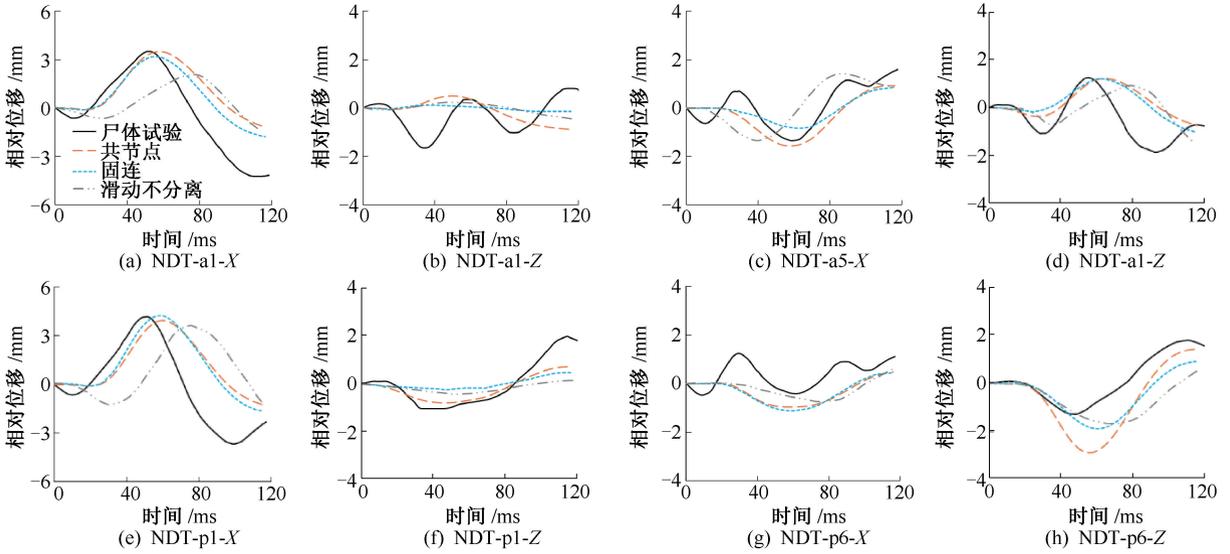


图5 C755-T2 尸体试验与仿真实验颅脑相对位移结果

Fig.5 Comparison between experimental and simulated time histories of relative brain-skull displacement for C755-T2 experiment

(a) NDT-a1-X, (b) NDT-a1-Z, (c) NDT-a5-X, (d) NDT-a1-Z, (e) NDT-p1-X, (f) NDT-p1-Z, (g) NDT-p5-X, (h) NDT-p5-Z

表3 C755-T2 试验仿真曲线与试验曲线的相关系数

Tab.3 Correlation coefficients between simulation results and experimental data for C755-T2 experiment

模型	X 方向				Z 方向			
	a1	a5	p1	p5	a1	a5	p1	p5
共节点	0.93	0.89	0.76	0.39	-0.25	0.48	0.97	0.92
固连	0.93	0.87	0.80	0.37	-0.38	0.64	0.98	0.86
滑动不分离	0.85	0.74	0.71	0.53	-0.38	0.43	0.96	0.87

与此相反的是,滑动不分离接触模型仿真曲线在变化趋势上与试验结果有一定差异,相对位移峰值出现时间明显滞后于试验结果约 10 ms, NDT a1 和 a5 在 Z 方向有较低的最大相关系数。

2.2.1 直线运动 两组仿真实验的颅内压力均呈梯度分布,撞击侧呈正压力,对撞侧呈负压力,且颅内压力分布非常相似。由此可知,不同层数的 CSF 模型对颅内压力分布没有影响(见图 6)。

2.2 不同 CSF 体单元层数对脑组织响应的影响

由颅内压力仿真曲线可知,在撞击侧,两组仿真实验颅内压力分别为 0.172 MPa(1 层 CSF)和 0.184 MPa(3 层 CSF);在对撞侧,相应的颅内压力为-0.054 MPa(1 层 CSF)和-0.067 MPa(3 层 CSF)。可以看出,3 层 CSF 模型仿真实验的颅内压力撞击侧和对撞侧峰值分别高于尸体试验 7% 和 24%,并且峰值出现时间早于尸体试验 0.5~1.0 ms(见图 7)。

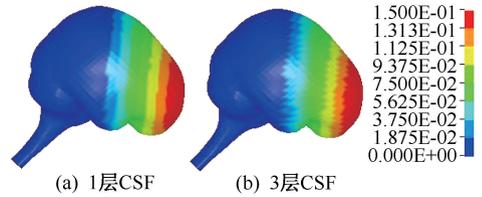


图6 颅内压力梯度云图

Fig.6 Contour of intracranial pressure gradient

(a) CSF with single-layer (b) CSF with tri-layer

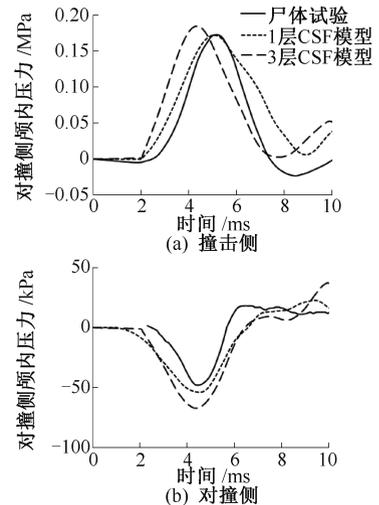


图7 不同脑脊体单元层数下颅内压力对比

Fig.7 Comparison of intracranial pressure under different CSF layers (a) Coup pressure, (b) Contrecoup pressure

2.2.2 旋转运动 图8所示为CSF为1层和3层体单元时颅脑相对位移仿真曲线,对于3组实验,

颅脑相对位移仿真曲线不仅在数值上而且在变化趋势上都与尸体试验结果吻合良好,然而颅脑相对

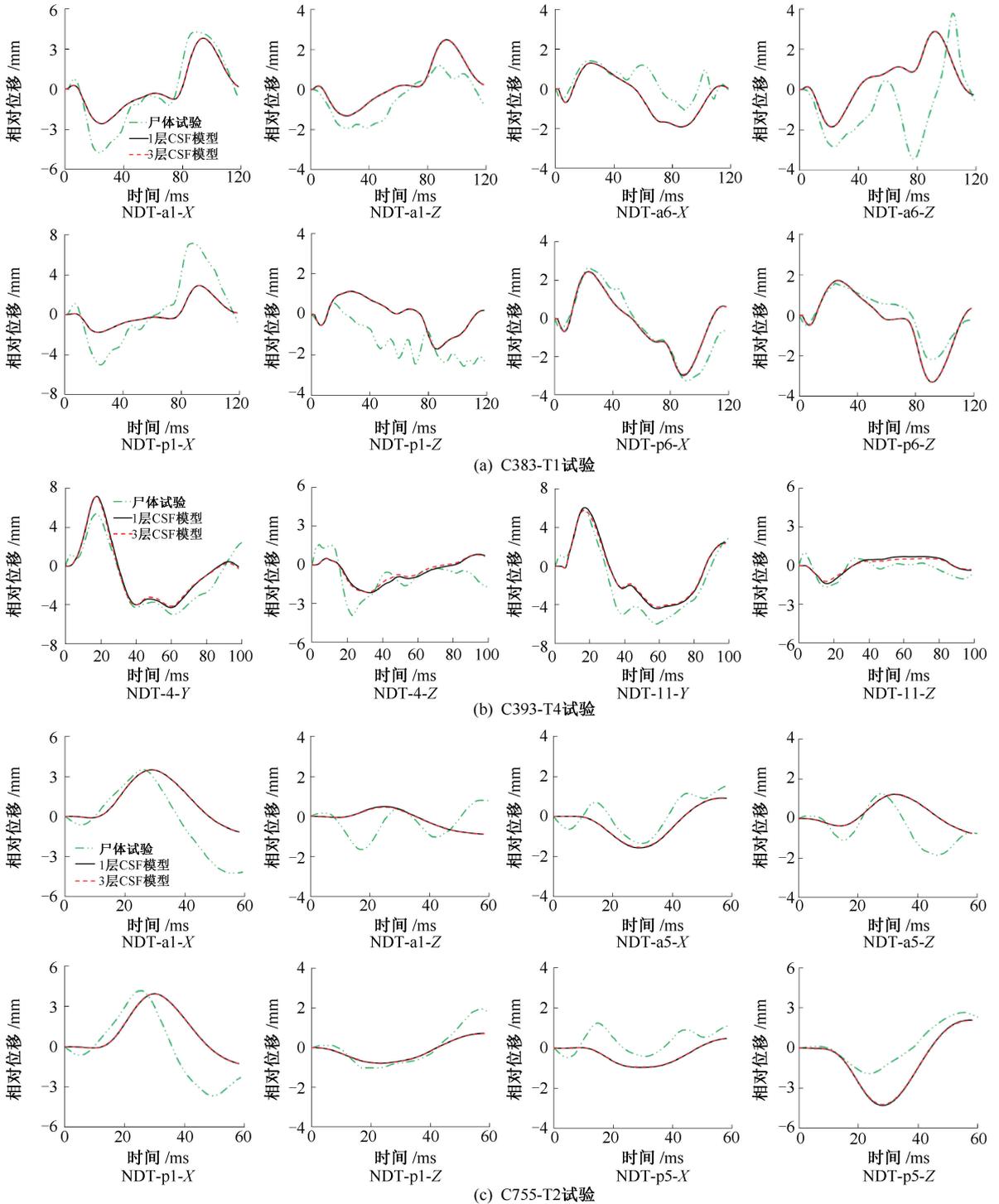


图8 尸体试验与仿真实验颅脑相对位移结果对比

Fig.8 Comparison between experimental and simulated time histories of relative brain-skull displacement

(a) C383-T1 experiment, (b) C393-T4 experiment, (c) C755-T2 experiment

位移峰值与试验结果有一定差异,但其与试验曲线的最大相关系数却较为合理。此外,可以明显看出,两组仿真实验具有相同的颅脑相对位移曲线,都与尸体试验结果吻合良好。因此,颅脑相对位移并不随CSF层数的变化而发生变化,不同CSF层数对脑组织响应没有影响。

3 讨论

3.1 不同接触面设置对脑组织响应的影响

很多研究都借助 Nahum^[7]经典的尸体头部直线撞击试验验证头部有限元模型的有效性。由图2可知,颅内压力对颅骨、CSF和脑组织之间的接触面类型比较敏感。撞击侧颅骨变形和头部直线加速度是导致颅内压力呈梯度分布的直接原因^[21-22]。本研究发现,不同的接触面类型导致撞击侧不同的颅骨变形和直线加速度。因此,从验证角度来说,共节点接触模型仿真实验结果与尸体试验结果相关性最高。

相关研究表明,当颅内压力峰值超过0.235 MPa时,头部会发生较严重的脑损伤,而当颅内压力低于0.173 MPa,则会出现较轻或者并不会出现脑损伤^[11]。本研究中,尸体试验的撞击侧和对撞侧颅内压力范围为0.05~0.17 MPa;同时,共节点接触模型预测的颅内压力范围为0.051~0.170 MPa,该范围十分接近尸体试验结果。然而,滑动不分离模型撞击侧的颅内压力峰值高达0.2 MPa,并且该范围在固连接触模型中为0.06~0.14 MPa,均与尸体试验结果有较大差别。由此可以说明,实现共节点的头部模型能够更加准确地用于研究头部损伤风险以及预测头部损伤类型。

现实生活中,头部经历撞击时,通常伴随着直线运动和旋转运动,若旋转运动产生的角加速度足够大,其损伤部位就极有可能出现在脑组织内部,例如弥漫性轴索损伤。因此,多数研究都先借助 Hardy等^[19-20]的头部旋转尸体试验验证头部有限元模型的有效性,再进行头部外伤性脑损伤的相关研究。本研究中,3组仿真实验结果的颅脑相对位移具有相似的趋势,并且在数量级上与试验结果一致,均与试验结果有较高的相关性(见图3~5)。然而与 Nahum^[7]仿真实验中的颅内压力相比,颅脑相对位移对颅骨、CSF和脑组织之间不同接触类型并不敏感。但从颅脑相对位移峰值来看,共节点模型

的仿真结果与试验结果最为接近,并且其颅脑相对位移结果与试验结果有显著的相关性。Bradsaw等^[23]研究表明,颅脑之间的这种相对位移可以体现脑组织应变响应。由本文结果可知,共节点接触模型有最好的验证结果,可以更加准确地用于研究头部损伤,预测头部损伤风险。

3.2 不同CSF有限元模型层数对脑组织响应的影响

当头部经历简单的直线顿挫性碰撞时,撞击侧颅骨受到挤压发生内凹变形,产生正压力,脑组织被压溃,随着头部的运动,压力波也由撞击侧向对撞侧传递,从而使颅内产生压力梯度。本文研究结果表明,CSF不同层数对颅内压力分布没有影响。仿真实验中,虽然3层CSF模型的仿真实验结果分别高出尸体试验结果7%(撞击侧)和40%(对撞侧),并且在撞击侧压力峰值出现时间延迟约10 ms。但与相关研究^[6,15,24-27]中的验证结果对比发现,两组仿真实验结果均在较合理的范围之内。此外,旋转实验中1层和3层CSF模型仿真实验具有相同的颅脑相对位移曲线,均与尸体试验结果吻合良好。由此可以说明,颅脑相对位移并不随CSF层数的变化而发生任何变化,不同CSF层数对脑组织响应没有影响。因此,在仿真实验中,建议将CSF构建为1层体单元,不仅可以准确预测损伤,还可以缩短计算时间。

4 结语

本文基于第50百分位成人头部有限元模型,通过重构头部尸体直线撞击试验和旋转试验,研究颅骨、CSF和脑组织之间不同接触面类型和不同CSF划分密度对脑组织响应的影响。结果表明,颅内压力对不同接触面类型较敏感,而脑组织的局部运动虽具有相似趋势,但共节点模型的仿真结果与尸体试验结果相关性最高。此外,脑组织响应对不同CSF层数不敏感。研究结果为头部有限元模型中CSF构建以及颅脑接触界面选择提供理论参考。

参考文献:

- [1] GURDJIAN ES. Acute head injuries [J]. Surg Gynecol Obstet, 1978, 146(5): 805-820.
- [2] WARD CC, THOMPSON RB. The development of a

- detailed finite element brain model [C]//Proceedings of International 19th Stapp Car Crash Conference. USA: SAE, 1975.
- [3] ZHAO W, JI S. Brain strain uncertainty due to shape variation in and simplification of head angular velocity profiles. [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2016, 16(2): 1-13.
- [4] JI S, ZHAO W. A pre-computed brain response atlas for instantaneous strain estimation in contact sports[J]. *Ann Biomed Eng* 2015, 43(8): 1877-1895.
- [5] JI S, ZHAO W, LI Z, *et al.* Head impact accelerations for brain strain-related responses in contact sports; A model-based investigation [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2014, 13(5): 1121-1136.
- [6] KLEIVEN S, HARDY WN. Correlation of an FE model of the human head with local brain motion; Consequences for injury prediction [J]. *Stapp Car Crash J*, 2002, 46(2): 123-144.
- [7] NAHUM AM. Intracranial pressure dynamics during head impact[C]// Proceedings of the 21st Stapp Car Crash Conference. USA: SAE, 1977.
- [8] IWAMOTO M, NAKAHIRA Y. Development and validation of the total human model for safety (THUMS) version 5 containing multiple 1D muscles for estimating occupant motions with muscle activation during side impacts [J]. *Stapp Car Crash J*, 2015, 59: 53.
- [9] 赵玮. 基于碰撞生物力学的颅脑损伤机理及损伤评估方法研究[D]. 天津:天津科技大学, 2012.
- [10] SAHOO D, DECK C, WILLINGER R. Brain injury tolerance limit based on computation of axonal strain [J]. *Accident Anal Prev*, 2016, 92: 53-70.
- [11] ZHANG L, YANG KH, KING AI. A proposed injury threshold for mild traumatic brain injury [J]. *J Biomech Eng*, 2004, 126(2): 226-236.
- [12] JHORGAN T, DGILCHRIST M. The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics [J]. *Int J Crashworthiness*, 2003, 8(4): 353-366.
- [13] DECK C, WILLINGER R. The current state of the human head finite element modelling [J]. *Inter J Vehicle Safety*, 2009, 4(2): 85-112.
- [14] CHAFI MS, DIRISALA V, KARAMI G. A finite element method parametric study of the dynamic response of the human brain with different cerebrospinal fluid constitutive properties [J]. *J Eng Med*, 2009, 223(8): 1003-1019.
- [15] KLEIVEN S. Evaluation of head injury criteria using a finite element model validated against experiments on localized brain motion, intracerebral acceleration, and intracranial pressure [J]. *Int J Crashworthiness*, 2006, 11(1): 65-79.
- [16] TAKHOUNTS EG, EPPINGER RH, CAMPBELL JQ. On the development of the SIMon finite element head model [J]. *Stapp Car Crash J*, 2003, 47(47): 107.
- [17] WILLINGER R, BAUMGARTNER D. Human head tolerance limits to specific injury mechanisms [J]. *Int J Crashworthiness*, 2003, 8(6): 605-617.
- [18] ZHAO W. Development and validation of a 5th percentile human head finite element model based on the Chinese population [J]. *Inter J Vehicle Safety*, 2012, 6(2): 91-109.
- [19] HARDY WN, FOSTER CD, MASON MJ. Investigation of head injury mechanisms using neutral density technology and high-speed biplanar X-ray [J]. *Stapp Car Crash J*, 2001, 45: 337.
- [20] HARDY WN, MASON MJ, FOSTER CD. A study of the response of the human cadaver head to impact [J]. *Stapp Car Crash J*, 2007, 51(2): 17-80.
- [21] UNTERHARNSCHEIDT FJ. Translational versus rotational acceleration; Animal experiments with measured input [J]. *Scand J Rehabil Med*, 1972, 4(1): 24.
- [22] RUAN JS. Impact biomechanics of head injury by mathematical modeling [D]. Detroit: Wayne State University, 1994.
- [23] BRADSAW DRS, MORFEY CL. Pressure and shear responses in brain injury models [C]//Proceedings of the 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles. Amsterdam: [s.n.], 2001.
- [24] TAKHOUNTS EG, RIDELLA SA, HASIJI V. Investigation of traumatic brain injuries using the next generation of simulated injury monitor (SIMon) finite element head model [J]. *Stapp Car Crash J*, 2008, 52: 1-31.
- [25] GONG SW, LEE HP, LU C. Computational simulation of the human head response to non-contact impact [J]. *Comput Struct*, 2008, 86(7-8): 758-770.
- [26] KLEIVEN S, HOLST HV. Consequences of head size following trauma to the human head [J]. *J Biomech*, 2002, 35(2): 153-160.
- [27] SAHOO D, DECK C, WILLINGER R. Development and validation of an advanced anisotropic visco-hyperelastic human brain FE model [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2014, 33(5): 24-42.